МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
РОССИЙСКОЕ НТО РЭС ИМ. А.С. ПОПОВА
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ АДМИНИСТРАЦИИ
ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ
ИНСТИТУТ РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ
ИМЕНИ В.А. КОТЕЛЬНИКОВА РАН
ВЛАДИМИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ А.Г. И Н.Г. СТОЛЕТОВЫХ

XIV МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ «ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ»

с научной молодежной школой им. И.Н. Спиридонова
ФРЭМЭ'2020
1-3 ИЮЛЯ 2020

———————♦———————

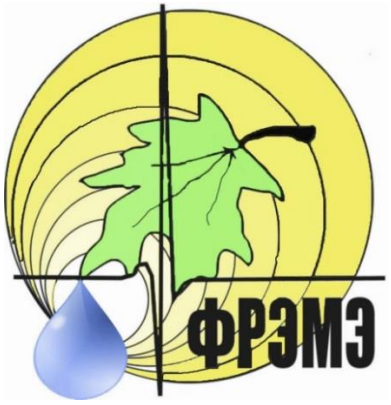
XIV INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE «PHYSICS AND RADIOELECTRONICS IN MEDICINE AND ECOLOGY»

with Scientific Youth school named after I.N. Spiridonov
PhREME'2020
JULY, 1-3, 2020

———————♦———————

ТРУДЫ ♦ PROCEEDINGS

КНИГА II ♦ BOOK II



ВЛАДИМИР - VLADIMIR ♦ СУЗДАЛЬ - SUZDAL

2020

УДК 57.08+615.47+615.8

XIV Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ’2020» – Владимир-Суздаль, Россия, Доклады, Книга 2. ISBN 978-5-905527-38-8

Публикуются труды XIV Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» - ФРЭМЭ’2020. Представлены новые фундаментальные и научно-практические методы и средства ранней диагностики и лечения различных заболеваний; современные способы обработки медико-экологических сигналов и изображений; новые информационные и коммуникационные технологии в медицине и экологии, а также доклады научной молодежной школы имени И.Н. Спиридонова по биометрическим системам и технологиям. Рассмотрены вопросы экологии и здоровья человека, а также методы и средства диагностики природной среды. Приведены аналитические и экспериментальные результаты исследований, полезные специалистам в области радиофизики, биомедицины и экологии.

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

Л.Т. Сушкова, д.т.н., профессор - ответственный редактор
Л.В.Грунская, д.т.н., профессор
Н.Н. Давыдов, д.т.н., профессор
Т.Е. Батоцыренова, д.б.н., профессор
П.А.Полушин, д.т.н., профессор

ISBN 978-5-905527-38-8
(Книга 2)

© авторы докладов
© ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых» (ВлГУ), 2020.

ВЛАДИМИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ВлГУ

Р
Э

МГТУ
1830

FAU

ИКИ

РНТОРЭС
ИМ. А.С.ПОПОВА

ИНФОРМАЦИОННАЯ ПОДДЕРЖКА

СОДЕРЖАНИЕ ♦ CONTENTS

КНИГА I ♦ BOOK I

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 1
Методы и средства диагностики и лечения заболеваний 30
Methods and facilities of diagnostics and treatment

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 2
Биокибернетика и математическое моделирование
Biocybernetics and mathematical modeling 109

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 3
Биомеханика, проблемы коррекции и лечения опорно-двигательного аппарата
Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system 192

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 4
Инфокоммуникационные технологии в медицине и экологии
New information technologies in medicine and ecology 247

КНИГА II ♦ BOOK II

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 5
Интеллектуальные биометрические системы и технологии
(Научная молодежная школа им. И.Н. Спиридонова)
Smart biometric system and technologies 30
(Scientific Youth school named after I.N. Spiridonov)

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 6
Биотехнические и медицинские приборы, аппараты и системы 111
Biotechnical and medical apparatus, systems, complexes

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 7
Методы и средства диагностики природной среды
Methods and facilities for diagnostic of natural environment 246

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 8
Экология и здоровье человека
Ecology and human health 312

КНИГА I ♦ BOOK I

СЕКЦИЯ 1 ♦ SECTION 1

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ

———————— ♦ ————————

METHODS AND FACILITIES OF DIAGNOSTIC AND TREATMENT

ЧАСТОТА И ИНДИВИДУАЛЬНАЯ ВОСПРОИЗВОДИМОСТЬ ФЕНОТИПОВ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ПРИ СОПОСТАВЛЕНИИ ДАННЫХ СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ И САМОКОНТРОЛЯ У БОЛЬНЫХ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТОНИЕЙ И ХРОНИЧЕСКИМИ БОЛЕЗНЯМИ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ *30*
Смирнова М. И., Курехян А. С., Горбунов В. М., Кошеляевская Я. Н.
PREVALENCE AND INDIVIDUAL REPRODUCIBILITY OF BLOOD PRESSURE PHENOTYPES BY COMPARISON OF AMBULATORY AND HOME BLOOD PRESSURE MONITORING RESULTS IN HYPERTENSION AND CHRONIC RESPIRATORY DISEASES
Smirnova M.I., Kurekhyan A.S., Gorbunov V.M., Koshelyaevskaya Y.N.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ИНГИБИТОРА МОНОАМИНОКСИДАЗЫ НА ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ СОСУДОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА *35*
Ставцев Д.Д., Долгих А.И., Горлин П.М., Маковик И.Н., Жеребцов Е.А., Дунаев А.В., Абрамов А.Ю.
THE STUDY OF THE INFLUENCE OF MONOAMINE OXIDASE INHIBITOR ON THE FUNCTIONAL CONDITION OF THE BRAIN VESSELS
Stavtsev D.D., Dolgikh A.I., Gorlin P.M., Makovik I.N., Zherebtsov E.A., Dunaev A.V., Abramov A.Yu.

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЕ ПРЕДИКТОРЫ СЕРДЕЧНОСОСУДИСТЫХ СОБЫТИЙ ОБЗОР
Муромцева Г. А. *39*
ELECTROCARDIOGRAPHIC PREDICTORS OF CARDIOVASCULAR EVENTS. REVIEW
Muromtseva G. A.

РАЗРАБОТКА МЕТОДОВ И СРЕДСТВ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ В ЮГО-ЗАПАДНОМ ГОСУДАРСТВЕННОМ УНИВЕРСИТЕТЕ *45*
Стародубцева Л. В., Медников Д. А.
DEVELOPMENT OF METHODS AND MEANS OF MEDICAL DIAGNOSTICS AT SOUTHWESTERN STATE UNIVERSITY
Starodubtseva L.V., Mednikov D.A.

ОЦЕНКА ДИНАМИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ И ОКИСЛИТЕЛЬНОГО МЕТАБОЛИЗМА У ПАЦИЕНТОВ С САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПРОБ *48*
Жарких Е.В., Локтионова Ю.И., Козлов И.О., Жеребцов Е.А., Жеребцова А.И., Дунаев А.В., Сидоров В.В., Крупаткин А.И.
ESTIMATION OF DYNAMIC CHANGES IN BLOOD MICROCIRCULATION AND OXIDATIVE METABOLISM IN PATIENTS WITH DIABETES MELLITUS USING TEMPERATURE TESTS
Zharkikh E.V., Loktionova Y.I., Kozlov I.O., Zherebtsov E.A., Zherebtsova A.I., Dunaev A.V., Sidorov V.V., Krupatkin A.I.

АНАЛИЗ И ДЕКОМПОЗИЦИЯ ЛАЗЕРНОГО ДОППЛЕРОВСКОГО СПЕКТРА ДЛЯ ОЦЕНКИ МИКРОСОСУДИСТЫХ ОСЛОЖНЕНИЙ ПРИ САХАРНОМ ДИАБЕТЕ ВТОРОГО ТИПА *51*
Козлов И.О., Жеребцов Е.А., Жеребцова А.И., Дунаев А.В.
ANALYSIS AND DECOMPOSITION OF LASER DOPPLER SPECTRUM FOR EVALUATION OF MICROVASCULAR COMPLICATIONS IN DIABETES MELLITUS TYPE 2
Kozlov I.O., Zherebtsov E.A., Zherebtsova A.I., Dunaev A.V.

МЕТОД ДИАГНОСТИКИ КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ НА ОСНОВЕ БИОИМПЕДАНСНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ В АНОМАЛЬНЫХ ЗОНАХ ЭЛЕКТРОПРОВОДИМОСТИ *55*
Протасова З.У., Шаталова О.В., Стадниченко Н.С.
METHOD FOR DIAGNOSTICS OF CRITICAL STATES BASED ON BIOIMPEDANCE RESEARCHES IN ABNORMAL ZONES OF ELECTRICAL CONDUCTIVITY
Protasova Z.U., Shatalova O.V., Stadnichenko N.S.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ОСИ СЕРДЦА **59**
Британ С.Н., Британа М.А., Власенко **Р.Я.**
COMPARATIVE ANALYSIS OF METHODS FOR ASSESSING THE ELECTRIC AXIS OF THE HEART
Britin S.N., Britina M.A., Vlasenko R.Ya.

ЭХОГРАФИЧЕСКАЯ ИНФОРМАЦИЯ ПРИ ВЫЯВЛЕНИИ РАКА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ *63*
Зинченко И.В., Попов С.В., Титова Л.А., Попов И.В., Попова В.П.
ECHOGRAPHIC INFORMATION IN IDENTIFICATION OF PROSTATE CANCER
Zinchenko I.V., Popov S.V., Titova L.A., Popov I.V., Popova V.P.

ЛАБОРАТОРНО-ОБЛАЧНЫЙ КОМБАЙН МЕДИЦИНСКОЙ МИКРОСКОПИИ МЕКОС **67**
Медовый В.С., Стрела Н.М.
LABORATORY-CLOUD MEDICAL MICROSCOPY COMBINE MECOS
Medovy V.S., Strela N.M.

ПЕРСПЕКТИВЫ ДИСТАНЦИОННОГО КОНТРОЛЯ ХРОНИЧЕСКОЙ ОБСТРУКТИВНОЙ БОЛЕЗНИ ЛЁГКИХ И БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЫ *72*
Антипушина Д.Н., Смирнова М.И.
PROSPECTS FOR REMOTE CONTROL OF CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE AND ASTHMA
Antipushina D.N., Smirnova M.I.

МЕТОДЫ ЛАБОРАТОРНОЙ ДИАГНОСТИКИ НОВОЙ КОРОНАВИРУСНОЙ ИНФЕКЦИИ **74**
Романова М.А.
METHODS OF LABORATORY DIAGNOSTICS OF A NEW CORONAVIRUS INFECTION
Romanova M. A.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПЕРЕВИТОЙ ГЕПАТОЦЕЛЛЮЛЯРНОЙ КАРЦИНОМЫ МЫШЕЙ МЕТОДАМИ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ И ДИФФУЗНО-ОТРАЖАТЕЛЬНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ *77*
Кандурова К.Ю., Потапова Е.В., Шуплецов В.В., Серёгина Е.С., Дрёмин В.В., Жеребцов Е.А., Алексеев А.Г., Мамошин А.В., Дунаев А.В.
THE STUDY OF INOCULATED HEPATOCELLULAR CARCINOMA IN MICE USING FLUORESCENCE AND DIFFUSE REFLECTANCE SPECTROSCOPY
Kandurova K.Y., Potapova E.V., Shupletsov V.V., Seryogina E.S., Dremin V.V., Zherebtsov E.A., Alekseyev A.G., Mamoshin A.V., Dunaev A.V.

СРАВНЕНИЕ СКОРОСТИ ВЫРАБОТКИ NADH В ТКАНЯХ РАЗЛИЧНЫХ ОТДЕЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА КРЫС *81*
Горлин П.М., Палалов А.А., Стельмащук О.А., Жеребцов Е.А., Абрамов А.Ю.
COMPARISON OF NADH PRODUCTION SPEED IN TISSUES OF VARIOUS RATBRAIN REGIONS
Gorlin P.M., PalalovA.A., Stelmashchuk O.A., Zherebtsov E.A., Abramov A.Y.

КОМПЛЕКСНАЯ ОЦЕНКА ОКИСЛИТЕЛЬНОГО СТРЕССА В ТКАНЯХ ОТДЕЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА КРЫС ПО СОДЕРЖАНИЮ ВОССТАНОВЛЕННОГО ГЛУТАТИОНА И СКОРОСТИ ПРОДУКЦИИ АКТИВНЫХ ФОРМ КИСЛОРОДА *85*
Тагунов П.А., Микенькина М.А., Винокуров А.Ю., Абрамов А.Ю.
COMPREHENSIVE ASSESSMENT OF OXIDATIVE STRESS IN RAT BRAIN TISSUES BASED ON THE CONTENT OF REDUCED GLUTATHIONE AND THE RATE OF PRODUCTION OF REACTIVE OXYGEN SPECIES
Tagunov P.A., Mikenkina M.A., Vinokurov A.Yu., Abramov A.Yu.

ИССЛЕДОВАНИЕ СОДЕРЖАНИЯ МИХОНДРИАЛЬНЫХ ФОРМ НАДН В ТКАНЯХ ОТДЕЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА КРЫС *89*
Серёгина Е.С., Волтов А.А., Ветров И.А., Шуплецов В.В., Брянская Е.О., Абрамов А.Ю.
THE STUDY OF MITOCHONDRIAL NADH CONTENT IN RAT BRAIN TISSUES
Seryogina E.S., Voltov A.A., Vetrov I.A., Shupletsov V.V., Bryanskaya E.O., Abramov A.Yu.

АКТУАЛЬНОСТЬ РЕГИСТРАЦИИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ *93*
Антипушина Е.С., Некрасова Ю.Ю.
RELEVANCE OF EVOKED POTENTIALS REGISTRATION IN CLINICAL PRACTICE
Antipushina E.S., Nekrasov Yu.Yu.

МЕДИКО-ДЕМОГРАФИЧЕСКАЯ ОБСТАНОВКА ВО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ **94**
Буренков В.Н., Сушкова Л.Т.
MEDICAL AND DEMOGRAPHIC SITUATION IN THE VLADIMIR REGION
Burenkov V.N., Sushkova L.T.

МЕТАМОРФОЗЫ РОССИЙСКОГО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ В ЭПОХУ РЕФОРМ КОНЦА XX И НАЧАЛА XXI СТОЛЕТИЯ *96*
Ильин А.И.
METAMORPHOSES OF RUSSIAN HEALTHCARE IN THE ERA OF REFORMS AT THE END OF THE XX CENTURY AND THE BEGINNING OF THE XXI CENTURY
Ilyin A. I.

ДЕЙСТВИЕ ИОНОВ ЦИНКА В УСЛОВИЯХ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ НА ФУНКЦИОНАЛЬНУЮ АКТИВНОСТЬ ЛИМФОКИН-АКТИВИРОВАННЫХ КИЛЛЕРОВ *99*
Лебединская О.В., Анисимова Н.Ю., Киселевский М.В.
THE EFFECT OF ZINC IONS IN AN ELECTROMAGNETIC FIELD ON THE FUNCTIONAL ACTIVITY OF LYMPHOKINE-ACTIVATED KILLERS
Lebedinskaya O.V., Anisimova N.Yu., Kiselevsky M.V.

АНАЛИЗ ПОЛИПРОГМАЗИИ В ПЕДИАТРИЧЕСКОМ ОТДЕЛЕНИИ **101**
Смирнова О.Н., Смирнов А.А., Егорова С.А.
ANALYSIS OF POLYPRAGMASIE IN PEDIATRIC
Smirnova O. N., Smirnov A. A., Egorova S. A.

ОЦЕНКА ВОЗРАСТНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ ФОРМЫ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ, РЕГИСТРИРУЕМОЙ МЕТОДОМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ *102*
Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А.
EVALUATION OF THE AGE-RELATED CHANGES OF PULSE WAVEFORM REGISTERED BY PHOTOPLETHYSMOGRAPHY
Lapitan D.G., Rogatkin D.A.

СОВРЕМЕННЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ В ОБЛАСТИ КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ МЛАДЕНЦЕВ *107*
Чезганов М.В., Евграфов В.В.
CURRENT TRENDS IN THE FIELD OF MONITORING THE HEALTH OF BABIES
Chezganov M.V., Evgrafov V.V.

СЕКЦИЯ 2 ♦ SECTION 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

BIOCYBERNETICS AND MATHEMATICAL MODELING

ИССЛЕДОВАНИЕ НАРУШЕНИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ВОЗБУЖДЕНИЯ МИОКАРДА ЖЕЛУДОЧКОВ ПО ПОВЕРХНОСТНЫМ ЭКГ СИГНАЛАМ *109*
Юлдашев З. М., Немирко А. П., Рипка Д. С.
RESEARCH OF DISORDERS OF ELECTRICAL EXCITATION OF THE VENTRICULAR MYOCARDIUM BY SURFACE ECG SIGNALS
Yuldashev Z. M., Nemirko A.P., Ripka D.S.

DECISION SUPPORT SYSTEM OF ANEMIAS DIAGNOSTICS **113**
Sadykova E.V., Yuldashev Z.M.
СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДИАГНОСТИКИ АНЕМИЙ
Садыкова Е. В., Юлдашев З. М.

ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПРОВОДЯЩЕЙ СИСТЕМЫ СЕРДЦА **116**
Бритин С.Н., Британа М.А., Власенко Р.Я.
ELECTRICAL MODEL OF THE CARDIAC CONDUCTING SYSTEM
Britin S.N., Britina M.A., Vlasenko R.Ya.

АЛГОРИТМ АВТОМАТИЧЕСКОГО ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ДИНАМИКИ КОРРЕЛЯЦИОННЫХ РИТМОГРАММ НА ДЛИННЫХ ЗАПИСЯХ СИГНАЛОВ **119**
Тимофеева П.Ю., Алексеев Б.Э., Манило Л.А., Немирко А.П.
ALGORITHM FOR AUTOMATIC REPRESENTATION OF THE DYNAMICS OF CORRELATION RHYTHMOGRAMS ON LONG SIGNAL RECORDINGS
Timofeeva P. Yu., Alekseev B. E., Manilo L. A., Nemirko A. P.

ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ АЛГОРИТМА РЕШЕНИЯ ОБРАТНОЙ ЗАДАЧИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ ***123***
Куприянова Я. А., Жихарева Г. В., Мишенина Т. Б., Куропаткин С. А.
SELECTION OF PARAMETERS ALGORITHM FOR SOLVING THE INVERSE PROBLEM OF ELECTROCARDIOGRAPHY
Kupriyanova Ya. A., Zhikhareva G. V., Mishenina T. B., Kuropatkin S. A.

О ПРОГНОСТИЧЕСКОЙ ЗНАЧИМОСТИ ЭНТРОПИЙНОГО ПОКАЗАТЕЛЯ **127**
Силкина У. И., Баландин В. А.
ABOUT THE PREDICTIVE SIGNIFICANCE OF THE ENTROPY PARAMETER
Silkina U. I., Balandin V. A.

МЕЖКАНАЛЬНАЯ ФАЗОВАЯ СИНХРОНИЗАЦИЯ ЭЭГ У ПАЦИЕНТОВ С ЧЕРЕПНО-МОЗГОВОЙ ТРАВМОЙ ДО И ПОСЛЕ РЕАБИЛИТАЦИИ **130**
Толмачева Р.А., Обухов Ю.В. , Жаворонкова Л.А.
THE INTER-CHANNEL PHASE SYNCHRONIZATION OF EEG IN PATIENTS WITH TRAUMATIC BRAIN INJURY BEFORE AND POST REHABILITATION
Tolmacheva R.A., Obukhov Y.V., Zhavoronkova L.A.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ СИГНАЛОВРАЗЛИЧНЫХ ЧАСТОТ НА ЭКГ **133**
Дахва М.С.
EXPERIMENTAL STUDY OF THE INFLUENCE OF SIGNALS OF DIFFERENT FREQUENCIES ON THE ECG
Dahua M. S.

СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ КЛАССИФИКАЦИЯ ЭКГ СИГНАЛОВ **137**
Дахва М.С.
COMPARATIVE RESEARCH OF ECG CLASSIFICATION METHODS
Dahua M. S.

ОБЗОР МЕТОДОВ ИЗВЛЕЧЕНИЯ ПРИЗНАКОВ ЭКГ **144**
Дахва М.С.
REVIEW OF ECG FEATURE EXTRACTION METHODS
Dahua M. S.

РЕЗУЛЬТАТЫ ПОИСКА ПРИЗНАКОВ ДИАБЕТИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ ЭКГ С ПРИМЕНЕНИЕМ НЕЙРОСЕТЕВОГО АНАЛИЗА **149**
Исаков Р.В., Ананьева А.А.
RESULTS OF SEARCHING FOR FEATURES OF DIABETIC ECG CHANGES USING NEURAL NETWORK ANALYSIS
Isakov R.V., Ananyeva A.A.

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС С ГРАФИЧЕСКИМ ИНТЕРФЕЙСОМ ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИЯ СДВИГОВЫХ ВОЛН В МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ **153**
Лисин А.А., Калинкина Е.М., Демин И.Ю.
SOFTWARE PACKAGE WITH GRAPHICAL INTERFACE FOR MODELING AND VISUALIZATION OF SHEAR WAVES IN SOFT BIOLOGICAL TISSUES
Lisin A. A., Kalinkina E. M., Demin I. Yu.

ФЕНОМЕНОЛОГИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ НЕЙРОГЕННОГО АРИТМОГЕНЕЗА **155**
Кузнецов А.А.
PHENOMENOLOGICAL MODEL OF NEUROGENIC HEART RHYTHM
Kuznetsov A. A.

УНИВЕРСАЛЬНЫЕ СТАДИИ АРИТМОГЕНЕЗА ПРИ РАБОТЕ СЕРДЦА **159**
Кузнецов А.А., Чепенко В.В.
UNIVERSAL STAGES OF ARRHYTHMOGENESIS AT HEART WORK
Kuznetsov A.A., Chepenko V. V.

ЧИСЛОВОЙ ИНДИКАТОР АРИТМОГЕНЕЗА **163**
Кузнецов А.А.
THE ARRHYTHMOGENESIS NUMERICAL INDICATOR
Kuznetsov A.A.

ПОКАЗАТЕЛИ СИММЕТРИИ В КЛАСТЕРНОМ АНАЛИЗЕ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ **168**
Никитин О.Р., Кисляков А.Н.
SYMMETRY INDICATORS IN CLUSTER ANALYSIS OF COMPLEX SYSTEMS
Nikitin O. R., Kislyakov A. N.

РАЗРАБОТКА МНОГОКАНАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ МОНИТОРИНГА ПАРАМЕТРОВ ТОЧЕК АКУПУНКТУРЫ **172**
Косоруков А.Е., Еланская О.М.
DEVELOPMENT OF A MULTI-CHANNEL SYSTEM FOR MONITORING ACOUNCTURE POINT PARAMETERS
Kosorukov A.E., Elanskaya O.M.

ПРОБЛЕМЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ПОДДЕРЖКИ ПЛАНИРОВАНИЯ РЕФРАКЦИОННЫХ ОПЕРАЦИЙ **177**
Сабинина А.Р., Сафонова Л.П.
PROBLEMS OF DESIGNING A SYSTEM OF AUTOMATED SUPPORT FOR PLANNING REFRACTIVE OPERATIONS
Sabinina A.R., Safonova L.P.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ УВЕЛИЧЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТИ И БЕЗОПАСНОСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ДАТЧИКОВ ПУТЕМ МОДЕЛИРОВАНИЯ СИГНАЛОВ С OFDM МОДУЛЯЦИЕЙ В СРЕДЕ LABVIEW *179*
Давыдов Г.Д., Сушкова Л.Т.
INVESTIGATION OF THE POSSIBILITY OF INCREASING THE DURATION AND SAFETY OF FUNCTIONING OF MEDICAL SENSORS BY SIMULATING SIGNALS WITH OFDM MODULATION IN THE Lab VIEW ENVIRONMENT
Davidov G.D., Sushkova L.T.

НЕЧЕТКИЕ МОДЕЛИ ОЦЕНКИ ВЛИЯНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ РАДИОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА НА ОРГАНИЗМ ЧЕЛОВЕКА **181**
Кореневский Н.А., Титова А.В.
FUZZY MODELS FOR EVALUATING THE EFFECT OF RADIO FREQUENCY ELECTROMAGNETIC FIELDS ON THE HUMAN BODY
Korenevskiy N.A., Titova A.V.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОКАЗАТЕЛЯ ХЕРСТА В АНАЛИЗЕ ЭЭГ СИГНАЛОВ **184**
Старченкова К. С., Манило Л. А.
USING THE HURST INDICATOR IN THE ANALYSIS OF EEG SIGNALS
Starchenkova K. S., Manilo L. A.

МЕТОД ЭМПИРИЧЕСКОЙ МОДОВОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ ОБРАБОТКИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ СО СЛУЖЕБНОЙ СОБАКИ **188**
Силаева А. А., Кобелев А. В., Аполлонова И. А., Николаев А.П.
METHOD OF EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION PROCESSING OF PHYSIOLOGICAL SIGNALS FROM A SERVICE DOG
Silaeva A. A., Kobelev A.V., Apollonova I. A., Nikolaev A. P.

СЕКЦИЯ 3 ♦ SECTION 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

BIOMECHANICS, PROBLEMS OF CORRECTION AND TREATMENT OF MUSCULOSKELETAL SYSTEM

ИННОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ КОМБИНИРОВАННОЙ СТЕРИЛИЗАЦИИ КОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ. АНАЛИЗ И ПЕРСПЕКТИВЫ **192**
Розанов В.В., Матвейчук И.В., Николаева Н.А., Черняев А.П.
INNOVATIVE TECHNOLOGIES OF BONE IMPLANTS COMBINED STERILIZATION. ANALYSIS AND PROSPECTS
Rozanov V.V., Matveychuk I.V., Nikolaeva N.A., Chernyaev A.P.

БИОСОВМЕСТИМЫЕ НАНОМАТЕРИАЛЫ – КАРКАСНЫЕ НОСИТЕЛИ КЛЕТОЧНЫХ СТРУКТУР **197**
Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Сергеева Н.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р.
BIOCOMPATIBLE NANOMATERIALS-FRAME CARRIERS OF CELLULAR STRUCTURES
Belyanin A. F., Bagdasaryan A. S., Sergeeva N. S., Bagdasaryan S. A., Pavlyukova E. R.

ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПРОЦЕССОВ НА ПОВЕРХНОСТИ КОСТНЫХ ФРАГМЕНТОВ ПОСЛЕ ИХ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОГО РАЗДЕЛЕНИЯ **199**
Шутеев С.А., Розанов В.В., Матвейчук И.В.
STUDY OF THE DYNAMICS OF TEMPERATURE PROCESSES ON THE SURFACE OF BONE FRAGMENTS AFTER THEIR HYDRODYNAMIC SEPARATION
Shuteev S. A., Rozanov V. V., Matveychuk I. V.

СОВРЕМЕННЫЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К ПОВЫШЕНИЮ ЭФФЕКТИВНОСТИ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА **201**
Матвейчук И.В., Розанов В.В., Шутеев С.А.
MODERN BIOMECHANICAL APPROACHES TO IMPROVING THE EFFECTIVENESS OF DIAGNOSTICS AND TREATMENT OF THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM
Matveychuk I.V., Rozanov V.V., Shuteev S. A.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ РОБОТИЗИРОВАННЫЙ ОРТОПЕДИЧЕСКИЙ АППАРАТ **206**
Новиков В.И., Муравьев С.А., Степура Д.С.
BIOMECHANICAL ROBOTIZED ORTHOPEDIC APPARATUS
Novikov V.I., Murav'ev S.A., Stepura D.S.

ИННОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В УПРАВЛЕНИИ РОСТА КОСТЕЙ И КОРРЕКЦИИ ДЕФОРМАЦИЙ КОНЕЧНОСТЕЙ У ДЕТЕЙ – ВОЗМОЖНОСТИ СТИМУЛЯЦИИ ОСТЕОГЕНЕЗА **210**
Чочиев Г.М., Королькова О.И., Рубцов А.М.
INNOVATIVE TECHNOLOGIES IN THE MANAGEMENT OF BONE GROWTH AND CORRECTION OF LIMB DEFORMITIES IN CHILDREN-THE POSSIBILITY OF STIMULATING OSTEOGENESIS
Chochiev G. M., Korolkova O. I., Rubtsov A.M.

МОДУЛЬНЫЕ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ПРОТЕЗЫ РУК **211**
Муравьев С.А., Муравьев А.Г., Новиков В.И.
MODULAR BIOELECTRIC PROSTHETIC HANDS
Murav'ev S.A., Murav'ev A.G., Novikov V.I.

ПОТРЕБНОСТЬ В ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МИНИНВАЗИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ОРТОПЕДИИ И ТРАВМАТОЛОГИИ **215**
Чочиев Г.М., Королькова О.И., Ганькин И.А.
THE NEED FOR VISUALIZATION WHEN USING MINIMALLY INVASIVE TECHNOLOGIES IN ORTHOPEDICS AND TRAUMATOLOGY
Chochiev G. M., Korolkova O. I., Gankin I. A.

18-ЛЕТНИЙ ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ КОРРИГИРУЮЩИХ ОСТЕОТОМИЙ ОБЛАСТИ КОЛЕННОГО СУСТАВА ПРИ ДЕФОРМИРУЮЩИХ ОСТЕОАРТРИТАХ КОЛЕННОГО СУСТАВА – ПРОБЛЕМА УСКОРЕНИЯ КОНСОЛИДАЦИИ **217**
Чочиев Г.М., Королькова О.И., Галустьян А.Л., Репчанская Э.А., Дороговцева Н.Н.
18 YEARS EXPERIENCE IN THE APPLICATION OF CORRECTIVE OSTEOTOMIES OF THE KNEE JOINT WHEN DEFORMING OSTEOARTHRITIS OF THE KNEE – THE PROBLEM OF ACCELERATING CONSOLIDATION
Chochiev G. M., Korolkova O. I., Galustyan A. L., Repchanskaya E. A., Dorogovtseva N. N.

ИССЛЕДОВАНИЕ РЫНКА СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИМИ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ **218**
Гойдина Т.А., Кобелев А.В., Писарева А.В.
MARKET RESEARCH OF CONTROL SYSTEMS FOR BIOELECTRIC UPPER LIMB PROSTHESES
Goidina T.A., Kobelev A.V., Pisareva A.V.

ИЗМЕРЕНИЯ ВЯЗКИХ (МЕТОД КАМЕРТОНА) И УПРУГИХ (ЭЛАСТОГРАФИЯ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ) ХАРАКТЕРИСТИК БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ И ЖИДКОСТЕЙ **226**
Спивак А.Е., Иванова А.В., Демин И.Ю., Рыхтик П.И., Сафонов Д.В.
THE MEASUREMENT OF VISCOUS (METHOD OF A TUNING FORK) AND ELASTIC (SHEAR WAVE ELASTOGRAPHY) CHARACTERISTICS OF BIOLOGICAL TISSUES AND FLUIDS
Spivak A.E., Ivanova A.V., Demin I.Yu., Rykhtik P.I., Safonov D.V.

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ СКОРОСТИ В КАВОПУЛЬМАНАЛЬНОМ СОЕДИНЕНИИ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ ОДНОЖЕЛУКОЧКОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ **228**
Ермоленко С. И.
VELOCITY DISTRIBUTION IN A CO-MUSLIM COMPOUND DURING SURGICAL RECONSTRUCTION OF A UNISOLVENT CIRCULATION
Ermolenko S.I.

ИССЛЕДОВАНИЕ РЫНКА ТРЕНАЖЁРОВ ДЛЯ ОТРАБОТКИ НАВЫКОВ ВЫПОЛНЕНИЯ СОСУДИСТОГО ШВА **232**
Давыдова И. Д., Писарева А.В.
MARKET RESEARCH OF SIMULATORS FOR PRACTICING VASCULAR SUTURE SKILLS
Davydova I. D., Pisareva A.V.

РАЗРАБОТКА МЕДИЦИНСКОГО ЭКЗОСКЕЛЕТА С БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИМ УПРАВЛЕНИЕМ **236**
Куст С.Ю., Кадыров С.Х., Шостак П.А., Писарева А.В.
DEVELOPMENT OF MEDICAL EXOSKELETON WITH BIOELECTRIC CONTROL
Kust S.Y., Kadirov S.K., Shostak P.A., Pisareva A.V.

СТЕНД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИМАЛЬНОГО ПРИЖАТИЯ ЭЛЕКТРОДНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ БИОНИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ СИГНАЛА ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА **240**
Брико А.Н., Каправчук В.В.
STAND FOR DETERMINING THE OPTIMAL PRESSURE OF THE ELECTRODE SYSTEM FOR BIONIC CONTROL BASED ON THE ELECTRICAL IMPEDANCE SIGNAL
Briko A.N., Kapravchuk V.V.

РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ТРЕМОРА КИСТЕЙ РУК НА БАЗЕ ТЕРМЕНВОКСА **242**
Ефремова А. С., Смирнова А.А., Писарева А.В., Николаев А.П.
DEVELOPMENT OF A HAND TREMOR REGISTRATION MODULE BASED ON A THEREMIN
Efremova A. S., Smirnova A. A., Pisareva A.V., Nikolaev A. P.

СЕКЦИЯ 4 ♦ SECTION 4
ИНФОТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

INFOTELECOMMUNICATION TECHNOLOGIES IN MEDICINE AND ECOLOGY

«МОНИТОРИНГ БИОМЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ И КОРРЕКЦИЯ КОГНИТИВНЫХ СПОСОБНОСТЕЙ ЛИЦ С ИНВАЛИДНОСТЬЮ НА ОСНОВЕ МНОГОПАРАМЕТРИЧЕСКИХ БОС-ТРЕНИНГОВ» ***247***
Истомина Т.В., Петрунина Е.В., Истомин В.В., Труб Н.В., Копылова Е.В.
«MONITORING OF BIOMEDICAL DATA AND CORRECTION OF COGNITIVE ABILITIES OF PERSONS WITH DISABILITIES BASED ON MULTIPARAMETRIC BOS TRAINING»
Istomina T. V., Petrunina E. V., Istomin V. V., TRUB N. V., Kopylova E. V.

УМЕНЬШЕНИЕ ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЙ ПОГРЕШНОСТИ ПРИ ИЗМЕРЕНИИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ***251***
Алиев Тельман Абаскули оглы
REDUCTION OF INSTRUMENTAL ERROR WHEN MEASURING ARTERIAL PRESSURE
Aliev Telman oglu Bascule

СЕГМЕНТАЦИЯ ОБЛАСТЕЙ ИНТЕРЕСА В ДАННЫХ ДЛИТЕЛЬНОГО МОНИТОРИНГА ЭЭГ ПОСЛЕОПЕРАЦИОННЫХ БОЛЬНЫХ ЭПИЛЕПСИЕЙ ***253***
Кершнер И.А., Обухов Ю.В., Синкин М.В.
SEGMENTATION OF AREAS OF INTEREST IN LONG-TERM EEG MONITORING DATA FOR POSTOPERATIVE EPILEPSY PATIENTS
Kershner I. A., Obukhov Y.V., Sinkin M.V.

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ И ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ***257***
Забанов Д.С., Жилин В.В., Филист С.А.
INTELLIGENT SYSTEM FOR EVALUATING AND FORECASTING THE FUNCTIONAL STATE OF THE PROSTATE
Zabanov D.S., Zhilin V.V., Filist S.A.

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ИНТЕРФЕЙС МОЗГ-КОМПЬЮТЕР НА ОСНОВЕ СЕНСОМОТОРНЫХ РИТМОВ ПРИ ПАРЕЗЕ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ ***260***
Левадний И.А., Дмитриев А.Н.
APPLICATION OF THE BRAIN-COMPUTER INTERFACE TECHNOLOGY BASED ON SENSORIMOTOR RHYTHMS IN PARESIS OF THE UPPER LIMB
Levadniy I.A. Dmitriev A. N.

РАЗРАБОТКА ОТКРЫТОГО НАБОРА ТЕРАГЕРЦОВЫХ ВИДЕОДАННЫХ И ПРОГРАММНОЙ ПЛАТФОРМЫ ДЛЯ ЭКСПЕРИМЕНТОВ С ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫМ ТЕРАГЕРЦОВЫМ ВИДЕОНАБЛЮДЕНИЕМ ***265***
Морозов А.А., Сушкова О.С., Кершнер И.А.
DEVELOPMENT OF A PUBLIC AVAILABLE TERAHERTZ VIDEO DATASET AND A SOFTWARE PLATFORM FOR EXPERIMENTS WITH INTELLIGENT TERAHERTZ VIDEO SURVEILLANCE
Morozov A.A., Sushkova O.S., Kershner I.A.

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ И АКСЕЛЕРОМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ В НИЗКОЧАСТОТНОМ ДИАПАЗОНЕ 0.5-4 ГЦ У ПАЦИЕНТОВ С БОЛЕЗНЬЮ ПАРКИНСОНА И ЭССЕНЦИАЛЬНЫМ ТРЕМОРОМ ***267***
Сушкова О.С., Морозов А.А., Габова А.В., Карабанов А.В., Чигалейчик Л.А.
INVESTIGATION OF ELECTROMYOGRAPHIC AND ACCELEROMETER SIGNALS IN THE 0.5-4 HZ FREQUENCY RANGE IN PATIENTS WITH PARKINSON'S DISEASE AND ESSENTIAL TREMOR
Sushkova O. S., Morozov A. A., Gabova A.V., Karabanov A.V., Chigaleychik L. A.

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА «ВСЕРОССИЙСКИЙ РЕЕСТР ГРЫЖ» *271*
Никитаев В.Г., Этингер А.П., Проничев А.Н., Дружинина Е.А., Протасов А.В., Джабиев А.А., Кирдянов В.Е., Мартьянова А.А., Блинова А.В., Савченков И.Л., Простаков С.Н., Козлов В.С.
DRAFT INFORMATION SYSTEM «ALL-RUSSIAN HERNIA REGISTER»
Nikitaev V. G., Etinger A. P., Pronichev A. N., Druzhinina E. A., Protasov A.V., Jabiev A. A., Kirdyanov V. E., Martinova A. A., Blinova A.V., Savchenkov I. L., Prostakov S. N., Kozlov V. S.

МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА ТРЕХМЕРНЫХ НАНОКОМПОЗИТОВ НА ОСНОВЕ ОПАЛОВЫХ МАТРИЦ И ОКСИДОВ CO, NI, ZN, FE CO СТРУКТУРОЙ ШПИНЕЛИ *276*
Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р.
MAGNETIC PROPERTIES OF THREE-DIMENSIONAL NANOCOMPOSITES BASED ON OPAL MATRICES AND CO, NI, ZN, FE OXIDES WITH SPINEL STRUCTURE
Belyanin A. F., Bagdasaryan A. S., Bagdasaryan S. A., Pavlyukova E. R.

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ПЛАТФОРМА ДЛЯ КАРДИОЛОГИИ *278*
Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Лобачева Г.В., Маковеев С.Н., Никитин Е.С., Сазыкина Л.В., Сокольская Н.О., Сушкова Л.Т., Шаталов К.В., Шевченко Г.В.
INTELLIGENT PLTFORM FOR CARDIOLOGY
Gazizova D.Sh., Lischuk V. A., Lobacheva G.V., Makoveev S.N., Nikitin E.S., Sazykina L.V., Sokolskaya N.O., Sushkova L.T., Shatalov K.V., Shevchenko G.V.

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ТЕХНОЛОГИЯ И АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ПЛАТФОРМА ГОСУДАРСТВЕННОГО УПРАВЛЕНИЯ *282*
Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Шевченко Г.В.
INTELLIGENT PUBLIC ADMINISTRATION PLATFORM (EMPHASIS ON GOAL SETTING AND MANAGEMENT SYNTHESIS)
Lischuk V. A., Gazizova D. Sh., Sazykina L. V., Shevchenko G. V.

UML-ДИАГРАММЫ КАК УНИВЕРСАЛЬНЫЙ ИНСТРУМЕНТ МОДЕЛИРОВАНИЯ БИЗНЕС-ПРОЦЕССОВ И ПРОЕКТИРОВАНИЯ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ В СФЕРЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ *290*
Истомина Т. В., Шубин И. В.
UML DIAGRAMS AS A UNIVERSAL MODELING TOOL OF BUSINESS PROCESSES AND SOFTWARE DESIGN IN HEALTHCARE
Istomina T. V., Shubin I. V.

МЕТОДИКА ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СЕРДЕЧНО - СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ *294*
Магрупов Т.М., Абдихаликов С.П., Талатов Е.Т., Крамарь К.А.
REMOTE MONITORING TECHNIQUE OF PHYSIOLOGICAL INDICATORS OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM
Magrupov T.M., Abdikhalikov S.P., Talatov Y.T., Kramar K.A.

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ПОМЕХ НА РЕЗУЛЬТАТ НОРМАЛИЗАЦИИ ПАРАМЕТРОВ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ПРИ РАСПОЗНАВАНИИ РЕЧИ *299*
Левин Е. К.
ANALYSIS OF NOISE INFLUENCE ON THE RESULT OF NORMALIZATION OF SPEECH SIGNAL PARAMETERS USED IN SPEECH RECOGNITION
Levin E.K.

ПРИМЕНЕНИЕ СТАТИСТИЧЕСКОГО МЕТОДА КОНТРОЛЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В ФАРМАЦЕВТИКЕ *301*
Кротова Е.И.
APPLICATION OF THE STATISTICAL METHOD OF CONTROL OF TECHNOLOGICAL PROCESSES IN THE PHARMACEUTICAL INDUSTRY
Krotova E. I.

КОММУНИКАЦИОННЫЕ СЕТИ С ПЕРЕМЕННОЙ ТОПОЛОГИЕЙ *304*
Дубровина Т.В., Дубровин Н.И.
COMMUNICATION NETWORKS WITH VARIABLE TOPOLOGY
Dubrovina T.V., Dubrovin N.I.

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОГРАММНЫХ ПАКЕТОВ COMSOL MULTIPHYSICS И MATLAB/ GNU OCTAVE ДЛЯ ЭМУЛИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОГО ТОМОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ *306*
Петросянц А. А, Кобелев А. В.
ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY DATA ACQUISITION EMULATION USING COMSOL MULTIPHYSICS AND MATLAB/GNU OCTAVE
Petrosyants A.A., Kobelev A.V.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОФЕССИОНАЛЬНО ВАЖНЫХ КАЧЕСТВ ЛИЧНОСТИ СПЕЦИАЛИСТА КОМПАНИИ *311*
Шилкина Ю. О., Писарева А. В., Николаев А. П.
AUTOMATED INFORMATION SYSTEM FOR DETERMINING PROFESSIONALLY IMPORTANT PERSONAL QUALITIES OF A COMPANY SPECIALIST
Shilkina Yu. O., Pisareva A.V., Nikolaev A. P.

ОБРАБОТКА И АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ *316*
Магрупов Т. М., Талатов Е.Т., Абдихаликов С.П., Рипка Д.С.
PROCESSING AND ANALYSIS OF INDICATORS OF ELECTROCARDIOGRAMS BASED ON A WAVELET TRANSFORM
Magrupov T. M., Talatov E. T., Abdikhalikov S. P., Ripka D. S.

ОБУЧЕНИЕ ИСКУССТВЕННОЙ НЕЙРОННОЙ СЕТИ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ СИГНАЛА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ *320*
Магрупов Т.М., Талатов Е.Т., Магрупова М.Т., Крамарь К.А.
TRAINING AN ARTIFICIAL NEURAL NETWORK FOR CLASSIFICATION OF SIGNAL OF ELECTROCARDIOGRAMS
Magrupov T.M., Talatov Y.T., Magrupova M.T., Kramar K.A.

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЧ-СВЧ ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ *324*
Гаврилов В.М., Дементьев В.К, Шаманская Е.Л.
COMPUTERNOE MODELING OF RF-MICROWAVE DIAGNOSTICS AND THERAPY
Gavrilov V. M., Dementev V.K., Shamanskay E.L.

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОБЪЕКТИВНОГО ВЫЯВЛЕНИЯ ПСИХИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ МОЗГА НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТНОГО АНАЛИЗА ЭНЦЕФАЛОГРАММЫ *328*
Юматов Е.А.
INFORMATION SYSTEM FOR OBJECTIVE IDENTIFICATION OF THE MENTAL ACTIVITY OF THE BRAIN ON THE BASIS OF THE WAVELET ANALYSIS OF THE ENCEPHALOGRAM
Yumatov E.A.

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА, ПРЕДНАЗНАЧЕННОГО ДЛЯ ПОМОЩИ ДЕТЯМ С СДВГ *331*
Бекетов А.А.
DEVELOPMENT OF A NEUROINTERFACE SOFTWARE PACKAGE DESIGNED TO HELP CHILDREN WITH ADHD
Beketov A. A.

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРОГРАММЫ СИГНАЛИЗАЦИИ НАЧАЛА ЭПИЛЕПТИЧЕСКОГО ПРИСТУПА *335*
Тихомиров И.В., Дурнев Ф.О.
EPILEPTIC SEIZURE DETECTION SYSTEM BASED ON CORRELATION ANALYSIS
Tikhomirov I. V., Durnev F. O.

ДИАГНОСТИКА LDPC-КОДОВ В КАНАЛАХ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ *339*
Катков Д.В., Никитин О.Р., Полушин П.А.
DIAGNOSTICS OF LDPC-CODES IN BIOMEDICAL INFORMATION TRANSMISSION CHANNELS
Katkov D.V., Nikitin O.R., Polushin P.A.

ПОВЫШЕНИЕ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ ПЕРЕДАЧИ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ В БИОМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМАХ *341*
Белов А.Д., Полушин П.А.
IMMUNITY INTERFERENCE INCREASE OF DIGITAL SIGNALS IN BIOMEDICAL SYSTEMS
Polushin P.A., Belov A.D.

ОБРАБОТКА ЦВЕТОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ РАСТИТЕЛЬНЫХ ПОКРОВОВ ПРИ ЭКОЛОГИЧЕСКОМ МОНИТОРИНГЕ *344*
Спеньков К.А., Никитин О.Р., Гаврилов В.М.
PROCESSING OF COLOR IMAGES OF VEGETABLE COVER IN ECOLOGICAL MONITORING
Spenkov K.A., Nikitin O.R., Gavrilov V.M.

ОЦЕНКА ПЛОТНОСТИ ПОТОКА ЭНЕРГИИ ОТ МОБИЛЬНЫХ ТЕЛЕФОНОВ *347*
Самойлов В. С., Насир С. А. Х., Аль Тахар И. А.
ESTIMATION OF ENERGY FLUX DENSITY FROM MOBILE PHONES
Samoylov V.S., Nasir S.A.X., Al Tahar I.A.

ПРИМЕНЕНИЕ В СИСТЕМАХ СВЯЗИ СОВМЕСТНОГО УПРАВЛЕНИЯ ПРИЕМОМ И ПЕРЕДАЧЕЙ СИГНАЛОВ ПО ПАРАЛЛЕЛЬНЫМ КАНАЛАМ *349*
Синицин Д.В.
USING OF JOINT MANAGEMENT OF TRANSMISSION AND RECEIVING OF SIGNALS BY PARALLEL CHANNELS IN COMMUNICATION SYSTEMS
Sinitsin D.V.

ИНФОРМАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ КОМПЕТЕНТНОСТНОЙ ПОДГОТОВКИ СПЕЦИАЛИСТОВ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ *351*
Шумарин С.В.
INFORMATION ANALYSIS OF COMPETENT TRAINING OF MEDICAL-TECHNICAL PROFILE SPECIALISTS
Shumarin S.V.

ПРИКЛАДНЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ АСПЕКТЫ ОРГАНИЗАЦИИ УЧЕБНОГО ПРОЦЕССА БАКАЛАВРОВ БИОТЕХНИЧЕСКОГО НАПРАВЛЕНИЯ *354*
Шумарин С.В.
APPLIED INFORMATION ASPECTS OF THE ORGANIZATION OF THE EDUCATIONAL PROCESS OF BACHELORS OF THE BIOTECHNICAL DIRECTION
Shumarin S.V.

ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ ПРОЦЕССА ОБУЧЕНИЯ СТУДЕНТОВ НА КАФЕДРЕ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ И ТЕХНОЛОГИЙ *356*
Шумарин С.В.
INFORMATION SYSTEMS IN PLANNING THE PROCESS OF TEACHING STUDENTS AT THE DEPARTMENT OF BIOTECHNICAL MEANS AND TECHNOLOGIES
Shumarin S.V.

КНИГА II ♦ BOOK II

СЕКЦИЯ 5 ♦ SECTION 5

НАУЧНАЯ МОЛОДЕЖНАЯ ШКОЛА ИМ. И.Н. СПИРИДОНОВА ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ БИОМЕТРИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ

———————— ♦ ————————

SCIENTIFIC YOUTH SCHOOL NAMED AFTER I.N. SPIRIDONOV SMART BIOMETRIC SYSTEMS AND TECHNOLOGIES

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА УДАЛЕННОЙ МИКРОСКОПИИ ЦИТОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ *30*
Колокольников Г.А., Самородов А. В.
BIOTECHNICAL SYSTEM OF REMOTE MICROSCOPY FOR CYTOLOGY
Kolokolnikov G. A., Samorodov A. V.

ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЗАЩИЩЕННОСТИ БЕСПРОВОДНЫХ СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА *35*
Багдасарян С.А., Багдасарян М.Л., Николаев В.И., Николаева С.О., Павлюкова Е.П.
SECURING WIRELESS MANAGEMENT SYSTEMS DIAGNOSTIC PROCESS
Baghdasaryan S.A., Baghdasaryan M.L., Nikolaev V.I., Nikolaev S.O., Pavlyukova E.P.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ВОЗРАСТА ОБСЛЕДУЕМОГО НА ТОЧНОСТЬ АВТОМАТИЧЕСКОЙ РАССТАНОВКИ КОНТРОЛЬНЫХ ТОЧЕК ЛИЦА В ЗАДАЧАХ МЕДИКО-ГЕНЕТИЧЕСКОГО КОНСУЛЬТИРОВАНИЯ *38*
Кумов В.С., Самородов А.В.
STUDY OF THE INFLUENCE OF THE PATIENT AGE ON THE ACCURACY OF AUTOMATIC FACIAL POINTS DETECTION IN TASKS OF MEDICAL GENETICS
Kumov V.S., Samorodov A.V.

СОВРЕМЕННЫЙ ПОДХОД К ГИСТОЛОГИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ РАКА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ - ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА. *42*
Никитаев В Г., Пушкарь Д.Ю., Проничев А.Н., Оплачко П.Ю., Прилепская Е.А., Ковылина М.В.
MODERN APPROACH TO THE HISTOLOGICAL DIAGNOSIS OF PROSTATE CANCER - EXPERT SYSTEM
Nikitayev V.G., Pushkar D. Y, Pronichev A.N., Oplachko P.Y., Prilepskaya E.A., Kovylina M.V.

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ ПАЦИЕНТ-ОРИЕНТИРОВАННОГО ПОДХОДА В СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИМ ПРОЦЕССОМ *46*
Багдасарян А.С., Багдасарян С.А., Багдасарян М.Л., Белянин А.Ф., Гуляев Ю.В., Николаев В.И., Николаева С.О., Павлюкова Е.Р., Сергеева Н.С.
INFORMATION TECHNOLOGIES FOR IMPLEMENTATION PATIENT-ORIENTED APPROACH IN THE MANAGEMENT SYSTEM OF THE TREATMENT AND DIAGNOSTIC PROCESS
Baghdasaryan A.S., Baghdasaryan S.A., Baghdasaryan M.L., Belyanin A.F., Gulyaev Y.V., Nikolaev V.I., Nikolaev S.O., Pavlyukova E.R., Sergeeva N.S.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ОЦЕНКИ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ЕДИНИЦ ЛИЦА ПО ОБУЧЕННОЙ МОДЕЛИ БИБЛИОТЕКИ DLIB *48*
Пилипенко М.Н., Самородов А.В.
ESTIMATION FACE ACTIVITY WITH DLIB LANDMARKS BY GEOMETRIC FEATURES
Pilipenko M.N., Samorodov A.V.

ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕКСТУРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ ТКАНЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА *52*
Козлов В.С., Никитаев В.Г., Проничев А.Н.
THE STUDY OF MR IMAGES TEXTURAL FEATURES FOR BRAIN TISSUES CLASSIFICATION
Kozlov V.S., Nikitaev V.G., Pronichev A.N.

МЕТОДИКА ВЫБОРА ПРИЗНАКОВ ОБЪЕКТОВ НА МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ ДЛЯ СОЗДАНИЯ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ С ПРИМЕНЕНИЕМ ТЕХНОЛОГИЙ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА *56*
Дружинина Е.А., Никитаев В.Г., Проничев А.Н., Шабалова И.П., Тамразова О.Б., Сергеев В.Ю., Сельчук В.Ю., Мозеров С.А., Джангирова Т.В., Моисеева Т.И., Поляков Е.В., Козырева А.В., Кобелев С.А., Простаков С.Н.
METHOD OF SELECTING OBJECT SIGNS ON MEDICAL IMAGES FOR CREATING DECISION SUPPORT SYSTEMS USING ARTIFICIAL INTELLIGENCE TECHNOLOGIES
Druzhinina E.A., Nikitaev V.G., Pronichev A.N., Shabalova I.P. , Tamrazova O.B., Sergreev V.Yu., Selchuk V.Yu., Mozerov S.A., Dzhangirova T.V., Moiseeva T.I., Polyakov E.V., Kozyreva A.V., Kobelev S.A., Prostakov S.N.

АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА *60*
Исаков Р.В., Ефремова М.В.
ANALYSIS OF METHODS FOR ASSESSING THE HUMAN`S PSYCHOEMOTIONAL STATE
Isakov R.V., Efremova M.V.

ФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИНФРАКРАСНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ОПТИЧЕСКИХ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ СТРУКТУРЫ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ *64*
Юшина С.А., Бутусов А.М., Иванова Ю.В., Колпаков А.В.
PHYSICAL MODELING OF THE INFRARED VISUALIZATION PROCESS OF OPTICAL HETEROGENEITIES OF THE SOFT BIOLOGICAL TISSUES STRUCTURE
Yushina S.A., Butusov A.M., Ivanova Y.V., Kolpakov A.V.

ЕМКОСТНЫЕ ДАТЧИКИ С ФУНКЦИЕЙ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА КОЖНО-ЭЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТА *67*
Моренец А.И., Павленко Б.Н., Лежнина И.А., Торгаев С.Н.
CAPACITIVE SENSORS WITH SKIN-ELECTRODE CONTACT QUALITY CONTROL FUNCTION
Morenetz A.I., Pavlenko B.N., Lezhnina I.A., Torgaev S.N.

СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ОСТРЫХ ЛЕЙКОЗОВ *71*
Денисюк С.С., Тупицын Н.Н., Поляков Е.В., Простаков С.Н.
DECISION SUPPORT SYSTEM FOR THE DIAGNOSIS OF ACUTE LEUKEMIA
Denisyuk S.S., Tupitsyn N.N., Polyakov E.V., Prostakov S.N.

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ВИЗУАЛИЗАЦИИ КРОВЕНОСНОГО СОСУДИСТОГО РУСЛА НА ПОВЕРХНОСТИ КОЖИ *75*
Тураев Ф.Х., Колпаков А.В.
THE RESEARCH OF THE BLOOD VASCULAR BED ON THE SKIN SURFACEVIZUALIZATIOM METHOD
Turaev F.KH., Kolpakov A.V.

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КАРТА СПЕЦИАЛИСТОВ В СФЕРЕ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ И ТЕХНОЛОГИЙ *78*
Долгов Г.Ф., Фролова Т.Н.
FUNCTIONAL MAP OF SPECIALISTS IN THE FIELD OF BIOTECHNICAL SYSTEMS AND TECHNOLOGIES
Dolgov G.F., Frolova T.N.

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ПРОЯВЛЕНИЙ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА *80*
Мошкова А.А., Самородов А.В.
AUTOMATED MODULE FOR THE RESEARCH OF MOTOR MANIFESTATIONS OF PARKINSON'S DISEASE
Moshkova A.A., Samorodov A.V.

МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРОКИНЕТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КЛЕТОК *83*
Румянцева А.А., Колокольников Г.А., Орлов Ю.Н., Самородов А.В., Волков А.К.
METHODS OF STUDYING THE ELECTROKINETIC PROPERTIES OF CELLS
Rumyantseva A.A., Kolokol'nikov G.A., Orlov Yu.N., Samorodov A.V., Volkov A.K.

ОЦЕНКА МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ *87*
Гунько П.М., Писарева А.В., Николаев А.П.
EVALUATION OF METHODS OF MEASURING HEMODYNAMIC PARAMETERS
Gunko P.M., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.

ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЧЕЛОВЕКА ВО ВРЕМЯ СНА *90*
Ларин А.И., Казаков С.Б., Николаев А.П., Писарева А.В.
FEASIBILITY STUDY FOR DEVELOPING A DEVICE FOR CONTACTLESS MONITORING OF HUMAN PHYSIOLOGICAL PARAMETERS DURING SLEEP
Larin A.I., Kazakov S.B., Nikolaev A.P., Pisareva A.V.

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОЦЕНКИ ПРАВИЛЬНОСТИ ВЫПОЛНЕНИЯ ФИЗИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ *94*
Вельможко Н.И., Бойко А.А.
DEVELOPMENT OF AN EXERCISE RECOGNITION ALGORITHM
Velmozhko N.I., Boyko A.A.

ПОДХОДЫ К СОЗДАНИЮ ИНСТРУМЕНТОВ АТАКИ НА БИОМЕТРИЧЕСКОЕ ПРЕДЪЯВЛЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ ЛИЦА И ВЫЧИСЛЕНИЮ ВЕКТОРА ПРИЗНАКОВ ПО ИЗОБРАЖЕНИЮ *99*
Колганов А.Д., Бойко А.А.
APPROACHES TO CREATING BIOMETRIC FACE PRESENTATION ATTACK INSTRUMENTS AND CALCULATION OF THE FEATURES VECTOR BY THE IMAGE
Kolganov A.D., Boiko A.A.

РАЗРАБОТКА БЛОКА КОНТРОЛЯ ГЕМАТОКРИТА В СИСТЕМЕ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ВКЛЮЧЕНИЯ L-АСПАРАГИНАЗЫ В ЭРИТРОЦИТЫ ЧЕЛОВЕКА *103*
Кушнир Н.С., Суворова А.С., Старченко А.Е., Самородов А.В.,
DEVELOPMENT OF A HEMATOCRIT CONTROL UNIT IN A SYSTEM FOR THE AUTOMATED ENCAPSULATION OF L-ASPARAGINASE INTO HUMAN RED BLOOD CELLS
Kushnir N.S., Suvorova A.S., Starchenko A.E., Samorodov A.V.

АЛГОРИТМ ВЫДЕЛЕНИЯ ЭРИТРОЦИТОВ НА МИКРОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ МАЗКОВ КРОВИ *107*
Билал С., Ибрагем Х.
ALGORITHM FOR ERYTHROCYTES EXTRACTION ON MICROSCOPIC IMAGES OF BLOOD SMEARS
Bilal S., Ibragem H.

АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЦИТОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ С ИММУНОХИМИЧЕСКИМ ОКРАШИВАНИЕМ НА МАРКЕР ПРОЛИФЕРАЦИИ Ki-67 *108*
Билал С., Ибрагем Х., Самородов А.В.
ALGORITHM FOR IMAGE SEGMENTATION OF CYTOLOGICAL PREPARATIONS WITH IMMUNOCHEMICAL STAINING FOR Ki-67 PROLIFERATION MARKER
Bilal S., Ibragem H., Samorodov A.V.

СЕКЦИЯ 6 ♦ SECTION 6

БИОТЕХНИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ АППАРАТЫ, СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ

———————— ♦ ————————

BIOTECHNICAL AND MEDICAL APPARATUS, SYSTEMS, COMPLEXES

АНАЛИЗ ПАРАМЕТРОВ ЦИФРОВЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ *111*
Абдуллаев Н.Т., Пашаева К.Ш.
ANALYSIS OF PARAMETERS OF THE DIGITAL FILTER TO PROCESS ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS
Abdullayev N.T., Pashayeva L. Sh.

УСТРОЙСТВО ПОМЕХОУСТОЙЧИВОЙ РЕГИСТРАЦИИ АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ *115*
Федотов А.А.
DEVICE FOR NOISE IMMUNE RECORDING OF PULSE WAVE
Fedotov A.A.

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МОДЕЛЕЙ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПРИ ДЛИТЕЛЬНОМ НАБЛЮДЕНИИ ЗА ПАЦИЕНТОМ *119*
Садыкова Е.В.
METROLOGICAL SUPPORT FOR MODELS OF DIFFERENTIAL DIAGNOSIS AND TREATMENT OF CHRONIC DISEASES DURING LONG-TERM PATIENT MONITORING
Sadykova E.V.

ИСПЫТАНИЕ ПРОТОТИПА НОСИМОГО АППАРАТА ИСКУССТВЕННОГО ОЧИЩЕНИЯ КРОВИ НА МОДЕЛЬНОМ РАСТВОРЕ ДЛЯ ПЕРИТОНЕАЛЬНОГО ДИАЛИЗА *121*
Путря Б.М., Бакланова А.В., Колесник А.А.
WEARABLE ARTIFICIAL KIDNEY PROTOTYPE TESTING ON MODEL SOLUTION FOR PERITONEAL DIALYSIS
Putrya B.M., Baklanova A.V., Kolesnik A.A.

УСТРОЙСТВА И СЕРВИСЫ ДЛЯ ЭКСРЕСС-АНАЛИЗА АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ *125*
Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Косарева К.В., Пугачева Е.А.
DEVICES AND SERVICES FOR BLOOD PRESSURE EXPRESS ANALYSIS
Isakevich V.V., Isakevich D.V., Kosareva K.V., Pugacheva E.A.

РЕАБИЛИТАЦИОННАЯ БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА С ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИМ КОНТУРОМ УПРАВЛЕНИЯ *128*
Трифонов А.А., Кузьмин А.А., Мяснянкин М.Б., Филист С.А.
REHABILITATION BIOTECHNICAL SYSTEM WITH ELECTROMYOGRAPHIC CONTROL CIRCUIT
Trifonov A.A, Kuzmin A.A, Myasnyankin M.B., Filist S.A.

ОПТИЧЕСКИЕ ФАНТОМЫ ДЛЯ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ГИПЕРСПЕКТРАЛЬНОЙ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ СОДЕРЖАНИЯ ФАД В КОЖЕ ЧЕЛОВЕКА *133*
Шуплецов В.В., Жеребцов Е.А., Дрёмин В.В., Попов А.П., Быков А.В., Потапова Е.В., Дунаев А.В., Меглинский И.В.
OPTICAL PHANTOMS FOR QUANTITATIVE HYPERSPECTRAL FLUORESCENCE VISUALIZATION OF THE FAD CONTENT IN HUMAN SKIN
Shupletsov V.V., Zherebtsov E.A., Dremin V.V., Popov A.P., Bykov A.V., Potapova E.V., Dunaev A.V., Meglinski I.V.

ПРИМЕНЕНИЕ ПРИНЦИПА МНОГОПРИЕМНИКОВОСТИ В МИКРОВОЛНОВЫХ РАДИОМЕТРАХ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ БИОТКАНЕЙ *137*
Новикова А.А., Сердюков К.А., Филатов А.В.
APPLICATION OF THE MULTI-RECEPTION PRINCIPLE IN MICROWAVE RADIOMETERS FOR NON-INVASIVE DIAGNOSTICS OF BIOLOGICAL TISSUES
Novikova A.A., Serdyukov K.A., Filatov A.V.

СИСТЕМА ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО КОНТРОЛЯ ГЛИКЕМИИ МЕТОДОМ СПЕКТРОСКОПИИ ДИФФУЗНОГО РАССЕЯНИЯ *140*
Пожар К.В., Литинская Е.Л., Михайлов М.О.
NON-INVASIVE GLYCEMIA CONTROL SYSTEM BASED ON DIFFUSE REFLECTANCE SPECTROSOPY
Pozhar K.V., Litinskaia E.L., Mikhailov M.O.

АППАРАТНОЕ И АЛГОРИТМИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙ ФЛЮОРЕСЦЕНТНОЙ ДИАГНОСТИКИ ОСТРОГО ЛОКАЛЬНОГО ВОСПАЛЕНИЯ РАЗЛИЧНОЙ ЭТИОЛОГИИ *145*
Разницына И.А., Макматов-Рысь М.Б., Рогаткин Д.А.
HARDWARE AND ALGORITHMIC SUPPORT OF LASER FLUORESCENT DIAGNOSTICS OF ACUTE LOCAL INFLAMMATION OF VARIOUS ETIOLOGIES
Raznitsyna I., Makmatov-Rys M., Rogatkin D.

ПЕРЕКЛЮЧАТЕЛИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ УЛЬТРАКОРОТКОЙ ДЛИТЕЛЬНОСТИ НА ОСНОВЕ ДИМЕРНОГО ФТАЛОЦИАНИНОВОГО КОМПЛЕКСА МАГНИЯ J-ТИПА ДЛЯ ОПТОЭЛЕКТРОННЫХ МЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ И ЗАЩИТЫ ОРГАНОВ ЗРЕНИЯ *149*
Савельев М.С, Герасименко А.Ю., Василевский П.Н., Толбин А.Ю.
SWITCHES OF LASER RADIATION OF ULTRA SHORT DURATION BASED ON THE J-TYPE DIMERIC PHTHALOCYANINE Mg COMPLEX FOR OPTOELECTRONIC MEDICAL SYSTEMS AND PROTECTION OF EYES
Savelyev M.S., Gerasimenko A.Yu., Vasilevsky P.N., Tolbin A.Yu.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИЙ ОКОЛОНОСОВЫХ ПАЗУХ НА ОСНОВЕ ВИЗУАЛИЗАЦИИ И АНАЛИЗА КАРТИНЫ РАССЕЯНИЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ *153*
Брянская Е.О., Гнеушев Р.Ю., Маковик И.Н., Дрёмин В.В., Бибикова О.А., Шураев Б.М., Дунаев А.В., Артюшенко В.Г.
THE DEVICE FOR DIAGNOSTICS OF PATHOLOGIES OF PARANASAL SINUSES BASED ON VISUALIZATION AND ANALYSIS OF SCATTERING PATTERNS OF LOW-INTENSITY RADIATION
Bryanskaya E.O., Gneushev R.Yu., Makovik I.N., Dremin V.V., Bibikova O.A., Shuraev B.M., Dunaev A.V., Artyushenko V.G.

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ ТРЕНАЖЕРНАЯ СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СТРЕЛКА *157*
Шепелев С.Ю.
BIOTECHNICAL TRAINING SYSTEM FOR RECORDING PHYSIOLOGICAL PARAMETERS SHOOTER
Shepelev S.Yu.

ИССЛЕДОВАНИЕ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ ДАТЧИКА ХОЛЛА КАК ОСНОВНОГО ЭЛЕМЕНТА МАГНИТНОГО ПЛЕТИЗМОГРАФА *160*
Косоруков А.Е., Омельчук П.Ю., Дембовский М.В.
STUDY OF THE SENSITIVITY OF THE HALL SENSOR AS THE MAIN ELEMENT OF A MAGNETIC PLETHYSMOGRAPH
Kosorukov A.E., Omelchuk P.Y., Dembovsky M.V.

ПОРТАТИВНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ОЦЕНКИ КРОВОТОКА НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ *164*
Аскерова С.А., Кобелев А.В., Попова П.П., Николаев А.П.
PORTABLE DEVICE FOR NON-INVASIVE ASSESSMENT OF LOWER LIMB BLOOD FLOW
Askerova S.A., Kobelev A.V., Popova P.P., Nikolaev A.P.

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ И СИСТЕМЫ ПОЛУЧЕНИЯ КИСЛОРОДА ДЛЯ МЕДИЦИНЫ *170*
Коржук В.Н.
MODERN METHODS AND SYSTEMS FOR PRODUCING OXYGEN FOR MEDICAL PURPOSES
Korzhuk V.N.

РАЗРАБОТКА ТКАНЕВОГО ОКСИМЕТРА ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ СОДЕРЖАНИЯ ГЕМОГЛОБИНА В ТКАНЯХ ГОЛОВНОГО МОЗГА *173*
Хомякова П.Т., Писарева А.В.
DEVELOPMENT OF TISSUE OXYMETER FOR NON-INVASIVE MEASUREMENT OF HEMOGLOBIN CONTENT IN BRAIN TISSUES
Khomiakova P.T., Pisareva A.V.

ВЛИЯНИЕ КОНСТРУКЦИИ ПОРИСТЫХ КАПИЛЛЯРНЫХ ВИСКОЗИМЕТРОВ НА РЕОЛОГИЮ БИОЖИДКОСТЕЙ *179*
Блудова А.И., Торчинская А.В.
DEPENDENCE THE RHEOLOGY OF BIOLOGICAL FLUIDSFROM THE DESIGN OF POROUS CAPILLARY VISCOMETERS
Bludova A.I., Torchinskaya A.V.

ПРОГРАММНО-КОНФИГУРИРУЕМОЕ УСТРОЙСТВО ПРИЕМА И ОБРАБОТКИ ВЫСОКОСКОРОСТНЫХ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ *183*
Меркутов А.С., Никашов И.А.
SOFTWARE-CONFIGURABLE DEVICE FOR RECEIVING AND PROCESSING HIGH-SPEED DIGITAL SIGNALS
Merkutov A.S. Nikashov I..A.

КОММЕРЧЕСКИЕ ПОТЕРИ ЭЛЕКТРОЭНЕРГИИ В УЧРЕЖДЕНИЯХ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ *186*
Бадалян Н.П., Колесник Г.П., Белякова Д.А.
COMMERCIAL ELECTRICITY LOSSES IN HEALTH INSTITUTIONS
Badalyan N.P., Kolesnik G.P., Belyakova D.A.

РАЗРАБОТКА АНАЛОГОВЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ ПРЕЦИЗИОННЫХ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНЫХ СИСТЕМ *191*
Дрожженникова Е.Б., Кобелев А.В.
ANALOG FILTERS DESIGN FOR PRECISION ELECTRICAL IMPEDANCE SYSTEM
Drozhzhennikova E.B., Kobelev A.V.

СИСТЕМА ОБНАРУЖЕНИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИСТУПОВ НА ОСНОВЕ КОРРЕЛЯЦИОННОГО АНАЛИЗА *193*
Дурнев Ф.О., Даминова Э.А.
EPILEPTIC SEIZURE DETECTION SYSTEM BASED ON CORRELATION ANALYSIS
Durnev F.O., Damonova E.A.

РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ОПТИЧЕСКИМ МЕТОДОМ *199*
Соловьева П.М., Сафонова Л.П., Писарева А.В.
DEVELOPMENT OF A HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX FOR RESEARCH OF FUNCTIONAL FEATURES OF BIOLOGICAL TISSUES BY OPTICAL METHOD
Solovieva P.M., Safonova L.P., Pisareva A.V.

РЕГИСТРАТОР ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СЛУЖЕБНОЙ СОБАКИ *202*
Силаева А.А., Кобелев А.В., Аполлонова И.А.
PHYSIOLOGICAL RECORDER OF SERVICE DOG PARAMETERS
Silaeva A.A., Kobelev A.V., Apollonova I.A.

РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК *205*
Антипова М.В.
DEVELOPMENT OF A BIOTECHNOLOGICAL SYSTEM FOR THE RESEARCH OF ACUPUNCTURE POINTS
Antipova M.V.

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ РЕОКАРДИОГРАФИИ В РАННЕЙ ДИАГНОСТИКЕ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ *209*
Попова П.П., Аскерова С.А., Николаев А.П., Писарева А.В.
POSSIBILITIES OF APPLICATION OF RHEOCARDIOGRAPHY IN THE EARLY DIAGNOSIS OF ATRIAL FIBRILLATION
Popova P.P., Askerova S.A., Nikolaev A.P., Pisareva A.B.

ЭКОНОМИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ ВЕНЕПУНКЦИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ СОСУДОВ *213*
Сатаненко А. А., Писарева А. В., Николаев А.П.
BUSINESS CASE FOR DEVELOPING AN AUTOMATED PERIPHERAL VASCULAR VENIPUNCTURE SYSTEM
Satanenko A.A., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.

ТЕХНИКО-ЭКОНОМИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПРОФИЛАКТИКИ АПНОЭ ВО ВРЕМЯ СНА *217*
Казаков С.Б., Шишов Д.М., Ларин А.И., Николаев А.П., Писарева А.В.
FEASIBILITY STUDY FOR THE DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR THE PREVENTION OF SLEEP APNEA
Kazakov S.B., Shishov D.M., Larin A.I., Nikolaev A.P., Pisareva A.V.

РАЗРАБОТКА АПК ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЗОНЫ ФАЗОВОГО ПЕРЕХОДА ПРИ КРИОВОЗДЕЙСТВИИ НА БИОТКАНИ *222*
Гунько П.М., Писарева А.В., Николаев А.П.
DEVELOPMENT OF HSC FOR MEASURING THE PHASE TRANSITION ZONE DURING CRYOPRESERVATION ON BIOTISSUE
Gunko P.M., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.

ЭКОНОМИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА И ОБЗОР РЫНКА ЭЛЕКТРОМИОГРАФОВ С ВОЗМОЖНОСТЬЮ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ *225*
Галиева Л.И., Писарева А.В., Николаев А.П.
ECONOMIC ASSESSMENT AND MARKET OVERVIEW OF ELECTROMYOGRAPHS WITH THE ABILITY TO REGISTER THE ELECTRICAL ACTIVITY OF MUSCLES
Galieva L.I., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.

РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ГЛАЗОДВИГЕТЕЛЬНОГО АППАРАТА *232*
Смирнова А.А., Ефремова А. С., Писарева А. В., Николаев А.П.
DEVELOPMENT OF A REGISTRATION MODULE FOR ASSESSING THE CONDITION OF THE OCULOMOTOR APPARATUS
Smirnova A.A., Efremova A.S., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.

МАЛОШУМЯЩИЙ ИСТОЧНИК ТОКА С ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНЫМ ВЫХОДОМ *236*
Татарникова Л.И., Кобелев А.В.
LOW-NOISE CURRENT SOURCE WITH DIFFERENTIAL OUTPUT
Tatarnikova L.I., Kobelev A.V.

ПРОЕКТИРОВАНИЕ МАЛОГАБАРИТНЫХ МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ С AC/DC ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯМИ НАПРЯЖЕНИЯ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОГО ТИПА *240*
Варакин А.А.
DESIGN OF SMALL MEDICAL DEVICES WITH AC / DC SPECIALIZED VOLTAGE CONVERTERS TYPE
Varakin A.A.

РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА ВЫНУЖДЕННЫХ КОЛЕБАНИЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ВИБРОДЕМПФИРУЮЩИХ МАТЕРИАЛОВ *243*
Варакин А.А.
IMPLEMENTATION OF THE METHOD OF FORCED OSCILLATIONS FOR DETERMINING THE DYNAMIC CHARACTERISTICS OF VIBRATION-DAMPING MATERIALS
Varakin A.A.

СЕКЦИЯ 7 ♦ SECTION 7

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ ПРИРОДНОЙ СРЕДЫ

———————— ♦ ————————

METHODS AND TOOLS FOR NATURAL ENVIRONMENT DIAGNOSTIC

ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ ФЕРРОЗОНДОВЫХ СИСТЕМ ОРИЕНТАЦИИ ПО МАГНИТНОМУ МЕРИДИАНУ ЗЕМЛИ *246*
Алиев Т.А.
INCREASING THE ACCURACY OF FERROSENDAL SYSTEMS OF ORIENTATION BY THE EARTH'S MAGNETIC MERIDIAN
Aliyev T.A.

АЛГОРИТМ ДИСТАНЦИОННОГО ВОССТАНОВЛЕНИЯ НАПРАВЛЕНИЯ ПРИВОДНОГО ВЕТРА ПО РАДИОМЕТРИЧЕСКИМ ИЗМЕРЕНИЯМ. КОРРЕКТИРОВКА РЕЗУЛЬТАТОВ *248*
Сазонов Д.С.
REMOTE RECOVERY ALGORITHM FOR DRIVE WIND DIRECTION BY RADIOMETRIC MEASUREMENTS. CORRECTION OF UNFIDABLE DECISIONS
Sazonov D.S.

НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ПРОФИЛЯ ВЛАЖНОСТИ АТМОСФЕРЫ ПО ДАННЫМ МТВЗА-ГЯ МЕТЕОР-М №2 *251*
Пашинов Е.В., Стерлядкин В.В., Кузьмин А.В., Шарков Е.А., Садовский И.Н.
NEURAL NETWORK ALGORITHM FOR RETRIEVING THE ATMOSPHERIC HUMIDITY PROFILE USING MTVZA-GY METEOR-M № 2 DATA
Pashinov E. V., Sterlyadkin V. V, Kuzmin A. V., Sharkov E. A., Sadovskiy I.N.

АТМОСФЕРНО-ЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ МЕХАНИЗМ ПОВОРОТА РАМКИ В РУКЕ ОПЕРАТОРА (ЛОЗОХОДА) *256*
Шулейкин В.Н.
ATMOSPHERIC-ELECTRIC MECHANISM FOR TURNING A FRAME IN THE OPERATOR'S (DOWSER) HAND
Shuleikin V.N.

ГЕНЕРАЦИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО И АКУСТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЙ ПРИ ЛАЗЕРНОМ ОБЛУЧЕНИИ МЕТАМАТЕРИАЛОВ *260*
Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р.
X-RAY AND ACOUSTIC RADIATION GENERATION UNDER LASER RADIATION OF METAMATERIALS
Belyanin A.F., Bagdasaryan A.S., Bagdasaryan S.A., Pavlyukova E.R.

ЭЛЕКТОРОМАГНИТНОЕ ПОЛЕ ЗЕМЛИ ИНФРАНИЗКОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА: МОНИТОРИНГ, РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ *263*
Грунская Л.В., Золотов А.Н., Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Бушуев А.С., Назаров С.А.
ELECTROMAGNETIC FIELD OF THE EARTH OF THE INFRAN FREQUENCY RANGE: MONITORING, RESEARCH RESULTS
Grunskaya L.V., Zolotov A.N., Isakevich V.V., Isakevich D.V., Bushuev A.S., Nazarov S.A.

ДВУХВОЛНОВЫЙ YAG:ND ЛАЗЕР С САМООБРАЩЕНИЕМ ВОЛНОВОГО ФРОНТА ДЛЯ ЛАЗЕРНО-ИСКРОВЫХ/РАМАНОВСКИХ СИСТЕМ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ *268*
Лебедев В.Ф., Федина М.А., Федин А.В.
TWO-WAVE YAG: ND LASER WITH A SELF-PHASE CONJUGATION FOR LIBS / RAMAN REMOTE ENVIRONMENTAL MONITORING SYSTEMS
Lebedev V.F., Fedina M.A. and Fedin A.V.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РЕКУРРЕНТНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ УРОВНЯ АВАРИЙНОСТИ НА ДОРОГАХ ОБЩЕГО ПОЛЬЗОВАНИЯ *272*
Абаляев А.Ю., Грунская Л.В., Лещев И.А.
USE OF RECURRENT NEURAL NETWORKS FOR FORECASTING THE ACCIDENT LEVEL ON GENERAL USE ROADS
Abalyaev A.Yu., Grunskaya L.V., Leshchev I.A.

ФОРМИРОВАНИЕ ВОЛОКОННЫХ РЕШЕТОК ПОКАЗАТЕЛЯ ПРЕЛОМЛЕНИЯ УЛЬТРАКОРОТКИМИ ЛАЗЕРНЫМИ ИМПУЛЬСАМИ ДЛЯ СЕНСОРНЫХ УСТРОЙСТВ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ СОСТОЯНИЯ ОБЪЕКТОВ И ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ *275*
Черников А.С., Кочуев Д.А., Хорьков К.С., Давыдов Н.Н., Прокошев В.Г., Черников Р.С.
FABRICATION OF REFRACTIVE INDEX FIBER GRATINGS BY ULTRASHORT LASER PULSES FOR SENSOR DEVICES FOR MONITORING THE STATE OF OBJECTS CONDITION AND ENVIRONMENT
Chernikov A.S., Kochuev D.A., Khorkov K.S., Davydov N.N., Prokoshev V.G., Chernikov R.S.

ВЛИЯНИЕ МОЩНОСТИ ДОЗЫ ЭЛЕКТРОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ЭНЕРГИЕЙ 1 МэВ НА СОДЕРЖАНИЕ БАКТЕРИЙ В ОХЛАЖДЕННОЙ ИНДЕЙКЕ *278*
Черняев А.П., Близнюк У.А., Борщеговская П.Ю., Гордонова И.К., Ипатова В.С., Леонтьев В.А., Никитина З.К., Студеникин Ф.Р., Шинкарев О.В., Юров Д.С.
INFLUENCE OF DOSE-RATE CAUSED BY 1 MeV ELECTRON BEAM ON TOTAL QUANTITY OF MICROORGANISMS IN CHILLED TURKEY
Chernyaev A.P., Bliznyuk U.A., Borchegovskaya P.Yu., Gordonova I.K., Ipatova V.S, Leontiev V.A., Nikitina Z.K., Studenikin F.R., Shinkarev O.V., Yurov D.S.

ФОРМИРОВАНИЕ ИНТЕРФЕЙСОВ НАНОАНТЕНН ПОСРЕДСТВОМ СЕЛЕКТИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ АБЛЯЦИИ ТОНКОПЛЕНОЧНЫХ ПОКРЫТИЙ *282*
Чкалов Р.В., Кочуев Д.А., Васильченкова Д.Г., Покрышкин Н.С.
FORMATION OF NANOANTENNAS INTERFACES BY SELECTIVE LASER ABLATION OF THIN-FILM COATINGS
Chkalov R.V., Kochuev D.A., Vasilchenkova D.G., Pokryshkin N.S.

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ВЕТРОЭНЕРГОУСТАНОВКИ С ВЕРТИКАЛЬНОЙ ОСЬЮ ВРАЩЕНИЯ ДЛЯ ВОЗДУШНОЙ СРЕДЫ И ГИДРОСФЕРЫ КАК АЛЬТЕРНАТИВНЫЙ ВАРИАНТ УГЛЕРОДНОЙ ЭНЕРГЕТИКЕ *285*
Орлов Ю.А., Арефьев Е.В., Орлов Д.Ю.
DEVELOPMENT AND RESEARCH OF A WIND TURBINE WITH A VERTICAL AXIS OF ROTATION FOR THE AIR AND HYDROSPHERES AS AN ALTERNATIVE TO CARBON ENERGY
Orlov Yu.A., Arefiev E.V., Orlov D.Y.

ОКИСЛЕНИЕ КАТЕХОЛА ИММОБИЛИЗОВАННЫМИ КЛЕТКАМИ АКТИНОБАКТЕРИЙ RHODOCOCCUS QINGSHENGII GLMm1 *288*
Кувичкина Т.Н., Капаруллина Е.Н., Доронина Н.В., Решетилов А.Н.
CATECHOL OXIDATION BY IMMOBILIZED CELLS OF ACTINOBACTERIA RHODOCOCCUS QINGSHENGII GLMm1
Kuvichkina T.N., Kaparullina E.N., Doronina N.V., Reshetilov A.N.

ЭЛЕКТРОДИНАМИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ОБСТАНОВКИ В ГОРОДЕ *289*
Гаврилов В.М.
ELECTRODYNAMIC MODELING OF ELECTROMAGNETIC SITUATION IN THE CITY
Gavrilov V.M.

СИНДРОМ ДЕФИЦИТА МАГНИТНОГО ПОЛЯ И ЕГО КОРРЕКЦИЯ *292*
Гаврилов В.М.
SYNDROME OF DEFICIENCY OF MAGNETIC FIELDS AND ITS CORRECTION
Gavrilov V.M.

РАЗРАБОТКА ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ АГРОПРОМЫШЛЕННОГО ПРЕДПРИЯТИЯ НА БАЗЕ ГИС *294*
Жигалов И.Е., Озерова М.И.
DEVELOPMENT OF THE INFORMATION SYSTEM OF AGRICULTURAL ENTERPRISE ON THE BASIS OF GIS
Zhigalov I.E., Ozerova M.I.

О СРАВНЕНИИ СОВРЕМЕННЫХ ГЛОБАЛЬНЫХ УЛЬТРОВЫСОКОСТЕПЕННЫХ МОДЕЛЕЙ ГРАВИТАЦИОННОГО ПОЛЯ ЗЕМЛИ *298*
Конешов В.Н., Дорожков В.В., Малышева Д.А.
ON COMPARISON OF MODERN GLOBAL ULTRA-STEP-DEPENDENT MODELS OF EARTH'S GRAVITATIONAL FIELD
Koneshov V.N., Dorozhkov V.V., Malysheva D.A.

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ТОЧНОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ С ПОМОЩЬЮ СПУТНИКОВЫХ НАВИГАЦИОННЫХ СИСТЕМ НА ГЕОФИЗИЧЕСКОМ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ ПОЛИГОНЕ ВЛГУ *301*
Малышева Д.А., Дорожков В.В.
RESEARCH OF THE METHOD OF PRECISE POSITIONING USING SATELLITE NAVIGATION SYSTEMS AT THE VLSU GEOPHYSICAL EXPERIMENTAL SITE
Malysheva D.A., Dorozhkov V.V.

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПЕРИОДИЧЕСКОГО ЗОНДИРУЮЩЕГО СИГНАЛА В РЕЖИМЕ СТРОБИРУЮЩЕЙ ДИСКРЕТИЗАЦИИ *303*
Калюжный А.А., Поздняков А.Д.
RESTORATION OF THE PERIODIC SENSING SIGNAL IN THE GATING DISCRETIZATION MODE
Kalyuzhnyy A.A., Pozdnyakov A.D.

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ГЕОМАГНИТНОЙ АКТИВНОСТИ НА ЗНАЧЕНИЯ ПРОВОДИМОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК ЧЕЛОВЕКА *306*
Виноградова Е.В.
ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF GEOMAGNETIC ACTIVITY ON THE CONDUCTIVITY VALUES OF HUMAN BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS
Vinogradova E.V.

ОЦЕНКА ПЛОТНОСТИ ПОТОКА ЭНЕРГИИ ОТ МОБИЛЬНЫХ ТЕЛЕФОНОВ *309*
Самойлов В.С., Насир С.А.Х., Аль Тахар И.А.
ESTIMATION OF ENERGY FLUX DENSITY FROM MOBILE PHONES
Samoylov V.S., Nasir S.A.X., Al Tahar I.A.

СЕКЦИЯ 8 ♦ SECTION 8

ЭКОЛОГИЯ И ЗДОРОВЬЕ ЧЕЛОВЕКА

ECOLOGY AND HUMAN HEALTH

К АНАЛИЗУ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ И РИТМОГРАММ ПРИ СИНХРОННОЙ РЕГИСТРАЦИИ *312*
Кузнецов А.А.
ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAMS AND RHYTHMOGRAMS DURING SYNCHRONOUS REGISTRATION
Kuznetsov A.A.

ДИНАМИЧЕСКИЕ НАБЛЮДЕНИЯ ЗА ФУНКЦИОНАЛЬНЫМ СОСТОЯНИЕМ ОРГАНИЗМА СТУДЕНТОВ ПЕРВОГО КУРСА *316*
Блохин М.М., Батоцыренова Т.Е.
DYNAMIC OBSERVATIONS OF THE FUNCTIONAL STATE OF THE BODY OF FIRST-YEAR STUDENTS
Blokhin M. M., Batotsyrenova T. E.

НОВЫЕ ПОДХОДЫ К УПРАВЛЕНИЮ ПАРАМЕТРАМИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ *318*
Северин А.Е., Петрова М.В., Сушкова Л.Т., Семенов Ю.Н., Крамм М.Н., Шалимова Е.В.
NEW APPROACHES TO MANAGING LUNG ARTIFICIAL VENTILATION PARAMETERS
Severin A.E., Petrova M.V., Sushkova L.T., Semenov Yu.N., Kramm M.N., Shalimova E.V.

ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНАЯ МЕТЕОЛАБИЛЬНОСТЬ И МЕТЕОЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ ВЗРОСЛЫХ ЖИТЕЛЕЙ РЕСПУБЛИКИ КРЫМ С РАЗНЫМ СОСТОЯНИЕМ ЗДОРОВЬЯ *320*
Залата О.А., Евстафьева Е.В., Астафуров Д.Д., Слюсаренко А.А., Прасолов Н.С.
PSYCHOEMOTIONAL METEOLABILITY AND METEOSENSITIVITY OF ADULT RESIDENTS OF THE CRIMEA WITH DIFFERENT HEALTH STATE
Zalata O.A, Evstafeva E.V., Astafurov D.D., Slusarenko A.A., Prasolov N.S.

МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ ДЛЯ ОЦЕНКИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ РЕЗЕРВОВ *324*
Томчук А.А.
METHODS OF PROCESSING BIOMEDICAL SIGNALS FOR EVALUATING THE PHYSIOLOGICAL RESERVES
Tomchuk A.A.

СТОХАСТИЧЕСКАЯ И ХАОТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКИ КАДЕНЦИИ ХОДЬБЫ: БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ, ВОЗРАСТНЫЕ И ГЕНДЕРНЫЕ АССОЦИАЦИИ *327*
Логинов С.И., Кинтюхин А.С., Снигирев А.С.
STOCHASTIC AND CHAOTIC EVALUATIONS OF WALKING CADENCY: BIOMECHANICAL, AGE AND GENDER-RELATED ASSOCIATIONS
Loginov S.I., Kintyukhin A.S., Snigirev A.S.

ОБМЕННЫЕ ЭЛЕКТРОННЫЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ КАК ОСНОВНОЙ ФАКТОР ПОДДЕРЖАНИЯ УСТОЙЧИВОСТИ ГОМЕОСТАЗА ОРГАНИЗМА *331*
Стехин А.А., Пьянзина И.П., Яковлева Г.В., Минин И.В., Карасев А.К.
EXCHANGE ELECTRONIC INTERACTIONS AS THE MAIN FACTOR OF MAINTAINING THE SUSTAINABILITY OF ORGANISM HOMEOSTASIS
Stekhin A.A., Pyanzina I.P., Yakovleva G.V., Minin I.V., Karasev A.K.

МЕЖДИСЦИПЛИНАРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ЗДОРОВЬЯ: ПОДХОД НЕЙРОПСИХОЛОГИИ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ РАЗЛИЧИЙ *334*
Будыка Е.В.
INTERDISCIPLINARY HEALTH STUDIES: AN APPROACH TO THE NEUROPSYCHOLOGY OF INDIVIDUAL DIFFERENCES
Budyka E.V.

СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ ЦЕЛЕЙ, НАПРАВЛЕНИЙ И ТЕХНИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРОЦЕССОВ ЗРИТЕЛЬНОГО ВОСПРИЯТИЯ И ПАМЯТИ ЧЕЛОВЕКА *336*
Брумштейн Ю.М., Молимонов Д.А., Кривенко А.И., Гроцкая А.Ю.
SYSTEM ANALYSIS OF GOALS, DIRECTIONS AND TECHNICAL SOLUTIONS FOR RESEARCH PROCESSES AND HUMAN MEMORY
Brumstein Yu.M., Molimonov D.A., Krivenko A.I., Grotskaya A.Yu.

ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЙ СПОСОБ И СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПОСЛЕПРОИЗВОЛЬНОГО ВНИМАНИЯ *341*
Данилов Д.И.
PSYCHOPHYSIOLOGICAL METHOD AND SYSTEM OF EVALUATING POST -INVOLUNTARY ATTENTION
Danilov D.I.

ПСИХОЛОГИЧЕСКИЕ И ПСИХОСОМАТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ РЕЗИСТЕНТНОСТИ ИНФЕКЦИОННЫМ ЗАБОЛЕВАНИЯМ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ *343*
Литвинова Н.Ю.
PSYCHOLOGICAL AND PSYCHOSOMATIC ASPECTS OF RESISTANCE TO INFECTIOUS RESPIRATORY DISEASES
Litvinova N.Yu.

ЛОГОПЕДИЧЕСКИЙ ВЕКТОР В ДИАГНОСТИКЕ ДИСФАГИИ У ПАЦИЕНТОВ С ЗАБОЛЕВАНИЕМ ЦНС *347*
Усенкова Е.В.
SPEECH THERAPY VECTOR IN THE DIAGNOSIS OF DYSPHAGIA IN PATIENTS WITH CNS DISEASE
Usenkova E.V.

ЭМПИРИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ СУБЪЕКТИВНОГО БЛАГОПОЛУЧИЯ СТУДЕНТОВ ТЕХНИЧЕСКИХ СПЕЦИАЛЬНОСТЕЙ *349*
Филатов В.О., Филатова О.В.
AN EMPIRICAL STUDY OF THE FEATURES OF SUBJECTIVE WELL-BEING OF STUDENTS OF TECHNICAL SPECIALTIES
Filatov V.O., Filatova O.V.

СОРЕВНОВАТЕЛЬНАЯ СРЕДА И ЭМОЦИОНАЛЬНЫЕ СОСТОЯНИЯ БОРЦОВ ГРЕКО-РИМСКОГО СТИЛЯ *353*
Филатов Д.О., Зобков В.А.
SPORTS COMPETITIONS AND EMOTIONAL STATES OF WRESTLERS GREEK-ROMAN STYLE
Filatov D.O., Zobkov V.A.

КОРРЕЛЯЦИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ ОБСТАНОВКИ И ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА *358*
Фортова Л.К., Юдина А.М., Овчинников О. М., Амосова О. С.
CORRELATION OF ENVIRONMENTAL AND HUMAN HEALTH
Fortova L.K., Yudina A.M., Ovchinnikov O.M., Amosova O.S.

КОПИНГ-СТРАТЕГИИ ПОВЕДЕНИЯ У БОЛЬНЫХ С ОНКОЛОГИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ *362*
Шаманин Н.В.
COPING STRATEGIES OF BEHAVIOR IN PATIENTS WITH ONCOLOGICAL DISEASES
Shamanin N.V.

СРАВНЕНИЕ И ОБЗОР МЕТОДОЛОГИЙ ОБРАБОТКИ ЭКГ В ЗАДАЧАХ ОБНАРУЖЕНИЯ QRS *365*
Дахва М.С.
COMPARISON AND REVIEW OF THE METHODOLOGYS IN ECG PROCESSING FOR QRS COMPLEX DETECTION
Dahwah M.S.

ПОИСК ОСНОВНОГО ТОНА ДИНАМИКИ ПАРАМЕТРОВ РИТМА СЕРДЦА *373*
Кузнецов А. А.
THE BASE TONE OF A HEART RHYTHM PARAMETERS DYNAMICS
Kuznetsov A. A.

БИОДИНАМИЧЕСКОЕ ОСВЕЩЕНИЕ КАК ФУНКЦИЯ УПРАВЛЕНИЯ СОСТОЯНИЕМ ЧЕЛОВЕКА *377*
Бадалян Н.П., Колесник Г.П., Белякова Д.А.
BIODYNAMIC LIGHTING AS A HUMAN STATE MANAGEMENT FUNCTION
Badalyan N.P., Kolesnik G.P.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ УРОВНЯ ПСИХОЛОГИЧЕСКОГО СТРЕССА ПРИ ДЛИТЕЛЬНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ ФАКТОРОВ *382*
Безносова В.Э., Аполлонова И.А., Николаев А.П.
DETERMINING THE LEVEL OF PSYCHOLOGICAL STRESS DURING PROLONGED EXPOSURE TO FACTORS
Beznosova V.E., Apollonova I.A., Nikolaev A.P.

ВЛИЯНИЕ ПСИХОФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ НА СОСТОЯНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК *384*
Богатов Н.М., Богатова А.Н., Сухих С.А.
INFLUENCE OF PSYCHOPHYSICAL PROCESSES ON THE STATE OF BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS
Bogatov N.M., Bogatova A.N., Sukhih S.A.

СОЗДАНИЕ ИСКУССТВЕННОГО МИКРОКЛИМАТА *388*
Оленев Е.А., Сушкова Л.Т.
CREATION OF AN ARTIFICIAL MICROCLIMATE
Olenev E.A., Sushkova L.T.

МЕДИЦИНСКИЕ АСПЕКТЫ ПЕРВИЧНОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ СО СВЕРХВЫСОКИМ РАЗРЕШЕНИЕМ *390*
Зайченко К.В., Жмылева А.А., Логачев Е.П., Лучкова М.Н., Устинова Д.М.
MEDICAL ASPECTS OF PRIMARY PROCESSING PROCEDURES OF ULTRA HIGH RESOLUTION ELECTROCARDIAC SIGNALS
Zaichenko K.V., Zhmyleva A.A., Logachev E.P., Luchkova M.N., Ustinova D.M.

РАДИОЛОКАЦИОННЫЕ МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ ПРИ РЕАЛИЗАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ СВЕРХВЫСОКО РАЗРЕШЕНИЯ *394*
Зайченко К.В., Жмылева А.А., Устинова Д.М., Храпов С.О.
RADAR METHODS OF SIGNAL PROCESSING WHILE UHR ECG REALIZATION
Zaichenko K.V., Zhmyleva A.A., Ustinova D.M., Khrapov S.O.

МЕТОД РАСШИРЕНИЯ ЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА АКУСТООПТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ *398*
Зайченко К.В., Гуревич Б.С.
METHOD OF FREQUENCY RANGE EXTENSION OF ELECTROCARDIAC SIGNALS ACOUSTO-OPTIC PROCESSING
Zaichenko K.V., Gurevich B.S.

СПЕЦИФИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ СПЕКТРАЛЬНЫМИ ПРОЦЕССОРАМИ *401*
Зайченко К.В., Гуревич Б.С.
SPECIFIC FEATURES OF ELECTROENCEPHALOGRAPHIC SIGNALS PROCESSING BY SPECTRAL PROCESSORS
Zaichenko K.V., Gurevich B.S.

СЕКЦИЯ 5

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ БИОМЕТРИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ
НАУЧНАЯ МОЛОДЕЖНАЯ ШКОЛА ИМ. И.Н. СПИРИДОНОВА

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА УДАЛЕННОЙ МИКРОСКОПИИ ЦИТОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ

Колокольников Г.А., Самородов А.В.
Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана, г. Москва,
geokolok5@gmail.com, avs@bmstu.ru

Ключевые слова: системы цифровой микроскопии, лабораторная телемедицина, веб-платформа, цитология, биотехническая система

Аннотация. Работа посвящена проектированию биотехнической системы удаленной микроскопии цитологических препаратов. В рамках работы определены основные задачи, решаемые системой, а также сформулированы требования к аппаратному и программному обеспечению. Предлагаются общесистемные решения, на основании которых спроектирована программная архитектура веб-платформы дистанционной микроскопии. Идея проекта заключается в разработке программного обеспечения для распределенной сетевой платформы, обеспечивающей телемедицинскую диагностику с поддержкой принятия врачебного решения. В ходе проектирования системы использованы такие инструменты как IDEF0, DFD, UML. В результате работы получен комплект проектной документации системы удаленной микроскопии и выбран технологический стек для реализации проекта. Предложенная биотехническая система способна повысить доступность цитологической диагностики экспертного уровня для пациентов из малых городов и отдаленных регионов.

Введение. Работа посвящена проектированию биотехнической системы (БТС) удаленной микроскопии цитологических биомедицинских препаратов. Актуальность разработки определяется широким распространением метода оптической микроскопии в медицинских лабораторных исследованиях в таких значимых областях медицины как гематология [1], онкопатология [2] и других. Однако, с одной стороны, остается большое количество лабораторий, не способных обеспечить дорогостоящие цифровые системы микроскопии, а с другой, подавляющее большинство существующих аналогов представляют собой закрытую экосистему устройств, а не универсальную расширяемую платформу. Для решения этой проблемы предлагается использовать многофункциональную платформу дистанционной микроскопии цитологических препаратов. Такой подход позволит использовать единую аппаратную базу с применением специализированных модулей программного обеспечения, предназначенных для анализа различных цитологических препаратов.

Концепция БТС дистанционной микроскопии основывается на клиент-серверном взаимодействии основных составляющих частей:

- клиентских приложений, выполняемых на базе рабочих станций,
- основного сервера, выступающего в роли центрального элемента всей системы,
- периферийных серверов, запущенных на базе блоков управления комплексов микроскопии.

Очевидно, что для такой распределенной многокомпонентной информационной системы характерно наличие больших потоков данных, разнообразного функционала и повышенного уровня требований к вычислительным мощностям обеспечения. Следовательно, на передний план выходит грамотное планирование процесса разработки архитектуры системы в соответствии с современными методологиями проектирования информационных систем.

Общесистемные решения для реализации удаленной микроскопии

Разрабатываемая БТС предназначена для диагностики заболеваний и оценки общего физиологического состояния посредством автоматизированного анализа изображений препаратов. Отличительной особенностью системы является возможность удаленного анализа препарата врачом-экспертом в реальном времени. Система удаленной микроскопии образует распределенную платформу, представляющую совокупность взаимосвязанных аппаратных и программных модулей (рисунок 1).

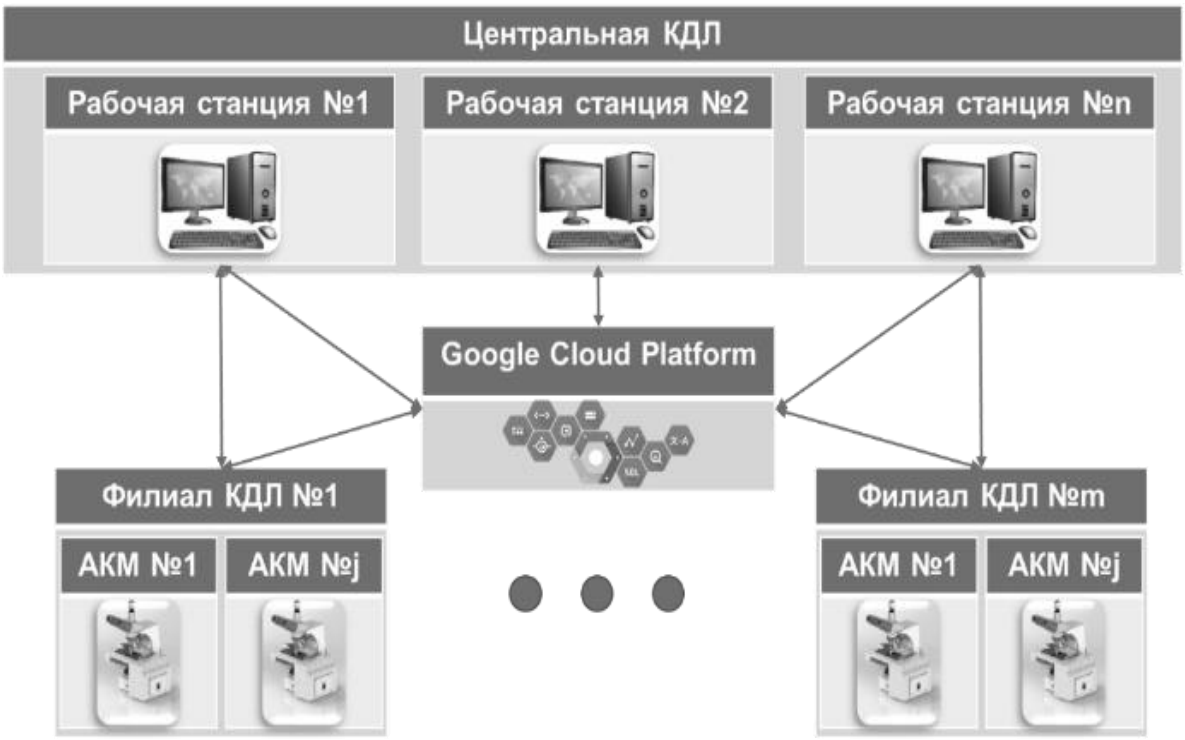


Рисунок 1 – Укрупненная схема системы удаленной микроскопии

Клиентская сторона представлена удаленной рабочей станцией. Рабочие станции, представленные в виде персонального компьютера, располагаются в крупной клинико-диагностической лаборатории. В данной центральной лаборатории задействованы высококвалифицированные врачи-эксперты. С помощью рабочей станции они могут подключаться к требуемому комплексу микроскопии, располагающемуся в филиалах лаборатории на периферии, в небольших городах и отдаленных регионах. Главная задача КДЛ – верификация диагноза экспертом (получение второго мнения) либо на основании оцифрованного виртуального слайда препарата, либо непосредственного контроля удаленного микроскопа с трансляцией изображений в реальном времени.

Автоматизированный комплекс микроскопии (АКМ) располагается в филиале лаборатории, в котором производится забор биоматериалов пациента для анализа, пробоподготовка. АКМ позволяет проводить сканирование подготовленной пробы и предоставляет функционал удаленного управления и просмотра в режиме реального времени. Также возможен автономный режим работы, при котором медицинский персонал взаимодействует с блоком управления АКМ с помощью сенсорного дисплея и графического интерфейса пользователя. В таком режиме доступен локальный просмотр и сохранение изображений препарата. Все операции, за исключением установки препарата на предметный столик микроскопа и выбора объектива, автоматизированы. В состав каждого блока управления комплекса микроскопии входит одноплатный компьютер, на котором запускается периферийный сервер, передающий управление и видеоданные центральному серверу.

Серверная часть обеспечивает связь между АКМ и клиентской стороной, включая интуитивно понятный графический интерфейс. Также на сервере предполагается обработка медицинских изображений, включая построение виртуального слайда из фрагментов, анализ изображения в автоматическом режиме, организация базы данных.

С учетом поставленных медицинских задач, описанных технических аспектов, а также рекомендаций по структуре БТС для лабораторной диагностики [3], была разработана схема БТС удаленной микроскопии цитологических препаратов, представленная на рисунке 2. Данная БТС отражает экосистему платформы, показывает всю совокупность автоматизированных комплексов микроскопии и удаленных рабочих станций, объединенную в единую сеть посредством хостинг-сервера.

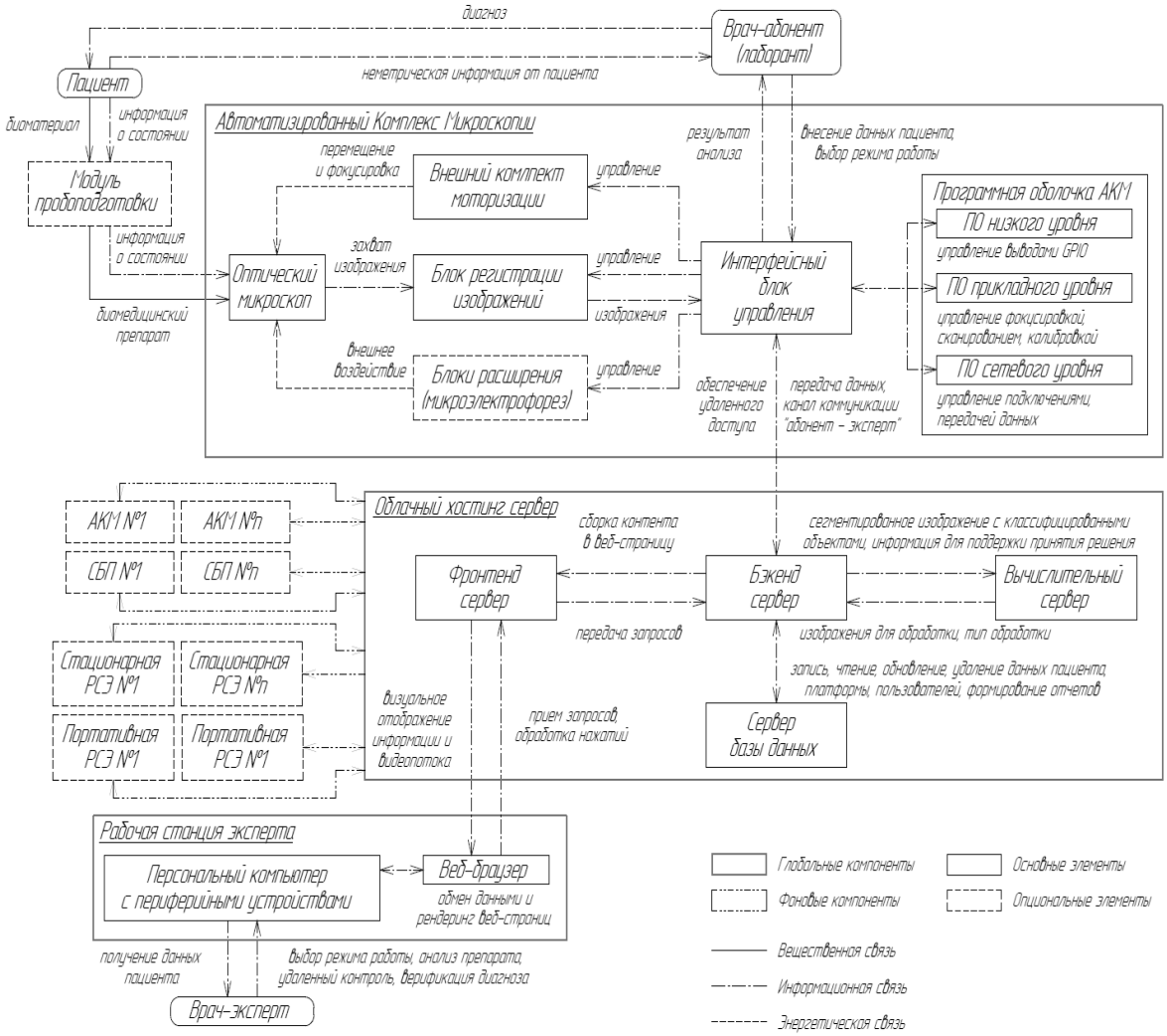


Рисунок 2 – Структурно-функциональная схема БТС удаленной микроскопии

Цитологический препарат располагается в АКМ, который представлен оптическим микроскопом с установленным внешним комплектом моторизации и блоком регистрации изображений. Предусматривается возможность установки блоков расширения, например для проведения микроэлектрофореза, автоматической подачи микропрепаратов и смены объективов. Все модули контролируются интерфейсным блоком управления, который является центральным элементом АКМ. Он включает в себя одноплатный компьютер, сенсорный дисплей с устройствами ввода информации, контроллер выводов общего назначения GPIO с драйверами шаговых двигателей, а также системы питания и охлаждения. Данный блок, кроме функции управления другими модулями, также выполняет интерфейсную функцию взаимодействия с врачом-абонентом (лаборантом) и функцию коммуникации с облачным сервером. Выполнение указанных функций осуществляется благодаря программной оболочке АКМ. АКМ может функционировать как в составе платформы, обеспечивая удаленный доступ врачу-эксперту из центральной КДЛ, так и в автономном режиме.

Проектирование программной архитектуры

Поскольку от разрабатываемого решения требуется расширяемость и открытость экосистемы, разработка осуществляется в формате веб-платформ, которые, в основном, строятся по принципу сервис-ориентированной архитектуры [4]. При данном модульном подходе систему разбивают на распределенные, независимые, заменяемые подсистемы, сервисы, оснащенные интерфейсами для взаимодействия по стандартным протоколам.

В ходе проектирования планируется построить архитектуру веб-платформы с учетом сформированного ранее технического задания. Для достижения поставленной цели используются следующие инструменты [5]: IDEF0-нотация для описания и формализации бизнес-процессов, DFD-моделирование для описания потоков данных, UML-моделирование для графического описания и объектного моделирования бизнес-процессов и системного проектирования [6]. На рисунке 3 представлена топология разрабатываемой платформы с участниками функционирования системы: врачом-экспертом, лаборантом, исследователем, техническим персоналом, администратором системы и инспектором.

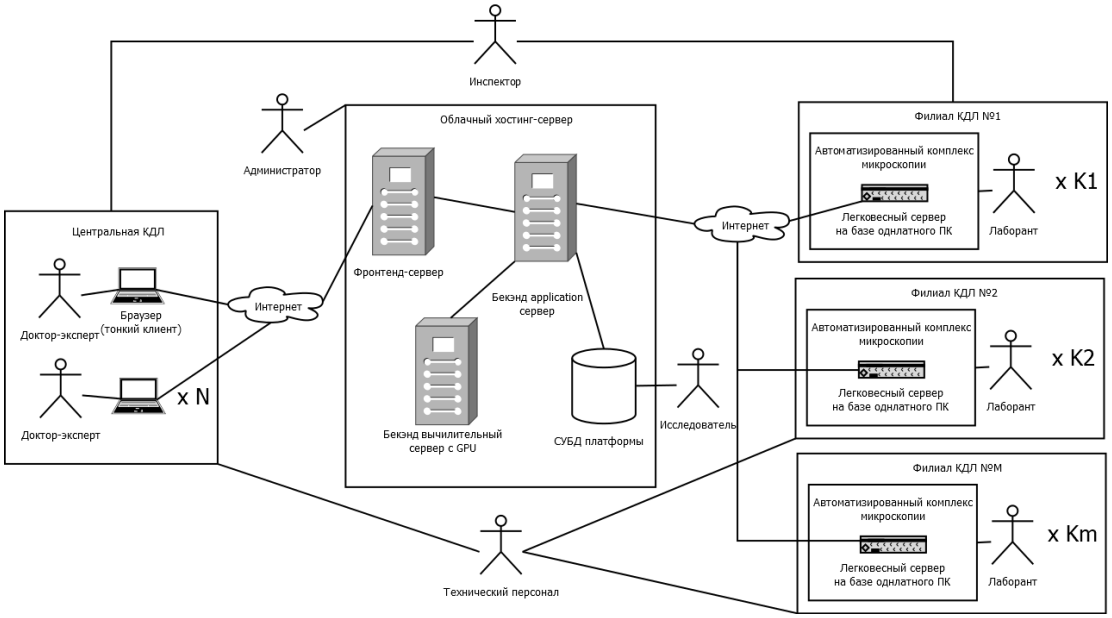


Рисунок 3 – Топология веб-платформы дистанционной микроскопии

На рисунке 4 представлена диаграмма прецедентов, отражающая требуемый от системы функционал для каждого пользователя системы. На основании диаграммы прецедентов определяются функциональные требования системы, которые необходимо учесть при разработке диаграммы компонентов.

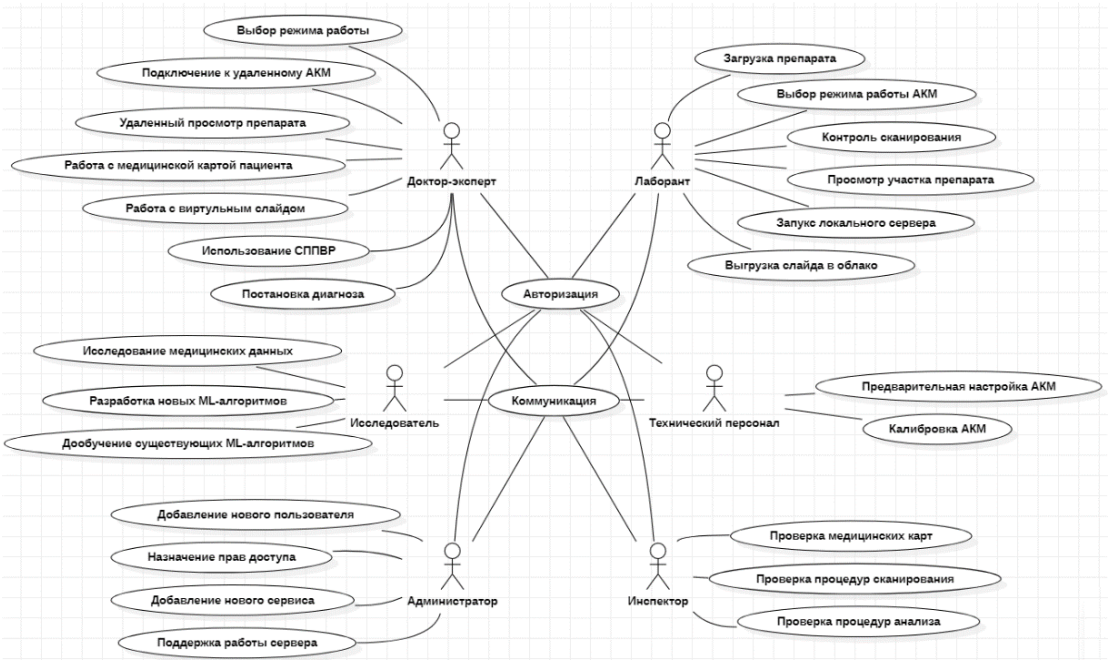


Рисунок 4 – Диаграмма прецедентов веб-платформы дистанционной микроскопии

С учетом топологии платформы дистанционной микроскопии, сценариев применения и бизнес-процессов построена диаграмма компонентов с размещением по узлам системы (рисунок 5). Узел рабочей станции располагается в центральной КДЛ. В качестве компонента здесь используется браузер, выступающий в роли клиента. Браузер обращается через Интернет-протоколы к узлу облачного хостинг-сервера. Запросы передаются с фронтенд-сервера на бэкенд-сервер приложений. Концепция сервисно-ориентированной архитектуры нашла свое отражение в использовании отдельных независимых приложений в составе бэкенд-сервера. Для хранения информации используется сервер базы данных, а для выполнения вычислительно-емких операций (применение и обучение алгоритмов машинного обучения) используется выделенный вычислительный сервер с графическими процессорами. Для получения удаленного доступа к АКМ, располагающемуся в филиале КДЛ, предлагается использовать программный интерфейс. При этом на стороне АКМ возможны два сценария применения: работа в локальном режиме и делегирование управления рабочей станции центральной КДЛ.

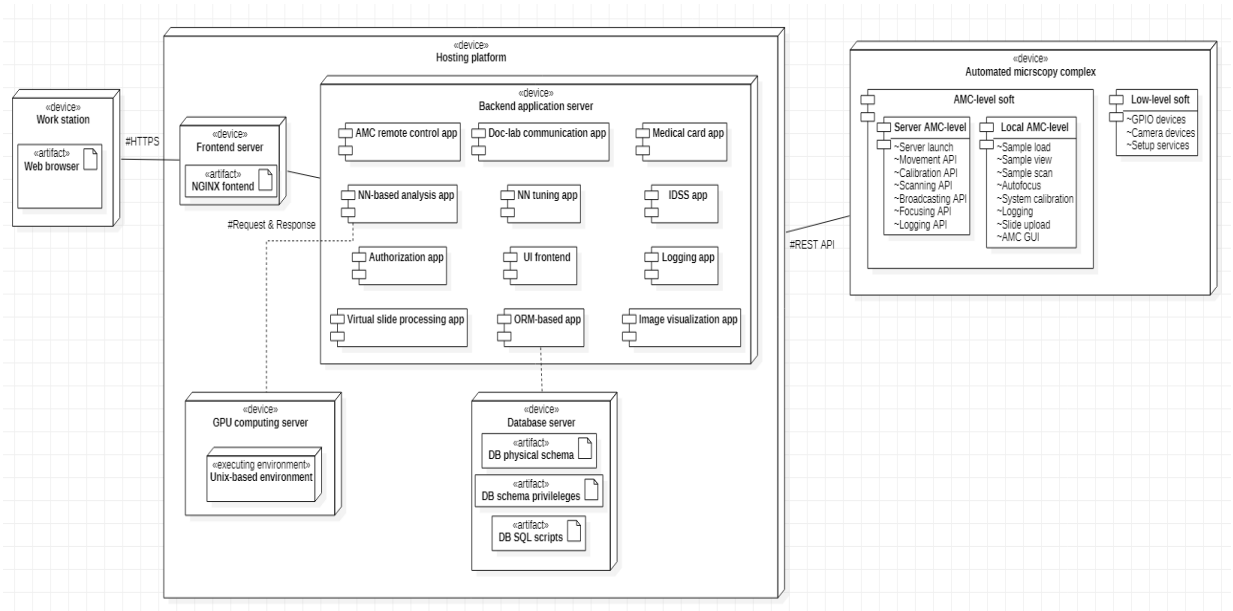


Рисунок 5 – Диаграмма компонентов с размещением по узлам веб-платформы микроскопии

Заключение. В рамках работы выполнено проектирование БТС дистанционной микроскопии: предложены общесистемные решения, описана техническая реализация и разработана архитектура веб-платформы, обеспечивающая функционал лабораторной телемедицины. В результате проектирования общей архитектуры системы получен комплект программных документов и выделены следующие программные модули: ПО низкого уровня АКМ для работы с выводами общего назначения и предоставления интерфейса к камере, ПО прикладного уровня АКМ для обеспечения функционирования системы в автономном режиме, ПО сетевого уровня АКМ для предоставления удаленного доступа к функционалу АКМ, ПО серверного уровня, база данных платформы. В случае успешной реализации, предложенная БТС удаленной микроскопии способна повысить доступность цитологической диагностики экспертного уровня для пациентов из малых городов и отдаленных регионов.

Библиографический список

1. Ганилова Ю. А., Долмашкин А. А., Дубровский В. А. Оптическая цифровая микроскопия для цито- и гематологических исследований in vitro / Оптика и спектроскопия. – 2013. – Т. 115. – №2. – С. 248-248.

2. Информационный бюллетень. Рак. / Всемирная организация здравоохранения. Режим доступа: http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/ru/ (дата обращения: 20.03.2020).

3. Ершов Ю. А., Щукин С. И. Основы анализа биотехнических систем. – 2011.

4. Исаев Г. Н. Проектирование информационных систем. М.: Изд-во «Омега-Л», 2013. 424 с.

5. Мышенков К. С. Методика обоснования выбора CASE-средств для анализа и проектирования систем управления предприятиями / Инновации. – 2013. – №. 10 (180).

6. Буч Г., Якобсон И., Рамбо Д. Язык UML. Руководство пользователя. – Litres, 2017.

BIOTECHNICAL SYSTEM OF REMOTE MICROSCOPY FOR CYTOLOGY

Kolokolnikov G.A., Samorodov A.V.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow,
geokolok5@gmail.com, avs@bmstu.ru

Keywords: digital microscopy systems, laboratory telemedicine, web-platform, cytology, biotechnical system

Annotation. The paper is dedicated to the development of biotechnical system for remote microscopy of cytological samples. In the course of the work, the main tasks of the system are identified, as well as the requirements for hardware and software are formulated. System-wide solutions are proposed, based on which the software architecture of the remote microscopy web-platform is designed. The idea of the project is to develop software for a distributed network platform that provides telemedicine diagnostics with medical decision support. IDEF0, DFD, and UML tools are used for the system design. As a result, a set of development documentation for the remote microscopy system is obtained and a technological stack is selected for the project implementation. The proposed biotechnical system is able to increase the availability of expert-level cytological diagnostics for patients from small cities and remote regions.

ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЗАЩИЩЕННОСТИ БЕСПРОВОДНЫХ СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА

[1]Багдасарян С.А., [1]Багдасарян М.Л., [1]Николаев В.И., [1]Николаева С.О., [2]Павлюкова Е.П.
[1]Научно-производственное предприятие "Технологии радиочастотной идентификации связи", г. Москва,
[2]Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, г. Москва.

Ключевые слова: беспроводной мониторинг, биологические сигналы, поверхностные акустические волны (ПАВ), радиочастотная идентификация (РЧИ), метка

Аннотация. Впервые сформулирована задача обеспечения защищенности систем управления лечебно-диагностическим процессом (СУЛДП) на основе радиочастотной идентификации с применением технологий поверхностных акустических волн в приближении отсутствия коллизий откликов меток и предложен подход к ее решению.

Введение. С учетом современных требований безопасности и тенденций построения и развития систем мониторинга текущего состояния пациента [1,2] возникает проблема повышения их защищенности, связанной с обеспечением, как высоконадежной идентификации опасных для жизни пациента различных заболеваний и их осложнений на ранних стадиях, так и аутентификации пациентов с одновременной аутентификацией лечащего врача, имеющего доступ к конфиденциальной информации на всех этапах диагностики и процесса лечения пациента. Для решения этих задач целесообразно, на наш взгляд, использование систем радиочастотной идентификации (РЧИ) [3,4] и аутетификации [5] на основе технологий поверхностных акустических волн (ПАВ), имеющих в отличие от других известных технологий высокую степень защиты от клонирования [6].

В задаче идентификации биологических сигналов и показателей пациента (ПАВ-датчик-метка), а также аутентификации пациента и лечащего врача (ПАВ-метки) на основе данных систем полагаем, что в области опроса расположен один из M датчиков-меток, либо таких датчиков-меток нет. Поэтому считывающее устройство системы должно проводить совместно следующие процедуры: обнаружение сигналов-откликов датчиков-меток на опросный импульс и оценку его информационных параметров, включая биологические сигналы и показатели пациента. Вопросы синтеза и анализа подобных устройств подробно рассматривались раньше применительно к задаче обнаружения-различения сигналов с неизвестным временем прихода в асинхронных системах связи при наличии замираний [7,8]. Однако применение указанного подхода в системах РЧИ имеет свои особенности, обусловленные структурой ПАВ устройств (датчиков и меток) позволяющих реализовывать задержки волны порядка нескольких наносекунд и отклики, модулированные одновременно по амплитуде и фазе.

В связи с этим представляет значительный интерес оценка вероятностных характеристик ПАВ устройств для обеспечения высоконадежной идентификации заболеваний и аутентификации участников (пациента и врача) процессов лечения, диагностики.

Обеспечение высоконадежной идентификации заболеваний и аутентификации участников СУЛДП. Целью настоящей работы являлось исследование информационных параметров и характеристик радиочастотной идентификации и аутентификации на основе ПАВ в СУЛДП.

В ПАВ датчиках и метках при передаче данных существует возможность кодирования информации, как по амплитуде, так и по фазе с использованием различных типов опросных сигналов, в частности фазоманипулированных сигналов (ФМС), что связано с особенностями и физическими принципами работы ПАВ-структуры датчиков и меток. На основе этого возможна реализация безопасного доступа к ресурсам СУЛДП с применением процедур идентификации и аутентификации личности лечащего использующего ПАВ метку для определения санкционированных полномочий.

Кратко остановимся на реализации процедур идентификации и аутентификации в системах УЛДП на основе РЧИ ПАВ. Подробные теоретические исследования представлены авторами доклада в работе [8]. На первом этапе осуществляется идентификация метки путем посылки опрашивающего импульса на радиочастотную метку на ПАВ. Опрашивающий импульс представляет собой отрезок синусоиды длительностью $\tau_\Delta = 5...10$ нс и частотой $f_0 = 2,45$ ГГц [9, 10]. В результате взаимодействия опрашивающего импульса $\delta_s(t)$ с m-й меткой ($m = \overline{1, M}$) формируется отклик метки вида [8,9]. При этом необходимо подчеркнуть, что вследствие замираний, обусловленных многолучевым характером распространения отклика метки, а также разброса возможных местоположений метки внутри области опроса, амплитуда, начальная фаза и время прихода отклика на вход считывающего устройства будут неизвестными. Поэтому алгоритм обработки отклика должен учитывать указанную особенность сигналов-откликов и может быть синтезирован на основе методов, развитых в работах [7,8, 11]. И, на основании результатов работы [8], легко получить следующие выражения для характеристик указанного выше алгоритма:

вероятность ложной тревоги при обнаружении откликов меток

$$\alpha = 1 - \exp\left(-\frac{\xi M \sqrt{h}}{\sqrt{\pi}} \exp(-h) \right), \qquad (1)$$

средняя вероятность пропуска откликов меток

$$\beta = \frac{1}{M}\exp\left(-\frac{\xi M\sqrt{h}}{\sqrt{\pi}}\exp(-u)\right)\int_0^h \exp(-u-0,5z^2)I_0\left(z\sqrt{2u}\right)du + \\ +\left(1-\frac{1}{M}\right)\int_0^h \exp\left[-u-0,5z^2-\frac{\xi M\sqrt{u}}{\sqrt{\pi}}\exp(-u)\right]I_0\left(z\sqrt{2u}\right)du, \quad (2)$$

средняя вероятность ошибки различения откликов меток

$$P_e = \left(1-\frac{1}{M}\right)\left(1-\int_h^\infty \exp\left[-u-0,5z^2-\frac{\xi M\sqrt{u}}{\sqrt{\pi}}\exp(-u)\right]I_0\left(z\sqrt{2u}\right)du\right)+ \\ +\frac{1}{M}\exp\left(-\frac{\xi M\sqrt{h}}{\sqrt{\pi}}\exp(-u)\right)\int_0^h \exp(-u-0,5z^2)I_0\left(z\sqrt{2u}\right)du, \quad (3)$$

где ξ – приведенная длина априорного интервала $[T_1, T_2]$, имеющая смысл числа элементов разрешения сигнала на этом интервале; $z^2 = A^2 q_0^2$ – ОСШ ; $I_0(\cdot)$ – модифицированная функция Бесселя первого рода нулевого порядка.

Анализ выражений (1-3) позволяет сделать вывод о том, что энергетическая эффективность обнаружения-различения откликов меток, как и следовало ожидать, снижается с ростом числа меток в наборе [8]. Кроме того, зависимость средней вероятности пропуска откликов меток $\beta(z)$ является немонотонной функцией ОСШ. Это связано с особенностями поиска сигналов на больших априорных интервалах $[T_1, T_2]$ [5, 11]. При возрастании мощности помех вначале происходит увеличение вероятности пропуска сигналов. Однако при достаточно большой мощности шума все большую роль начинают играть выбросы шумовой функции статистики $L(\tau)$ в той части априорного интервала, где нет пика сигнальной функции (так называемые аномальные ошибки). Это приводит к увеличению вероятности превышения порога, т.е. уменьшению вероятности пропуска сигнала.

Рассмотрим теперь процедуру аутентификации меток (второй этап). На втором этапе в случае успешного проведения процедуры идентификации *m*-й метки (на основе изложенной выше процедуры) из базы данных выбирается и излучается сложный опросный сигнал вида:

$$s'_m(t) = \sum_{k=1}^{K} a_k h_m(kT_s - t), \quad (4)$$

где $a_1, ..., a_K$ – псевдослучайный код, элементы которого принимают значения ± 1; $h_m(t)$ – импульсная характеристика *m*-й метки; T_s – длительность импульсных характеристик меток.

В ходе процедуры аутентификации метки мы проверяем подлинность метки, так как на сложный опросный сигнал (4) метка реагирует определенным образом (сверткой входного сигнала (4) с импульсной характеристикой). При этом код опросного сигнала (4) $a_1, ..., a_K$ может варьироваться псевдослучайным образом от опроса к опросу, затрудняя подделку ответа метки на опросный сигнал (4). Здесь уместно провести следующую аналогию с криптосистемой. У нас существует «открытый ключ» – это опросный импульс и «закрытый ключ» – это сложный опросный сигнал (4), формируемый в зависимости от выбранного кода $a_1, ..., a_K$ и с учетом ответа метки на этапе идентификации.

Для того чтобы подделать код метки, злоумышленнику необходимо считать опросный импульс и ответ метки на него, затем, используя полученную импульсную характеристику, синтезировать устройство, у которого будет данная импульсная характеристика. Возможность реализации устройства с импульсной характеристикой ПАВ-метки на основе полупроводниковых технологий в настоящее время практически отсутствует. Это обусловлено следующими особенностями:

1) рабочая частота метки – 2,45 ГГц, в данном диапазоне она реализует задержки порядка одной наносекунды;
2) ограниченные функциональные возможности современной элементной базы;
3) процедура анализа импульсной характеристики метки злоумышленником дополнительно осложняется многолучевым характером распространения отклика метки.

Заключение. Исходя из вышеизоженного, можно сделать вывод о нереализуемости устройства с импульсной характеристики метки на основе полупроводниковых технологий. Итак, возможность считывания злоумышленником опросных и ответных сигналов метки на этапе идентификации и аутентификации существует.

Тогда как для решения подобной задачи в технике ПАВ потребуется высокотехнологичный набор, включающий в себя устройство считывания, техническую документацию на него, топологии датчиков и меток и оборудование для изготовления прецизионного фотошаблона и ПАВ-элемента метки. Высокая стоимость обозначенного оборудования и услуги организации данного производства не представляют рентабельного интереса для процедуры клонирования ПАВ-устройств. Помимо этого, опросный сигнал в нашем случае может псевдослучайным образом меняться от опроса к опросу, знание ответа метки даже на сложный сигнал при имеющихся на сегодняшний день возможностях аппаратурной базы не позволяет оперативно подделать отклик метки.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ 18-29-02076-мк.

Библиографический список

1. А.С.Багдасарян, С.А.Багдасарян, В.И.Николаев, О.В.Кащенко, С.О.Николаева, Е.Р.Павлюкова. Беспроводной мониторинг биологических сигналов сердечно-сосудистой системы человека. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 6. Режим доступа: http://jre.cplire.ru/jre/jun19/13/text.pdf DOI 10.30898/1684-1719.2019.6.13

2. Багдасарян А.С., Багдасарян С.А. Информационные технологии с использованием радиомониторинга в общей врачебной практике Фундаментальные проблемы радиоэлектронного приборостроения. 2018. Т. 18. № 3. С. 521-525

3. Багдасарян С.А., Гуляев Ю.В. Акустоэлектронные технологии в радиочастотной идентификации Известия высших учебных заведений России. Радиоэлектроника. 2005. № 4. С. 24.

4. Багдасарян А., Багдасарян С., Днепровский В., Карапетьян Г., Николаева С. Малогабаритные радиочастотные идентификационные метки на ПАВ. Расширение функциональных возможностей Электроника: Наука, технология, бизнес. 2014. № 3 (134). С. 70-76.

5. Гуляев Ю.В., Багдасарян А.С., Кащенко Г.А., Багдасарян С.А., Семенов Р.В. Аутентификация в беспроводных локальных сетях на основе… Информация и безопасность. 2007. Т. 10. № 3. С. 395-402

6. Багдасарян С.А., Кащенко Г.А., Семенов Р.В. Анализ показателей потенциальной структурной скрытности опросных сигналов и сигналов-откликов меток на ПАВ для повышения защищенности телекоммуникационных систем Системы и средства связи, телевидения и радиовещания. 2011. № 1-2. С. 156-160.

7. Радченко Ю.С. Обнаружение-различение сигналов в асинхронных системах связи при наличии замираний / Ю.С. Радченко, Т.А. Радченко // Радиотехника и электроника. – Т.48. – №5. – 2003. – С. 578–583.

8. S.A. Bagdasaryan, V.I. Nikolaev, E.R. Pavlyukova, S.O. Nikolaeva Radio Frequency Identification and Authentication in Control System for Diagnostic and Treatment Process // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2020. № 5 (В печати)

9. Hartman C.S. A Global SAW ID Tag with Large Data Capacity / C.S. Hartman // Proc. IEEE Ultrasonics Symposium, Munich. - 2002. - С. 63-67.

10. Hartman C.S. Design of Global SAW RFID Tag Devices / C.S. Hartman, P. Brown, J. Bellamy // Second Int. Symp. on Acoustic Wave Devices for Future Mobile Communication Systems. Chiba Univ., Japan. - March 2004.

11. Трифонов А.П., Шинаков Ю.С. Совместное различение сигналов и оценка их параметров на фоне помех. – М.: Радио и связь, 1986. – 264 с.

SECURING WIRELESS MANAGEMENT SYSTEMS DIAGNOSTIC PROCESS

[1]Baghdasaryan S.A., [1]Baghdasaryan M.L., [1]Nikolaev V.I., [1]Nikolaev S.O., [2]Pavlyukova E.P.
[1]Scientific-Production Enterprise “Technologies of radio-frequency identification of communication”, Moscow,
[2]Institute of Radio Engineering and Electronics. V.A. Kotelnikov RAS, Moscow

Keywords: wireless monitoring, biological signals, surface acoustic waves (SAWs), radio frequency identification (RFI), tag

Annotation. The problem to provide security of the systems for medical treatment and diagnostic process control (SMTDC) based on radio frequency identification with the application of surface acoustic wave technologies in the approximation of the absence of collisions of tag responses is first formulated. Using the statistical theory for detecting and differentiation of M signals with an unknown temporal position at the fading channel output, we have determined the characteristics of the simultaneous detection and differentiation of the responses by SAW sensors of biological signals and patient parameters and SAW radio frequency tags to the polling signal over a large a priori interval containing significant number of delay resolution elements. The approach for solving of the problems on identification of biological signals and patient parameters, as well as authentication of the patient and the attending physician to increase the security of telecommunication systems MTDC. The significant advantages of SAW technology in solving these problems are demonstrated.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ВОЗРАСТА ОБСЛЕДУЕМОГО НА ТОЧНОСТЬ АВТОМАТИЧЕСКОЙ РАССТАНОВКИ КОНТРОЛЬНЫХ ТОЧЕК ЛИЦА В ЗАДАЧАХ МЕДИКО-ГЕНЕТИЧЕСКОГО КОНСУЛЬТИРОВАНИЯ

Кумов В.С., Самородов А.В.
Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва,
slava.kumov@rambler.ru, avs@bmstu.ru

Ключевые слова: исследование влияния возраста обследуемого на точность автоматической расстановки контрольных точек лица в задачах медико-генетического консультирования

Аннотация. В статье исследуется зависимость погрешности автоматической расстановки точек лица от возрастного состава обучающей выборки алгоритма автоматического определения точек. Выяснилось, что наименьшие погрешности определения координат контрольных точек наблюдаются при обучении и испытаниях на группах близких возрастов. Сформулированы рекомендации по разделению на возрастные группы при использовании алгоритма автоматической расстановки точек в задачах медико-генетического консультирования.

Введение. По данным Всемирной организации здравоохранения, генетическими заболеваниями страдает почти 8 % населения, известно более 7000 подобных заболеваний. Доля генетической патологии составляет значительную часть в структуре детской заболеваемости, смертности и инвалидности.

Хотя увеличивается эффективность молекулярно-генетических методов в диагностике наследственных заболеваний, исследование фенотипических характеристик имеет большое значение. Особенности фенотипа позволяют сформировать клиническую гипотезу и обеспечить правильную интерпретацию результатов лабораторных исследований. Описание лица и головы особенно важно, так как от 30 % до 40 % генетических заболеваний сопровождаются изменениями анатомической структуры черепно-лицевой области [1].

После рождения начальный диагноз во многом основывается на визуальном осмотре ребенка, поскольку страдающие генетическими синдромами имеют отличительные черты лица, и черепно-лицевые характеристики в этом случае информативны. Ранняя диагностика позволяет своевременно приступить к лечебным мероприятиям и предупредить развитие осложнений.

Использование специализированного программного обеспечения может помочь в скрининге генетических заболеваний в раннем возрасте. В ряде работ показана возможность использования анализа изображений лиц для скрининга генетических заболеваний (см., например, [2]). Многие подходы связаны с определением положения координат контрольных точек лица [3, 4]. Для этой задачи используются библиотеки автоматической расстановки контрольных точек лица на изображении.

Наборы контрольных точек лица и библиотеки автоматической расстановки точек

Наборы автоматически расставляемых точек лица связаны с базами изображений лиц, на которых они обучены, и определяются количеством вручную аннотированных точек лица и особенностями их разметки в этих базах. Количество аннотированных точек лица может разниться от 5 (база FRGC-V2 [5]) или 6 (база AFW [6]) до 194 (база Helen [7]).

Набор из 68 точек лица является наиболее часто используемым, эта схема разметки используется в базах MultiPIE [8] и IBUG [9]. Примерами библиотек автоматической расстановки контрольных точек лица, использующие указанную разметку из 68 точек, являются dlib [10], OpenFace [11], 2D-and-3D-face-alignment [12], Deep3DFaceReconstruction [13].

Однако модели, используемые в библиотеках автоматической расстановки контрольных точек лица, обучены преимущественно на изображениях людей старше 18 лет. Это связано с возрастным составом существующих баз изображений (при регистрации детей возникают сложности с получением разрешения на регистрацию). Также большинство баз данных собрано для использования в биометрии (например, для распознавания лиц при паспортном контроле), где предполагаемые пользователи систем – совершеннолетние. Каждая возрастная группа имеет свои морфологические особенности, поэтому точность автоматической расстановки контрольных точек лица таких алгоритмов может быть невысокой. Поэтому требуется провести исследование влияния возраста обследуемого на точность позиционирования контрольных точек лица.

Библиотека dlib позволяет определить координаты 68 контрольных точек лица и предоставляет возможность обучить модели на собственной выборке изображений лиц.

На рисунке 1 показано схематичное изображение набора из 68 контрольных точек.

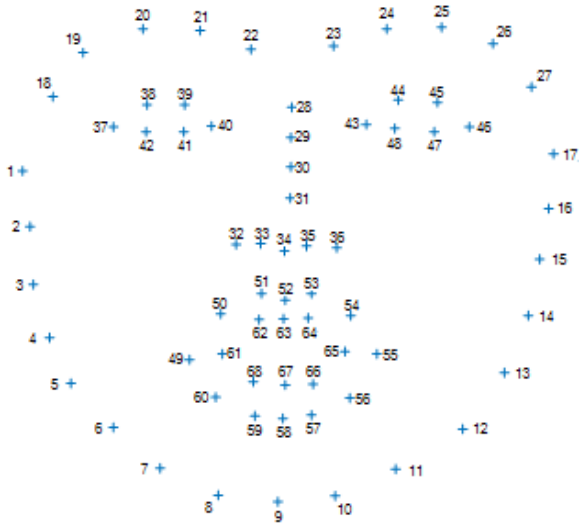


Рисунок 1 – Контрольные точки лица

Для исследования погрешности расстановки точек лица были отобраны контрольные точки, имеющие антропометрическое определение. В таблице 1 приведены обозначения, названия отдельных точек и их определения. При обучении собственных моделей расстановки точек использовался полный набор точек лица, состоящий из 68 точек. Погрешность приводится только для точек, используемых для антропометрических исследований. Для некоторых из 68 контрольных точек соответствие определениям лишь приблизительное (например, точка № 63 совпадает со стомионом лишь в случае естественного сжатия губ). Это связано с тем, что контрольные точки лица в задачах биометрии не всегда соответствуют их антропометрическим аналогам.

Таблица 1 – Контрольные точки лица

Номер точки	Обозначение точки	Название точки	Определение
1	zy	zygion – скуловая	Самая латеральная точка скуловой дуги
5	go	gonion – нижнечелюстная	Самая латеральная точка угла нижней челюсти
9	gn	gnathion – подбородочная	Самая нижняя срединная точка на нижней границе подбородка
13	go	gonion – нижнечелюстная	Самая латеральная точка угла нижней челюсти
17	zy	zygion – скуловая	Самая латеральная точка скуловой дуги
28	n	nasion – верхненосовая	Точка пересечения срединной линии с носолобным швом
31	prn	pronasale – кончик носа	Наиболее выступающая вперед точка кончика носа
32	al	alare – алape	Самая латеральная точка крыла носа
34	sn	subnasale – нижненосовая	Средняя точка соединения нижней границы носовой перегородки и верхней губы
36	al	alare – алape	Самая латеральная точка крыла носа
37	ex	exocanthion – экзокантион	Наружный угол глазной щели
40	en	endocanthion – эндокантион	Внутренний угол глазной щели
43	en	endocanthion – эндокантион	Внутренний угол глазной щели
46	ex	exocanthion – экзокантион	Наружный угол глазной щели
49	ch	cheilion – хейлион	Точка угла рта
52	ls	labrale superius – точка лабиале верхняя	Средняя точка контура верхней губы
55	ch	cheilion – хейлион	Точка угла рта
58	li	labrale inferius – точка лабиале нижняя	Средняя точка контура нижней губы
63	sto	stomion – стомион	Средняя точка линии губ при их естественном сжатии

Оценка погрешности расстановки контрольных точек лица

Качество расстановки контрольных точек лица количественно выражается в погрешности e расстановки контрольных точек, нормированной на расстояние между внешними углами глаз.

Для всех точек:

$$e_{all}(\boldsymbol{L}, \hat{\boldsymbol{L}}) = \frac{1}{m\|\hat{p}_l - \hat{p}_r\|_2} \sum_{i=1}^{m} \|p_i - \hat{p}_i\|_2 , \quad (1)$$

$\boldsymbol{L} = \{p_i\}$ – множество m предполагаемых координат точек лица,

$\boldsymbol{L} = \{\hat{p}_i\}$ – множество m истинных координат точек лица,

$\hat{p}_l, \hat{p}_r$ – истинные координаты внешних углов левого и правого глаза.

Для одной точки:

$$e_{one}(\boldsymbol{p}, \hat{\boldsymbol{p}}) = \frac{\|p - \hat{p}\|_2}{\|\hat{p}_l - \hat{p}_r\|_2}, \quad (2)$$

$\boldsymbol{p}$ – координаты точки лица, определенные алгоритмом,

$\hat{\boldsymbol{p}}$ – истинные координаты точки лица,

$\hat{p}_l, \hat{p}_r$ – истинные координаты внешних уголков левого и правого глаза.

Для выборки n изображений лиц оценивается средняя погрешность $\bar{e}$ расстановки контрольных точек:

$$\bar{e} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} e_i. \quad (3)$$

Порядок проведения испытаний

База изображений лиц пациентов с наследственными заболеваниями аналогична использованной в работе [14]. На изображениях вручную были размечен набор из 68 контрольных точек лица.

В имеющейся выборке были выделены 4 возрастные группы: от 0 до 3 лет, от 3 до 7 лет, от 7 до 11 лет, от 11 до 18 лет.

Каждая из возрастных групп была разделена на тестовую и обучающую выборки приблизительно в отношении 1:3.

Количество изображений в тестовой и обучающей выборках приведено в таблице 2. Для увеличения количества изображений в обучающей выборке каждое из изображений было зеркально отражено и включено в выборку (в таблице 2 приводятся исходные количества изображений).

Таблица 2 – Возрастной состав выборки

Возрастная группа	Количество изображений в обучающей выборке	Количество изображений в тестовой выборке
от 0 до 3 лет	256	85
от 3 до 7 лет	118	39
от 7 до 11 лет	56	18
от 11 до 18 лет	86	29

Модели автоматической расстановки точек обучались средствами dlib, использовались параметры обучения по умолчанию.

После обучения модели на изображениях лиц отдельной возрастной группы рассчитаны погрешности расстановки контрольных точек на тестовых выборках всех возрастных групп. Затем проведено усреднение рассчитанных погрешностей по всем изображениям возрастной группы.

Результаты

Результаты расчета погрешностей расстановки контрольных точек при обучении на разных возрастных группах приведены в таблице 3.

Таблица 3 – Результаты расчета погрешностей расстановки контрольных точек при обучении на разных возрастных группах

Группа обучения	Группа тестирования	Обозначение и номер точки									
		правая zy	правая go	gn	левая go	левая zy	n	prn	правая al	sn	левая al
		1	5	9	13	17	28	31	32	34	36
от 0 до 3 лет	от 0 до 3 лет	0,046	0,046	0,036	0,049	0,049	0,024	0,023	0,021	0,018	0,022
	от 3 до 7 лет	0,053	0,049	0,041	0,048	0,043	0,023	0,022	0,016	0,016	0,019
	от 7 до 11 лет	0,039	0,045	0,052	0,040	0,043	0,031	0,026	0,017	0,016	0,017
	от 11 до 18 лет	0,045	0,040	0,066	0,041	0,035	0,024	0,025	0,023	0,021	0,021
от 3 до 7 лет	от 0 до 3 лет	0,059	0,067	0,053	0,069	0,064	0,028	0,032	0,026	0,026	0,028
	от 3 до 7 лет	0,064	0,038	0,032	0,048	0,057	0,025	0,024	0,020	0,018	0,022
	от 7 до 11 лет	0,038	0,034	0,045	0,045	0,037	0,026	0,029	0,015	0,019	0,016
	от 11 до 18 лет	0,050	0,037	0,041	0,041	0,034	0,017	0,021	0,017	0,018	0,020
от 7 до 11 лет	от 0 до 3 лет	0,078	0,064	0,066	0,068	0,077	0,037	0,043	0,037	0,038	0,042
	от 3 до 7 лет	0,064	0,048	0,044	0,057	0,065	0,026	0,025	0,020	0,018	0,025
	от 7 до 11 лет	0,041	0,044	0,030	0,037	0,042	0,031	0,027	0,021	0,020	0,018
	от 11 до 18 лет	0,048	0,043	0,040	0,046	0,040	0,016	0,023	0,019	0,016	0,019
от 11 до 18 лет	от 0 до 3 лет	0,084	0,081	0,072	0,085	0,088	0,035	0,054	0,035	0,043	0,040
	от 3 до 7 лет	0,068	0,048	0,036	0,061	0,072	0,021	0,024	0,017	0,020	0,025
	от 7 до 11 лет	0,045	0,039	0,024	0,037	0,047	0,024	0,025	0,017	0,018	0,018
	от 11 до 18 лет	0,041	0,040	0,036	0,041	0,034	0,013	0,020	0,015	0,016	0,018

Группа обучения	Группа тестирования	Обозначение и номер точки									
		правая ex	правая en	левая en	правая ex	правая ch	ls	левая ch	li	sto	Среднее
		37	40	43	46	49	52	55	58	63	
от 0 до 3 лет	от 0 до 3 лет	0,027	0,019	0,021	0,026	0,024	0,020	0,024	0,033	0,024	0,029
	от 3 до 7 лет	0,029	0,023	0,020	0,024	0,019	0,016	0,020	0,028	0,015	0,028
	от 7 до 11 лет	0,032	0,025	0,026	0,029	0,017	0,017	0,023	0,029	0,019	0,029
	от 11 до 18 лет	0,030	0,026	0,025	0,024	0,033	0,023	0,029	0,038	0,027	0,031
от 3 до 7 лет	от 0 до 3 лет	0,039	0,030	0,027	0,038	0,036	0,027	0,036	0,038	0,030	0,040
	от 3 до 7 лет	0,030	0,029	0,026	0,027	0,022	0,020	0,024	0,026	0,019	0,030
	от 7 до 11 лет	0,022	0,021	0,021	0,019	0,025	0,012	0,027	0,035	0,017	0,027
	от 11 до 18 лет	0,016	0,018	0,019	0,017	0,026	0,015	0,018	0,026	0,016	0,024
от 7 до 11 лет	от 0 до 3 лет	0,047	0,035	0,030	0,042	0,037	0,036	0,039	0,055	0,043	0,048
	от 3 до 7 лет	0,034	0,030	0,027	0,029	0,023	0,021	0,023	0,030	0,018	0,033
	от 7 до 11 лет	0,026	0,019	0,018	0,023	0,017	0,016	0,020	0,022	0,019	0,026
	от 11 до 18 лет	0,020	0,016	0,015	0,019	0,024	0,016	0,019	0,026	0,018	0,025
от 11 до 18 лет	от 0 до 3 лет	0,047	0,035	0,036	0,046	0,040	0,039	0,042	0,056	0,046	0,053
	от 3 до 7 лет	0,029	0,027	0,027	0,028	0,021	0,023	0,026	0,029	0,020	0,033
	от 7 до 11 лет	0,024	0,017	0,016	0,020	0,018	0,014	0,018	0,018	0,016	0,024
	от 11 до 18 лет	0,020	0,015	0,014	0,018	0,021	0,013	0,019	0,024	0,015	0,023

Полученные результаты измерений погрешности расстановки контрольных точек при обучении модели распознавания на изображениях различных возрастных групп показали следующее:

– величина разницы возрастов в группе обучения и исследуемым лицом влияет на погрешность определения координат контрольных точек на изображении лица,

– наименьшие погрешности определения координат контрольных точек наблюдаются при обучении и испытаниях на группах близких возрастов,

– точки, расположенные по контуру лица, имеют наибольшие погрешности определения координат, что обусловлено сильными геометрическими изменениями лица у детей в возрасте с рождения до 18 лет.

Выводы. Таким образом, в задачах медико-генетического консультирования обучение модели должно выполняться на базах с изображениями детей близкого возраста. Рекомендовано разделение на следующие возрастные группы: с рождения до трех лет, от трех до 11 и от 11 до 18 лет.

Библиографический список

1. Hart T.C., Hart P.S. Genetic studies of craniofacial anomalies: clinical implications and applications // Orthodontics & Craniofacial Research. 2009. Vol. 12. P. 212-220.

2. Identifying facial phenotypes of genetic disorders using deep learning / Gurovich Y. et al. // Nature medicine. 2019. Vol. 25, no. 1. P. 60-64.

3. Diagnostically relevant facial gestalt information from ordinary photos / Q. Ferry et al. // eLife. 2014. No. 3. Art. No. e02020.

4. Cornejo J. Y. R., Pedrini H. Recognition of Genetic Disorders Based on Deep Features and Geometric Representation // In Iberoamerican Congress on Pattern Recognition. Nov. 2018. P. 665-672. Springer, Cham.

5. Overview of the face recognition grand challenge / P. Phillips et al. // Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision & Pattern Recognition (CVPR), IEEE. 2005. P. 947-954.

6. Zhu X., Ramanan D. Face detection, pose estimation, and landmark localization in the wild // Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision & Pattern Recognition (CVPR), IEEE. 2012. P. 2879-2886.

7. Interactive facial feature localization / Le V. et al. // Proceedings of European Conference on Computer Vision (ECCV) Springer 2012. P. 679-692.

8. Multi-pie / Gross R. et al. // Image Vis. Comput. 2010. Vol. 28, no. 5. P. 807-813.

9. 300 Faces in-the-Wild Challenge: the first facial landmark localization challenge / Sagonas C. et al. // Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV-W), Workshop on 300 Faces in-the-Wild Challenge (300-W), Sydney, Australia, 2013. P. 397-403.

10. Dlib C++ Library. URL: http://dlib.net (дата обращения 29.04.2020).

11. Zadeh A., Baltrušaitis T., Morency L.P. Convolutional experts constrained local model for facial landmark detection // Computer Vision and Pattern Recognition Workshops. 2017.

12. Bulat A., Tzimiropoulos G. How far are we from solving the 2d & 3d face alignment problem? (and a dataset of 230,000 3d facial landmarks) // Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision. 2017. P. 1021-1030.

13. Accurate 3D Face Reconstruction with Weakly-Supervised Learning: From Single Image to Image Set / Deng Y. et al. // IEEE Computer Vision and Pattern Recognition Workshop (CVPRW) on Analysis and Modeling of Faces and Gestures (AMFG). 2019.

14. The study of the informativeness of the geometric facial parameters for the preliminary diagnosis of hereditary diseases / Kumov V. S. et al. // AIP Conference Proceedings. AIP Publishing LLC. 2019. Vol. 2140, no. 1. Art. No. 020036.

STUDY OF THE INFLUENCE OF THE PATIENT AGE ON THE ACCURACY OF AUTOMATIC FACIAL POINTS DETECTION IN TASKS OF MEDICAL GENETICS

Kumov V.S., Samorodov A.V.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow,
slava.kumov@rambler.ru, avs@bmstu.ru

Keywords: study of the influence of the patient age on the accuracy of automatic facial points detection in tasks of medical genetics

Annotation. The article investigates the dependence of the point localization error on the age composition of the training sample of the automatic point detection algorithm. It was found that the smallest errors in determining the coordinates of control points are observed during training and tests on groups of close ages. Recommendations are formulated on dividing into age groups when using the automatic facial landmark detection algorithm in the tasks of medical genetics.

———————— ♦ ————————

СОВРЕМЕННЫЙ ПОДХОД К ГИСТОЛОГИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ РАКА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ - ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА

[1]Никитаев В Г., [2]Пушкарь Д.Ю., [1]Проничев А.Н., [1]Оплачко П.Ю., [2]Прилепская Е.А., [2]Ковылина М.В.

[1]Национальный Исследовательский Ядерный Университет «МИФИ», г. Москва, pollywonder@mail.ru,
[2]Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова, г. Москва

Ключевые слова: Системы гистологической диагностики рака предстательной железы, экспертные гистологические системы диагностики рака, системы поддержки принятия решений при гистологической диагностике рака предстательной железы, онколония, рак предстательной железы

Аннотация. Рассмотрена экспертная система гистологической диагностики рака предстательной железы. Система ориентирована на повышение уровня качества диагностики злокачесвенных опухолей предстательной железы – одних из самых сложных для выявления на ранних стадиях и занимающих второе место среди онкологических заболеваний у мужчин.

Введение. Онкология - раздел медицины, который требует от врача широких междисциплинарных знаний для проведения диагностики и лечения злокачественных опухолей [1].

Рак предстательной железы (РПЖ) является одним из наиболее часто встречающихся злокачественных новообразований у мужчин как в России, так и в мире. Актуальным остается решение проблемы диагностики рака на ранних стадиях. Приоритетным для медицинского онкологического сообщества является внедрение в клиническую практику интеллектуальных систем поддержки принятия врачебных решений и экспертных систем для онкологической диагностики, в частности, диагностики рака предстательной железы [2]. Данные системы демонстрируют современные подходы в диагностике онкологических заболеваний, основанные на обработке больших массивов данных – как текстовых (например, история болезни пациента), так и изображений (гистологических препаратов, -МРТ, -КТ, -ПЭТ/КТ и др.). Они приобретают большое значение как в аналитической помощи врачу для минимизации ошибки при постановке диагноза, так и в образовательном ключе для практической подготовки врачей-ординаторов.

В данной статье рассмотрена экспертная система (ЭС) гистологической диагностики рака предстательной железы, выступающая в роли системы поддержки принятия решений (СППР) для врачей-патологоанатомов и ординаторов. Разработка такой ЭС представляет собой сложную междисциплинарную задачу, объединяющую области медицины, биологии, биохимии и информационных технологий и требующую для ее решения совместную работу профессионалов. В представленной работе над созданием ЭС для гистологической диагностики РПЖ принимали участие кафедра «Компьютерные медицинские системы» Национального Исследовательского Ядерного Университета «МИФИ» (области информационных технологий в медицине и образования), и кафедра Урологии Московского государственного медико-стоматологического университета им. А.И. Евдокимова (область медицины) [2-5]. Ярким примером совместной работы является патент на изобретение, которое позволяет определить степень злокачественности аденокарциномы предстательной железы у пациента. Изобретение [2] дает возможность обеспечить поддержку принятия решений врача при постановке диагноза РПЖ, при котором система реализует поиск изображений в базе

знаний по выбранному пользователем набору признаков, а постановка диагноза происходит с помощью нескольких сравнений изображения, исследуемого под микроскопом препарата, с изображениями из базы знаний, соответствующих заданному набору признаков. В итоге осуществляется оценка сходства исследуемого изображения с другими, после чего определяется диагноз, основанный на результатах этих сравнений. Наряду с применением качественных признаков, описывающих изображения, в программе такой системы предусмотрена количественная оценка характеристик анализируемых объектов на микроскопических изображениях препаратов [3].

Цель настоящей статьи - развитие предыдущих исследований [2-5] по разработке экспертной системы гистологической диагностики рака предстательной железы. В отличие от ранее описанных способов интеллектуальной диагностики РПЖ, данная экспертная система предлагает ее пользователю двойственно направленную поддержку диагностики. Она заключается в помощи врачу, как в режиме обучения системы, так и в режиме поддержки диагностирования с возможностью разметки изображений, формирования и просмотра подборки из отмеченных в рамках сессии изображений, и с возможностью вывода рейтинга рекомендуемых для постановки диагнозов. Усовершенствован не только способ разметки изображений для удобства работы с программой, но и алгоритмы работы программы. В процессе разработки помимо точности работы ЭС была поставлена задача создать максимально удобный и понятный для пользователя интерфейс.

Экспертная система гистологической диагностики рака предстательной железы

Модель исходных данных для работы гистологической экспертной системы диагностики РПЖ представлена на рисунке 1.

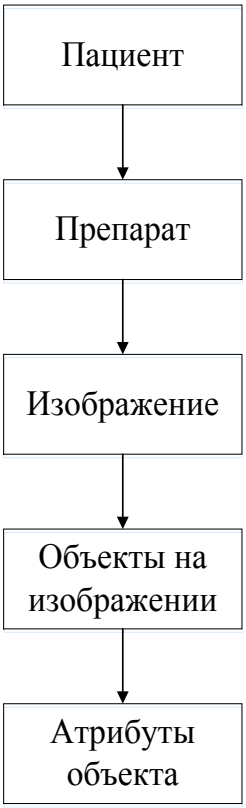


Рисунок 1 – Исходные данные для работы гистологической экспертной системы диагностики РПЖ

Данную модель необходимо конкретизировать для идентифицирован каждого типа объектов: пациент (номер его истории болезни, ФИО, дата рождения), препарат пациента (номер препарата), изображение (номер препарата, название изображения, дата загрузки в систему, масштаб), объекты на изображении (изображение, на котором объект отмечен, название объекта-признака, соответствующее заболевание), признаки объекта на изображении (расположение на изображении (координаты), параметры разметки (цвет, толщина)), общие справочники названий диагнозов и признаков.

Автоматизация анализа исходных данных достигнута путем внедрения гистологической базы знаний, как неотъемлемой части экспертной системы, которая содержит в себе изображения гистологических препаратов РПЖ с разметкой признаков различного характера тканей (например, норма, атрофия или рак), соответствующих тому или иному гистологическому типу РПЖ, а также степени дифференцировки опухоли по Глисону [6].

На рисунке 2 представлена концептуальная модель экспертной системы гистологической диагностики РПЖ.

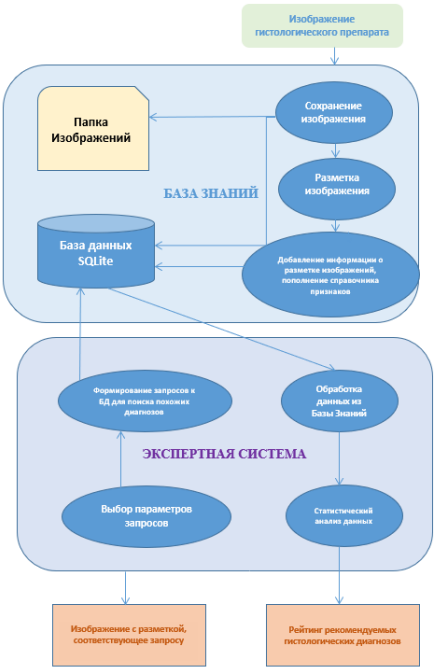


Рисунок 2 – Концептуальная модель экспертной системы гистологической диагностики РПЖ

ЭС дает пользователю – врачу-патологоанатому возможность работать в двух режимах.

Первый - режим обучения системы (рисунок 3). В нем пользователь загружает изображения гистологических препаратов предстательной железы и отмечает на них объекты, соответствующие определенным диагнозам. Также пользователем заполняется базовая информация о пациентах (номер карты, ФИО, дата рождения диагноз), у которых взят гистологический материал для получения загружаемых изображений, и номер препарата, для которого было получено изображение. В режиме обучения системы для удобства разметки реализована возможность рисования на загруженных изображениях следующих фигур: эллипс, прямоугольник, многоугольник, стрелка. Пользователь может выбирать толщину и цвет выбранных для разметки фигур. Каждому нарисованному на изображении объекту пользователь ставит в соответствие название данного объекта и диагноз. Изображение может быть масштабируемым пользователем. Вся информация, введенная врачом-патологоанатомом, загружается в базу знаний экспертной системы.

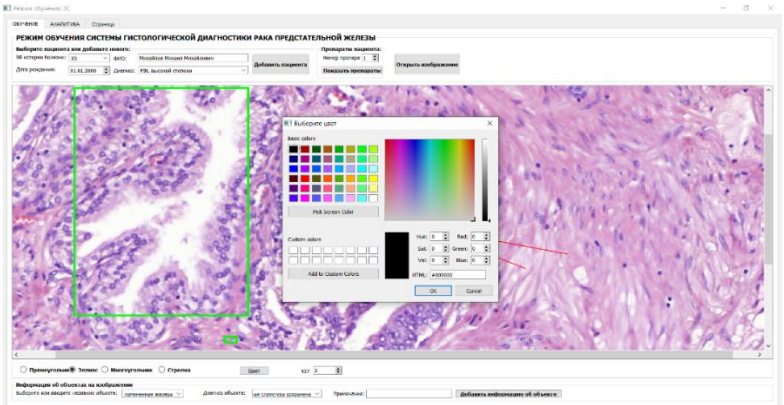


Рисунок 3 – Режим обучения ЭС гистологической диагностики рака предстательной железы

Второй режим работы ЭС гистологической диагностики РПЖ - режим поддержки диагностирования (рисунок 4). Пользователь системы (врач-патологоанатом) выбирает из списков диагнозы и признаки, которые могут присутствовать на клетках с такими диагнозами. На основании этой информации осуществляется выборка из базы знаний изображений, на которых изображены отобранные объекты и соответствующие им диагнозам. Далее пользователю предоставляется возможность просмотра изображений, попавших в выборку, с изображенной на них разметкой (объекты, нарисованные в режиме обучения системы), а также выводятся рекомендуемые диагнозы в соответствии с выбранными объектами и распределению диагнозов данных объектов в выборке изображений (и доля данных диагнозов в выборке. Кроме того, при просмотре реализована возможность отмечать изображения и просматривать подборку из отмеченных в рамках сессии изображений.

Для сформированной врачом-пользователем подборки также реализована возможность вывода рейтинга рекомендуемых для постановки диагнозов [7].

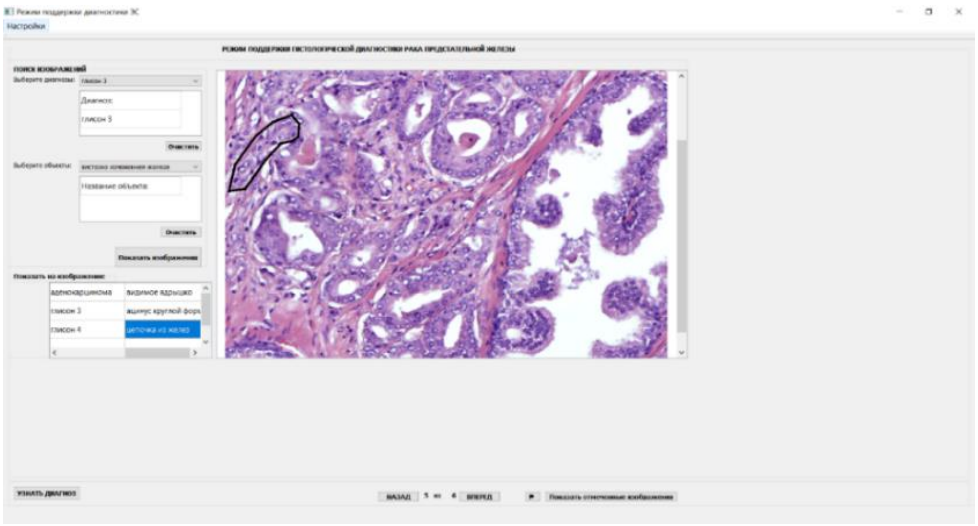


Рисунок 4 – Режим поддержки гистологической диагностики рака предстательной железы

Для качественного обучения системы необходим высокий уровень квалификации врача-эксперта, имеющего большой опыт в проведении гистологической диагностики.

Система была реализована как компьютерная программа на языке программирования C ++ с использованием кроссплатформенных инструментов разработчика прикладного программного обеспечения «Qt creator» [8]. Реляционная база данных разработана с помощью системы управления SQLite (что позволяет работать независимо от подключения компьютера пользователя к сети). В настоящий момент система успешно протестирована на 643 изображениях гистологических препаратов РПЖ.

Заключение. Искусственный интеллект стремительно завоевывает жизненное пространство во всех областях медицины. В настоящей работе представлена экспертная система для гистологической диагностики рака предстательной железы, которая позволяет оказывать поддержку врачу-патологоанатому при постановке диагноза. Разработаны концептуальная модель и программное обеспечение экспертной системы. Система прошла успешное тестирование. Работа выполнена коллективами кафедры «Компьютерные медицинские системы» Национального Исследовательского Ядерного Университета «МИФИ» и кафедры Урологии Московского государственного медико-стоматологического университета им. А.И. Евдокимова.

Библиографический список

1. Мерабишвили В, Онкологическая статистика (традиционные методы, новые информационные технологии): Руководство для врачей [Текст] / В. Мерабишвили, Издание второе, дополненное. Часть 1, 2015г — С 1-223.
2. Патент РФ № 2717944, 27.03.2020 Способ определения степени злокачественности аденокарциномы предстательной // Патент России 2717944. 2020. Бюл. № 9. / Никитаев В.Г., Пушкарь Д.Ю., Проничев А.Н. [и др.].
3. В.Никитаев. Компьютерные системы поддержки принятия решений в диагностике рака предстательной железы [Текст] / В. Никитаев, А. Проничев, Е. Прилепская, М. Ковылина, Д.Пушкарь — Национальный Исследовательский Ядерный Университет «МИФИ», Экспериментальная и клиническая урология №4 2016, — С. 52-55.
4. Nikitaev V. Modern measurement principles in intellectual systems for a histological diagnosis of oncological illnesses [Текст] / V. Nikitaev, Measurement Techniques 2015, — С.68-70.
5. E. A. Prilepskaya, M.V. Kovylina, A. V. Govorov, A. V. Glotov, A. O. Vasilyev, K. B. Kolontarev, V. G. Nikitaev, A. N. Pronichev and D. Yu. Pushkar, “Possibilities of automated image analysis in pathology”, Arkhiv Patologii, vol. 78, no. 1, pp. 51-55, 2016.
6. Grimm P. Prostate Cancer Treatment Book [Электронный ресурс] / Grimm P. Режим доступа к ресурсу: https://www.litres.ru/john-blasko/prostate-cancer-treatment-book-5062222/
7. Jimoh R. Framework for a Knowledge-Based Intelligent Clinical Decision Support System to Predict Prostate Cancer [Электронный ресурс] / R. Jimoh, Y. Adekunle, Computer Science Department, University of Ilorin, Ilorin, Kwara State, Nigeria. Режим доступа к ресурсу: http://ijarcet.org/wp-content/uploads/IJARCET-VOL-3-ISSUE-7-2550-2559.pdf
8. J. Thelin, Foundation of QT development, pp. 1-528, 2008.

MODERN APPROACH TO THE HISTOLOGICAL DIAGNOSIS OF PROSTATE CANCER - EXPERT SYSTEM

[1]Nikitayev V.G., [2]Pushkar D. Yu., [1]Pronichev A.N., [1]Oplachko P.Yu., [2]Prilepskaya E.A., [2]Kovylina M.V.
[1]National Research Nuclear University MEPhI, Moscow, pollywonder@mail.ru,
[2]A.I. Yevdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow

Keywords: Prostate cancer histological diagnosis systems, expert histological cancer diagnosis systems, support systems decision-making in the histological diagnosis of prostate cancer, oncology, prostate cancer

Annotation. The article discusses the expert system of histological diagnosis of prostate cancer. The system is aimed at improving the quality of diagnosis of malignant tumors of the prostate gland - one of the most difficult to detect in the early stages and occupying second place among oncological diseases in men.

———————— ♦ ————————

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ ПАЦИЕНТ-ОРИЕНТИРОВАННОГО ПОДХОДА В СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИМ ПРОЦЕССОМ

[1,2]Багдасарян А.С., [1]Багдасарян С.А., [1]Багдасарян М.Л., [1,3]Белянин А.Ф., [1]Николаев В.И.,
[1]Николаева С.О., [2]Павлюкова Е.Р.
[1]Научно-производственное предприятие “Технологии радиочастотной идентификации связи”, г. Москва,
[2]Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, г. Москва,
[3]Центральный научно-исследовательский технологический институт “Техномаш”, г. Москва

Ключевые слова: беспроводной мониторинг, биологические сигналы, поверхностные акустические волны (ПАВ), радиочастотная идентификация (РЧИ), метка, невзаимные устройства, опаловые матрицы, гейзериты, биокомпозиционные материалы, лазерное излучение, рентгеновское излучение

Аннотация. Представлен пациент-ориентированный подход в управлении лечебно-диагностических мероприятий с использованием инфо-коммуникационных систем и стремительно развивающейся нано- и микро- технологии функциональной электроники.

Введение. Направление развития телемедицины в формате «пациент-врач» обозначено как стратегически важное в концепции «Основных стратегий развития общественного здравоохранения и персонифицированной (превентивной) медицины в рамках реализации дорожной карты «Health Net» Национальной технологической Инициативы на период 2017-2035 г.г. Важность данного направления подтверждается также в национальном проекте «Здравоохранение» [1].

С учетом современных требований безопасности и тенденций построения и развития систем мониторинга текущего состояния пациента [2,3] возникает проблема повышения их защищенности, связанной с обеспечением, как высоконадежной идентификации опасных для жизни пациента различных заболеваний и их осложнений на ранних стадиях, так и аутентификации пациентов с одновременной аутентификацией лечащего врача, имеющего доступ к конфиденциальной информации на всех этапах диагностики и процесса лечения пациента. Для решения задач этих задач целесообразно, на наш взгляд, использование систем радиочастотной идентификации (РЧИ) [4,5] и аутетификации [6] на основе технологий поверхностных акустических волн (ПАВ), имеющих в отличие от других известных технологий высокую степень защиты от клонирования [7].

1. Главным результатом данного доклада явилось создание физических основ проектирования автоматизированных систем беспроводного (дистанционного) мониторинга биологических сигналов и показателей пациента на основе пассивных датчиков на поверхностных акустических волнах (ПАВ) [2, 8]:

- Рассмотрена задача обеспечения защищенности систем управления лечебно-диагностическим процессом на основе радиочастотной идентификации с применением технологий поверхностных акустических волн в приближении отсутствия коллизий откликов меток.

- С применением статистической теории обнаружения и различения М сигналов с неизвестным временным положением на выходе канала с замираниями найдены характеристики одновременного обнаружения и различения откликов ПАВ датчиков биологических сигналов и показателей пациента и ПАВ радиочастотных меток на опросный сигнал на большом априорном интервале, содержащем значительное число элементов разрешения по задержкам.

- Предложен подход к решению задач идентификации биологических сигналов и показателей пациента, а также аутентификации пациента и лечащего врача для повышения защищенности телекоммуникационных систем управления лечебно-диагностическим процессом.

2. Показана принципиальная возможность создания широкодоступного циркулятора, существенно расширяющего функциональные возможности акустических радиокомпонентов на ПАВ для беспроводных систем управления лечебно-диагностическим процессом [9,10]:

Проведены исследования возможности использования метасред на основе решетчатых упаковок микросфер кремнезема в невзаимных устройствах (циркуляторах) радиокомпонентов (РК) нового поколения. Рассмотрены условия формирования и результаты применения в качестве вставок в Y-циркуляторы образцов 3D-магнитных нанокомпозитов на основе опаловых матриц, содержащих в структурных пустотах кристаллиты $Ni_{0,5}Zn_{0,5}Fe_2O_4$ и $Co_{0,5}Zn_{0,5}Fe_2O_4$. Результаты проведенных экспериментальных исследований подтверждают возможность увеличения дальности считывания информации и расширения функциональных возможностей РК.

3. Проведены уникальные исследования на стыке нанотехники и медицины (по предполагаемому использованию опаловых матриц в медицине):

- Изучена возможность формирования и применения биосовместимых опаловых матриц для культивирования клеточных систем. Проведен анализ особенностей роста и строения объемной структуры опаловая матрица – клеточная система. Исследовано взаимодействие микрочастиц порошков опаловых матриц (правильных упаковок шаровых наночастиц аморфного SiO_2) и гейзерита (природного аналога опаловых матриц) с клеточными системами. Доказана возможность применения опаловых матриц и нанокомпозитов на их основе для воспроизводства свойств живых биологических тканей для полного или частичного замещения структурно-функциональных дефектов тех или иных органов. Найдены наиболее оптимальные условия для получения материалов на основе опаловых матриц и нанокомпозитов на их основе, обладающих биосовместимостью, способностью выполнять функции каркаса для имплантируемых клеточных культур [11, 12].

- Показана принципиальная возможность создания широкодоступного эндоскопического устройства для генерации, фокусировки и доставки рентгеновского излучения для прецизионного поражения недоброкачественных образований ОБ. Исследованы нелинейно-оптические эффекты, возникающие в опаловых матрицах (решетчатых упаковках шаровых наночастиц SiO_2) при импульсном лазерном возбуждении. Проведен анализ эффективности преобразования лазерного излучения в акустические колебания шаровых наночастиц SiO_2, образующих опаловую матрицу. Представлены результаты измерения характеристик рентгеновского излучения, индуцированного импульсным лазерным воздействием на образцы на основе опаловых матриц в форме пластин и пленок. Определены условия применения опаловых матриц и нанокомпозитов на их основе в качестве эффективного источника рентгеновского излучения при импульсном лазерном возбуждении [13].

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ 18-29-02076-мк.

Авторы выражают признательность академику Ю.В.Гуляеву за интерес к работе и ценные замечания.

Библиографический список

1. https://www.dirklinik.ru/rubric/2-vysokie-tehnologii-v-meditsine
2. А.С.Багдасарян, С.А.Багдасарян, В.И.Николаев, О.В.Кащенко, С.О.Николаева, Е.Р. Павлюкова. Беспроводной мониторинг биологических сигналов сердечно-сосудистой системы человека. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 6. Режим доступа: http://jre.cplire.ru/jre/jun19/13/text.pdf DOI 10.30898/1684-1719.2019.6.13
3. Багдасарян А.С., Багдасарян С.А. Информационные технологии с использованием радиомониторинга в общей врачебной практике Фундаментальные проблемы радиоэлектронного приборостроения. 2018. Т. 18. № 3. С. 521-525
4. Багдасарян С.А., Гуляев Ю.В. Акустоэлектронные технологии в радиочастотной идентификации Известия высших учебных заведений России. Радиоэлектроника. 2005. № 4. С. 24.
5. Багдасарян А., Багдасарян С., Днепровский В., Карапетьян Г., Николаева С. Малогабаритные радиочастотные идентификационные метки на ПАВ. Расширение функциональных возможностей Электроника: Наука, технология, бизнес. 2014. № 3 (134). С. 70-76.
6. Гуляев Ю.В., Багдасарян А.С., Кащенко Г.А., Багдасарян С.А., Семенов Р.В. Аутентификация в беспроводных локальных сетях на основе... Информация и безопасность. 2007. Т. 10. № 3. С. 395-402
7. Багдасарян С.А., Кащенко Г.А., Семенов Р.В. Анализ показателей потенциальной структурной скрытности опросных сигналов и сигналов-откликов меток на ПАВ для повышения защищенности телекоммуникационных систем Системы и средства связи, телевидения и радиовещания. 2011. № 1-2. С. 156-160.
8. S.A. Bagdasaryan, V.I. Nikolaev, E.R. Pavlyukova, S.O. Nikolaeva Radio Frequency Identification and Authentication in Control System for Diagnostic and Treatment Process // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2020. №5. Режим доступа: http://jre.cplire.ru/jre/jun20/../text.pdf DOI 10.30898/1684-1719.2020.5…(в печати)
9. Belyanin A.F., Bagdasaryan A.S., Bagdasaryan S.A., Pavlyukova E.R. Nanostructured materials based on opal matrixes and magnetic oxides Ni(Co)-Zn-Fe. Zhurnal Radioelektroniki - Journal of Radio Electronics. 2020. No. 3. Available at http://jre.cplire.ru/jre/mar20/15/text.pdf DOI 10.30898/1684-1719.2020.3.15
10. Belyanin A.F., Bagdasaryan S.A., Bagdasaryan A.S., Yurin A.I., Surzhikov A.P. Dielectric and magnetic properties of nanocomposites based on opal matrixes, phosphates and vanadates of metals Materials Science Forum. 2019. Т. 970. С. 100-106. DOI: 10.4028/www.scientific.net/MSF.970.100

11. А.Ф.Белянин, А.С.Багдасарян, Ю.В.Гуляев, Н.С.Сергеева, С.А. Багдасарян, Е.Р. Павлюкова. Биосовместимые наноматериалы на основе опаловых матриц. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 5. Режим доступа: http://jre.cplire.ru/jre/may19/3/text.pdf DOI 10.30898/1684-1719.2019.5.3

12. Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Сергеева Н.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р. Изучение строения биосовместимых наноматериалов на основе диоксида кремния. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2020. №4. Режим доступа http://jre.cplire.ru/jre/apr20/14/text.pdf . DOI 10.30898/1684-1719.2020.4.14A

13. Ф. Белянин, А.С. Багдасарян, С.А. Багдасарян, В.В. Борисов, Е.Р. Павлюкова. Рентгеновское излучение при лазерном воздействии на опаловые матрицы. // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 6. Режим доступа: http://jre.cplire.ru/jre/jun19/12/text.pdf DOI 10.30898/1684-1719.2019.6.12

INFORMATION TECHNOLOGIES FOR IMPLEMENTATION PATIENT-ORIENTED APPROACH IN THE MANAGEMENT SYSTEM OF THE TREATMENT AND DIAGNOSTIC PROCESS

[1.2]Baghdasaryan A.S., [1]Baghdasaryan S.A., [1]Baghdasaryan M.L., [1.3]Belyanin A.F.,
[1]Nikolaev V.I., [1]Nikolaev S.O., [2]Pavlyukova E.R.
[1] Scientific-Production Enterprise “Technologies of radio frequency identification of communication”, Moscow,
[2] Institute of Radio Engineering and Electronics. V.A. Kotelnikov RAS, Moscow,
[3] Central Research Technological Institute “Technomash”, Moscow

Keywords: wireless monitoring, biological signals, surface acoustic waves (SAW), radio frequency identification (RFID), tag, non-reciprocal devices, opal matrices, geyserites, biocom-posite materials, laser radiation, X-ray radiation, energy spectrum

Annotation. A patient-oriented approach to the management of the diagnostic process using information and communication systems and the rapidly developing technology of nano- and microfunctional electronics is presented. The found optimal solutions of radio frequency components for passive smart SAW sensors confirm the possibility of creating a new generation of wireless monitoring systems. Developed as the design principles, methods of calculation of parameters of crystals of radio frequency components and tags, differing based on P matrix method and the basic manufacturing technology of SAW crystals including computer-aided topological design, and their installation in the LTCC ceramics. The system analysis of existing information technologies have been carriing out to support decision-making during therapeutic and diagnostic measures for the diagnosis and treatment of patients, as well as substantiated and formalized basic indicators for a comprehensive assessment of its effectiveness.

Unique studies have been conducted at the intersection of nanotechnology and medicine. The results of these studies are respectively presented for: a) Cultivation and reproduction of cell mass; b) Generation (without the use of X-ray tubes) of pulsed X-ray radiation (the volume of the emitter is a sample of an opal matrix-1 mm3. Input of laser radiation into an optical fiber can be applied in medicine for endoscopic examinations. By adding fiber to a Raman spectrometer for data transmission, you can make monitoring of the local X-ray impact effectiveness.

———————— ♦ ————————

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ОЦЕНКИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЛИЦА ПО ОБУЧЕННОЙ МОДЕЛИ БИБЛИОТЕКИ DLIB

Пилипенко М.Н., Самородов А.В.
ФГБОУ ВО МГТУ им. Н.Э. Баумана г. Москва, mash_id@hotmail.com, avs@bmstu.ru

Ключевые слова: двигательные единицы, автоматический анализ лица

Аннотация. В данное работе представлено исследование возможности анализа двигательных единиц верхней части лица по видеоизображению с использованием геометрических признаков. Конкретизированы геометрические признаки для двигательных единиц. Двигательные единицы, связанные с закрытием глаз, имеют максимальную амплитуду, поэтому предполагается, что их распознавание должно быть с наибольшей вероятностью.

Библиотека DLib применялась в исследовании для расчета геометрических признаков. Для AU43,45 представлены результаты распознавания на основе модели без учителя, вычисляющей положения пиков, характерных для уменьшения площади глаз.

Исследование двигательной активности лица активно развивается на протяжении последних 20 лет. Данные исследования важны в медицине, для оценки напряженного состояния, в анимации.

Выделяют два основных метода исследований двигательной активности лица: миография и метод внешнего наблюдения. Миография – регистрация электрической активности мышц лица – позволяет получить объективные количественные данные изменения положения мышц лица. Метод дает точную оценку при условии хорошего датчика, однако при его применении осуществляется непосредственный контакт с испытуемым, что ограничивает его использование в реальных условиях и подходит скорее для фундаментальных исследований мимики. Метод внешнего наблюдения подразумевает фиксацию проявлений

двигательной активности лица в виде описания. Можно выделить следующие этапы усовершенствования данного методы:

– эксперт (врач) визуально фиксирует изменение мимики респондента (пациента) и составляет словесное (кодированное) описание без видеозаписи;

– эксперт записывает на видео лицо пациента и оценивает мимику при просмотре видеозаписи;

– эксперт записывает на видео лицо пациента, автоматические средства оценивают наличие, длительность, интенсивность двигательного акта, эксперт оценивает правильность работы автоматических средств.

Сравнение методов исследования мимики представлено в

Таблица **1**. При сравнении методов миографии и наблюдения наиболее важным является возможность бесконтактного и дистанционного анализа двигательной активности лица. При этом автоматизация метода наблюдения позволяет уменьшить влияние субъективных факторов на результат, т.к. качество оценки экспертом зависит от уровня его подготовки, а долгий процесс просмотра видео снижает концентрацию эксперта. Показатель времени обработки приводится условно. Несмотря на сложность разработки автоматических средств активное развитие технологий позволяют позитивно оценивать возможность оценки двигательной активности лица по видеоизображению.

Таблица 1 – Сравнение методов исследования мимики

Метод	Наличие контакта с пациентом	Возможность дистанционного анализа	Повторяемость анализа при тех же условиях	Наличие субъективных факторов, влияющих на результат	Сложность разработки автоматических средств	Время обработки
миография	да	нет	да	да	да	меньшее
наблюдение: 1) оценка экспертом без видеозаписи	нет	нет	нет	да	не требуется	большее
2) оценка экспертом с видеозаписью	нет	да	да	да	не требуется	чуть меньше меньшее
2) автоматизированный метод	нет	да	да	нет	да	

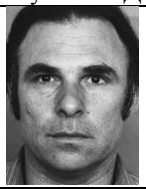
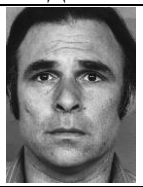
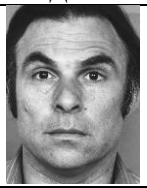
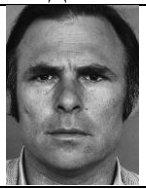
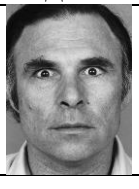
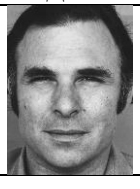
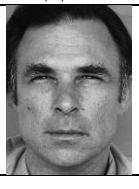
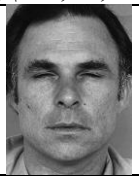
Целью данной работы является исследование возможности оценки двигательной активности лица на примере распознавания закрытия глаз по обученной модели библиотеки dlib.

Анализ двигательной активности лица по видеоизображению

Двигательную активность лица по видеоизображению будем оценивать в соответствии с «Системой кодирования лицевых движений» [1], в которой выделены в качестве оцениваемых признаков двигательные единицы (ДЕ), кодирующие движения мускул лица. Использование данной системы является стандартным при оценке двигательной активности по изображению, а оценка ДЕ является одной из задач на соревновании по оценке аффективного поведения человека по видеоизображению [2]. ДЕ описываются началом и концом проявления, которые отсчитываются в кадрах. Список ДЕ с их характеристиками представляет собой аннотацию видео. Рассмотрим в данной работе двигательные единицы верхней части лица. Их изображения представлены в таблице 2.

Формирование аннотации возможно в различных режимах: ручном, автоматизированном, автоматическом. Под ручным режимом понимается просмотр экспертом видеоряда и фиксация кадров начала и конца визуально. Автоматизированный режим подразумевает расстановку ДЕ автоматическим алгоритмом анализа ДЕ и дальнейшую корректировку экспертом. Автоматический режим, соответственно, не подразумевает корректировки.

Таблица 2 – Двигательные единицы верхней части лица

ДЕ	Отсутствие ДЕ	ДЕ1	ДЕ2	ДЕ4
Изображение ДЕ [1]				
ДЕ	ДЕ5	ДЕ6	ДЕ7	ДЕ43, 45, 46
Изображение ДЕ [1]				

Общая схема распознавания ДЕ лица состоит из следующих этапов: выделение области на изображении, содержащем лицо человека; классификация признаков изображения, отражающих изменение двигательных единиц лица; оценка начала и конца ДЕ на последовательности кадров. В ходе выделения признаков изображения
совокупности пикселей переходят в высокоуровневое описание движения на изображении, внешнего вида и пространственного расположения исследуемого объекта. В работе [3] предложена следующая классификация признаков: признаки внешнего вида; геометрические признаки; признаки движения; признаки, сформированные путем обучения нейронной сети; смешанные признаки.

Геометрические признаки – это расстояния, площади, вычисленные между точками (лицевыми метками), которые соответствуют локальным особенностям лица: уголки глаз, уголки рта, ноздри, линии бровей, контур лица. Совокупность подобных точек определяет форму лица. Наиболее активно применяется модель формы лица, состоящая из 68 точек (Рисунок 1) [4] и включающая контур лица, области бровей, глаз, носа и губ. Геометрические признаки хорошо интерпретируемы, поэтому рассмотрим их в качестве возможного решения распознавания ДЕ. На рисунке 2 представлены исследуемые расстояния и границы многоугольников, по которым вычислены площади, для различных ДЕ.

Рисунок 1 – Распознаваемые DLib [6**Ошибка! Источник ссылки не найден.**] лицевые метки

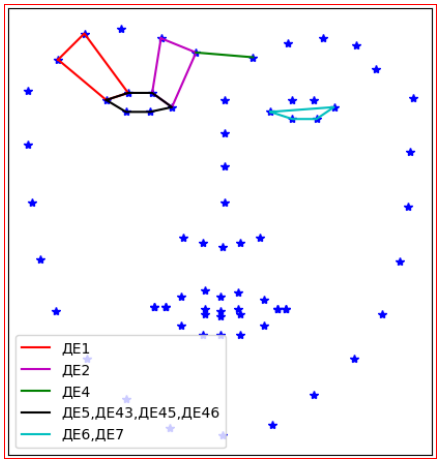


Рисунок 2 – Геометрические признаки двигательных единиц верхней части лица

Предполагаемые гипотезы изменения расстояний и площадей указаны в таблице 3. В естественных условиях зачастую проявление ДЕ1,2,4,5,6,7 слабо выраженно. ДЕ43,45,46 отличаются длительностью и симметричностью, при этом их проявление обычно максимально, т.е. при закрытии глаз, моргании, подмигивании, соответственно, наблюдается полное закрытие глаза, т.е. изменение геометрического признака максимально, поэтому в нашем исследовании будем распознавать закрытие обоих глаз без учета длительности, т.е. ДЕ43,45.

Таблица 3 – Гипотезы изменения расстояний и площадей

Двигательная единица	Предполагаемая гипотеза изменения расстояния R	Предполагаемая гипотеза изменения площади S
ДЕ1	$\uparrow R_{20-38}, R_{21-39}, R_{22-42}, R_{23-43}$	$\uparrow S_{20-21-39-38}, S_{22-23-43-42}$
ДЕ2	$\uparrow R_{17-36}, R_{26-45}$	$\uparrow S_{17-18-37-36}, S_{25-26-45-44}$
ДЕ4	$\downarrow R_{37-41}$	-
ДЕ5	$\uparrow R_{37-41}, R_{38-40}, R_{43-47}, R_{44-40}$	$\uparrow S_{36-37-38-39-40-41}, S_{42-43-44-45-46-47}$
ДЕ6, ДЕ7	$\downarrow R_{37-41}, R_{38-40}, R_{43-47}, R_{44-40}$	$\downarrow S_{36-39-40-41}, S_{42-45-46-47}$
ДЕ43,45,46	$\downarrow R_{37-41}, R_{38-40}, R_{43-47}, R_{44-40}$	$\downarrow S_{36-37-38-39-40-41}, S_{42-43-44-45-46-47}$

Данные. Для исследования взяты видеоизображения, записанные по методике, которая представлена в [5]. На видеоизображениях 8 респондентов из группы нормы просматривают ролики, призванные вызвать различные эмоциональные реакции.

Анализ библиотеки DLIB. В данном исследовании для автоматизированного создания аннотаций выбрана библиотека DLib [6], рассчитывающая на основе обученной модели [7] лица 68 лицевых меток. Для оценки ДЕ45 по геометрическим признакам будем рассчитывать площадь областей шестиугольников, описывающих правый и левый глаз. Сглаженное изменение площадей правого и левого глаза представлено на изображении 3. Видны характерные изменения площадей многоугольников. Усредненные по правому и левому

глазу основания пиков определяют начало и конец ДЕ. Таким образом, формируется аннотация данной ДЕ в полуавтоматическом режиме.

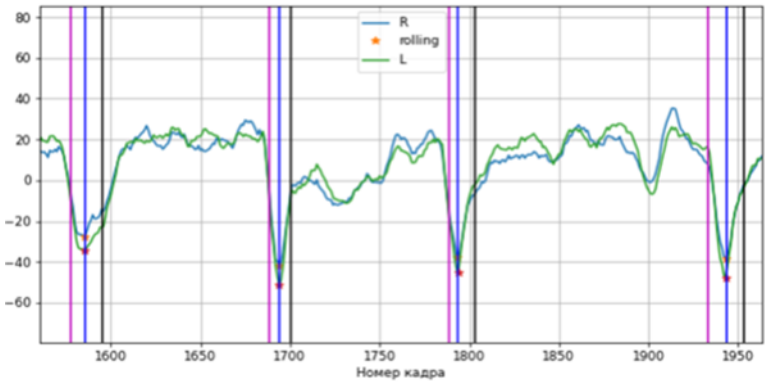


Рисунок 3 – Изменение рассматриваемого признаков (R – правый глаз, L – левый глаз, rolling – положение высшей точки активации ДЕ по каждому из глаз, розовая линия – начало ДЕ, черная – конец ДЕ, синяя – высшая точка активации ДЕ по двум глазам)

Результаты. В таблице 4 представлены результаты оценки ДЕ43,45. Каждый респондент записан дважды (в разные временные точки), N – номер записи. В ходе одной регистрации респондент просматривал 2 видео, поэтому две строки приходится на одну регистрацию N. Далее следуют стандартные оценки [8] при решении задач классификации, вычисленные покадрово. Оценка качества алгоритма, предложенная в работе [5], осуществляется на основе вычисления частоты проявления ДЕ и процента активации ДЕ на интервале, которые представлены далее в таблице. Стандартные оценки, вычисленные по ДЕ, представлены в последних 5-ти столбцах.

Оценка покадрово показывает хорошие результаты, однако из-за несбалансированности участков активности ДЕ такой способ не показывает адекватную оценку. Результаты автоматического распознавания оказались зависимы от человека, т.е. у разных людей показатели сильно разнятся. При дальнейшей ручной корректировке автоматической аннотации ошибка пропуска ДЕ для данной задачи более критична, по сравнению с ложноположительным обнаружением: у 2-ух из 8 число ложноотрицательных велико. Данный способ использовался для проведения аннотации ДЕ45 и ускорил работу эксперта.

Таблица 4 – Признаки двигательной активности лица

ID	N	Accu-racy	Preci-sion	Re-call/ tpr	fpr	Число ДЕ на интер-вале	Число распо-знанных ДЕ на интер-вале	Час-тота про-явле-ния ДЕ	Распоз. частота проявле-ния ДЕ	% активации ДЕ	Распоз. % активации ДЕ	tp ДЕ	fp ДЕ	fn ДЕ	Preci-sion ДЕ	Re-call ДЕ
	1	0,78	0,78	0,78	0,22	88	56	0,015	0,009	0,074	0,208	40	16	48	0,71	0,45
	1	0,79	0,79	0,79	0,21	79	47	0,016	0,009	0,086	0,225	46	1	33	0,98	0,58
	2	0,94	0,94	0,94	0,06	53	45	0,008	0,007	0,047	0,039	17	28	36	0,38	0,32
1	2	0,90	0,90	0,90	0,10	109	82	0,012	0,009	0,070	0,061	39	43	70	0,48	0,36
	1	0,97	0,97	0,97	0,03	25	27	0,004	0,004	0,029	0,059	25	2	0	0,93	1,00
	1	0,92	0,92	0,92	0,08	32	47	0,006	0,009	0,052	0,130	32	15	0	0,68	1,00
	2	0,97	0,97	0,97	0,03	21	36	0,003	0,006	0,023	0,035	18	18	3	0,50	0,86
2	2	0,98	0,98	0,98	0,02	20	41	0,002	0,004	0,014	0,030	18	23	2	0,44	0,90
	1	0,97	0,97	0,97	0,03	39	41	0,006	0,007	0,035	0,055	36	5	3	0,88	0,92
	1	0,98	0,98	0,98	0,02	22	23	0,004	0,005	0,027	0,046	22	1	0	0,96	1,00
	2	0,84	0,84	0,84	0,16	74	77	0,011	0,012	0,084	0,238	73	4	1	0,95	0,99
3	2	0,80	0,80	0,80	0,20	118	120	0,013	0,013	0,100	0,302	118	2	0	0,98	1,00
	1	0,87	0,87	0,87	0,13	50	67	0,008	0,011	0,039	0,164	50	17	0	0,75	1,00
	1	0,88	0,88	0,88	0,12	47	60	0,009	0,012	0,052	0,176	47	13	0	0,78	1,00
	2	0,95	0,95	0,95	0,05	56	69	0,009	0,011	0,055	0,066	49	20	7	0,71	0,88
4	2	0,95	0,95	0,95	0,05	72	89	0,008	0,010	0,052	0,066	69	20	3	0,78	0,96
	1	0,97	0,97	0,97	0,03	25	21	0,004	0,003	0,022	0,018	9	12	16	0,43	0,36
	1	0,95	0,95	0,95	0,05	38	42	0,008	0,008	0,042	0,058	24	18	14	0,57	0,63
	2	0,93	0,93	0,93	0,07	26	53	0,004	0,008	0,026	0,052	7	46	19	0,13	0,27
5	2	0,91	0,91	0,91	0,09	76	79	0,008	0,009	0,047	0,059	22	57	54	0,28	0,29
	1	0,86	0,86	0,86	0,14	79	128	0,013	0,021	0,077	0,196	74	54	5	0,58	0,94
	1	0,69	0,69	0,69	0,31	62	213	0,013	0,043	0,072	0,374	59	154	3	0,28	0,95
	2	0,73	0,73	0,73	0,27	73	99	0,011	0,015	0,086	0,355	73	26	0	0,74	1,00
6	2	0,69	0,69	0,69	0,31	144	161	0,016	0,018	0,106	0,406	136	25	8	0,84	0,94
	1	0,95	0,95	0,95	0,05	21	30	0,003	0,005	0,022	0,071	21	9	0	0,70	1,00
	1	0,75	0,75	0,75	0,25	13	93	0,003	0,019	0,018	0,269	13	80	0	0,14	1,00
	2	0,97	0,98	0,98	0,02	31	32	0,005	0,005	0,031	0,035	28	4	3	0,88	0,90
7	2	0,98	0,98	0,98	0,02	41	31	0,004	0,003	0,032	0,023	29	2	12	0,94	0,71
	1	0,98	0,98	0,98	0,02	39	42	0,006	0,007	0,037	0,041	29	13	10	0,69	0,74
	1	0,96	0,96	0,96	0,04	18	33	0,004	0,007	0,026	0,046	12	21	6	0,36	0,67
	2	0,96	0,97	0,97	0,03	14	35	0,002	0,005	0,013	0,034	11	24	3	0,31	0,79
8	2	0,95	0,95	0,95	0,05	49	61	0,005	0,007	0,036	0,045	42	19	7	0,69	0,86

Выводы. Результаты показывают, что применение только геометрических признаков, вычисленных на основе обученной модели DLib, не достаточно для качественного автоматического распознавания ДЕ43,45. Интенсивность других ДЕ в реальных условиях не максимальна, поэтому исследование геометрических признаков для них не представляется успешным.

Библиографический список

1. Ekman P., Friesen W. V. Facial action coding system. – 1977.
2. D. Kollias, A. Schulc, E. Hajiyev, and S. Zafeiriou. Analysing affective behavior in the first ABAW 2020 competition // arXiv preprint arXiv:2001.11409, 2020.
3. Martinez B., Valstar M. F., Jiang B., Pantic M. Automatic analysis of facial actions: A survey //IEEE Transactions on Affective Computing. – № 13(9): 1-22, 2017.
4. C. Sagonas, E. Antonakos, G, Tzimiropoulos, S. Zafeiriou, M. Pantic. 300 faces In-the-wild challenge: Database and results. Image and Vision Computing (IMAVIS), Special Issue on Facial Landmark Localisation «In-The-Wild». 2016.
5. Пилипенко М.Н., Латышева Е. Ю. и др. Формирование аннотированной базы данных видеоизображений для исследования двигательной активности лица больных расстройствами шизофренического спектра // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии (ФРЭМЭ'2018) Докл. XIII межд. науч. конф. с научной молодежной сессией. Владимир, ВлГУ. – 2018. – С. 73-77.
6. DLib C++ Library. [Электронный ресурс]. 2006. // Дата обновления: 14.12.2019. URL: http://dlib.net/ (дата обращения: 20.12.2019).
7. Kazemi V., Sullivan J. One millisecond face alignment with an ensemble of regression trees // The IEEE Xplore. 2014. С. 1867-1874.
8. Receiver operating characteristic. Wikipedia, the free encyclopedia [Электронный ресурс]. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Receiver_operating_characteristic (дата обращения: 10.02.2020).

ESTIMATION FACE ACTIVITY WITH DLIB LANDMARKS BY GEOMETRIC FEATURES

Pilipenko M.N., Samorodov A.V.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow, mash_id@hotmail.com, avs@bmstu.ru

Keywords: action units, automatic face analysis

Annotation. This paper presents a study of analyzing the action units (FACS) of the face upper part from a video image using geometric features. Geometric features for motor units are specified. Action units associated with closing the eyes have the maximum amplitude, meaning that their recognition should be most likely.

The DLib library was used in research to calculate geometric features. The results of unsupervised pattern recognition for AU43,45 are presented based on the calculation of peaks corresponding of changes of eye's areas.

———————— ♦ ————————

ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕКСТУРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ ТКАНЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Козлов В.С., Никитаев В.Г., Проничев А.Н.
Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», г. Москва,
kvs005@campus.mephi.ru, kaf46@mail.ru

Ключевые слова: медицинские изображения; радиомика; текстурный анализ

Аннотация. Метод магнитно-резонансной томографии (МРТ) широко применяется для исследования головного мозга. Ввиду высокого потенциала инфильтративного роста злокачественных опухолей существует необходимость точной классификации тканей на изображениях МРТ. Для упрощения диагностики заболеваний разрабатываются компьютерные системы, основанные на методах компьютерного зрения. Возможности классификации белого и серого вещества головного мозга на изображениях в случае низкой контрастности этих тканей исследованы недостаточно. Целью данной работы является применение текстурных признаков для классификации белого и серого вещества головного мозга на МРТ изображениях различной контрастности. В качестве исходных данных были использованы три набора по 32 аксиальных МРТ снимка, полученных на томографе с напряженностью магнитного поля 1,5 Тл с помощью импульсной последовательности «инверсия-восстановление» для трех значений параметра «время инверсии». В качестве классификатора применялся метод опорных векторов, в результате эксперимента выявлен набор наиболее устойчивых к изменению контрастности изображения признаков. Разработана методика классификации серого и белого вещества на МРТ снимках, полученных с помощью последовательности «инверсия-восстановление» различной контрастности.

Введение. Глиома, наиболее распространенная опухоль головного мозга, может инфильтрировать в соседние ткани [1]. Инфильтративные метастазы в мозгу являются одной из основных причин летального исхода при меланоме [2]. Анализ результатов точечной биопсии позволяет выбрать первичную стратегию

лечения, но для полноценного хирургического вмешательства и лучевой терапии необходимы точные данные о пространственной локализации и границах инфильтрации опухоли [1]. Метод МРТ позволяет получить изображения, превосходным контрастным разрешением при визуализации мягких тканей, не дает лучевой нагрузки на пациента, в отличие от компьютерной томографии (КТ), хотя обладает меньшим временным разрешением, позволяет изучать недостижимые для ультразвукового исследования (УЗИ) области организма, хотя обладает меньшим пространственным разрешением. Метод МРТ часто применяется для диагностики заболеваний внутренних органов, в частности, головного мозга [3]. Сегментация МРТ снимков головного мозга и соотнесение выделенных областей с соответствующими им типами тканей, такими как серое вещество, белое вещество, ликвор и опухолевые ткани, позволяет построить анатомическую карту мозга пациента и назначить оптимальное лечение [4]. Помимо терапии, анатомические карты тканей применяются в лучевой диагностике и функциональных исследованиях [5]. Сегментация МРТ изображений является сложным и трудоемким процессом, из-за чего не прекращаются исследования, направленные на его автоматизацию, а также автоматизацию классификации тканей на изображениях [6]. В связи с многообразием режимов и параметров МРТ, влияющих на изображение, невозможно разработать единый подход, таким образом, разработка новых методов сегментации и классификации тканей на МРТ снимках является трудной задачей и представляет большой исследовательский интерес [1].

На сегодняшний день существует множество исследований, в которых методы сегментации изображений показывают высокую эффективность при выделении на МРТ снимках опухолей и повреждений, которые обладают высокой контрастностью [7]. Для ускорения и улучшения диагностики разрабатываются автоматизированные диагностические системы, включающие такие шаги, как предобработка, сегментация, извлечение признаков и классификация [8]. Классификация заключается в отнесении участков изображений на основании признаков к различным типам тканей с помощью методов машинного обучения [9]. Несмотря на успехи в построении систем для диагностики конкретных заболеваний, мультиклассовая классификация заболеваний с помощью МРТ снимков все еще находится на начальном этапе развития [8].

Изменение параметров импульсных последовательностей, например, "времени эхо" для "спинового эхо" или "времени инверсии" для "инверсии-восстановления", влияет на контрастность изображения и в некоторых случаях приводит к тому, что применение многих методов классификации и сегментации показывает низкую эффективность [10]. Так, на изображениях, полученных с помощью последовательности FLAIR («инверсия-восстановление» с подавлением жидкости), области, содержащие белое и серое вещества головного мозга, практически неразличимы по яркости [5]. В работе [11] показано, что на таких изображениях трудно различимы между собой опухоль и отек, и предложен метод бинарной классификации этих двух образований по текстурным признакам. Возможности подобной классификации белого и серого вещества не были исследованы. При этом, ввиду потенциального инфильтративного роста многих опухолей, существует необходимость разработки подхода к бинарной классификации белого и серого вещества на изображениях МРТ, полученных с помощью последовательности «инверсия-восстановление» для различной контрастности.

Данная работа посвящена применению текстурных признаков, рассчитанных с помощью матриц пространственной смежности, предложенных Робертом Хараликом [12], для классификации тканей головного мозга на изображениях МРТ различной контрастности, полученных с помощью импульсной последовательности «инверсия-восстановление».

Для выполнения работы из МРТ снимков различной контрастности, полученных с помощью импульсной последовательности «инверсия-восстановление», необходимо извлечь образцы текстуры серого и белого вещества головного мозга. Для каждого образца следует рассчитать текстурные характеристики. Далее требуется обучить классификатор, произвести ранжирование признаков и получить результаты классификации для каждой серии снимков, после чего сделать заключение об эффективности использования тех или иных текстурных характеристик, а также производительности метода.

В качестве исходных данных был использован набор аксиальных МРТ снимков головного мозга, полученных с помощью импульсной последовательности «инверсия-восстановление» на томографе с напряженностью магнитного поля 1,5 Тл для различных значений параметра последовательности «время инверсии», влияющего на контрастность тканей. Всего исследовано три различных значения «времени инверсии», каждая серия изображений содержит 32 снимка.

Материалы и методы. Магнитно-резонансная томография – это метод интроскопии, основанный на явлении ядерного магнитного резонанса. Изображения, полученные методом МРТ, являются монохромными. Контрастность тканей зависит от выбранной импульсной последовательности и ее параметров [13]. Для хранения изображений МРТ часто используется формат «Digital Imaging and Communications in Medicine» [14].

В зависимости от тканей, различные области на МРТ снимках отличаются по интенсивности и текстуре. Показатели, которые характеризуют текстуру области, называются текстурными признаками. Предложенные Хараликом текстурные признаки рассчитываются с помощью матриц пространственной смежности. Некоторые из этих признаков часто используются при анализе медицинских изображений [15]. В данной работе используются представленные ниже характеристики:

$$\text{Энергия} = \sum_i \sum_j g_{ij}^2 ;$$

$$\text{Момент инерции} = \sum_i \sum_j (i-j)^2 g_{ij};$$
$$\text{Энтропия} = \sum_i \sum_j g_{ij} log g_{ij};$$
$$\text{Однородность} = \sum_i \sum_j \frac{g_{ij}}{1+(i-j)^2};$$
$$\text{Максимальная вероятность} = max_i max_j g_i;$$
$$\text{След} = \sum_i g_{ii};$$
$$\text{Корреляция} = \frac{\sum_i \sum_j (ij) g_{ij} - \mu_i \mu_j}{\sigma_i \sigma_j}.$$

Где i, j – индексы строки столбца матрицы Харалика, g – значения ячеек матрицы Харалика, μ – среднее значение, σ – стандартное отклонение.

Признаки различных областей изображения используются для соотнесения этих областей с типами тканей при помощи классификаторов, в частности широко применяемого метода опорных векторов. Суть метода состоит в поиске оптимальной разделяющей гиперплоскости между представителями двух классов в многомерном пространстве признаков посредством минимизации ошибки на обучающей выборке [9].

В данной работе используются изображения, полученные в научно-практическом центре специализированной медицинской помощи детям имени В. Ф. Войно-Ясенецкого на томографе Toshiba «ExelArt Vantage» 1,5 Тл с помощью импульсной последовательности «инверсия-восстановление» для трех значений параметра «время инверсии» (TI), который определяет контрастность между тканями [16]. При TI = 140 мс и TI = 750 мс серое и белое вещество различаются, а при TI = 2400 мс контрастность между тканями практически исчезает. Каждая серия насчитывает 32 снимка головного мозга в формате DICOM.

Экспериментальное исследование. Для каждой серии снимков были получены образцы текстуры серого и белого вещества из соответствующих областей на изображениях. Для обучающих и тестовых выборок были рассчитаны значения текстурных признаков, результаты представлены в таблице 1.

Таблица 1 - Точность классификации тестовой выборки по одному признаку, %

Время инверсии / Признак	TI = 140	TI = 750	TI = 2400
Энергия	79	88	71
Момент инерции	84	88	79
Энтропия	79	92	79
Однородность	79	96	83
Макс. Вероятность	67	80	66
След	63	79	79
Корреляция	55	71	42

Далее для каждой серии снимков произведена классификация по нескольким признакам, группы которых формировались путем добавления по одному в порядке уменьшения точности одномерной классификации. Эффективность метода оценивалась по чувствительности, специфичности и точности обнаружения объектов классов серого вещества и белого вещества. Результаты представлены в таблице 2.

Таблица 2 - Эффективность классификации по нескольким признакам для различных TI

TI,мс	Признак	Чувствительность,%	Специфичность,%	Точность,%
140	(2), (1)	75	92	84
	(2), (1), (3)	75	92	84
	(2), (1), (3), (4)	83	92	88
	(2), (1), (3), (4), (5)	83	92	88
	(2), (1), (3), (4), (5), (6)	83	75	79
	(2), (1), (3), (4), (5), (6), (7)	75	88	82
750	(4), (3)	92	1	96
	(4), (3), (1)	92	92	92
	(4), (3), (1), (2)	92	92	92
	(4), (3), (1), (2), (5)	92	92	92
	(4), (3), (1), (2), (5), (6)	92	1	96
	(4), (3), (1), (2), (5), (6), (7)	92	92	92
2400	(4), (2)	75	92	84
	(4), (2), (3)	75	83	79
	(4), (2), (3), (6)	83	92	88
	(4), (2), (3), (6), (1)	83	92	88
	(4), (2), (3), (6), (1), (5)	83	92	88
	(4), (2), (3), (6), (1), (5), (7)	83	92	88

Заключение. Настоящая работа посвящена исследованию эффективности применения текстурных признаков на основе матрицы Харалика для классификации МРТ-изображений тканей головного мозга. Использовались МРТ-изображения различной контрастности, полученных с помощью последовательности «инверсия-восстановление» при трех различных значениях параметра TI.

Экспериментально для каждого набора снимков была выявлена комбинация признаков, при которой достигалась максимальная точность классификации изображений серого и белого вещества головного мозга. Во всех случаях такими признаками стали «однородность» и «энтропия», оказавшись наиболее эффективными признаками для классификации тканей головного мозга в данном исследовании. В двух случаях в лучшую комбинацию входил «момент инерции», а «энергия» и «след» вошли в такой набор единожды. Признаки «максимальная вероятность» и «корреляция» при достижении максимальной точности классификации не использовались ни разу, показав низкую эффективность. Таким образом, подход к классификации, использующий текстурные характеристики «момент инерции», «энтропия» и «однородность» показывает стабильно высокую эффективность при любой исследованной контрастности.

Результаты работы могут использоваться в процессе построения систем классификации тканей головного мозга. Это послужит основанием к созданию карт серого и белого вещества для диагностики, хирургии, лучевой терапии глиомы, метастазов меланомы, других инфильтрирующих опухолей, а также фМРТ исследований. Кроме того, предложенный подход применим для создания карт электронной плотности при позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ) и лучевой терапии путем пересчета типов ткани к значениям электронной плотности.

Благодарности

Авторы благодарят Полякова Е.В. за консультации при выполнении работы.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РНФ №19-11-00176.

Библиографический список

1. Raschke F. et al. Tissue-type mapping of gliomas //NeuroImage: Clinical. – 2019. – Т. 21. – С. 101648.
2. Ostrom Q. T., Wright C. H., Barnholtz-Sloan J. S. Brain metastases: epidemiology //Handbook of clinical neurology. – Elsevier, 2018. – Т. 149. – С. 27-42.
3. Шкаредных В. Ю. и др. К вопросу о лучевой диагностике глиом. Клинические наблюдения //Медицинская визуализация. – 2010. – №. 2. – С. 35-39.
4. Bhattacharyya D., Kim T. Brain tumor detection using MRI image analysis //International Conference on Ubiquitous Computing and Multimedia Applications. – Springer, Berlin, Heidelberg, 2011. – С. 307-314.
5. Teo P. C., Sapiro G., Wandell B. A. Creating connected representations of cortical gray matter for functional MRI visualization //IEEE transactions on medical imaging. – 1997. – Т. 16. – №. 6. – С. 852-863.
6. Saranathan M. et al. Physics for clinicians: Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) and double inversion recovery (DIR) Imaging //Journal of Magnetic Resonance Imaging. – 2017. – Т. 46. – №. 6. – С. 1590-1600.
7. Далечина А. В. и др. Методы машинного обучения в сегментации глиом для планирования стереотаксической лучевой терапии //Лучевая диагностика и терапия. – 2019. – №. 2. – С. 24-31.
8. Gudigar A. et al. Brain Pathology Identification Using Computer Aided Diagnostic Tool: A Systematic Review //Computer Methods and Programs in Biomedicine. – 2019. – С. 105205.
9. Kharrat A. et al. A hybrid approach for automatic classification of brain MRI using genetic algorithm and support vector machine //Leonardo journal of sciences. – 2010. – Т. 17. – №. 1. – С. 71-82.
10. Herlidou-Meme S. et al. MRI texture analysis on texture test objects, normal brain and intracranial tumors //Magnetic resonance imaging. – 2003. – Т. 21. – №. 9. – С. 989-993.
11. Florez E. et al. Developing a texture analysis technique using fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) to differentiate tumor from edema for contouring primary intracranial tumors //SM J Clin Med Imaging. – 2018. – Т. 4. – С. 1023.
12. Haralick R. M., Shanmugam K., Dinstein I. H. Textural features for image classification //IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics. – 1973. – №. 6. – С. 610-621.
13. Hashemi R. H., Bradley W. G., Lisanti C. J. MRI: the basics: The Basics. – Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
14. Mildenberger P., Eichelberg M., Martin E. Introduction to the DICOM standard //European radiology. – 2002. – Т. 12. – №. 4. – С. 920-927.
15. Tesar L. et al. 3D extension of Haralick texture features for medical image analysis //SPPR 2007 proceedings of the fourth conference on IASTED international conference. – 2007. – №. 1. – С. 350-355.
16. Bydder G. M., Young I. R. MR imaging: clinical use of the inversion recovery sequence. – 1985.

THE STUDY OF MR IMAGES TEXTURAL FEATURES FOR BRAIN TISSUES CLASSIFICATION

Kozlov V.S., Nikitaev V.G., Pronichev A.N.
National Research Nuclear University MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute),
kvs005@campus.mephi.ru, kaf46@mail.ru

Keywords: medical Imaging; radiomics; texture analysis

Annotation. Magnetic resonance imaging (MRI) is widely used to study the brain. Due to the high potential for infiltrative growth of malignant tumors, there is a need for accurate classification of tissues in MR images. To simplify the diagnostics of diseases, computer systems based on computer vision methods are being developed. The possibilities of classifying the white and gray matter of the brain in images in the case of low contrast of these tissues have not been sufficiently studied. The purpose of this work is to use textural features to classify white and gray matter of the brain in MR images of different contrast. As initial data, we used three sets of 32 axial MR images obtained on a tomograph with a magnetic field strength of 1.5 T using the "inversion-recovery" pulse sequence for three different values of the "inversion time" parameter. The support vector machine method was used as a classifier. As a result of the experiment, a set of features that are resistant to changes in image contrast has been revealed. The method for classifying gray and white matter on MR images obtained using the "inversion-recovery" sequence of different contrast has been developed.

———————— ♦ ————————

МЕТОДИКА ВЫБОРА ПРИЗНАКОВ ОБЪЕКТОВ НА МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ ДЛЯ СОЗДАНИЯ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ С ПРИМЕНЕНИЕМ ТЕХНОЛОГИЙ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА

[1]Дружинина Е.А., [1]Никитаев В.Г., [1]Проничев А.Н., [2]Шабалова И.П., [3]Тамразова О.Б., [4]Сергеев В.Ю., [5]Сельчук В.Ю., [6]Мозеров С.А., [2]Джангирова Т.В., [2]Моисеева Т.И., [1]Поляков Е.В., [1]Козырева А.В., [1]Кобелев С.А., [1]Простаков С.Н.
[1]Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», г. Москва, vgnikitayev@mephi.ru,
[2]Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования, irenshab@inbox.ru
[3]Российский университет дружбы народов, г. Москва,
[4]Центральная государственная медицинская академия Управления делами Президента Российской Федерации, г. Москва,
[5]Московский медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова, г. Москва, selvu@mail.ru,
[6]Центр междисциплинарных исследований в медицине управления развития медицинских технологий, mozerov@list.ru

Ключевые слова: Медицинские изображения; Качественые признаки; Автоматизированные системы

Аннотация. Одним из важнейших этапов построения систем поддержки принятия решений является выбор модели признаков. Признаки могут быть качественными и количественными. Качественные признаки отражают словестное описание объектов, то, как человек видит объект. Количественные признаки имеют числовое выражение. Следует отметить, эффективность использование количественных признаков, для которых хорошо выявлена закономерность соответствия их значений - качественному описанию. Однако, модели описания объектов, которые отличаются от привычного восприятия этих объектов врачами (например, вейвлет анализ) сложны для понимания процесса формирования решения, поэтому вызывают недоверие к результатам. Выбор системы признаков осуществляется в зависимости от задач системы. Тем не менее, система, сочетающая обе модели признаков, может быть полезна для распознавания злокачественного новообразования, в качестве тренировочной и клинической систем. Может служить основой для классификатора, а также обучает ассоциативному восприятию появления знака и его количественного эквивалента.

Введение. По данным Минздрава за 2018 год ведущими локализациями в общей (оба пола) структуре онкологической заболеваемости являются: кожа (12,6%, с меланомой – 14,4%), молочная железа (11,5%), трахея, бронхи, легкое (10,1%), ободочная кишка (6,8%), предстательная железа (6,6%), желудок (6,0%), прямая кишка, ректосигмоидное соединение, анус (4,9%), лимфатическая и кроветворная ткань (4,7%), тело матки (4,2%), почка (4,0%), поджелудочная железа (3,0%), шейка матки (2,8%), мочевой пузырь (2,8%), яичник (2,4%).

Результативность лечения онкологических заболеваний зачастую зависит от стадии, на которой они были обнаружены: чем раньше ставится диагноз, тем больше шансов на успешное выздоровление.

В настоящее время создание систем поддержки принятия врачебных решений является актуальной задачей для онкологии. Такие системы используют современные технологии искусственного интеллекта (базы знаний, распознавание образов, нейронные сети) для формирования заключения (легко интерпретируемой человеком информации, например, текст, аудио сигнал и пр.), облегчающего принятие решения [1-3]. Заключение может иметь различную структуру - это может быть однозначная формулировка, например, новообразование на картинке – злокачественное. А также рекомендация к принятию решения может представлять собой рейтинговую систему диагнозов. Например, это может быть упорядоченная таблица,

гистограмма или круговая диаграмма. В настоящее время в научном сообществе предпочтительнее рейтинговая система, т.к. важной деталью такой сис-
темы является возможность отображения данных, из которых был выбран наиболее вероятный вариант, а также указано процентное значение вероятности события и отмечены даже наименее возможные варианты.

В ходе создания систем поддержки принятия решений (СППР) необходимо решить следующие задачи: получение исходных данных, разработка требований, выбор объектов исследования, описание объектов, выбор значимых признаков (создания критерия оценки), поиск этих значимых признаков, классификация данных в зависимости от критериев [4, 5].

Существуют автоматические и автоматизированные системы. Автоматические – системы, получающие входные данные и выдающие результат без какого-либо участия со стороны человека. Автоматизированные - системы, где действия человека необходимы, например, для выбора параметров обработки изображения.

Неотъемлемым этапом диагностики является процесс формирования описания искомого объекта с помощью признаков. Признаки могут быть качественными и количественными. Качественные отражают словестное описание объектов, то, как человек видит объект. Количественные признаки имеют числовое выражение (состав населения по возрасту). Или, например, качественное описание цвета: синий, а его количественное описание в RGB модели будит (0, 0, 255).

На рисунке 1 представлены возможные альтернативы построения СППР, применяемые в клинической практике.

Цель работы - исследовать значимость качественных и количественных признаков при создании систем поддержки принятия решений.

В данном случае продемонстрируем обоснованность выбора качественных и количественных признаков при создании систем поддержки принятия решений для наиболее часто встречаемых онкологических заболеваний: меланомы и молочной железы.

Рисунок 1 – Анализ концептуальных альтернатив построения клинических систем распознавания гистологических и цитологических микроизображений.

Применение качественных признаков

Клиническая система диагностики заболеваний молочной железы предназначена для помощи врачу в постановке диагноза. Система устроена по следующему принципу (рисунок 2).

Рисунок 2 - Концептуальная модель системы диагностики заболеваний молочной железы.

На вход системы поступают изображения препаратов молочной железы с их цитологическим и в некоторых случаях гистологическим описанием. Далее они структурируются, согласно разработанной модели признаков (рисунок 3) и отправляются в базу знаний.

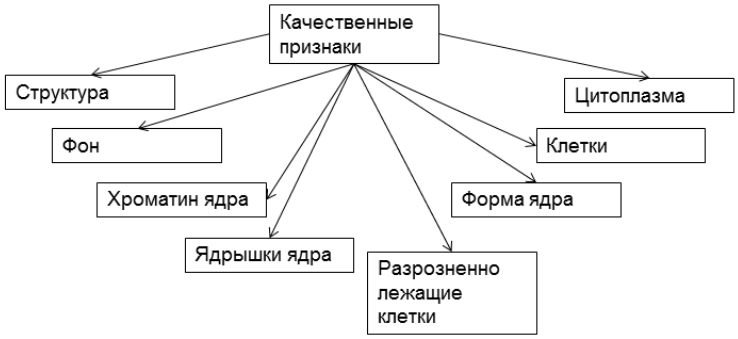


Рисунок 3 – Модель признаков системы диагностики заболеваний молочной железы

В базе существуют примеры случаев (пациентов) с несколькими описанными изображениями для каждого случая по каждому заболеванию. Гистологический метод диагностики является верифицирующим для цитологии. В базу знаний загружаются случаи с уже заведомо известными диагнозами. Принцип применения системы: загружая новое изображения в систему и описывая его с помощью заданной модели признаков, врач получает рейтинговую диаграмму, где в порядке убывания указаны проценты диагнозов пациентов с набором заданных признаков по исследуемому препарату. Система позволяет визуально оценить изображения из базы знаний и сравнить их друг с другом. В этом случае использование количественных признаков (цифр) для описания того, что врач видит на исследуемом изображении было бы затруднительно, т.к врач не воспринимает окружающие его объекты числами, он представляет их и сравнивает ассоциативно. Поэтому для пополняемых баз знаний, в частности содержащих цитологические изображения, более актуально использование качественных признаков. На рисунке 4 приведен пример интерфейса врача для описания и сравнения изображений.

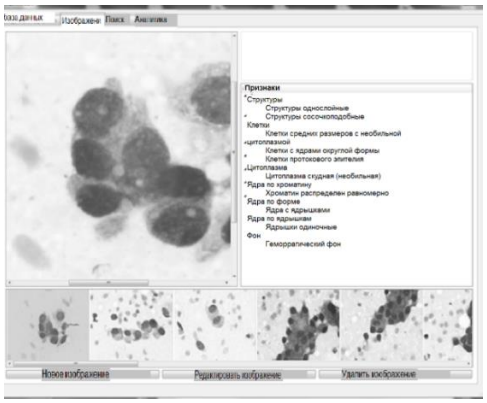


Рисунок 4 – Интерфейс врача в системе диагностики заболеваний молочной железы.

Модели описания объектов, которые отличаются от привычного восприятия этих объектов врачами (например вейвлет-анализ) сложны для понимания процесса формирования решения, поэтому вызывают недоверие к результатам. Юридическая ответственность за постановку диагноза лежит на враче. Система представляет собой обобщенное экспертное мнение, поэтому помогает врачу в обосновании принимаемого им решения. Поэтому важно, чтобы система предоставляла аргументацию при формировании рекомендации о диагнозе. Также следует отметить, что в медицине существуют исключения, которые невозможно заранее предсказать и подстроить алгоритм системы, однако врач, с многолетней практикой может их предположить. Врач – человек, и более свойственным для него способом сравнения объектов и передачи их описания другому человеку являются качественные признаки. Поэтому нельзя не отметить важности качественных признаков.

Существует перспективный метод диагностики, который также будет внедрен в описанную систему – иммуноцитохимический (ИЦХ) анализ при диагностике молочной железы. Разработка количественных оценок реакций в методе ИЦХ является необходимым условием широкого использования данного анализа в клинической практике. Суть метода заключается в автоматизации микроскопического анализа ИЦХ препаратов молочной железы. Основа ИЦХ - реакция взаимодействия антигена с антителом. При гормоночувствительном раке молочной железы происходит экспрессия рецепторов стероидных гормонов (рецепторов эстрогенов и прогестерона) в ядрах опухолевых клеток. Эти рецепторы выступают в качестве антигенов. Антитела вводят

искусственно в ходе специального ИЦХ окрашивания препаратов, в результате которого ядра опухолевых клеток, содержащие рецепторы эстрогенов или прогестерона, приобретают коричневую окраску, далее используются алгоритмы распознавания, в частности сегментации изображения, для расчета соотношения окрашенных клеток ко всем клеткам.

Благодаря ИЦХ врач формирует общее заключение о статусе рака (гормонозависимый или нет). Эта информация улучшает систему диагностики заболеваний молочной железы, поэтому целесообразно сочетание нескольких моделей признаков в одной автоматизированной системе.

Следует отметить, эффективность использования количественных признаков, для которых хорошо выявлена закономерность соответствия их значений - качественному описанию.

Применение количественных признаков

Для диагностики меланомы перспективным является разработка систем распознавания изображений на основе количественных признаков, описывающих характеристик новообразования кожи.

В ходе исследования были выявлены различные типы объектов на дерматоскопическом изображении новообразования кожи, которые могут быть описаны количественными признаками - пигментная сеть, точки, глобулы и др. На основе характеристик этих объектов можно определить малигнизацию новообразования. Например, атипичная пигментная сеть является одним из признаков меланомы.

Для поддержки принятия решений при диагностики меланомы разработана автоматизированная система анализа пигментной сети на цифровых дерматоскопических изображениях меланоцитарных новообразований кожи (далее Система) (рисунок 5).

Система предоставляет возможность просмотра загруженного в него изображения, его обработки с целью выделения линий пигментной сети и расчета их характеристик (цветовых: минимальное, среднее, максимальное значения компонент RGB; минимальные, средние максимальные значения толщины и длины линий), сохранения результатов обработки и расчетов (на компьютер и в базу данных), а также просмотра результатов обработки непосредственно после ее завершения, что делает ее применение актуальным как в качестве клинической, так и в качестве обучающей системы. Стоит отметить, что признаки в этой системе количественные, но и система имеет более конкретную задачу - анализ сеточной структуры, не диагностика злокачественности всего новообразования кожи, а выявление конкретного признака.

Такая система будет служить системой поддержки принятия решений, когда с помощью нее будет обработана выборка изображений и количественные данные описаний этих изображений можно будет сравнить между собой для каждой группы изображений.

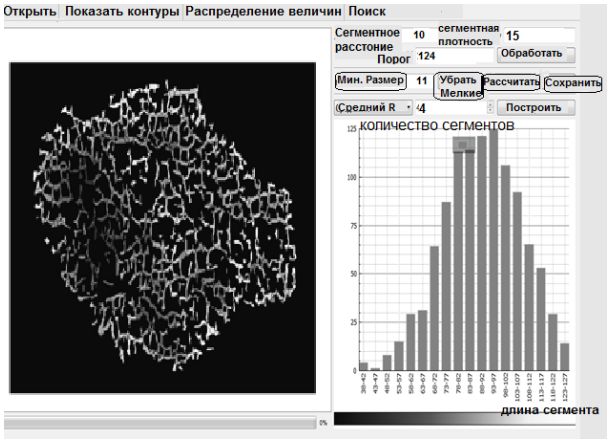


Рисунок 5 – Интерфейс автоматизированной системы анализа пигментной сети на цифровых дерматоскопических изображениях меланоцитарных новообразований кожи (диагностика меланомы).

Заключение. При создании СППР имеет место сочетание качественных и количественных признаков. Такие системы будут более эффективны. Осуществляя кластеризацию на основе количественных признаков можно успешно подобрать, рассчитать, получить пороговые значения для классификации исследуемых объектов. Система, сочетающая обе модели признаков, может быть полезна для распознавания злокачественного новообразования, как в части обучающей, так и клинической систем. Может служить основой для классификатора, а также обучает ассоциативному восприятию качественного признака и его количественного эквивалента.

Работа в части разработки СППР для диагностики меланомы выполнена по проекту РНФ №19-11-00176.

Библиографический список

1. Cytology 3d structure formation based on optical microscopy images Pronichev A.N., Polyakov E.V., Zaitsev S.M., Shabalova I.P., Djangirova T.V. Journal of Physics: Conference Series. 2017. С. 012004.

2. Виртуальные цитологические препараты для внешней оценки качества выполнения цитологических исследований клинико-диагностических лабораторий: возможности и перспективы Джангирова Т.В., Шабалова И.П., Проничев А.Н., Поляков Е.В. Клиническая лабораторная диагностика. 2015. Т. 60. № 8. С. 29-32.

3. Традиционная и жидкостная цитология в диагностике поражений щитовидной ЖЕЛЕЗЫ Брынова О.В., Касоян К.Т., Шабалова И.П., Зима А.П., Исаева А.В., Березкина И.С. Новости клинической цитологии России. 2015. Т. 19. № 1-2. С. 34-35.

4. В.Г.Никитаев. Высокотехнологичные информационно-измерительные комплексы онкологической диагностики: проблемы и ключевые положения методологии построения. Измерительная техника. 2015. №2. с.68-70

5. В.Г.Никитаев. Экспертные системы в информационно-измерительных комплексах онкологической диагностики. Измерительная техника. 2015. №6. с.67-70

METHOD OF SELECTING OBJECT SIGNS ON MEDICAL IMAGES FOR CREATING DECISION SUPPORT SYSTEMS USING ARTIFICIAL INTELLIGENCE TECHNOLOGIES

[1]Druzhinina E.A., [1]Nikitaev V.G., [1]Pronichev A.N., [2]Shabalova I.P., [3]Tamrazova O.B., [4]Sergreev V.Yu., [5]Selchuk V.Yu., [6]Mozerov S.A., [2]Dzhangirova T.V., [2]Moiseeva T.I., [1]Polyakov E.V., [1]Kozyreva A.V., [1]Kobelev S.A., [1]Prostakov S.N.

[1]National Research Nuclear University MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute), Moscow,
[2]Russian Medical Academy of Continuing Professional Education, Moscow,
[3]Russian university of people friendship, Moscow,
[4]Central state medical Academy of Department of presidential Affairs of the Russian Federation, Moscow,
[5]A. I. Evdokimov Moscow State Medical and Dental University, Moscow,
[6]Center for Interdisciplinary Research in Medicine, Moscow

Keywords: medical images; Qualitative signs; Automated systems

Annotation. One of the most important steps in constructing decision support systems is the selection of a feature model. Signs can be qualitative and quantitative. Qualitative signs reflect a verbal description of objects, the way a person sees an object. Quantitative signs have a numerical expression. It should be noted that the use of quantitative features is effective, for which the regularity of the correspondence of their values to the qualitative description is well identified. However, models for describing objects that differ from the usual perception of these objects by doctors (for example, wavelet analysis) are difficult to understand the decision-making process, therefore, they distrust the results. The choice of a system of features is carried out depending on the tasks of the system. Nevertheless, a system combining both models of signs can be useful for the recognition of malignant neoplasms, as training and clinical systems. It can serve as the basis for a classifier, and also teaches the associative perception of the appearance of a sign and its quantitative equivalent.

———————— ♦ ————————

АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Исаков Р.В., Ефремова М.В.
Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, г. Владимир,
irv-vlsu@mail.ru, Elfik996@yandex.ru

Ключевые слова: психоэмоциональное состояние**,** здоровье, колебания структур головного мозга

Аннотация. Рассмотрено несколько различных методов оценки психоэмоционального состояния человека с помощью биотехнических систем. Преимущества и недостатки каждого из них. Проведено исследование метода изучения виброакустического сигнала мозга при стимулировании положительных и отрицательных эмоций. Результаты показали перспективы этого метода.

Одним из наиболее важных факторов психофизического здоровья каждого человека является его психоэмоциональное состояние. Развитие психических заболеваний можно приостановить на начальном этапе в случае постоянного контроля общего влияния эмоциональных перепадов на работу организма в целом и нервную систему в частности. Последствиями нарушений, связанных с психоэмоциональной нестабильностью, являются не только различные психиатрические заболевания, но и нарушение работы сердечно-сосудистой системы. Данный вид нарушений, по данным ВОЗ, является одной из главных причин смертности среди населения.

В данной статье анализируется несколько различных методов оценки психоэмоционального состояния человек, а также приводятся исследования нового метода оценки психоэмоционального состояния при помощи регистрации сигнала колебаний структур головного мозга (СКСГМ).

Одним из первых инструментальных методов оценки психоэмоционального состояния является кожно-гальваническая реакция, однако это косвенный метод с довольно низкой специфичностью и большим периодом запаздывания. Среди современных методов оценки самым доступным для обывателей методомявляется оценка

психоэмоционального состояния при помощипульсометрии совместно с фотоплетизмографией (рассчитывает изменение объёма артериальной крови через колебания абсорбции света, вызванной пульсацией артериол).

Несмотря на очевидные минусы, такие как высокий процент погрешности, связанный с малым количеством показателей общего состояния организма (расчёт состояния человека исходит из показаний пульса) и отсутствие учёта врождённых патологий сердечно-сосудистой системы пользователя, данный метод пользуется широкой популярностью среди как крупных компаний, производящих различные гаджеты с подобной функцией, так и людей, занимающихся спортом, которые используют непосредственно эти гаджеты.

Следующий метод оценки психоэмоционального состояния человека не настолько широко известен потребителю, но является весьма перспективным направлением для развития биомедицинской техники.

Система VibraImage была разработана в Санкт-Петербурге относительно недавно, но уже доступна для приобретения. Тем не менее, из-за новизны предлагаемого подхода сложно выделить конкретные минусы такого подхода. Данная система упоминается достаточно подробно в работе [1]. Эта система предназначена для регистрации, анализа и исследования психоэмоционального состояния человека, количественного определения уровней эмоций, детекции лжи, психофизиологической диагностики и дистанционного выявления потенциально опасныхлюдей. Система позволяет визуально и автоматически оценивать психофизиологическоесостояние человека на основе вестибулярно-эмоционального рефлекса, с помощью программной визуализации вибро–ауры, полученной при обработке составляющих амплитудного и частотного вибро изображения. [1] Очевидным плюсом системы является ещё и тот факт, что для её использования, по мнению авторов, не потребуется дорогостоящей, громоздкой аппаратуры. Чтобы её использовать, понадобится обыкновенная видеокамера с дополнительными настройками под систему.

Такой подход делает внедрение этой системы максимально выгодным с экономической точки зрения и поможет вывести диагностику психосоматических патологий на более широкий уровень в связи с повсеместным внедрением видеонаблюдения. На рисунке 1 представлен пример визуализации данных системы VibraImage.

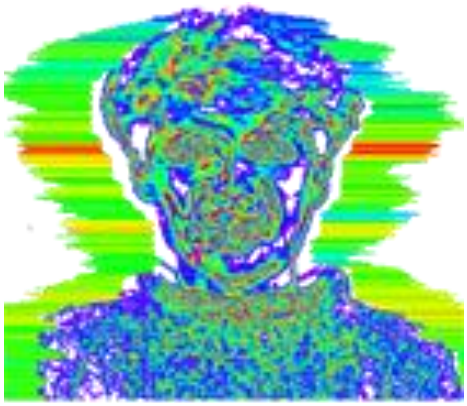


Рисунок 1 - Пример виброизображения

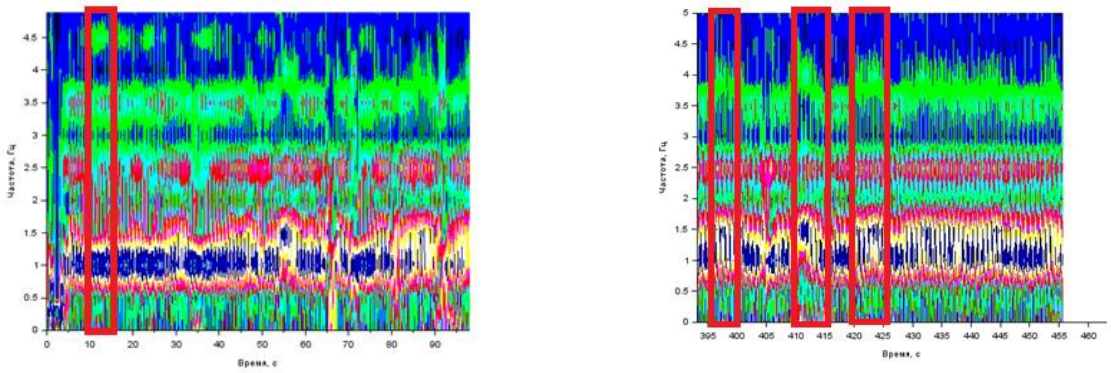
Известен также метод оценки психосоматических отклонений в организме человека для мониторинга эмоционального состояния человека по ЭЭГ и речевым сигналам. Он не получил широкой популярности, но известен научному сообществу с 2017 года[2]. В данной работе рассматривается и доказывается возможность применения нейроподобной иерархической структуры для мониторинга эмоционального состояния человека. Приведена модель формализованного описания ЭЭГ и речевых сигналов на основе признаков реконструированных аттракторов. Описаны особенности и результаты работы классификатора эмоций [2].

Перспективность метода заключается в новом для биотехнических систем подходе к анализу данных, который, вкупе с показаниями электроэнцефалограммы, в состоянии существенно повысить процент точности полученных результатов.

В связи с тем, что исследованияэтого метода относительно свежи, выявить очевидные минусы затруднительно. Можно выделить лишь низкую мобильность и высокую сложность регистрации данных по сравнению с другими методами, рассматриваемыми в этой статье.

На данный момент проводятся исследования возможности оценки психоэмоционального состояния человека на основе микровибраций головного мозга (ГМ). Согласно проведенным исследованиям [3], этот метод показал хорошие результаты при определении различных функциональных состояний ГМ.Поэтому целью данной работы являлось изучение возможностей метода анализа СКСГМ для контроля психоэмоционального состояния человека. Был проведён ряд экспериментов, в ходе которых зарегистрированы данные эмоционального отклика на внешний стимул.Стимулом являлся видеоряд, вызывающий ту или иную эмоциональную реакцию. Были выбраны два вида эмоций: негативная (тревога) и позитивная (радость). В каждом эксперименте регистрировался фоновый сигнал в течении 60 сек. и затем предъявлялся стимул.

На рисунке 2представлены участки спектрограммы СКСГМ (фон и реакция на стимул), составленные на основе полученных и обработанных в системе SciLab данных при стимуляции негативной эмоции.



А) Б)

Рисунок 2 – Спектрограмма СКСГМ эксперимента со стимуляцией негативной эмоции (А – фрагмент с фоновым сигналом, Б – фрагмент с реакциями на стимул)

Область фона составляет первые шестьдесят секунд записи. Для сравнения был выделен временной отрезок фона с 10 до 15 с. На рисунке 2Б отмечены изменения спектра СКСГМ, вызванные эмоциональными откликами на стимул. На каждом выбранном промежутке был выполнен контроль качества сигнала, чтобы убедиться в отсутствии артефактов.

Для сравнения частотных изменений сигнала была наложена группа спектров в области фона и в области ответной реакции на стимул, отмеченных на рисунке 2Б. Результаты представлены на рисунке 3.

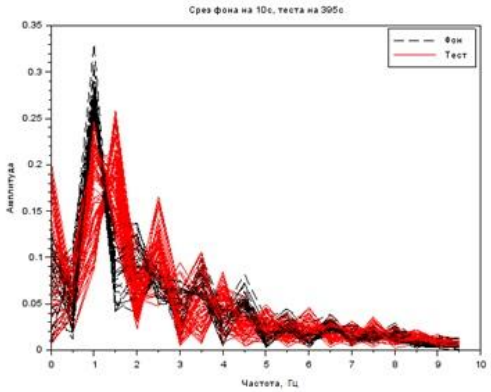
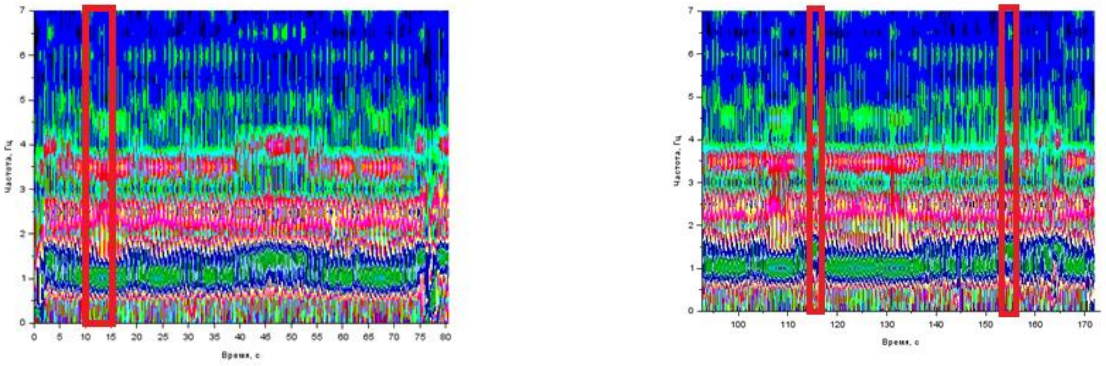


Рисунок 3 – Сравнение спектров фона и реакции на негативную эмоцию

В данном эксперименте спектры выделенных ответных реакций на негативную эмоцию демонстрируют похожую тенденцию. Гармоника в районе 1 и 2 Гц имеют частотные модуляции в сторону повышения частоты, а на в районе 4.5 Гц – в сторону понижения.

На рисунке 4 представлены участки спектрограммы СКСГМ (фон и реакция на стимул) при стимуляции позитивной эмоции.



А) Б)

Рисунок 4 – Спектрограмма СКСГМ эксперимента со стимуляцией позитивной эмоции (А – фрагмент с фоновым сигналом, Б – фрагмент с реакциями на стимул)

Область фона также составляет первые шестьдесят секунд записи и для сравнения был выделен временной отрезок фона с 10 до 15 с, обладающий стабильностью. На рисунке 4Б отмечены изменения спектра СКСГМ, вызванные эмоциональными откликами на стимул.

Результат сравнения спектра фона и спектра с эмоциональным откликом представлен на рисунке 5.

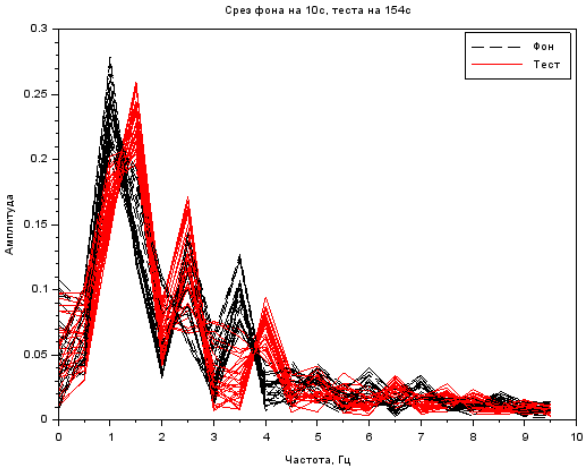


Рисунок 5 – Сравнение спектров фона и реакции на негативную эмоцию

Как можно увидеть на рисунке, спектры выделенных ответных реакций на позитивную эмоцию отличаются повышением частоты гармоники 1 Гц и 3.5 Гц. Остальные частоты не показали существенных изменений.

При сравнении частотных изменений СКСГМ во время стимуляции позитивной (радость) и негативной (тревога) эмоции (рис. 5 и 3), видны схожие изменения, такие как частотная модуляция в области 1 Гц. Однако существуют и свойственные каждой из рассматриваемых эмоций характерные изменения спектра.

Результаты работы показали возможность детекции отклонений в психоэмоциональном состоянии по данным СКСГМ. Кроме того, прослеживается характерный паттерн изменений спектра СКСГМ, возникающий при ответных реакциях на ту или иную эмоцию. Это дает возможность классифицировать виды эмоций, возникающие у человека в процессе регистрации.

Преимуществом данного метода является отсутствие потребности в каких-либо дополнительных действиях испытуемого. Методика получения информации выгодно отличается от стандартных детекторов лжи, так как регистрирует эмоциональный фон напрямую с ГМ, что усложняет задачу скрытия информации. Предполагается также развитие данного метода, как в области обработки сигнала, так и в интерпретации информации для повышения стабильности результата.

Библиографический список

1. НгуенД.К.,Южаков М.М. Обзор методов оценки психоэмоционального состояния человека // VI Научно-практическая конференция «Информационно-измерительная техника и технологии», 27-30 мая 2015 г.С. 109 - 112

2. Сидоров К. В., Филатова Н. Н. Мониторинг эмоционального состояния человека по ЭЭГ и речевым сигналам // Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы - БИОМЕДСИСТЕМЫ-2017. Сборник трудов XXX Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. Рязанский государственный радиотехнический университет. 2017. стр. 19-22.

3. Исаков Р.В., Алексеева И.И. Виброакустическое исследование функционального состояния головного мозга– Биотехносфера, Санкт-Петербург, №3(57), 2018, стр. 51-58.

ANALYSIS OF METHODS FOR ASSESSING THE HUMAN`S PSYCHOEMOTIONAL STATE

Isakov R.V., Efremova M.V.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir, irv-vlsu@mail.ru, Elfik996@yandex.ru

Keywords: psycho-emotional state, health, fluctuations in brain structures

Annotation. Several different methods of assessing the psycho-emotional state of a person with the help of biotechnical systems are considered. The advantages and disadvantages of each of them. A study of the method of studying the brain vibroacoustic signal when stimulating positive and negative emotions was conducted. The results showed the prospects of this method.

ФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИНФРАКРАСНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ОПТИЧЕСКИХ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ СТРУКТУРЫ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

[1]Юшина С.А., [2]Бутусов А.М., [3]Иванова Ю.В., [4]Колпаков А.В.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)», г. Москва
[1] yushina.svetlanka@mail.ru [2] butus98@yandex.ru [3] nazarova.y@mail.ru
[4] kolpakovalexx@yandex.ru

Ключевые слова: оптический фантом, инфракрасная визуализация, контраст, оптические неоднородности

Аннотация. В статье представлены результаты экспериментального исследования возможности применения ближнего инфракрасного диапазона спектра для создания методики визуализации оптических неоднородностей в структуре мягких биологических тканей.

В настоящее время все больше возрастает интерес к оптическим методам медицинской диагностики и терапии [1, 2, 3, 4]. Причина этого заключается в важных преимуществах оптических методов – их неинвазивности и возможности обнаружения структурных неоднородностей в тканях, залегающих на глубине.

В работе рассмотрена возможность применения излучения ближнего инфракрасного диапазона спектра в интраоперационных навигационных системах для обнаружения кровеносных сосудов и нервов в ходе хирургического удаления опухолей головного мозга, а также в системах ИК диафаноскопии, предназначенных для доклинического обнаружения очагов воспаления в тканях пародонта. Были поставлены и решены следующие задачи:

– определение требований к фантому, имитирующему оптические свойства тканей,
– изготовление фантома,
– сборка и отладка экспериментального стенда для исследования,
– экспериментальное исследование оптических характеристик фантомов,
– исследование зависимости качества изображений от параметров излучения.

При взаимодействии оптического излучения с биологической средой происходит ослабление интенсивности проходящего излучения в связи с процессами поглощения и рассеяния в среде. Для реализации разрабатываемого метода обнаружения и распознавания оптических неоднородностей исходными параметрами являются показатель поглощения и транспортный коэффициент рассеяния.

Опираясь на литературные данные, был изготовлен фантом, имитирующий оптические характеристики биологических тканей, содержащий локальные оптические неоднородности, имитированные поглощающими стержнями [5-8], расположенными на различной глубине от поверхности.

Параметры рассеяния и поглощения для фантома подобраны исходя из соответствующих значений калибровочного блока спектрофотометра Oxiplex [9].

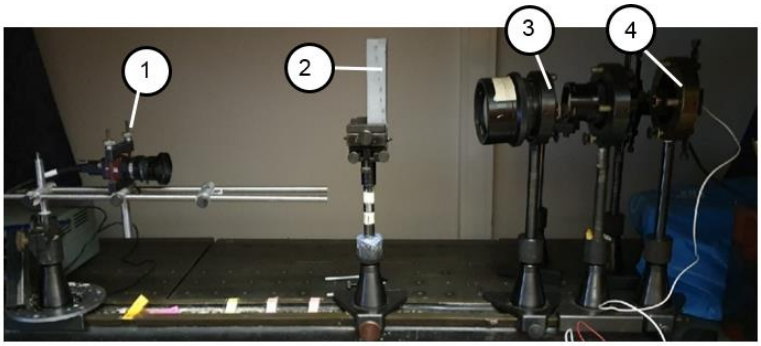
Оптические параметры калибровочного блока, тканей пародонта и изготовленного фантома представлены в таблице 1. Как видно, показатель поглощения калибровочного блока находится в пределах погрешности для показателя поглощения изготовленного фантома, но транспортный коэффициент рассеяния для фантома превышает соответствующий параметр для калибровочного блока. Тем не менее, возможность визуализации оптических неоднородностей в среде с повышенным рассеянием докажет возможность визуализации в среде с более низким показателем рассеяния. Таким образом, по оптическим характеристикам фантом можно считать пригодным для эксперимента.

Таблица 1 – Оптические параметры калибровочного блока и фантома

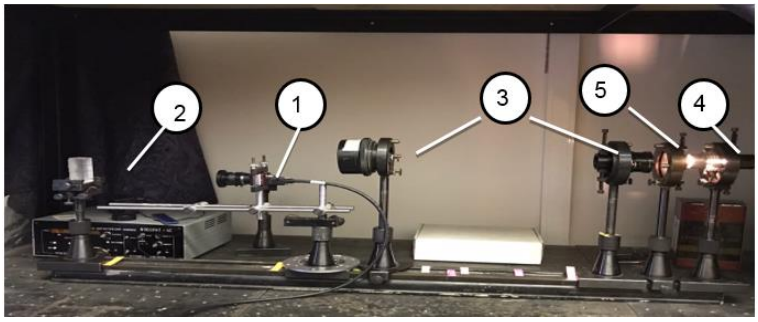
	Показатель поглощения, $\mu_a(834)$, $см^{-1}$	Транспортный коэффициент рассеяния, $\mu'_s(834)$, $см^{-1}$
Калибровочный блок	0,13	4,3
Фантом	0,16±0,05	5,8±1,4
Ткани пародонта	0,17±0,02	5,7±1,0

Для изучения возможности применения излучения ближнего инфракрасного диапазона спектра для обнаружения оптических неоднородностей в толще ткани необходимо оценить контраст соответствующих участков изображения.

Для проведения эксперимента по исследованию зависимости контраста изображения от параметров зондирующего излучения был собран экспериментальны стенд (рисунок 1), на котором осуществлялась регистрация изображений фантома в двух режимах: в режиме проходящего излучения (рисунок 1 а) и в режиме обратно рассеянного излучения (рисунок 1 б). В состав экспериментального стенда входят: ИК-излучатели, светофильтры, коллиматор, предназначенный для формирования плоскопараллельного фронта излучения, фантом, видеокамера, чувствительная в ИК диапазоне. В качестве ИК-излучателей использовалась галогеновая лампа, а также лазерные диоды с длинами волн 808, 840, 904, 980 нм. Выбор длин волн ближнего ИК-диапазона из потока излучения галогеновой лампы осуществлялся с помощью интерференционных светофильтров с длинами волн 600, 620, 680, 730, 800, 810 нм.



а)



б)

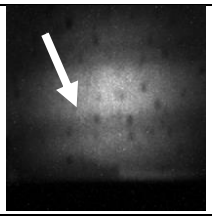
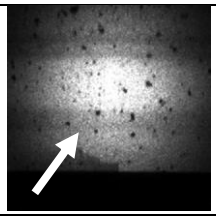
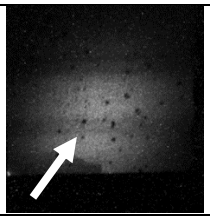
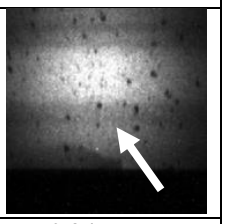
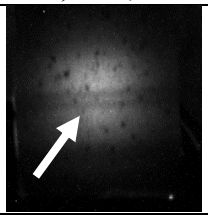
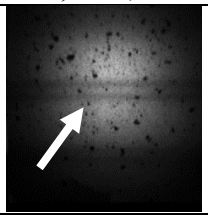
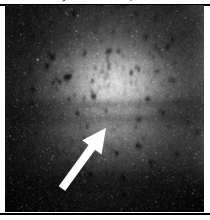
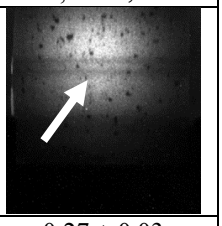
Рисунок 1 – экспериментальный стенд для исследования зависимости качества изображения от параметров излучения: а) в режиме проходящего излучения, б) в режиме обратно рассеянного излучения 1) цифровая видеокамера ИК-диапазона,2) оптический фантом, 3) коллиматор, 4) излучатель, 5) светофильтр

Коэффициент контраста C в сечении вычислялся по формуле 1:

$$C = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}}, \quad (1)$$

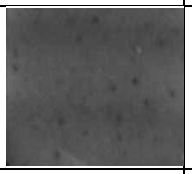
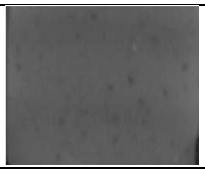
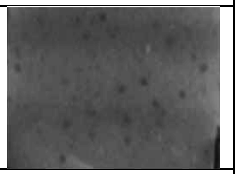
Результаты расчета коэффициента контраста для участков фантома, содержащих структурные включения, для режима проходящего излучения представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Значения коэффициента контраста для режима проходящего излучения

Положение по оси *x* (пара стержней)	Длина волны излучения, нм			
	808	840	904	980
1 (Ø 0,7 мм, глубина 3 м)				
	0,22± 0,01	0,22± 0,01	0,28± 0,01	0,24± 0,01
2 (Ø 1 мм, глубина 3 мм)				
	0,22 ± 0,01	0,22 ± 0,03	0,29 ± 0,01	0,27 ± 0,03
3 (глубина 6 мм)	Невозможно визуализировать в связи с малой оптической мощностью излучения			
4 (глубина 6 мм)				
5 (глубина 9 мм)				
6 (глубина 9 мм)				

Результаты расчета коэффициента контраста для участков фантома, содержащих структурные включения, для режима обратно рассеянного излучения представлены в таблице 3.

Таблица 3 – Значения коэффициента контраста при обратно рассеянном излучении

Положение по оси *x* (пара стержней)	Длина волны излучения, нм		
	730	800	810
1 (Ø 1 мм, глубина 3 мм)			
	0,08 ± 0,11	0,06 ± 0,02	0,07 ± 0,05
2 (глубина 6 мм)	Невозможно визуализировать в связи с малой оптической мощностью излучения		
4 (глубина 6 мм)			
5 (глубина 9 мм)			
6 (глубина 9 мм)			

Проведено исследование зависимости коэффициентов контраста оптических неоднородностей (Ø 0,7 и 1,0 мм, глубина 3 мм) от угла между оптическими осями осветителя и видеокамеры при разных длинах волн для участков фантома в режимах проходящего и обратно рассеянного излучения. На рисунке2 представлена зависимость коэффициента контраста от угла отклонения от оси излучения при длине волны излучения 800 нм для режима проходящего излучения.

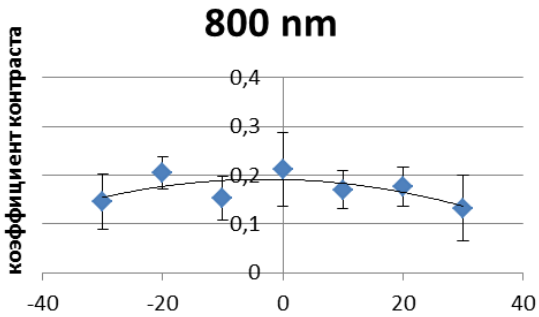


Рисунок 2 – Зависимость коэффициента контраста от угла между оптическими осями излучателя и видеокамеры (град) для пары стержней Ø 0,7 мм, на глубине 3 мм при длине волны 800 нм

В результаты проведенного экспериментального исследования получены следующие результаты.

В режиме проходящего излучения отмечена зависимость контраста от длины волны– увеличение коэффициента контраста по мере удаления в ИК-область спектра. Наибольшее значение коэффициента контраста выявлено на длине волны 904 нм при проходящем излучении и на длине волны 810 нм- при обратно рассеянном излучении.

Отмечена зависимость контраста от угла между оптическими осями излучателя и видеокамеры– увеличение коэффициента контраста по мере приближения к параллельному расположению оптических осей Ик излучателя и видеокамеры. В режиме обратно рассеянного излучения статистически значимых различий коэффициента контраста при различных значениях угла между оптическими осями излучателя и видеокамеры не зарегистрировано.

Таким образом в результате проведенного исследования подтверждена возможность визуализации структурных включений в диапазоне длин от 730 до 980 нм, расположенных на глубине 3 мм, как в режиме проходящего, так и в режиме обратно рассеянного излучения.

Требуются дальнейшие исследования зависимости контраста от параметров излучения, в том числе необходимо провести исследования с излучением бóльшей оптической мощности (не менее 500 мВт).

Библиографический список

1 IARC. Статистические данные по заболеваемости, смертности и распространенности определенных типов рака [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://gco.iarc.fr/today/home (дата обращения: 19.09.2019).

2 Клинические рекомендации: Первичные опухоли центральной нервной системы / Ассоциация нейрохирургов России. – Москва: Минздрав России, 2018. – 56 С.

3 И.П. Гурова. Система спектральной оптической когерентной томографии ближнего инфракрасного диапазона с перестраиваемой длиной волны и линейным полем освещения / И.П. Гурова, Н.Б. Маргарянца, А.Ю. Пименова // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2016. Т. 16, № 1.

4 В. А. Серебряков. Взаимодействие лазерного ИК-излучения с биологическими тканями. Лазернаядиагностиказаболеваний // Изв. ВУЗов. Приборостроение. 2010. Т. 53, № 4.

5 Norihiro Honda, Katsunori Ishii, YoshinagaKajimoto, Toshihiko Kuroiwa, KunioAwazu, Determination of optical properties of human brain tumor tissues from 350 to 1000 nm to investigate the cause of false negatives in fluorescence-guided resection with 5-aminolevulinic acid // J. Biomed. Opt. 23(7), 2018.

6 Jacques S.L. Optical properties of biological tissues: a review // Phys. Med. Biol. 2013. V. 58. N 11. P. 37.

7 Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т.1 / Пер. с англ. под ред. В.В. Тучина. – М.: ФИЗМАЛИТ, 2007. – 560 с. – ISBN 978-5-9221-0769-3.

8 RolfB. Saageretal. Low-cost tissue simulating phantoms with adjustable wavelength-dependent scattering properties in the visible and infrared ranges // J Biomed Opt. 2016. N 21(6).

9 Сайткомпании ISS, Inc. Tissue oximeter" OxiplexTS". [Электронныйресурс] Режимдоступа: http://www.iss.com/biomedical/instruments/oxiplexTS.html.

PHYSICAL MODELING OF THE INFRARED VISUALIZATION PROCESS OF OPTICAL HETEROGENEITIES OF THE SOFT BIOLOGICAL TISSUES STRUCTURE

[1]Yushina S.A., [2]Butusov A.M., [3]Ivanova Y.V., [4]Kolpakov A.V.
Bauman Moscow State Technical University named after N.E. Bauman, Moscow,
[1]yushina.svetlanka@mail.ru [2]butus98@yandex.ru [3]nazarova.y@mail.ru [4]kolpakovalexx@yandex.ru

Keywords: optical phantom, infrared visualization technique, contrast, optical heterogeneities

Annotation. The article is devoted to the investigation of the near-infrared radiation applicability for developing a technique for optical inhomogeneities visualization in the structure of the soft biological tissues. Based on knowledge of the optical characteristics of brain tissue, a phantom containing local optical inhomogeneities imitated by absorbing rods was manufactured. The dependence of the contrast ratio of the images from the wavelength for a pair of absorbing rods with a diameter of 1 mm located in the phantom at a depth of 3 mm was experimentally studied using the manufactured phantom. An infrared video camera was used to detect the radiation passing through the phantom. The highest value of the contrast coefficient was detected at the wavelength of 810 nm for backscaterred radiation and 904 nm for transillumination mode.

———————— ♦ ————————

ЕМКОСТНЫЕ ДАТЧИКИ С ФУНКЦИЕЙ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА КОЖНО-ЭЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТА

[1]Моренец А.И., [1]Павленко Б.Н., [1]Лежнина И.А., [1,2]Торгаев С.Н.
[1]Национальный исследовательский Томский политехнический университет, г. Томск,
[2]Томский государственный университет, г. Томск, torgaev@tpu.ru

Ключевые слова: ЭКГ-сигнал, математическая модель, емкостные сенсорные блоки, алгоритм компенсации

Аннотация. В данной статье представлены результаты экспериментальных исследований влияния контакта кожа-электрод на качество ЭКГ-сигнала. Также представлена математическая модель контакта кожа-электрод, описание основных емкостных сенсорных блоков и их конструкция. Предложен алгоритм компенсации нарушения путем коррекции коэффициента усиления сигнала в зависимости от состояния контакта кожа-электрод для каждого из датчиков.

На сегодняшний день наблюдается быстрое развитие персонализированной медицины. Многие направления персонализированной медицины позволяют дополнить клинические методы диагностики заболеваний [1-4]. Также она дает возможность пациентам осуществлять самодиагностику и упрощает доступ к некоторым медицинским услугам. Одним из направлений персонализированной медицины является Теле-ЭКГ или удаленный мониторинг сердечно-сосудистых заболеваний [5-8]. Потребность в персонализированной медицине и аппаратуры для нее обусловлена лидирующими позициями сердечно-сосудистых заболеваний в мировой статистике смертности [9].

Стандартные медицинские электроды требуют специальной подготовки для проведения диагностики, что не всегда удобно в случае персонализированного использования. Перспективность так называемых емкостных датчиков обусловлена простотой их использования. Они не требуют ни проводящего геля, ни других веществ, улучшающих контакт электрода с кожей. Важным преимуществом емкостных датчиков является возможность регистрации биосигналов при наличии внешних факторов, таких как обильный волосяной покров на коже, пот, некоторые виды тканей и т.д.

Регистрация ЭКГ-сигнала датчиком осуществляется через емкость, образованную между электродом датчика и телом пациента. Качество регистрации ЭКГ-сигналов определяется многими факторами: конструктивными параметрами электрода (диэлектрическая проницаемость материала, толщина нанесения диэлектрика, площадь электрода, качество экранирования и т.д.), параметрами электрической схемы регистрации, качеством контакта с телом пациента. При использовании емкостных датчиков в приборах персонализированной медицины вне медучреждений, возможны ситуации, когда происходит нарушение кожно-электродного контакта (рисунок 1).

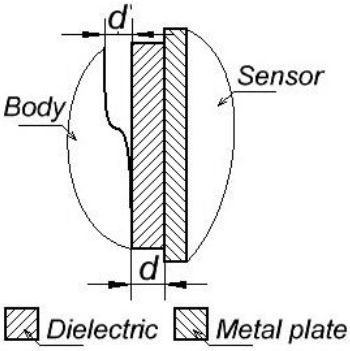
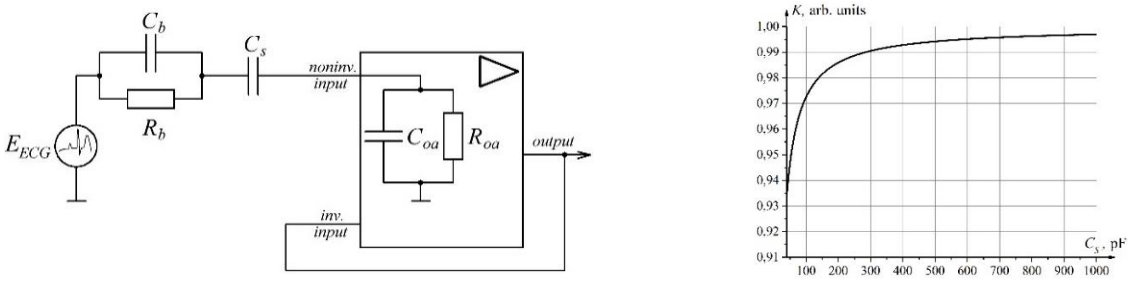


Рисунок 1 – Изображение процесса регистрации ЭКГ-сигнала с нарушением контакта

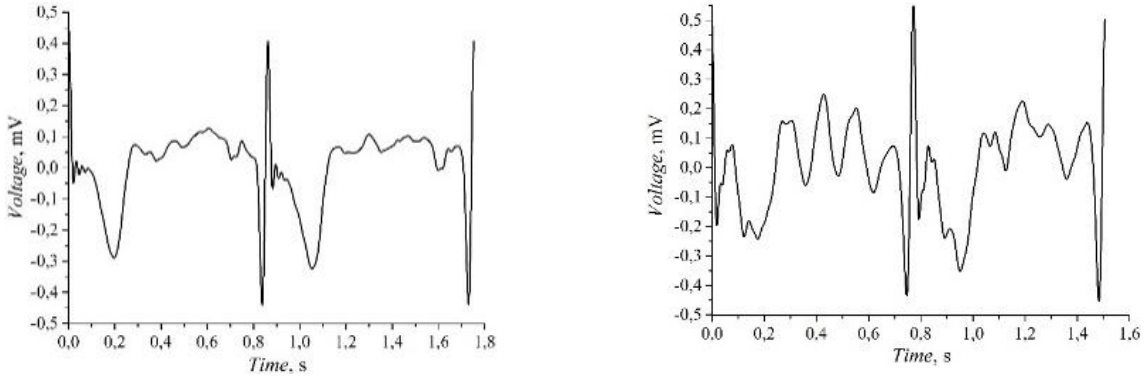
Для исследования влияния электрической схемы регистрации на качество получаемых сигналов ЭКГ в данной работе разработана математическая модель, которая включает в себя схему замещения кожно-электродного контакта (рисунок 2). Модель показывает влияние импеданса кожно-электродного контакта, емкости контакта и входного импеданса схемы на передачу электрического сигнала от тела пациента.



а б

Рисунок 2 – Модель кожно-электродного контакта, электрода и схемы передачи сигнала (а): R_b, C_b – схема замещения биологической ткани; C_s – емкость датчика; R_{oa}, C_{oa} – параметры входного импеданса операционного усилителя и зависимость коэффициента передачи от емкости контакта (б)

Из представленной на рисунке 2б зависимости следует, что при снижении емкости контакта происходит резкое уменьшение коэффициента передачи схемы. Хотя в абсолютных значениях уменьшение коэффициента передачи небольшое (не более 6%), результаты показывают, что это приводит к значительному искажению регистрируемого сигнала.

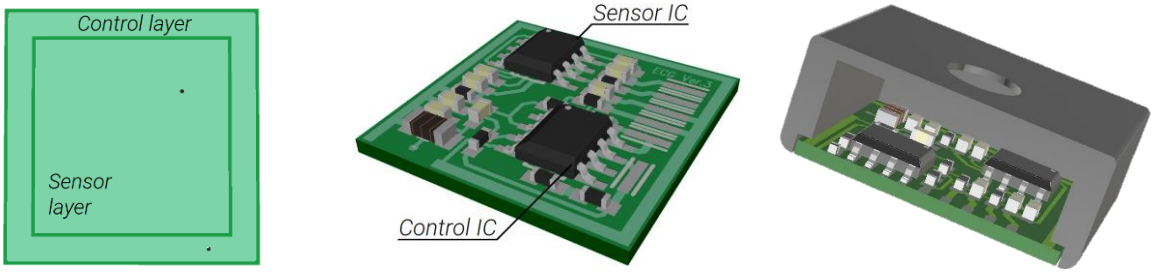


а *б*

Рисунок 3 – Результаты регистрации ЭКГ-сигнала с различной степенью перекрытия площади электрода: а – перекрытие 0%; б – перекрытие 25%; в – перекрытие 50%; г – перекрытие 75%

Экспериментальные результаты наглядно показывают необходимость разработки не только емкостных датчиков с возможностью контроля качества кожно-электродного контакта, но и алгоритмов компенсации нарушения контакта в приборах теле-ЭКГ.

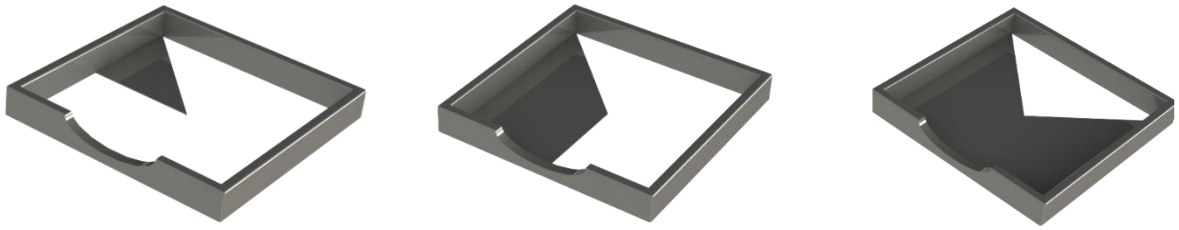
Для мониторинга качества кожно-электродного контакта в электрод датчика был добавлен дополнительный слой, а в электрической схеме был добавлен блок преобразования емкость-частота. На рисунке 4 представлены модели конструкции датчика.



а *б* *в*

Рисунок 4 – Конструкция емкостного датчика с возможностью мониторинга качества кожно-электродного контакта: a – нижний слой электрода; b – верхний слой электрода; c – 3D модель датчика

Для более точного моделирования различных ситуаций нарушения контакта были спроектированы и изготовлены пластины (рисунок 5), перекрывающие от 12.5% до 100% поверхности электрода (с шагом 12.5%).



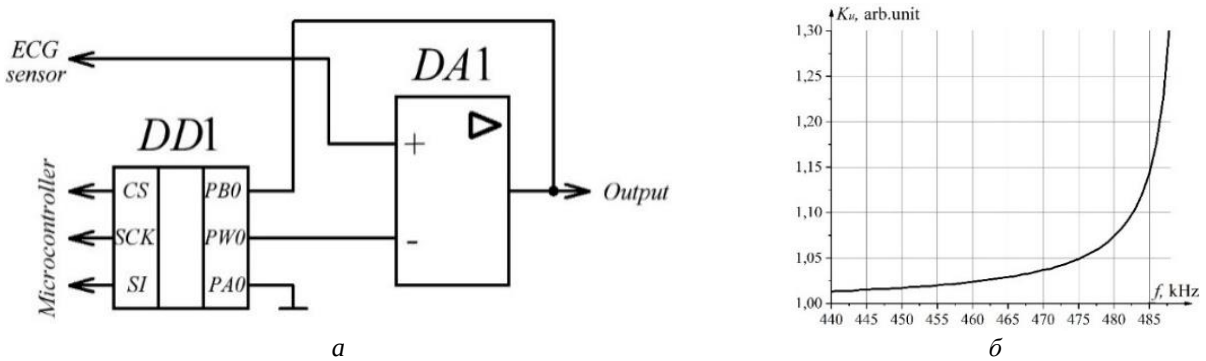
а *б* в

Рисунок 5 – 3D-модели перекрытий: а – 12.5%; б – 37.5%; в – 75%

Поскольку при уменьшении емкости кожно-электродного контакта происходит уменьшение коэффициента передачи, компенсация может производиться двумя способами: коррекцией спектра сигнала при постобработке и коррекцией коэффициента передачи сигнала.

Коррекция спектра сигнала при постобработке имеет ряд недостатков. Во-первых, спектральная характеристика ЭКГ-сигнала с патологией будет отличаться от спектральной характеристики ЭКГ-сигнала без помех, в связи с чем вероятна потеря диагностически значимых параметров сигнала. Во-вторых, в данном случае необходимо записывать ЭКГ-сигнал отдельно для каждого пациента, с которым будет производиться сравнение и вычисление коэффициента корреляции.

В связи с этим наиболее предпочтительным является метод коррекции коэффициента передачи схемы. Данный метод можно реализовать с применением уже использующихся аппаратно-программных средств, а именно, используя встроенный в прибор «ЭКГ-Экспресс» [10] микроконтроллер STM32F407VGT6. Коррекцию коэффициента передачи можно осуществлять любым способом. В нашем случае использовались микросхемы цифровых потенциометров и схема усилителя (рисунок 6). Подобный выбор был обусловлен достаточно простой интеграцией данного решения в «ЭКГ-Экспресс».



а *б*

Рисунок 6 – Схема коррекции коэффициента передачи емкостного датчика (а) и зависимость корректирующего коэффициента усиления от частоты генератора (б)

На рисунке 7 показаны результаты регистрации ЭКГ сигналов при различных степенях нарушения кожно-электродного контакта и при условии отсутствия нарушений. Регистрация ЭКГ осуществлялась в одном отведении при перекрытии одного из емкостных датчиков. Коэффициент корреляции, как критерий качества компенсации, вычислялся между двумя сигналами до и после компенсации: сигналом без помех и сигналом с нарушением кожно-электродного контакта.

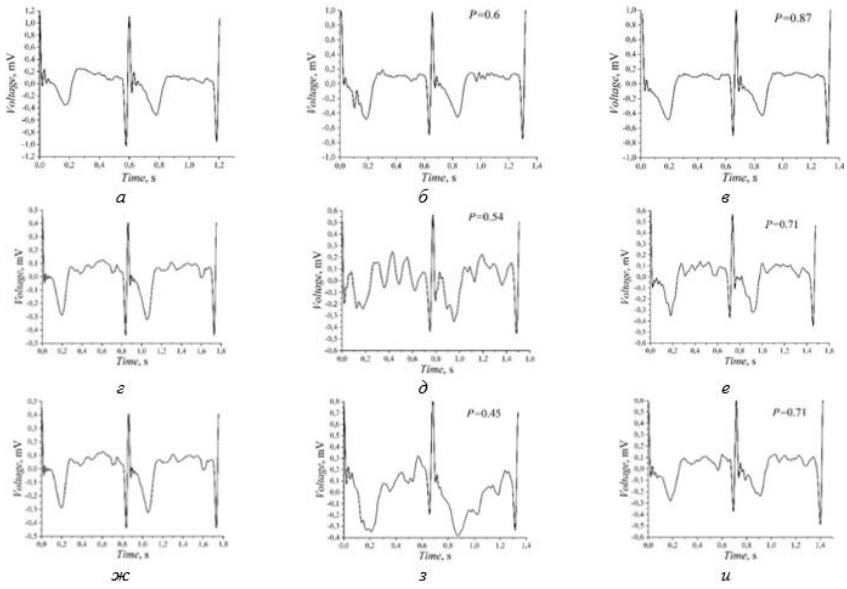


Рисунок 7 – Результаты регистрации ЭКГ-сигналов пациентов №2 (а-в) и №6 (г-и):
а – без перекрытия; б – перекрытие 12.5% до компенсации; в – перекрытие 12.5% после компенсации; г – без перекрытия; д – перекрытие 50% до компенсации; е – перекрытие 50% после компенсации; ж – без перекрытия; з – перекрытие 87.5% до компенсации; и – перекрытие 87.5% после компенсации
Р – коэффициент корреляции

Как правило, при использовании подобных «ЭКГ-Экспресс» компактных приборов в домашних условиях всегда будут наблюдаться нарушения качества кожно-электродных контактов. Однако, при правильном использовании прибора данные нарушения будут невелики. В связи с этим, в первую очередь представляет интерес детальнее исследовать процесс компенсации именно для малых перекрытий - 12.5% и 25%.

В ходе проведения модельных и экспериментальных исследований было показано, что нарушение кожно-электродного контакта приводит к значительному ухудшению качества сигнала и, следовательно, к потере диагностически значимых данных. Как видно из полученных графиков, используемые емкостные датчики и метод компенсации позволяют значительно повысить качество регистрации ЭКГ-сигналов при наличии нарушений кожно-электродного контакта. Используя разработанный алгоритм появляется возможность проводить непрерывную коррекцию коэффициентов усиления схем регистрации, тем самым осуществляется эффективная компенсаций нарушений контакта. Эффективность такого подхода проверена экспериментально при регистрации сигналов ЭКГ у реальных пациентов, в том числе, при различной степени нарушения контакта.

Использование представленных в работе программно-аппаратных и конструктивных решений позволит значительно повысить качество проведения удаленной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. В частности, при интеграции их в устройства персонализированной медицины

Библиографический список

1. Abby Swanson Kazley, Amy C. McLeod, Karen A. Wager Telemedicine in an International Context: Definition, Use, and Future // Health Information Technology in the International Context. – 2012. – Vol. 12. – pp. 143-169. DOI: 10.1108/S1474-8231(2012)0000012011

2. Kituyi G. Mayoka, Agnes S. Rwashana, Victor W. Mbarika, Stephen Isabalija A framework for designing sustainable telemedicine information systems in developing countries // Journal of Systems and Information Technology. – 2012. – Vol. 14. – №. 3. – pp. 200-219. DOI: 10.1108/13287261211255329

3. Paul Jurman, Ingy Shafei Investigating telemonitoring practice: a proposed work-applied methodology // Journal of Work-Applied Management. – 2016. – Vol. 8. – №. 1. – pp. 29-55. DOI: 10.1108/JWAM-03-2016-0004

4. Mamata Rath, Binod Pattanayak Technological improvement in modern health care applications using Internet of Things (IoT) and proposal of novel health care approach // International Journal of Human Rights in Healthcare. – 2019. – Vol. 12. – №. 2. – pp. 148-162. DOI: 10.1108/IJHRH-01-2018-0007

5. Ameet R. Mehta, Douglas S. Wakefield, Michael G. Kienzle, and Thomas D. Scholz Pediatric Tele-Echocardiography: Evaluation of Transmission Modalities // Telemedicine Journal and e-Health. – 2004. – Vol. 7. – №. 1. DOI: 10.1089/153056201300093831

6. Christian A. Otto, Ronald Shemenski, and Laura Drudi Real-Time Tele-echocardiography: Diagnosis and Management of a Pericardial Effusion Secondary to Pericarditis at an Antarctic Research Station // Telemedicine Journal and e-Health. – 2012. – Vol. 18. – №. 7. DOI: 10.1089/tmj.2011.0266

7. James A. Trippi, Kamthorn S. Lee, Greg Kopp, David Nelson and Richard Kovacs Emergency echocardiography telemedicine: An efficient method to provide 24-hour consultative echocardiography // Journal of the American College of Cardiology. – 1996. – Vol. 27. – №. 7. DOI: 10.1016/0735-1097(96)00042-3

8. M. Balasingam, J. Ebrahim, I.A. Ariffin Tele-echocardiography – Made for astronauts, now in hospitals // Indian Heart Journal – 2017. – Vol. 69. – №. 2. – pp. 252-254. DOI: 10.1016/j.ihj.2017.01.010

9. Mortality Statistics for Cardiovascular Disease in Russia and the World, World Health Organization; https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds) (accessed June 3, 2019)

10. Лежнина И.А., Уваров А.А., Оверчук К.В., Бояхчян А.А., Торгаев С.Н., Евтушенко Г.С. Портативный беспроводной кардиоанализатор индивидуального применения // Медицинская техника. – 2019. – № 6. – С. 14–17.

CAPACITIVE SENSORS WITH SKIN-ELECTRODE CONTACT QUALITY CONTROL FUNCTION

[1]Morenetz A.I., [1]Pavlenko B.N., [1]Lezhnina I.A., [1,2]Torgaev S.N.
[1]National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk
[2]National Research Tomsk State University, Tomsk, torgaev@tpu.ru

Keywords: ECG signal, mathematical model, capacitive sensor blocks, compensation algorithm.

Annotation. This article presents the results of experimental studies of the effect of skin-electrode contact on the quality of the ECG signal. A mathematical model of the skin-electrode contact is also presented, as well as a description of the main capacitive sensor blocks and their design. An algorithm for compensation of the violation by correcting the signal gain depending on the state of the skin-electrode contact for each of the sensors is proposed.

———————— ♦ ————————

СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ОСТРЫХ ЛЕЙКОЗОВ

[1]Денисюк С.С., [2]Тупицын Н.Н., [1]Поляков Е.В., [1]Простаков С.Н.
[1]Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», г. Москва, kaf46@mail.ru,
[2]Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н. Н. Блохина, г. Москва

Ключевые слова: острый лейкоз, система поддержки принятия решений

Аннотация. В статье рассмотрена система поддержки принятия решений при диагностике острых лейкозов и минимальной остаточной болезни. Предложенное решение направлено на поддержку принятия решений врачом в процессе проведения морфологических исследований препаратов крови и костного мозга. Разработанная программная система поддерживает два режима работы. Первый - обучение системы, второй режим – диагностический. Разработанная система включает базу знаний и модуль формирования выборки стандартных образцов на основе экспертных оценок. Система может также использоваться как наглядный атлас-справочник клеток крови и костного мозга для обучения врачей.

Введение. Острый лейкоз - гемопоэтическая опухоль, при которой кроветворные клетки теряют способность к дифференцировке и созреванию. Неопластический пул представлен бластами - незрелыми клетками костного мозга. Бласты инфильтрируют костный мозг, вытесняя постепенно нормальные гемопоэтические клетки, что приводит к резкому угнетению кроветворения. Для многих типов лейкозов характерна также бластная инфильтрация внутренних органов. Современные методы лечения при ранней диагностике в большинстве случаев приводят к успешным результатам. Но в ряде случаев бывают рецидивы. Поэтому, безусловно, важной является диагностика минимальной остаточной болезни.

В основу классификации острых лейкозов положены внешний вид, цитохимические, генетические и иммунофенотипические особенности бластных клеток. Всемирная организация здравоохранения классифицирует острые лейкозы на несколько групп: острые миелоидные лейкозы и родственные им новообразования; Т-клеточные лимфобластные лейкозы, В-клеточные лимфобластные лейкозы, острые лейкозы неопределенного происхождения. Диагностика острых лейкозов базируется на четырех подходах: морфологическом, цитохимическом, иммунологическом, цитогенетическом [1-5].

Цитохимическое исследование проводят в препаратах различных органов и тканей, в том числе в препаратах крови и костного мозга. Такой подход основывается на использовании специфических химических реакций для определения наличия в клетке тех или иных веществ. Цитохимический подход относительно несложный, однако предполагает использование полуколичественной оценки результатов, следовательно, уступает в точности количественному анализу [6-10].

Иммунологический подход основан на взаимодействии антигенов и антител. Антиген представляет собой гликопротеин, находящийся на поверхности клетки. К антигену образованы антитела, специальные белки находящиеся в крови, которые могут специфически связаться с антигеном. По наличию и содержанию определенных антител в крови можно характеризовать принадлежность клеток крови к определенному типу. Данный подход предполагает долгий процесс диагностики, поскольку существует огромное разнообразие видов антител. Кроме того, он не позволяет разграничить некоторые отдельные типы лейкозов [4].

Цитогенетический подход состоит в получении хромосомных препаратов и их анализе. Исследование кариотипа клетки позволяет провести анализ структуры хромосом. При специальной окраске препарата каждая хромосома имеет свой индивидуальный рисунок, позволяющий численно определить изменение кариотипа. Цитогенетический анализ занимает долгое время, методика проведения анализа исключительно сложна, кроме того, ее трудно стандартизировать, поскольку чувствительность клеток к окрашивающим веществам варьируется от одного больного к другому [9].

Морфологический подход предполагает изучение особенностей лейкемических клеток периферической крови и аспирата костного мозга [3, 8]. Для постановки диагноза необходимо классифицировать патологические клетки. Сложность классификации клеток заключается в вариабельности их морфологических характеристик. Традиционный способ классификации на основе морфологических признаков состоит в изучении биоматериалов под микроскопом. Визуальный анализ предполагает качественное и полуколичественное описание изображения. Такая диагностика трудоемка, длительна, и ее результаты сильно зависят от квалификации специалиста. Применение компьютерных технологий в данной области позволяет в значительной мере решить эти проблемы. Процедура описания позволяет получить характеристики выделенного ядра и по полученным данным провести классификацию (отнести объект к одному из классов) [11-21].

Методы, используемые на этапе описания можно разделить на следующие группы: морфологические, цветовые и текстурные. Следует отметить, что не существует стандартного набора характеристик, разные исследователи используют различные сочетания параметров [11].

Разрабатываемая система включает: механизм ввода данных, базу знаний, аналитическую подсистему (анализ качественных и количественных характеристик), механизм вывода данных. Принципом, на котором основана система, является аккумулирование знаний врачей-экспертов.

Описываемые в публикациях системы включают разное оборудование, тестируются на разном объеме экспериментального материала и в большинстве случаев эти характеристики не описаны в публикациях, что в свою очередь затрудняет воспроизведение результатов исследований. Одной из проблем является ограниченная база входных данных [12 -15].

Ряд разработчиков используют при проведении своих исследований изображения клеток крови из интернет-ресурсов:

AcuteLymphoblasticLeukemiaImageDatabaseforImageProcessing - ALL-IDB содержит около 400 микроскопических снимков крови при острых лимфобластных лейкозах (размер изображений 2592 x 1944, формат JPEG глубиной цвета 24 бит);

leukemia-images.com содержит около 40 микроскопических снимков (размер изображений 545 x 412, формат JPEG глубиной цвета 24 бит);

hematologyatlas.com содержит 88 микроскопических снимков, содержащих изображения клеток белой крови. (размер изображений 457x277, глубина 24 бит).

Основными недостатками приведенных ресурсов является малый объем информации и отсутствие структуризации типа «Пациент – Диагноз – Результаты лабораторной диагностики».

Цель работы: разработка системы поддержки принятия решений (далее Система) при диагностике острых лейкозов и минимальной остаточной болезни на основе базы знаний.

Концептуальная модель системы представлена на Рис.1. Пользователем системы является врач лабораторной диагностики.

Система поддерживает два режима работы. Первый - обучение Системы. Сначала врач-эксперт заполняет общую информацию, выбирает заболевание, затем на изображениях выбирается тип клетки, и описывается ее морфология. Вся информация записывается в базе знаний. Второй режим поддержки диагностирования: врач клинической лабораторной диагностики выбирает поиск изображений по интересующим критериям и сравнивает полученный результат с исследуемым препаратом.

Структура проекта.

Первый режим включает:

- Загрузку изображения;
- Изменение масштаба изображения;
- Описание общих характеристик (ФИО пациента, кто редактировал, название препарата, заболевание);
- Выделение клеток двумя методами: ручное и автоматическое;
- Расчёт морфологических признаков
- Описание характеристик каждой клетки.
- Внесение всех данных в базу знаний

Второй режим включает:

- Выбор параметров поиска;
- Получение диагностической информации из базы знаний;
- Статистику заболеваний в рамках запроса.

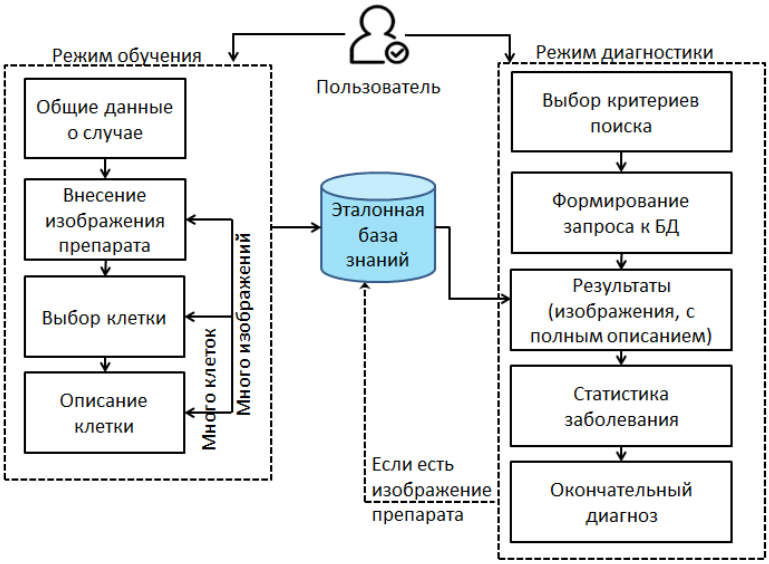


Рисунок 1 - Концептуальная модель Системы

Методика работы с системой поддержки принятия решений в режиме обучения:

1) Запуск программы, открытие окна «Внесение данных».
2) Заполнение общих данных о случае (ФИО пациента, дата, доп. информация и тд.).
3) Выбор заболевания пациента из списка.
4) Выбор изображения, нажатием на кнопку «Выбрать изображение».
5) Просмотр клеток, выделенных автоматически.
6) Если пользователя не устраивают выделенные клетки, выбрать ручной режим выделения контура и выделить клетку вручную.
7) Описание клетки предложенными характеристиками.
8) Внесение данных о клетке.
9) Если на изображении имеются еще клетки повторить пункты 5-9.
10) Если у пациента есть еще препараты, повторить пункты 4-9.

Методика работы с системой поддержки принятия решений в режиме диагностики:

1. Запуск программы.
2. Переход к разделу «Поиск по БД».
3. Есть ли у врача предположения о диагнозе?

3.1. Есть предположение о диагнозе.

3.1.1. Выбрать предполагаемый диагноз в поиске и просмотреть изображения с описанием характеристик при данном диагнозе.

3.1.2. Если предполагаемый диагноз подтвержден, это означает окончание работы с программой. В противном случае перейти к пункту 3.2.

3.2. Нет предположения о диагнозе.

3.2.1. Выбрать критерии поиска (описать препарат, имеющимися в поиске признаками). Алгоритм поиска реализован логикой «И», то есть участвуют все выбранные и заполненные пользователем данные, и программа ищет пересечение этих критериев по базе знаний.

3.2.2. Просмотр полученных изображений в результате поиска.

3.2.3. На основании данных, полученных при поиске, система выдает рекомендуемый диагноз (наиболее часто встречающихся среди выборки препаратов).

3.2.4. Есть ли похожие изображения в предложенной выборке, и соответствует ли предполагаемый диагноз действительности?

а) В случае отрицательного ответа вернуться к пункту 3.2.1

б) В случае положительного ответа диагноз установлен.

База знаний разработанной Системы включает: 18375 изображений клеток препаратов крови и костного мозга доноров, больных острым миелобластным и острым лимфобластным лейкозами. В данную базу знаний вошли:

- 1412 изображений клеток крови препаратов больных острым миелобластным лейкозом варианта $M5_Б$. - 939 монобласта, 423 промоноцита, 27 лимфоцитов, 12 сегментноядерных нейтрофилов, 6 миелоцитов, 3 эозинофила, 1 нормобласт и 1 промиелоцит;

- 6674 изображений клеток, из них 1001 - лимфоцитов крови доноров, 4866 - лимфобластов костного мозга, из них 2164 у больных с Т- лимфобластным острым лейкозом, 2702 клетки с В- лимфобластным острым лейкозом, 807 - лейкемические лимфоидные клетки костного мозга больных лимфомой;
- 10289 изображений больных острым лимфобластным лейкозом. 14 типов - Бласты (Лимфобласт), Промиелоцит (нейтрофильный), Миелоцит (нейтрофильный), Метамиелоцит, Палочкоядерный нейтрофил, Сегментноядерный нейтрофил, Эозинофил, Базофил, Моноцит, Лимфоцит, Плазматическая клетка, Нормобласт (сюда входят все клетки эритроидного ряда), Мегакариоцит.

Проведены успешные комплексные испытания системы поддержки принятия решений при диагностике острых лейкозов.

Заключение. Статья посвящена разработке системы поддержки принятия решения при диагностике острых лейкозов.

Разработанная система поддержки принятия решений, включает базу знаний и модуль для формирования эталонной (референсной) базы стандартных образцов, основана на экспертных знаниях. Система может использоваться как наглядный атлас-справочник клеток крови на практических и лекционных занятиях при обучении врачей распознаванию патологических клеток при диагностике острых лейкозов и минимально остаточной болезни.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ по проекту 18-29-09115.

Библиографический список

1. Гематология. Руководство для врачей / Под редакцией Н.Н. Мамаева. Санкт-Петербург, 2019. Сер. Руководство для врачей (3-е издание, дополненное и исправленное). 639с.
2. Румянцев А. Г. и др. Федеральные клинические рекомендации по диагностике и лечению острого лимфобластного лейкоза у детей и подростков. Москва: НОДГО, 2015. С. 71.
3. Френкель М.А. Лабораторная диагностика острых лейкозов Клиническая онкогематология под редакцией проф. М.А.Волковой Москва “Медицина” 2007 г. ст. 306-319
4. Тупицын Н.Н. Иммунодиагностика острых лейкозов и неходжкинских лимфом. Клиническая онкогематология под редакцией проф. М.А.Волковой Москва “Медицина” 2007г ст. 338-370
5. Lewis S. M. et al. practical haematology. Elsevier Health Sciences, 2012. P. 600.
6. Алгоритм лабораторной диагностики острого лейкоза: Рукводство для врачей / И.И. Матвеева, В.Н. Блиндарь. — М.: ООО «Издательство «Медицинское информационное агентство», 2013. — 56 с.: ил.
7. Френкель М,А. Лабораторная диагностика острых лейкозов Клиническая онкогематология под редакцией проф. М.А.Волковой Москва “Медицина” 2007 г. ст. 306-319
8. Тупицын Н.Н. Иммунодиагностика острых лейкозов и неходжкинских лимфом. Клиническая онкогематология под редакцией проф. М.А.Волковой Москва “Медицина” 2007 г. ст. 338-370
9. Козинец Г. И. и др. Гематология. Атлас-справочник. М.: Практическая медицина, 2014. С. 192. ил.
10. Френкель М. А. Исследование костного мозга в онкологии // Иммунология гемопоэза. 2014. № 1-2. С. 18-41.
11. Поляков Е. В. Состояние и перспективы развития систем автоматизации световой микроскопии при диагностике острых лейкозов. // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. — 2018. — Т. 17, № 2. — С.407–420.
12. Nikitaev V.G. Medical and biological measurements: experimental high-technology information-measuring complexes of cancer diagnosis: problems and key points of the construction methodology Measurement Techniques. 2015. Т. 58. № 2. С. 214-218.
13. Nikitaev V. G. et al. Design of medical database for medical decision support system in laboratory diagnosis of acute leukaemia //Journal of Physics: Conference Series. – IOP Publishing, 2019. – Т. 1189. – №. 1. – С.
14. Nikitaev V.G. Modern measurement principles in intellectual systems for a histological diagnosis of oncological illnesses. Measurement Techniques. 2015. Т. 58. № 4. С. 68-70.
15. Nikitaev V.G. Expert systems in information measuring complexes of oncological diagnoses. Measurement Techniques. 2015. Т. 58. № 6. С. 719-723.
16. Amin M. M. Recognition of acute lymphoblastic leukemia cells in microscopic images using k-means clustering and support vector machine classifier. Journal of Medical Signals and Sensors. 2015 Jan-Mar; 5(1):49-58.
17. Krishna Gopal Dhal et al. Acute lymphoblastic leukemia image segmentation driven by stochastic fractal search // Multimedia Tools and Applications. — 2020. — P. 1–29.
18. Mohapatra S. et al. Lymphocyte image segmentation using functional link neural architecture for acute leukemia detection // Biomedical Engineering Letters. — 2012. — Vol. 2, no. 2. — P. 100–110.
19. Nikitaev V. G. et al. The method of selection of leukocytes in images of preparations of peripheral blood and bone marrow // Journal of Physics: Conference Series. – 2017. v.798. №1. P.012127.
20. Nikitaev V. G. et al. Method of automating of the separation of blasts and lymphocytes in the diagnosis of acute myeloid leukemia // Journal of Physics: Conference Series. - 2017. v.798. №1. P.012129.

21. Sonali Mishra et al. Gray level co-occurrence matrix and random forest based acute lymphoblastic leukemia detection. Biomedical Signal Processing and Control 33 (2017) 272–280

DECISION SUPPORT SYSTEM FOR THE DIAGNOSIS OF ACUTE LEUKEMIA

[1]Denisyuk S.S., [2]Tupitsyn N.N., [1]Polyakov E.V., [1]Prostakov S.N.
[1]National Research Nuclear University MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute), Moscow,
[2]N.N. Blokhin National medical research center of cancer, Moscow

Keywords: acute leukemia, decision support system

Annotation. The article considers the decision support system for the diagnosis of acute leukemia. The proposed solution is aimed at supporting decision-making by a doctor in the course of morphological research of blood smear and bone marrow. The developed software system supports two operating modes. The first is the training system, the second is diagnostic. The developed system includes a knowledge base and a module for forming a sample of standard samples based on expert assessments. The system can also be used as a visual reference Atlas of blood and bone marrow cells for training doctors.

———————— ♦ ————————

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ВИЗУАЛИЗАЦИИ КРОВЕНОСНОГО СОСУДИСТОГО РУСЛА НА ПОВЕРХНОСТИ КОЖИ

[1]Тураев Ф.Х., [2]Колпаков А.В.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)», г. Москва
[1]turaevfkh97@gmail.com, [2]kolpakovalexx@yandex.ru

Ключевые слова: кровеносная сосудистая русла, визуализация, ближний инфракрасный диапазон, контраст

Аннотация. В статье представлены результаты исследования метода визуализации кровеносного сосудистого русла на поверхности кожи. Для выбора оптимальной длины волны излучения было проведено моделирование кровеносного сосуда методом Монте-Карло. Для подтверждения результатов моделирования было проведено экспериментальное исследование.

При выполнении внутривенных инъекций достаточно часто возникают проблемы, связанные со сложностью обнаружения периферических вен вследствие множества причин, которое ведет к достаточно серьезным осложнениям. Так, в ряде источников сообщается о неудачной первой попытке внутривенного доступа у взрослых от 12 до 26 % случаев, у детей от 24 до 54% случаев [1].

Они обычно обусловлены следующими причинами:

– индивидуальными анатомическими особенностями,
– некоторыми соматическими заболеваниями,
– большой толщиной подкожной жировой клетчатки,
– "спадением" вен вследствие снижения венозного давления при экстремальных состояниях,
– рубцовыми изменениями кожи,
– низким уровнем владения техникой манипуляций [2], [3].

Особенно важной проблемой является сложность венозного доступа при экстремальных и терминальных состояниях, в том числе в условиях военного времени. Невозможность быстрого его получения не позволяет своевременно начать оказание необходимой помощи, что может привести к фатальным последствиям. [4]

Визуализация кровеносного сосудистого русла (далее - КСР) на поверхности кожи, снижает риск неудачной инъекции. Для визуализации КСР возможно применение следующих технологий:

– визуализация ультразвуком, что требует дорогостоящего оборудования и хорошо обученного персонала;
– визуализация в видимом диапазоне длин волн, что требует помещения испытуемого в темную комнату,
– визуализация в ближнем инфракрасном (далее - БИК) диапазоне длин волн.

Для визуализации КСР на поверхности кожи в БИК диапазоне необходимо выбрать оптимальную длину волны излучения, на которой контраст изображения КСР будет максимальным. Для выбора оптимальной длины волны излучения было проведено моделирование распространение фотона в сложной ткани методом Монте-Карло [5]. Моделирование КСР методом Монте-Карло было сделано в программном обеспечении mcxyz, написанном на языке «C» [6]. Для моделирования использовалась также программа MATLAB, в которой генерирует входные данные для mcxyz.c. Модель состоит из несколько слоев. Первый слой- воздух, второй-эпидермис, третий-дермис и сосуд размешенный в нем (рисунок 1). Моделирование было проведено для разных диаметров и глубины нахождения сосуда в серии длин волн излучения.

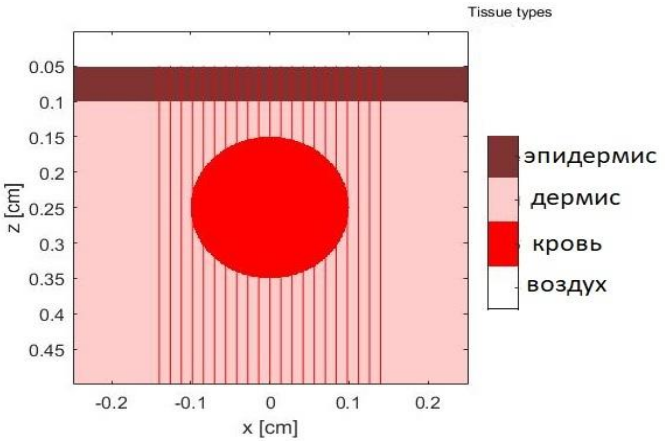


Рисунок 1- Модель, учитывающая расположение КСР в подкожных тканях. Сосуд размещается в центре луча

В результате моделирования была получена зависимость контраста изображения КСР от глубины нахождения КСР, размера КСР и от длины волны излучения. Результат моделирования приведен на рисунке 2.

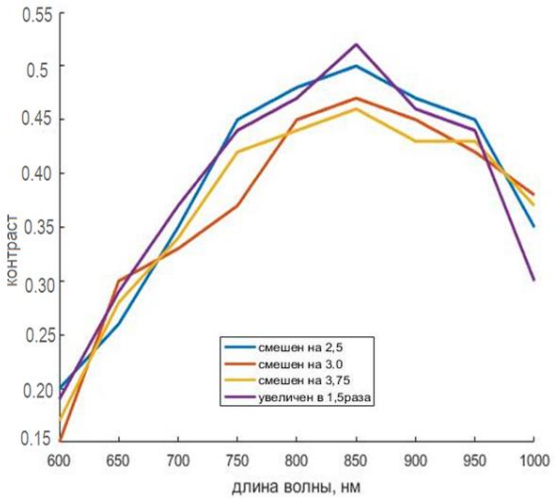


Рисунок 2 – зависимость контраста изображения кровеносного русла от длины волны излучения.

В целях подтверждения результатов моделирования, определяющий зависимость контраста изображения КСР от длины волны излучения было проведено исследование зависимости контраста изображения КСР от длины волны излучения на стенде с излучателем и приемником находившиеся с одной стороны объекта регистрирующий обратно-рассеивающие излучения (Рисунок 3).

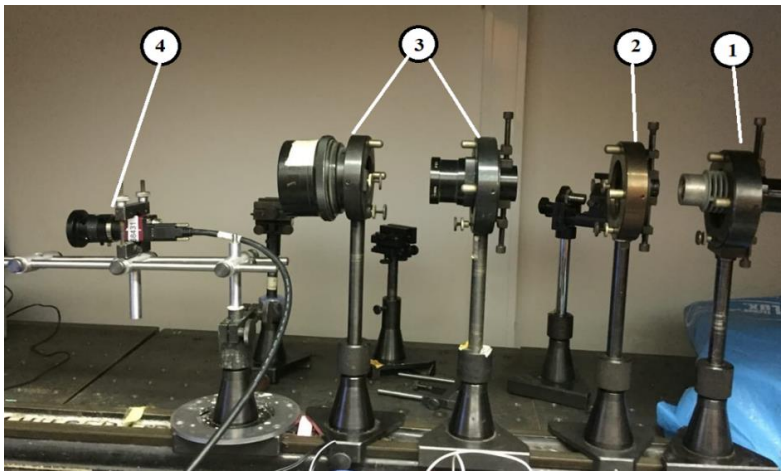


Рисунок 3 - Стенд для исследования зависимости контраста изображения КСР от длины волны излучения: 1) осветитель, 2) светофильтр, 3) система линз для создания коллимированного пучка света, 4) чувствительная видеокамера в БИК диапазоне.

В ходе эксперимента были зарегистрированы 56 изображений кисти руки на длинах волн 600, 620, 680, 730, 750, 800, 810 нм по 8 изображений на каждой из длин волн (Рисунок 4).

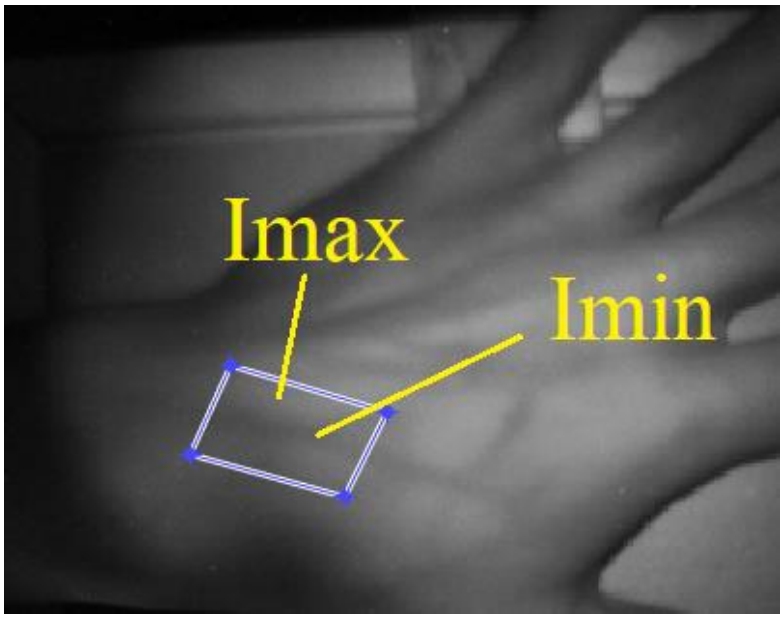


Рисунок 4 – изображение кисти руки на длине волны 800нм: где I_{max} и I_{min} - максимальное и минимальное значения интенсивностей пикселей в области кровеносного сосуда.

Значение коэффициента контраста КСР определялось по формуле [7]:

$$C_a = \frac{\langle I_{max}\rangle - \langle I_{min}\rangle}{\langle I_{max}\rangle + \langle I_{min}\rangle} \quad (1)$$

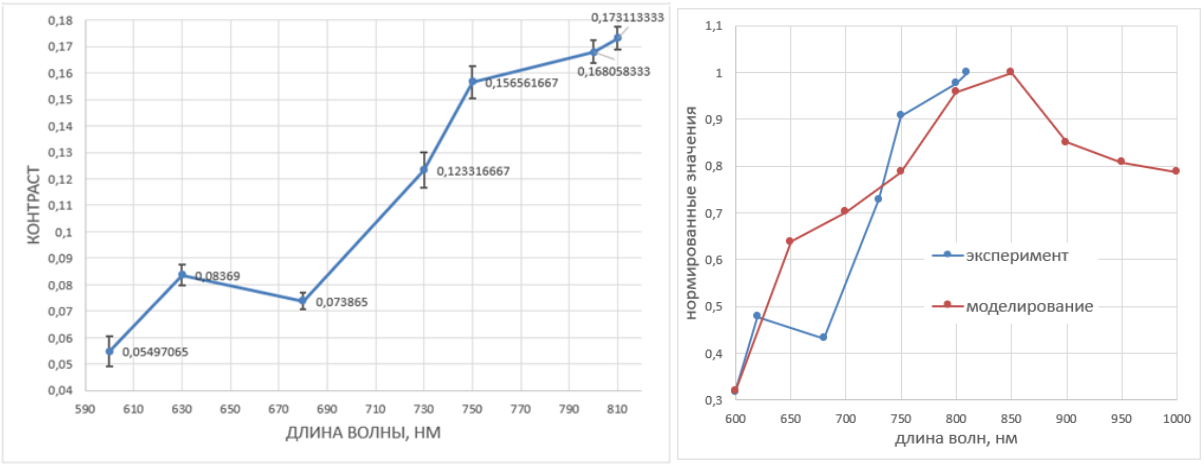
где $\langle I_{max}\rangle$ и $\langle I_{min}\rangle$ - максимальное и минимальное средневыборочное значения интенсивностей пикселей в области КСР.

Полуширина доверительного интервала указанной величины вычислялась $t_a^n S_{C_a}$

где S_{C_a} - СКО среднего значения локального контраста, t_a^n - значение коэффициента Стьюдента.

Для объема выборки равной 8 и уровня значимости 0,05 коэффициент Стьюдента составляет 2,306.

Таким образом, было оценено по выборке значение локального контраста *Ca* КСР относительно окружающих мягких тканей с учетом 95 %-ого доверительного интервала (Рисунок 5а). В результате сравнения нормированных значений результатов моделирования и эксперимента, установлено, что при увеличении длины волны излучения до 850 нм в обоих случаях увеличивается контраст изображения КСР, т. е. результат эксперимента подтверждает результат моделирования (Рисунок 5б). Результаты моделирования и эксперимента показывают, что наибольший контраст изображения КСР будет в диапазоне длин волн от 800 до 850нм.



а) б)

Рисунок 5 – зависимость контраста изображения кровеносного русла от длины волны излучения.

В результате исследований было определено, что для визуализации КСР на поверхности руки необходимо выбрать длину волны излучателя в диапазоне от 800 до 850 нм.

Библиографический список

1. Palefski S. S., Stoddard G. J. The infusion nurse and patient complication rates of peripheralshort catheters: a prospective evaluation //Journal of Infusion Nursing. – 2001. – Т. 24. – №. 2. – p. 113-123.
2. Доронина В. Н. Осложнения при инъекционном введении лекарственных средств //Бюллетень медицинских Интернет-конференций. - «Наука и инновации», 2015. –Т.5. -№6
3. Реут Е.Р., Баранов С. О. Разработка прибора визуализации периферических вен //Актуальные проблемы науки и техники глазами молодых ученых. -2016.-С. 908-912
4. Шишкин А. В., Кирьянов Н. А., Карбань О.В., Никандров Р. А., Гараев А.Р. Разработка устройства для обнаружения кровеносных сосудов //Электронный научно-образовательный вестник «здоровье и образование XXI веке». – 2017 – С. 33-34.
5. Пушкарева А.Е., Методы математического моделирования в оптике биоткани// СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с
6. Jacques S. L., Li T. Monte Carlo simulations of light transport in 3D heterogenous tissues (mcxyz.c); 2013 [электронный ресурс], http://omlc.org/software/mc/mcxyz/index.html (дата обращения: 26.04.2020).
7. Колпаков А.В., Таранов А.А., Спиридонов И.Н. Инфракрасная диафаноскопия тканей ротовой полости // Сб. трудов X Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ 2012». Владимир, 2012. Книга 1. С.136-137.

THE RESEARCH OF THE BLOOD VASCULAR BED ON THE SKIN SURFACEVIZUALIZATIOM METHOD

Turaev F.KH., Kolpakov A.V.
Bauman Moscow State Technical University named after N.E. Bauman, Moscow,
turaevfkh97@gmail.com, kolpakovalexxl@yandex.ru

Keywords: blood vascular bed, visualization, near infrared band, contrast

Annotation. The article presents the research of the method of visualization of the blood vascular bed on the skin surface. To select the optimal radiation wavelength, a Monte Carlo simulation of a blood vessel was performed. An experimental study was conducted to confirm the simulation results.

———————— ♦ ————————

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КАРТА СПЕЦИАЛИСТОВ В СФЕРЕ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ И ТЕХНОЛОГИЙ

Долгов Г.Ф., Фролова Т.Н.
Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н. Г. Столетовых, г. Владимир,
dolgov@vlsu.ru

Ключевые слова: функциональная карта, биотехнические системы и технологии, профессиональные стандарты

Аннотация. В статье рассматриваются уровни подготовки специалистов в области биомедицинской инженерии. Профессиональные стандарты, характеризующие работу выпускников (техников, бакалавров и магистров), приведены с учетом запросов работодателей региона. Показана взаимосвязь между уровнем подготовки специалистов и выполняемыми ими рабочими функциями. Стандарты определяют профессиональные компетенции, освоение которых необходимо для выполнения выпускниками различных уровней подготовки трудовых функций.

Медицинское приборостроение является частью общего приборостроения, развивающегося совместно со смежными областями техники. В то же время исследования биологического объекта характеризуются рядом специфических особенностей в связи с тем, что в качестве объекта изучения выступает живой организм. Современная медицина широко использует биотехнические системы, реализующие различные инновационные технологии диагностики и лечения.

Важной задачей системы образования является подготовка кадров медико-технического профиля. Федеральный закон «Об образовании в Российской Федерации» устанавливает следующие уровни профессионального образования: среднее профессиональное образование; высшее образование – бакалавриат; высшее образование – специалитет, магистратура; высшее образование – подготовка кадров высшей квалификации.

Подготовка техников, бакалавров и магистров по направлению биотехнических систем и технологий регламентируется федеральными государственными образовательными стандартами (ФГОС). ФГОС предусматривают возможную вариативность в выборе профессиональных стандартов (ПС), регламентирующих трудовую деятельность выпускников с учетом запросов работодателей региона. Профессиональные стандарты [1-3], определяющие трудовую деятельность выпускников в сфере биотехнических систем и технологий Владимирской области, приведены на рисунке 1.

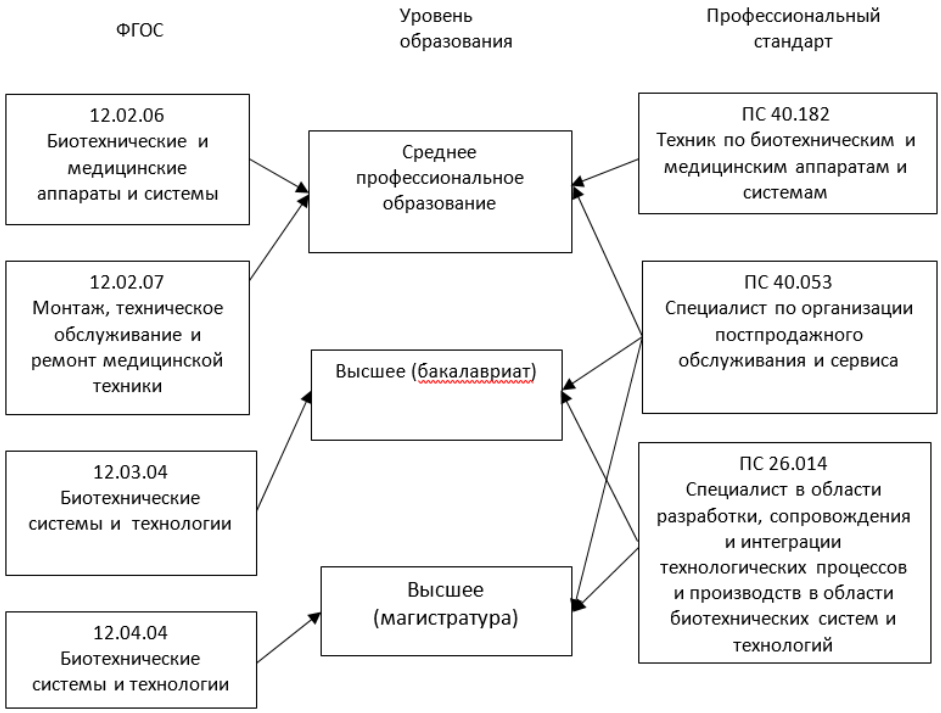


Рисунок 1 – Профессиональные стандарты в сфере биотехнических систем и технологий

Объектами профессиональной деятельности техника являются биотехнические и медицинские аппараты и системы; расходные материалы; комплектующие изделия; вспомогательные материалы; оборудование, приборы, инструменты, используемые при монтаже, техническом обслуживании и ремонте медицинской техники. Объекты профессиональной деятельности бакалавров и магистров – приборы, системы и комплексы медико-биологического и экологического назначения, методы и технологии выполнения медицинских, экологических и эргономических исследований, биотехнические системы обеспечения жизнедеятельности биологических объектов, системы автоматизированного проектирования и информационной поддержки биотехнических систем и технологий, системы проектирования, технологии производства и обслуживания биомедицинской техники.

Согласно ПС 26.014 специалисты с высшим образованием (бакалавры и магистры) должны обеспечивать высокую эффективности производства биотехнических систем с оптимальными технико-экономическими показателями. В соответствии с ПС 40.182 целью профессиональной деятельности техников является обеспечение подготовки производства, комплексное техническое обслуживание и ремонт биотехнических и медицинских аппаратов и систем. Профессиональный стандарт 40.053 определяет уровни решаемых задач техниками, бакалаврами и магистрами в соответствии с целью профессиональной деятельности: «Организация и управление процессами установки и монтажа, пусконаладочных работ, технического обслуживания, гарантийного и послегарантийного ремонта, модернизации, утилизации биотехнических и медицинских аппаратов и систем и сервисной поддержки ее потребителей».

Таблица 1 – Обобщенные трудовые функции специалистов в сфере биотехнических систем и технологий

Профессиональный стандарт	Обобщенные трудовые функции
ПС 40.182 ПС 40.053	*Техник* 1. Комплексное техническое обслуживание биотехнических и медицинских аппаратов и систем 2. Сопровождение проектирования, подготовка к производству и ремонт биотехнических и медицинских аппаратов и систем 3. Организация самостоятельной деятельности и осуществление управления процессами постпродажного обслуживания и сервиса в рамках структурного подразделения 4. Организация и координация совместной деятельности сотрудников по обеспечению постпродажного обслуживания и сервиса на уровне структурного подразделения (службы, отдела)

ПС 26.014 ПС 40.053	*Бакалавр* 1. Разработка и интеграция биотехнических систем и технологий, в том числе медицинского, экологического и биометрического назначения 2. Организация и координация совместной деятельности сотрудников по обеспечению постпродажного обслуживания и сервиса на уровне структурного подразделения (службы, отдела)
ПС 26.014 ПС 40.053	*Магистр* 1. Разработка и интеграция инновационных биотехнических систем и технологий, в том числе медицинского, экологического и биометрического назначения 2. Руководство подразделением обеспечения производства в области создания и интеграции биотехнических систем и технологий, в том числе медицинского, экологического и биометрического назначения 3. Организация и управление процессами постпродажного обслуживания и сервиса на уровне крупной промышленной организации

Указанные обобщенные трудовые функции с учетом региональных требований работодателей определяют необходимые для профессиональной деятельности знания и умения выпускников разного уровня подготовки, что накладывает определённые требования к перечню дисциплин соответствующих учебных планов

Библиографический список

1) 26.014 Профессиональный стандарт "Специалист в области разработки, сопровождения и интеграции технологических процессов и производств в области биотехнических систем и технологий", утвержденный приказом Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации от 28 декабря 2015 г. N 1157н (зарегистрирован Министерством юстиции Российской Федерации 28 января 2016 г., регистрационный № 40864) [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://theoryofculture.ru. – Загл. С экрана. – (Дата обращения: 21.01.2020).

2) 40.053 Профессиональный стандарт "Специалист по организации постпродажного обслуживания и сервиса", утвержденный приказом Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации от 31 октября 2014 г. N 864н (зарегистрирован Министерством юстиции Российской Федерации 24.11.2014 г., регистрационный № 34867) [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://theoryofculture.ru. – Загл. С экрана. – (Дата обращения: 21.01.2020).

3) 40.182 Профессиональный стандарт "Техник по биотехническим и медицинским аппаратам и системам", утвержденный приказом Минтруда России от 09.11.2017 N 776н (Зарегистрировано в Минюсте России 01.12.2017 регистрационный № 49087) [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://theoryofculture.ru. – Загл. С экрана. – (Дата обращения: 21.01.2020).

FUNCTIONAL MAP OF SPECIALISTS IN THE FIELD OF BIOTECHNICAL SYSTEMS AND TECHNOLOGIES

Dolgov G.F., Frolova T.N.
Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletov, Vladimir, dolgov@vlsu.ru

Key words: functional map, biotechnological systems and technologies, professional standards

Annotation. The article discusses the levels of training of specialists in the field of biomedical engineering. The professional standards characterizing the work of graduates (technicians, bachelors and masters) are given taking into account the requests of employers in the region. The relationship between the level of specialist training and the job functions performed by them is shown. Standards define professional competencies, the assimilation of which is necessary for graduates of various levels of training in labor functions to fulfill.

———————— ♦ ————————

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ПРОЯВЛЕНИЙ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА

Мошкова А.А., Самородов А.В.
Московский Государственный Технический Университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва,
nast.moshkova@student.bmstu.ru

Ключевые слова: Болезнь Паркинсона, гипокинезия, ригидность

Аннотация. Болезнь Паркинсона (БП) - медленно прогрессирующее хроническое неврологическое заболевание, относящееся к дегенеративным заболеваниям экстрапирамидной моторной системы. Одним из

важных симптомов БП является гипокинезия, которая включат в себя обеднение мимических движений и замедление движений с уменьшением их амплитуды. БП по распространенности занимает второе место после болезни Альцгеймера, поэтому создание системы автоматизированной оценки мимики и моторных реакций (ОМиМР) является актуальной задачей современной медицины. Модуль ОМиМР предназначен для оценки стадии болезни Паркинсона на основе автоматизированного анализа видеоданных изображений лица с помощью 2D камеры и кистей рук с помощью датчика LeapMotion. Тестовые задания на двигательную активность рук подобраны согласно системе оценки UPDRS III. Задания на оценку мимики нацелены на выявление усталости при частом повторении движений. Модуль выполняет оценку параметров мимики лица и моторных реакций рук пациента и выполняет определение стадии развития болезни Паркинсона, а также мониторинг заболевания.

Болезнь Паркинсона (БП) – хроническое прогрессирующее заболевание головного мозга, преимущественно связанное с дегенерацией дофаминергических нейронов черной субстанции с накоплением в них белка α-синуклеина и образованием особых внутриклеточных включений (телец Леви), которое проявляется сочетанием гипокинезии с ригидностью, тремором покоя и постуральной неустойчивостью, а также широким спектром немоторных проявлений (психических, вегетативных, сенсорных и др.) [1]. Снижение двигательной активности (гипокинезия) – главный и наиболее инвалидизирующий симптом БП, сочетается с одним или несколькими другими двигательными симптомами [2,3].

Гипокинезия включает в себя [2,3]:

- обеднение мимических движений (гипомимия);
- замедление движений, уменьшение их амплитуды;
- затруднения при выполнении мелких движений (например, застегивании пуговиц, завязывании шнурков);
- нарушения инициации движений;
- ослабление скорости и амплитуды содружественных движений рук при ходьбе (ахейрокинез);
- укорочение и снижение высоты шага (шаркающая семенящая походка).

На ранних стадиях БП осложняются преимущественно тонкие движения в конечностях. Для выявления легкой степени гипокинезии обычно просят больного побарабанить пальцами по столу, постучать стопой о пол, быстро сжимать и разжимать кулаки, пронировать и супинировать предплечья. Также большое значение имеет асимметрия движений и феномен истощаемости – замедление движения при его повторении с уменьшением амплитуды. На более поздних стадиях гипокинезия и мышечная ригидность приводят к появлению маскообразного лица с открытым ртом, сгорбленной осанке, шаркающей походке, снижению частоты моргания и др[4].

Диапазон распространённости БП в мире в различных возрастных группах варьирует от 7 до 257 случаев на 100 000 населения, показатели общей заболеваемости БП – от 8,4 до 19 случаев на 100 000 населения в год. Результаты эпидемиологических исследований БП в России также значительно отличаются в зависимости от региона: распространённость 19,8 - 139,9 на 100 000 населения, заболеваемость 1,6 - 16,3 на 100 000 населения в год. Необходимость исследования БП, связана, в том числе, со снижением качества жизни больных в связи с заболеванием. На качество жизни пациентов влияют моторные и немоторные симптомы. Однако, данные проведенных исследований не дают полного представления о том, какие факторы в большей степени снижают качество жизни (двигательные или не двигательные проявления болезни), различно ли их влияние на разных стадиях заболевания, какие из моторных симптомов в большей степени снижают качество жизни пациентов. Корректируя эти симптомы, вероятно, можно повысить качество жизни пациентов, но для этого необходимо чётко представлять структуру и роль каждого из симптомов. Рост числа больных БП, связанный с увеличением продолжительности жизни населения, тяжесть клинических проявлений, темпы и степень инвалидизации неизбежно вызовут увеличение нагрузки на систему здравоохранения [5].

В настоящее время оценка БП производится неврологом при визуальном осмотре пациента по MSD UPDRS [6]. Стадия заболевания определяется по шкале Хен-Яра, которая включает классификацию по пяти стадиям: от нулевой до четвертой стадии [7]. Однако, визуальная оценка не может дать точной количественной характеристики изменений в двигательной активности, а также оценить другие информативные параметры движения. Создание автоматизированной системы позволяет более точно оценить параметры двигательных проявлений и исключить влияние субъективной оценки специалиста на приятие решения. Также, актуальность автоматизации процесса оценки заболевания определяется необходимостью создания системы эпидемиологического мониторинга, комплекса мероприятий по улучшению ранней диагностики БП и качества оказания медицинской помощи данной категории пациентов.

В работе [8] по автоматизированному исследованию БП отмечается снижение двигательной активности рук у пациентов с БП в отличие от группы здоровых пацеинтов. Данные о движениях были получены при использовании 3D датчика LeapMotion. Авторы исследования [9] отмечают снижение мимической активности пациентов с БП при использовании автоматизированного метода оценки мимики по 2D изображению лица. Возможность использования бесконтактных средств регистрации и их наличие в широком доступе позволяет создать модуль автоматизированного исследования заболевания на основе анализа мимических и моторных реакций человека, т.е. модуль автоматизированной оценки мимики и моторных реакций (ОМиМР).

Модуль автоматизированного исследования заболевания по видеоизображению предназначен для оценки стадии развития и динамики лечения БП. Данный метод может быть реализован в домашних условиях и лечебно-профилактических учреждениях (ЛПУ). В лечебных учреждениях целесообразно применение модуля для объективизации результатов оценки изменений мимики и моторных реакции, как на стадии установления диагноза, так и в процессе лечения.

В условиях ЛПУ модуль предназначен для:

- формирования второго экспертного мнение при определении стадии болезни Паркинсона;
- мониторинга развития БП.

В домашних условиях при самостоятельном применении пациентом врач удаленно получает информацию о течении болезни, результатах медикаментозной терапии и, на основе чего, подбирает или корректирует схему лечения и реабилитации.

В процессе работы модуля выполняется регистрация мимики пациента с помощью 2D камеры и моторных реакций пальцев и кистей рук с помощью датчика LMC. Регистрация мимики и моторных реакций в ЛПУ и домашних условиях выполняется идентично. Перед применением модуля врач выполняет обучение пациента правилам и технике выполнения заданий на мимику лица и для оценки двигательной активности рук. Регистрация видеоданных выполняется последовательно: на первом этапе регистрируется мимическая активность лица, на втором двигательная активность рук.

Регистрация мимики включает в себя запись видеороликов, на которых пациент выполняет определенные задания, основанные на системе кодирования лицевых движений (СКЛиД) [10]. При регистрации пациент располагается напротив камеры, так чтобы лицо полностью попадало в кадр, с учетом возможных естественных перемещений пациента в процессе регистрации. Для записи видеоизображений используется видеокамера 2D. Пациент выполняет задания с максимальной для него скоростью и набольшей выразительностью. Задания на мимику выполняются пациентом с целью выявления усталости при частых мимических движениях, поэтому каждое задание состоит из серии повторений. Скорость выполнения у всех пациентов разная, поэтому врач в ЛПУ контролирует процесс начала и окончания регистрации заданий, а при применении дома - пациент самостоятельно запускает и останавливает процедуру регистрации.

При регистрации двигательной активности рук пациент выполняет три тестовых заданий по системе оценке UPDRS III [7]. Данная система содержит следующие задания:

а) постукивание указательным и большим пальцем;
б) открытие и закрытие ладони;
в) пронация и супинация ладони.

При выполнении каждого задания пациент сидит за столом, руки располагаются над столом в вытянутом положении. Регистрация выполняется с помощью датчика LeapMotion.

Полученные данные, мимических проявлений и двигательной активности рук, отправляются на обработку. После автоматической обработки видеоматериалов рассчитывается комплекс параметров, по которому выполняется вероятностная оценка стадии болезни Паркинсона. Также, с помощью модуля ОМиМР выполняется расчет количественных и определение качественных параметров мимики и двигательной активности рук, что позволяет объективизировать наблюдение за динамикой состояния пациентов в процессе лечения и реабилитации. По окончании автоматической обработки данных модуль формирует отчет, что позволяет врачу выполнять сопоставление с предыдущими исследованиями, оценивая динамику течения болезни и корректировку лечения.

Модуль позволяет выполнить автоматизацию рутинных процедур ручного описания мимики и двигательной активности рук, а также повысить достоверность процедуры оценки, стадии болезни, исключив субъективное влияние экспертной оценки комплекса диагностических параметров.

Библиографический список

1. Левин О.С., Федорова Н.В. Болезнь Паркинсона, могография 5-е издание, 2015.
2. Артемьев д.в., голубев в.л., яхно н.н. болезнь паркинсона. В кн.: болезни нервной системы. Под. Ред. Н.н. яхно, д.р. штульмана. М: медицина 2005; 2: 76—96.
3. М.р. нодель. Болезнь паркинсона. Современные возможности терапии. Рекомендации для пациентов и их родственников. Под ред.проф.н.н.яхно. - Москва - 2008.- 42 С.
4. Баранов, А.А.; Денисов, И.Н.; Чучалин, А.Г., Руководство по первичной медико-санитарной помощи, Издательство: М.: ГЭОТАР-Медиа, 2006 г., ISBN: 5-9704-0200-1.
5. Рабаданова Е.А. Клинико-Эпидемиологический анализ и прогноз болезни Паркинсона (по материалам г. Ростова-на-Дону): дисс. на соискание учёной степени к. м. н., РГМУ, Ростов-на-Дону, 2017.
6. Goetz CG, et al., “Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson’s disease rating scale (MDS-UPDRS): scale presentation and clinimetric testing results,” Mov Disord., vol. 23, no. 15, 2008, pp. 2129–70.
7. Hoehn и Yarh (1967) Hoehn M. M., Yahr M. D. Parkinsonism: onset, progression and mortality (англ.) // Neurology., 1967. — Vol. 17. — P. 427—442.

8. Butt, a.h.; rovini, e.; dolciotti, c.; de petris, g.; bongioanni, p.; carboncini, m.c.; cavallo, f. Objective and automatic classification of parkinson disease with leap motion controller. Biomed. Eng. Online 2018, 17, 168.

9. A. Bandini et al., "analysis of facial expressions in parkinson's disease through video-based automatic methods", journal of neuroscience methods, vol. 281, pp. 7-20, apr. 2017.

10. Ekman, p.; friesen, w., facial action coding system: a technique for the measurement of facial movement. Palo alto, ca.: consulting psychologists press, 1978.

AUTOMATED MODULE FOR THE RESEARCH OF MOTOR MANIFESTATIONS OF PARKINSON'S DISEASE

Moshkova A.A., Samorodov A.V.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow, nast.moshkova@student.bmstu.ru

Keyword: Parkinson's disease, hypokinesia, rigidity

Annotation. Parkinson's disease (PD) is a slowly progressive chronic neurological disease related to degenerative diseases of the extrapyramidal motor system. One of the important symptoms of the disease is hypokinesia, which include depletion of facial movements and slowing down of movements with a decrease in their amplitude. In terms of prevalence, PD takes second place after Alzheimer's disease; therefore, the development of the automated assessment system for facial expressions and motor reactions is an actual task of modern medicine. This module is designed to assess the stage of Parkinson's disease based on the automated video analysis of the face by 2D camera and hands by using the LeapMotion sensor. Test tasks for motor activity of the hands are selected according to the UPDRS III assessment system. Tasks for evaluation facial expressions are aimed to identify fatigue with frequent repetition of movements. The module evaluates the parameters of facial expressions and motor reactions of the patient’s hands and determines the stage of development of Parkinson’s disease, as well as monitoring the disease.

———————— ♦ ————————

МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРОКИНЕТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КЛЕТОК

Румянцева А.А., Колокольников Г.А., Орлов Ю.Н., Самородов А.В., Волков А.К.
Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва,
raa@bmstu.ru, geokolok5@gmail.com, orlovmgtu@mail.ru, avs@bmstu.ru, akv3011@yandex.ru

Ключевые слова: аппаратно-программный комплекс, микроскопия, буккальный эпителий, электрокинетические свойства, электроотрицательность

Аннотация. Доклад посвящен изучению биофизических основ, лежащих в основе формирования электрокинетических явлений, происходящих в клетках in vivo под воздействием электромагнитных полей. Обсуждаются теоретические аспекты исследования, включая теорию уровня структурной организации жизни, клеточную биофизику, теорию двойного слоя и современное состояние исследования буккального эпителия. Предложена методология исследования электрокинетических свойств клеток и разработан алгоритм, основанный на трехмерном картировании микрообразца с детектированием флуктуации ядер. Полученный в результате исследования вектор признаков описан и рассмотрен набор патологических физиологических состояний, которые могут быть диагностированы при исследовании эпителиальных клеток щеки.

Для всех живых систем характерно иерархическое усложнение организации. Если рассматривать данную задачу с точки зрения теории уровней структурной организации живого, то начинать исследование необходимо с клеточного уровня, обращаясь к предшествующему молекулярному, для понимания интересующих нас механизмов функционирования [1]. Решение задачи на клеточном уровне, позволит осуществить логический переход на органный уровень, минуя тканевый. Поскольку, как известно, патологические изменения организма начинаются на клеточном уровне [2].

Рассмотрим строение эукариотических клеток животного происхождения.

Состав среды, окружающий клетку, отличается по своему химическому составу от внутренней среды клетки. Предотвращает перемешивание этих составов барьер, окружающий клетку – плазматическая мембрана. В то же время клеточные мембраны обладают избирательной проницаемостью для некоторых ионов и полярных молекул, что обуславливается ее составом: белками и липидами. Все это позволяет сделать вывод о полярности плазматической мембраны [3].

Самая заметная структурная единица эукариотической клетки – это ядро (рисунок 1). Ядерная оболочка состоит из двух мембран, которые имеют все характерные признаки плазматической мембраны. Внутри ядра формируются ортогональные структуры и рыхло расположенные фибриллярные сети, что обеспечивает выполнение поддерживающей функции цитоскелета. Ядерная оболочка пронизана порами (диметр приблизительно 100 нм, высота 75 нм), что способствует обмену веществ между ядром и цитоплазмой. Цитоплазма в свою очередь состоит из водянистого раствора и находящихся в ней органеллах. Этот раствор содержит в себе систему свободно расположенных тонких нитей (цитоскелет), которые состоят из белка; а также ионы и малые молекулы. Таким образом обусловлена активность некоторых органелл в живой цитоплазме, а также способность клетки сохранять свою форму [1, 3].

Благодаря тому, что прослеживается обмен веществ между внешней средой и плазматической мембраной, а также между ядром и цитоплазмой, можно сделать вывод о переносе заряда между данными структурными единицами, что соответствует теории двойного электрического слоя на границе раздела фаз.

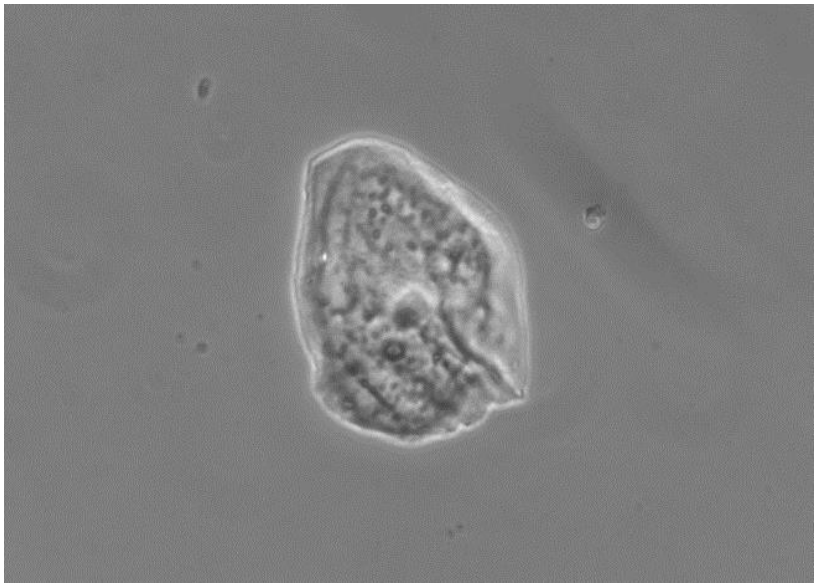


Рисунок 1 – Изображение клетки буккального эпителия с плазматической мембраной и ядром, сделанное с помощью оптического микроскопа. Х400.

Двойной электрический слой представляет собой плоский конденсатор, у которого внутренняя сторона заряжена ионами, а внешняя – противоионами [4]. Наличие данного слоя является причиной электрокинетических явлений, в частности, в клетках буккального эпителия. Исследование электрокинетических свойств клеток осуществляется в соответствии с методикой внутриклеточного микроэлектрофореза, разработанной В.Г. Шахбазовым и соавторами [5].

Клетки буккального эпителия обладают большой информативностью и являются простым для забора материалом для последующих исследований. Информативность обусловлена способностью секретировать сигнасигнальные молекулы, а также своим местонахождением в организме человека: являясь границей между внутренней и внешней средой организма [2]. То есть функциональные изменения данных клеток коррелируют с показателями нарушения гомеостаза организма и могут быть маркерами предопухолевых состояний [6]. В связи с этим, применение клеток буккального эпителия в качестве материала для исследования разнообразных факторов и скрининга состояния пациента является актуальной задачей.

Для оценки изменений свойств клеток буккального эпителия необходима разработка методики исследования.

Известно, что весь организм человека является колебательной системой. На уровне организма главные колебания – околосуточные. Каждый иерархический уровень организма имеет свою частоту колебаний. И чем ниже иерархический уровень, тем больше частота. Также известно, что при десинхронизации колебаний между собой отмечаются случаи развития стресса и даже гибели организма. При нормальной работе организма нет абсолютной синхронизации, наблюдается «адаптивная свобода» [7]. Исследование биологического объекта с позиции колебательной системы представляет наибольший интерес [5]. Поэтому в рамках метода микроэлектрофореза предлагается оказывать воздействие электрическим полем заданной частоты и амплитуды на клетки буккального эпителия, в результате чего возникают колебания ядер клеток. Исследование этих колебаний, в частности, амплитуды, направления, частоты, доли колеблющихся ядер, позволяет сформировать представление об электрокинетических свойствах клеток. Важной научной задачей является нахождение корреляции между данными свойствами и состоянием здоровья обследуемого.

Исследование основ, лежащих в формировании электрокинетических свойств клеток буккального эпителия, а также взаимосвязи этих свойств с патологическими процессами, включает два этапа: регистрацию параметров исследуемых свойств, в зависимости от оказываемых воздействий, и анализ взаимосвязи свойств и физиологии человека. Методика определения электрокинетических свойств представлена на рисунке 2.

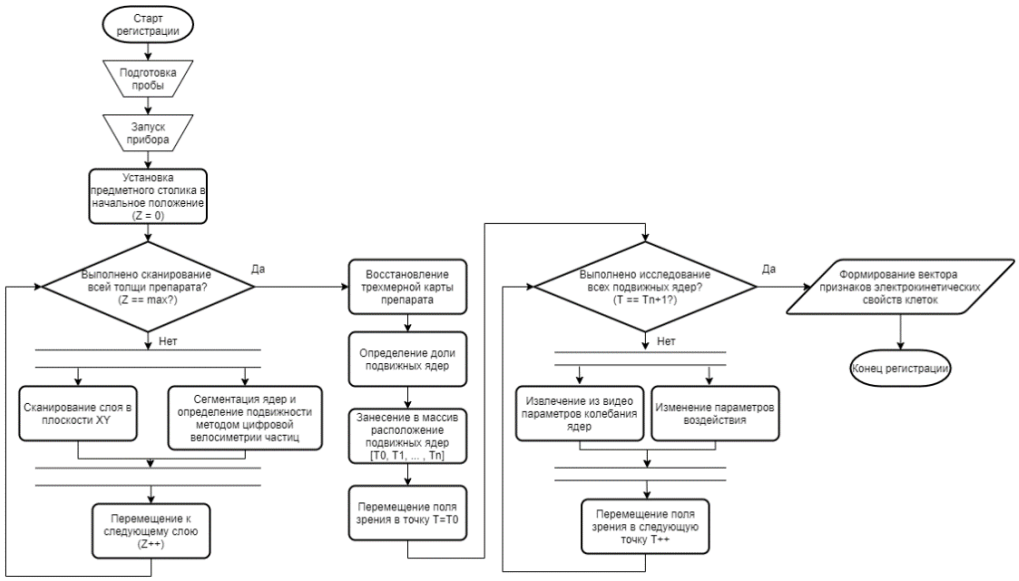


Рисунок 2 – Методика регистрации электрокинетических свойств клеток буккального эпителия.

Для выполнения исследования на первом этапе производится пробоподготовка биоматериала путем нанесения клеток, полученных в ходе взятия соскоба с внутренней стороны щеки, на предметное стекло. Далее осуществляется запуск аппаратно-программного комплекса микроскопии с модулем микроэлектрофореза (рисунок 3) [8].

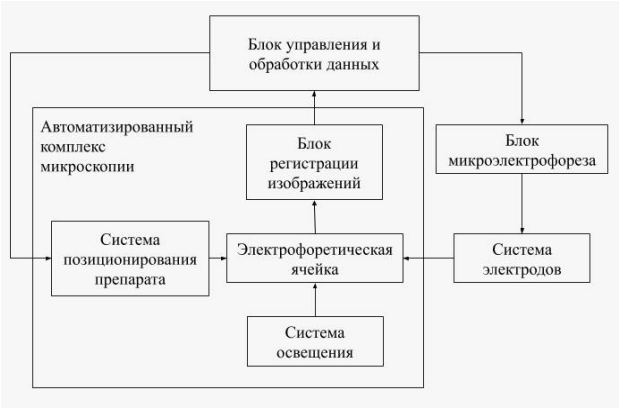


Рисунок 3 – Аппаратно-программный комплекс микроскопии с модулем микроэлектрофореза.

Поскольку полученный препарат является многослойным, а клетки распределены по всему объему, необходимо провести исследование препарата в целом. Поэтому методика регистрации электрокинетических свойств клеток основывается на трехмерном картировании препарата с детекцией подвижности ядер клеток (рисунок 4). Сканирование осуществляется в каждой плоскости препарат с перемещением по оси Z. При этом в каждом слое производится сегментация ядер клеток и определение их подвижности с помощью метода цифровой велосиметрии частиц [9]. После получения Z-стека плоскостей, производится восстановление трехмерной карты препарата, которая может быть использована в дальнейшем для исследования, а также определяется доля подвижных клеток в препарате и их расположение.

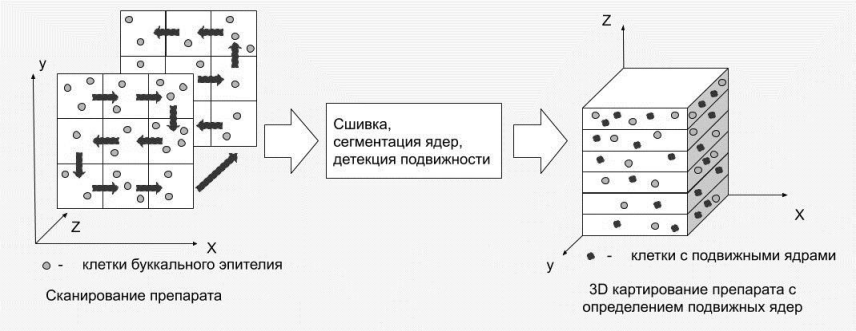


Рисунок 4 – Иллюстрация трехмерного картирования цитологического препарата с детекцией подвижности ядер.

После локализации клеток с подвижными ядрами выполняется исследование каждой клетки, в ходе которого происходит перемещение поля зрения микроскопа в требуемую область препарата, определение параметров подвижности (амплитуда колебаний, направление, частота) и морфологических параметров клеток. Дополнительно может осуществляться изменение параметров воздействия: форма подаваемого сигнала, амплитуда, частота. Это необходимо для дальнейшего исследования зависимости электрокинетических свойств клеток от возбуждающего воздействия.

После завершения регистрации свойств клеток формируется вектор признаков, включающий следующие параметры:

- доля клеток препарата с подвижными ядрами,
- амплитуда колебаний ядер при базовом воздействии,
- направление колебаний ядер при базовом воздействии,
- частота колебаний ядер при базовом воздействии,
- зависимость указанных электрокинетических параметров от параметров воздействия,
- зависимость морфологических параметров клетки от параметров воздействия.

Полученный вектор признаков далее используется на втором этапе: исследование взаимосвязей электрокинетических свойств клеток буккального эпителия и физиологического состояния пациентов, интерпретации результатов измерений. На этом этапе планируется применять алгоритмы машинного обучения, поскольку они позволяют находить скрытые взаимосвязи в данных. В качестве физиологических состояний, которые могут быть взаимосвязаны с исследуемыми свойствами буккального эпителия, могут быть выбраны:

- артериальная гипертензия [10],
- результат воздействия на организм неблагоприятных факторов окружающей среды [11],
- воспаление мягких тканей пародонта [12, 13],
- состояние пациента во время физиотерапии [7],
- хроническое стрессовое воздействие [14],
- рак полости рта [6, 15].

Таким образом, в рамках работы рассмотрены теоретические основы, объясняющие формирование электрокинетических свойств клеток буккального эпителия, а также предложена методика для исследования этих свойств. Предложен алгоритм исследования, основанный на трехмерном картировании цитологического препарата с детекцией подвижности ядер клеток методом цифровой велосиметрии частиц. Рассмотрен вектор признаков, формирующийся в ходе исследования свойств клеток, и физиологические состояния, которые потенциально могут быть определены по состоянию клеток буккального эпителия. Дальнейшее развитие работы заключается в формировании выборки наблюдений с целью изучения корреляции электрокинетических свойств с указанными патологиями.

Библиографический список

1. Фаллер Д.М. Шилдс Д., Молекулярная биология клетки // Бином. 2016. 256 С.
2. Пальцев М.А., Кветной И.М., Полякова В.О. Сигнальные молекулы в буккальном эпителии: оптимизация диагностики социально значимых заболеваний // Журнал Молекулярная медицина. – 2012. №4.
3. Тейлор Д., Грин Н., Стаут У. Биология // МИР. 2004. Т. 1. 454 С.
4. Стромберг А.Г., Семеченко Д.П. Физическая химия // учебник. – М. Высшая школа, 2001. 527 С.
5. Шахбазов В.Г., Шкорбатов Ю.Г. Способ исследования функционального состояния человека [Электронный ресурс], - http://www.freepatent.ru/patents/2009494 – патент.
6. Буккальный эпителий как отражение физиологических и патофизиологических процессов / Прошин А.Г., Дурнова Н.А., Сальников В.Н., Курчатова М.Н. Вестник медицинского института «РЕАВИЗ». №1. 2019. С. 74-78.
7. Гаркави Л.Х. Активационная терапия // Ростовский университет. 2006. 88 С.
8. Development of Hardware-Software Microscopy Complex for the Study of Buccal Epithelial Cells / Rumyantseva A.A., Kolokol'nikov G.A., Samorodov A.V., Volkov A.K. 2019 IEEE International Conference on Microwaves, Antennas, Communications and Electronic Systems (COMCAS). – IEEE, 2019. – С. 1-6.
9. Lychkov I. I., Alfimtsev A. N., Sakulin S. A. Tracking of moving objects with regeneration of object feature points, 2018 Global Smart Industry Conference (GloSIC). IEEE, 2018.
10. Мячина О. В., Зуйкова А. А., Пашков А. Н. Электрокинетическая активность клеток буккального эпителия у больных гипертонической болезнью //Сибирский медицинский журнал (Томск). – 2012. – Т. 27. – №. 2.
11. Мячина О. В. и др. Биомониторинг функционального состояния жителей города Воронежа // Фундаментальные исследования. – 2015. – №. 1-9. – С. 1869-1872.
12. Калаев В. Н. и др. Частота буккальных эпителиоцитов с микроядрами у лиц, страдающих парадонтитом //Вестник ВГУ, серия: Химия. Биология. Фармация. – 2010. – №. 1. – С. 82-85.

13. Early Detection of Inflammation Foci in the Soft Tissues of the Periodontium Using Infrared Diaphanoscopy / Kolpakov A.V., Judin I.N., Zorina O.A., Spiridonov I.N. Biomedical Engineering, vol. 2, 2016, pp. 88-91.

14. Development of a method for assessing the effects of chronic stress on the human body / Muzychenko I.N., Zhang L., Apollonova I.A, Pisareva A.V., Malikova S.G., Nikolaev A.P. Journal of Physics: Conference Series. IOP Publishing, vol. 1, 2018.

15. Межевикина Г.С., Глухова Е.А. Современные меоды диагностики предраковых и раковых изменений слизистой оболочки рта // Наука молодых. 2018. Т. 6. № 4. С. 600-606.

METHODS OF STUDYING THE ELECTROKINETIC PROPERTIES OF CELLS

Rumyantseva A.A., Kolokol'nikov G.A., Orlov Yu.N., Samorodov A.V., Volkov A.K.
Bauman Moscow State Technical University,
raa@bmstu.ru, geokolok5@gmail.com, orlovmgtu@mail.ru, avs@bmstu.ru, akv3011@yandex.ru

Keywords: hardware-software complex, microscopy, buccal cells, electrokinetic properties, the electronegativity

Annotation. The report is devoted to the study of biophysical foundations lying in the formation of electrokinetic phenomena occurring in cells in vivo under the influence of electromagnetic fields. Theoretical aspects of the research are discussed, including level theory of the structural organization of living, cell biophysics, double layer theory, and current state of the buccal epithelium research. Methodology of electrokinetic cell properties research is proposed and algorithm, based on 3D mapping of a microsample with nuclei fluctuation detection, is developed. Resulting feature vector, obtained in the research, is described, and set of pathological physiological conditions, that can be diagnosed with buccal epithelial cells research, is considered.

———————— ♦ ————————

ОЦЕНКА МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ

Гунько П.М., Писарева А.В., Николаев А.П.
МГТУ имени Н.Э. Баумана, г. Москва, PolinaGunko@yandex.ru

Ключевые слова: Артериальная гипертензия, давление, частота сердечных сокращений, гемодинамика, тонометр, объемная компрессионная осциллометрия

Аннотация. В данной статье рассматривается разработка модуля для регистрации параметров гемодинамики. Задача заключалась в том, чтобы создать современное устройство с расширенным спектром измерений для регистрации различных гемодинамических параметров в домашних условиях, которое облегчит поставку диагноза для врача. Разрабатываемый модуль основан на базе обычного тонометра, однако он позволяет получить различные параметры основываясь на осциллограмме. Было показано, что разрабатываемый прибор обладает преимуществом перед существующими аналогами, так как не требует присутствия специалиста, компактен и имеет более простой для обывателей интерфейс.

Введение. Гемодинамические параметры являются важной составной частью исследования, проводимых при диагностики сердечно-сосудистых заболеваний [6]. В связи с этим, совершенствование диагностических методов для их оценки является одним из наиболее актуальных направлений сегодня, учитывая масштабы распространения данной нозологии. Артериальная гипертензия (АГ) – широко распространена во всем мире [1]. Россия относится к регионам с наивысшей частотой встречаемости этого заболевания. Таким образом, в настоящее время распространённость артериальной гипертензии носит эпидемический характер, и проблему АГ можно расценивать как масштабную неинфекционную пандемию [2].

Необходимость борьбы с АГ обусловлено тем, что она является одной из ведущих причин инвалидизации и смертности. Длительная повышение артериального давления приводит к поражению органов-мишеней и развитию сердечно-сосудистых осложнений (сердечная недостаточность, инфаркт миокарда, мозгового инсульта и почечной недостаточности) [3].

Современные методы диагностики позволяют определять АГ на ранних стадиях, однако многие диагностические методы весьма трудоемки и имеют противопоказания. Поскольку лечение является длительным, и, как правило, связано с этапами амбулаторного и стационарного лечения, одной из важных задач является постоянный контроль состояния, в том числе и в домашних условиях.

Актуальность. В настоящее время широкое распространение получили методы диагностики, реализуемые на основе регистрации параметров гемодинамики, использующие обработку и анализ пульсовых волн, так же известные как методы объемной компрессионной осциллометрии (ОКО). В связи с этим, важным является оценка значения параметров, которые могут характеризовать состояния сосудов.

На данный момент, наиболее популярными приборами являются тонометры, которые позволяют получить информацию об артериальном давлении и частоте сердечных сокращений в домашних условиях, однако этих данных недостаточно для точной диагностики большинства заболеваний сердечно-сосудистой системы. Вследствие этого, был разработан новый прибор, позволяющий измерять более 10 различных гемодинамических параметров.

Задачи:

Перед нами стояли следующие задачи:

1) Анализ литературных источников о заболеваниях ССС и артериальной гипертензии;
2) Обзор методов для диагностики и измерения гемодинамических параметров;
3) Изучение методов обработки получаемого сигнала (осциллограммы);
4) Обзор существующих приборов для определения гемодинамических параметров;
5) Разработка БТС для измерения гемодинамических параметров;
6) Подбор элементов конструкции для прибора;
7) Разработка конструкторской части корпуса прибора;
8) Расчет параметров гемодинамики по осциллометрическим данным.

Степень разработанности проблемы: В современной медицине существует несколько методов измерения различных гемодинамических показателей, оценивающих состояние кровеносных сосудов и динамику кровотока. Они делятся на инвазивные и неинвазивные.

Инвазивные методы – прямая манометрия (ПМ) и методы разведения - используются в основном в реанимации и кардиохирургии, для которых необходима катетеризация сосудистой системы [4]. В большинстве ситуаций клинической и амбулаторной практики применяются различные варианты неинвазивных методов.

Среди неинвазивных методов имеют место быть аускультативный метод Короткова и осциллометрический метод. Метод Короткова дает неточные результаты у больных, использующих сосудосуживающие препараты [5]. Осциллометрический метод пользуется большой популярностью, например метод объемной компрессионной осциллометрии (ОКО) активно используется в электронных и автоматических приборах для измерения давления.

Методы и методики. В современных медицинских приборах, предназначенных для неинвазивного измерения артериального давления, в основном применяются два метода регистрации: аускультативный и осциллометрический. Если осциллограмма отражает изменения объема участка тканей под компрессионной манжетой – это будет объемная осциллометрия. Метод объемной осциллометрии измерения артериального давления впервые был предложен в 1880 году Е.Мареем [1].

Объемная компрессионная осциллометрия (ОКО) — косвенный, неинвазивный метод определения уров-ней артериального давления у человека путем регистрации оригинальной измерительной системой объемных артериальных осциллограмм. Как известно, ритмическая деятельность сердца приводит к появлению пульса — периодических колебаний кровенаполнения и кровяного давления в кровеносных сосудах. Способ определения изменения объема магистрального артериального сосуда под действием нарастающего давления в пережимной манжете и положен в основу метода ОКО.

Объемная компрессионная осциллограмма (в дальнейшем для краткости «кривая», или «осциллограмма») имеет общий характерный рисунок, закономерное развитие и состоит из отдельных пульсовых волн или осцилляций. Наряду с этим на кривой могут быть зафиксированы и индивидуальные визуальные признаки изменяющегося состояния обследуемого.

Исследования в области физиологии кровообращения показали, что насосную (механическую) деятельность сердца лучше характеризуют кривые центрального пульса, которые записывают над крупными сосудами, расположенными близко к сердцу. Методика графической регистрации артериального пульса называется сфигмографией. Сфигмограмма была впервые зарегистрирована К. Виерордтом в 1855г., а более точные записи произведены в 1905г. О. Франком. Каждая пульсовая волна сфигмограммы (рисунок 1) любой крупной или средней артерии начинается низкоамплитудной предсистолической волной (AB), происхождение которой, вероятно, связано с изометрическим сокращением левого желудочка. Далее следует высокоамплитудная главная волна, крутой восходящий участок которой называется анакротой (BC). Этот участок отражает ускоренное поступление крови в артерии из левого желудочка в начале фазы быстрого изгнания, что приводит к увеличению давления в артериях и их растяжению. Затем кривая переходит в пологую вершину главной волны (CD), которая отражает примерное равенство между притоком крови в магистральные артерии и ее оттоком в периферические сосуды, и далее в нисходящее колено — катакроту.

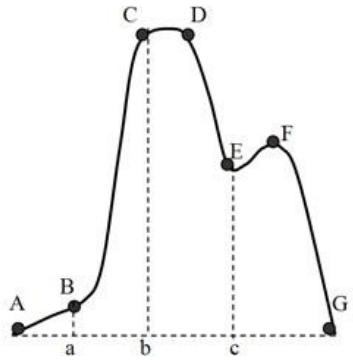


Рисунок 1 - Схема отдельной пульсовой волны сфигмограммы.

Катакрота (DE) соответствует по времени фазе медленного изгнания, когда отток крови из растянутых эластических артерий начинает преобладать над притоком. Заканчивается катакрота формированием остроконечного, направленного вниз, зубца сфигмограммы (E). Этот зубец называется инцизурой (вырезкой) и соответствует окончанию систолы левого желудочка, когда давление в желудочке становится ниже, чем в аорте. В этот момент объем аорты резко уменьшается за счет того количества крови, которое необходимо для заполнения карманов аортального клапана. Самая низкая точка инцизуры соответствует полному закрытию аортального клапана.

Диастолическая часть центральной сфигмограммы начинается дикротической волной (EF), которая возникает в результате отражения гидравлической волны от замкнутых кармашков аортального клапана. Последующий плавный спуск кривой (FG) соответствует равномерному оттоку крови из центральных артерий в периферические сосуды во время диастолы.

В отличие от сфигмограммы объемная компрессионная осциллограмма, полученная современными медицинскими осциллометрическими приборами, состоит из описанных выше пульсовых волн крупной артерии, зарегистрированных при нарастающем давлении в манжете (компрессии). На сегмент конечности, как правило на плечо, накладывают пневмоманжету, связанную с измерительным блоком, и запускают в компьютере управляющую программу. В пневмосистему компрессор закачивает воздух, что вызывает постепенное повышение давления в манжете. Датчик давления приступает к регистрации колебаний артерии. Первое скачкообразное изменение амплитуды осцилляций возникает в тот момент, когда давление воздуха в манжете начинает превышать минимальное (диастолическое) артериальное давление. По мере нарастания давления в манжете осцилляции все больше увеличиваются и достигают наибольшей амплитуды. При дальнейшем сдавливании сосудов величина пульсаций артерии, передаваемых манжете, постепенно снижается до стабилизации минимальной амплитуды, обусловленной ударом струи крови в манжету.

Взаимодействие давлений в сосуде и в манжете приводит к формированию объемной компрессионной осциллограммы артериального пульса, закономерность появления признаков артериального давления на которой непосредственно связана с изменением объема измеряемого сосуда.

Пульсовые волны, или осцилляции, есть ни что иное, как величины приращения объема лоцируемого магистрального артериального сосуда, находящегося под манжетой. Измерительная система позволяет регистрировать практически неискаженные объемные сигналы пульсовых волн, преобразованных манжетой в сигналы давления и поэтому амплитуда каждой пульсовой волны пропорциональна изменяющемуся под действием давления в манжете просвету магистрального артериального сосуда [7].

В замкнутой пневманической системе измерительная манжета является элементом, преобразующим изменяющийся объем конечности в сигналы давления. Литературные данные позволяют считать, что она не искажает форму пульсовой кривой, и на вход первичного преобразователя давления подается осциллографический сигнал, который по всей полосе частотного спектра повторяет динамический измеряемый объем пульсирующих артерий.

Ткани плеча, окружающие сосуды, содержат примерно 70% воды и практически в данных условиях должны рассматриваться как несжимаемые. Поэтому давление на них, как в жидкости, должно передаваться без потерь, во все стороны совершенно равномерно. Особенностью работы манжеты является то, что она регистрирует изменения объема лежащих под ней тканей только в зависимости от притока и оттока крови в артериях. Как только давление в манжете поднимется до величины, близкой к 40—60 мм Hg, движение крови в венах под манжетой прекращается. Вследствие затруднений венозного оттока застой возникает ниже места наложения манжеты и объем тканей меняется дистальнее места ее наложения.

Изменения объема тканей под манжетой количественно зависят от величины давления в манжете. Это и лежит в основе использования осциллографии как индикатора для измерения давления. Соединенный с манжетой прибор в условиях нарастания давления в манжете будет писать кривую пульсовых изменений объема тканей, расположенных под манжетой. Это будет объемная компрессионная осциллограмма. Изменяющийся объем лоцируемой артерии преобразуется манжетой в сигналы давления. В свою очередь объем лоцируемого сосуда определяется по формуле:

$$V = L \times S$$

где L - длина отрезка сосуда, находящегося под манжетой,

S – площадь просвета лоцируемого сосуда.

Принимая во внимание, что длина лоцируемого сосуда под манжетой остается постоянной, амплитуда каждой пульсовой волны на осциллометрической кривой в конечном итоге будет пропорциональна изменяющейся площади просвета лоцируемого сосуда за каждый полный цикл сердечного сокращения.

Место проведения экспериментов. МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Результаты. В ходе работы была разработана схема БТС прибора для измерения гемодинамических параметров, схема электрическая структурная, схема деления и чертеж корпуса прибора [7].

Выводы. В исследовательской части работы были проведены эксперименты, связанные с измерением параметров гемодинамики, с их вычислением, а также последующее их сравнение между собой, для определения погрешности прибора и подтверждения достоверности получаемых данных.

В конструкторской части ВКР на основании схемы БТС была разработана схема электрическая структурная. Так же была разработана 3D модель корпуса прибора со всеми его составляющими. На основе 3D модели был выполнен чертеж общего вида в соответствии с ГОСТ.

Заключение. Разработанный прибор является наиболее точным, по сравнению с аналогами, а также измеряет более широкий спектр параметров. Благодаря такому набору измеренных параметров гемодинамики предоставляется возможность к более точной и быстрой диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы. Простота использования прибора позволяет проводить измерения в домашних условиях самостоятельно без участия специалиста.

Библиографический список

1. Johansson J. K. et al. Prognostic value of the variability in homemeasured blood pressure and heart rate // Hypertension. 2012, Т. 59. №. 2. С. 212– 218.
2. Lackland D. T., Weber M. A. Global burden of cardiovascular disease and stroke: hypertension at the core // Canadian Journal of Cardiology. 2015, Т. 31.№. 5. С. 569–571.
3. Poulter N.R. Can we improve BP control rates? Lessons from the Health Survey for England 2006. // Medicogaphia. 2010, 32 (3): 227–234.
4. Вилкова Д.И., Николаев А.П., Писарева А.В., Немцова А.С., Николаенко А.О. Электрокардиорегистратор длительного мониторинга сердечного ритма // В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов Международной научно-практической конференции. 2018. С. 18-21.
5. Всемирная организация здравоохранения. Глобальное резюме по гипертонии. Безмолвный убийца, глобальный кризис общественного здравоохранения // Отдел прессы ВОЗ. 2013. 40 с.
6. Гринштейн Ю.И., Шабалин В.В. Определение и диагностика резистентной гипертонии: в поисках согласованных решений // Артериальная гипертензия. 2014, 20(6). С. 546–552.
7. Николаев А.П., Писарева А.В., Аль-Салех Г.И., Филипцев Д.А. Методы обработки электрокардиографического сигнала // В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов Международной научно-практической конференции. 2018. С. 30-33.

EVALUATION OF METHODS OF MEASURING HEMODYNAMIC PARAMETERS

Gunko P.M., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.
MSTU named after N.E. Bauman, Moscow, PolinaGunko@yandex.ru

Keywords: arterial hypertension, blood pressure, heart rate, hemodynamics, tonometer, volume compression oscillometry

Annotation. This article discusses the development of a module for registering hemodynamic parameters. The goal was to create a modern device with an extended range of measurements for recording various hemodynamic parameters at home, which will facilitate the delivery of a diagnosis for the doctor. The module being developed is based on a conventional tonometer, but it allows you to get different parameters based on the waveform. It was shown that the device under development has an advantage over existing analogues, since it does not require the presence of a specialist, is compact and has a simpler interface for ordinary people.

———————— ♦ ————————

ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЧЕЛОВЕКА ВО ВРЕМЯ СНА

Ларин А.И., Казаков С.Б., Николаев А.П., Писарева А.В.
МГТУ им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), г. Москва.

Ключевые слова: синдром апноэ сна, структура финансовых затрат; инновационный проект; бесконтактный мониторинг

Аннотация. В статье рассмотрены достоинства предложения на рынке, пользовательские сегменты, каналы поставки, отношения с заказчиком источники доходов, ключевые ресурсы, ключевые активности, ключевые партнеры, структура затрат. Особое внимание уделено структуре затрат, что является одним из ключевых факторов переде принятием решения о реализации проекта. В качестве ключевого доказательства актуальности разрабатываемого устройства проведено исследование рынка. Сформулированы выводы, что ниша производства отечественного оборудования является пустой, что делает проект более привлекательным относительно других сфер производства. Цель данной работы заключается в разработке технико-экономического обоснования по разработке, производству и реализации устройства регистрации физиологических параметров человека. Показана экономическая оценка производства и реализации устройства бесконтактного мониторинга физиологических параметров человека для обнаружения остановки дыхания во время сна. Раскрываются проблемы диагностики и лечения апноэ сна. Анализируются статистика заболеваний

и возможные последствия отсутствия лечения. Проанализированы существующие методы диагностики в медицине сна. Автором предложена и описана бизнес модель реализации предлагаемого устройства.

Введение. По статистике, в разных регионах средняя распространённость апноэ сна составляет около 4% для мужчин и 2% у женщин [2],[3]. Также данное респираторное заболевание может привести к сердечнососудистым и цереброваскулярным заболеваниям [4]. На основе изучения рынка оборудования медицины сна установлено, что в настоящее время отсутствует медицинское изделие для бесконтактного мониторинга физиологических параметров человека для регистрации остановки дыхания человека во время сна [5].

В настоящее время существует множество средств для диагностики и отслеживания параметров человека, таких как частота сердечных сокращений (ЧСС) и частота дыхания (ЧД). Однако в большинстве случаев эти методы могут быть реализованы только в клинических условиях.

Предполагается, что разработка устройства для бесконтактного мониторинга физиологических параметров человека во время сна и его реализация является экономически выгодным.

Цель настоящего исследования – провести экономическую оценку разработки устройства для бесконтактного мониторинга физиологических параметров человека во время сна.

Исходя из поставленной цели в работе, решались следующие задачи:

- описание проекта согласно бизнес модели;
- проведение технико-экономической оценки производства устройства;
- проведение исследования рынка.

Результаты и обсуждение. Для достаточно полного описания всех сторон разработки нового продукта используют макет бизнес модели [7]. Также необходимо провести исследование рынка.

Главным потребителем разрабатываемого устройства являются люди, страдающие от расстройства сна, которые хотят отслеживать параметры сна с целью корректировки лечения. А также лаборатории сна. Оснащение лабораторий сна для временного пользования пациентами нашим продуктом позволит увеличить эффективность лечения благодаря большему количество диагностических данных.

Для реализации через каналы поставки, в первую очередь проводится информирование медицинских учреждений о наличии нашего продукта на рынке с помощью прямого взаимодействия с управляющим персоналом. До потребителя информация поступает через медицинские учреждения или рекламу в интернете.

Взаимоотношения с потребителем строятся по схеме персональной поддержки, то есть клиент может общаться напрямую с представителем компании онлайн или по телефону, получая от него помощь в процессе покупки и использования устройства.

Планируется, что основным источником дохода является продажа готового устройства потребителю. Дополнительный доход приносит реклама в приложении на смартфоне пользователя.

Ключевыми ресурсами являются производственные мощности и оборудование для сборки устройства, уникальный алгоритм анализа биорадиолокационного сигнала и персонал со специализированными знаниями в области медицинских изделий и анализа биомедицинских сигналов [15].

Ключевыми партнерами являются производители готовых элементов устройства: производители радиолокационного приемопередатчика, производитель электронных составляющих, производителей корпуса устройства, организации по сборке печатных плат, сайты по размещению рекламы в интернете. Почтовые организации. Разработчик мобильного приложения.

Основными мотивами создания перечисленных партнерских отношений является оптимизация и экономия в сфере производства и поставки ресурсов [13].

Корпус устройства выполнен из пластика и изготовлен по технологии литья в силиконовые формы. Минимальная цена изделия составляет 90 рублей за штуку, поэтому за расчет берем 200 рублей за штуку. Таким образом для заказа 500 корпусов необходимо 100000 рублей [8].

Примерная стоимость электронных компонентов устройства и сборка печатной платы будет составлять 2500 рублей для одного образца, следовательно на электронные компоненты необходимо потратить 1 250 000 рублей.

Приёмопередатчик K-LC5 RADAR TRANSCEIVER – 2500 рублей за штуку. Для производства 500 штук необходимо 1 250 000.

Регистрация медицинского изделия в среднем занимает от 6 до 12 месяцев. В коммерческой организации стоимость регистрации медицинского изделия составляет 1 миллион рублей, однако если нанять специалиста по регистрации медицинских изделий с зарплатой 60 тысяч рублей в месяц, то расходы на регистрацию снизятся до 700 тысяч рублей.

Рекламная компания включает в себя заказ рекламы у рекламодателей, консультации по продвижению продукта. В настоящее время существует огромное количество рекламных агентств, что позволяет на первоначальных этапах не нанимать PR менеджера на постоянную основу. Расходы на рекламную компанию будет составлять 50 тысяч рублей в месяц.

Для создания и поддержания работоспособности приложения для смартфона и сайта в штате сотрудников необходим программист. Средняя зарплата программиста такого уровня составляет 50 тысяч рублей в месяц.

В штат сотрудников входят: бухгалтер, инженер, программист, менеджер по продажам.

Стоимость аренды офиса в ближайшем Подмосковье площадью 70 квадратных метров составляет 50 тысяч рублей в месяц.

Так как в стоимость продукта входит уникальный алгоритм обработки биомедицинской информации, мобильное приложение, то примерная стоимость устройства будет составлять 10000 рублей, что примерно соответствует 140 евро.

Первоначальные вложения:

- изготовление устройств в количестве 500 штук – 2 600 000 рублей;
- регистрация медицинского изделия – 700 000 рублей;
- разработка сайта 50 000 рублей и приложения для смартфона 200 000 рублей – 250 000 рублей [9].

Итог: 3 550 000 рублей

Ежегодные расходы:

- рекламная компания 600 000 рублей;
- зарплата 2 000 000 рублей;
- аренда офисного помещения 600 000 рублей.

Итог: 3 200 000 рублей.

Таким образом, в результате производства в соответствии с данными расходами проект будет прибыльным при реализации 800 устройств в год. При стабильных продажах устройства проект полностью окупится через 7 лет без учета субсидий государства.

Разрабатываемое устройство предназначено для использования в области медицины сна.

Медицина сна — это область медицины, занимающаяся изучением болезней человека с позиций сомнологии (науки о сне). С одной стороны, в понятие медицины сна входит диагностика и лечение нарушений сна. С другой известно, что сон оказывает влияние на развитие многих болезней человека. Поэтому изучение их применительно к состоянию сна может дать новые возможности понимания механизмов развития и, в конечном итоге, путей лечения заболеваний

Основная проблематика медицины сна:

- расстройства засыпания и поддержания сна
- дневная сонливость
- храп и синдром апноэ во сне
- парасомнии (снохождение, ночные страхи и т.д.)
- расстройства движений во сне
- эпилепсия и сон
- нарушения сна у детей
- сон и стресс
- сон и нервные, психические и соматические болезни

Уже настоящее время на территории города Москва имеется множеством медицинских центров диагностики и лечения расстройств сна. А так как имеется тенденция увеличения расстройства сна у людей и увеличение заинтересованности людей в поддержании здоровья и мониторинге изменений, то на разрабатываемое устройство в будущем спрос будет только увеличиваться.

Анализ конкурентов показал, что в настоящее время, на мировом рынке имеется лишь одно устройство, реализованное на аналогичном методе биорадиолокации [10], [14]. Представлен внешний вид устройства, которое является основным конкурентом. Рисунок 1

Рисунок 1 – Внешний вид SleepScore

Цена данного устройства без учета доставки равна 149 долларам. Стоит отметить, что это устройство не зарегистрировано как медицинское изделие.

Представленные на рынке устройства являются аналогичными по функционалу, однако главными отличиями являются алгоритмы анализа биорадиолокационных сигналов. Производитель SleepScore не публикует принципы анализа сигналов. Также основными потребителями SleepScore являются люди, которые хотят улучшиться свой сон (выполняя рекомендации приложения). Разрабатываемое устройство специализируется на диагностике нарушений сна (апноэ гипапноэ) и основными потребителями являются лаборатории медицины сна.

Заключение. В данной статье представлена бизнес модель по разработке и реализации устройства бесконтактного мониторинга физиологических параметров с целью выявления апноэ сна во время сна человека. Было выявлены этапы разработки и те области, которым необходимо выделить особое внимание.

Для реализации данного проекта необходимо собрать команду с совершенно различными знаниями и умениями, что позволит избежать затрат на наем работников на начальных этапах разработки, то есть до привлечения стороннего капитала [13].

Был проанализирован потребительский рынок, по результатам чего было установлено наличие одного аналогичного устройства реализованного на западном рынке. На территории Российской Федерации аналогичных устройств нет, что является показателем свободной ниши на рынке.

В настоящее время на территории Российской Федерации в сомнологических центрах преобладает оборудование, произведенное в Германии или Израиле [11]. Таким образом можно сделать вывод о том, что производство оборудования медицины сна в нашей стране является недостаточно развитым. С учетом субсидий, выделяемых государством, данная ниша является привлекательной и в перспективе прибыльной [12].

Реализация технико-экономического плана, представленного в данной работе, позволит вывести на рынок устройство бесконтактного мониторинга физиологических параметров человека во время сна, что даст возможность людям, страдающим расстройствами сна отслеживать свое состояние во время сна. Что в результате может привести к повышению уровня жизни и самочувствия пользователей, а применение устройства в сомнологических центра повысит эффективность оказания медицинских услуг и лечения.

Библиографический список

1. Биорадиолокация / [А. В. Абрамов и др.] ; под ред. А. С. Бугаева, С. И. Ивашова. – 2-е изд. – Москва: Издательство МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2018. – 396, [4] с. : ил.
2. Sleep apnea is dangerous condition // sleepapnea.org American Sleep Apnea Association URL: https://www.sleepapnea.org/ (дата обращения: 10.02.2020).
3. Распространенность синдрома обструктивного апноэ сна // RESPIRATIO URL: http://respiratio.ru/blog/104/ (дата обращения: 10.02.2020).
4. Хронические респираторные заболевания // Всемирная организация здравоохранения URL: https://www.who.int/respiratory/other/Obstructive_sleep_apnoea_syndrome/ru/ (дата обращения: 10.02.2020).
5. Государственный реестр медицинских изделий и организаций (индивидуальных предпринимателей), осуществляющих производство и изготовление медицинских изделий // Федеральная служба по надзору в сфере здравоохранения URL: https://www.roszdravnadzor.ru/services/misearch (дата обращения: 10.02.2020).
6. Полисомнографы разных типов для диагностики проблем сна // Медицинское оборудование для диагностики, нейрофизиологии и реабилитации URL: http://medicom-mtd.com/htm/Products/psg.html#main_point (дата обращения: 10.02.2020).
7. Putting It Together: Product Marketing // Lumen Learning URL: https://courses.lumenlearning.com/wmopen-principlesofmarketing/chapter/putting-it-together-product-marketing/ (дата обращения: 10.02.2020).
8. Литье пластмасс и полиуретановой резины // globalprint3d URL: www.globalprint3d.ru/cast.html?yclid=4948944009161931 22 (дата обращения: 11.02.2020).
9. Тарифы на сайты // URL: https://msk-sait.ru/ (дата обращения: 11.02.2020).
10. SleepScore Max // SLEEPSCORE labs URL: https://shop.sleepscore.com/collections/best-selling-products/products/sleepscore-product (дата обращения: 10.02.2020).
11. ROS SLEEP // RESPIRATIO URL: https://rossleep.ru/katalog-akkreditovannyih-tsentrov-2/ (дата обращения: 10.02.2020).
12. Субсидирование производства медицинских изделий и лекарственных препаратов // PrCS URL: https://prcs.ru/praktika/subsidirovanie-proizvodstva-medicinskih-izdelij-i-lekarstvennyh-preparatov/ (дата обращения: 10.02.2020).
13. Писарева А.В., Вахнин Д.О. Система распознавания замаскированного лица как инструмент повышения экономической эффективности кредитно-финансовых организаций // Вестник Московской международной высшей школы бизнеса МИРБИС. 2018. № 1 (13). С. 24-34.
14. Anishchenko, L., Evteeva, K., Korostovtseva, L., Bochkarev, M., Sviryaev, Y. Respiratory rate determination during sleep by cw doppler radar. Proceedings of the International Conference on Biomedical Innovations and Applications, BIA 2019 November 2019, № 8967462 2019 International Conference on Biomedical Innovations and Applications, BIA 2019; Varna; Bulgaria; 8 November 2019 до 9 November 2019; № CFP19U85-ART; Code 157153
15. Lutsenko J., Anishchenko L., Apollonova I. Bioradiolocation-based non contact fall detection method development // Proceedings - 2018 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology, USBEREIT 2018 2018. С. 95-98.

FEASIBILITY STUDY FOR DEVELOPING A DEVICE FOR CONTACTLESS MONITORING OF HUMAN PHYSIOLOGICAL PARAMETERS DURING SLEEP

Larin A.I., Kazakov S.B., Nikolaev A.P., Pisareva A.V.
Bauman Moscow state technical University, Moscow

Keywords: the sleep apnea syndrome, the structure of the financial cost; innovative design; non-contact monitoring

Annotation. The article considers the advantages of the offer in the market, user segments, delivery channels, relations with the customer revenue sources, key resources, key activities, key partners, and cost structure. Special attention is paid to the cost structure, which is one of the key factors before making a decision on the project implementation. As a key proof of the relevance of the device being developed, a market research was conducted. Conclusions are formulated that the niche of domestic equipment production is empty, which makes the project more attractive relative to other areas of production. The purpose of this work is to develop a feasibility study for the development, production and implementation of a device for recording human physiological parameters. An economic assessment of the production and implementation of a device for contactless monitoring of human physiological parameters for detecting respiratory arrest during sleep is shown. The problems of diagnosis and treatment of sleep apnea are revealed. Disease statistics and possible consequences of lack of treatment are analyzed. The existing diagnostic methods in sleep medicine are analyzed. The author offers and describes a business model for implementing the proposed device.

———————— ♦ ————————

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА РАСПОЗНОВАНИЯ ФИЗИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ

Вельможко Н.И., Бойко А.А.
Московский государственный технический университет имени Н.Э.Баумана, г. Москва,
nadja-velmzhk@rambler.ru

Ключевые слова: распознавание движения, видеоаналитика, физические упражнения, нейронные сети, 3D-камера, Kinect, Visual Studio

Аннотация. Анализ движения человеческого тела с помощью систем видеоаналитики необходим в современных процессах подготовки спортсменов и системах реабилитации. Существует множество различных вариантов применения 3D контроллера Microsoft Kinect v.2.0. В рамках рассматриваемого исследования была представлена нейронная сеть для распознавания 6 выбранных физических упражнений на нижние конечности с помощью 3D-видеоконтроллера MS Kinect. В качестве основных параметров рассматривались углы в коленном и тазобедренном суставах при выполнении физических упражнений. Результат тестирования нейронной сети показал высокий процент правильно распознанных физических упражнений. Данное исследование выполнено с целью дальнейшего использования полученных результатов в машинном обучении для оценки правильности техники физических упражнений.

В современном мире активно внедряется компьютерное зрение для контроля за происходящим. Анализ физических упражнений не исключение. Распознавание движения спортсмена или человека, выполняющего назначенные физиотерапевтом физические упражнения с помощью 3D-видеокамеры Kinect может улучшить подготовку или реабилитацию.

Анализ и разработка алгоритма распознавания может проходить двумя путями. Первый подход – выявление признаков для каждого вида упражнения. Например, такое упражнение, как приседание, можно считать выполненным, если бедро испытуемого достигает горизонтального положения. То есть в данном случае учитываются только явные признаки наличия упражнения. Главным преимуществом такого подхода является простота написания алгоритма с учетом грамотного выявления признаков. Следующая отличительная особенность состоит в оценке правильности выполнения упражнений, которая также будет осуществляться по отличительным признакам. Необходимо будет включить в алгоритм положение спины, колен, рук и другие. Основной недостаток данного подхода заключается в том, что при схожести определенных упражнений, таких как приседание и прыжок на месте с высоко поднятыми коленями, где бедро также достигает горизонтального положения, невозможно выявить явных признаков для распознавания. Поэтому второй путь разработки алгоритма распознавания заключается в использовании нейронных сетей.

Для разработки алгоритма выберем 6 видов упражнений. Основным принципом в выборе физических упражнений был сбор таких видов физической активности, при которых задействованы одни и те же группы мышц. В качестве перечня физических упражнений для определения правильности их выполнения были выбраны: «приседание», «выпад», «прыжок на месте с высоко поднятыми коленями», «выпрыгивание из низкого приседа», «бег с подниманием бедра» и «бег с захлёстом голени» [1].

Для реализации исследования был использован контроллер движений Microsoft Kinect v.2.0. Суставные точки, координаты которых позволяет определять контроллер, показаны на рисунке 4. Для целей проекта были использованы следующие суставные точки: лодыжка (точки ANKLE_RIGHT и ANKLE_LEFT); колено (KNEE_RIGHT и KNEE_LEFT); тазобедренный сустав (HIP_RIGHT и HIP_LEFT); крайние точки позвоночного

столба (SPINE_BASE и SPINE_SHOULDER) [2]. Алгоритмы реализованы на языке C# в среде Microsoft Visual Studio 2017. По координатам суставных точек с помощью теоремы косинусов вычислялись углы в коленном и тазобедренном суставах правой и левой ноги. Таким образом, были выбраны 4 параметра, которые для удобства записывались в таблицу Microsoft Excel.

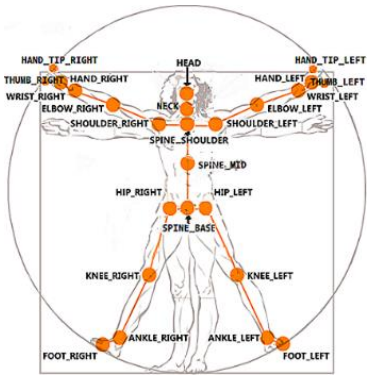


Рисунок 4 – Суставные точки

Для регистрации выбранных упражнений на нижние конечности была проведена следующая подготовка: было выбрано 7 человек – 4 юноши и 3 девушки разного роста и комплекций. Рост юношей варьировался от 165 до 189 см, соответственно: 165 см, 178 см, 185 см и 189 см; рост девушек – от 156 см до 175 см, соответственно: 156 см, 169 см, 175 см. На выбранные параметры (углы в коленном и тазобедренном суставах правой и левой ноги) рост участников регистрации данных не влияет, однако он может повлиять на другие параметры, рассматриваемые на графике выполняемого упражнения, такие как скорость (отражается на ширине паттерна), частота или амплитуда выполняемого упражнения, последнее скорее зависит от подготовки спортсмена. Такой разброс необходимо учитывать при обучении нейронной сети.

В результате было получено 7 записей для 6 видов упражнений, каждая запись содержит 10 повторений (пример одной такой полученной записи для упражнения «Приседание» представлен на рисунке 2).

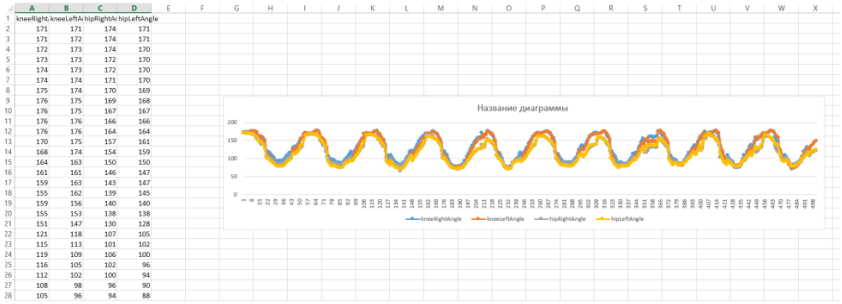


Рисунок 2 – Пример записи упражнения «Приседание»

Для того чтобы произвести обучение нейронной сети по временному ряду данных, необходимо разбить каждую запись на паттерны в соответствии с техникой их выполнения.

В упражнении «Приседание» за начальное положение принимается положение «стоя», следовательно, паттерн выделяется между двумя ближайшими верхними экстремумами графика, на которых углы в коленном и тазобедренном суставах равны 180 градусам.

Каждый паттерн записывается на отдельный лист MS Excel (рисунок 3).

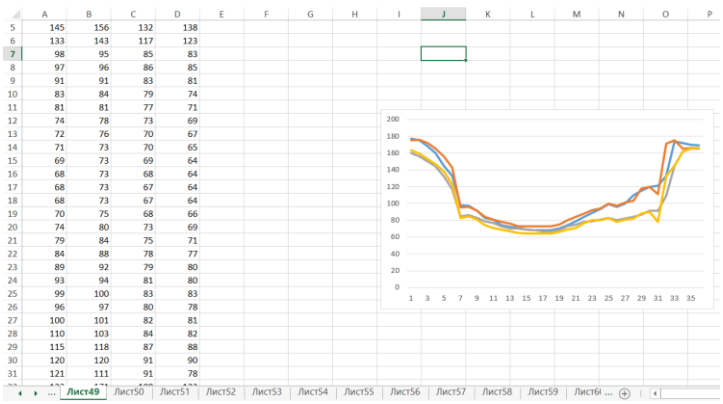


Рисунок 3 – Пример списка паттернов для упражнения «Приседание»

Для упражнения «Выпад на правую ногу» (рисунок 4), как и для предыдущего упражнения, паттерн выбирается между ближайшими двумя верхними точками. Данное упражнение отличается тем, что один параметр – угол в тазобедренном суставе левой ноги остается неизменным.

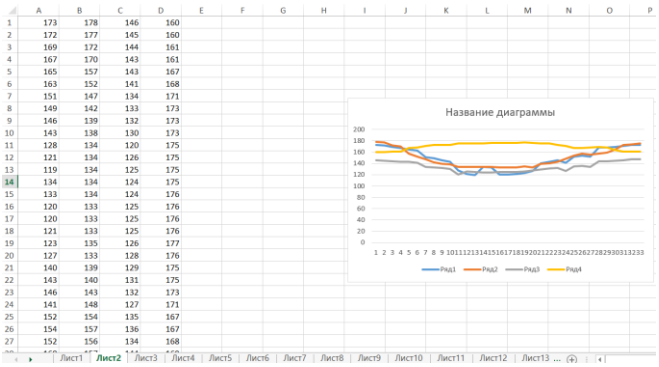


Рисунок 4 – Пример списка паттернов для упражнения «Выпад на правую ногу»

На рисунке 5 представлен паттерн упражнения «Выпрыгивание из низкого приседа». Здесь начальное положение тела отличается от предыдущих. Человек начинает выполнять упражнение из положения «сидя». Также просматривается «фаза полета» – верхний экстремум имеет «П-образную» форму.

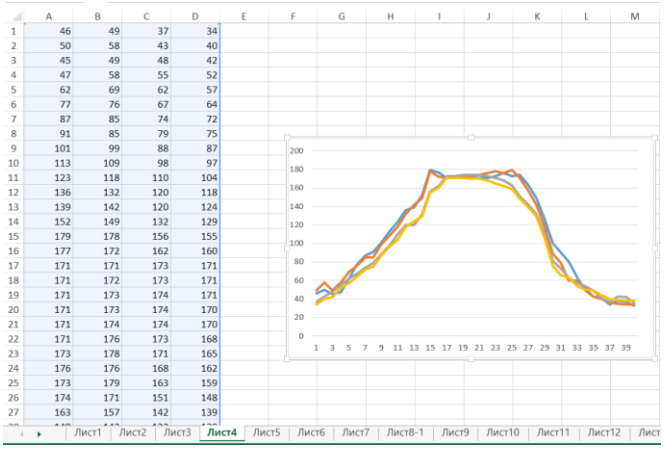


Рисунок 5 – Пример списка паттернов для упражнения «Выпрыгивание из низкого приседа»

В качестве паттерна упражнения «Бег с захлестом голени», представленном на рисунке 6, было принято решение взять двойное повторение упражнения – захлест сначала правой, потом левой ноги.

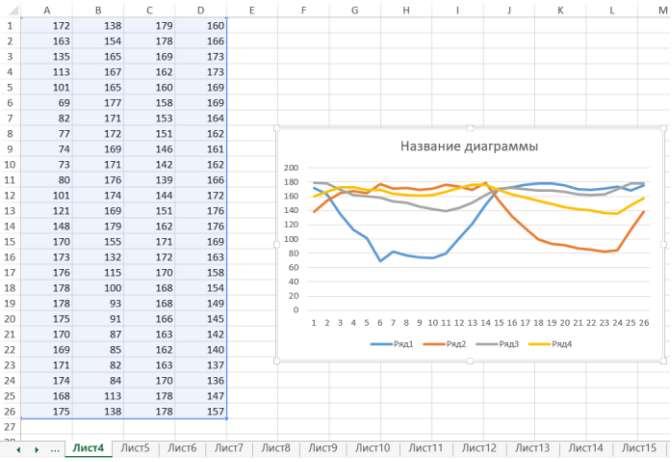


Рисунок 6 – Пример списка паттернов для упражнения «Бег с захлестом голени»

Такое же решение было принято для упражнения «Бег с высоким подниманием бедра» (рисунок 7). Важность последовательности ног при разбиении на паттерны обуславливается тем, чтобы вводимые в нейронную сеть данные не противоречили друг другу.

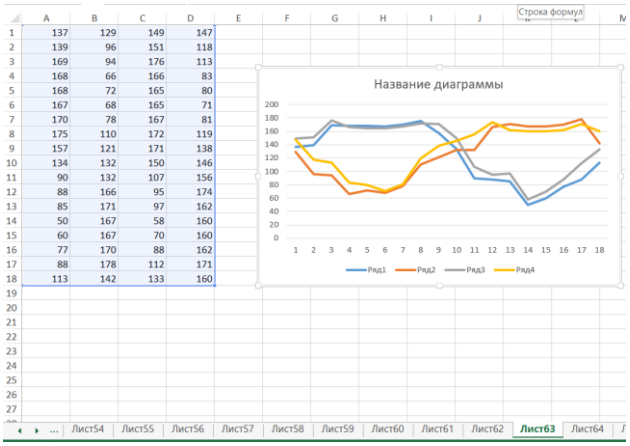


Рисунок 7 – Пример списка паттернов для упражнения «Бег с высоким подниманием бедра»

На рисунке 8 показан паттерн упражнения «Прыжок колени 90 градусов». При выделении данного паттерна необходимо учитывать возникающую вследствие приземления амортизацию в коленном и тазобедренном суставах.

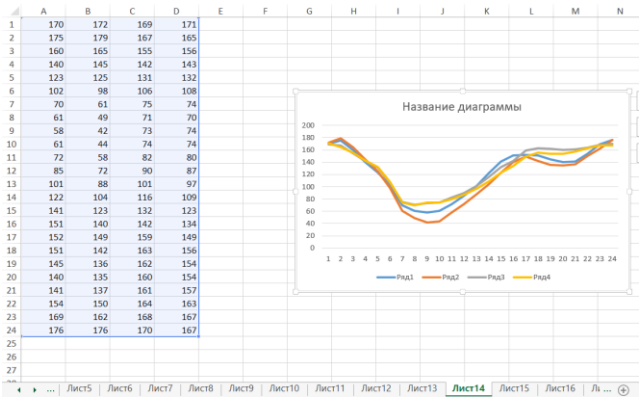


Рисунок 8 – Пример списка паттернов для упражнения «Прыжок колени 90 градусов»

После разбиения на паттерны задача сводится к распознаванию физического упражнения по временному ряду. Рекуррентные нейронные сети (Recurrent Neural Network, RNN) — класс моделей машинного обучения, основанный на использовании предыдущих состояний сети для вычисления текущего. Такие сети удобно применять в тех случаях, когда входные данные задачи представляют собой нефиксированную последовательность значений.

Рассмотрим подробнее структуру LSTM-слоя. Центральным понятием здесь является запоминающий блок (memory cell), который вычисляется на каждом шаге, используя текущее входное значение и значение блока на предыдущем шаге. Входной фильтр (input gate) определяет, насколько значение блока памяти на текущем шаге должно влиять на результат. Значения фильтра варьируются от 0 (полностью игнорировать входные значения) до 1, что обеспечивается областью значений сигмоидальной функции. «Фильтр забывания» (forget gate) позволяет исключить при вычислениях значения памяти предыдущего шага. На основе всех данных, поступающих в момент времени, вычисляется состояние блока памяти на текущем шаге. Выходной фильтр (output gate) аналогичен двум предыдущим. Итоговое значение LSTM-слоя определяется выходным фильтром и нелинейной трансформацией над состоянием блока памяти [3].

Для обучения нейронной сети распознавания физического упражнения по временному ряду необходимо в качестве входных параметров использовать размеры углов коленных и тазобедренных суставов правой и левой ноги, в качестве выходных параметров – виды упражнений. Итого размер входа (input Size) равен 4, число классов (num Classes) равно 6, число скрытых слоев (num Hidden Units) – 100.

Также были использованы 5 слоев:

– слой ввода данных (Sequence Input Layer) вводит данные последовательности в сеть;

– двунаправленный уровень LSTM (BiLSTM Layer) изучает двунаправленные долгосрочные зависимости между временными шагами временного ряда или данными последовательности. Данный слой используется, когда сеть обучается на полном временном ряду на каждом временном шаге;

– полностью связанный слой (Fully Connected Layer) умножает входной сигнал на матрицу весов, а затем добавляет вектор смещения;

– нейронная передаточная функция (Soft max Layer) рассчитывает вывод слоя по его вводу;

– уровень классификации (Classification Layer) вычисляет кросс-энтропийную потерю для задач классификации нескольких классов с взаимоисключающими классами.

После разбиения записей упражнений на паттерны получился набор данных из 420 повторений, по 70 повторений для каждого вида упражнения. Далее были сформированы обучающая (Xtrain) и тестовая (xTest) выборки для каждого из выбранных упражнений (рисунок 9): приседание (excSquatTrain), выпад (excStrideRightTrain), прыжок на месте с высоко поднятыми коленями (excBallJumpTrain), выпрыгивание из низкого приседа (excJumpingSquatTrain), бег с подниманием бедра (excRunHighHipTrain) и бег с захлёстом голени (excRunOverShinTrain). На тестовую выборку приходился каждый четвертый паттерн. После чего был сформирован массив из названий упражнений для обучающей выборки (yTrain), каждое название по номеру соответствовало каждому из упражнений: приседание (labelSquatTrain), выпад (labelStrideRightTrain), прыжок на месте с высоко поднятыми коленями (labelBallJumpTrain), выпрыгивание из низкого приседа (labelJumpingSquatTrain), бег с подниманием бедра (labelRunHighHipTrain) и бег с захлёстом голени (labelRunOverShinTrain). Аналогично было сделано и для тестовой выборки.

```
xTrain = [excBallJumpTrain; excJumpingSquatTrain; excRunHighHipTrain;...
    excRunOverShinTrain; excSquatTrain; excStrideRightTrain];
xTest = [excBallJumpTest; excJumpingSquatTest; excRunHighHipTest;...
    excRunOverShinTest; excSquatTest; excStrideRightTest];
xTrain {size(xTrain,1) + 1, 1} = xTest{size(xTest), 1};
xTest (size(xTest, 1)) = [];

yTrain = [labelBallJumpTrain; labelJumpingSquatTrain; labelRunHighHipTrain;
    labelRunOverShinTrain; labelSquatTrain; labelStrideRightTrain];
yTest = [labelBallJumpTest; labelJumpingSquatTest; labelRunHighHipTest;...
    labelRunOverShinTest; labelSquatTest; labelStrideRightTest];
yTrain {size(yTrain,1) + 1, 1} = yTest{size(yTest), 1};
```

Рисунок 9 – Компоновка паттернов на обучающую и тестовую выборки

Далее было произведено обучение нейронной сети (рисунок 10).

```
maxEpochs = 100;
options = trainingOptions('adam', ...
    'ExecutionEnvironment','cpu', ...
    'GradientThreshold',1, ...
    'MaxEpochs',maxEpochs, ...
    'MiniBatchSize',miniBatchSize, ...
    'SequenceLength','longest', ...
    'Shuffle','never', ...
    'Verbose',0, ...
    'Plots','training-progress');
%%
net = trainNetwork(xTrain,yTrain,layers,options);
```

Рисунок 10 – Обучение сети

После чего был сформирован массив признаков (yPred), полученный путем проверки обученной нейронной сети на тестовой выборке (рисунок 11). Массив yPred содержал названия упражнений, каждый номер которого соответствовал определенному паттерну из тестовой выборки (xTest) [4].

```
xTest = xTest(idx);
yTest = yTest(idx);
yPred = classify(net,xTest, ...
    'MiniBatchSize',miniBatchSize, ...
    'SequenceLength','longest');
%%
acc = sum(yPred == yTest)./numel(yTest);
```

Рисунок 11 – Формирование массива признаков

Для сравнения результатов полученных данных использовали отношение (acc) количества соответствий между признаками, полученными в результате функционирования классификатора на основе нейронной сети (yPred), и признаками, подготовленными заранее, содержащими верные значения (yTest).

В результате проведенных вычислений показатель точности оказался равен 98%. Можно сделать вывод, что обученная сеть точно распознает виды упражнений. Однако, тот факт, что и обучающая, и тестовая выборки были сформированы из упражнений, выполняемых одними и теми же людьми, обосновывает высокую точность данного алгоритма.

Для проверки возьмем отдельного человека, который выполнит те же упражнения, что и группа для обучающей выборки. В результате всех описанных ранее действий показатель точности оказался равен 82 %, что указывает на схожесть некоторых упражнений (алгоритм чаще всего давал неверные значения для упражнений «приседание», «прыжок на месте с высоко поднятыми коленями», «выпрыгивание из низкого приседа»). Не смотря на приведенные ошибки классификатора, 82 % – допустимый показатель точности. Можно сделать вывод, что, используя нейронные сети, можно проводить распознавание движений спортсменов и проходящих реабилитацию пациентов.

Библиографический список

1. Вельможко Н.И. Анализ изменения параметров человеческого тела в процессе выполнения физических упражнений с помощью видеоконтроллера Kinect // Журнал «Политехнический молодежный журнал» МГТУ им. Н.Э. Баумана. – 2020. – №3(44)
2. Игровой контроллер Kinect – первое на рынке устройство для прямого трехмерного измерения URL: https://habr.com/ru/post/109337/ (дата обращения: 22.04.2020).
3. LSTM – нейронная сеть с долгой краткосрочной памятью URL: https://neurohive.io/ru/osnovy-data-science/lstm-nejronnaja-set/ (дата обращения: 22.04.2020).
4. Sequence Classification Using Deep Learning URL: https://ch.mathworks.com/help/deeplearning/examples/classify-sequence-data-using-lstm-networks.html (дата обращения 20.04.2020).

DEVELOPMENT OF AN EXERCISE RECOGNITION ALGORITHM

Velmozhko N.I., Boyko A.A.
Moscow State Technical University named after N.E.Bauman, Moscow, nadja-velmzhk@rambler.ru

Keywords: motion recognition, video analytics, exercise, neural networks, 3D-camera, Kinect, Visual Studio

Annotation. Motion analysis of the human body using video analytics systems is necessary in modern training processes for athletes and rehabilitation systems. There are many different uses for the Microsoft Kinect v.2.0 3D controller. In the framework of this study, a neural network was presented to recognize 6 selected physical exercises on the lower extremities using the 3D video controller MS Kinect. As the main parameters we considered angles in the knee and hip joints when performing physical exercises. The test result of the neural network showed a high percentage of correctly recognized physical exercises. This study was carried out with the aim of further using the results obtained in machine learning to estimate the correctness of physical exercise techniques.

———————— ♦ ————————

ПОДХОДЫ К СОЗДАНИЮ ИНСТРУМЕНТОВ АТАКИ НА БИОМЕТРИЧЕСКОЕ ПРЕДЪЯВЛЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ ЛИЦА И ВЫЧИСЛЕНИЮ ВЕКТОРА ПРИЗНАКОВ ПО ИЗОБРАЖЕНИЮ

Колганов А.Д., Бойко А.А.
Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, г. Москва,
kolganov21@gmail.com, boiko_andrew@mail.ru

Ключевые слова: витальность, локальный бинарный шаблон, инструмент атаки, биометрическое предъявление

Аннотация. С развитием научно-технического прогресса биометрические технологии стали использоваться во множестве областей. Наибольшее распространение биометрические системы получили в сфере безопасности – пограничный контроль, системы распознавания при проведении общественных мероприятий, криминалистика, различные системы контроля и управления доступом. Все они, так или иначе, решают задачу распознавания субъекта и, опционально, принятия решения о предоставлении доступа.

На текущий момент одними из наиболее удобных и широко используемых являются системы распознавания лиц. Они не требуют контактного взаимодействия субъекта с биометрической системой, обладают высокой скоростью распознавания субъекта и последующего принятия решения о предоставлении доступа.

Существует вероятность, что с системой распознавания лиц будет взаимодействовать злоумышленник. Он может предъявить на вход биометрического сканера (камеры) различные инструменты атаки на биометрическое предъявление. Для того, чтобы не допустить успешного проведения атаки, в биометрической системе должен быть предусмотрен модуль определения витальности. Он позволяет системе «понять», к какому классу относится объект, предъявляющий на вход биометрического сканера биометрическую характеристику – подлинный субъект или злоумышленник.

В настоящей работе рассмотрен подход к созданию модуля, способного распознавать атаки с использованием различных типов фотографий.

С развитием научно-технического прогресса биометрические технологии стали использоваться во множестве областей. Наибольшее распространение биометрические системы получили в сфере безопасности – пограничный контроль, системы распознавания при проведении общественных мероприятий, криминалистика, различные системы контроля и управления доступом. Все они, так или иначе, решают задачу распознавания субъекта и, опционально, принятия решения о предоставлении доступа.

На текущий момент одними из наиболее удобных и широко используемых являются системы распознавания лиц. Они не требуют контактного взаимодействия субъекта с биометрической системой, обладают высокой скоростью распознавания субъекта и последующего принятия решения о предоставлении доступа.

Существует вероятность, что с системой распознавания лиц будет взаимодействовать злоумышленник. Он может предъявить на вход биометрического сканера (камеры) различные инструменты атаки на биометрическое предъявление [1]. Для того, чтобы не допустить успешного проведения атаки, в биометрической системе должен быть предусмотрен модуль определения витальности. Он позволяет системе «понять», к какому классу относится объект, предъявляющий на вход биометрического сканера биометрическую характеристику – подлинный субъект или злоумышленник.

Разработка бюджетного и простого с алгоритмической точки зрения модуля определения витальности является актуальной задачей. Целесообразность использования модуля должна быть оправдана задачами, которые он должен решать, а также материальными средствами, которыми располагает конечный пользователь. В настоящей работе рассмотрен подход к созданию модуля, способного распознавать атаки с использованием различных типов фотографий. Атаки с предъявлением фотографии подлинного субъекта не требуют особой подготовки злоумышленника и серьезных финансовых затрат, являются наиболее распространенными [2] и позволяют обходить защиту даже высокостоимостных систем распознавания лиц [3].

Данную работу можно разделить на два основных раздела – подготовка инструментов атаки на биометрическое предъявление для последующего обучения алгоритма модуля определения витальности, и сам алгоритм, позволяющий определить, к какому классу относится предъявленное на вход камеры изображение.

Для подготовки инструментов атаки на биометрическое предъявление была сделана серия из четырех фотографий лиц различных людей, с использованием тыльной камеры смартфона Xiaomi mi9. Главными условиями являлись наличие белого фона изображения и отсутствие посторонних элементов на изображении. Размер изображения – 1500x2000 пикселей. Пример полученной фотографии представлен на рисунке 1а. После получения изображения с него, с использованием графического редактора, были удалены блики, а также неинформативная часть изображения (рисунок 1б).

а)

б)

Рисунок 1 – Зарегистрированное (а) и обработанное (б) изображения

Для увеличения размера обучающей выборки из свободного доступа в сети Интернет были выбраны еще шесть фотографий лиц с аналогичными параметрами. Все эти 10 изображений в дальнейшем классифицируются как изображения подлинных субъектов. Для создания базы инструментов атаки на биометрическое предъявление были сделаны фотографии монитора компьютера, на котором изображена фотография подлинного субъекта (рисунок 2).

Рисунок 2 – Пример инструмента атаки на биометрическое предъявление

В дальнейшем оригинальные изображения и инструменты атаки были отсортированы по двум различным группам – «original» и «fake».

Следующий этап – разработка алгоритма определения класса изображения, предъявляемого на вход камеры. Для разработки алгоритма была использована среда Matlab с установленными пакетами Image Processing Toolbox, Image Acquisition Toolbox, Computer Vision Toolbox. Вектор признаков изображения формировался с помощью вычисления локальных бинарных шаблонов.

Вычисление вектора локальных бинарных шаблонов по изображению включает в себя следующие этапы:

– считывание изображения,

– перевод изображения в градации серого,

– программное изменение размера изображения,

– детектирование лица на изображении,

– выделение информативной области (лица) на изображении с помощью кадрирования,

– расчет вектора локальных бинарных шаблонов для изображения,

– запись вектора локальных бинарных шаблонов в файл с разрешением .csv.

Считывание изображения осуществляется с помощью команды imread. Для автоматизации процесса регистрации всех тестовых изображений был использован цикл for, позволяющий также в дальнейшем работать со всеми изображениями конкретной группы – «original» или «fake».

После регистрации набора изображений каждое из них переводится в градации серого с помощью команды rgb2gray. Этот шаг необходим для корректного определения вектора локальных бинарных шаблонов изображения.

Перед переходом к детектированию лица на изображении эмпирическим путем было выяснено, что успешность детектирования лица зависит от размера изображения, поступающего на вход детектора лиц на изображении, реализованного в пакете Image Processing Toolbox, вследствие этого был выбран масштабирующий коэффициент *k1* = 0,5, позволяющий с использованием команды imresize уменьшить размер изображения в два раза по каждой из сторон.

После сжатия изображение поступает на вход каскадного детектора объектов, позволяющего выделить лицо на изображении. Результатом детектирования является прямоугольная область. Координаты левого верхнего угла прямоугольника, а также его ширина и высота сохраняются в переменной bbox.

Следующим шагом является кадрирование лица на изображении. Кадрирование осуществляется при помощи команды imcrop, на вход которой поступает изображение и координаты прямоугольной области, вне которой изображение необходимо обрезать.

После кадрирования осуществляется расчет вектора локальных бинарных шаблонов по изображению при помощи команды extractLBPfeatures, который впоследствии записывается в отдельный файл с разрешением .csv. Этот файл в дальнейшем будет использован для сравнения векторов локальных бинарных шаблонов двух групп – «original» и «fake».

Результаты описанных стадий алгоритма приведены на рисунке 3.

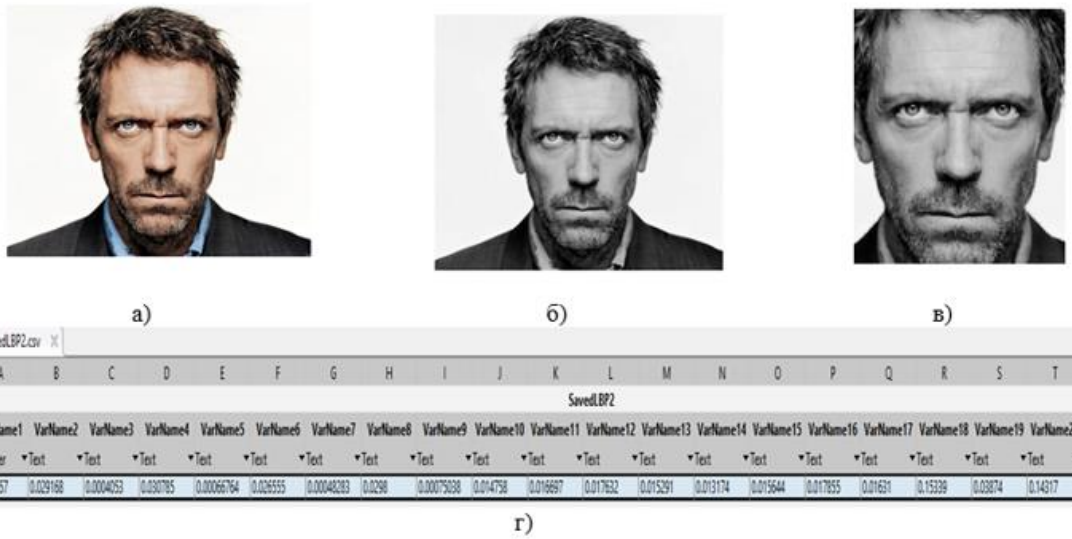


Рисунок 3 – исходное (а), переведенное в градации серого (б), кадрированное (в) изображения лица, сохраненный вектор локальных бинарных шаблонов (г)

Фрагмент алгоритма программы вычисления вектора признаков по изображению представлен на рисунке 4.

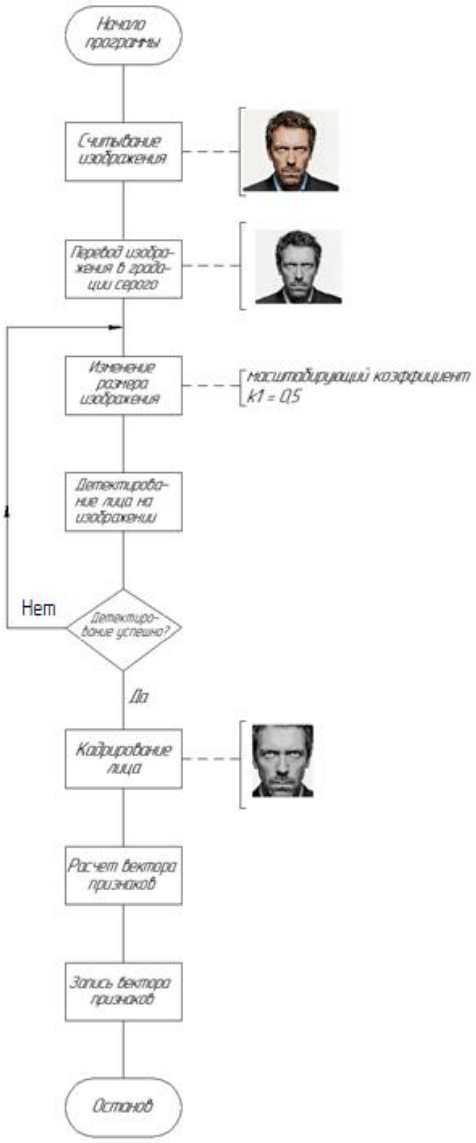


Рисунок 4 – Фрагмент алгоритма программы вычисления вектора признаков по изображению

Библиографический список

1. Bhattacharjee, S. Marcel S. What you can't see can help you – extended-range imaging for 3D-mask presentation attack detection // Gesellschaft für Informat-ik e.V., Bonn, Germany, 2017.

2. Принципы работы и уязвимости биометрических систем аутентификации / Пересыпкин И. П., Мартынова Л. Е., Назарова К. Е., Белозёрова А. А., Попков С. М. // Молодой ученый. — 2016. — №30. — С. 86-88. — URL https://moluch.ru/archive/134/37699/ (дата обращения: 10.04.2020).

3. Распознавание лиц в Samsung Galaxy S10 можно легко обмануть – интернет-ресурс "xakep.ru" – URL: https://xakep.ru/2019/03/11/galaxy-s10-face-unlock/ (дата обращения: 15.04.2020).

APPROACHES TO CREATING BIOMETRIC FACE PRESENTATION ATTACK INSTRUMENTS AND CALCULATION OF THE FEATURES VECTOR BY THE IMAGE

Kolganov A.D., Boiko A.A.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow,
kolganov21@gmail.com, boiko_andrew@mail.ru

Keywords: vitality, local binary pattern, attack tool, biometric presentation

Annotation. With the development of scientific and technological progress, biometric technologies began to be used in many areas. The most widely used biometric systems are in the field of security - border control, recognition systems for public events, forensics, various access control and management systems. All of them, one way or another, solve the problem of recognizing the subject and, optionally, deciding on the provision of access.

Currently, one of the most convenient and widely used are face recognition systems. They do not require contact interaction of the subject with the biometric system, have a high recognition rate of the subject and the subsequent decision to provide access.

There is a possibility that an attacker will interact with the face recognition system. He can present various biometric presentation attack tools to the input of the biometric scanner (camera). In order to prevent a successful attack, a module for determining vitality should be provided in the biometric system. It allows the system to "understand" to which class an object presenting a biometric characteristic to the input of a biometric scanner belongs – a real subject or an attacker.

In this paper, we consider an approach to creating a module capable of recognizing attacks using various types of photographs.

———————— ♦ ————————

РАЗРАБОТКА БЛОКА КОНТРОЛЯ ГЕМАТОКРИТА В СИСТЕМЕ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ВКЛЮЧЕНИЯ L-АСПАРАГИНАЗЫ В ЭРИТРОЦИТЫ ЧЕЛОВЕКА

Кушнир Н.С., Суворова А.С., Старченко А.Е., Самородов А.В.
МГТУ им. Н.Э. Баумана, кафедра «Биомедицинские технические системы», НМИЦ ДГОИ им. Дмитрия Рогачева, лаборатория биофизики, г. Москва,
nikita.k@bmstu.ru, makagonova.anna@mail.ru, alenastarc@gmail.com, avs@bmstu.ru

Ключевые слова: оптический датчик гематокрита, острый лимфобластный лейкоз, таргетная доставка препаратов, гематокрит

Аннотация. В процессе разработки биотехнической системы, реализующей включение лечебного фермента L-аспарагиназы в эритроциты человека, возникла потребность в оценке гематокрита сконцентрированной суспензии эритроцитов. Целью данного исследования является разработка метода измерения гематокрита суспензии эритроцитов в широком диапазоне значений в проводящей магистрали без нарушения ее целостности. В рамках создания оптического датчика для измерения гематокрита был собран макет оптического датчика, проведены экспериментальные исследования с целью определения точности измерения гематокрита сконцентрированной суспензии. Описаны технические методы реализации оптического измерения, основанного на способности клеток крови поглощать и рассеивать инфракрасное излучение. Результат свидетельствует о том, что предлагаемый способ применим для измерения гематокрита суспензии эритроцитов на медицинской трубке с относительной погрешностью 5 %.

Введение. В процессе разработки биотехнической системы для автоматизированного включения L-аспарагиназы в эритроциты человека важными этапами являются первичная и финальная отмывки суспензии эритроцитов [1]. Первичная отмывка необходима для того, чтобы отмыть клетки от консервирующих растворов, предназначенных для их хранения. Финальная отмывка клеток предназначена для отмывки суспензии запечатанных эритроцитов от погибших в результате проведения процедуры гипотонического диализа клеток, вышедшего из них гемоглобина и не вошедшего лекарственного вещества. Проблема реализации отмывки клеток крови заключается в том, что необходимо обрабатывать малые объемы крови, порядка 50 мл, что приводит к сильному разбавлению клеток отмывочным физиологическим раствором [2]. Для реализации процедуры гипотонического диализа, непосредственного включения L-аспарагиназы в эритроциты, не представляется возможным использование сильно разбавленной суспензии эритроцитов. Для осуществления эффективного метода диализа необходимо работать с начальным гематокритом суспензии эритроцитов порядка 60 %, что позволяет экономично использовать дорогостоящий лекарственный фермент и получать на выходе максимальное количество запечатанных эритроцитов [3]. Поэтому перед проведением процедуры гипотонического диализа необходимо концентрировать отмытую суспензию эритроцитов. Для реализации процесса концентрирования клеток необходимо измерять значение гематокрита сконцентрированной суспензии, чтобы остановить процесс концентрирования при достижении требуемого значения гематокрита; причем измерение должно проводиться без нарушения целостности проводящих магистралей.

На сегодняшний день в мире уже существуют производители устройств для неинвазивного измерения гематокрита, например, Fresenius CRIT-LINE [4]. Существующие на рынке устройства обладают рядом недостатков: низкая точность измерения, узкий диапазон измерения гематокрита 15-50 %, необходимость использования специальной кюветы и калибровки перед каждым измерением. Эти недостатки связаны со спецификой работы подобных устройств – в основном они применяются для пациентов, находящихся на гемодиализе, где они необходимы, в первую очередь, для контроля водного баланса. Такой контроль снижает риск осложнений и создает комфортные условия для пациентов, находящихся на аппарате искусственной почки. Но для разрабатываемой системы включения лекарственных веществ в эритроциты человека такие характеристики не удовлетворяют поставленной задаче. В первую очередь из-за того, что вариативность значений гематокрита в нашей системе находится в пределах от 5 до 90 %. А низкая точность измерения может косвенно повлиять на качество полученных фармакоцитов. Поэтому актуальной задачей является создание оптического датчика для измерения гематокрита суспензии эритроцитов, лишенного этих недостатков.

Разработка датчика. Конструкция кюветы. Светопоглощение крови, главным образом, определяется наличием в ней молекул гемоглобина, он встречается, в основном, в виде двух модификаций: оксигемоглобин и диоксигемоглобин [5]. Спектры поглощения модификаций гемоглобина значительно отличаются. Они имеют множество изобестических точек, наиболее интересными для нас являются точки на 805 и 500 нм. Для того, чтобы измерять гематокрит во всем диапазоне, применяется комбинированный датчик, принимающий свет от двух источников излучения на этих длинах волн.

Оптический датчик для измерения гематокрита суспензии эритроцитов представляет собой компактное изделие, которое крепится на магистраль с кровью. Датчик не соприкасается с кровью, поэтому предоставляется возможность для его многократного использования. Конструкция датчика для измерения гематокрита суспензии эритроцитов представлена на рисунке 1.

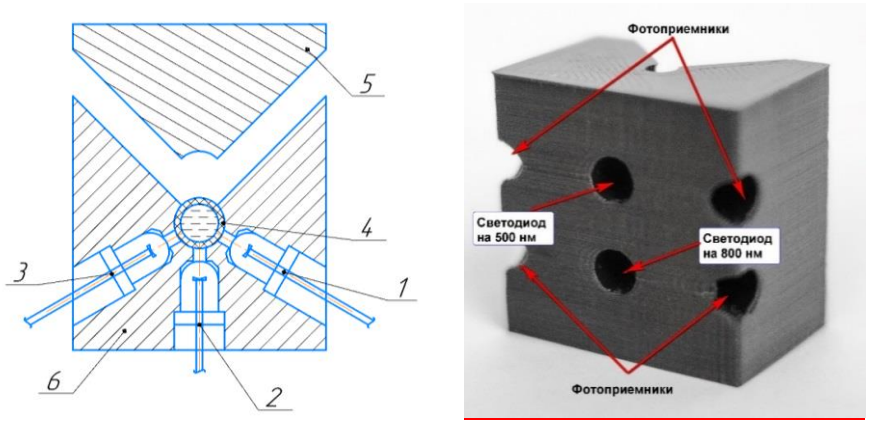


Рисунок 1 - Конструкция оптического датчика для измерения гематокрита

В кювету 6 помещается магистраль 4 с текущей по ней кровью. Для фиксации магистрали в корпусе датчика предусмотрена крышка кюветы 5. Магистраль облучается инфракрасным светодиодом 2, при этом обратно рассеянный под углом 120° свет принимается фототранзисторами 1 и 3. Конструкция источника и приемников на 500 нм аналогична и смещена продольно плоскости инфракрасного светодиода и фототранзисторов. Корпус кюветы изготовлен методом послойного наплавления из чёрного PET-G филамента. Данный пластик полностью отсекает прошедший через него видимый и инфракрасный свет при толщине материала более 0,5 мм. В качестве кровопроводящей магистрали используется стандартная медицинская поливинилхлоридная трубка диаметром 4 мм и толщиной стенки 0,5 мм. Использование двух фототранзисторов для каждого излучателя обусловлено тем, что используемая кровопроводящая магистраль может неплотно прилегать к кювете датчика, иметь неравномерную толщину стенки и посторонние вкрапления. Такое решение может в некоторой степени снизить погрешность измерения.

Разработка электрической схемы

Для измерения значений гематокрита суспензии эритроцитов в процессе концентрирования был создан прототип оптического датчика измерения гематокрита. Прототип осуществляет регистрацию интенсивности, прошедшего через суспензию эритроцитов излучения. Блок питания понижает сетевое напряжение 220 В до 9 В постоянного тока. В качестве источника света выбраны светодиоды с инфракрасным пропускающим фильтром на 800 нм (Thorlabs LED800L). Эмиттером на 500 нм является светодиод GNL-3014BGC, G-NOR OPTOELECTRONICS. Соответственно для приема прошедшего света используются высокочувствительные кремниевые фототранзисторы (Vishay Semiconductor BPW85C) с пиком чувствительности на 800-900 нм. Для обеспечения питания светодиодов фототранзисторов, АЦП и микроконтроллера используется прецизионный линейный регулятор с низким падением напряжения на 5 В. Данные в виде аналогового сигнала с фототранзисторов попадают на 16-ти битный АЦП с программируемым коэффициентом усиления, который оцифровывает поступившие сигналы и передает их по интерфейсу I2C на микроконтроллер. После чего полученные данные обрабатываются микроконтроллером и по шине USB попадают на ПК.

Экспериментальное исследование. Протокол эксперимента.

Эксперименты проводились на базе отдела биофизики и системной биологии ННПЦ ДГОИ им. Дмитрия Рогачева (рук. - д.б.н. Ф.И. Атауллаханов). Экспериментальные исследования по измерению гематокрита проводились на человеческой эритроцитарной массе. Донорские эритроциты однократно отмывались изотоническим раствором натрий-фосфатного буфера после чего центрифугировались для получения высококонцентрированной суспензии с гематокритом около 90 %. Получившийся раствор переливался в стакан и устанавливался на магнитную мешалку, для предотвращения оседания эритроцитов. Для проведения экспериментального исследования была собрана следующая установка (Рисунок 2).

Перистальтический насос прокачивает по системе магистралей эритромассу со скоростью 20 мл/мин. Такая высокая скорость потока предотвращает агрегацию эритроцитов [6], что в свою очередь избавляет от влияния данного эффекта на показания датчика. Датчик, закрепленный на трубке, считывают показания с

фотоприемников и отправляют их на ПК, где они обрабатываются и записываются в файл. Берется контрольная проба для измерения гематокрита методом капиллярного центрифугирования. После измерения, в стакан с кровью добавляется раствор натрий-фосфатного буфера, чтобы снизить гематокрит на 5 % от исходного и снятие показаний повторяется.

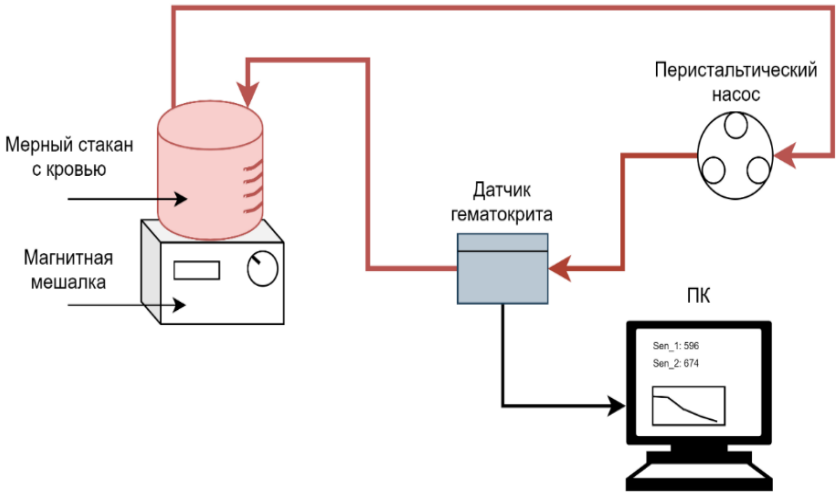


Рисунок 2 - Схема проведения опыта

Измерение повторяется до тех пор, пока гематокрит не достигнет 5 % в абсолютном значении. После чего система разбирается, промывается дистиллированной водой, сушится и со свежей порцией крови цикл эксперимента повторяется.

Результаты. Описанный выше эксперимент повторялся по три раза для пяти разных доноров. Полученные данные были собраны в таблицу, рассчитано среднее значение и среднеквадратическое отклонение для показаний датчика. Полученные данные приведены на графике (Рисунок 3).

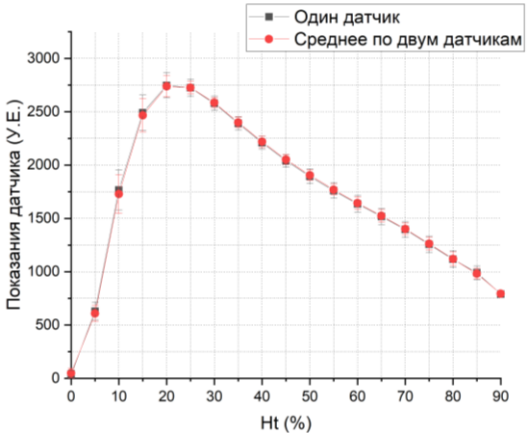


Рисунок 3 - Экспериментальные данные для датчика на 805 нм

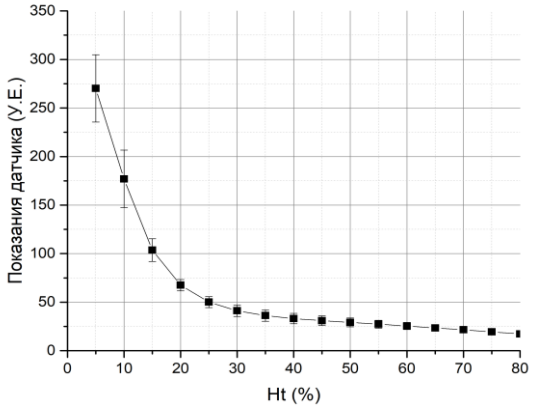


Рисунок 4 - Экспериментальные данные для датчика на 500 нм

На рисунке 3 видно, что на значениях гематокрита от 0 до 20 % интенсивность прошедшего света монотонно возрастает, а в диапазоне от 20 до 90 % монотонно снижется. Для того, чтобы избежать неопределённости и проводить измерение во всем возможном диапазоне, предлагается использование дополнительного фотоприемника, работающего на длине волны в 500 нм. На данной длине волны находится еще одна изобестическая точка, но с большим на два порядка значением коэффициента поглощения гемоглобина. Результаты экспериментального исследования с использованием фотосенсора на 500 нм представлены на рисунке 4. Из результатов видно, что можно использовать пороговое значение для критерия в 65 (У.Е.). При получении данных с фототранзистора на 500 нм превышающих это пороговое значение – расчёт гематокрита производится в диапазоне от 0 – 20 %, а при меньшем значении – от 20 до 100 %. Такой подход позволяет достичь работы датчика во всем диапазоне значений гематокрита.

Так как значение гематокрита суспензии эритроцитов определяется по показаниям фототранзисторов, принимающих сигнал от источника инфракрасного излучения, рассмотрим влияние наличия двух детекторов на относительную погрешность измерения. Для уменьшения ошибки измерения, вызванной неплотной установкой кровопроводящей магистрали в датчик и дефектами в трубке, в качестве результата измерения берется среднее значение данных, полученных с двух фотосенсоров. Относительная погрешность измерения данной серии

экспериментов при использовании одного фототранзистора варьируется в диапазоне от 5 до 10 % и достоверно уменьшается на 1 % при использовании двух детекторов (Рисунок 5). Следовательно использование двух фотоприёмников на одной длине волны – предпочтительно.

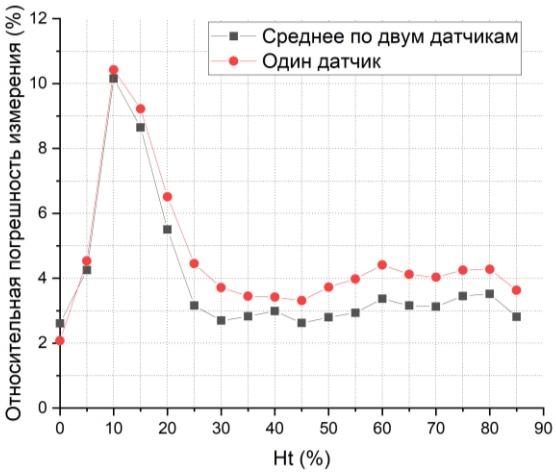


Рисунок 5 – Зависимость относительной погрешности измерения от гематокрита

Заключение. Разработанная система позволяет неинвазивно измерять показатель гематокрита с высокой точностью и в полном диапазоне. Элементы, из которых состоит система, дешевы и доступны. Так как датчик крепится непосредственно на кровопроводящую магистраль, его использование не требует внедрения дополнительной кюветы. Предложенный способ с использованием двойного детектора показал достоверное уменьшение ошибки измерения при его использовании.

Библиографический список

1. Кушнир Н.С., Макагонова А.С. Разработка и исследование макета биотехнической системы для автоматизированного включения L-аспарагиназы в эритроциты человека: Молодежный научно-технический вестник. 2017.

2. Чиссов В. И., Дарьялова С. Л. Клинические рекомендации / Онкология. М.:
ГЭОТАР-Медиа. 2006. 925 с.

3. Витвицкий В. М. Использование эритроцитов в качестве переносчиков противоопухолевых препаратов: дисс. д-ра биол. наук, М., 2015. – 282 с.

4. Каталог продукции Fresenius Medical Care [Электронный ресурс] https://fmcna.com/products/fluid-management/crit-line-iii/

5. Willem Gerrit Zijlstra, Anneke Buursma, Onno Willem van Assendelft Visible and Near Infrared Absorption Spectra of Human and Animal Haemoglobin: Determination and Application. VSP, 2000

6. Соколова И.А. Агрегация эритроцитов. Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2010;9(4):4-26.

7. V. Twersky, “Absorption and multiple scattering by biological suspensions,” Journal of the Optical Society of America, vol. 60, 1970, pp. 1084-1093.

DEVELOPMENT OF A HEMATOCRIT CONTROL UNIT IN A SYSTEM FOR THE AUTOMATED ENCAPSULATION OF L-ASPARAGINASE INTO HUMAN RED BLOOD CELLS.

Kushnir N.S., Suvorova A.S., Starchenko A.E., Samorodov A.V.
Bauman Moscow State Technical University the department «Biomedical technology», Laboratory of Biophysics, Dmitriy Rogachev National Medical Research Center of Pediatric Hematology, Oncology, and Immunology, Ministry of Healthcare of Russian Federation, Moscow,
nikita.k@bmstu.ru, makagonova.anna@mail.ru, alenastarc@gmail.coc, avs@bmstu.ru

Keywords: optical hematocrit sensor, acute lymphoblastic leukemia, targeted drug delivery, hematocrit

Annotation. During the process of developing a biotechnical system for the automated incorporation of L-asparaginase into human erythrocytes, a need arose to evaluate the hematocrit of a concentrated suspension of red blood cells. The purpose of this study is to development of a method for measuring the hematocrit of an erythrocyte suspension in a wide range of values in a conducting line without violating its integrity. As part of the creation of an optical sensor for measuring hematocrit, a mockup of an optical sensor was assembled, experimental studies were conducted to determine the accuracy of the hematocrit measurement of a concentrated suspension. Technical methods for the implementation of optical measurement based on the ability of blood cells to absorb and scatter infrared

radiation were described. The result indicates that the proposed method is applicable for hematocrit measurement on medical tube in relative error of 5 %

———————— ♦ ————————

АЛГОРИТМ ВЫДЕЛЕНИЯ ЭРИТРОЦИТОВ НА МИКРОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ МАЗКОВ КРОВИ

Билал С., Ибрагем Х.
ФГБОУ ВО МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва, sulaimanrussia91@gmail.com, hebarussia92@gmail.com

Ключевые слова: обработка изображений, выделение эритроцитов, мазок крови

Аннотация. В работе описаны этапы алгоритма выделения эритроцитов на микроскопических изображениях мазков крови: предобработка и преобразование Хафа. Предобработка заключается в выделении канала насыщенности, пороговой бинаризации с двумя порогами и объединении полученных изображений операцией исключающего ИЛИ. Затем применяется преобразование Хафа для окружностей, что позволяет выделить эритроциты и решить задачи подсчета их числа и определении их размера. Разработанный алгоритм может быть использован в различных медицинских задачах, требующих анализа мазков крови.

Исследование мазков крови при клиническом анализе является чрезвычайно важным элементом таких диагностических исследований, как оценка функционального состояния организма, эффективности лечения, прогноза течения заболевания [1]. Увеличение разброса эритроцитов по размеру характеризуется таким понятием, как анизоцитоз, который встречается в 10-15% случаев в клинической практике и является ранним признаком нарушения системы эритрона; причем изменения диаметра эритроцитов, выявляемые в мазках крови, возникают раньше изменения их объема, регистрируемого проточными цитоанализаторами. Выявление анизоцитоза в мазках крови предполагает решение задачи выделения эритроцитов на регистрируемых под микроскопом изображениях.

В данной работе были использованы изображения из медицинской онлайн библиотеки [2, 3].

Предложенный алгоритм включает два основных этапа: предобработку и применение преобразования Хафа.

Предобработка изображений клеток крови заключается в применении пороговой бинаризации к каналу насыщенности (S) цветовой системы координат HSV. В результате бинаризации с двумя порогами строятся два изображения, к каждому из которых затем применяется морфологическое замыкание для заполнения небольших пустот. Затем полученные изображения объединяются в одно с использованием операции исключающего ИЛИ (XOR). В результате предобработки изображение содержит связные области, принадлежащие эритроцитам и отдельные небольшие группы пикселей, оставшиеся от лейкоцитов и тромбоцитов. Изображения на каждом из этапов предобработки представлены на рисунке 1.

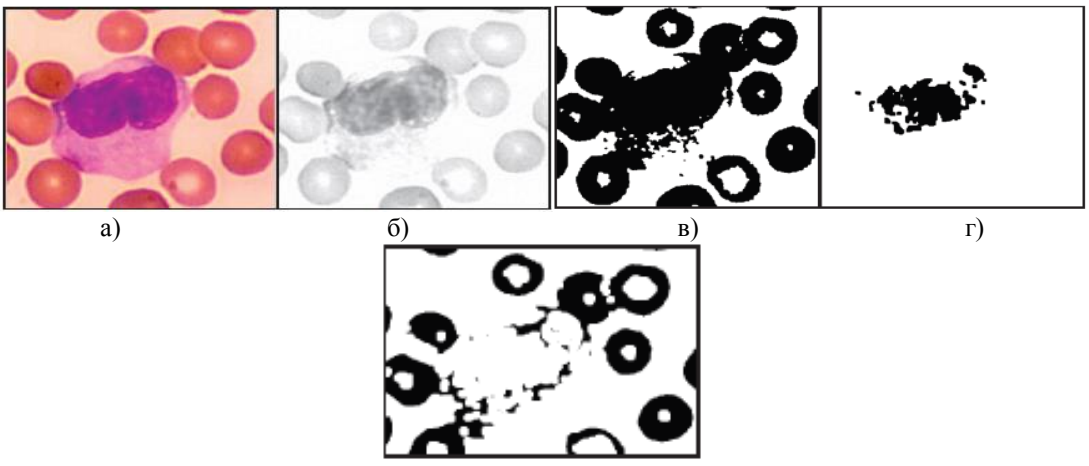


Рисунок 1 – Этапы предобработки изображений: а) исходный фрагмент изображения, б) канал S, в) результаты бинаризации с порогом 1 и морфологического замыкания, г) результаты бинаризации с порогом 2 и морфологических операций дилатации и замыкания, д) результат исключающего ИЛИ

На начальном этапе развития анизоцитоза эритроциты на изображении имеют форму, близкую к кругу, поэтому для их выделения целесообразно использовать преобразования Хафа для окружностей [4]. Перед его применением изображение – результат предобработки сглаживается усредняющим фильтром. При применении преобразования Хафа, исходя из шага дискретизации изображения, задается минимальный и максимальный диаметры искомых объектов. Примеры результатов выделения эритроцитов приведены на рисунке 2.

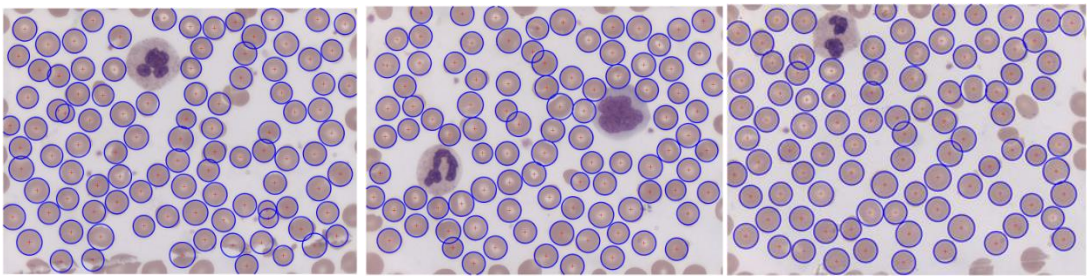


Рисунок 2 – Примеры результатов выделения эритроцитов

Предварительные исследования разработанного алгоритма свидетельствуют о его пригодности для выделения эритроцитов на микроскопических изображениях мазков крови. Результаты выделения могут быть использованы для подсчета числа эритроцитов, построения кривой Прайс-Джонса, расчета статистик распределения эритроцитов по размерам и выявления анизоцитоза на ранней стадии.

Библиографический список

1. Pinsky M.R., Brochard L., Mancebo J. Applied Physiology in Intensive Care Medicine. Springer, 2007. P.229-238.
2. Blood cell histology: http://www.unomaha.edu/hpa/blood.html
3. University of Utah Libarary: http://library.med.utah.edu/WebPath/HEMEHTML/HEME005.html
4. Liangwongsan S., Marungsri B., Oonsivilai R., Oonsivilai A. Extracted circle Hough Transform and circle defect detection algorithm // World Academy of Science, Engineering and Technology. 2011.Vol.5. P.432-436.

ALGORITHM FOR ERYTHROCYTES EXTRACTION ON MICROSCOPIC IMAGES OF BLOOD SMEARS

Bilal S., Ibragem H.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow, sulaimanrussia91@gmail.com, hebarussia92@gmail.com

Keywords: image processing, erythrocyte extraction, blood smear

Annotation. Stages of erythrocytes extraction on microscopic images of blood smears are considered. Two main stages are preprocessing and Hough transform. During preprocessing the saturation color channel is extracted and binarization with two thresholds is performed. Preprocessing is finished with XOR fusion of these two binarized images, which leads to suppression of all other cells except erythrocytes. Then Hough transform extracts erythrocytes which provides there number and sizes estimation. The algorithm could be used in various medical tasks implying blood smear analysis.

———————— ♦ ————————

АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЦИТОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ С ИММУНОХИМИЧЕСКИМ ОКРАШИВАНИЕМ НА МАРКЕР ПРОЛИФЕРАЦИИ Ki-67

Билал С., Ибрагем Х., Самородов А.В.
ФГБОУ ВО МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва, sulaimanrussia91@gmail.com, hebarussia92@gmail.com, avs@bmstu.ru

Ключевые слова: обработка и анализ изображений, иммунохимия, сегментация

Аннотация. В работе описаны этапы алгоритма выделения эпителиальных клеток на микроскопических изображениях препаратов с иммунохимической окраской на маркер пролиферации Ki-67. Для выделения всех имеющихся в препарате клеток применяется преобразование Хафа для окружностей к изображению в канале насыщенности после пороговой бинаризации. Клетки с маркером выделяются с использованием пороговой бинаризации по методу Отсу изображения в градациях серого с последующей постобработкой. Разработанный алгоритм может быть использован для оценки относительного числа клеток, имеющих маркер пролиферации, в задачах дифференциальной диагностике РМЖ.

Ежегодно в мире выявляется более одного миллиона случаев заболевания раком молочной железы (РМЖ). Подтверждение диагноза РМЖ проводится по результатам микроскопического исследования образцов, взятых в хоте тонкоигольной аспирационной биопсии или трепанобиопсии. В настоящее время диагностика РМЖ подразумевают необходимость не только констатации наличия рака, но и определения его биологических характеристик, одной из основных из которых является уровень пролиферации опухоли. Существуют несколько методов определения уровня пролиферации РМЖ, среди которых одним из наиболее востребованных является иммунохимический. При иммунохимическом окрашивании препарата на маркер пролиферации Ki-67 ядра клеток, содержащих данный маркер, окрашиваются темно-коричневым цветом; в

противном случае ядра клеток остаются светло-голубого цвета. В ходе микроскопического исследования окрашенного таким образом препарата определяется доля клеток, имеющих указанный маркер. Полученные результаты позволяют провести классификацию РМЖ и отнести его к люминальному А подтипу при показателе Ki-67 < 20 % или к люминальному В подтипу при показателе Ki-67 ≥ 20 %. Данная классификация существенно влияет на прогноз заболевания и применяемые методы лечения [1, 2].

Трудоемкость микроскопического исследования с визуальным подсчетом клеток приводит к необходимости автоматизации данного процесса. Разработку алгоритма автоматизированного анализа изображений клеток с иммунохимической окраской на Ki-67 облегчает тот факт, что окрашенные ядра имеют примерно одинаковую интенсивность окраски (в отличие от иммунохимической окраски на другие рецепторы). Однако небольшой контраст клеток с неокрашенными ядрами и присутствие артефактов в препаратах осложняет разработку такого алгоритма.

В научно-технической литературе описан ряд алгоритмов выделения клеток (см., например, [3, 4]). Предложенный в настоящей работе алгоритм сегментации всех присутствующих в препарате клеток, как содержащих, так и не содержащие маркер пролиферации, заключается в применении пороговой бинаризации к каналу насыщенности (S) цветовой системы координат HSV. Затем, так как клетки имеют округлую форму, для их выделения используется преобразования Хафа для окружностей. Перед его применением изображение сглаживается усредняющим фильтром. При применении преобразования Хафа, исходя из шага дискретизации изображения, задается минимальный и максимальный диаметры клеток. Примеры результатов выделения эпителиальных клеток на цитологическом изображении приведены на рисунке 1.

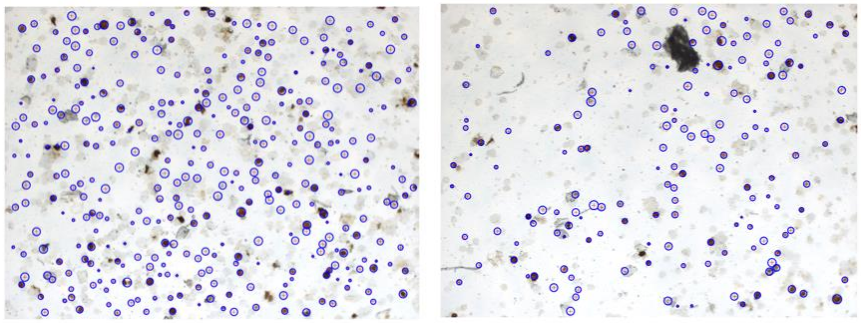
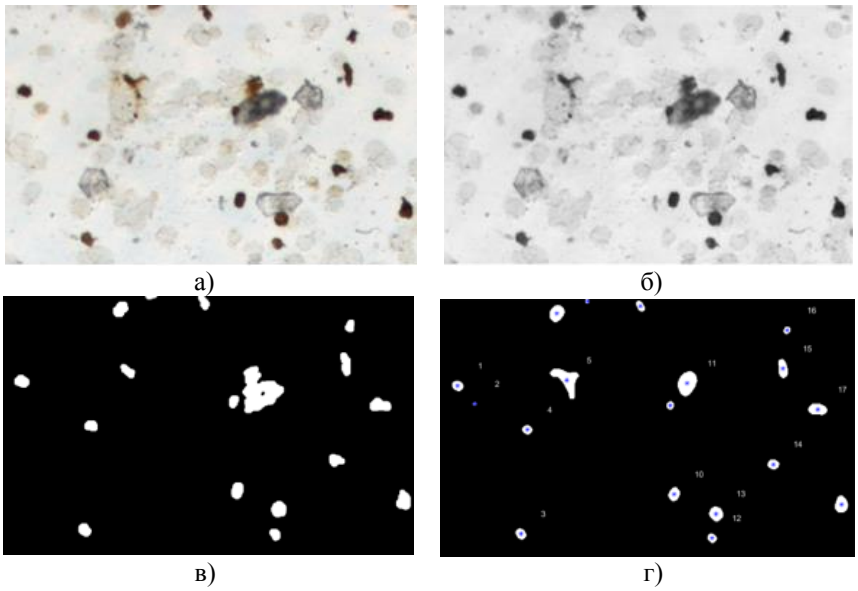


Рисунок 1 – Примеры результатов выделения клеток

На следующем этапе выделяются клетки, содержащие маркер пролиферации Ki-67. Алгоритм включает следующие этапы: предобработка, бинаризация, постобработка. Предобработка заключается в выполнении медианной фильтрации и стандартном приведении изображения к градациям серого с использованием коэффициентов для RGB-координат, соответствующих кривой видности глаза. Бинаризация выполняется по методу Отсу. Постобработка заключается в улучшении построенной маски с использованием операции заливки внутренних областей выделенных объектов и трассировке границ. Изображения на каждом из этапов обработки представлены на рисунке 2.



а) б)

в) г)

Рисунок 2 – Этапы выделения клеток с маркером Ki-67: а) фрагмент исходного изображения, б) изображение в градациях серого, в) результаты бинаризации по методу Отсу, г) результат выделения клеток

Предварительные исследования разработанного алгоритма свидетельствуют о его пригодности для выделения клеток на изображениях с иммунохимической окраской на маркер пролиферации Ki-67. Результаты выделения могут быть использованы для оценки относительного числа клеток, имеющих данный маркер, в задачах дифференциальной диагностике РМЖ.

Библиографический список

1. Breast / G.N. Hortobagyi [et al.]. In: AJCC cancer staging manual, eighth edition. Chicago, Illinois: The American College of Surgeons, 2018. P.589-636.
2. Клинические рекомендации. Рак молочной железы. Министерство здравоохранения Российской Федерации, 2018. 90 с. URL: http://www.oncology.ru/association/clinical-guidelines/2018/rak_molochnoy_zhelezy_pr2018.pdf
3. Kumar R., Srivastava R., Srivastava S. Detection and classification of cancer from microscopic biopsy images using clinically significant and biologically interpretable features // Proc of Journal of Medical Engineering. 2015. Vol.2015. Article ID 457906, 14 p.
4. Patil G.B., Jain S.N. Cancer cells detection using digital processing methods // International Journal of Latest Trends in Engineering and Technology. 2014. Vol.3, Issue 4. P.45-49.

ALGORITHM FOR IMAGE SEGMENTATION OF CYTOLOGICAL PREPARATIONS WITH IMMUNOCHEMICAL STAINING FOR Ki-67 PROLIFERATION MARKER

Bilal S., Ibragem H., Samorodov A.V.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow, sulaimanrussia91@gmail.com, hebarussia92@gmail.com, avs@bmstu.ru

Keywords: image processing and analysis, immunochemistry, segmentation

Annotation. Stages of epithelial cells extraction on microscopic images of preparations with immunochemical staining for Ki-67 proliferation marker are considered. All cells in the preparation are extracted with Hough transform for circles, applied to the saturation color channel after binarization. Cells with the marker are extracted by Otsu binarization, applied to the gray-scale image, followed by post-processing. The algorithm could be used for percentage of Ki-67-positive cells estimation in the tasks of differential diagnostics of breast cancer.

СЕКЦИЯ 6

БИОТЕХНИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ АППАРАТЫ, СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ

АНАЛИЗ ПАРАМЕТРОВ ЦИФРОВЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

[1]Абдуллаев Н.Т., [2]Пашаева К.Ш.
[1]Азербайджанский Технический Университет, г. Баку, Азербайджан, a.namik46@mail.ru,
[2]Бакинская Высшая Школа Нефти, г. Баку, Азербайджан, is_kamalya@yahoo.com

Ключевые слова: цифровой фильтр, электромиография, сигнал

Аннотация. В этой статье рассматривается влияние порядка фильтра и параметров частоты среза на выходной сигнал фильтра IIR Баттерворта при сглаживании сигнала sEMG, зарегистрированного от мышцы Biceps Femoris. Фиксация порядка фильтра и изменение частоты среза показали большее искажение сигнала, чем при фиксации частоты среза и изменении порядка фильтра. Можно сделать вывод, что порядок фильтра оказывает меньшее влияние на выход фильтра по сравнению с влиянием изменения частоты среза. Это исследование может быть полезным и применимым для вспомогательных устройств на основе ЭМГ-контроля, где важна величина сигнала ЭМГ.

За последние несколько лет популярность исследований в области электромиографии возросла. Прогрессивное понимание человеческого тела, повышенная осведомленность для изучения преимуществ междисциплинарных исследований, развитие сенсорных технологий и экспоненциальный рост вычислительных способностей компьютеров - все это факторы, способствующие расширению исследований ЭМГ. Имея так много информации и так много разных исследовательских целей, часто легко не заметить запутанность, точность и изящество, связанные с записью качественных сигналов ЭМГ.

Фильтры бесконечного импульсного отклика (IIR) являются фундаментальной техникой обработки сигналов для анализа поверхностной электромиографии (sEMG). Эти фильтры определяются их конкретными порядками (например, первого, второго или третьего порядка) и частотой. Хотя сигналы ЭМГ от скелетных мышц человека важны для реализации функций мышц, но в литературе нет согласованности относительно влияния различных порядков фильтра и частоты среза при обработке и фильтрации сигнала ЭМГ для разных конечностей. Поэтому важно знать реакцию мышечного ЭМГ-сигнала после изменения порядка фильтров и частоты среза.

Исследован ряд научных работ, связанных с тематикой данной статьи, для сравнения параметров цифровых фильтров, используемых в обработке ЭМГ сигналов.

Целью исследования в [1] было удаление двух основных шумов, которые нарушают поверхностный сигнал электромиографии (диафрагма). Этими сигналами являются артефакт ЭКГ и артефакт помех в линии электропередачи. Использованы два метода фильтрации - функция 50 Гц (основная) и функция 150 Гц (первая гармоника) для помех линии электропередачи, а вторая - с помощью метода поиска соответствия, объединенного со структурой LMS для оценки артефакта ЭКГ.

В [2] исползована основная идея метода «анализ интенсивности» (предложенной Винзенц фон Чарнером (2000)), которая заключается в описании «мощности» (или «интенсивности») нестационарного сигнала ЭМГ как функции времени и частоты. Связь с теорией вейвлетов заключается в том, что фильтр создается путем перемасштабирования заданного материнского вейвлета с использованием специального массива (центральных частот) с непостоянной относительной шириной полосы.

В статье [3] разрабатывается оптимальный изменяющийся во времени выбор длины окна сглаживания с использованием стохастической модели сигнала ЭМГ. Оптимальный выбор зависит от амплитуды ЭМГ и ее производных. Симуляционные исследования, в которых амплитуда ЭМГ изменялась случайным образом, показали, что «лучший» адаптивный фильтр работал так же, как и «лучший» фильтр фиксированной длины.

Сушествуют полные программные пакеты обработки ЭМГ сигналов [4].

В [5] предложена модель на основе фильтра Калмана, в которой определяется взаимосвязь между углами соединения и записанными сигналами ЭМГ. Сигналы ЭМГ регистрировались от мышц бицепса и трицепса и использовались для тренировки декодера фильтра Калмана. Рассчитав корреляцию и нормированную среднеквадратичную ошибку (NRMSE) между декодированным и фактическим углами соединения, оценена производительность декодера.

Цель в исследовании [6] состояла в том, чтобы обеспечить надежный и естественный контроль для приложений реабилитации и взаимодействия с компьютером. Система способна классифицировать различные действия на 100%. Для сравнения, классификация традиционной ICA и необработанной sEMG для одних и тех же экспериментов и схожих признаков составила 65% и 60% соответственно. Это исследование демонстрирует, что sEMG может быть разложен на отдельные виды мышечной деятельности с использованием полуслепого BCA. Мышечная активность после разложения может быть использована для точного определения мелких и тонких движений рук и жестов.

Отдельные мышцы могут рассматриваться как независимые на местном уровне, и это является аргументом для разделения сигналов с использованием независимого компонентного анализа (ICA). В недавнем прошлом, благодаря легкому доступу инструментов ICA, многие исследователи пытались использовать независимый компонентный анализ (ICA) для этого приложения. В работе [7] приводятся исследования, проведенные для оценки использования ICA для разделения мышечной активности и удаления артефактов из sEMG. Несмотря на разные подходы обработки ЭМГ сигналов существует общепринятый порядок выполнения цифрового анализа [8]:

1. необработанное усиление сигнала (дифференциальный режим);
2. аналоговый полосовой фильтр;
3. аналого-цифровое преобразование с постоянной частотой дискретизации;

4a. выпрямитель и цифровой фильтр нижних частот («линейная огибающая») или

4b. среднеквадратичный (RMS) фильтр;

5. вкл, определение времени выключения;
6. частотно-временной анализ.

До настоящего времени поиск лучшей схемы усиления и фильтрации, способной точно уловить характеристики поверхностных сигналов ЭМГ для предполагаемых применений, все еще остается сложной задачей. В [9] исследованы высокочастотные фильтры, в том числе второго и четвертого порядка с подавлением низкочастотных шумов. Анализ, проверка и эксперимент показали, что фильтр верхних частот второго порядка может адекватно подавлять низкочастотные шумы. Эксперимент также ясно показал, что помехи в линии электропередачи необходимо тщательно обрабатывать для более высокого отношения сигнал/шум (SNR), поскольку режекторный фильтр может привести к потере полезных компонентов сигнала.

В [10] представлены фундаментальные концепции, относящиеся к аналого-цифровому сбору данных, с конкретной целью записи качественных сигналов ЭМГ.

В [11] рассматривается проблема классификации жестов рук человека с помощью сигналов электромиографии (ЭМГ), которые обычно искажаются шумом. Зашумленные сигналы ЭМГ приводят к значительному ухудшению характеристик классификации и для повышения производительности, для устранения шума в воспринимаемых сигналах ЭМГ используется фильтр сглаживания Гаусса (GSF). выполняется сравнение для классификации сигналов ЭМГ, сглаженных с использованием медианного фильтра (MF), по сравнению с GSF, и показано превосходство GSF.

Цель исследования в [12] состояла в том, чтобы оценить потенциал высокочастотной (HP) фильтрации для улучшения согласования поверхностных сигналов ЭМГ с сигналами, записанными внутримышечно. ЭМГ регистрировалась на поверхности кожи над мышцами инфраспинатуса и супраспинатуса, а также с тонких проволочных электродов, помещенных в мышцы нижнего отдела позвоночника, супраспинатус и малые мышцы. Поверхностные сигналы ЭМГ были отфильтрованы с помощью HP на 18 частотах отсечки (0–510 Гц с шагом 30 Гц), а временные истории были сопоставлены с сигналами от проволочных электродов. Фильтрация HP существенно не изменяла взаимосвязь формы волны активации мышц между поверхностными и проводными сигналами, пока обрезание не достигло 240 Гц.

В статье [13] обсуждаются различные типы шумов, которые влияют на сигнал ЭМГ, а также некоторые основные методы устранения шума.

Определение полосы пропускания всегда является компромиссом между (а) уменьшением шума и загрязнением артефактов, и (б) сохранением желаемой информации из сигнала sEMG. Этот подход был разработан, чтобы исследовать эффекты механических возмущений и шума, которые обычно встречаются во время записей sEMG в клинических и связанных приложениях [14]. Анализ установил взаимосвязь между коэффициентами ослабления артефакта движения и сигналом sEMG как функцию полосы пропускания фильтра. Когда это соотношение сочетается с другими соображениями, относящимися к информативности сигнала, искажению сигнала фильтров и типам артефактов, оцененных в этом исследовании, фильтр Баттерворта с угловой частотой 20 Гц и наклоном 12 дБ / окт рекомендуется для общего пользования. Результаты этого исследования имеют отношение к биомеханическим и клиническим применениям, где измерения динамики тела и кинематики могут включать источники артефактов.

Традиционные пространственные фильтры для поверхностного ЭМГ не учитывают, что некоторые электроды могут иметь плохой контакт с кожей. В отличие от традиционных априорно определенных фильтров, исследование [15] представляет метод адаптивной пространственной фильтрации, который адаптируется к характеристикам сигнала. Адаптивный фильтр, фильтр максимального куртоза (MKF), был получен с использованием линейной комбинации окружающих каналов, которая максимизирует куртоз. MKF и

обычные фильтры применялись для имитации сигналов ЭМГ и реальных сигналов ЭМГ, записанных с помощью электродной сетки, для оценки их эффективности при обнаружении единичных узлов двигателя. МКФ сравнивали с обычными методами пространственной фильтрации.

Разложение сигналов электромиографии (ЭМГ) на составляющие потенциалы действия двигательной единицы (MUAP) может позволить глубже понять основные процессы, связанные с нейромышечной системой. Подавляющее большинство методов разложения ЭМГ, найденных в литературе, зависят от сложных алгоритмов и специальных инструментов. В качестве попытки внести вклад в решение этих проблем, в [16] предлагается метод, основанный на наборе согласованных фильтров для разложения сигналов ЭМГ.

Для количественной обработки сигналов необходимо исключить артефакты и шумы из необработанных данных ЭМГ и в [17] показан простой и эффективный способ с помощью рекурсивного цифрового фильтра Баттерворта первого порядка.

Анализ данных

Исходя из вышеобсуждаемых и других исследований, для эксперимента выбран фильтр с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ) разного порядка и с разными частотами отсечки.

Поведение БИХ-фильтра можно обобщить с помощью так называемой функции АЧХ. Функция АЧХ фильтра Баттерворта нижних частот имеет следующую формулу:

$$|H_c(jw)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{w_c}{w_s}\right)^{2N}}$$

где w_s, w_c - частота дискретизации и частота отсечки соответственно, а N - порядок фильтра. Для фильтра нижних частот должно выполняться неравенство $w_s<w_c$.

Для измерения качества используется пиковое отношение сигнал / шум (PSNR), которое обратно связано с искажением сигнала, то есть его числовое значение уменьшается с увеличением искажения в восстановленном сигнале. Таким образом, чем выше PSNR, тем лучше качество сжатого или восстановленного сигнала. PSNR рассчитывается по формуле PSNR = 10 * log10 ((max (EMG)) / MSE); где MSE - среднеквадратические ошибки, определяемые как MSE = Σ ((EMG - FilteredSignal) ^{2})) / N.

Для эксперимента выбраны разные полосы пропускания и разные порядки фильтра.

Таблица 1 - Пиковое отношение сигнал/шум (PSNR) для разных показателей фильтра

Полоса пропускания	1-ый порядок	3-ий порядок	5-ый порядок	7-ой порядок
2 кГц	13.11002	12.76813	12.76813	11.93276
4 кГц	13.11593	12.95881	12.74298	12.57127
6 кГц	13.11886	13.03158	12.91276	12.81876
8 кГц	13.12081	13.07554	13.01402	12.96574
9 кГц	13.12164	13.09341	13.06482	13.02479

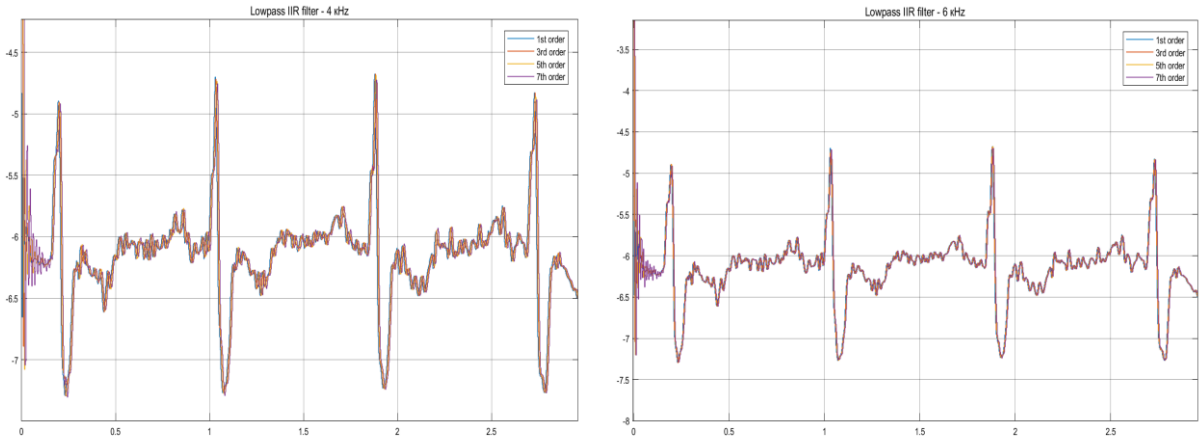


Рисунок 1 - Результаты фильтрации ЭМГ сигнала для разных частот полосы пропускания

Рисунок 1 показывает, что при выборе более высокой частоты среза, например, 6 Гц, порядок фильтра не влияет на выходной сигнал, как это происходит, когда частота среза была 4 Гц, при этом получаются почти те же результаты, даже при изменении порядка фильтра со значительными значениями.

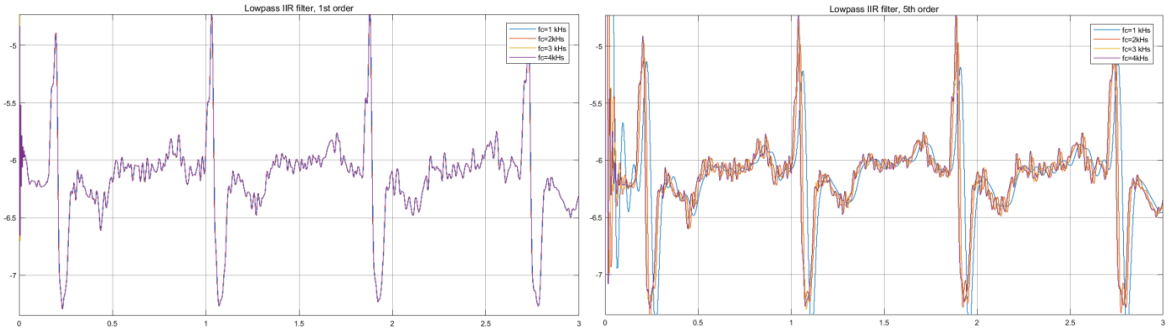


Рисунок 2 - Результаты фильтрации ЭМГ сигнала для разных значений порядка

Из рисунка 2 видно, что при изменении порядка фильтров с разной частотой среза на выход сигнала существенно влияет порядок фильтров. Понятно, что с ростом порядка амплитуда также увеличивается.

Выводы. В этой статье рассматривается влияние порядка фильтра и параметров частоты среза на выходной сигнал фильтра IIR Баттерворта при сглаживании сигнала sEMG, зарегистрированного от мышцы Biceps Femoris. Фиксация порядка фильтра и изменение частоты среза показали большее искажение сигнала, чем при фиксации частоты среза и изменении порядка фильтра. Можно сделать вывод, что порядок фильтра оказывает меньшее влияние на выход фильтра по сравнению с влиянием изменения частоты среза. Это исследование может быть полезным и применимым для вспомогательных устройств на основе ЭМГ-контроля, где важна величина сигнала ЭМГ.

Библиографический список

1. Slim Yacoub, Kosai Raoof. Noise Removal from Surface Respiratory EMG Signal. World Academy of Science, Engineering and Technology 14 2008

2. F Borg. Filter banks and the "Intensity Analysis" of EMG. mor_filter.sxw

3. Edward A. Electromyogram Amplitude Estimation with Adaptive Smoothing Window Length. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 46, No. 6, June 1999

4. J.A. Guerrero, J.E. Macias-Diaz. Tools for Electromyogram Signals (EMG) Analysis. 2018-02-18 08:11:14UTC

5. Hend ElMohandes ……. Decoding Arm Kinematics from EMG Signals Using Kalman Filter. Proceedings of the 2018 8th International Conference on Biomedical Engineering and Technology, Pages 96-102

6. Naik GR[1], Kumar DK, Palaniswami M. Surface EMG based hand gesture identification using semi blind ICA: validation of ICA matrix analysis. Electromyogr Clin Neurophysiol. 2008 Apr-May;48(3-4):169-80

7. Djuwari D[1], Kumar DK, Naik GR, Arjunan SP, Palaniswami M. Limitations and applications of ICA for surface electromyogram. Electromyogr Clin Neurophysiol. 2006 Sep;46(5):295-309.

8. William Rose. Electromyogram analysis. Mathematics and Signal Processing for Biomechanics. 2014-07-23

9. Jingpeng Wang, Liqiong Tang, John E Bronlund. Surface EMG Signal Amplification and Filtering. *International Journal of Computer Applications (0975 – 8887) Volume 82 – No1, November 2013*

10. Fundamental Concepts
In EMG Signal Acquisition. *Delsys Inc., 2003, p. 31*

11. I. F. Ghalyan ; Z. M. Abouelenin ; V. Kapila. Gaussian Filtering of EMG Signals for Improved Hand Gesture Classification. 2018 IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium (SPMB)

12. Stephen H.M., Rebecca L., Clark R. High-pass filtering surface EMG in an attempt to better represent the signals detected at the intramuscular level. https://doi.org/10.1002/mus.21470

13. Amrutha N., Arul V. H. A Review on Noises in EMG Signal and its Removal. International Journal of Scientific and Research Publications, Volume 7, Issue 5, May 2017, pp. 23-27

14. Carlo J.De Luca, L.Donald Gilmore, Mikhail Kuznetsov, Serge H.Roy. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. Journal of Biomechanics. Volume 43, Issue 8, 28 May 2010, Pages 1573-1579

15. N. Östlund, J. Yu, K. Roeleveld, J. S. Karlsson. Adaptive spatial filtering of multichannel surface electromyogram signals. Medical and Biological Engineering and Computing, November 2004, Volume 42, Issue 6, pp 825–831

16. Ailton Luiz Dias Siqueira Júnior, Alcimar Barbosa Soares. A novel method for EMG decomposition based on matched filters. Research on Biomedical Engineering, vol.31 no.1 Rio de Janeiro Jan./Mar. 2015, http://dx.doi.org/10.1590/2446-4740.0643

17. V. R. Zschorlich. Digital filtering of EMG-signals. Electromyography and clinical neurophysiology · April 1989

ANALYSIS OF PARAMETERS OF THE DIGITAL FILTER TO PROCESS ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS

[1]Abdullayev N.T., [2]Pashayeva L.Sh.
[1]Azerbaijan Technical Univeristy, Baku, Azerbaijan, a.namik46@mail.ru
[2]Baku Higher Oil School , Baku, Azerbaijan, is_kamalya@yahoo.com

Keywords: digital filter, electromyography, signal

Annotation. This article discusses the effect of filter order and cutoff frequency parameters on Butterworth IIR filter output when smoothing the sEMG signal recorded from Biceps Femoris muscle. Fixing the filter order and changing the cutoff frequency showed a greater signal distortion than when fixing the cutoff frequency and changing the filter order. It can be concluded that the order of the filter has a smaller effect on the filter output compared to the effect of changes in the cutoff frequency. This study may be useful and applicable for assistive devices based on EMG control, where the magnitude of the EMG signal is important.

———————— ♦ ————————

УСТРОЙСТВО ПОМЕХОУСТОЙЧИВОЙ РЕГИСТРАЦИИ АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ

Федотов А.А.
Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева, г. Самара, fedoaleks@yandex.ru

Ключевые слова: артериальная пульсация крови, артефакт движения, адаптивная фильтрация

Аннотация. В статье рассматривается структурное построение носимого устройства помехоустойчивой регистрации артериальной пульсации крови, функционирующего в условиях повседневной деятельности человека. Разработана методика цифровой обработки сигнала артериальной пульсации крови на основе полосовой частотной фильтрации и адаптивного подавления шумов. Разработана структурная схема измерительного канала устройства регистрации артериальной пульсации крови.

Одним из ведущих трендов развития современной медицинской техники является создание портативных носимых приборов для динамического мониторинга жизненно важных функций организма человека в условиях естественного поведения. Подобные системы потенциально позволяют оценивать риски возникновения заболеваний на донозологической стадии, вероятность осложнения хронических заболеваний, эффективность проводимого лечения [1, 2].

Важное место в современной клинической диагностике занимает мониторинг параметров сердечного ритма с целью объективного контроля состояния сердечно-сосудистой системы человека, уровня стресса и напряжённости регуляторных систем организма. Физиологические показатели сердечного ритма человека являются доступными для длительного мониторинга, обладают высокой информативностью об общем состоянии гомеостаза, при этом значимость и актуальность проблемы ранней диагностики кардиологических патологий трудно переоценить.

В системах длительного мониторинга сердечно-сосудистой системы в условиях свободного поведения человека наибольший практический интерес представляет регистрация сигнала периферических артериальных пульсаций с помощью поверхностно расположенных датчиков. Использование для мониторинга сигнала пульсовой волны обладает большим удобством по сравнению с регистрацией электрокардиографического сигнала, а также обеспечивает повышение диагностических возможностей за счёт наблюдения за состоянием артериального русла и периферического кровотока.

Одним из наиболее клинически эффективных и универсальных методов неинвазивной регистрации артериальной пульсации крови является метод фотоплетизмографии [3, 4]. Данная работа посвящена разработке носимого устройства помехоустойчивой регистрации артериальной пульсации крови в условиях повседневной деятельности человека.

На рисунке 1 приведена структурная схема измерительного канала разрабатываемого устройства регистрации артериальной пульсации крови; на рисунке показано: 1 – генератор тока; 2 – светоизлучающий диод; 3 – фотодиод; 4 – акселерометр; 5 – преобразователь тока в напряжение; 6 – синхронный детектор; 7 – 2 канальный сигма-дельта аналого-цифровой преобразователь (АЦП); 8 – микроконтроллер (МК); 9 – Bluetooth передатчик. Пунктиром показаны фотоплетизмографический датчик и акселерометр, выполненные конструктивно в едином компактном корпусе.

Излучатель пальцевого датчика содержит светодиод с длиной волны оптического излучения 940 нм, питаемый прямоугольными импульсами тока от генератора тока 1 (амплитуда тока 20 мА, скважность 2, частота 1 кГц). Прошедшее сквозь биологические ткани пальца оптическое излучение поступает на фотоприёмник датчика, включённый в фотогальваническом режиме. Полученный фототок преобразуется в напряжение с помощью преобразователя ток–напряжение, выполненного на базе прецизионного операционного усилителя со сверхмалыми входными токами (несколько десятков пА).

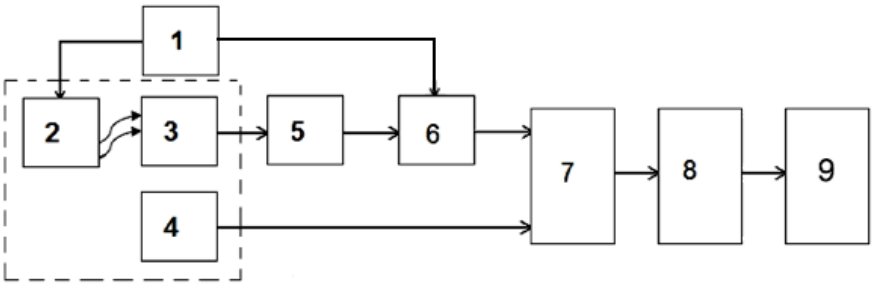


Рисунок 1 – Структурная схема измерительного канала устройства регистрации артериальной пульсации крови

Сигнал напряжения с выхода преобразователя тока в напряжение поступает на синхронный демодулятор, где происходит выделение огибающей напряжения, пропорциональной пульсовой волне. Детектированный сигнал поступает на первый вход 24-битного сигма-дельта АЦП. На второй вход АЦП поступает сигнал движения с акселерометра (А); частота дискретизации обоих сигналов одинаковая и равна 250 Гц.

Одной из основных проблем регистрации сигнала артериальной пульсации крови фотометрическим методом является наличие сильных искажений случайной природы возникновения, обусловленных движениями человека в процессе повседневной деятельности и приводящих к сильным искажениям биосигнала, так называемых, артефактов движения.

Обработка сигнала артериальной пульсации крови на фоне присутствия двигательных артефактов сталкивается с рядом алгоритмических трудностей, заключающихся в том, что природа появления двигательных артефактов имеет случайный характер, а их частотные компоненты перекрываются с основной полосой частот биосигнала, что затрудняет использование классических методов линейной частотной фильтрации [5, 6].

Для снижения влияния двигательных артефактов предлагается использовать аппаратно-программный модуль, включающий в себя акселерометр (А) в интегральном исполнении, размещаемый в корпусе носимого устройства регистрации артериальной пульсации крови, закрепляемого на теле человека, а также программно реализуемую методику адаптивного подавления шумов (АПШ) [5 – 8].

При разработке носимого устройства регистрации артериальной пульсации крови процедура АПШ реализуется программно на МК, в качестве входного сигнала используется сигнал артериальной пульсации крови, формируемый в фотометрическом измерительном преобразователе, а в качестве опорного сигнала используется сигнал с датчика акселерометрии.

Предварительная цифровая обработка сигнала артериальной пульсации крови осуществлялась в МК с использованием полосового фильтра Баттерворта 4-го порядка, полоса пропускания 0,2 – 5 Гц. Для устранения нелинейности фазовой характеристики фильтров Баттерворта выходной сигнал фильтра повторно проходил через тот же фильтр, но в обратной последовательности следования отсчётов сигнала [7].

Для программной реализации АПШ использовался рекурсивный метод наименьших квадратов на основе решения уравнения Винера-Хопфа [7, 8]; при этом оптимальное качество обработки пульсовой волны достигается при следующих значениях параметров алгоритма: коэффициент забывания 0,98; порядок фильтра 16.

На рисунках 2 – 4 показаны фрагменты обработки сигнала артериальной пульсации крови с различными видами двигательных артефактов; а – артериальная пульсация крови с двигательными артефактами, б – результат последовательной обработки биосигнала полосовым частотным фильтром Баттерворта и адаптивным фильтром. Искажающие воздействия сигнала пульсовой волны создавались искусственно при различных видах движения конечности с закреплённой на ней фотоплетизмографическим датчиком.

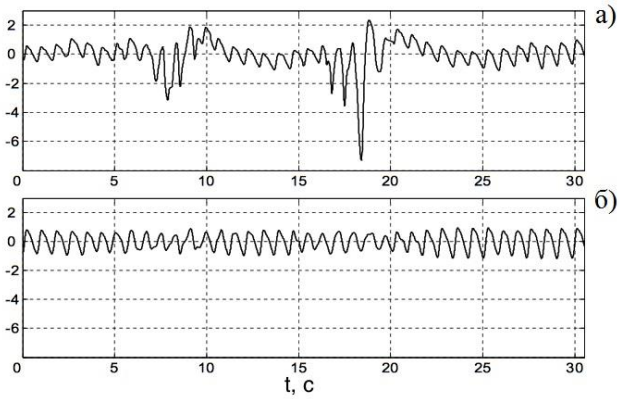


Рисунок 2 – Обработка сигнала артериальной пульсации крови в условиях присутствия артефактов движения, возникающих при сгибании конечности

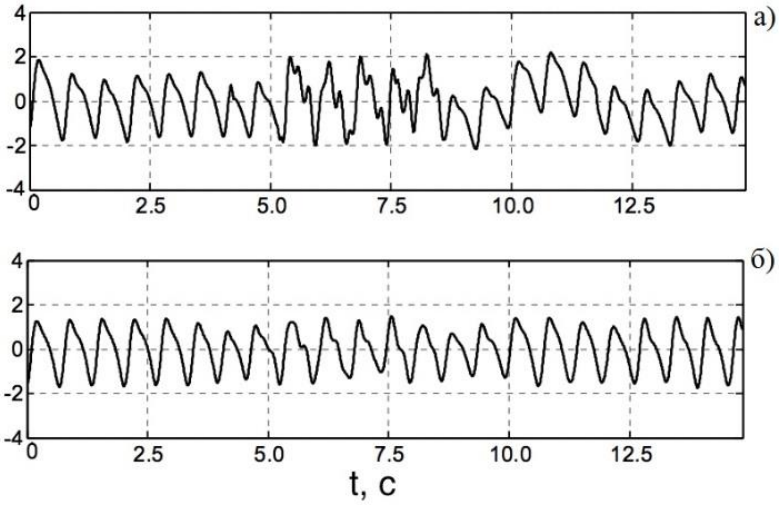


Рисунок 3 – Обработка сигнала артериальной пульсации крови в условиях присутствия артефактов движения, возникающих при движении конечности в горизонтальном направлении

Для количественной оценки качества фильтрации сигнала артериальной пульсации крови был использован робастный подход к оценке соотношения сигнал/шум, основанный на определении собственных чисел автокорреляционной матрицы сигнала [9]. В этом случае максимальное значение собственных чисел автокорреляционной матрицы сигнала соответствует мощности сигнала, а сумма остальных собственных чисел автокорреляционной матрицы – мощности шума.

Для нахождения собственных чисел автокорреляционной матрицы исходная запись сигнала артериальной пульсации крови разбивалась на M фрагментов одинаковой длительности L, таким образом, формировалась матрица сигнала X размерностью $M \times L$, далее определялись собственные значения автокорреляционной матрицы сигнала $D = X \cdot X^{\mathrm{T}}$, соотношение сигнал/шум SNR вычислялось по формуле:

$$SNR = 10\lg\left(\frac{\lambda_{\max}}{\sum_{i=1}^{M}\lambda_i - \lambda_{\max}}\right),$$

где $\lambda_{\max}$ – максимальное значение собственных чисел автокорреляционной матрицы D; λ_i – i-е значение собственных чисел автокорреляционной матрицы D.

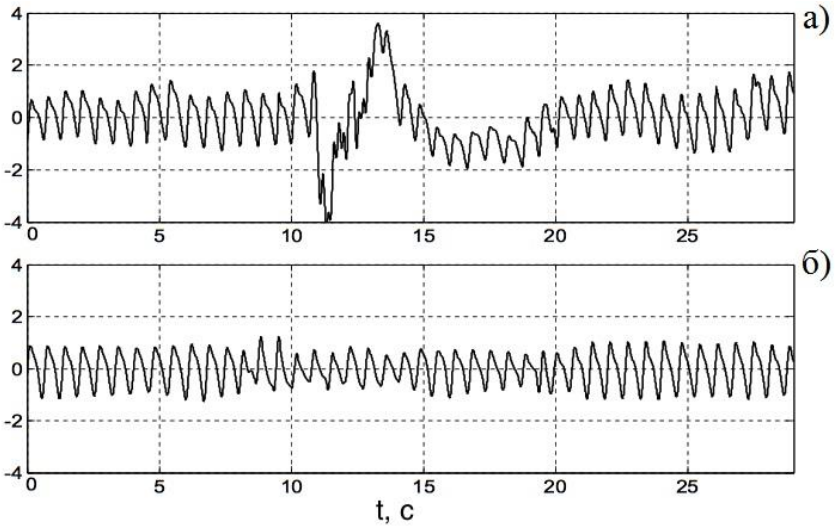


Рисунок 4 – Обработка сигнала артериальной пульсации крови в условиях присутствия артефактов движения, возникающих при движении конечности в вертикальном направлении

Таблица 1 содержит значения соотношения сигнал/шум, определённое при различных видах двигательной активности человека во время регистрации сигнала артериальной пульсации крови в течении трёх минут, размер фрагмента L равен 1250 (длительность фрагмента 5 с при частоте дискретизации сигнала 250 Гц).

Таблица 1 – Соотношение сигнал/шум при различной двигательной активности и методах обработки сигнала артериальной пульсации крови

Вид двигательной активности	Исходный сигнал, дБ	Полосовой фильтр, дБ	Адаптивный фильтр, дБ	Полосовой + адаптивный фильтры, дБ
Покой	9,6	**10,5**	9,4	10,3
Ходьба	2,1	7,4	9,1	**9,5**
Бег	– 1,9	1,6	5,1	**5,2**
Физические упражнения	– 2,7	1,1	4,7	**5,1**

Анализ полученных данных показывает, что наибольший вклад в устранение возникающих при регистрации сигнала артериальной пульсации крови артефактов движения вносит адаптивная фильтрация, при этом совместное применение с полосовой фильтрацией позволяет добиться наилучших значений соотношения сигнал/шум.

Предлагаемая в данной работе методика цифровой обработки сигнала артериальной пульсации крови на основе последовательного применения полосовой частотной фильтрации и адаптивной коррекции шумов обеспечивает высокий уровень подавления искажений, возникающих при длительном мониторинге в условиях повседневной деятельности человека.

Рассматриваемое в данной работе носимое устройство регистрации артериальной пульсации крови отличается оригинальными схемотехническими решениями и программными методиками обработки биосигналов, обеспечивающими высокую эффективность регистрации пульсовых волн в условиях повышенной двигательной активности.

Библиографический список

1. Ekeland A.G. et al Effectiveness of telemedicine: A systematic review of reviews // International Journal of Medical Informatics. 2010. Vol. 79 (11). P. 736-771.

2. Winkler S. et al. A new telemonitoring system intended for chronic heart failure patients using mobile telephone technology // International Journal of Cardiology. 2011. Vol. 153 (1). P. 55-58.

3. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiological Measurement. 2007. Vol. 28. P. 1–39.

4. Fedotov A.A., Akulov S.A. Structure of arterial pulse signal transducers // Springer: Biomedical Engineering. 2014. Vol. 48 (3). P. 160-163.

5. Han H. et al. Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography // Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. 2007. P. 1539–1541.

6. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013. 250 с.

7. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. М.: Физматлит, 2007. 440 с.

8. Theis F.J., Meyer-Base A. Biomedical signal analysis. Contemporary methods and applications. The MIT Press, 2010. 423 p.

9. W.Y. Shen et al. Research of fetal ECG extraction using wavelet analysis and adaptive filtering // Computers in Biology and Medicine. 2013. Vol. 10. P. 1622–1627.

DEVICE FOR NOISE IMMUNE RECORDING OF PULSE WAVE

Fedotov A.A.
Samara National Research University, Samara, fedoaleks@yandex.ru

Keywords: Device for noise immune recording of pulse wave

Annotation. The article is devoted to the structure of a wearable device for noise immune recording of pulse wave in daily human activities. Pulse wave signal processing approach based on band-pass filtering and adaptive noise cancellation was created. The flow diagram of the measuring channel of wearable device was developed.

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МОДЕЛЕЙ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПРИ ДЛИТЕЛЬНОМ НАБЛЮДЕНИИ ЗА ПАЦИЕНТОМ

Садыкова Е.В., Юлдашев З.М.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, elensadykova@yandex.ru

Ключевые слова: метрологическое обеспечение, биотехническая система, хронические заболевания

Аннотация. В статье диагностика состояния здоровья пациента с хроническими заболеваниями осуществляется с использование гистограмм распределения изменения показателей, которые уточнены за определенный промежуток времени наблюдения за пациентом и оценки этих показателей на текущий момент времени.

Сначала, с учетом мощности – значимости показателя, оценивается вероятность правильной диагностики и ошибки первого и второго рода для наиболее значимого показателя, затем оценивается вероятность правильной диагностики и ошибки первого и второго рода для второго по значимости показателя и так далее по всем диагностиески значимым показателям. Полученные данные – вероятности правильной диагностики и ошибок первого и второго рода по всем значимым показателям предъявляются врачу, который на основе анализа всех вероятностей правильной диагностики и ошибок делает заключение о состоянии здоровья пациента.

Можно использовать критерий минимизации ошибки диагностики, однако в реальной практике неизвестно, достижим ли минимальный уровень ошибки диагностики, поэтому можно ограничиться уровнем ошибки диагностики, не превышающей определенной величины, например, не более 0,1.

В процессе функционирования биотехнической системы (БТС) дифференциальной диагностики и лечения хронических заболеваний (ХЗ) осуществляется съем и регистрация биомедицинских сигналов, оценка диагностически значимых показателей (ДЗП), оценка статистических характеристик изменения ДЗП по данным длительного постоянного наблюдения за пациентом с использованием математических моделей, определение относительной частоты η_{ij} i-того ДЗП x_i в диапазоне $[x_{ij-1}, x_{ij}]$, построение гистограмм распределения ДЗП x_i для состояния нормы N (или рецессии R) и хронических заболеваний $Z_1, Z_2,\ldots, Z_K$. Анализ получаемых на основе постоянного наблюдения за пациентом гистограмм распределения позволяет, во-первых, установить характер распределения ДЗП (или соответствие нормальному закону распределения) и оценить средне взвешенное значение x_{0i}, выборочную дисперсию распределения ДЗП σ_i. Во-вторых, в процессе длительного наблюдения за пациентом будет иметь место изменение x_0 и выборочной дисперсии σ_i. В общем случае при обострении заболевания будет наблюдаться динамика ДЗП ХЗ с элементами случайных отклонений. Поэтому процесс случайных флуктуаций ДЗП не будет стационарным. Однако на ограниченном промежутке времени процесс флуктуации (изменении) ДЗП можно считать квазистационарным, интервал корреляции для таких промежутков времени составляет десятки дней, недели, и для диагностики текущего состояния здоровья можно использовать методы классической теории вероятности и статистики. При длительном наблюдении за пациентом в результате

влияния различных внешних факторов возможны изменения x_{0i} и выборочной дисперсии σ_i, их оценка по каждому из К ДЗП ХЗ позволяет корректировать модельные распределения и их характеристики для состояния нормы (рецессии), различных заболеваний. Они будут отражать динамику состояние нормы и патологии конкретного пациента с учетом возможных возрастных изменений, сезонных колебаний и т.д. Знание характера динамики ДЗП позволяет использовать коррекцию (с позиций метрологии – адаптацию) решающих правил диагностики и критериев, используемых для дифференциальной диагностики. Такую возможность предоставляет именно длительное постоянное наблюдение за состоянием здоровья пациента с ХЗ с использованием технологии удаленного мониторинга. Фактически, БТС удаленного мониторинга и дифференциальной диагностики состояния здоровья пациента обеспечивает формирование статистики изменения ДЗП заболевания для состояния нормы (рецессии) и обострения заболевания и адаптирует решающие правила и критерии для выявления эпизодов обострения ХЗ.

Для оценки ошибок диагностических моделей заболевания необходимо, во-первых, выделить источники этих ошибок, провести их классификацию, выделить на более значимые факторы, влияние которых на ошибки диагностики будет наибольшим. На втором этапе следует рассмотреть, как влияет динамика диагостически значимых показателей (квазистационарность) на величину ошибок диагностирования первого и второго рода.

Среди факторов, влияющих на динамику состояния пациента с хроническим заболеванием и изменчивость диагностически значимых показателей, следует выделить: климатические факторы (температура, влажность воздуха, содержание кислорода в воздухе), влияние которых циклично и наиболее сильно проявляется в весенне-осенний период, стресс-фактор, проявление которого случайно, суточные изменения метаболизма в организме человека, нерегулярное использование лекарственных средств, поддерживающих состояние рецессии, и нарушение схемы лечения, несбалансированное питание, использование продуктов питания, вызывающих обострение заболевания, нарушение режима отдыха, увеличенная, несоизмеримая с состоянием здоровья пациента, физическая нагрузка и т.д. Все перечисленные факторы вызывают изменение

физиологического состояния пациента, изменение ДЗП ХЗ. Влияние всех перечисленных факторов, вызывающих обострение ХЗ, может быть независимо одиночным, так и совместным, что существенно усиливает эффект влияния. Так, например, всплески обострения сердечно-сосудистых и онкологических заболеваний усиливаются весной, особенно в апреле, утром, при резком изменении погоды (температуры, влажности и содержания в воздухе кислорода). Обострение сахарного диабета часто проявляется утром при нарушении сбалансированного питания, инъекции слишком малой или слишком большой дозы инсулина, повышенной физической нагрузке.

Оценим ошибки диагностирования заболевания пациента с ХЗ по результатам длительного постоянного наблюдения.

Пусть в результате длительного постоянного наблюдения за пациентом обеспечивалась регистрация комплекса биомедицинских сигналов {U}, на основе опроса пациента с использованием стандартизованных опросников состояния здоровья получены ранговые данные {V}, которые могут быть преобразованы в данные квалиметрических шкал и метрические данные. Опуская рассмотрение вопроса преобразования этих данных с использованием известных методов, допустим, что на основе длительного постоянного наблюдения пациента, получены данные и проведена оценка комплекса ДЗП {X}, характеризующих состояние нормы N (или рецессии R ХЗ), а также данные, характеризующие состояния обострения заболевания (состояния Z_1, Z_2,…, Z_K). По результатам длительного постоянного наблюдения может быть получена гистограмма распределения диагностически значимых показателей $\{G_i(X_j)\}$ для $i = \overline{1, K+1}$, где индекс i отражает состояние нормы или вид заболевания, каждое заболевание характеризуется набором диагностически значимых показателей $\overline{j= 1, M}$.

Пусть $G_i(X_j)$ – гистограмма распределения j-того диагностически значимого показателя для i-того состояния организма пациента. Эта гистограмма формируется исходно на основе гистограммы распределения, усредненной для определенной возрастной группы и пола, а далее на основе длительного постоянного наблюдения за состоянием здоровья пациента, оценки ДЗП исходные гистограммы распределения для состояния нормы и различных заболеваний корректируются. Диагностика состояния здоровья пациента с ХЗ осуществляется с использование гистограмм распределения сформированных за последний промежуток времени, не превышающий интервал корреляции и оценки ДЗП на текущий момент времени. Такую диагностику можно пояснить следующим рисунком (рисунок 1):

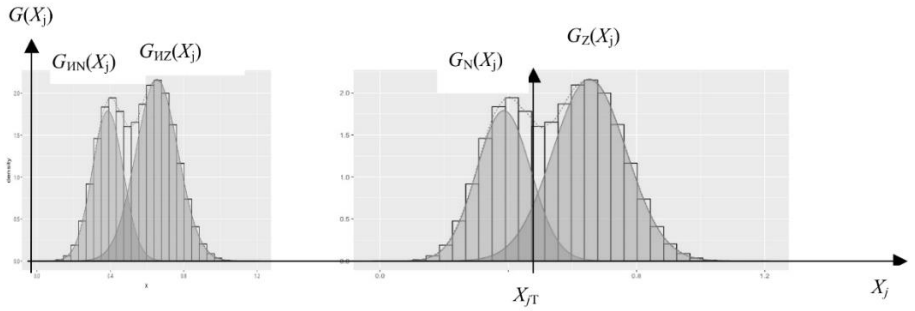


Рисунок 1 - Гистограммы распределения

Пусть $G_{ИН}(X_j)$ и $G_{ИZ}(X_j)$ – исходные гистограммы распределения для состояния нормы *N* и заболевания *Z* диагностически значимого показателя X_j усредненные по выборке пациентов определенной возрастной группе и пола, а $G_N(X_j)$ и $G_Z(X_j)$ – гистограммы распределения для состояния нормы и заболевания на текущий момент времени, когда осуществляется диагностика. $G_N(X_j)$ и $G_Z(X_j)$ получаются из $G_{ИН}(X_j)$ и $G_{ИZ}(X_j)$ на основе коррекции усредненных гистограмм с учетом индивидуальных особенностей наблюдаемого пациента. При текущем значении *j*-того диагностически значимого показателя X_{jT} можно определить вероятность правильной диагностики состояния здоровья и ошибки первого и второго рода.

Таким образом, сначала оценивается вероятность правильной диагностики и ошибки первого и второго рода для наиболее значимого ДЗП, затем оценивается вероятность правильной диагностики и ошибки первого и второго рода для второго по значимости показателя и т.д. по всем M диагностиески значимым показателям. Полученные данные – вероятности правильной диагностики и ошибки первого и второго рода по всем значимым показателям предъявляются врачу, который на основе анализа всех вероятностей правильной диагностики и ошибок делает заключение о состоянии здоровья пациента.

METROLOGICAL SUPPORT FOR MODELS OF DIFFERENTIAL DIAGNOSIS AND TREATMENT OF CHRONIC DISEASES DURING LONG-TERM PATIENT MONITORING

Sadykova E.V., Yuldashev Z.M.
Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg, Russia,
elensadykova@yandex.ru

Keywords: metrological support, biotechnical system, chronic diseases

Annotation. In the article, the diagnosis of the health status of a patient with chronic diseases is carried out using histograms of the distribution of changes in indicators, which are updated for a certain period of time of observation of the patient and evaluation of these indicators at the current time.

First, given the power – the significance of metric estimates the probability of a correct diagnosis and error first and second kind for the most meaningful measure, then the estimated probability of correct diagnosis and error first and second kind for the second record and so on for all diagnostiese important indicators. The obtained data-probabilities of correct diagnosis and errors of the first and second kind for all significant indicators are presented to the doctor, who, based on the analysis of all probabilities of correct diagnosis and errors, makes a conclusion about the patient's health status.

You can use the diagnostic error minimization criterion, but in real practice it is not known whether the minimum level of diagnostic error is achievable, so you can limit the level of diagnostic error to no more than a certain value, for example, no more than 0.1.

———————— ♦ ————————

ИСПЫТАНИЕ ПРОТОТИПА НОСИМОГО АППАРАТА ИСКУССТВЕННОГО ОЧИЩЕНИЯ КРОВИ НА МОДЕЛЬНОМ РАСТВОРЕ ДЛЯ ПЕРИТОНЕАЛЬНОГО ДИАЛИЗА

Путря Б.М., Бакланова А.В., Колесник А.А.
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
«Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники»,
г. Москва, putryabm@gmail.com

Ключевые слова: диализ, искусственная почка, регенерация

Аннотация. В настоящей статье представлены результаты испытаний прототипа носимого аппарата искусственного очищения крови. Основным назначением данного прибора является обеспечение непрерывной заместительной почечной терапии в течение не менее двенадцати часов за одну процедуру диализа. Однако для поддержания необходимой эффективности заместительной почечной терапии отработанный раствор для перитонеального диализа необходимо очищать от накопленных уремических токсинов; также раствор нуждается в восстановлении ионного состава и концентрации осмотического агента. С этой целью в аппарате предусмотрен модуль регенерации диализата, обеспечивающий необходимую скорость элиминации метаболитов с последующим восстановление ионного состава раствора и восполнением утраченного осмотического агента. Предложенный прототип был испытан на модельном растворе; испытание прототипа осуществлялось в течение 12 часов. В ходе испытаний было установлено, что представленный прототип носимого аппарата искусственного очищения крови позволяет снижать концентрацию уремических токсинов в растворе, в силу чего аппарат может потенциально использоваться при проведении заместительной почечной терапии.

Введение. Хроническая почечная недостаточность (ХПН) является одним из наиболее распространённых неинфекционных заболеваний. Исследования, которые проводились в 2016 году, показали заметную неоднородность распространенности хронической почечной недостаточности среди населения по странам – от 5% до 13% в разных странах [1–3]. По данным института Health Metrics and Evaluation смертность от ХПН с каждым годом только растет.

Существует два метода лечения пациента с ХПН: трансплантация почки и заместительная почечная терапия (ЗПТ). Однако, количество донорских органов намного меньше числа пациентов, соответственно заместительная почечная терапия является для многих людей единственным доступным методом лечения.

Наиболее распространёнными методами заместительной почечной терапии являются гемодиализ и перитонеальный диализ.

Гемодиализ – это метод экстракорпорального (вне тела) очищения крови. При этом она проходит через специальное фильтрующее устройство – диализатор. Перенос метаболических токсинов через мембрану в диализную жидкость основан на диффузии и осмосе.

При перитонеальном диализе (ПД) стерильный раствор, содержащий сбалансированную концентрацию электролитов и осмотического активного агента, вводится в собственную перитонеальную полость пациента с помощью перитониального катетера. По оценкам, в первом десятилетии 21-го века более 120 000 пациентов во всем мире живут благодаря перитонеальному диализу (ПД).

Стационарные диализные аппараты имеют существенные недостатки.

1. Ограниченность в перемещении. Пациент обязан посещать несколько раз в неделю, а в сложных случаях еще чаще, диализный центр и находиться там в среднем 4-5 часов.

2. Значительный расход ресурсов. Для одной процедуры гемодиализа используется 3-5 л жидкого концентрата, до 120-160 литров воды.

Решением данных проблем как в области гемодиализа, так и перитониального диализа могла бы служить разработка носимого аппарата для очищения крови. В связи с этим, в мире ведется активная разработка

носимой аппаратуры [4–6]. В настоящей статье представлены результаты испытаний прототипа носимого аппарата искусственного очищения крови.

Прототип носимого аппарата искусственного очищения крови на базе перитонеального диализа

В основе предложенного метода регенерации лежит механизм очищения отработанного раствора на базе комбинации сорбционного и электрохимических методов. Регенерация отработанного раствора для перитонеального диализа осуществляется по схеме, приведённой на рисунке 1.

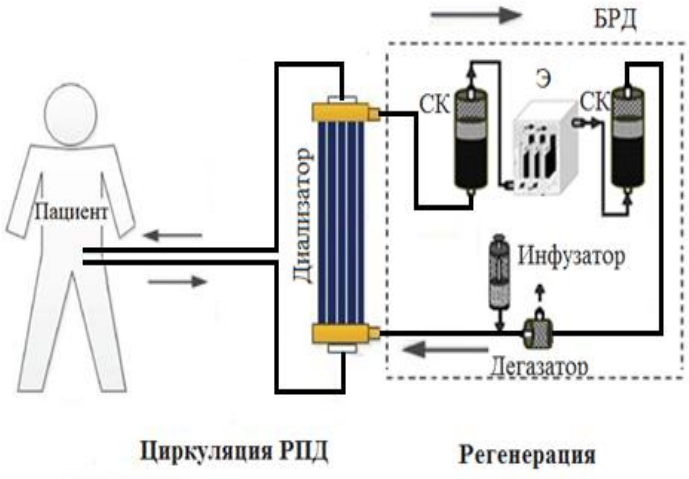


Рисунок 1 - Схема регенерации отработанного раствора для перитонеального диализа комбинированным методом

Носимый аппарат искусственного очищения крови на базе перитонеального диализа представляет собой биотехническую систему, которая включает в себя пациента с имплантированным в брюшину двухходовым катетером, а также модуль регенерации диализата. Работа аппарата полностью автоматизирована; ход перитонеального диализа, а также функциональные параметры регенерации диализата задаются через портативное управляющее устройство. В состав представленного аппарата входят следующие ключевые элементы:

1. Двухходовой катетер, через который осуществляется рециркуляция раствора для перитонеального диализа в брюшной полости пациента
2. Диализатор, главной задачей которого является предотвращение перехода белковых соединений в модуль регенерации диализата. Контаминация раствора внутри контура может привести к интенсивному пенообразованию, вызванным электролизом белковых соединений на поверхности электродов
3. Колонки до- и предочистки, которые осуществляю очищение раствора от уремических токсинов, включая креатинин и мочевую кислоту, а также элиминацию продуктов электролиза мочевины. В качестве рабочего сорбента была выбрана модификация активированного угля марки ФАС.
4. Электролизёр, который осуществляет анодное окисление мочевины
5. Дегазатор, ключевой элемент, который предотвращает попадание газов в гидравлический контур
6. Инфузатор, который восполняет концентрацию осмотического агента, кальция и магния

Представленный аппарат должен осуществлять регенерацию отработанного диализата не менее 12 часов. При этом аппарат должен удалять из раствора азотсодержащие соединения, не допуская при этом отклонение ионного состава раствора более чем на ±10 %. pH раствора должен быть в пределе 6,9 – 7.4.

Очищение крови пациента осуществляется за счёт перитонеального диализа. В брюшную полость пациента через двухходовой катетер подают раствор для перитонеального диализа (далее РПД) объёмом 2 литра. Параллельно с этим осуществляется заполнение контура модуля регенерации диализата стерильным РПД. Далее аппарат подключают к пациенту через двух ходовой катетер. В брюшной полости пациента идёт насыщение раствора уремическими токсинами, высокомолекулярными соединениями, электролитами и т.п. Если рассматривать массоперенос только низкомолекулярных токсинов, таких как мочевина, креатинин и мочевая кислота, то их трансмембранный массоперенос можно представить в следующем виде:

$$N_{Pi}(t) = D\frac{C_{B_i}(t) - C_{P_i}(t)}{d} \cdot S_M^{AKT}, \qquad (1)$$

где где D – коэффициент диффузии перитонеальной мембраны, C_{Bi} и C_{Pi} – концентрации i-го метаболита в крови пациента и РПД, соответственно, S_M^{AKT} – активная площадь перитонеальной мембраны, d – толщина перитонеальной мембраны, t – время.

Раствор из брюшной полости пациента поступает через диализатор. В диализаторе осуществляется трансмембранный массоперенос накопленных в РПД метаболитов в стерильный раствор, рециркулирующий в модуле регенерации диализата. Данный процесс можно представить в следующем виде:

$$N_{Di}(t) = D\frac{C_{P_i}(t) - C_{D_i}(t)}{d} \cdot S\,, \qquad (2)$$

где D – коэффициент диффузии мембраны диализатора; C_{Pi} и C_{Di} – концентрации i-го метаболита в РПД и диализате, соответственно; S – площадь мембраны диализатора; d – толщина мембраны диализатора.

Поскольку активированный уголь обладает низкой сорбционной ёмкостью по мочевине, в модуле регенерации диализата предусмотрен электролизёр, который осуществляет непрерывную элиминацию данного метаболита в растворе. В основе метода лежит процесс анодного окисления мочевины. Эффективность данного процесса зависит от следующих факторов: кислотно-основное состояние раствора; ионный состав раствора; исходная концентрация мочевины в растворе; материал, из которого выполнены рабочие электроды; плотность тока и т.д. В настоящей работе в качестве рабочего раствора использовался слабокислый раствор (pH = 5,0 – 6,0) для перитонеального диализа Fresenius CAPD (glucose 1.5 %). Теоретическая осмолярность раствора – 511 мОсм/л.

Для кислых растворов процесс элиминации мочевины может быть представлен следующим образом.

1. Прямое анодное окисление мочевины:

$$(NH_2)_2CO + 3H_2O + 2HCl = 6H_2\uparrow + N_2\uparrow + CO_2\uparrow + O_2\uparrow + Cl_2\uparrow$$

2. Окисление мочевины также может происходить в кислой среде:

$$(NH_2)_2CO + 2H^+ + H_2O = 2NH_4^+ + CO_2\uparrow$$
$$(NH_2)_2CO + 2HCl + H_2O = 2NH_4Cl + CO_2\uparrow$$

3. В ходе электролиза также может происходить катодное восстановление мочевины:

$$2\overset{0}{H} + (NH_2)_2\overset{+4}{C}O + 2H_2O = \overset{+2}{C}O\uparrow + 2NH_3 \cdot \overset{+1}{H}_2O$$

4. Наконец, в растворе может иметь место окисление мочевины гипохлорит-ионом:

$$(\overset{-3}{N}H_2)_2CO + 3H\overset{+1}{Cl}O = \overset{0}{N}_2\uparrow + 3H\overset{-1}{Cl} + CO_2\uparrow + 2H_2O$$

В ходе электролиза также имеет место интенсивное газообразование. В состав газовой фазы могут входить следующие газы: $N_2\uparrow$, $CO_2\uparrow$, $CO\uparrow$, $NH_3\uparrow$ (может образовываться в небольших количествах входе катодного восстановления мочевины), $Cl_2\uparrow$ (продукт анодного окисления хлор-иона), $O_2\uparrow$, $H_2\uparrow$ (катодное восстановление иона водорода).

В растворе также возможно образование гипохлорит-иона и прочих хлорсодержащих продуктов электролиза, которые необходимо удалить из раствора в ходе регенерации. В ходе электролиза имеет место разрушение графитовых электродов с переходом в раствор угольной пыли, которую необходимо задерживать выходными фильтрами

После электролизёра раствор поступает в колонку доочистки, где раствор повторно проходит через слой активированного угля. Здесь раствор очищается от продуктов электролиза, в число которых входят свободный хлор и хлорсодержащие соединения.

Далее раствор поступает в дегазатор, где происходит удаление газовой фазы из раствора.

Для восполнения осмотического агента предусмотрен инфузирующий раствор, который компенсирует потери глюкозы, магния и кальция.

Очищенный раствор затем поступает в диализатор, где цикл регенерации начинается заново.

Порядок испытаний прототипа носимого аппарата искусственного очищения крови

Испытание прототипа проводилось на модельном растворе для перитонеального диализа Fresenius (glucose 1.5%). Объём раствора составлял 2 литра. Начальные концентрации азотсодержащих токсинов были следующие: мочевина – 32,29 ммоль/л; креатинин – 850,5 мкмоль/л; мочевая кислота – 218,4 мкмоль/л. В ходе испытаний контролировались следующие параметры раствора: концентрация азотсодержащих соединений (мочевина, креатинин, мочевая кислота); ионный состав раствора (Na^+, Cl^-, Mg^{2+}, Ca^{2+}), pH раствора. В электролизёре в качестве рабочих электродов использовались графитовые электроды с кумулятивной анодной поверхность 300 $см^2$. Плотность анодного тока поддерживалась на значении 5 $мА/см^2$. Общая масса сорбента в сорбционных колонках составляла 120 г. Расход перистальтических насосов составлял 50 мл/мин.

С целью имитации перехода метаболитов из пациента в отработанный раствор была предусмотрена инфузия метаболитов в резервуар с диализатом. Каждый час в раствор добавлялись 0,8 г мочевины, 0,1 г креатинина и 0,05 г мочевой кислоты.

Результаты испытаний. Основные результаты испытаний приведены в таблице 1

Таблица 1 - Результаты испытаний прототипа носимого аппарата искусственного очищения крови на базе перитонеального диализа

t, ч	C urea, ммоль/л	C cr, мкмоль/л	C u.a. , мкмоль/л	Na+ ммоль/л	Ca2+ ммоль/л	pH
0	32,29	850,5	218,4	126,6	1,153	5,89
1	26,97	406,6	52,5	122,0	1,114	7,37
2	28,02	319,2	50,7	122,4	1,109	7,34
3	27,76	318,7	32,0	121,7	1,115	7,34
4	26,58	323,9	42,1	124,0	1,127	7,39
5	25,23	345,0	48,7	123,0	1,114	7,32
6	25,76	356,3	37,0	1221	1,066	7,37
7	25,17	330,0	29,7	122,8	1,035	7,33
8	24,77	350,2	27,0	122,8	1,024	7,32
9	23,19	355,5	29,5	123,4	1,025	7,33
10	22,22	342,2	29,3	120,3	1,034	7,28
11	21,26	367,1	31,0	120,6	1,030	7,27
12	19,25	365,7	15,4	122,8	1,053	7,25

На основе полученных результатов можно заключить, что модуль регенерации диализата обеспечивает постепенное снижение концентрации мочевины в течение 12 часов непрерывной работы и снижается с 32,29 до 19,25 ммоль/л; концентрация креатинина снижается с 850 до350 мкмоль/л и стабилизируется на этом значении, в то время как концентрация мочевой кислоты снижается с 218,4 до 15,4 мкмоль/л за 12 часов испытаний. Значение pH выросло с 5,89 до 7,25. Наблюдалась незначительная убыль натрия (3%↓) и кальция (10%↓).

Выводы. Прототип искусственного очищения крови на базе перитонеального диализа осуществлял непрерывную элиминацию азотсодержащих метаболитов, обеспечивая следующие средние скорости их удаления: мочевина – 0,8 г/ч, креатинин – 0,1 г/ч, мочевая кислота – 0,05 г/ч. Аппарат позволил поддерживать pH раствора на значения 6,9 – 7,5, не оказывая при это существенного влияния на концентрацию ионов натрия и кальция.

Данная работа была профинансирована Министерством Образования и Науки Российской федерации (проект RFMEFI57917X0152, контракт № 14.579.21.0152, 26.09.2017).

Библиографический список

1. A wearable artificial kidney for patients with end-stage renal disease / Gura V. [et al.] // JCI Insight. 2016. P. 1–15.
2. Maintenance dialysis throughout the world in years 1990 and 2010. Thomas B. [et al]. Journal of the American Society of Nephrology. 2015. Vol. 26. №11. P/ 2631–2633.
3. Maria Jafaar. Horizon Scanning Report. Wearable Dialysis Device. // Report No: 006/2016.
4. Tsukamoto. Dialysate Regeneration System for Portable Dialysis. US Patent № 60/532,769, 2003.
5. A wearable haemodialysis device for patients with end-stage renal failure: a pilot study / Andrew Davenport [et al.] // Lancet. 2007. Vol. 370. P. 10
6. Electrochemical Removal of Urea from Physiological Buffer as the Basis for a Regenerative Dialysis System / Richard W.
7. Keller [et al.] // J.Electroanal. Chem. 1980. Vol. 116. P.469–485
8. Bazaev N. et al. Research of dialysis fluid regeneration methods // Proceedings of the 12th Russian-German Conference on Biomedical Engineering. Suzdal, Russia. 2016. P. 289-292

WEARABLE ARTIFICIAL KIDNEY PROTOTYPE TESTING ON MODEL SOLUTION FOR PERITONEAL DIALYSIS

Putrya B.M., Baklanova A.V., Kolesnik A.A.
National Research University of Electronic Technology, Moscow,
putryabm@gmail.com

Keywords: dialysis, artificial kidney, regeneration

Abstract. In this paper the main results of wearable artificial kidney prototype testing are presented. The main purpose of this device is patient's treatment by means of continuous renal replacement therapy. However wasted solution for peritoneal dialysis to support renal replacement therapy's effectiveness has to be treated from uremic toxins; ions' and osmotic agent's concentrations have to be replenished during dialysate regeneration. In order to achieve that goal dialysate regeneration unit for continuous uremic toxins removal and ion/osmotic agent replenishment

was designed and incorporated in wearable artificial kidney. Presented wearable artificial kidney prototype was tested on model solution for peritoneal dialysis during twelve-hour long test. The experiment demonstrated that presented prototype decreases uremic toxins concentration in the solution and can be potentially used in renal replacement therapy.

———————— ♦ ————————

УСТРОЙСТВА И СЕРВИСЫ ДЛЯ ЭКСРЕСС-АНАЛИЗА АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

[1]Исакевич В.В., [1]Исакевич Д.В., [1]Косарева К.В., [2]Пугачева Е.А.
[1] Общество с ограниченной ответственностью «Собственный вектор», eigenoscope@yandex.ru,
[2] «Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых», г. Владимир,
len.pugacheva2018@yandex.ru

Ключевые слова: артериальное давление, экспресс анализ. сердечно сосудистая система

Аннотация. Статья посвящена экспресс-анализу, основанному на разработке устройства и услуги, которые обеспечивают мониторинг изменений кривой гомеостаза и значений относительного пола и возраста, соответствующих текущим данным артериального давления. Даны рекомендации по использованию экспресс-анализатора и методов обработки данных артериального давления с набором страниц графического интерфейса.

Экспресс-анализатор артериального давления – настольное устройство для оценки текущих рисков сердечно-сосудистых осложнений и построения наглядного образа состояния артериального давления. Общий вид прибора представлен на рисунке 1. Экспресс-анализ в режиме графического вывода интерактивной кривой гомеостаза показан на рисунке 2.

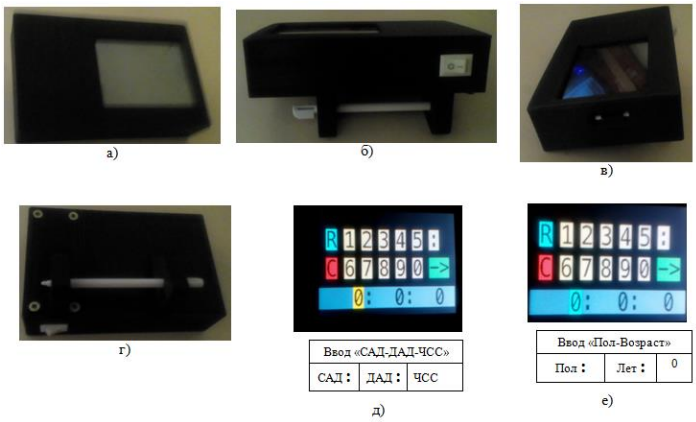


Рисунок 1 - Внешний вид экспресс-анализатора: вид сверху (а); вид сзади, в отверстия ножек прибора вставлен стилус — пластиковая палочка с заостренным концом, которым нужно касаться поверхности сенсорного экрана (б); вид справа, на боковой стенке — гнездо для SD-карты (в); вид снизу, батарейный отсек — слева (г); сенсорный экран в режиме ввода «САД-ДАД-ЧСС» (д), в табличке — назначение секций ввода (активная секция выделена желтым на голубом фоне); сенсорный экран в режиме ввода «Пол-Возраст» (е), в табличке — назначение секций ввода (активная секция выделена палевым на голубом фоне).

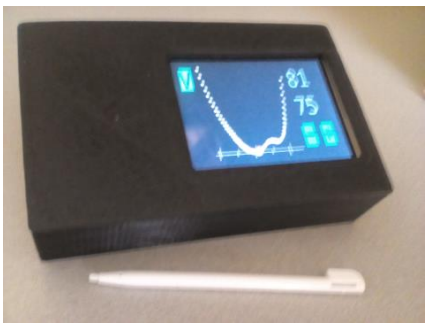


Рисунок 2 - Экспресс-анализ в режиме графического вывода интерактивной кривой гомеостаза.

Экспресс-анализатор (на основе регулярно вносимых пользователем данных артериального давления) строит простые и реалистичные модели — кривые гомеостаза (сохранение организмом жизненно важных функций в равновесии с окружающей средой), сопоставляющие поведение артериального давления с поведением тяжелого шарика, стремящегося занимать устойчивые положения на этих кривых.

Рекомендации по использованию экспресс-анализатора.

Измеряйте артериальное давление ежедневно утром до завтрака. Ежедневно вносите данные в экспресс-анализатор. Наблюдайте за изменением кривой гомеостаза и за величинами относительного половозрастного риска, соответствующего текущим данным артериального давления. Сообразуйте свое поведение с полученными данными.

При регулярном превышении текущими значениями относительного возрастного риска величины 100 % обратитесь к врачу за рекомендациями по нормализации артериального давления. Выполняя рекомендации, следите за получаемыми результатами с использованием экспресс-анализатора.

Не останавливайте своих усилий и не ожидайте сиюминутных результатов — только осознанные и постоянные усилия позволят держать себя в форме.

Методика обработки данных артериального давления - сервис экспресс-анализа.

1. Заказчик предоставляет Исполнителю данные измерений артериального давления за очередной месяц на бланке, входящем в комплект почтовой отсылки. Поле бланка <Шифр> заполняется Исполнителем, поле <Название месяца> заполняется Заказчиком. Заказчик заносит в графы бланка данные измерений в следущем порядке: второй и шестой столбец — <САД - верхнее давление>, третий и седьмой столбец — <ДАД - нижнее давление>, четвертый и восьмой столбец — <ЧСС - частота сердечных сокращений>.

2. Выборка данных о САД (первая выборка) и ДАД (вторая выборка) обрабатываются следующим образом:

а) для каждой из выборок определяется минимальное и максимальное значение, задающее границы выборки;

б) на основании границ выборок определяются нижняя и верхняя границы обработки. Нижняя граница обработки первой выборки получается путем вычитания из минимального значения первой выборки 10 мм рт. ст., а верхняя граница обработки первой выборки получается путем прибавления 10 мм рт. ст. к максимальному значению первой выборки. Нижняя граница обработки второй выборки получается путем вычитания из минимального значения второй выборки 5 мм рт. ст., а верхняя граница обработки второй выборки получается путем прибавления 5 мм рт. ст. к максимальному значению второй выборки;

в) в полученных границах обработки первой и второй выборок задаются числовые ряды обработки (для каждой из двух выборок — свой) с шагом 0.1 мм. рт. ст.;

г) для первой и второй выборок (для каждой — отдельно) вычисляются гауссовские ядерные оценки плотности вероятностей первой и второй выборок с параметрами ядер, определенными формулой Сильвермана, для первой и второй выборок соответственно;

д) для первой и второй выборок строятся кривые гомеоостаза артериального давления, получаемые путем инвертирования величины логарифма гауссовской ядерной оценки первой и второй выборок, соответственно;

е) для числового ряда обработки САД (первая выборка) вычисляются: кривая относительных рисков, возникающих при превышении оптимального уровня САД (этот ряд вычисляется из расчета, что оптимальным уровнем САД является 115 мм рт. ст. и что превышение оптимального уровня на каждые 20 мм рт. ст. приводит к удвоению риска сердечно-сосудистых осложнений [2]), а также вычисляется кривая относительных рисков, возникающих при превышении возрастной нормы САД (этот ряд вычисляется из расчета, что превышение возрастной нормы САД, определяемой по таблице 1 и 2 для возраста и пола Заказчика, указанных в договоре, на каждые 20 мм рт. ст. приводит к удвоению риска сердечно-сосудистых осложнений);

ж) для числового ряда обработки ДАД вычисляется кривая относительных рисков при превышении оптимального уровня ДАД (этот ряд вычисляется из расчета, что оптимальным уровнем ДАД является 75 мм рт. ст. и что превышение оптимального уровня на каждые 10 мм рт. ст. приводит к удвоению риска сердечно-сосудистых осложнений [2]), а также вычисляется кривая относительных рисков, возникающих при превышении возрастной нормы ДАД (этот ряд вычисляется из расчета, что превышение возрастной нормы ДАД, определяемой по таблице 1 и 2 для возраста и пола Заказчика, указанных в договоре, на каждые 10 мм рт. ст. приводит к удвоению риска сердечно-сосудистых осложнений).

Таблица 1 - Возрастные нормы систолического и диастолического АД для женщин.

Возраст	20 — 29	30 — 39	40 — 49	50 — 59	60 — 69	>70
Систолическое АД	116	120	127	137	144	159
Диастолическое АД	72	75	80	84	85	85

Таблица 2 - Возрастные нормы систолического и диастолического АД для мужчин.

Возраст	20 — 29	30 — 39	40 — 49	50 — 59	60 — 69	>70
Систолическое АД	123	126	129	135	142	142
Диастолическое АД	76	79	81	83	85	80

3. Заказчику предоставляются следующие графические результаты:

а) две кривые для текущего и опорного месяцев в координатах: по горизонтальной оси — «числовой ряд обработки САД» и «числовой ряд обработки ДАД», а по вертикальной оси — значение кривой гомеостаза артериального давления с нанесенными на кривую значениями для минимального и максимального значений САД и ДАД (в виде кружочков) — рисунок 3;

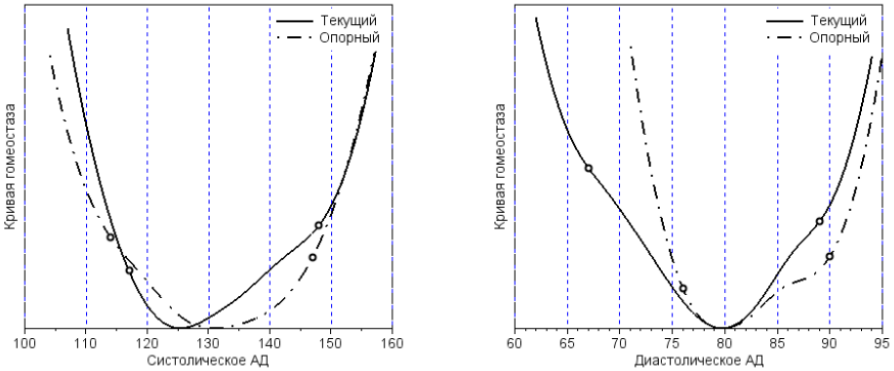


Рисунок 3 – Набор страниц графического интерфейса для контроля артериального давления - графики кривых гомеостаза для САД и ДАД.

Вместо «Текущий» и «Опорный» на графиках, входящих в отчет указываются конкретные наименования месяцев. Кружочками обозначены минимальное и максиальное давления в выборке наблюдений.

б) кривые для текущего месяца в координатах: по горизонтальной оси — «числовой ряд риска превышения оптимального уровня САД и ДАД — пункт 2», а по вертикальной оси — значение кривой гомеостаза артериального давления с нанесенными на кривую значениями для минимального и максимального значений САД и ДАД (в виде кружочков), а также кривые для текущего месяца в координатах: по горизонтальной оси — «числовой ряд риска превышения возрастного уровня САД и ДАД — пункт 2», а по вертикальной оси — значение кривой гомеостаза артериального давления с нанесенными на кривую значениями для минимального и максимального значений САД и ДАД (в виде кружочков) — рисунок 4. На этой же фигуре также приведены кривые относительных рисков для превышения оптимальных значений систолического и диастолического давления и кривые относительных рисков при превышении возрастной нормы систолического и диастолического давления.

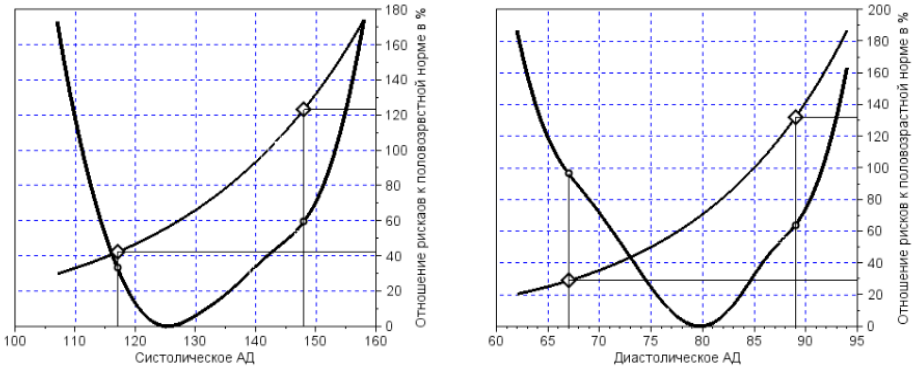


Рисунок 4 - Набор страниц графического интерфейса для контроля артериального давления, содержащий кривую гомеостаза за текущий месяц и кривую половозрастных рисков для систолического и диастолического артериального давления.

Кружочками обозначены минимальное и максиальное давления в выборке наблюдений. Пунктиром показана кривая отношения риска к повозрастной норме. По специальному заказу на графике может быть показана кривая отношения риска к оптимальной норме.

Набор страниц графического интерфейса для контроля артериального давления состоит из двух страниц с расположенными на них попарно четырьмя графиками [1].

Графики строятся на основе индивидуальных данных артериального давления за текущий и опорный месяцы, данных о возрасте и поле пользователя (пациента). Под текущим месяцем понимается месяц, данные за который представлены на обработку. Под опорным месяцем подразумевается месяц, с которым происходит сравнение.

Графики расположены на странице 1 набора (рисунок 3 и 4) для удобства сравнения пользователем состояния по систолическому и диастолическому артериальному давлению. На странице набора расположены графики для удобства получения пользователем представления о состоянии рисков в случае изменения систолического и диастолического артериального давления.

Для удобства пользователя диапазоны на шкалах систолического и диастолического артериального давления задаются более широкими, чем диапазоны данных систолического и диастолического артериального давления соответственно. Подписи к шкалам выполнены вертикально и горизонтально в непосредственной близости от шкал с наружной стороны графика. Цифровые значения приведены напротив делений шкал. Графики выполнены в прямоугольной системе координат.

Форма вычисляемых кривых гомеостаза на графиках полностью определяется данными артериального давления и способом их обработки и различается (вычисляется) для разных пользователей (пациентов) и для данных разных периодов. Положение минимумов кривых гомеостаза позволяет пользователю легко определить наиболее частые значения артериального давления за рассматриваемые периоды.

Различие между кривыми на графике по форме и по стилю оформления позволяет их идентифицировать.

Маркеры на кривых гомеостаза имеют одинаковый стиль оформления (кружочки) и соответствуют минимальному и максимальному значениям артериального давления за рассматриваемые периоды.

Эргономичность графиков кривых гомеостаза артериального давления определяется тем, что апеллируя к обыденному житейскому опыту пользователь видит, к какому значению будет "скатываться как по горке" текущее артериальное давление, будут ли при этом возникать препятствия нормализации артериального давления, как изменилась ситуация в текущий период по сравнению с опорным.

Сопоставляя визуально кривую гомеостаза, кривую половозрастных рисков и шкалы артериального давления и рисков, пользователь может узнать о том, как изменяются его риски в соответствии с его артериальным давлением.

Эргономичность сочетания кривой гомеостаза артериального давления с кривой половозрастных рисков определяется тем, что через точку на кривой гомеостаза артериального давления, соответствующую текущему измерению, может быть проведена вертикальная линия до пересечения с кривой половозрастных рисков, а от этой точки пересечения - горизонтальная линия на шкалу половозрастных рисков, отмечающая на этой шкале значение отношения рисков к половозрастной норме в процентах, которое соответствует текущему измерению.

4. Графические результаты представляются Заказчику вместе с его данными наблюдений (в оригинале и в распечатке после введения в компьютер).

Библиографический список

1. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Косарева К.В., Пугачева Е.А. Набор страниц графического интерфейса для контроля артериального давления. Патент РФ на промышленный образец № 118382. Приоритет от 5 июля 2019 г.

2. Седьмой доклад Объединенного национального комитета по предупреждению, распознаванию, оценке и лечению повышенного артериального давления (США) JNK-7 [Электронный ресурс].– Режим доступа: www.athero.ru/jnc7txt.html (дата обращения: 14.03.2019)

DEVICES AND SERVICES FOR BLOOD PRESSURE EXPRESS ANALYSIS

[1]Isakevich V.V., [1]Isakevich D.V., [1]Kosareva K.V., [2]Pugacheva E.A.
[1] "Own vector" limited liability company, eigenoscope@yandex.ru,
[2] «Vladimir state University named after A.G. and N.G. Stoletov», Vladimir,
len.pugacheva2018@yandex.ru

Keywords: blood pressure, rapid analysis, cardiovascular system

Annotation. The article is devoted to Express analysis based on the development of a device and service that provides monitoring of changes in the homeostasis curve and the values of relative sex and age risk corresponding to current blood pressure data. Recommendations for using the Express analyzer and methods for processing blood pressure data with a set of graphical interface pages are given.

———————— ♦ ————————

РЕАБИЛИТАЦИОННАЯ БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА С ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИМ КОНТУРОМ УПРАВЛЕНИЯ

Трифонов А.А., Кузьмин А.А., Мяснянкин М.Б., Филист С.А.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет», г. Курск, SFilist@gmail.com

Ключевые слова: электромиография, контур, сигнал

Аннотация. Целью исследования является разработка биотехнической системы реабилитационного типа, предназначенной для восстановления двигательной активности мышц пациента посредством биотехнической и биологической обратной связи. Полученные классификационные модели поверхностных сигналов электромиограмм могут быть использованы для создания интеллектуальных систем реабилитации

пациентов с неврологическими заболеваниями и позволят разработать диагностические тестовые программы стимуляции, которые можно использовать для создания искусственной биологической обратной связи. Это обеспечит новые предикторы риска социально значимых заболеваний.

Введение. В настоящее время во всем мире наблюдается тенденция к увеличению числа пациентов с инсультом. По данным ВОЗ, треть из них являются работниками трудоспособного возраста (до 50-60 лет). Инсульт является основной причиной инвалидности среди взрослых. Поэтому разработка эффективных методов и средств восстановления двигательных функций является актуальной.

Декодеры сигналов центральной нервной системы (ЦНС) используются для контроля реабилитационных процедур или протезов. Наиболее доступным из этих сигналов является сигнал поверхностной электромиограммы (ЭМГ). Сигналы ЭМГ имеют специфическую структуру, характерную для различных типов

движений суставов. Распознавание типа движения по сигналу ЭМГ позволяет контролировать различные протезы, экзоскелеты и может быть использовано при разработке интеллектуальных биоинформационных систем [1].

Различные стимулы используются в нашей биотехнической системе для стимуляции сигналов ЭМГ, включая стимуляцию виртуальной реальностью (ВР). Эти стимулы возбуждают двигательные нейроны и, в свою очередь, стимулируют потенциалы двигательных единиц (MU) мышц. Наиболее важные части ЭМГ (признаки) должны быть найдены, чтобы различать и классифицировать мышечные движения. Эти признаки представляют текущий сигнал в виде кода с информацией о конкретном движении конечностей. Эта информация декодируется в декодере или классификаторе. Учитывая временные ограничения на расшифровку команды, исследователи предпочитают методы кодирования сигнала EMG во временной области на основе анализа амплитуд сигналов. Основным требованием к коду является его простота приема и скорость его декодирования (классификация команды). Следующие значения во временной области, измеренные как функции времени, используются в качестве знаков: интегральная ЭМГ, например, дисперсия; среднеквадратичное отклонение; длина сигнала; максимальное значение сигнала ЭМГ. Более подробная информация о выборе признаков для классификации приведена в [2].

Структура биотехнической системы. Высокая эффективность вертикализации при проведении реабилитационной терапии при различных неврологических расстройствах доказана клиническим применением. Процесс вертикализации может быть реализован с использованием нейроконтроллера с программным управлением или с использованием биологической обратной связи (BFB) [3]. Сигналы ЭМГ или электроэнцефалосигналы (EES) используются в качестве биологической обратной связи. Биотехнологическая система реабилитационного типа рассмотрена в [1]. Одно из возможных структурных решений с использованием экзоскелета и биологической обратной связи представлено на рисунке 1.

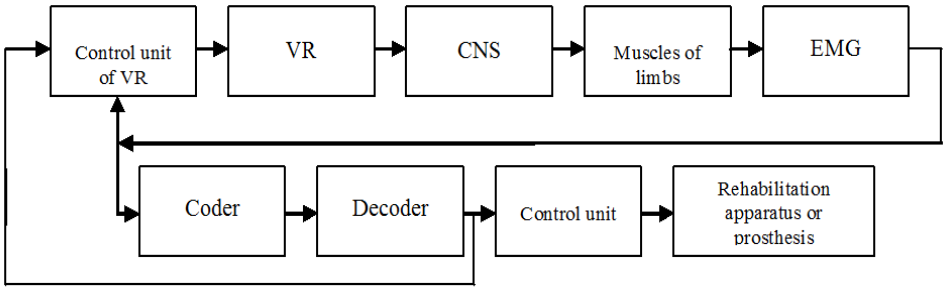


Рисунок 1 - Структурная схема биотехнической системы с биологической обратной связью

Система работает следующим образом. Пациент пытается встать, в то время как миограф фиксирует ЭМГ. Каждый MU генерирует квазипериодические импульсы, частота повторения которых определяется величиной усилия, выполняющего механическую работу мышцы. Длительность импульсов на порядок меньше периода их повторения.

EMG декодируется декодером в вектор информативных признаков (VIF) для блока управления. Блок управления выполнен в виде нейроконтроллера или нечеткого нейроконтроллера. Он генерирует управляющий вектор на входе экзоскелета и помещает его в вертикальное положение. Пациент наблюдает вектор состояния экзоскелета и мысленно «помогает» экзоскелету привести себя в вертикальное положение. Интенсивность генерируемой ЭМГ зависит от интенсивности «помощи».

Блок формирования виртуальной реальности (ВР) используется для обучения пациента, а также для настройки классификатора сигнала ЭМГ. Блок VR включен, чтобы стимулировать калиброванные реакции в биотехнической системе. Блок декодирования распознает реакцию на калиброванное движение в виртуальной реальности через классификаторы нейронных сетей [4]. VR производит следующий клип для управления стимулом. Эти стимулы соответствуют следующим сокращениям мышц (следующее воображаемое движение).

Методы кодирования / декодирования поверхностных ЭМГ. Для управления процедурой реабилитации необходимы модули принятия решений для расшифровки поверхностных ЭМГ. Обученные классификаторы

используются в качестве таких модулей принятия решений. Они построены на основе моделей нейронных сетей, моделей нечеткого вывода или гибридных (гетерогенных) моделей [4]. В то же время обучающие выборки для обучения этих классификаторов формируются из базы данных, полученной в результате поискового анализа.

Для разработки методов кодирования ЭМГ мы анализируем процесс генерации этих сигналов. Сигнал EMG должен поступать в декодер, который решает включить исполнительный механизм, соответствующий команде, зашифрованной в этом сигнале. Если рассматривать сервомотор в качестве исполнительного механизма, то командный декодер состоит из двух двухальтернативных классификаторов.

Гипотеза об амплитудной и частотной модуляции ЭМГ используется для кодирования ЭМГ [5]. Соответствующий демодулятор должен быть построен для построения энкодера. Его выходные сигналы используются в качестве пространства информационных функций для соответствующих декодеров.

Амплитудные демодуляторы ЭМГ были предложены в [6]. Для их реализации вводятся следующие показатели

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} x_n^2}\,, \quad (1) \qquad \text{или} \qquad MAV = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}|x_n|\,, \quad (2)$$

где N – ширина окна ЭМГ, в котором вычисляется RMS или MAV, x_n – отсчеты сигнала ЭМГ в этом окне.

Модель декодера определяется моделью кодера. Если декодер основан на модели нейронной сети (NET), то количество входов NET определяется шириной окна N, шагом его движения вдоль сигнала EMG и частотой дискретизации EMG. В свою очередь выбор N определяется продолжительностью возбуждения МУ работающей мышцы. При условии, что частота дискретизации ЭМГ выбрана при 500 Гц, мы получаем 25 выборок в интервале ширины окна.

Блок-схема устройства для декодирования ЭМГ показана на рисунке 2. Устройство состоит из считывателя 1 микроэлектрода, блока 2 обработки сигнала ЭМГ; бортовой процессор 3 и контроллер серводвигателя 4.

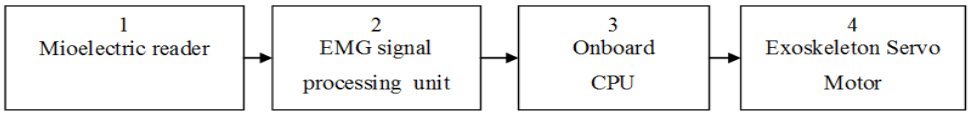


Рисунок 2 – Структурная схема декодера ЭМГ

Миоэлектрический считыватель представляет собой последовательно соединенный электродный блок, биопотенциальный усилитель, микрокомпьютер, первый адаптер BlueTooth, который подключен через радио ко второму адаптеру BlueTooth, который подключен к компьютеру.

Блок электродов включает в себя три электрода. Они снимают биопотенциалы с поверхности кожи. Эти биопотенциалы содержат много помех (постоянные электрохимические потенциалы электродов, помехи от электромагнитных волн: сотовая связь, электросеть, телевидение, радио и т. Д.). Усилитель биопотенциала необходим для усиления сигнала и очистки его от помех. Усилитель биопотенциала построен по дифференциальной схеме. Это устраняет синфазные помехи. Фильтры для фильтрации синфазных помех также предусмотрены внутри усилителя. Усилитель биопотенциала может быть реализован на одном кристалле как AD8232.

После прохождения сигнала через фильтры усилителя биопотенциала его необходимо оцифровать и отформатировать в соответствии со спецификациями адаптера BlueTooth для передачи по воздуху. Микрокомпьютер (микроконтроллер) выполняет эту работу. Микроконтроллер преобразует сигнал из аналоговой в цифровую форму благодаря встроенному модулю АЦП. Цифровой сигнал от микрокомпьютера формируется в кадры и подается в адаптер Bluetooth для передачи по беспроводной сети в соответствии с протоколами Bluetooth. Радиоканал обеспечивает мобильность устройства и его электробезопасность. Далее сигнал поступает на второй адаптер Bluetooth на боковой панели компьютера, а затем прямо в компьютер. Компьютер регистрирует сигналы, декодирует их, распознает данные и визуализирует их на экране. Блок питания обеспечивает устройство электричеством.

Блок-схема блока обработки сигналов (рисунок 2) показана на рисунке 3. Блок обработки сигналов ЭМГпредназначен для кодирования сигналов окна ЭМГ и последующего декодирования накопленных декодированных сохраненных сигналов. Нейронная сеть NET1 кодирует сигналы окна ЭМГ. Поскольку кодирование выполняется в скользящем окне, результаты NET1 сохраняются в блоке памяти в каждом цикле преобразования окна.

Если мы устанавливаем апертуру ЭМГ, при которой принимается решение включить соответствующий серводвигатель, мы можем выбрать на нем много окон, и, следовательно, мы можем определить много выходов NET1. Поскольку выходы NET1 разделены во времени, для принятия решения о совокупности результатов этих

выходов необходимы устройства хранения данных (рисунок 3), в которых мы храним эти результаты. После анализа соответствующего количества окон, результаты этого анализа отправляются в обученную нейронную сеть NET2 (рисунок 3). Выходы этой сети подключены к контроллеру серводвигателя.

Блок обработки сигналов ЭМГ предназначен для кодирования сигналов окна ЭМГ и последующего декодирования накопленных декодированных сохраненных сигналов. Нейронная сеть NET1 кодирует сигналы окна ЭМГ. Поскольку кодирование выполняется в скользящем окне, результаты NET1 сохраняются в блоке памяти в каждом цикле преобразования окна.

Количество окон анализа, т. е. входов NET2, зависит от времени расшифровки команды, зашифрованной в сигнале ЭМГ, и от минимального объема информации, переносимой сигналом EMG. Временная апертура декодирования сигнала ЭМГ составляет 250 мс, а минимальный квант информации (минимальная длина сигнала ЭМГ, несущего соответствующую информацию) составляет 25 мс. Таким образом, если мы используем окна без перекрытия, MW = int (250 / W). Если мы используем окна с перекрытием, то MW = int ((250-TW) / W).

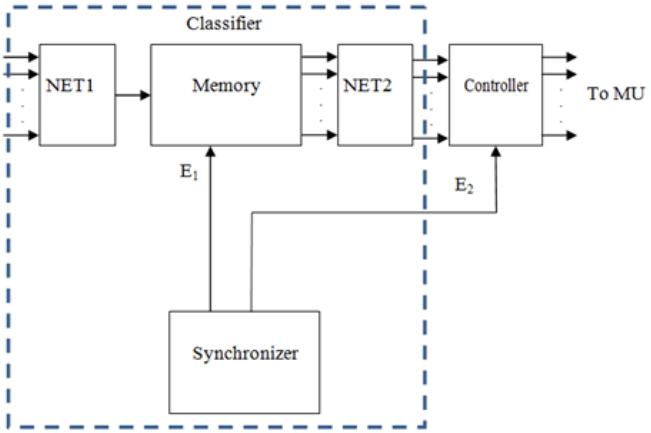


Рисунок 3 – Структурная схема блока обработки сигналов

Синхронизатор синхронизирует работу блока обработки сигнала ЭМГ (рисунок 2) и классификатора сигналов, так что последовательность векторов информационных признаков формируется для характеристики временных окон. На апертуре наблюдения сигнала ЭМГ нам нужно сформировать вектор информативных признаков $\{NET1_j\}$ на входе NET2, где $j = \overline{1, MW}$.

Поскольку формирование этого вектора информативных признаков разделено во времени, сигнал E2 строба должен поступать на контроллер серводвигателя. Он сигнализирует о завершении формирования этого вектора.

Пример реализации технического решения. Несмотря на многочисленные реабилитации экзоскелета на рынке медицинских услуг, сегодня главная претензия специалистов к медицинским экзоскелетам - это невозможность адаптации экзоскелета к конкретному пациенту. Поэтому очень часто более дешевые и эффективные средства реабилитации являются предпочтительными.

В предлагаемой биотехнологической системе блок управления реабилитационным аппаратом выполнен автономно, то есть он не включен в петли обратной связи. В этом случае базовые математические модели управления движением экзоскелета необходимы для отражения его динамических свойств. Также скалярные величины необходимы для оценки качества системы управления экзоскелетом. В этом случае тренировка мышц конечностей осуществляется путем достижения качественной расшифровки команд, передаваемых центральной нервной системой через ЭМГ. Поэтому основное внимание уделяется процессу выполнения команд из классификатора EMG. Для выполнения этих команд в биотехнологической системе предусмотрен блок управления. Он построен на основе нейроконтроллера [3].

Сигналы ЭМГ используются для управления процессом вертикализации. Эти сигналы получают с помощью электродов, установленных в области тех мышц, которые вовлечены в процесс вертикализации. Для управления серводвигателями в процессе вертикализации мы используем пять каналов ЭМГ, которые могут считывать сигнал ЭМГ от мышцы большой ягодичной мышцы, мышцы двуглавой мышцы бедра, полумембранной мышцы, мышцы полу сухожилия и большой мышцы аддуктора. Процесс вертикализации контролируется путем декодирования ЭМГ в каналах, а скорость вертикализации зависит от интенсивности сигналов ЭМГ в каналах. При определенных сочетаниях интенсивности ЭМГ в каналах серводвигатели могут останавливаться на любой фазе вертикализации. В этом случае, если пациент чувствует, что ему «не хватает сил, чтобы встать», он захочет сесть. В этом случае возможна генерация соответствующих сигналов ЭМГ. Эти сигналы могут быть использованы для реверса серводвигателей. Для реализации режима «сидеть» используются каналы ЭМГ из поясничной мышцы. Таким образом, для вертикализатора мы используем как минимум шесть каналов EMG и другую структуру нейронной сети для агрегирования декодеров EMG.

Последовательная схема управления нейронной сетью использовалась в качестве контроля нейросети экзоскелета. Для реализации этой схемы управления нейронная сеть должна обеспечивать обратную динамику объекта управления. В связи с этим мы решили использовать специализированную схему обучения [3].

Если нам известна математическая модель объекта, то если мы решим соответствующую систему дифференциальных уравнений численными методами [3], то получим пары координат [u (t), φ (t)], которые мы будем использовать настроить нейронную сеть. В этом случае - вектор управляющих напряжений, подаваемых на серводвигатели, - это вектор углов, которые задают координаты экзоскелета в вертикальной плоскости. В этом случае нейронная сеть является эмулятором объекта управления.

Однако после настройки эта нейронная сеть не может использоваться в последовательной схеме управления нейронной сетью, поскольку для этого случая необходима нейронная сеть, которая отражает обратную (не прямую) динамику объекта управления. Чтобы инвертировать нейронную сеть, мы используем нейронную сеть встречного распространения ошибки (CPN), которая является универсальным инвертором [3]. Сеть CPN состоит из двух слоев: слоя Кохонена и слоя нейронов Гроссберга. На входе в сеть пара векторов и вступает в учебный процесс. На выходе мы получаем их копии и.

Если мы включим предварительно обученную сеть BP в цепь управления последовательной нейронной сетью, то она все равно будет отображать пару векторов и на выходе, и несмотря на то, что на входе будет присутствовать только один вектор. Использование сети VR в последовательной схеме управления нейронной сетью в соответствии со специализированной схемой обучения определяется ее уникальной способностью генерировать прямые и обратные функции. Поэтому после обучения сети мы можем представить только вектор на его входе. Вектор заполнен нулевыми элементами. Один вектор место двух, а второй заполнен нулевыми элементами. В этом случае мы получаем вектор управляющих напряжений на выходе, на который настроена нейронная сеть. Причем размеры векторов и могут не совпадать. Это типично для многосвязных систем управления.

В результате обучения входные векторы связаны с выходными векторами. Если сеть обучена, то подача входных векторов приводит к выходным данным. Выходной вектор для правильного решения также может быть получен, если входные данные являются неполными или неправильными.

Выводы. Полученные структурно-функциональные решения и модели классификаторов поверхностных сигналов ЭМГ могут быть использованы для построения интеллектуальных систем реабилитации пациентов с неврологическими заболеваниями. Полученные результаты позволят нам разработать в виртуальной реальности диагностические тестовые стимулирующие программы, которые используются для создания искусственной биологической обратной связи. Это обеспечит новые предикторы для диагностики неврологических заболеваний. Это также позволит получать новые информативные каналы в виде электрофизиологических сигналов для расчета новых предикторов риска социально значимых заболеваний.

Предложенная структура последовательной схемы управления нейросетями экзоскелета, построенная по специальной схеме обучения с использованием нейронной сети встречного распространения ошибок в качестве нейроконтроллера, была протестирована на прототипе экзоскелета для управления вертикализацией пациента.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-38-90112.

Acknowledgments: The reported study was funded by RFBR, project number 19-38-90112.

Библиографический список

1. Филист, С.А. Кодовые образы сигналов электроэнцефалограммы для управления робототехническими устройствами посредством интерфейса мозг-компьютер/ С.А. Филист, Е.В. Петрунина, А.А. Трифонов, А.В. Серебровский//Моделирование, оптимизация и информационные технологии. Научный журнал, Том 7, № 1. 2019. – С. 67-79. http://moit.vivt.ru/. doi: 10.26102/2310-6018/2019.24.1.025.

2. Budko R Yu and Starchenko I B 2016 Proc. of SPIIRAS 46 Pp. 76-89.

3. Аль-Бареда, А.Я.С. Алгоритмы синтеза оптимального управления в биотехнических системах реабилитационного типа на основе технологий нейронных сетей/ А.Я.С. Аль-Бареда, А.Н. Брежнева, Р.А. Томакова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2018. – Т. 17, №3. – С. 750 - 754.

4. Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений / С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. - 2014. - №6. - С. 35-39.

5. Петрова, Т.В. Предикторы синхронности системных ритмов живых систем для классификаторов их функциональных состояний / Т.В. Петрова, С.А. Филист, С.В. Дегтярев, А.В. Киселев, О.В. Шаталова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2018. Т. 17. № 3. С. 693-700.

6. Ataee Pedram and Aleem Idris S. Patent US, 20150370333 A1, G 06 F 3/01. applicant: Thalmic Labs Inc. - Appl. No.: 14/737,081, Filed: Jun. 11, 2015, Pub. Date: Dec. 24, 2015, 27 p.

REHABILITATION BIOTECHNICAL SYSTEM WITH ELECTROMYOGRAPHIC CONTROL CIRCUIT

Trifonov A.A, Kuzmin A.A, Myasnyankin M.B., Filist S.A.
Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «South-West State University», Kursk, SFilist@gmail.com

Keywords: electromyography, circuit, signal

Annotation. The aim of the study is to develop a biotechnical system of the rehabilitation type, designed to restore the motor activity of the patient's muscles through biotechnical and biological feedback. The obtained classification models of surface signals of electromyograms can be used to create intelligent rehabilitation systems for patients with neurological diseases and will allow the development of diagnostic test stimulation programs that can be used to create artificial biological feedback. This will provide new predictors of the risk of socially significant diseases.

———————— ♦ ————————

ОПТИЧЕСКИЕ ФАНТОМЫ ДЛЯ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ГИПЕРСПЕКТРАЛЬНОЙ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ СОДЕРЖАНИЯ ФАД В КОЖЕ ЧЕЛОВЕКА

[1]Шуплецов В.В., [1,2]Жеребцов Е.А., [1,3]Дрёмин В.В., [4]Попов А.П., [2]Быков А.В., [1]Потапова Е.В., [1]Дунаев А.В., [2,3]Меглинский И.В.
[1]Научно-технологический центр биомедицинской фотоники,
ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», Орёл, Россия, * valery.shupletsov@bmecenter.ru,
[2]Optoelectronics and Measurement Techniques Unit, University of Oulu, Oulu, Finland,
[3]School of Engineering and Applied Science, Aston University, Birmingham, UK,
[4]VTT Technical Research Centre of Finland, Oulu, Finland

Ключевые слова: Оптический фантом, содержание ФАД, гиперспектральная флуоресцентная визуализация

Аннотация. В статье описаны процесс изготовления и результаты экспериментальных исследований твердого оптического фантома, имитирующего флуоресценцию ФАД в различных концентрациях. Использовали метод гиперспектральной флуоресцентной визуализации. Полученные результаты демонстрируют чувствительность разработанного флуоресцентного фантома к изменениям концентрации флавина. Полученные данные будут использованы для коррекции флуоресцентных изображений патологических биологических тканей.

Для решения проблем медицинской диагностики в режиме реального времени возможно использование методов флуоресцентной спектроскопии (ФС) и флуоресцентной визуализации (ФВ), которые демонстрируют значительную чувствительность к наличию патологических изменений в тканях, в частности злокачественных [1]. Так, флуоресцентный анализ позволяет изучить изменения в спектрах эндогенной флуоресценции, вызванные наличием метаболических сдвигов в биологических тканях. Известно, что скорость метаболизма влияет на содержание ряда флуорофоров, в том числе на флавинадениндинуклеотид (ФАД). Этот кофермент содержится в цитозоле и митохондриях и участвует в ряде метаболических реакций, выступая в роли донора и акцептора электронов. Окисленная форма ФАД демонстрирует существенный вклад в суммарную флуоресценцию ткани. Клинические исследования показали, что изменения флуоресценции ФАД коррелируют с онкологическими процессами [2-4].

В то время как методы ФС и ФВ могут быть успешно использованы для контрастирования флуоресценции экзогенных флуорофоров на выбранной длине волны излучения, измерения эндогенной флуоресценции в живых тканях могут быть сложными из-за перекрытия спектров излучения естественных флуорофоров. Биологические ткани представляют собой гетерогенные сложные структуры, содержащие собственные флуорофоры в различных концентрациях и на разных глубинах [5]. Поэтому, чтобы правильно интерпретировать экспериментальные данные, полученные методами флуоресцентной диагностики, необходимо определить вклад каждого компонента в общий сигнал. Для этого исследователи обычно проводят тестовые измерения с использованием нормальных и патологически измененных клеточных культур или тканей лабораторных животных, а также специально разработанных тест-объектов, которые в англоязычной литературе принято называть оптическими фантомами (optical phantoms). Такие тест-объекты позволяют имитировать типичное взаимодействие оптического излучения с биологической тканью с определенными параметрами поглощения, рассеяния, флуоресценции и т. д., и могут быть использованы на стадии испытаний разработки устройств оптической диагностики или при их калибровке. Изображения оптических фантомов также могут быть использованы для улучшения разрешения и количественного определения нескорректированных изображений с использованием, например, метода обратной развертки [6]. Большое количество фантомных спектроскопических исследований, описанных в литературе, основаны на разработке жидких фантомов, которые используются для моделирования бесконечных или полубесконечных однослойных сред с эффектами поглощения, рассеяния и флуоресценции [7-9]. Также для имитации флуоресценции мягких

тканей предложено использование гель-воскового фантома на основе минерально-масляного материала [10]. Однако для создания оптических фантомов
с требуемой геометрической формой, толщиной и неоднородностью, подобной многослойным тканям, актуальной является концепция тонкой твердой формы. При разработке таких фантомов используются различные материалы с полимерной основой, такие как эпоксидная, полиэфирная смола или полиуретановый материал, которые обеспечивают твердость и фотостабильность при долгосрочной визуализации [11]. Такие фантомы позволяют имитировать флуоресценцию многослойных структур ткани, учитывая специфику каждого конкретного слоя [12]. Твердые структуры позволяют создавать формы с полыми областями, например, для имитации насыщения крови кислородом во встроенных сосудах [13]. Также использование полимерных структур с силиконовой основой при смешивании с глицерином позволяет создавать оптические фантомы, обладающие собственным рассеянием, что позволяет избегать осаждения и неоднородного распределения рассеивающих структур [14]. В работе [15] предложены твердые желатиновые фантомы для имитации нормальных и дисплазийных состояний ткани при диагностике флуоресцентными методами. При этом желатин используется для моделирования флуоресцентных свойств коллагена, так как этот белок является основным структурным компонентом соединительной ткани.

Целью данной работы была разработка твердого оптического фантома, имитирующего флуоресценцию ФАД в коже человека для калибровки технологии гиперспектральной ФВ.

Идея оптического фантома, предложенного в данной работе, заключалась в том, чтобы создать твердую матричную основу для моделирования фоновой флуоресценции коллагена кожи и флуоресценции ФАД в различных концентрациях. Для получения оптических тест-объектов, имитирующих флуоресценцию коллагена, можно использовать желатин, который является его гидролизованной формой. Подготовка матричной основы фантома производилась гомогенизацией акриламида (6 г) и желатина (0,2 г) с добавлением бисакриламида (0,16 г) в качестве сшивающего агента для полимеризации структуры. Полиакриламид представляет собой оптически прозрачный, твердый эластичный материал, обладающий достаточной фотостабильностью и активно применяемый при изготовлении фантомов в медицине [16]. Для симуляции процесса рассеяния в коже в изготовленную полимерную структуру был добавлен оксид цинка (0,03 г), обладающий активно выраженными рассеивающими свойствами [17, 18]. Известно, что в норме в организме человека концентрация ФАД варьируется в пределах нескольких мкМ [19]. Были изготовлены пять вариантов оптических фантомов с различной концентрацией ФАД: без добавления флуорофора, с 5, 15, 20 и 25 мкМ соответственно.

Оптические характеристики изготовленного фантома были зарегистрированы с помощью собранной экспериментальной установки для гиперспектральной ФВ (рис. 1).

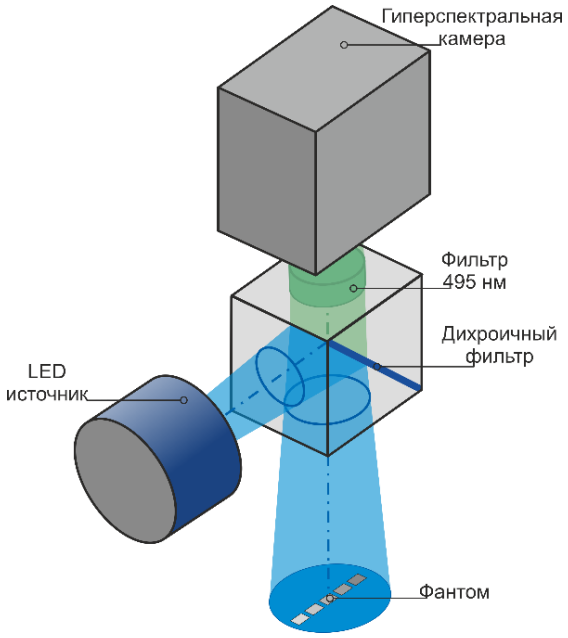
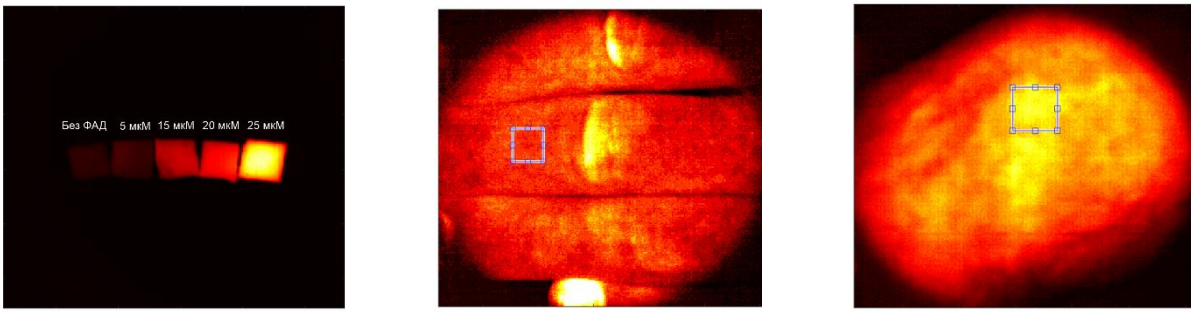


Рисунок 1 – Установка для гиперспектральной флуоресцентной визуализации

В данной установке излучение светодиодного источника с длиной волны 450 нм M450LP1 (Thorlabs, США) проходит через дихроичный фильтр MD416 (Thorlabs, США) и направляется на оптический фантом, возбуждая флуоресценцию ФАД. Обратно отражённое излучение источника ослабляется светофильтром 495 нм FGL495 (Thorlabs, США) и флуоресцентный сигнал регистрируется гиперспектральной CMOS камерой Specim (Spectral Imaging Ltd, Финляндия) со спектральным диапазоном 400-1000 нм. При исследовании фантома использовалась выдержка камеры 0,5 с.

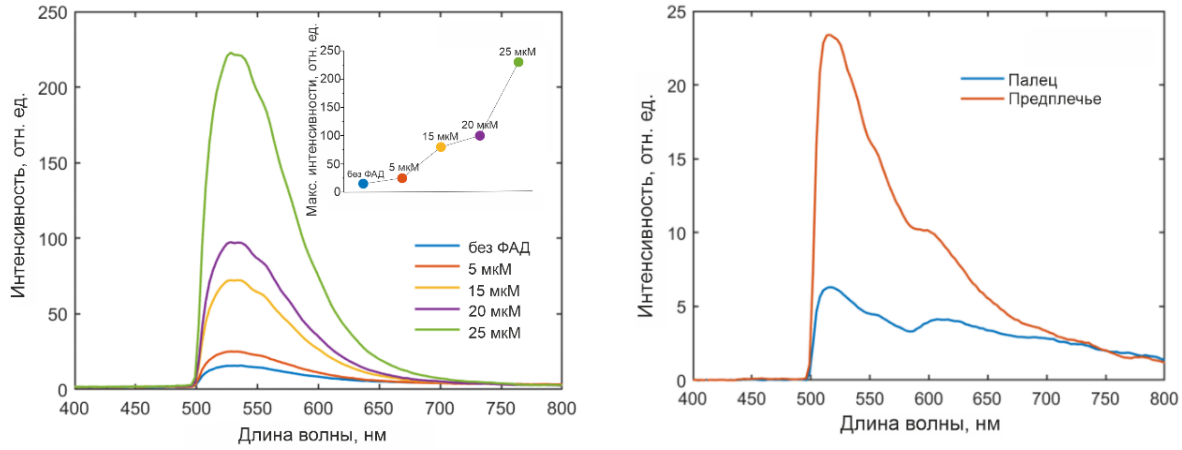
Было получено флуоресцентное изображение пяти вариантов оптического фантома с различной концентрацией ФАД, контрастированное в псевдоцвете (рис. 2, а) со шкалой интенсивности от 0 до 250 отн.ед. Значения интенсивности флуоресценции были усреднены в аналогичных областях для каждой из пяти частей. Также были зарегистрированы флуоресцентные изображения кожи пальца руки (рис. 2, б) и области предплечья (рис. 2, в) условно здорового испытуемого для сравнения получаемых результатов с разработанным оптическим тест-объектом.



(а) (б) (в)

Рисунок 2 – Гиперспектральные флуоресцентные изображения: оптического фантома (а), пальцев руки (б) и предплечья (в)

На рисунке 2 (б), (в) выделены ROI области, соответствующие пространственному усреднению для получения спектров интенсивности флуоресценции. На рисунке 3 представлены спектры флуоресценции и кривая зависимости максимума интенсивности флуоресценции оптического фантома от различной концентрации ФАД (рис 3, а), а также спектры флуоресценции пальца и предплечья руки (рис 3, б).



(а) (б)

Рисунок 3 – Спектры флуоресценции оптического фантома (а) и кожи (б)

Результат анализа спектров флуоресценции оптических фантомов с различной концентрацией ФАД (рис 3, а) и кожи (рис 3, б) показывает, что все спектры имели пики флуоресценции, соответствующие пику флуоресценции ФАД (около 530 нм) при возбуждении синим светом (450 нм). Изменение интенсивности сигнала соответствовало изменению концентрации ФАД в изготовленном фантоме. При этом уровень флуоресценции ФАД в концентрации 5 мкМ наиболее соответствует уровню интенсивности флуоресценции с кожи руки условно здорового человека, зарегистрированному при тех же параметрах системы (уровень интенсивности флуоресценции около 25 отн. ед.). Такое значение концентрации наиболее близко к реальным концентрациям ФАД в коже человека в нормальном состоянии при отсутствии патологий.

Применение разработанного оптического фантома позволит тестировать и калибровать системы ФВ и повысить общее качество реализации данной технологии. Дальнейшие исследования будут направлены на проведение качественных и воспроизводимых экспериментальных измерений параметров нормальной и опухолевой ткани для разработки новых диагностических критериев и более широкого внедрения технологии ФВ в клиническую практику, например, в миниинвазивную хирургию.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках проекта №18-02-00669.

Библиографический список

1. Borisova E. et al. Multispectral autoflourescence detection of skin neoplasia using steady-state techniques //20th International Conference and School on Quantum Electronics: Laser Physics and Applications. – International Society for Optics and Photonics, 2019. – Vol. 11047. – P. 1104704.

2. Wu Y. et al. Depth-resolved fluorescence spectroscopy of normal and dysplastic cervical tissue //Optics express. – 2005. – Vol. 13. – №. 2. – P. 382-388.

3. Lukina M. M. et al. Metabolic imaging in the study of oncological processes (review). // Sovremennye tehnologii v medicine. – 2016. – Vol. 8. – №. 4 (eng).

4. Pavlova I. et al. Microanatomical and Biochemical Origins of Normal and Precancerous Cervical Autofluorescence Using Laser-scanning Fluorescence Confocal Microscopy //Photochemistry and photobiology. – 2003. – Vol. 77. – №. 5. – P. 550-555.

5. Thueler P. et al. In vivo endoscopic tissue diagnostics based on spectroscopic absorption, scattering, and phase function properties //Journal of biomedical optics. – 2003. – Vol. 8. – №. 3. – P. 495-504.

6. Anastasopoulou M. et al. Fluorescence imaging reversion using spatially variant deconvolution //Scientific Reports. – 2019. – Vol. 9. – №. 1. – P. 1-11.

7. Потапова Е.В., Дрёмин В.В., Жеребцов Е.А., Подмастерьев К.В., Дунаев А.В. Разработка жидкого оптического фантома для флуоресцентных спектроскопических исследований // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии, 2018. - № 6 (332). – С. 105-114

8. Lu H. et al. Fluorescence spectroscopy study of protoporphyrin IX in tissue-like phantoms //Optics in Health Care and Biomedical Optics IX. – International Society for Optics and Photonics, 2019. – Vol. 11190. – P. 111901S.

9. Luthjens L. H., Yao T., Warman J. M. A polymer-gel eye-phantom for 3D fluorescent imaging of millimetre radiation beams //Polymers. – 2018. – Vol. 10. – №. 11. – P. 1195.

10. Xie Y. et al. Soft optically tuneable fluorescence phantoms based on gel wax and quantum dots: a tissue surrogate for fluorescence imaging validation //Molecular-Guided Surgery: Molecules, Devices, and Applications V. – International Society for Optics and Photonics, 2019. – Vol. 10862. – P. 108621F.

11. Anastasopoulou M. et al. Multiparameter solid phantom for fluorescence imaging standardization //European Conference on Biomedical Optics. – Optical Society of America, 2017. – P. 104110J.

12. Wróbel M. S. et al. Multi-layered tissue head phantoms for noninvasive optical diagnostics //Journal of Innovative Optical Health Sciences. – 2015. – Vol. 8. – №. 03. – P. 1541005.

13. Zherebtsov E. et al. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks //Biomedical optics express. – 2019. – Vol. 10. – №. 7. – P. 3545-3559.

14. Wróbel M. S. et al. Nanoparticle-free tissue-mimicking phantoms with intrinsic scattering //Biomedical optics express. – 2016. – Vol. 7. – №. 6. – P. 2088-2094.

15. Shupletsov V. et al. Fluorescence Imaging System for Biological Tissues Diagnosis: Phantom and Animal Studies //Journal of Biomedical Photonics & Engineering. – 2020. – P. 010303.

16. Ahmad M. S. et al. Chemical characteristics, motivation and strategies in choice of materials used as liver phantom: A literature review //Journal of Medical Ultrasound. – 2020. – Vol. 28. – №. 1. – P. 7.

17. Krasnikov I. V., Seteikin A. Y., Popov A. P. Simulation of the effect of photoprotective titanium dioxide (TiO 2) and zinc oxide (ZnO) nanoparticles on the thermal response and optical characteristics of skin //Optics and Spectroscopy. – 2015. – Vol. 118. – №. 4. – P. 668-673.

18. Wróbel M. S. et al. Measurements of fundamental properties of homogeneous tissue phantoms //Journal of biomedical optics. – 2015. – Vol. 20. – №. 4. – P. 045004.

19. Aliverti A., Curti B., Vanoni M. A. Identifying and quantitating FAD and FMN in simple and in iron-sulfur-containing flavoproteins //Flavoprotein protocols. – Humana Press, 1999. – P. 9-23.

OPTICAL PHANTOMS FOR QUANTITATIVE HYPERSPECTRAL FLUORESCENCE VISUALIZATION OF THE FAD CONTENT IN HUMAN SKIN

[1]Shupletsov V.V., [1,2]Zherebtsov E.A., [1,3]Dremin V.V., [4]Popov A.P., [2]Bykov A.V., [1]Potapova E.V., [1]Dunaev A.V., [2,3]Meglinski I.V.

[1]Research and Development Center of Biomedical Photonics,
Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, Russia, * valery.shupletsov@bmecenter.ru,
[2]Optoelectronics and Measurement Techniques Unit, University of Oulu, Oulu, Finland,
[3]School of Engineering and Applied Science, Aston University, Birmingham, UK,
[4]VTT Technical Research Centre of Finland, Oulu, Finland

Keywords: Optical phantom, the FAD content, hyperspectral fluorescence visualizations

Annotation. The article describes the manufacture and results of experimental studies of a solid optical phantom simulating the fluorescence of FAD in various concentrations. Hyperspectral fluorescence imaging was used. The results demonstrate the sensitivity of the developed fluorescent phantom to changes in flavin concentration. The data obtained will be used to correct fluorescence images of pathological biological tissues.

ПРИМЕНЕНИЕ ПРИНЦИПА МНОГОПРИЕМНИКОВОСТИ В МИКРОВОЛНОВЫХ РАДИОМЕТРАХ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ БИОТКАНЕЙ

Новикова А.А., Сердюков К.А., Филатов А.В.
Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники, г. Томск,
nerra_nerra@mail.ru, konstantinserdyukov@gmail.ru, filsash@mail.ru

Ключевые слова: биологическая ткань, коэффициент отражения, микроволновая радиометрия

Аннотация. В работе описана микроволновая радиометрическая система дециметрового диапазона длин волн, в которой используется принцип многоприемниковости и модификация нулевого метода функционирования приемных каналов. В радиометрической системе применен способ параметрического изменения флуктуационной чувствительности, что очень хорошо согласуется с многоприемниковым принципом построением системы, когда результирующая чувствительность определяется как корень квадратный из числа приемников. Изменением числа приемников участвующих в обработке принятых от общей аппликаторной антенны и в одной полосе частот сигналов, меняется объем в зоне проекции антенны, с которого поступает излучение, характеризующее интегральную температуру этого объема биологической среды. Соответственно изменением объема пространства, с которого принимается излучение, и последующей локализацией можно построить профиль температур по глубине объекта не прибегая к многочастотным измерениям, как это принято до сих пор.

Предсказание поведения сложной биологической системы, прогнозирование возникновения патологического процесса представляет собой одно из наиболее перспективных направлений современной медицинской науки, поскольку обеспечивает опережающее знание, позволяющее на основе предвидения наиболее вероятного развития событий предпринимать оптимальные решения по профилактике болезни.

В ходе диагностики и лечения практически всех заболеваний существенный интерес для медиков представляет температура, ее распределение и динамика изменений по телу человека. Для медицинских приложений, при получении информации о внутренних характеристиках биологических объектов желательно использовать методы, оказывающие минимальное воздействие на исследуемую структуру. Этому требованию удовлетворяют неинвазивные методы, в основе которых лежат пассивные измерения (измерение собственных физических полей, создаваемых организмом человека).

В основе радиоволновых пассивных методов определения глубинных температур лежат измерения интенсивностей электромагнитных сигналов микроволновыми радиометрическими системами в различных спектральных диапазонах. Регистрация и анализ собственного теплового электромагнитного излучения тканей позволяет получить информацию о глубинной температуре биологических сред и облегчает раннюю диагностику [1].

В настоящее время изменением длины волны принимаемых электромагнитных сигналов изменяют глубину сканирования и на основании этих данных строят профиль внутренних температур [2]. При реализации многочастотных измерений используют либо несколько каналов со своими полосами частот принимаемых сигналов и общую антенну для приема, либо несколько автономных приемных систем со своими антеннами и частотными полосами приема. В первом случае возникают трудности создания широкополосных антенн с высоким коэффициентом полезного действия и согласованием во всей полосе частот. Во втором случае, при автономно работающих радиометрических приемниках измерения производятся с последовательной сменой установки антенн в зоне сканируемого объема биологической среды и трудно обеспечить единую достоверность измерений. Однако, альтернативы данному частотному методу на сегодняшний день нет и несмотря на ряд описанных недостатков этот метод все же на небольших глубинах сканирования дает удовлетворительные результаты. На больших глубинах определения температур биотканей ошибка начинает расти по степенному закону.

В работе описана микроволновая радиометрическая система дециметрового диапазона длин волн, в которой используется принцип многоприемниковости и модификация нулевого метода функционирования приемных каналов. В радиометрической системе применен способ параметрического изменения флуктуационной чувствительности, что очень хорошо согласуется с многоприемниковым принципом построением системы, когда результирующая чувствительность определяется как корень квадратный из числа приемников. Изменением числа приемников участвующих в обработке принятых от общей аппликаторной антенны и в одной полосе частот сигналов, меняется объем в зоне проекции антенны, с которого поступает излучение, характеризующее интегральную температуру этого объема биологической среды. Соответственно изменением объема пространства, с которого принимается излучение, и последующей локализацией можно построить профиль температур по глубине объекта не прибегая к многочастотным измерениям, как это принято до сих пор.

Изображенная на рис. 1 радиометрическая система включает в себя антенну А, высокочастотный переключатель - селектор отражательного типа ПС, *N* канальных приемников и микроконтроллер. Антенна аппликаторного типа непосредственно располагается на поверхности объекта для измерения интегральной температуры по глубине в объеме проекции данной антенны. Каждый приемник в канале содержит направленный ответвитель НО, циркулятор Ц с подключенной согласованной нагрузкой $СН_3$, высокочастотный

переключатель П, меняющий направление поступления сигнала генератора шума ГШ в основной канал ответвителя, и две согласованные нагрузки $СН_{1,2}$. Усиление сигналов по высокой частоте в полосе принимаемых частот, выделение огибающей в квадратичном детекторе, низкочастотное усиление и синхронная фильтрация осуществляются в радиометрическом приемнике РП. На выходе каждого канального приемника установлены фильтр верхних частот ФВЧ и компаратор К, определяющий полярность входного напряжения.

Электромагнитное излучение, формируемое в толще биообъекта и характеризуемое эффективной шумовой температурой T, поступает на границу объекта. В месте приложения антенны часть этого излучения, равная TR, отражается обратно в объект, где R – коэффициент отражения по мощности на границе раздела объект – антенна. Другая часть, равная $T(1 - R)$, поступает в антенну и соответственно является входным сигналом.

Временные диаграммы функционирования многоприемникового нулевого радиометра представлены на рис. 2. В радиометре выполняются два вида модуляции. Подключение к антенне приемных каналов выполняется согласно принципа временного разделения по сигналу амплитудно-импульсной модуляции длительностью $t_{АИМ}$. Сигнал управления широтно-импульсной модуляцией длительностью $t_{ШИМ}$ изменяет направление распространения сигнала генератора шума $T_{гш}$ в антенном тракте. При действии импульса $t_{ШИМ}$ сигнал генератора шума после направленного ответвителя распространяется в сторону входа радиометрического приемника, при отсутствии импульса – в сторону антенны. По данному сигналу управления широтно-импульсной модуляцией устанавливается нулевой баланс в приемных каналах радиометра. Таким образом, в зависимости от комбинации управляющих модуляцией сигналов на входе радиометрического приемника имеют место три сигнальных уровня, пропорциональных соответствующим шумовым температурам:

- при одновременном действии $t_{АИМ}$ и $t_{ШИМ}$ сигнал $A = T(1-R) + \beta T_{гш} + T_{сн}R + T_{ш}$
- при действии только импульса $t_{АИМ}$ сигнал $B = T(1-R) + \beta T_{гш}R + T_{сн}R + T_{ш}$ (1)
- при отсутствии обоих импульсов сигнал $C = \beta T_{гш} + T_{сн} + T_{ш}$

где β – коэффициент связи линий в направленном ответвителе, $T_{сн}$ – шумовая температура согласованной нагрузки циркулятора $СН_3$, $T_{ш}$ – собственные шумы канала, приведенные к входу радиометрического приемника.

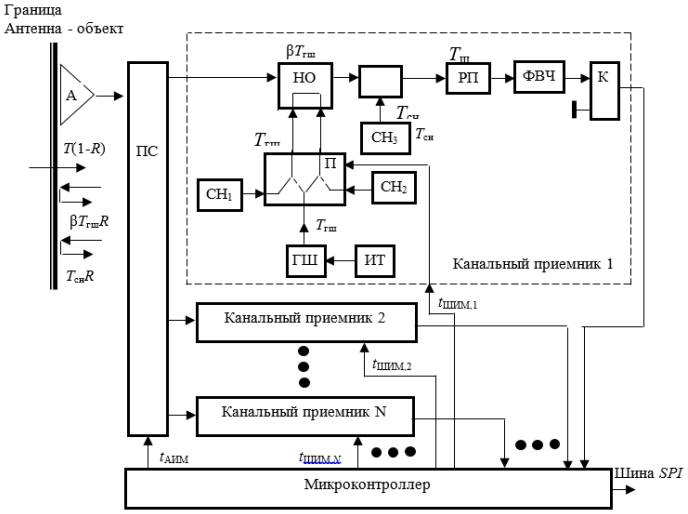


Рисунок 1 - Структурная схема многоприемниковой радиометрической системы

В основе функционирования каждого радиометрического канала используется модифицированный нулевой метод измерений [3]. Для данной модификации математическая модель, через которую определяется измеряемый сигнал антенны через длительность импульса, управляющего широтно-импульсной модуляцией, имеет вид [4]:

$$t_{ШИМ} = \frac{C - B}{A - B} t_{АИМ} \,. \quad (2)$$

После подстановки значений сигналов A, B, C из (1) в (2) и простых преобразований получим:

$$t_{ШИМ} = \frac{\beta T_{гш} + T_{сн} - T}{\beta T_{гш}} t_{АИМ} \,. \quad (3)$$

Из (3) следует линейная зависимость длительности $t_{ШИМ}$ от измеряемого сигнала объекта T.Следовательно, через эту длительность можно косвенным способом определить усредненную глубинную температуру объекта. На измерения не влияют изменения коэффициента R отражения сигнала на границе антенны с объектом.

Из (3) интегральная температура объекта равна:

$$T = \beta T_{\text{пш}} + T_{\text{сн}} - \beta T_{\text{пш}} \frac{t_{\text{ШИМ}}}{t_{\text{АИМ}}} . \quad (4)$$

Значения минимальной и максимальной шкалы температур находятся подстановкой в формулу (4) двух крайних значений длительности $t_{\text{ШИМ}}$ – $t_{\text{АИМ}}$ и ноль: $T_{\text{мин}} = T_{\text{сн}}$, $T_{\text{макс}} = T_{\text{сн}}+T_{\text{гш}}\beta$. Следовательно, диапазон измерений сигналов начинается от физической температуры согласованной нагрузки циркулятора и имеет размах, равный эффективной температуре сигнала генератора шума, поступающего в антенный тракт через направленный ответвитель.

В переключателе - селекторе тракт антенны последовательно подключается на входы канальных приемников, начиная с первого, на одинаковое время $t_{\text{АИМ}}$. В остальное время, когда канал не подключен к антенне, сигнал согласованной нагрузки циркулятора и генератора шума, отражаясь от закрытого ключа селектора поступают на вход радиометрического приемника. Таким образом, накопление сигнала согласованной нагрузки циркулятора для каждого канального приемника возрастает в N – раз. При увеличении времени наблюдения шумового сигнала уменьшается разброс в его независимых выборках. Флуктуационная чувствительность многоприемникового радиометра возрастает в количество раз, равное корню квадратному из числа приемных каналов.

После накопления массивов цифровых кодов длительностей широтно-импульсного сигнала первого приемника $t_{\text{ШИМ},1}^{(1)}$, $t_{\text{ШИМ},2}^{(1)}$, … $t_{\text{ШИМ},R}^{(1)}$, второго приемника $t_{\text{ШИМ},1}^{(2)}$, $t_{\text{ШИМ},2}^{(2)}$, … $t_{\text{ШИМ},R}^{(2)}$, ….. N –го приемника $t_{\text{ШИМ},1}^{(N)}$, $t_{\text{ШИМ},2}^{(N)}$, … $t_{\text{ШИМ},R}^{(N)}$, после истечения времени одного измерения рассчитываются средние значения по приемникам:

$$t_{\text{ШИМ}}^{(1)} = \frac{1}{R}\sum_{i=1}^{R} t_{\text{ШИМ},i}^{(1)} , \quad t_{\text{ШИМ}}^{(2)} = \frac{1}{R}\sum_{i=1}^{R} t_{\text{ШИМ},i}^{(2)} , \ldots\ldots t_{\text{ШИМ}}^{(N)} = \frac{1}{R}\sum_{i=1}^{R} t_{\text{ШИМ},i}^{(N)} .$$

Затем находится результат вычислением:

$$t_{\text{ШИМ}} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} t_{\text{ШИМ}}^{(i)} .$$

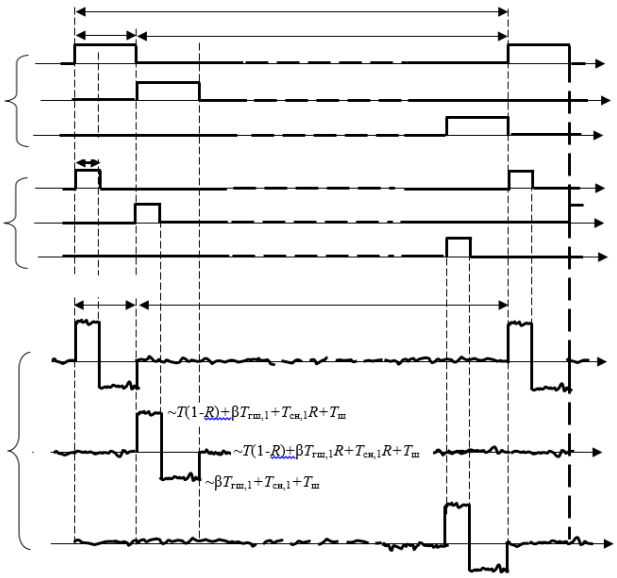


Рисунок 2 - Временные диаграммы функционирования многоприемникового радиометра

Для калибровки макета шестиприемникового радиометра на длину волны 10,5 см с полосой принимаемых частот 350 МГц использовался изготовленный термостат с водным раствором на основе глицерина, хорошо моделирующим кожно-мышечную ткань. Антенна – аппликатор располагалась в верхней части термостата и устанавливалась в водонепроницаемый тубус. В нижней части располагался электронагреватель и перемешивающее устройство. Температура жидкости измерялась установленным на тубусе контактным термометром. [5].

На первом этапе калибровки температура термостата устанавливалась равной нижней границе диапазона измерений и длительность широтно-импульсного сигнала $t_{\text{ШИМ}}$ устанавливалась равной $t_{\text{АИМ}}$. В ходе регулировок изменялись шумовые температуры согласованных нагрузок циркуляторов соответствующим изменением их физической температуры в локальных термостатах. Регулировки осуществлялись по всем работающим приемным каналам одновременно до момента исчезновения на выходах фильтров верхних частот сигналов с частотой амплитудно-импульсной модуляции. При этом при подключении логического пробника к выходу компараторов регистрировались случайные переходы между уровнями логического нуля и единицы.

На втором этапе температура термостата устанавливалась равной верхней границе диапазона измерений. Настройка радиометра на верхнюю границу осуществлялась регулировкой выходной мощности полупроводникового генератора шума при нулевой длительности широтно-импульсного сигнала. Момент окончания калибровки фиксировался аналогичным образом, как и в первом этапе.

В ходе экспериментальных исследований с применением описанного стенда поверялось влияние на глубину зондирования флуктуационной чувствительности макета радиометра. Для этого в жидкостный термостат в горизонтальной плоскости устанавливалась прокладка из радиопрозрачного материала с низкой теплопроводностью. Прокладка делила объем термостата на две области, нижнюю и верхнюю. Температура нижней области поддерживалась на два градуса выше верхней. Тубус с антенной перемещался вдоль вертикальной оси в верхней части термостата. При движении тубуса вниз, в сторону прокладки, определялось расстояние до прокладки, при котором в выходном сигнале радиометра появлялось значимое приращение. Флуктуационная чувствительность приемной системы менялась изменением количества активных приемников, участвующих в измерении и последующей обработке сигнала. В результате, обнаружение температурного градиента в шестиприемниковой схеме было зафиксировано на расстоянии, превышающем расстояние обнаружения температурной "ступеньки" одним приемным каналом, в ~ 1,6 раза

Работа выполнена при частичной поддержке РФФИ 13-07-98009.

Библиографический список

1. Klemetsen Q., Birkelund Y., Jacobsen S.K., Maccarini P.F. and Stauffer P.R. Design of medical radiometer front-end for improved performance // Progress In Electromagnetics Research, B. 2011, vol. 27, pp 289-306.

2. Гайкович К.П., Сумин М.И., Троицкий Р.В. Определение глубинного профиля температуры методом многочастотной радиотермографии в медицинских приложениях // Известия вузов. Радиофизика. – 1988. – т. 31, №9. – С. 1104-1112.

3. Филатов А.В. Нулевой метод в радиометрических измерениях. Изд-во Томского гос. ун-та систем управления и радиоэлектроники, 2010 г. 206 с.

4. Филатов А.В. Приемный блок нулевого модифицированного микроволнового радиометра для исследования объектов в ближней зоне антенны // Приборы и техника эксперимента. - 2015.- №1. - С. 82-86.

5. Маречек С.В., Поляков В.М. Влияние структуры биоткани на результаты СВЧ- термометрических измерений // Успехи современной радиоэлектроники. - 2001. - №11. - С. 21-30.

APPLICATION OF THE MULTI-RECEPTION PRINCIPLE IN MICROWAVE RADIOMETERS FOR NON-INVASIVE DIAGNOSTICS OF BIOLOGICAL TISSUES

Novikova A.A., Serdyukov K.A., Filatov A.V.
Tomsk State University of Control Systems and Radioelectronics, Tomsk,
nerra_nerra@mail.ru

Keywords: biological tissue, biological tissue, microwave radiometry

Annotation. The paper describes a microwave radiometric system of the decimeter wavelength range, which uses the principle of multi-receiver and a modification of the zero method of functioning of the receiving channels. In the radiometric system, a method of parametric variation of the fluctuation sensitivity is applied, which is very well consistent with the multi-receiver principle of constructing the system, when the resulting sensitivity is determined as the square root of the number of receivers. By changing the number of receivers involved in the processing of signals received from a common applicator antenna and in the same frequency band, the volume in the projection area of the antenna changes, from which radiation is received that characterizes the integral temperature of this volume of the biological medium. Accordingly, by changing the volume of space from which the radiation is received, and subsequent localization, it is possible to construct a temperature profile along the depth of the object without resorting to multi-frequency measurements, as is customary so far.

———————— ♦ ————————

СИСТЕМА ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО КОНТРОЛЯ ГЛИКЕМИИ МЕТОДОМ СПЕКТРОСКОПИИ ДИФФУЗНОГО РАССЕЯНИЯ

Пожар К.В., Литинская Е.Л., Михайлов М.О.
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
«Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники»,
г. Москва, mikhail.mikhailov1997@gmail.com

Ключевые слова: рефлексионная спектроскопия, диффузное рассеяние, глюкометр, неинвазивный, сахарный диабет

Аннотация. Спектроскопия диффузного рассеяния является перспективным методом неинвазивного определения концентрации глюкозы в биологических тканях. В работе предложена модель измерения концентрации глюкозы в многослойной биологической тканью и получен математический аппарат для расчета данной величины по показаниям фотоприемников, расположенных вблизи места облучения. Показана принципиальная возможность определения концентрации глюкозы на основе предложенной модели системы. Определение концентрации глюкозы требует высокой чувствительности измерительной системы, которая может быть достигнута при высокой стабильности интенсивности лазерного излучения, применении методов фильтрации.

По оценкам международной диабетической организации [1] к 2045 году количество больных в мире в возрасте от 20 до 79 лет составит 700 миллионов человек. Для снижения риска осложнений этого заболевания необходимо обеспечить контроль концентрации глюкозы в крови (КГК) пациента. С этой целью создаются аппараты для измерения КГК – глюкометры, большинство из которых на сегодняшний день являются инвазивными и требуют забора крови или имплантации. К недостаткам таких глюкометров относятся: болезненность применения, появление рубцов на месте прокола, вероятность попадания инфекции.

Для решения этих проблем разрабатываются методы неинвазивного определения КГК без потери точности измерений [2]. Неинвазивный монитор глюкозы позволит в течение длительного времени безболезненно измерять КГК с высокой частотой.

Широкое распространение благодаря своей точности получили оптические методы, среди которых наиболее изученным является метод трансмиссионной абсорбционной спектроскопии. Недостатками метода является высокая мощность облучения для получения достаточной интенсивности регистрируемого излучения, ограниченный выбор биологических объектов, пригодных для измерения. Это обусловлено необходимостью минимизации толщины объекта, вследствие экспоненциального уменьшения интенсивности проходящего луча с увеличением толщины объекта.

В связи с этим, актуальной задачей является исследование методов рефлексионной спектроскопии, в частности спектроскопии диффузного рассеяния, что позволит проводить измерения на образцах разной толщины, а также снизить энергопотребление.

Материалы и методы

Рефлексионная спектроскопия основана на облучении тканей ИК-излучением и последующем анализе отраженного от ткани излучения. Глюкоза, содержащаяся в тканях, ослабляет излучение. При решении обратной задачи рассеяния КГК рассчитывается по данным об интенсивности отраженного излучения.

Источником излучения служит лазерный диод, с длиной волны, соответствующей локальному пику поглощения глюкозы. Рядом с источником излучения располагаются фотодиоды для регистрации отраженного излучения, при этом лазер и фотодиоды находятся в одной плоскости, а их оси – сонаправлены и параллельны друг другу.

В ранних работах был исследован метод трансмиссионной абсорбционной спектроскопии и разработана система, реализующая его [3]. Согласно [3], глюкоза поглощает излучение на длине волны 1600 нм лучше, чем белки, вода и другие компоненты крови. Кроме того, рассеяние ткани на данной длине волны меньше, чем поглощение. На основе обобщенного закона Бугера-Ламберта-Бера для рассеивающих сред получено динамическое уравнение, описывающее ослабление излучения в многослойной рассеивающей среде, из которого получена формула расчета КГК:

$$c_g(t) = \frac{\ln \dfrac{I_0(t)}{I(t)}}{l\varepsilon_g} - \frac{r}{\varepsilon_g}, \qquad (1)$$

где t – время, $I_0(t)$ – падающее излучение, $I(t)$ – регистрируемое излучение, l – толщина ткани, ε_g – молярный коэффициент поглощения глюкозы, r – коэффициент ослабления излучения тканью без глюкозы.

С учетом указанного выше, предложена модель системы измерений диффузного отражения для многослойной биологической ткани. Рассмотрена система (рис. 1), состоящая из источника монохроматического излучения, приемников излучения, прилегающих к поверхности многослойной биологической ткани.

Исследуемую ткань можно представить как набор однородных и изотропных слоев различной толщины h_i, где i – номер слоя, при этом каждый слой характеризуется своим показателем экстинкции μ_i. Диффузное рассеяние происходит на границе между слоями. Границы раздела слоев можно рассмотреть как плоские ламбертовы поверхности с ламбертовым альбедо сверху – η_i и снизу – $\overline{\eta}_i$.

Источником излучения является лазерный диод, рабочее тело которого находится на глубине h_0 относительно внешней поверхности диода. Оптическая ось, проходящая через рабочее тело лазера, ортогональна поверхности ткани. Положено, что рабочее тело лазера располагается в нулевой точке оптической

оси, а крайние точки приемника – в точках a и b. Диод создает пучок излучения с углом его расхождения $\theta_\perp$ и интенсивностью I_0, которая подчиняется нормальному закону распределения:

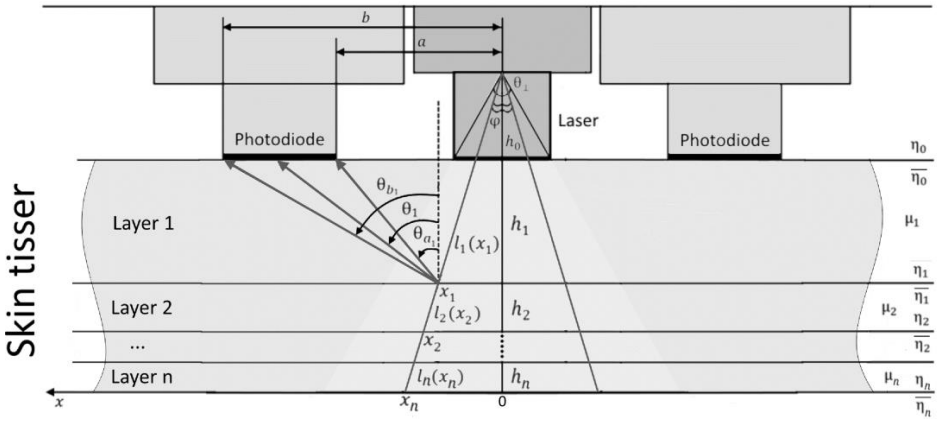


Рисунок 1 - Модель спектроскопического измерения для многослойной ткани

$$I_0(x_i) = \frac{\Phi_0}{\sqrt{2\pi}\sigma_i} e^{-\frac{x_i^2}{2\sigma_i^2}}, \qquad (2)$$

где Φ_0 – удельный поток излучения, x_i – точка падения луча, лежащая на i-ой границе раздела слоев, σ_i – дисперсия падающего излучения на i-ой границе раздела слоев.

Учитывая, что угол падения луча к оптической оси составляет ϕ, обозначим пробег луча в ткани как $l_i(x_i)$. При распространении падающего излучения в ткани, оно ослабевает согласно закону Бугера-Ламберта-Бера:

$$I_i(x_i) = I_0(x_i) e^{-\mu_i l_i(x_i)} I_i(x_i) = I_0(x_i) e^{-\mu_i \sqrt{x_i^2 + \left(\sum_{j=1}^{i} h_j\right)^2}}, \quad (3)$$

где h_j – толщина j-го слоя ткани.

При достижении излучением границы раздела слоев ткани одна часть излучения проникает в следующий слой и снова ослабляется согласно закону Бугера-Ламберта-Бера, другая же – отражается согласно закону Ламберта, повторно ослабевает и проникает в предыдущий слой:

$$I_i^R(x_i, \theta_i) = \eta_i \left(1 - \bar{\eta}_{i-1}\right) I_i(x_i) e^{-\mu_i \frac{\sum_{j=1}^{i} h_j}{\cos\theta_i}} \cos\theta_i, \quad (4)$$

где θ_i – угол наклона отраженного луча в i-ом слое.

Регистрируемый поток излучения, отраженный от i-ой границы раздела слоев может быть выражена как:

$$\Phi_i = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{\theta_{a_i}}^{\theta_{b_i}} I_i^R(x_i, \theta_i)\, dx_i\, d\theta_i, \qquad (5)$$

где $\theta_{a_i} = \operatorname{arctg}\frac{a - x_i}{H_i}$, $\theta_{b_i} = \operatorname{arctg}\frac{b - x_i}{H_i}$ – видимые углы фоточувствительной площадки из x_i, $H_i = \sum_{j=1}^{i} h_j$

Если учесть, что показатель экстинкции i-го слоя μ_i равен сумме показателя поглощения i-го слоя, определяемого глюкозой μ_{g_i} и показателя экстинкции i-го слоя, определяемого остальными компонентами слоя μ_i, также то, что в каждом слое содержится своя концентрация глюкозы, тогда:

$$\mu_i = \mu_{g_i} + \mu_i = c_{g_i}\varepsilon_g + \mu_i = \varepsilon_g c_g \alpha_i + \mu_i , \qquad (6)$$

где ε_g – молярный коэффициент поглощения глюкозы, c_{g_i} – концентрация глюкозы в i -ом слое, α_i – коэффициент пропорциональности содержания глюкозы в i -ом слое.

Из выражений (2), (4) и (5), можно получить аналитическое выражение зависимости регистрируемого потока излучения от концентрации глюкозы для ткани, состоящей из *n* слоев:

$$\Phi = \frac{\Phi_0}{\sqrt{2\pi}} \sum_{i=1}^{n} \left[\frac{\eta_i}{\sigma_i} \prod_{j=1}^{i} \left(1-\eta_{j-1}\right)\left(1-\bar{\eta}_{j-1}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} \left[e^{-\frac{x_i^2}{2\sigma_i^2} - M_i\sqrt{(x_i/H_i)^2+1}} \times \int_{\theta_{a_i}}^{\theta_{b_i}} \cos\theta_i \, e^{-\frac{M_i}{\cos\theta_i}} d\theta_i \right] dx_i \right], \qquad (7)$$

где $M_i = \sum_{j=1}^{i} \left(\mu_j + \varepsilon_g c_g \alpha_j\right) h_j$, и c_g – КГК.

Выражение (7) не имеет аналитического решения, вследствие невозможности решения неопределенного интеграла $\int e^{-\frac{M_i}{\cos\theta_i}} \cos\theta_i d\theta_i$, так как область интегрирования содержит в себе значения, в которых функция разрывна Однако его можно решить численно.

Результаты. Исходя из предложенной математической модели разработана экспериментальная установка (Рисунок 2), включающая в себя оптическую систему и систему измерения. Последняя содержит систему управления, полупроводниковый лазер и два InGaAs фотодиода с пиком чувствительности в ближней ИК-области. Мощность лазера составляет 30 мВт. Генерируемый луч имеет угол расхождения, равный 45° в одной плоскости и незначительный угол расхождения в перпендикулярной. Был установлен режим работы с периодом импульса, равным 60 с, и длительностью импульса, составляющим 5 с. В качестве объекта исследования была использована 1 мм кварцевая кювета с глюкозосодержащим раствором. В качестве отражающей поверхности выступала пластина полистирола толщиной 2 мм, имеющая шероховатую поверхность.

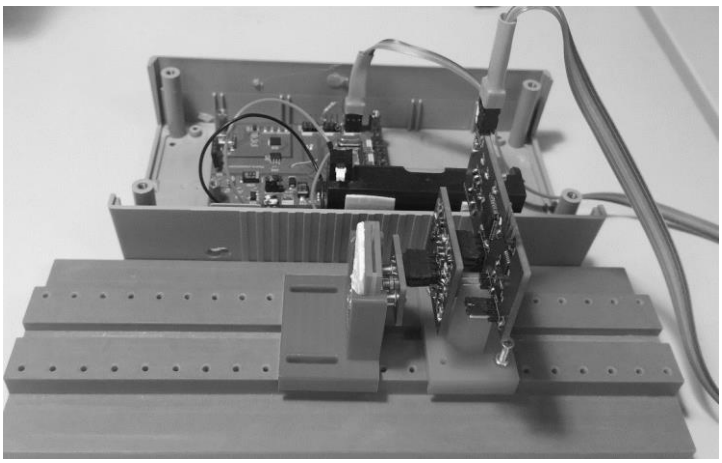


Рисунок 2 - Экспериментальная установка

Экспериментальные исследования были направлены на первичный тест макета глюкометра для однослойной ткани. В ходе испытаний установки шум, создаваемый компонентами системы управления, наблюдался на частотах 8,4 ± 0,1 Гц и 16,8 ± 0,1 Гц. Для снижения уровня шума использовался фильтр Баттерворта второго порядка.

В результате можно подтвердить, что интенсивность регистрируемого излучения снижалась с увеличением концентарции глюкозы в образце (Рисунок 3). Изменение уровня глюкозы вызывает изменение интенсивности около 0,007% на 1 мг / дл для поглощающей среды. Этот уровень снизится почти вдвое для биологической ткани.

Амплитуда шума была значительно ниже, чем изменение регистрируемой интенсивности излучения, вызванное увеличением концентрации глюкозы (Рисунок 3). После фильтрации сигнала уровень шума превысил требуемую чувствительность. Однако изменение концентрации на уровне 2-3 ммоль / л было различимо даже при высоком уровне шума и нестабильности полупроводникового лазера. На фронте каждого импульса наблюдалось превышение величины индикации, которое стабилизируется примерно через 300 мс. Это может быть устранено путем увеличения порядка фильтра, однако это приводит к потере сигнала. Поэтому

для расчета концентрации глюкозы было разумно использовать данные фотодиодов через 0,5 с после активации лазера.

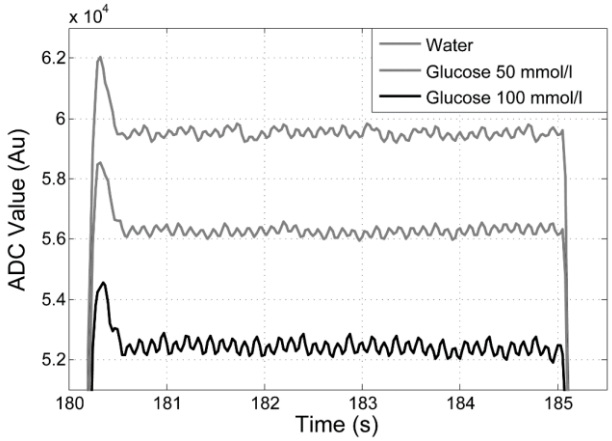


Рисунок 3 - Изменение значения АЦП в зависимости от изменения концентрации глюкозы в растворе.

Заключение. Трансмиссионная спектроскопия обеспечивает теоретическую и экспериментальную основу для спектроскопического измерения концентрации глюкозы. Однако ограниченная эргономическая эффективности метода вызывает низкий интерес к системам на ее основе. Спектроскопия диффузного рассеяния позволяет измерять концентрацию глюкозы на различных поверхностях человеческого тела, независимо от толщины объекта. Представленная модель рассматривает биологическую ткань как многослойную с гомогенными и изотропными слоями и с границами раздела данных слоев, представленными как плоские ламбертовы поверхности. На основе модели получено уравнение, позволяющее численно рассчитывать концентрацию глюкозы в крови согласно показаниям фотодиодов. Для более точного описания процессов модель следует обобщить на трехмерный случай.

Экспериментальная установка, включала в себя лазерный диод с длиной волны 1600 нм и два InGaAs-фотодиода. Исследуемым объектом был глюкозосодержащий водный раствор в кварцевой кювете с полистирольной стенкой. В ходе исследований показано, что регистрируемое излучение ослабевает с увеличением концентрации глюкозы в растворе, что подтверждает возможность определения КГК. Измерения осложняются нестабильностью интенсивности излучения из-за шума в цепи и температурного дрейфа полупроводниковых лазеров. Было показано, что достаточная точность измерения будет достигнута в оптической системе с чувствительностью 0,05% от регистрируемой величины излучения. Такие значения могут быть достигнуты путем применения комбинации неинвазивных методов, глубокого анализа данных и итерационных методов.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования РФ (Соглашение № 075-15-2020-440 от 16.03.2020).

Библиографический список

1. About diabetes – Facts&Figures [Website] // International Diabetes Federation.2019. URL: https://www.idf.org/aboutdiabetes/what-is-diabetes/facts-figures.html

2. Bazaev N. A., Masloboev Yu. P. and Selishchev S. V. Optical Methods for Noninvasive Blood Glucose Monitoring // Biomedical Engineering, 2012, Vol. 45, Iss. 6, pp. 229-233.

3. Pozhar K. V. Transmission Spectroscopy in Noninvasive Blood Glucose Measurement // Biomedical Engineering, 2018, Vol. 52, Iss.4, pp. 247–250.

NON-INVASIVE GLYCEMIA CONTROL SYSTEM BASED ON DIFFUSE REFLECTANCE SPECTROSOPY

Pozhar K.V., Litinskaia E.L., Mikhailov M.O.
National Research University of Electronic Technology, Moscow, mikhail.mikhailov1997@gmail.com

Keywords: reflectance spectroscopy, diffuse reflectance, glucose meter, non-invasive, diabetes mellitus

Abstract. Diffuse reflectance spectroscopy is a promising non-invasive method for determining the glucose concentration in biological tissues. The work presents the model for measuring glucose concentration in a multilayer biological tissue and a mathematical apparatus for calculating the value by indications of photodetectors located near the site of irradiation. The fundamental possibility of determining the glucose concentration based on the proposed model of the system is shown. Determination of glucose concentration requires high sensitivity of the measuring system. It can be achieved by using laser with stabile radiation intensity and filtration methods.

АППАРАТНОЕ И АЛГОРИТМИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙ ФЛЮОРЕСЦЕНТНОЙ ДИАГНОСТИКИ ОСТРОГО ЛОКАЛЬНОГО ВОСПАЛЕНИЯ РАЗЛИЧНОЙ ЭТИОЛОГИИ

Разницына И.А., Макматов-Рысь М.Б., Рогаткин Д.А.
ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского, г. Москва,
RaznitsynaIA@yandex.ru

Ключевые слова: лазерная флюоресцентная спектроскопия, *in vivo*, воспаление, УФ, теория Кубелки-Мунка, кровенаполнение, концентрация флюорофора

Аннотация. Описаны конструктивные особенности нового разработанного устройства для флюоресцентного анализа «Мультиком», позволяющие повысить точность лазерной флюоресцентной спектроскопии (ЛФС) *in vivo*. Представлена математическая модель, лежащая в основе аналитического алгоритма расчета относительной концентрации флюорофора C_f в биоткани с учетом её кровенаполнения. Данный алгоритм был применен в пилотном эксперименте по моделированию УФ-индуцированного воспаления. Результаты ЛФС показали увеличение C_f Фотосенса в облученной области по сравнению с интактной более чем в 1,2 раза через 30 мин после облучения с максимумом через 24 ч. Результаты соотносятся с гистологической картиной повреждения. Проведено сравнение динамики интенсивности флюоресценции с динамикой C_f и продемонстрированы возможности алгоритма компенсировать разницу в кровенаполнении биотканей

Введение. Локальное воспаление –типовой патологический процесс, лежащий в основе ряда заболеваний и возникающий в ответ на действие повреждающих агентов различной природы. Локальное воспаление кожи сопровождает травмы различного патогенеза, в том числе, связанные с хирургическим вмешательством, радиационным воздействием, а также является ведущим процессом при атопическом дерматите, псориазе, локальной склеродермии и других заболеваниях [1]. На сегодняшний день в клинической практике активность локального воспаления в коже определяется в основном визуально, по степени покраснения и площади пораженных тканей, а при тяжелом течении - по наличию системных проявлений: повышению температуры, ухудшению самочувствия, болевому синдрому. В трудных диагностических случаях применяется инвазивный метод - биопсия кожи с патоморфологическим исследованием [2]. Потому необходимы инструментальные методы для неинвазивной и количественной оценки острого локального воспаления.

Для воспаления характерны покраснение, отек, болевые ощущения, изменение температуры и функциональные нарушения тканей [3]. Отдельно по некоторым из признаков можно инструментально и неинвазивно оценить активность патологического процесса. Лазерная допплеровская флоуметрия может отследить изменения микроциркуляции [4], медицинский тепловизор позволяет измерить локальную температуру [5]. Реже проводят ультразвуковое исследование для выявления инфильтрата (отека) [6] и др.

Оптические методы неинвазивной диагностики относят к одним из наиболее перспективных для количественной оценки функционального состояния тканей. В частности, ранее проведенные нами исследования показали, что лазерная флюоресцентная спектроскопия (ЛФС) позволяет отследить активность воспалительного процесса в коже и слизистых оболочках по интенсивности экзогенной флюоресценции фотосенсибилизатора «Фотосенс» и эндогенной флюоресценции порфиринов. Было показано, что ЛФС позволяет отслеживать динамику воспаления при механическом, термическом [7] и радиационном [8] повреждениях кожи, а также, в совокупности с методами оптической тканевой оксиметрии (ОТО), определить ведущий патологический процесс (воспаление/гипоксия/фиброз) при фиброзе кожи [9].

Несмотря на широкие диагностические возможности, метод ЛФС так и не вошел в клиническую практику за исключением области фотодинамической терапии. Это связано с рядом причин, в особенности, отсутствием метрологических норм для устройств, реализующих ЛФС, которые бы обеспечивали единство измерений, с трудностями при интерпретации регистрируемых физических величин по отношению к биологическим объектам, а также с отсутствием отработанных и верифицированных методик [10]. Несмотря на то, что сейчас активно ведутся работы по усовершенствованию диагностической аппаратуры для ЛФС и по разработке алгоритмов расчета «количественной флюоресценции» или концентрации флюорофоров в биоткани, в клинику они пока не внедрены ввиду недостатков, которые мы подробно описали в [11].

В данной работе представлены основные отличительные особенности разработанного нами нового прибора для количественного анализа флюоресценции «Мультиком», повышающие точность измерений по сравнению с аналогами, алгоритм расчета концентраций флюорофора в биологической ткани, учитывающий кровенаполнение в биоткани, а также результаты его применения в пилотном исследовании еще одного фактора, провоцирующего воспаление кожи – ультрафиолетового излучения.

Материалы и методы. В пилотном исследовании участвовали белые лабораторные мыши (N=5), самцы в возрасте 1 года. Две недели до начала эксперимента животные получали пищу с низким содержанием флюорофоров. На вторые сутки половина участка кожи подвергалась УФ-облучению в дозе 700 мДж/см^2,на

вторые сутки половина участка кожи подвергалась УФ-облучению в дозе 700 мДж/см^2, другая зона была изолирована.

Спустя 30 минут, 3, 5 и 24 часа после УФ-облучения для каждой зоны (облученной и интактной) в трех точках регистрировались спектры флюоресценции и диффузного отражения. При проведении измерений животные находились под действием наркоза (Золетил+Ксилазин). Измерения проводились при помощи прототипа прибора для количественного анализа флюоресценции «Мультиком» [11]. Также в этих же точках при помощи режима «Микроциркуляция» комплекса «ЛАКК-М» (ЛАЗМА, РФ), реализующего методы ОТО, измерялось локальное объемное кровенаполнение ткани V_b.

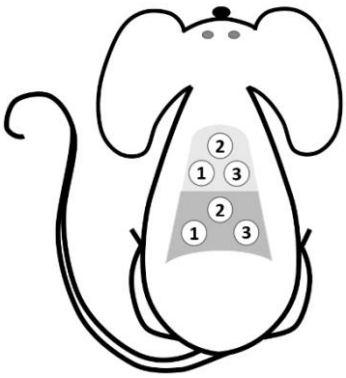
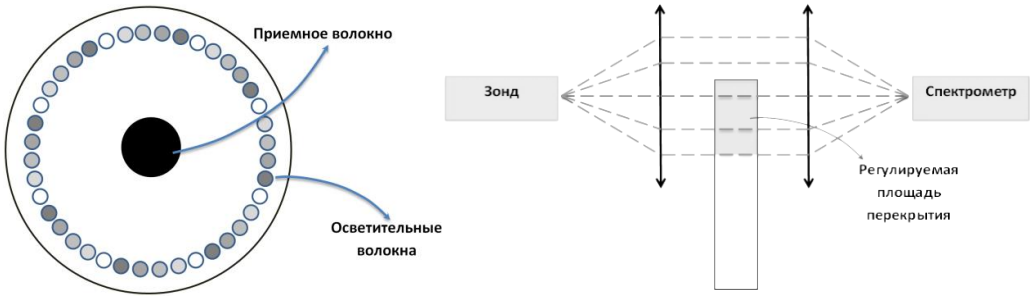


Рисунок 1 - Область исследования: светло-серая – интактная кожа, темно-серая – облученная кожа. Цифрами отмечены точки измерения спектров флюоресценции и диффузного отражения для каждой области.

Комплекс «Мультиком». Прототип прибора «Мультиком» [11] объединяет в себе ЛФС и спектроскопию диффузионного отражения (СДО). В используемом варианте прибора для возбуждения флюоресценции был задействован лазер с длиной волны λe=635 нм. Максимум длины волны флюоресценции λ_f фотосенсибилизтора «Фотосенс» наблюдался при λ_f = 680-690 нм. Для измерения спектров диффузного отражения использовался широкополосный источник (белого света) – ксеноновая лампа-вспышка. От каждого источника (лазерного и белого света) излучение к поверхности биоткани доставляется группой оптических волокон с диаметром ø 100 мкм, которые вместе с приемным волокном ø 400 мкм объединены в единый зонд. На дистальном конце зонда, контактирующем с биотканью, осветительные волокна располагаются вокруг приемного, что обеспечивает равномерное освещение и единство диагностических объемов при использовании различных источников. Диаметр дистальной части 4 мм. Вторичное излучение от биоткани по приемному волокну доставляется в блок фильтров, представляющий собой систему собирающих линз, между которыми помещен оптический светофильтр. Положение фильтра между линзами и, следовательно, степень перекрытия светового пучка фильтром регулируется, что используется для калибровки передаточной функции прибора. Был выбран светофильтр и настроено его положение так, чтобы уменьшить интенсивность диффузно отраженного излучения в β≈1000 раз, а флюоресцентную часть спектра оставить практически неизменной. Отфильтрованное вторичное излучение регистрируется спектрометром (Рисунок 2).



А Б

Рисунок 2 А – расположение осветительных и приемных волокон на торце оптоволоконного зонда; Б – конструкция блока фильтров прибора «Мультиком.

Лазер работает в непрерывном режиме. По команде пользователя записывается спектр флюоресценции и лазер выключается. Автоматически включается импульсный источник белого света, который производит заданное пользователем число вспышек. Такой режим работы минимизирует ошибки, связанные со случайным смещением датчика или временем ожидания выхода на режим источника белого света.

Оцениваемые показатели. Количественная оценка флюоресценции проводилась двумя способами:

1. По значениям интенсивности на длине волны флюоресценции Фотосенса I_f,
2. По рассчитанному значению концентрации фотосенсибилизатора C_f в тканях.

Остановимся подробнее на определении C_f в биотканях. На сегодняшний день нет универсальных аналитических алгоритмов расчета концентрации флюорофора в биоткани, что является одним из основных препятствий к внедрению технологии в широкую клиническую практику. Работа в данном направлении активно ведется среди многих научных групп [12,13]. Наш алгоритм построен на модифицированной модели Кубелки-Мунка (КМ) и решении обратной задачи распространения света в мутной флюоресцирующей среде [14]. Интенсивность флюоресценции на поверхности биоткани определяется по формуле:

$$I_f = \Phi_0 \cdot A_f(\lambda_e) \cdot \varphi(\lambda_e, \lambda_f) \cdot \gamma \qquad (1)$$

Здесь Φ_0 – возбуждающий монохроматический поток, $A_f(\lambda_e)$ - часть возбуждающего потока, поглощенного флюорофором на элементарной единице длины dx среды, зависящая не только от C_f, но и от оптических свойств среды; $\varphi(\lambda_e,\lambda_f)$ - квантовый выход флюоресценции, как правило, известная величина для определенного флюорофора; γ – эффективная глубина регистрации сигнала, определяющаяся, в основном, поглощающими и рассеивающими свойствами биоткани на разных длинах волн, которые в основном зависят от их объемного кровенаполнения V_b.

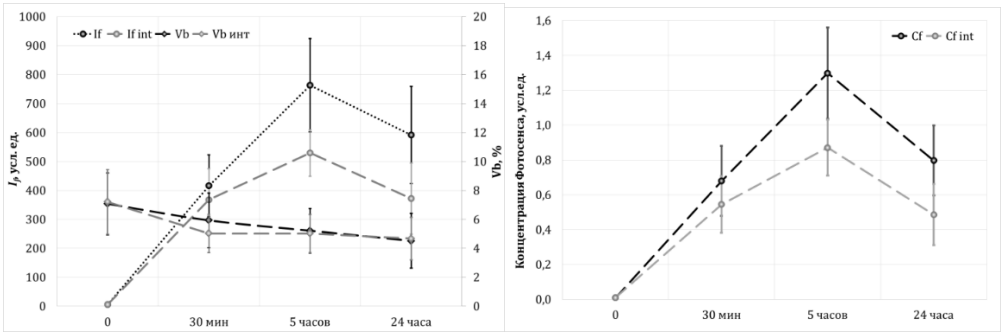
Принимая во внимание то, что концентрация C_f мала, ищем линейный член разложения в ряд Тейлора функции (1), приравниваем Φ_0 к единице и находим C_f, нормированную на возбуждающий поток:

$$C_f = \frac{I_f}{k(V_b)};\ k(V_b) = \frac{\partial I_f(C_f=0)}{\partial C_f} \qquad (2)$$

где $k(V_b)$ – тангенс угла наклона функции $I_f(C_f)$, который зависит только от оптических свойств биоткани и определяется V_b. Теперь величина C_f может быть рассчитана из коэффициентов диффузного отражения $r(\lambda)$ и V_b, которые экспериментально определяются методами СДО и ОТО [15]. Для рассматриваемого эксперимента в диапазоне длин волн 600-700 нм влияние V_b на оценку C_f не должно быть большим, т.к. в этом спектральном диапазоне кровь сильно рассеивает, но слабо поглощает свет. С другой стороны, выявленное влияние позволит оценить чувствительность методики вычисления C_f к V_b.

Результаты и обсуждение

По данным патоморфологического исследования через 30 минут после облучения отмечались признаки острого воспалительного ответа: вазодилатация, приток полиморфноядерных лейкоцитов. Через 5 часов в облученной коже наблюдались очаговые изменения, характерные для воспаления. Через 24 часа наблюдалась стабилизация воспаления: лимфоцитарно-гистоцитарный инфильтрат был равномерно распределен в коже, появлялись специфические признаки УФ повреждения (ожоговые клетки, вакуолизация базального слоя) также равномерно распределенные в толще эпидермисе



А Б

Рисунок 3 - Результаты исследования флюоресценции кожи после УФ-облучения. А – динамика интенсивности флюоресценции Фотосенса I_f и объемногно кровенаполнения V_b. Б – динамика рассчитанной концентрации препарата в тканях (2).

Результаты ЛФС-исследования показывают, что в облученной ткани флюоресценция препарата «Фотосенс» выше, нежели в интактной коже, что соотносится с ранее полученными результатами [7,8]. При этом максимальное относительное увеличение I_f в облученной области (в k=1,6 раз) по сравнению с интактной наблюдается через 24 часа после облучения, что соотносится с этапом формирования морфологически однородного воспаления. Характер изменения I_f соответствует фармакодинамике Фотосенса: максимальное накопление наблюдается через 5-6 часов после введения. Вместе с тем, в течение эксперимента наблюдается незначительное снижение величины V_b как в интактной, так и облученной областях. Такие изменения могут объясняться различиями в состоянии животных в каждой временной точке с учетом наркоза. Тем не менее, реакция сосудов на действие ультрафиолета как небольшое (на 18 %) увеличение усредненного по группе V_b через 15 минут после УФ воздействия в облученной ткани по сравнению с интактной хорошо видна и соотносятся с гистологически подтвержденной.

Анализируя рассчитанные значения C_f нельзя говорить об изменении общих тенденций, которые проявляются для I_f. Однако заметно увеличение отношения C_f для облученной области к интактной в точке «30

мин» (k=1,25) по сравнению с данной величиной для I_f (k=1,13). Это демонстрирует, что используемый алгоритм хорошо компенсирует занижение регистрируемой I_f, связанное с увеличенным кровенаполнением, и чувствителен к таким небольшим изменениям V_b даже в красном диапазоне спектра.

Заключение. Предложенный прибор в совокупности с разработанным алгоритмом расчета концентрации флюрофора в биотканях с учетом объемного кровенаполнения биоткани может повысить точность лазерной флюоренсцентной спектроскопии *in vivo*.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-32-70134\19.

Библиографический список

1. Dainichi T., Hanakawa S., Kabashima K. Classification of inflammatory skin diseases: a proposal based on the disorders of the three-layered defense systems, barrier, innate immunity and acquired immunity. Journal of dermatological science. 2014; 76(2): 81-89.
2. Berardesca E., Maibach H. I., Wilhelm K. P. (ed.). Non invasive diagnostic techniques in clinical dermatology. Springer, Berlin, Heidelberg, 2013.
3. Литвицкий П.Ф., Патофизиология. В 2 т. Т. 1 [Электронный ресурс] : учебник / П.Ф. Литвицкий. - 5-е изд., перераб. и доп. - М. : ГЭОТАР-Медиа, 2016. 624 с.
4. Lahti A., Kopola H., Harila A. et al. Assessment of skin erythema by eye, laser Doppler flowmeter, spectroradiometer, two-channel erythema meter and Minolta chroma meter. Archives of dermatological research, 1993; 285(5): 278-282.
5. Mohammadian P., Andersen O. K., Arendt-Nielsen L. Correlation between local vascular and sensory changes following tissue inflammation induced by repetitive application of topical capsaicin. Brain research. 1998; 792(1): 1-9.
6. Vaillant, L., Berson, M., Machet, L. et al. Ultrasound imaging of psoriatic skin: a noninvasive technique to evaluate treatment of psoriasis. International journal of dermatology. 1994; 33(11): 786-790.
7. Рогаткин Д.А., Куликов Д.А., Куликова П.А., Гусева И.А., Чурсинова Ю.В., Бобров М.А., Филюшкин Ю.Н. Способ диагностики неспецифического воспаления мышечной ткани у лабораторных животных. Патент на изобретение RU 2582460 C1, 27.04.2016. Заявка № 2015112356/14 от 06.04.2015.
8. Raznitsyna I., Kulikova P., Rogatkin D., Kulikov D., Bychenkov O., Chursinova Yu., Bobrov M., Glazkov A. Fluorescence of radiation-induced tissue damage. International Journal of Radiation Biology. 2018; 94(2): 166-173.
9. Чурсинова Ю. В., Куликов, Д. А., Рогаткин, Д. А. и др. Лазерная флуоресцентная спектроскопия и оптическая тканевая оксиметрия в диагностике фиброза кожи. Biomedical Photonics. 2019; 8(1): 38-45.
10. Рогаткин Д.А. Физические основы лазерной клинической флюоресцентной спектроскопии in vivo. Медицинская физика. 2014; 4: 78-96.
11. Разницына И. А., Тарасов А. П., Рогаткин Д. А. Усовершенствованная система для флюоресцентного анализа in vivo в медицине. Приборы и техника эксперимента. 2020; 2: 142-148.
12. Dunaev A. V., Dremin V. V., Zherebtsov E. A. et al. Individual variability analysis of fluorescence parameters measured in skin with different levels of nutritive blood flow. Medical engineering & physics. 2015; 37(6): 574-583.
13. Kim A., Khurana M., Moriyama Y., Wilson, B.C. Quantification of in vivo fluorescence decoupled from the effects of tissue optical properties using fiber-optic spectroscopy measurements. J. Biomed. Opt. 2010; 15(6): 067006.
14. Rogatkin D., Guseva I., Lapaeva L. Nonlinear Behavior of the Autofluorescence Intensity on the Surface of Light-Scattering Biotissues and its Theoretical Proof. Journal of Fluorescence. 2015; 25(4): 917-924.
15. Разницына И.А., Медицинская физика, №2, 2020. (в печати)

HARDWARE AND ALGORITHMIC SUPPORT OF LASER FLUORESCENT DIAGNOSTICS OF ACUTE LOCAL INFLAMMATION OF VARIOUS ETIOLOGIES

Raznitsyna I., Makmatov-Rys M., Rogatkin D.
Moscow Regional Research and Clinical Institute (MONIKI) named after M. F. Vladimirskiy, Moscow,
RaznitsynaIA@yandex.ru

Keywords: laser fluorescence spectroscopy, in vivo, inflammation, UV, Kubelka-Munk theory, blood supply, fluorophore concentration

Annotation. The design features of the developed device for fluorescence analysis "Multicom" which allows increasing the accuracy of laser fluorescence spectroscopy (LFS) *in vivo* are described. The mathematical model underlying the analytical algorithm for determining the relative fluorophore concentration in biological tissue C_f, taking into account its blood supply, is presented. The algorithm was applied in a pilot experiment on simulation of UV-

induced inflammation. LFS results showed an increase in Photosense C_f in irradiated regions compared with intact ones by more than 1.2 times. The data are in agreement with the histological picture of damage. The dynamics of the fluorescence intensity is compared with the dynamics of C_f. The algorithm's capabilities to compensate for the difference in blood supply to biological tissues are demonstrated.

———————— ♦ ————————

ПЕРЕКЛЮЧАТЕЛИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ УЛЬТРАКОРОТКОЙ ДЛИТЕЛЬНОСТИ НА ОСНОВЕ ДИМЕРНОГО ФТАЛОЦИАНИНОВОГО КОМПЛЕКСА МАГНИЯ J-ТИПА ДЛЯ ОПТОЭЛЕКТРОННЫХ МЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ И ЗАЩИТЫ ОРГАНОВ ЗРЕНИЯ

[1,2]Савельев М.С., [1,2]Герасименко А.Ю., [1]Василевский П.Н., [3]Толбин А.Ю.
[1]Национальный исследовательский университет МИЭТ, г. Москва,
[2]Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России, г. Москва,
[3]Институт физиологически активных веществ Российской академии наук, г. Москва,
*savelyev@bms.zone

Ключевые слова: фемтосекундные импульсы, фталоцианины, нелинейные оптические свойства, поглощение, рассеяние

Аннотация. Раствор димерного фталоцианинового комплекса магния J-типа в ДМФА обладает низкими пороговыми значениями интенсивности. Это объясняется быстрой ориентацией вдоль направления внешнего электрического поля, что приводит к нелинейному рассеянию излучения. Исследования показали, что при взаимодействии с фемтосекундными (140 фс) лазерными импульсами с длиной волны 790 нм при максимальной интенсивности 1 ГВт/см2, наблюдается сильное расширения луча, которое при этом сопровождается только линейным увеличением поглощения (без использования диафрагмы). Данный эффект указывает на нелинейное увеличение рассеяния, которое возникает при большой пиковой интенсивности одиночного импульса и наблюдается при интенсивностях свыше 14 МВт/см2. При этом, несмотря на высокую интенсивность, многофотонное поглощение не возникало. Отсутствие нелинейного поглощения подтверждается и возможностью релаксации фононов (слабое влияние на населённость уровней) за 12,5 нс между импульсами с частотой следования 80 МГц. Двух-фотонное поглощение при этом может присутствовать, но его недостаточно для заметного влияния на энергетические параметры прошедшего лазерного луча. Нелинейный характер зависимости в случае использования диафрагмы, указывает на сильное увеличение рассеяния, так как уменьшении энергии в целом носит линейный характер, диафрагма обрезает только сильно расширенную часть луча, её начальный радиус выбирается в соответствии с диаметром луча при малой интенсивности импульса. Такой эффект указывает на возможность ограничения интенсивности импульсов ультракороткой длительности. Известно, что управление лазерным излучением может быть осуществлено воздействием задающими сигналами на другой длине волны. Димерный фталоцианиновый комплекс магния J-типа и, возможно, его аналоги могут использоваться в различных оптоэлектронных технологиях.

Введение. Использование лазерных систем в медицине открывает новые возможности. Такие системы применяются для реализации фотодинамической терапии при онкологических заболеваниях, сваривания биотканей и изготовления тканеинженерных конструкций под действием световых импульсов. При этом облучение производится продолжительное время. В случае непрерывного (CW) лазерного излучения для предотвращения перегрева необходимо наличие термостабилизации [1], которое может сильно повредить компоненты тканеинженерной конструкции или здоровые участки биологических тканей. Для использования ультракоротких световых импульсов необходимо наличие переключателей, так как необходимо управлять пиковой интенсивностью в условиях, когда время между импульсами менее 12,5 нс при частоте следования 80 МГц. Воздействие лазерного излучения при одинаковой средней мощности оказывается разным из-за сильной разницы пиковой интенсивности и возможности релаксации материала в промежутке между импульсами. Возможность управления режимом облучения при помощи переключателей позволит сильнее контролировать параметры излучения, что в конечном счете отразится на качестве [2]. При этом в случае использования лазерных импульсов зона воздействия локализована сильнее, что объясняется многофотонными процессами, в результате которых взаимодействие происходит преимущественно с центральной частью при распределении плотности потока энергии по зависимости Гаусса. Другим применением переключателей ультракоротких импульсов является защита глаз и светочувствительных устройств, в том числе оптических волокон, от действия высокоинтенсивного лазерного излучения.

На протяжении нескольких десятилетий фталоцианины успешно исследуются в качестве поглощающих материалов для лазерных технологий [3]. На примере фталоцианиновых димеров J-типа, состоящих из двух кофациально расположенных антипараллельно ориентированных несимметрично-замещенных макроциклов, нами обнаружена высокая эффективность поглощения наносекундного лазерного излучения [4]. Это связано с высоким нелинейно-оптическим откликом данных поглотителей, которым можно управлять, как самим лазерным излучением, так и характеристиками среды, в которую эти красители помещаются. В свою очередь,

сами димерные фталоцианины, благодаря многоконтурному электронному сопряжению и возможности внутримолекулярной передачи энергии возбуждения, также могут влиять на лазерное излучение, модулируя его характеристики, что может быть обусловлено процессами ориентации несимметричных молекул красителей, вызванными сильным электромагнитным полем. Это похоже на случай с жидкими кристаллами, которые могут демонстрировать заметный нелинейный эффект при малых электромагнитных полях [5]. Механизм взаимодействия нелинейных поглотителей с интенсивным лазерным излучением заключается в миграции валентных электронов на более высокие энергетические уровни. В момент «выключения» светового импульса происходит релаксация продолжительностью в несколько пикосекунд. При этом сначала наблюдается рассеяние фемтосекундной длительности, с последующей релаксацией фононов и высвобождением таких носителей, что играет ведущую роль в следующие несколько пикосекунд, пока электроны не стабилизируются. При этом взаимодействие усложняется многофотонными процессами, при которых происходит возбуждение носителей одновременным воздействием нескольких фотонов [6]. При этом скорость отклика будет зависеть от легких и тяжёлых молекул в пределах от 10 до 100 фс [7].

Материалы и методы. В настоящей работе исследовались нелинейные оптические свойства димерного фталоцианинового комплекса магния J-типа **1** (рисунок 1а). Концентрация его раствора в N,N-диметилформамиде (ДМФА) соответствовала пропусканию 85% на длине волны 790 нм, на которой проводились исследования. Длина оптического пути составляла 2 мм.

Исследования производились на установке, схема которой представлена на рисунке 1б, в качестве источника излучения использован лазер COHERENT, генерирующей фемтосекундные импульсы. В случае измерений Z-сканирования с закрытой диафрагмой образец перемещался между двух софокусно расположенных линз, а прошедшие импульсы с частотой следования N = 80 МГц регистрировались тепловым датчиком мощности Ophir 12A. Измерения проводятся при фиксированной мощности, в то время как образец смещается на расстояние порядка 3 мм в процессе измерений. При этом энергия одного импульса (U) определялась по формуле:

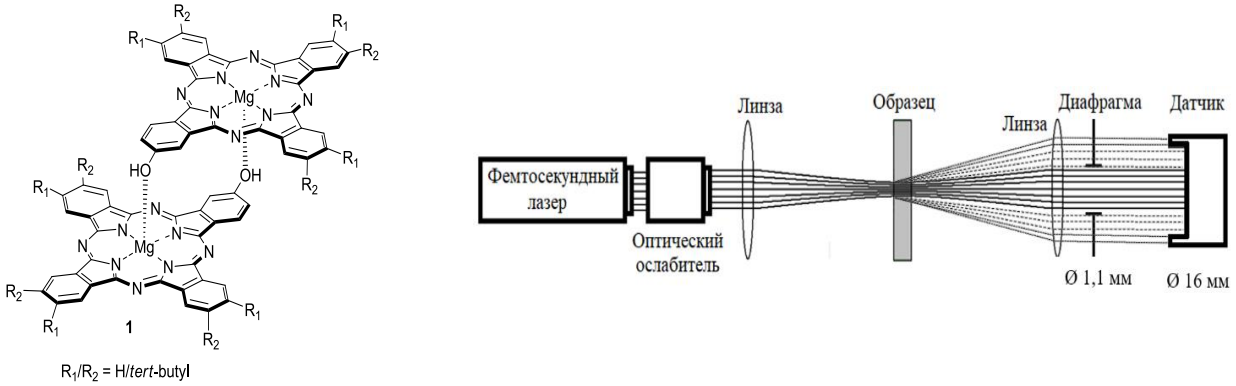
$$U_0 = \frac{P}{N}, \tag{1}$$

где P – средняя мощность, регистрируемая датчиком.

Интенсивность (Вт/см^2) вычислялась из выражения:

$$I_0 = \frac{2U_0}{\pi^{3/2}\tau w_0^2}. \tag{2}$$

где w_0^2 – минимальный радиус луча в фокусе линзы (перетяжке).

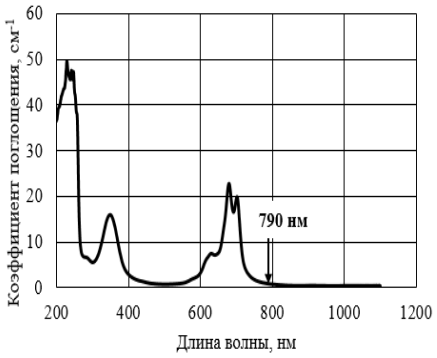


(а) (б)

Рисунок 1 – Исследование димерного фталоцианинового комплекса магния J-типа **1**: (а) – молекулярная структура; (б) – схема оптической установки

Альтернативным подходом служило фиксированное расположение поглощающего материала. При этом в первом случае энергия регистрировалась датчиком без использования диафрагмы. Это позволяло регистрировать энергию луча, если его размер не превышал размер апертуры датчика (16 мм). Во втором случае диафрагма, установленная за второй линзой, закрывалась, оставляя отверстие 1,1±0,1 мм для беспрепятственного прохождения малоинтенсивного луча, что контролировалось детектором по уровню мощности. При этом небольшая часть луча порядка 5 % срезалась диафрагмой.

Результаты исследований. Спектр поглощения раствора красителя **1** представлен на рисунке 2. На длине волны 790 нм значение линейного коэффициента поглощения составило α=1,1±0,1 см$^{-1}$. Эти данные совпадают с данным измерений, произведённых на фемтосекундном лазере при малой средней мощности при расположении образца на расстоянии 5 см от линзы, где эффект от фокусировки (увеличение интенсивности) не значителен.

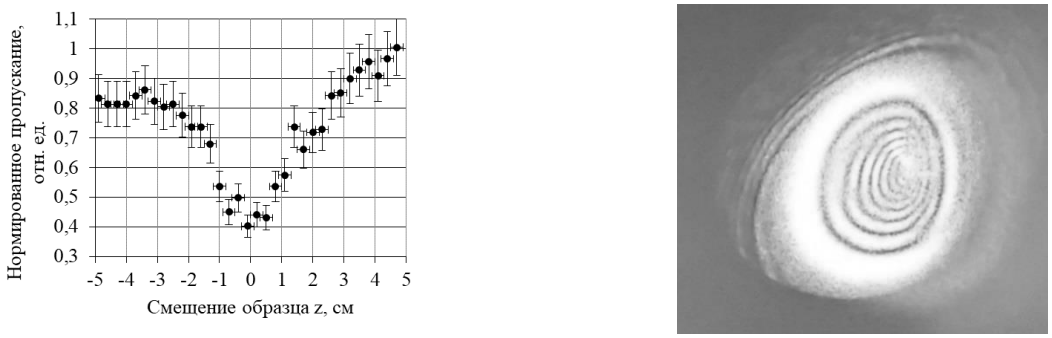


Мощность (измеренная датчиком), мВт	Полная энергия импульса, нДж	Интенсивность (в фокусе линзы), ГВт/см^2
5	0,06	0,008
10	0,13	0,017
20	0,25	0,033
40	0,50	0,067
80	1	0,133
160	2	0,266
320	4	0,532
640	8	1,065

(а) (б)

Рисунок 2 – Результаты эксперимента: (а) – спектр поглощения раствора димерного фталоцианинового комплекса магния J-типа 1; (б) – энергетические характеристики излучения

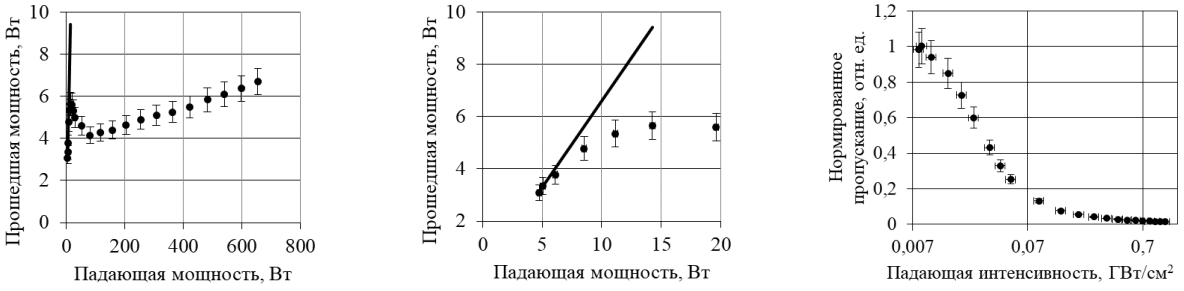
Результаты Z - сканирования с закрытой диафрагмой показали значительное изменение нормированного пропускания в зависимости от положения образца (рисунок 3а). При приближении образца к фокусу линзы луч сильно расширялся, причем в месте расположения датчика было зарегистрировано несколько колец (рисунок 3б). Через оставшуюся открытую область диафрагмы проходящий луч не претерпевал изменений в диаметре. В случае индивидуального растворителя без красителя, а также кварцевой кюветы без раствора, кольца не возникали, и лазерный луч ослаблялся только на 10 %.



(а) (б)

Рисунок 3 – Z-сканирование с диафрагмой, имеющей отверстие 1,1 мм: (а) – нормированное пропускание; (б) – кольца в области расположения датчика

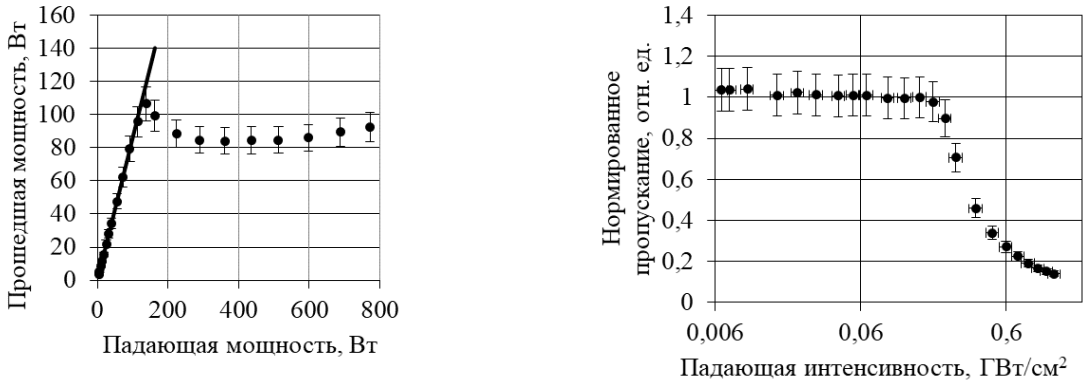
Метод фиксированного расположения образца применялся к раствору красителя 1 в ДМФА, помещенного в фокусе линзы (z=0) с той же диафрагмой. Зависимость мощности прошедшего лазерного излучения от падающей представлена на рисунке 4а. Сплошной линией отмечено ослабление луча по линейному закону Бугера-Ламберта-Бера в отсутствии нелинейных эффектов (рисунок 4б). Однако ослабление нормированного пропускания (рисунок 4в) происходит нелинейно, что связано с эффектом рассеяния фотонов, в результате которого не все они достигают детектора. Мощность на рисунке 4а соответствует измеренным значениям датчиком, а падающая интенсивность на рисунке 4в определяется по формуле (2), после подстановки полной энергии одного импульса (1).



(а) (б) (в)

Рисунок 4 – Данные измерений с фиксированным расположением материала при использовании диафрагмы: (а) – зависимость прошедшей от падающей мощности; (б) – увеличенное изображение линейной области; (в)

– соответствующее изменение нормированного пропускания от падающей интенсивности



(а) (б)

Рисунок 5 – Данные измерений с фиксированным расположением материала без диафрагмы: (а) – зависимость прошедшей от падающей мощности; (б) – соответствующее изменение нормированного пропускания от падающей интенсивности

В случае отсутствия диафрагмы при тех же параметрах эксперимента увеличение интенсивности излучения привело к тому, что диаметр луча превысил значение размера входной апертуры для детектора (16 мм). На рисунке 5а показаны изменения зарегистрированной мощности. Изменения нормированного пропускания обнаруживаются только при большой интенсивности, когда расширение луча начинает превышать размеры апертуры детектора (рисунок 5б). Возникновение нелинейных эффектов, связанных с поглощением, обнаружить не удалось.

Заключение. Раствор димерного фталоцианинового комплекса магния J-типа 1 в ДМФА может использоваться в составе оптической схемы из двух софокусно расположенных линз и диафрагмы для оптоэлектронной модуляции лазерного излучения ультракороткой длительности (140 фс). Для изменения свойств отдельных импульсов может в дальнейшем использоваться дополнительное управляющее лазерное излучение [6]. Настоящие исследования показали, что при интенсивностях лазерного излучения в интервале 0,006–1 ГВт/см^2 нелинейное поглощение отсутствует, а нелинейное пропускание с увеличением мощности (интенсивности) излучения связано только с эффектами рассеяния фотонов. Ослабление полной энергии одиночных импульсов происходит только при использовании диафрагмы или из-за ограничения области регистрации детектором, что приводит к отсечению рассеянных фотонов.

Библиографический список

1.А.Ю. Герасименко, Л.П. Ичкитидзе, А.А. Павлов, Е.С. Пьянков, Д.И. Рябкин, М.С. Савельев, С.В. Селищев, И.Б. Римшан, Н.Н. Журбина, В.М. Подгаецкий. Лазерная система в адаптивной термостабилизацией для сваривания биологических тканей / Медицинская техника, 2015, 6(294), 14-17.

2. M.S. Savelyev, N.O. Agafonova, P.N. Vasilevsky, D.I. Ryabkin, D.V. Telyshev, P.S. Timashev, A.Yu. Gerasimenko.Effects of pulsed and continuous-wave laser radiation on the fabrication of tissue-engineered composite structures / Optical Engineering, 2020, 59(6), 061623

3. A. Fashina, T. Nyokong. Nonlinear optical response of tetra and mono substituted zinc phthalocyanine complexes / Journal of Luminescence, 2015, 167, 71-79.

4. A.Yu. Tolbin, M.S. Savelyev, A.Yu. Gerasimenko, L.G. Tomilova, N.S. Zefirov. Thermally stable J-type phthalocyanine dimers as new non-linear absorbers for low-threshold optical limiters / Phys. Chem. Chem. Phys., 2016, 18, 15964-15971.

5. J. Li, Z. Zhang, J. Yi, L. Miao, J. Huang, J. Zhang, Y. He, B. Huang, C. Zhao, Y. Zouand, S. Wen. Broadband spatial self-phase modulation and ultrafast response of MXene Ti3C2Tx (T=O, OH or F) / Nanophotonics, 2020.

6. Y. Wu, Q. Wu,F. Sun, C. Cheng, S.Meng, J. Zhao. Emergence of electron coherence and two-color all-optical switching in MoS2 based on spatial self-phase modulation / PNAS, 2015, 112(38), 11800-11805.

7. В.П. Крайнов. Ориентация и фокусировка молекул полем лазерного излучения / Соросовский образовательный журнал, 2000, 6(4), 90-95.

SWITCHES OF LASER RADIATION OF ULTRA SHORT DURATION BASED ON THE J-TYPE DIMERIC PHTHALOCYANINE Mg COMPLEX FOR OPTOELECTRONIC MEDICAL SYSTEMS AND PROTECTION OF EYES

*[1,2]Savelyev M.S., [1,2]Gerasimenko A.Yu., [1]Vasilevsky P.N., [3]Tolbin A.Yu.
[1]National Research University of Electronic Technology, MIET, Moscow,
[2]I.M. Sechenov First Moscow State Medical University, Sechenov University, Moscow,
[3]Institute of Physiologically Active Compounds, Russian Academy of Sciences, IPAC RAS, Moscow,
*savelyev@bms.zone

Keywords: Femtosecond pulses, phthalocyanines, nonlinear optical properties, absorption, scattering

Annotation. Solutions of J-type Mg phthalocyanine dimers have low threshold intensities, which is explained by the fast orientation along the direction of the external electric field, which leads to nonlinear radiation scattering. Studies have shown that when interacting with femtosecond (140 fs) laser pulses with a wavelength of 790 nm at a maximum intensity of 1 GW/cm^2, a strong beam expansion is observed, which is accompanied only by a linear increase in absorption (without using an aperture). This effect indicates a nonlinear increase in scattering, which occurs at a large peak intensity of a single pulse and it is observed at intensities above 14 MW/cm^2. In this case, despite the high intensity, multiphoton absorption did not occur. This assumption is also confirmed by the possibility of phonon relaxation (a weak effect on the population of levels) for 12.5 ns between pulses with a repetition rate of 80 MHz. Two-photon absorption can be observed in this case, but it is not enough for a noticeable effect on the energy parameters of the transmitted laser beam. The nonlinear nature of the dependence in the case of using an aperture indicates a strong increase in scattering. Since the decrease in energy is generally linear, the aperture cuts off only the greatly expanded part of the beam, its initial radius is selected following the diameter of the beam at a low pulse intensity. This effect indicates the possibility of limiting the intensity of pulses of ultrashort duration. It is known that control of laser radiation can be carried out by the action of operating signals at a different wavelength. The J-type Mg phthalocyanine dimer can be used for various nonlinear and optoelectronic applications.

———————— ♦ ————————

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИЙ ОКОЛОНОСОВЫХ ПАЗУХ НА ОСНОВЕ ВИЗУАЛИЗАЦИИ И АНАЛИЗА КАРТИНЫ РАССЕЯНИЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

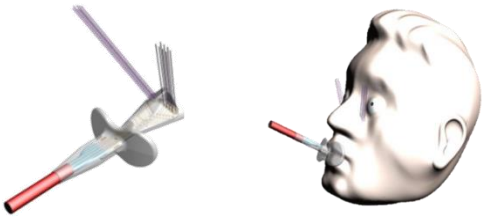
[1*]Брянская Е.О., [1]Гнеушев Р.Ю., [1]Маковик И.Н., [1,2]Дрёмин В.В., [3]Бибикова О.А., [4]Шураев Б.М., [1]Дунаев А.В., [3]Артюшенко В.Г.
[1]ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», Орёл, * bryanskayae@mail.ru,
[2]Aston University, Birmingham,
[3]art photonics GmbH, Берлин,
[4]ООО Диагностический медицинский центр «МедиСкан», Орёл

Ключевые слова: патология, пазухи, низкоинтенсивное излучение

Аннотация. В работе представлен разработанный прототип устройства, реализующего метод цифровой диафаноскопии, а также результаты предварительных экспериментальных исследований, подтверждающих чувствительность метода цифровой диафаноскопии при обнаружении патологических изменений в верхнечелюстных пазухах. С учетом результатов предварительных экспериментальных исследований и численного моделирования прохождения зондирующего сигнала через верхнечелюстную пазуху методом Монте-Карло выявлены зависимости регистрируемого сигнала от оптических характеристик области исследования. С учетом результатов моделирования был модернизирован прототип устройства для диагностики патологий верхнечелюстной пазухи, а именно разработан светодиодный регулятор яркости, который обеспечивает управление мощностью на выходе зондирующего аппликатора.

Обеспечение точной, безболезненной и своевременной диагностики патологий верхнечелюстных пазух является одной из актуальных проблем современной отоларингологии. Благодаря интенсивному развитию и внедрению оптических неинвазивных технологий для диагностики различных патологических состояний, применение метода цифровой диафаноскопии, основанного на просвечивании исследуемой области низкоинтенсивным излучением и визуализации картины рассеяния света с последующей цифровой обработкой полученных изображений [1], видится перспективным для выявления патологических изменений верхнечелюстных пазух.

Разработанный прототип устройства, реализующий метод цифровой диафаноскопии, включает аппликатор для зондирования верхнечелюстных пазух, CMOS камеру для регистрации диагностической информации, блок управления для регулировки работы зондирующего аппликатора, блок питания, а также персональный компьютер. Аппликатор имеет анатомическую форму и включает микросветодиоды с длинами волн 650 и 850 нм. На рисунке 1 представлена 3D-модель рабочей части зондирующего аппликатора и положения аппликатора в процессе проведения измерения.



а) б)

Рисунок 1 – Зондирующий аппликатор (3D-модель): а) рабочая часть; б) положение аппликатора в процессе проведения измерения

Позиционирование области исследования относительно камеры осуществляется с помощью блока прецизионного позиционирования. Общий вид экспериментальной установки для диагностики патологий верхнечелюстных пазух представлен на рисунке 2. Для исключения влияния на результат диагностики изменения внешнего освещения разработан специальный защитный экран.

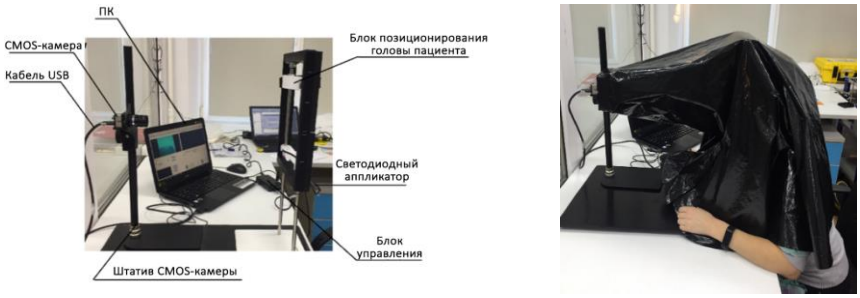
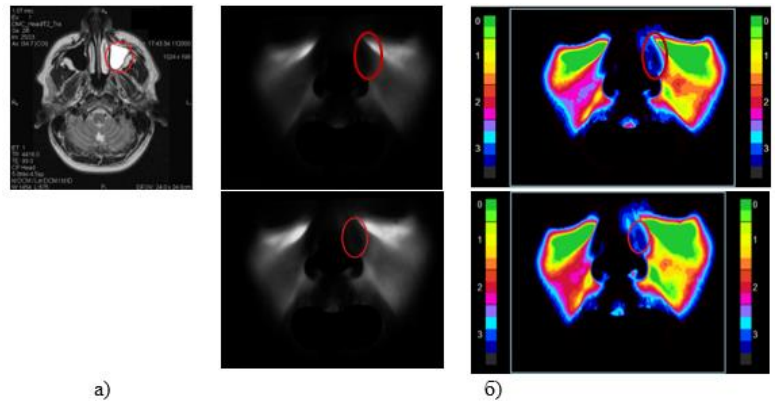


Рисунок 2 – Общий вид экспериментальной установки для диагностики патологий верхнечелюстных пазух

Предварительные экспериментальные исследования, проведенные с участием 20 условно-здоровых добровольцев и 15 пациентов с подозрением на воспаление верхнечелюстных пазух, подтвердили чувствительность метода цифровой диафаноскопии в выявлении патологических изменений верхнечелюстных пазух [1]. Регистрация картин рассеяния света на 40 значениях времени экспозиции камеры в диапазоне от 0 до 39,7 мс с шагом 1 мс с применением разработанного прототипа устройства и последующее сравнение результатов измерения с Т2 взвешенным изображением магнитно-резонансной томографии (МРТ), полученным 1Т МРТ сканером серии Magnetom (Siemens), позволили выявить у 4 пациентов из 15 кисты одновременно двумя методами. Пример Т2 взвешенного МРТ изображения для пациента и зарегистрированных и обработанных изображений, полученных с применением разработанного прототипа устройства, представлены на рисунке 3.



а) б)

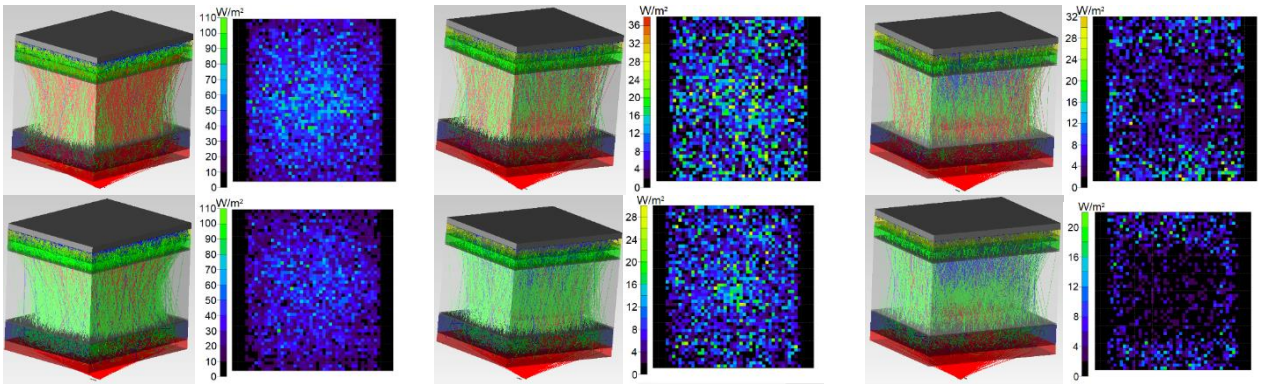
Рисунок 3 – Т2 взвешенное изображение МРТ (а) и зарегистрированные и обработанные изображения, полученные с применением предлагаемой технологии (б), для длин волн зондирующего излучения 650 нм (вверху) и 850 нм (внизу) для пациента 1 (мужчина)

Анализ зарегистрированных и обработанных изображений, полученных методом цифровой диафаноскопии, позволил выявить, что область кисты характеризуется наименьшей интенсивностью по сравнению с другими структурами, что можно объяснить сильными поглощающими свойствами кистозной жидкости в области ближнего инфракрасного спектра [1, 12]. Кроме того, результат цифровой диафаноскопии

определяется оптическими свойствами исследуемой области [2-9] и их изменениями при различных анатомических и гендерных особенностях [10, 11].

С целью выявления зависимости регистрируемого сигнала от оптических характеристик области исследования проведено моделирование проходящего через верхнечелюстную пазуху зондирующего сигнала методом Монте-Карло в программной среде TracePro [14] с применением разработанной модели верхнечелюстных пазух для источников излучения двух длин волн 650 и 850 нм (мощность излучения – 8 мВт, число моделируемых фотонов – 10^6). Поскольку объект исследования имеет достаточно сложную организацию, для установления закономерности ослабления зондирующего сигнала от изменения анатомических и гендерных особенностей исследуемой области разработана упрощенная модель верхнечелюстной пазухи (рисунок 4) [1]. В связи с тем, что размеры и толщины слоёв исследуемой области варьируются в зависимости от пола и возраста [10, 11], толщины слоёв были усреднены в рамках одного пола. Дополнительно к анализу влияния на результат диагностики наличия патологических изменений в форме кистозной жидкости и опухоли оценивалось влияние изменения толщины гиподермы.

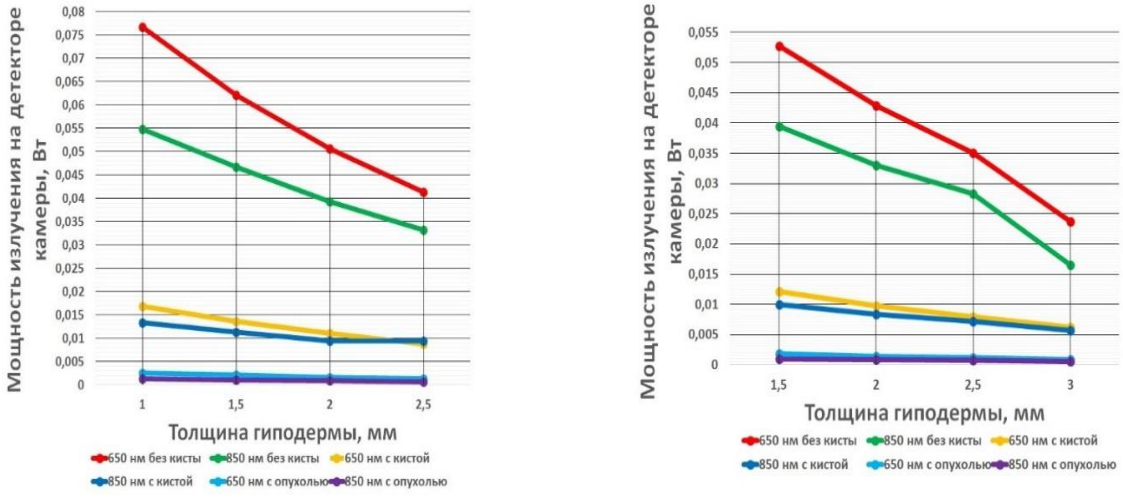
На рисунке 4 представлены результаты моделирования зондирующего сигнала (ход фотонов через биологическую среду и карта освещенности) без патологии в верхнечелюстной пазухе (а), с кистой (б) и с опухолью (в) для женщины.



а) б) в)

Рисунок 4 – Результаты моделирования зондирующего сигнала, проходящего через верхнечелюстную пазуху женщины без патологии (а), с кистой (б) и с опухолью (в) на длине волны 650 нм (вверху) и 850 нм (внизу)

Результаты моделирования показали спад интенсивности прошедшего диффузно-рассеянного излучения в зависимости от гендерных особенностей, при этом у мужчин наблюдался более выраженный спад интенсивности (рисунок 5), связанный с морфологическими особенностями (толщина костной ткани, гиподермы, размеры пазух). Кроме того, выявлены высокие поглощающие свойства кистозной жидкости и опухолевой ткани для выбранных длин волн зондирующего излучения [1,13].



а) б)

Рисунок 5 – Зависимости изменения мощности (интенсивности) излучения, поступающего на детектор камеры, от изменения толщины гиподермы и наличия патологий в верхнечелюстных пазухах женщины (а) и мужчины (б) для длин волн 650 и 850 нм

С целью корректировки параметров зондирующей и измерительной частей прибора с учетом полученных путём численного моделирования значений мощности принимаемого детектором камеры излучения для

получения схожих картин рассеяния света при исследовании различных пациентов и возможности их последующего сравнения дополнительно к разработанному ранее прототипу устройства спроектирован регулятор яркости свечения светодиодов. Структурная схема модернизированного прототипа устройства цифровой диафаноскопии представлена на рисунке 6.

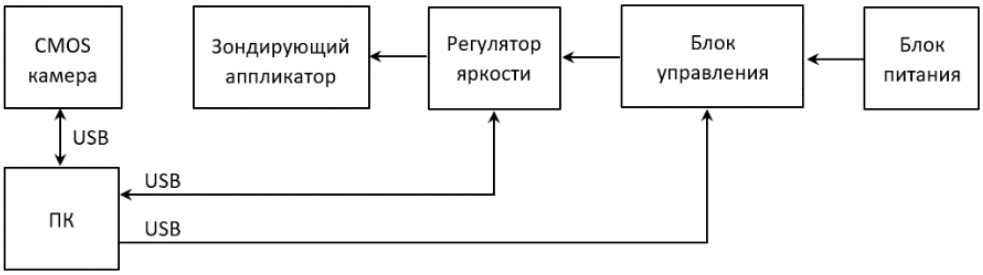


Рисунок 6 – Структурная схема модернизированного прототипа устройства цифровой диафаноскопии

Регулятор яркости свечения светодиодов устанавливается в разрыв между блоком управления светодиодами зондирующего аппликатора и самим зондирующим аппликатором. Внешний вид разработанного регулятора яркости свечения светодиодов представлен на рисунке 7.

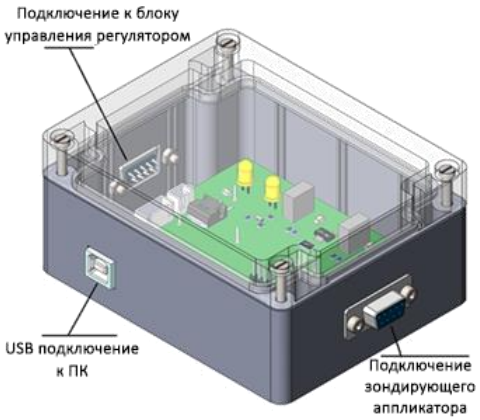


Рисунок 7 – Внешний вид регулятора яркости свечения светодиодов зондирующего аппликатора

Устройство регулировки позволяет программно изменять яркость свечения светодиодов, контролировать параметры потребления тока и подаваемого напряжения, а также рассчитывать потребляемую мощность светодиодами. Проведенные экспериментальные исследования с использованием модернизированной установки позволили выявить диапазон изменения потребляемой мощности светодиодами зондирующего аппликатора, а также оптическую мощность, излучаемую аппликатором. С учетом выявленных значений проводятся экспериментальные исследования с участием условно-здоровых добровольцев и пациентов с подозрением на патологию верхнечелюстных пазух.

Работа выполнена при поддержке гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых – кандидатов наук № МК-2634.2019.8.

Библиографический список

1. Bryanskaya, E.O. Diagnosis of inflammatory diseases of the paranasal sinuses using digital diaphanoscopy / E.O. Bryanskaya, I.N. Makovik, A.G. Bukin, O.A. Bibikova, B.M. Shuraev, O. Minet, U. Zabarylo, A.V. Dunaev, V.G. Artyushenko // Proc. SPIE 11073. – 2019. – 110731P.

2. Jacques S.L. Optical properties of biological tissues: a review // Phys Med Biol. – 2013. – V. 58(11). – pp. 37-61.

3. Peters, V.G. Optical properties of normal and diseased human breast tissues in the visible and near infrared / V.G. Peters, D.R. Wyman, M.S. Patterson, G.L. Frank // Phys Med Biol. 1990. – V. 35(9). – pp. 1317-1334.

4. Bashkatov, A.N. Optical properties of mucous membrane in the spectral range 350–2000 nm / E.A. Genina, V.I. Kochubey, V.V. Tuchin, E.E. Chikina, A.B. Knyazev, O.V. Maree // Opt. Spectrosc., 97(6). – pp. 978-983. – 2004.

5. Bashkatov, A.N. Optical properties of human cranial bone in the spectral range from 800 to 2000 nm / A.N. Bashkatov, E.A. Genina, V.I. Kochubey, V.V. Tuchin // Proc SPIE 6163. – 2006. – V. 6163. – P. 616310

6. Genina, E.A. Optical clearing of cranial bon / E.A. Genina, A.N. Bashkatov, V.V. Tuchin // Adv Opt Technol. – 2008. – pp. 1-8.

7. van Veen, R., Intraoperatively assessed optical properties of malignant and healthy breast tissue used to determine the optimum wavelength of contrast for optical mammography / R. van Veen, H. J. C. M. Sterenborg, A.W. Marinelli, M.B.E. Menke-Pluymers // JBO. – 2004. – V. 9(6). – pp. 1129-1136.

8. Bashkatov, A.N. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: A review / A.N. Bashkatov, E.A. Genina, V.V. Tuchin // J Innov Opt Health Sci. – 2011. – V. 04(01). – pp. 9-38.

9. Teke, H. Y. Determination of gender by measuring the size of the maxillary sinuses in computerized tomography scans / S. Duran, N. Canturk, G. Canturk // Surg. Radiol. Anat., 29(1). – pp. 9-13. – 2007.

10. Gracco, A. Quantitative evaluation with CBCT of palatal bone thickness in growing patients / L. Lombardo, M. Cozzani, G. Siciliani // Prog. Orthod., 7(2). – pp. 164-174. – 2006.

11. Kang, S. Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults / S.J. Lee, S.J. Ahn, M.S. Heo, T.W. Kim // Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 131(4). – pp. 74-81. – 2007.

12. Брянская, Е.О. Применение метода цифровой диафаноскопии для диагностики воспалительных заболеваний околоносовых пазух / Е.О. Брянская, И.Н. Маковик, О.А. Бибикова, А.В. Дунаев, О. Минэ, У. Забарило, Е.Г. Феликсбергер, В.Г. Артюшенко // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии, 2019. – № 3 (335) – С. 111-120.

13. Гнеушев, Р.Ю. Моделирование прохождения зондирующего излучения через верхнечелюстную пазуху методом монте-карло при цифровой диафаноскопии / Р.Ю. Гнеушев, Е.О. Брянская, В.В. Дрёмин, А.Г. Букин, И.Н. Маковик // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2019: сб. тр. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 4-6 декабря 2019 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. – 2019. – С. 137 – 139.

14. Дрёмин В.В., Дунаев А.В. Влияние содержания меланина в коже на формирование сигнала флуоресцентной спектроскопии // Оптический журнал, №1 (83), 2016 - с.57-64

THE DEVICE FOR DIAGNOSTICS OF PATHOLOGIES OF PARANASAL SINUSES BASED ON VISUALIZATION AND ANALYSIS OF SCATTERING PATTERNS OF LOW-INTENSITY RADIATION

[1,*]Bryanskaya E.O., [1]Gneushev R.Yu., [1]Makovik I.N., [1,2]Dremin V.V., [3]Bibikova O.A., [4]Shuraev B.M., [1]Dunaev A.V., [3]Artyushenko V.G.

[1]Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, * bryanskayae@mail.ru,

[2]Aston University, Birmingham,

[3]art photonics GmbH, Berlin,

[4]Diagnostic Medical Center «MediScan», Orel

Keywords: pathology, sinuses, low-intensity radiation

Annotation. The paper presents a developed prototype of a device implementing the method of digital diaphanoscopy, as well as the results of preliminary experimental studies confirming the sensitivity of the method of digital diaphanoscopy in detecting pathological changes in the maxillary sinuses. Considering the results of preliminary experimental studies and numerical simulation of the probing signal passing through the maxillary sinus by the Monte Carlo method, the dependences of the recorded signal on the optical characteristics of the study area are revealed. Taking into account the results of modeling, the prototype of the device for diagnosing maxillary sinus pathologies was modernized, namely, the led brightness controller was designed, which provides power control at the output of the probing applicator.

———————— ♦ ————————

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ ТРЕНАЖЕРНАЯ СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СТРЕЛКА

Шепелев С.Ю.

Тульский Государственный Университет, Тула, shepelev.semen@mail.ru

Ключевые слова. Тренажер, система, физиологические

Аннотация. Статья посвящена регистрации физиологических параметров стрелка.

В настоящее время практически во всех отраслях профессиональной деятельности применяются стандартные технологии и методы обучения, но как правило недостаточно просто овладеть умениям, знаниям и навыками. Самым важным и приоритетным для современного человека является получение профессиональных компетенций. В нашем случае компетенция представляет из себя способность грамотно и четко действовать на основе полученного практического опыта, применять теоретические знания и умения при решении профессиональных задач. На этом фоне возникает потребность более качественной подготовки операторов.

Благодаря впечатляющим успехам информационных технологий, в настоящее время появляется возможность создания полноценных компьютерных тренажерных комплексов, которые превосходят все

известные способы и формы обучения, в том числе не всегда доступные с финансовой точки зрения и чрезвычайно опасные тренировки на реальных объектах.

С точки зрения своих функциональных возможностей все компьютерные обучающие системы представляют собой совокупность связанных в единое целое технических, математических и информационно-методических средств, предназначенных для автоматизации процессов обучения, создания условий для эффективного усвоения учебного материала, увеличения познавательной активности и продуктивности занятий,

обеспечения положительной мотивации обучения и целостности формирования основных сфер индивидуальности и профессионализма обучаемых.

Целенаправленная двигательная тренировка (спортивная тренировка) - это процесс, предназначенный для изменения морфологических и функциональных способностей стрелка, улучшения его физического развития и физического состояния. Эти изменения происходят под влиянием запланированных тренировочных эффектов, различных комбинаций физических упражнений в тренировочных циклах и т. д. [1]

Организм человека следует рассматривать как функциональную и самоорганизующуюся систему. Использование контрольных тестов позволяет получать данные об их состоянии на выходе. Исследование и оценка функционального состояния системы и органов осуществляется с помощью функциональных тестов. Они могут быть одновременными, двухэтапными или комбинированными. Пробы проводятся для оценки реакции организма на нагрузку, потому что данные, полученные в состоянии покоя, не всегда отражают избыточные возможности функциональной системы.

Оценка функционального состояния систем организма осуществляется с помощью следующих показателей: показатели качества физической активности; процент увеличения частоты сердечных сокращений, частоты дыхания, кожно-гальваническая реакция; время возвращения к исходному состоянию; максимальное и минимальное артериальное давление; время возврата артериального давления к исходным данным.

При определении функциональных возможностей организма необходимо учитывать все данные комплекса, а не отдельные показатели. Функциональные пробы с физическим усилием следует подбирать и применять в соответствии с индивидуальным состоянием здоровья и физическим состоянием. Использование функциональных тестов позволяет точно оценить функциональное состояние организма, тренировку и возможность использования оптимальных физических нагрузок. [2]

Основные задачи, возлагаемые на тренажёрную систему.

Подготовка операторов к управлению сложными динамическими объектами в современном представлении - это поэтапный, управляемый и контролируемый процесс. Анализ общих тренировочных задач оператора позволяет выделить две основные функции, которые должны быть реализованы в каждом тренажере: моделирование условий работы оператора; обучение оператора и контроль действий обучаемого.

Для более полного определения задач, связанных с моделированием условий труда оператора, рассматриваются основные этапы деятельности оператора при решении реальных задач управления объектами.

Первый этап, восприятие информации, процесс, который включает в себя процесс распознавания объекта, восприятия и выделения отдельных признаков, которые соответствуют задаче оператора; ознакомления с выделенными признаками и идентификация объекта восприятия.

Второй этап - это оценка информации, анализ и обобщение которой основаны на заданных критериях оценки или которые формируются в процессе обучения. Оценка проводится путем сравнения модели воспринимаемой информации с внутренней графически-концептуальной моделью процесса, разработанной для оператора.

Третий этап - принятие решения о действиях - это действие, основанное на анализе информативных и образно-концептуальных моделей ситуации.

Четвертый этап - исполнение решения по конкретному акту или инструкциям.

Пятый этап - контроль за исполнением решения.

Первые два этапа - получение информации, последние три - для концепции сервиса. В реальной работе оператора восстановление и поддержание информации зависят друг от друга, поскольку принятое решение определяет направление следующего шага поиска информации. Результаты поиска информации, в свою очередь, влияют на точность и скорость обслуживания. [3] Все эти этапы лучше воспроизводятся на тренажере.

При анализе этапов деятельности оператора для решения поставленных задач, необходимо создать информационную модель этого типа для воспроизводимых условий в реальном времени, чтобы визуальное восприятие и моторное поведение оператора не отличались от таковых в реальных условиях.

Исходя из указанных выше параметров, разработана общая структурная схема стрелкового тренажера для регистрации физиологических параметров оператора-стрелка (Рисунок 1).

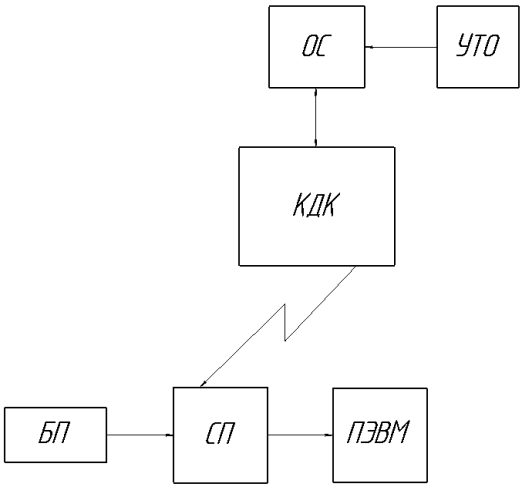


Рисунок 1 – Структурная схема стрелкового тренажера

Структурная схема включает в себя оператора-стрелка (ОС), универсальное тренажерное оружие (УТО), контрольно-диагностический комплекс (КДК) закрепленный на теле. Стрелок, выполняющий выстрел с закрепленным на нем КДК, стоит непосредственно на стабилометрической платформе (СП), которая принимает пакет данных от КДК, блок питания (БП) и ПЭВМ принимающий и выводящий всю собранную информацию с КДК и СП на экран монитора программным путем (первичная настройка специалиста-программиста).

Следует заметить, что будет рассмотрена система регистрации физиологических параметров стрелка с КДК, которая непосредственно учувствует в работоспособности всей системы в целом.

Разработка структурной схемы. Поскольку ранее было определено, как должна выглядеть система, теперь необходимо представить визуальную форму ее структуры. Система по сути состоит из: комплекта датчиков, микроконтроллера (МК) и передающего устройства. Первая часть собирает и обрабатывает данные, а вторая – передает сигнал на СП.

Основная задача работы – построить комплексную систему сбора физиологических параметров стрелка во время выстрела, создавая минимальные помехи оператору по удобству и габаритно-весовым показателям. Структурная схема контрольно-диагностического комплекса регистрации физиологических параметров стрелка показана на рисунке 2.

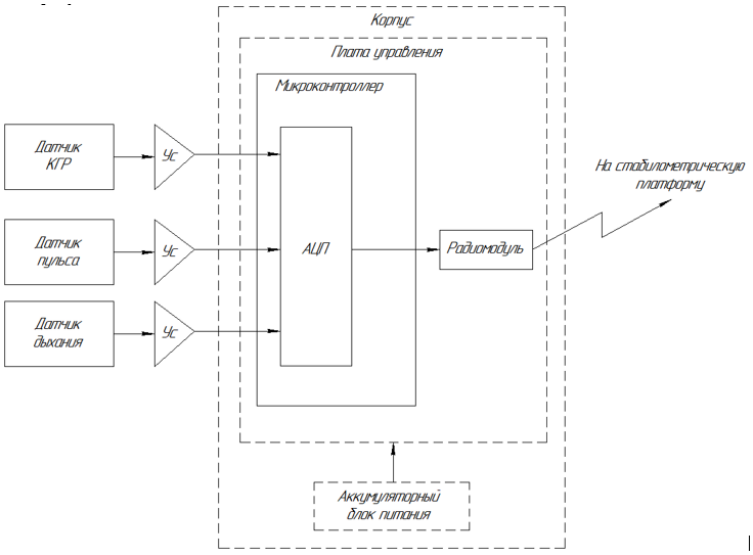


Рисунок 2 - Структурная схема контрольно-диагностического комплекса.

Сигналы с датчиков кожно-гальванической реакции (КГР), пульса и дыхания сначала усиливаются, обрабатываются через аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) и передаются по радиоканалу на СП. Плата управления и датчики, питаются от аккумуляторного блока питания.

Конструктивно портативное оборудование удобно представить в виде бандажа с высокой эластичной повязкой для более удобного положения на теле, прикрепленном к груди человека. Комплект датчиков расположен на бандаже так, чтобы датчики находились непосредственно в мышечной области стрелка, а микроконтроллер и радиомодуль снаружи, например, в пластмассовом корпусе закрепленным на поясе, обеспечивая максимальный комфорт для стрелка.

Рисунок 3 – Оператор-стрелок в состоянии «изготовка» с комплектом датчиков

На рисунке 3 представлено изображение, предполагающее и наглядно показывающее расположение стрелка в состоянии «изготовка» на стабилографической платформе и указывающий предположительное расположение КДК и датчиков на его теле.

Библиографический список

1. Юрьев А.А. – «Пулевая спортивная стрельба»
2. Статья – Оценка функционального состояния организма [http://wikiwhat.ru/Оценка_функционального_состояния_организма]
3. Блэкман, М. Проектирование систем реального времени [Текст]/ М. Блэкман, –М.: Мир, 1977. – 346 с.

BIOTECHNICAL TRAINING SYSTEM FOR RECORDING PHYSIOLOGICAL PARAMETERS SHOOTER

Shepelev S.Yu.
Tula State University, Tula, shepelev.semen@mail.ru

Keywords: Simulator, system, physiological

Annotation. The overall picture of the system in that the shooter operator is on a sstabilographic platform with a set of sensors on the body. Further, the subject is offered a task for firing shots at targets located on the projector. In the process of completing the assignment, all necessary data are taken from the subjects, namely: Skin-galvanic reaction, respiration and pulse. All data is transmitted wirelessly to the stabilographic platform from where all the collected data is sent by bus to a personal computer and all the information obtained because of the task is already displayed on the monitor.

———————— ♦ ————————

ИССЛЕДОВАНИЕ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ ДАТЧИКА ХОЛЛА КАК ОСНОВНОГО ЭЛЕМЕНТА МАГНИТНОГО ПЛЕТИЗМОГРАФА

Косоруков А.Е., Омельчук П.Ю., Дембовский М.В.
МГТУ им. Н. Э. Баумана, г. Москва, kosorukov@mail.ru,
МГТУ им. Н. Э. Баумана, г. Москва, polina.omel@mail.ru,
МГТУ им. Н. Э. Баумана, г. Москва, maxdembovsky@mail.ru.

Ключевые слова: Магнитная плетизмография, датчик Холла, биотехническая система, пульсовая волна

Аннотация. Статья посвящена изучению чувствительности датчика Холла и разработке конструкции датчиков магнитной плетизмографии на основании проведенных исследований. Получены сигналы пульсовой волны, отражающие динамику пульсового кровенаполнения, и дыхательной волны.

В настоящее время актуальной является задача создания недорогого прибора, который мог бы использоваться для быстрой и простой регистрации таких важных физиологических показателей, как артериальное давление и частота дыхания. Решением может быть создание магнитного плетизмографа, который будет являться альтернативой более сложным и дорогостоящим исследованиям.

Цель исследования - определение наилучшего пространственного расположения магнита относительно Датчика Холла (ДХ) для разработки конструкции магнитного плетизмографа. Задачи исследования:

1. Практическое и теоретическое определение зависимости величины выходного напряжения от координат магнита относительно ДХ.
2. Сравнение теоретических расчетов и практических результатов эксперимента.
3. Интерпретация результатов.

Проанализировав рынок медицинских изделий, мы можем прийти к выводу, что в настоящее время в продаже отсутствуют приборы для безманжетного, неинвазивного мониторинга артериального давления, а также доступные и недорогие устройства регистрации частоты дыхания. А ведь это жизненно важные показатели функционирования организма человека. Более 350 000 000 человек на Земле страдают от нарушений дыхания во сне. В свою очередь, нарушение дыхания во сне приводит к гипоксии мозга и других органов. [1] Не менее распространённым заболеванием является артериальная гипертония. В России ею страдает около 40% взрослого населения. Опасность артериальной гипертонии заключается в том, что она вызывает поражение артерий различных органов, в том числе головного мозга, что с течением времени может приводить к нарушениям мозгового кровообращения. [2] По этим причинам врачебное сообщество и люди, страдающие нарушением артериального давления и частоты дыхания, испытывают потребность в устройствах измерения и мониторинга, соответствующих следующим требованиям: портативность, низкая стоимость, простота использования, высокая точность измерений, неинвазивность, безболезненность. Однако, существующие методы и устройства диагностики не удовлетворяют вышеописанным требованиям, в связи с чем не прекращаются попытки создания прибора, который бы им соответствовал. Одним из таких приборов является магнитный плетизмограф, который может стать хорошей альтернативам многим существующим средствам диагностики. Его использование может быть более эффективным.

Основным элементом конструкции устройства для магнитной плетизмографии является ДХ – измерительный элемент, принцип действия которого основан на эффекте Холла (явлении возникновения напряжения при помещении проводника с постоянным током в магнитное поле). На каждый ДХ предприятием – изготовителем установлена чувствительность их к магнитному полю в мВ/Гаусс. То есть, зная значение величины магнитной индукции поля, окружающего ДХ, мы можем теоретически рассчитать, какое напряжение генерирует ДХ в зависимости от расстояния до него магнита, и сравнить полученные результаты с экспериментальными данными.

Для эффективной работы разрабатываемого устройства и получения наиболее точных результатов исследования, необходимо выбрать ДХ, который бы обладал низкой стоимостью, хорошей чувствительностью к магнитному полю и низким энергопотреблением. Среди аналогов, самым подходящим датчиком оказался аналоговый биполярный ДХ компании Honeywell – SS49E, с помощью которого и проводилось исследование, которому посвящена данная статья. Технические характеристики датчика приведены в таблице 1.

Таблица 1 - Технические характеристики ДХ Honeywell – SS49E

Внешний вид	Тип чувствительности к полю	Время отклика, мс	Напряжение питания, В	Индукция вкл/выкл, Гаусс	Чувствительность, мВ/Гаусс	Допустимая температура эксплуатации, °С
	биполярный	3	2,7…6,5	±1000	1,4	-40…+150

Так как напряжение, снимаемое с ДХ прямо пропорционально напряженности магнитного поля, окружающего его, встает вопрос о необходимости выявления зависимости «расстояние – напряжение». Для теоретического расчета зависимости воспользуемся следующим выражением, основанном на законе Био – Савара – Лапласа, для приблизительного вычисления магнитной индукции, создаваемой цилиндрическим магнитом на расстоянии X вдоль его оси [3]:

$$B(X) = \frac{Br}{2} \times \left[\frac{L+X}{\sqrt{R^2 + (L+X)^2}} - \frac{X}{\sqrt{R^2 + X^2}} \right] \qquad (1)$$

Где Br - остаточная индукция магнита; X - воздушный зазор между испытательной точкой и поверхностью магнита; R – радиус магнита; L – высота магнита.

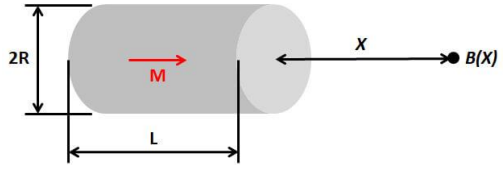


Рисунок 1 - Иллюстрация к формуле расчета магнитной индукции в точке, удаленной на расстояние X от магнита.

Далее, зная чувствительность ДХ, найдем Холловское напряжение:

$$U_H = U_0 + G \times |\Delta B| \qquad (2)$$

Где U_0 – напряжение нулевой точки, равной половине напряжения питания ДХ; G – чувствительность ДХ; ΔB – приращение магнитной индукции с изменением величины воздушного зазора между магнитом и ДХ.

Определим экспериментально зависимость напряжения U(В), возникающего в ДХ, от расстояния X(мм). Направления рассматриваемых перемещений магнита относительно ДХ представлены на рисунке 2.

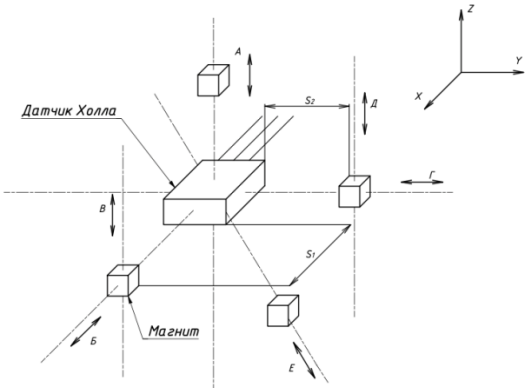


Рисунок 2 - Варианты направлений перемещения магнита относительно ДХ.

Для исследования выберем два направления перемещения магнита – А и Б. Далее в эксперименте направление А будем считать координатой y, а направление Б – координатой x.

Для проведения исследования используем фрезерный станок с числовым программным управлением, обеспечивающий точность перемещения до 0.01 мм, ДХ SS49E и неодимовый магнит дисковой формы размером 12x3 мм. Характеристики магнита представлены в таблице 2. Экспериментальная установка изображена на рисунке 3.

Таблица 2 - Характеристики магнитов, используемых в эксперименте

МАГНИТНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ			МАТЕРИАЛ
			N-35
Произведение $(B*H)_{max}$	$(B*H)_{max}$	kJ/m	263-287
		MG*Oe	33-36
Остаточная индукция	B_r	T	1.18-1.28
		kG	11.4-11.8
Коэрцитивная сила	H_{cB}	kA/m	836
		kOe	10.8
	H_{cI}	kA/m	955
		kOe	12.0
Предельная рабочая температура		^oC	80

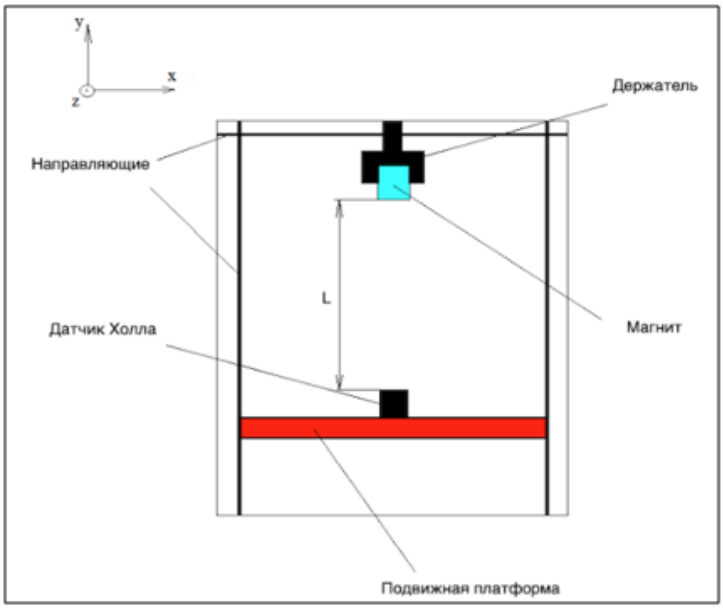
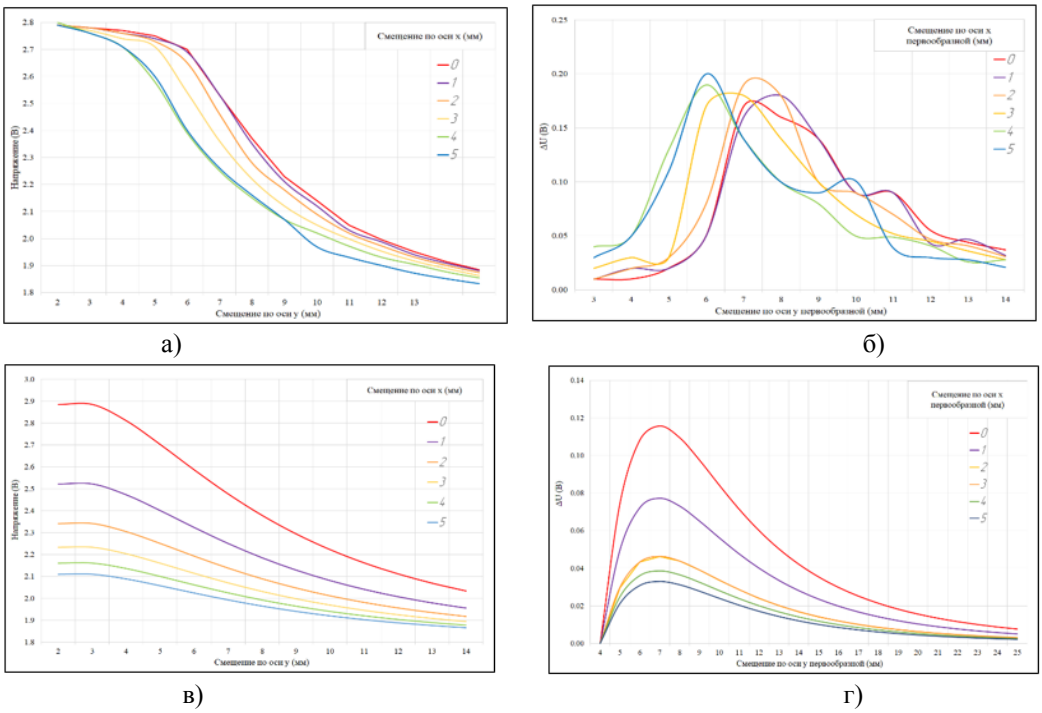


Рисунок 3 - Экспериментальная установка

С помощью направляющих фрезерного станка изменяем положение ДХ, закрепленного на подвижной платформе, относительно магнита, закрепленного с помощью специальной оснастки (держателя). Началом координат будем считать центр нижней поверхности ДХ. Теоретические и практические результаты эксперимента представлены на рисунке 4.



а) б)

в) г)

Рисунок 4 - Графики зависимости U(x,y) и графики производных $\frac{dU(x,y)}{dy}$ для магнита 12х3 мм. а – экспериментальный график U(x,y); б – экспериментальный график $\frac{dU(x,y)}{dy}$; в – теоретический график U(x,y); г - теоретический график $\frac{dU(x,y)}{dy}$.

Критерием выбора наилучшего расположения магнита относительно ДХ является точка наибольшей скорости возрастания графика U(x,y), то есть наивысшая точка на графике производной, а значит, являющаяся точкой наибольшей чувствительности. Для экспериментально построенной зависимости такой точкой является M1(5; 6) (считая от начала координат, определенного в начале эксперимента), а для теоретической – M2(0; 7). Данное расхождение между координатой x экспериментального и теоретического графика можно объяснить тем,

что ДХ в меньшей степени чувствителен к изменению положения магнита по оси x, чем по оси y. По этой причине при выборе пространственного расположения магнита следует руководствоваться выбором только координаты y
при нулевой x, так как это сокращает определение наилучшего расположения магнита до выбора единственной координаты.

В рамках исследования был проведен эксперимент по определению зависимости изменения величины выходного напряжения с ДХ от расстояния до него магнита, построены теоретические и экспериментальные графики зависимости и графики производных, выявлена точка наибольшей чувствительности ДХ для конкретного магнита и определен критерий, по которому следует руководствоваться при выборе пространственного расположения магнита относительно ДХ. Проведено сравнение экспериментальных и теоретических результатов исследования.

Библиографический список

1. ЦЕНТР ЗДОРОВОГО СНА – многопрофильный медицинский центр. Официальный сайт. [Электронный ресурс].– URL: https://centrsna.by
2. Научный центр неврологии – Официальный сайт. [Электронный ресурс].– URL: https://www.neurology.ru/
3. SDM MAGNETICS - Официальный сайт компании. [Электронный ресурс].– URL:https://ru.magnet-sdm.com/

RESEARCH OF SENSITIVITY OF THE HALL SENSOR AS A MAIN ELEMENT OF A MAGNETIC PLETISMOGRAPH

Kosorukov A.E., Omelchuk P.Y., Dembovsky M.V.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow,
kosorukov@mail.ru, polina.omel@mail.ru, maxdembovsky@mail.ru

Keywords: Magnetic plethysmography, Hall sensor, biotechnological system, pulse wave
Abstract. This article is devoted to the study of the sensitivity of the Hall effect sensor for its use in the development of the design of a magnetic plethysmograph, which allows monitoring the respiratory rate and blood pressure without cuff and painlessness. The advantages of magnetic plethysmography over other methods are described. A criterion for choosing the best spatial location of the magnet relative to the Hall effect sensor is revealed.

———————— ♦ ————————

ПОРТАТИВНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ОЦЕНКИ КРОВОТОКА НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Аскерова С.А., Кобелев А.В., Попова П.П., Николаев А.П.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)», г. Москва,
asksveta1996@mail.ru, ak.mail.ru@gmail.com, pivkube@gmail.com, apnikolaev@yandex.ru

Ключевые слова. Реография, мышечная перфузия, ишемия нижних конечностей, электрический импеданс

Аннотация. В связи с широким распространением сосудистых патологий нижних конечностей (диабетическая ангиопатия, облитерирующий атеросклероз, хроническая венозная недостаточность и т. д.) существует острая потребность в портативных устройствах для их ранней диагностики и контроля терапевтического воздействия. Работа посвящена разработке устройства для неинвазивной оценки перфузии нижних конечностей методом тетраполярной реографии. Обоснованы технические требования к конструкции устройства, разработана схема биотехнической системы, структурная схема устройства, предложен метод расчета мышечной перфузии на основе данных двух реографических каналов. В устройстве используется усовершенствованная электродная система малых размеров, которая позволяет оценивать кровоток непосредственно в мышце, а не голени в целом, как в традиционной реовазографии с кольцевыми электродами. Прибор характеризуется высокой точностью измерений, компактностью, удобством и простотой использования.

Актуальность проблемы. В течение последних десятилетий медики всего мира отмечают тенденцию роста числа пациентов с разнообразными хроническими заболеваниями сосудов нижних конечностей. Они затрагивают порядка 3-7 % молодых и 10-25 % пожилых людей [1]. В последние годы отмечается рост распространенности заболеваний, связанных с нарушением сердечного ритма, которые можно отнести к заболеваниям сердечно-сосудистой системы [17]. Нарушения, связанные с сосудистыми патологиями нижних

конечностей, отмечаются у каждого второго взрослого пациента и в большинстве случаев наблюдаются на фоне тяжелых сердечно-сосудистых заболеваний, сахарного диабета (СД), болезней почек, печени, злокачественных опухолей.

Поражение магистральных сосудов нижних конечностей чаще возникает и статистически достоверно быстрее прогрессирует при СД (наблюдается в 3...5 раз чаще, чем в популяции). При этом развивается хроническая ишемия нижних конечностей, часто приводящая к ампутациям. Показатели ампутации среди населения с диагностированным диабетом, как правило, в 10–20 раз выше, чем среди населения, не страдающего диабетом [2]. Ещё чаще при сахарном диабете развивается микроангиопатия – патологическое поражение мелких кровеносных сосудов [3]. По последним данным, численность больных СД в мире за последние 10 лет увеличилась более чем в 2 раза и к концу 2017 года превысила 425 млн человек. По данным федерального регистра СД в РФ на окончание 2018 г. состояло на диспансерном учете 4 584 575 человек (3,1 % населения). Однако эти данные учитывают только выявленные и зарегистрированные случаи заболевания. Результаты масштабного российского эпидемиологического исследования (*NATION*) подтверждают, что диагностируется лишь 54 % случаев СД 2 типа. Таким образом, реальная численность пациентов с СД в РФ не менее 9 млн. человек (около 6 % населения), что представляет чрезвычайную угрозу для долгосрочной перспективы, поскольку значительная часть пациентов остается не диагностированными, а, следовательно, не получают лечения и имеют высокий риск развития сосудистых осложнений [4].

Ещё одна патология – варикозное расширение вен нижних конечностей, приводящее к хронической венозной недостаточности (ХВН). По данным разных авторов, в той или иной степени выраженности признаки ХВН имеют до 89 % женщин и до 66 % мужчин из числа жителей развитых стран [5, 6]. Заболеваемость в России в 2013-2014 годах составила 850 – 860 человек на 100 тыс. населения [7].

Являясь основной причиной нетравматических ампутаций, заболевания периферических сосудов приводят к инвалидизации трудоспособного населения, представляя собой серьезную медицинскую и социальную проблему. И, хотя рынок терапевтических средств широк, эффективность лечения сильно зависит от стадии развития заболевания, а также от наличия обратной связи – контроля эффективности терапевтического воздействия. На сегодняшний день распространёнными методами диагностики заболеваний сосудов нижних конечностей являются: ультразвуковая допплерография (УЗДГ) – позволяет оценить скорость кровотока лишь в поверхностно расположенных артериях; КТ-ангиография – инвазивный и дорогостоящий метод; термография – вспомогательный метод, позволяющий оценить состояние только поверхностно расположенных сосудов; реовазография – метод, чувствительный к непроизвольным движениям пациента и значительно подверженный влиянию человеческого фактора. Все перечисленные методы диагностики могут применяться только в специально оборудованных медицинских кабинетах.

Разработка портативного прибора для неинвазивной оценки кровотока нижних конечностей

Разработка портативного прибора для неинвазивной оценки кровотока нижних конечностей является одним из путей решения данной проблемы. Устройство позволит обнаруживать ранние патологические изменения кровоснабжения тканей, своевременно оказывать помощь и контролировать процесс лечения.

Принцип работы разрабатываемого прибора основан на применении метода тетраполярной реографии – исследования динамики кровенаполнения органов и оценки состояния стенок сосудов, основанных на регистрации колебаний сопротивления живой ткани переменному току высокой частоты. Устройство фиксируется на икроножной мышце пациента с помощью специального ремешка, регистрирует реограмму и через кабель *USB* передаёт данные на смартфон или ПК, который с помощью специального программного обеспечения производит расчёт перфузии тканей. Под мышечной перфузией понимается количество крови, проходящей через единицу массы мышечной ткани в единицу времени – мл/100 г/мин. В работах [8, 9, 10] данный параметр рассматривается как один из наиболее информативных для врачей показателей кровотока. Его анализ позволяет оценить изменения тканевого кровоснабжения (развитие ишемии нижних конечностей, положительную динамику), скорректировать курс лечения.

Для расчёта мышечной перфузии необходимы 2 канала измерения. Неприятные ощущения пациента отсутствуют при частоте зондирующего тока свыше 20 кГц. Для исключения емкостной составляющей импеданса тканей и снижения сопротивления контакта «электрод-кожа» данное значение должно превышать 50 кГц, однако при частотах выше 500 кГц сглаживаются различия в электропроводности крови и окружающих тканей, что снижает информативность метода импедансной реографии [16]. В допустимом диапазоне выбрано значение зондирующего тока 100 кГц. В соответствии со стандартом безопасности IEC 60601-1 [11] при данном значении рабочей частоты действующее значение зондирующего тока не должно превышать 10 мА. Так как каналов 2, максимально допустимое действующее значение тока равно 5 мА. Задана амплитуда тока 5 мА, действующее значение составляет 3,54 мА. Диапазон измерения импеданса выбран с учётом максимально возможных значений реограммы, регистрируемой с нижних конечностей, – до 200 Ом. Минимальное изменение сопротивления за один кардиоцикл, которое должен регистрировать прибор, составляет ~50 мОм, поэтому погрешность измерения не должна превышать ±1 мОм. Также необходимо учитывать образование на переходах кожа-электрод напряжений поляризации, создающих на входах усилителя напряжение смещения, достигающее 300 мВ с частотой 0,05 Гц (таблица 1).

Таблица 1 – Технические характеристики прибора

Параметры	Значение
Количество каналов реограммы	2
Частота измерительного тока	100 кГц
Амплитуда измерительного тока	5 мА
Диапазон измерения импеданса	от 0 до 200 Ом
Точность измерений	±1 мОм
Напряжение поляризации электродов	±300 мВ

Для нахождения мышечной перфузии по результатам измерения электрического импеданса необходимо, чтобы в разрабатываемом приборе было минимум 3 канала измерения. Однако в данной статье предложен способ решения данной задачи с использованием 2 каналов: с помощью вибрации прибора на кожу пациента оказывается дозированное механическое воздействие, что позволяет вычислять перфузию мышечной ткани в режиме реального времени. Электродную систему с 2 каналами проще реализовать технически, а также она будет иметь меньшие габариты.

Высокую точность двух измерительных каналов на практике обеспечить легко, в отличие от источников тока. Поэтому для минимизации погрешности и уменьшения габаритов электродной системы решено объединить две пары токовых электродов в одной. Таким образом, система состоит из 6 электродов (2 токовых и 4 измерительных), расположенных по прямой.

Из условия минимизации погрешности оптимальная электродная система должна иметь отношение расстояний между измерительными и токовыми электродами $S/L=\sqrt{2}-1$ [12]. Однако на практике невозможно обеспечить это отношение по технологическим причинам, так как обычно отверстия сверлят подряд на одинаковом расстоянии.

Для системы из шести электродов при численной оценке наиболее близкими к оптимальному являются отношения 1/3 и 3/5. Таким образом, получим систему электродов, представленную на рисунке 1(а), с отношениями S/L равными 1/3 и 5/3 (рисунок 1):

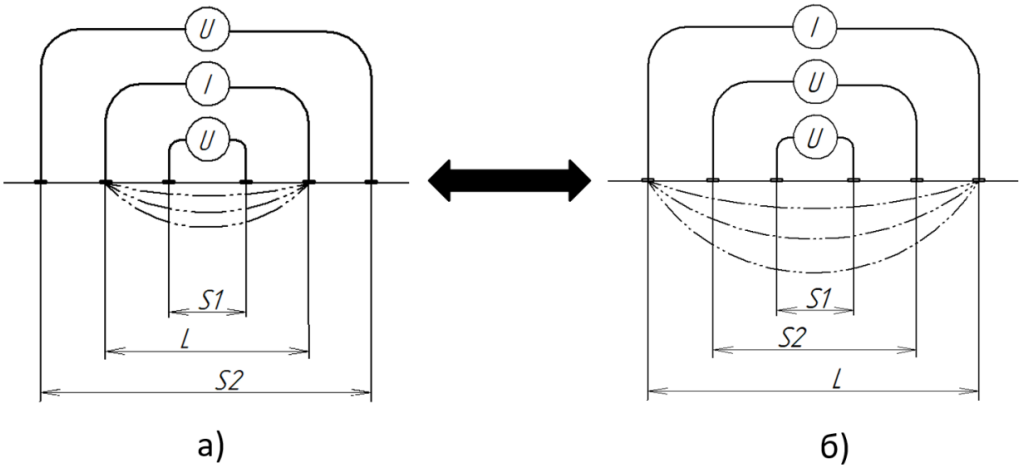


Рисунок 1 – Схемы электродных систем:
а – выбранная, б – эквивалентная ей по принципу взаимности

По принципу взаимности [13], который гласит, что перемена ролей электродов на результаты измерения разности потенциалов влияния не оказывает, данная электродная система эквивалентна электродной системе на рисунке 1(б), у которой отношение S/L для канала с большим расстоянием между измерительными электродами равно оптимальному – 3/5.

В конструкции используются электроды дисковой формы, так как для оказания дозированного механического воздействия необходимо, чтобы площадь контакта электродов с кожей при вибрации не изменялась. Воздействие должно быть равномерным, не точечным, как это было бы в случае полусферических электродов.

Расстояние между соседними электродами задано равным 10 мм, таким образом, между токовыми электродами L=30 мм, между измерительными электродами $S1$=10 мм, $S2$=50 мм. Глубина зондирования составит ~1/3 от длины электродной системы (~1,7 см). Аналитическое решение для двуслойной горизонтально слоистой среды получено исходя из предположения о том, что источники тока точечные, однако в работе [14] показано, что если диаметр электродов составляет менее 1/6 от расстояния между токовыми электродами, то они могут считаться точечными. Задан диаметр электродов d=5 мм (рисунок 2).

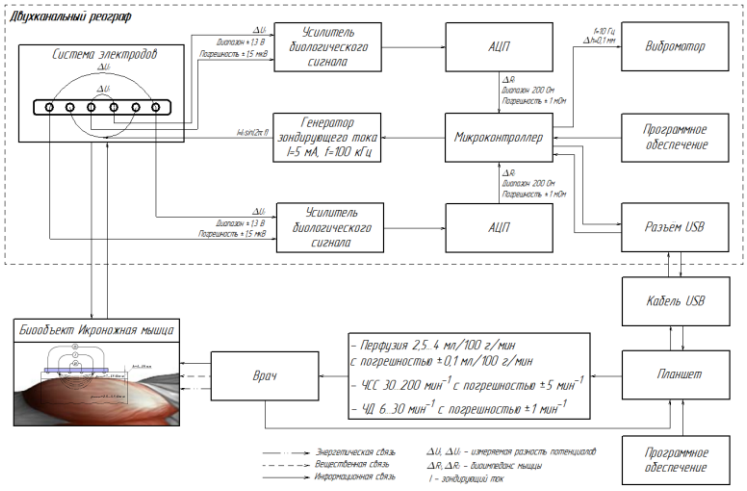


Рисунок 2 – Схема БТС

Прибор состоит из следующих основных элементов: система электродов, генератор зондирующего тока, 2 входных инструментальных усилителя, 2 аналого-цифровых преобразователя (АЦП) с драйверами, источник опорного напряжения АЦП, микроконтроллер, вибромотор с драйвером, блок питания (развязка на 4 кВ, *USB-UART* мост, *DC-DC* преобразователь, стабилизаторы), кабель *USB*.

Питание осуществляется от подключаемого ПК или смартфона через кабель *USB*. *USB-UART* мост необходим для «стыковки» прибора с ПК, для преобразования последовательной передачи данных по *RS*-232 в сигналы шины *USB*. *DC-DC* преобразователь используется для повышения напряжения питания до 5,5 В. Применяемые линейные стабилизаторы напряжения вырабатывают напряжение +3,3 В для питания микроконтроллера, напряжение ±5 В для питания АЦП и драйверов АЦП. Источник опорного напряжения поддерживает на своём выходе высокостабильное постоянное напряжение 4,096 В, задаёт величину выходного напряжения АЦП. Источник зондирующего тока генерирует переменный сигнал частотой 100 кГц и амплитудой 5 мА. В качестве входных усилителей используются двухкаскадные инструментальные усилители на трёх операционных усилителях, включённых по стандартной схеме. Система аналого-цифрового сбора данных основана на одноканальном 24-разрядном АЦП. Для согласования системы сбора данных и инструментальных усилителей используются драйверы АЦП, которые преобразуют сигнал из униполярного в биполярный для последующей подачи его на АЦП. Под управлением микроконтроллера находятся генератор зондирующего тока, АЦП. Микроконтроллер осуществляет обработку оцифрованного сигнала и передачу полученной информации на приём-передающее устройство (кабель *USB*). Вибромотор необходим для задания дозированного механического воздействия на кожу пациента (рисунок 3).

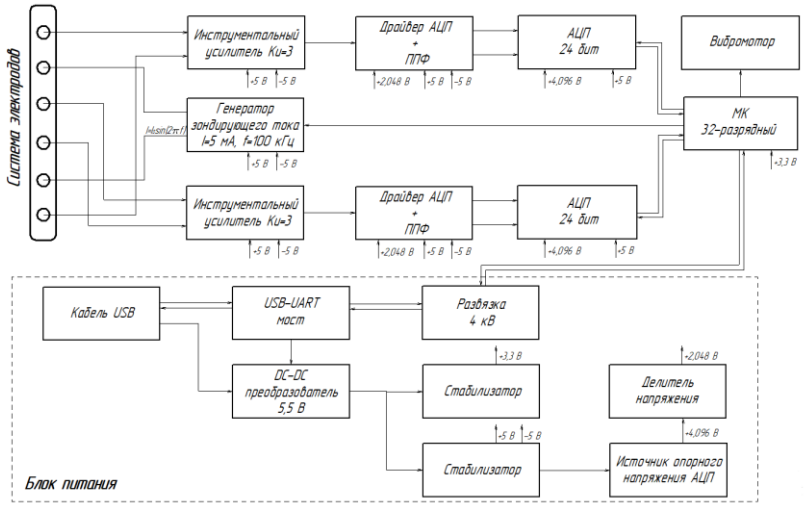


Рисунок 3 – Структурная схема прибора

Методика расчёта мышечной перфузии

Приток крови к мышце в результате пульсового кровенаполнения приводит к уменьшению её удельного сопротивления. Зная изменение удельного сопротивления за один кардиоцикл, мышечную перфузию можно определить по формуле:

$$\frac{M}{\rho_м}+\frac{m}{\rho_к}=\frac{M+m}{\rho'_м}, \quad (1)$$

где M – масса мышечной ткани [г], m – масса поступившей крови [г], $\rho_м$ – удельное сопротивление мышечной ткани [Ом·м], $\rho_к$ – удельное сопротивление крови [Ом·м], $\rho'_м$ – удельное сопротивление мышечной ткани с поступившей кровью [Ом·м].

Подставляя известные значения, получаем:

$$\frac{100\ г}{\rho_м}+\frac{x}{1,\ 35\ Ом\cdot м}=\frac{100\ г}{\rho'_м}, \quad (2)$$

где x – масса поступившей крови [г] – искомая величина перфузии мышечной ткани.

Таким образом, из уравнения (2) видно, что задача определения мышечной перфузии сводится к задаче нахождения удельного сопротивления мышцы. Чтобы понять, как реализовать это технически, рассмотрим биофизическую модель тканей ноги (рисунок 4).

Сопротивление двухслойной горизонтально-слоистой среды [13] рассчитывается по формуле:

$$R=\frac{2\rho1}{\pi}\cdot\left(2\sum_{n=1}^{\infty}\left[\left(\frac{\rho2-\rho1}{\rho2+\rho1}\right)^n\cdot\left(\frac{1}{\sqrt{(L-S)^2+(4nh)^2}}-\frac{1}{\sqrt{(L+S)^2+(4nh)^2}}\right)\right]+\frac{1}{|L-S|}-\frac{1}{L+S}\right), \quad (3)$$

где R – электрический импеданс [Ом], ρ_1, ρ_2 – удельное сопротивление кожи и мышцы соответственно [Ом·м], S – расстояние между измерительными электродами [м], L – расстояние между токовыми электродами [м], h – толщина кожи [м] (рисунок 4).

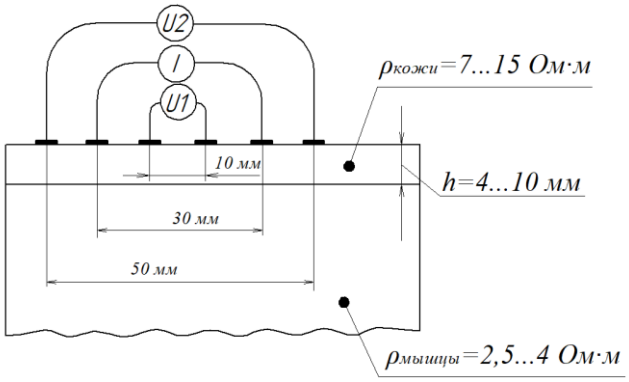


Рисунок 4 – Биофизическая модель

Для нахождения 3-х неизвестных параметров данной модели (удельное сопротивление кожи ρ_1, удельное сопротивление мышцы ρ_2, толщина кожи h) необходимо минимум 3 измерения. 2 независимых канала дают 2 измерения. Решение – задать дозированное механическое воздействие. Если задать вариацию толщины кожи, например, кратковременной вибрацией всего корпуса прибора на десятые доли миллиметра, то будут получены ещё 2 независимых измерения (рисунок 5). Таким образом, имея уже 4 уравнения, можно будет найти 3 неизвестных. Толщина кожи квазипостоянна, поэтому 1 раз оценив её с помощью вибрации прибора, в дальнейшем её оценивать не нужно, остаётся 2 уравнения и 2 неизвестных, удельное сопротивление мышцы будет определяться в режиме реального времени (рисунок 5).

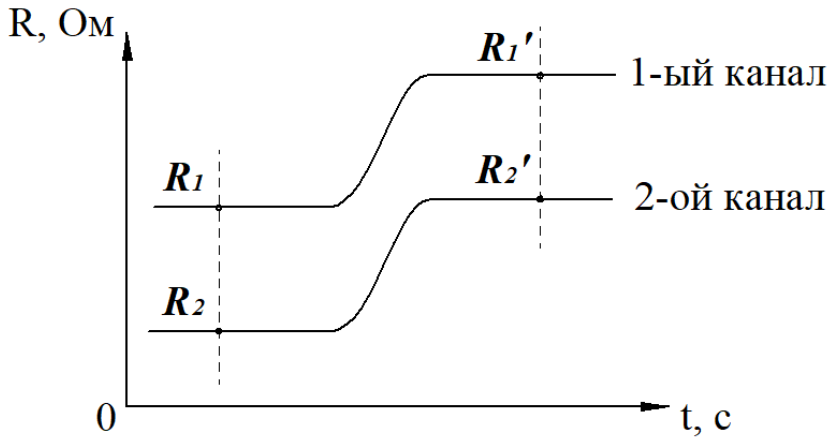


Рисунок 5 – Получение четырёх уравнений с помощью вибрации

Получаем систему из 4 уравнений с 3 неизвестными $\rho_1,\ \rho_2,\ h$:

$$\begin{cases} R_1 = f(\rho_1,\ \rho_2, S_1, L, h) \\ R_2 = f(\rho_1,\ \rho_2, S_2,\ L, h) \\ \dfrac{\partial R_1'}{\partial h} = \dfrac{f(\rho_1,\ \rho_2,\ S_1,\ L,\ h) - f(\rho_1,\ \rho_2, S_1,\ L,\ h - \Delta h)}{\Delta h} \\ \dfrac{\partial R_2'}{\partial h} = \dfrac{f(\rho_1,\ \rho_2,\ S_2,\ L,\ h) - f(\rho_1,\ \rho_2, S_2,\ L,\ h - \Delta h)}{\Delta h} \end{cases}, \quad (4)$$

где R_i – импеданс [Ом], измеренный i-ым каналом (i = 1,2), ρ_1 – удельное сопротивление кожи [Ом·м], ρ_2 –удельное сопротивление мышечной ткани [Ом·м], L – расстояние между токовыми электродами [мм], S_i – расстояние между измерительными электродами i-го канала [мм], h – толщина кожи при первом измерении [мм], Δh – фиксированное изменение толщины кожи [мм], R_i' – импеданс, измеренный i-ым каналом после изменения толщины кожи [Ом].

Система уравнений (4) может быть решена численно методом прямого поиска [15]. Суть данного метода заключается в том, чтобы, подбирая ρ_1, ρ_2 и h, добиться минимизации функционала невязки:

$$L = \sqrt{\sum_{i=1}^{2} \left| R_i^m - R_i^p \right|^2 + \sum_{i=1}^{2} \left(\frac{\partial R_i^m}{\partial h} - \frac{\partial R_i^p}{\partial h} \right)^2}, \quad (5)$$

где R_i^m – измеренное сопротивление [Ом], R_i^p – расчётное значение сопротивления [Ом], $\frac{\partial R_i^m}{\partial h}$, $\frac{\partial R_i^p}{\partial h}$ – соответствующие производные по толщине кожи.

Заключение. Ключевой особенностью прибора является использование усовершенствованной электродной системы, которая даёт возможность оценивать кровоток непосредственно мышцы, а не всей ноги в целом, как при традиционной реовазографии с кольцевыми электродами. Электродная система имеет малые размеры и объединена с печатной платой в одном корпусе. Прибор может применяться для диагностики различных нарушений кровообращения в нижних конечностях (при облитерирующем атеросклерозе, сахарном диабете, варикозном расширении вен и др.). Возможно применение прибора в качестве обратной связи для контроля эффективности воздействия в аппаратах для физиотерапии.

Библиографический список

1. Заболевания сосудов и артерий нижних конечностей. Отделение сосудистой хирургии. Центральная Клиническая Больница Управления делами Президента РФ. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://angiodoctor.ru/chto-my-lechim/zabolevaniya-sosudov-i-arterij-nizhnih-konechnostej/ (дата обращения: 20.01.2020)
2. Глобальный доклад по диабету [Global report on diabetes]. Женева: Всемирная организация здравоохранения; 2018. Лицензия: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.
3. Бокерия Л. А. и др. Национальные рекомендации по ведению пациентов с заболеваниями брахиоцефальных артерий //Российский согласительный документ. – 2013.
4. Дедов И. И. и др. Алгоритмы специализированной медицинской помощи больным сахарным диабетом //Сахарный диабет. – 2017. – №. 1S.
5. Comerota A. J. Guidelines in chronic venous disease: providing clinicians with better decision-making tools //Medicographia. – 2011. – Т. 33. – №. 3. – С. 231-234.
6. Fowkes F.G.R. Epidemiology of venous disorders. Venous and lymphatic diseases / F.G.R. Fowkes, J.J. Bergan, C.K. Shortell // Venous ulcers / Eds. J. Bergan et al.– San Diego: Acad. Press, 2007. – P. 15–25.
7. Клинические рекомендации. Варикозное расширение вен нижних конечностей без хронической венозной недостаточности (утв. Минздавом России в 2017 г.) [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://mirvracha.ru/article/kr_varikoznye_veny (дата обращения: 22.12.2019)
8. Масленникова Н. С. Возможности метода магнитно-резонансной томографии в оценке эффективности консервативной терапии хронической ишемии нижних конечностей.: дис. … канд. мед. наук: 14.01.05, 14.01.13/ Надежда Сергеевна Масленникова; ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр кардиологии» МЗ РФ. – М., 2017. –111.
9. Коровин А. Я. и др. Морфологические изменения мышечной ткани голеней у больных с хронической ишемией нижних конечностей до и после паллиативных реваскуляризирующих операций //Фундаментальные исследования. – 2013. – Т. 1. – №. 12.
10. Синкевич Н. С. и др. Динамическая контрастная магнитно-резонансная томография скелетных мышц у пациентов с хронической ишемией нижних конечностей //Российский электронный журнал лучевой диагностики. – 2016. – Т. 6. – №. 1. – С. 65-72.
11. International Electrotechnical Commission et al. Medical electrical equipment-Part 1: General requirements for basic safety and essential performance //IEC 60601-1: 2005. – 2005.
12. Kobelev A. V., Shchukin S. I., Leonhardt S. Application of Tetrapolar Electrode Systems in Electrical Impedance Measurements //Biomedical Engineering. – 2019. – Т. 52. – №. 6. – С. 383-386.

13. Заборовский, А.И. Электроразведка: Учебник для вузов. – М.: Гостоптехиздат, 1963. – 423с.
14. Кобелев А.В., Щукин С.И., Кирпиченко Ю.Е., Тимохин Д.П., Сергеев И.К. Особенности импедансного картирования передней стенки правого желудочка сердца //Биомедицинская радиоэлектроника. – 2008. – №. 10. – С. 4-13.
15. Лекция 10: Многометрическая (многомерная) оптимизация. Методы многомерной оптимизации: метод Хука – Дживса, метод Нелдера – Мида, метод полного перебора, метод покоординатного спуска, метод градиентного спуска. [Электронный ресурс] – Режим доступа: http://www.intuit.ru/ studies/courses/1020/188/lecture/4931 (дата обращения: 27.01.2020)
16. Вилкова Д.И., Николаев А.П., Писарева А.В., Немцова А.С., Николаенко А.О. Электрокардиорегистратор длительного мониторинга сердечного ритма // В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов Международной научно-практической конференции. 2018. С. 18-21.
17. Г. И. Аль-Салех, А. А. Рунова, А. В. Писарева, А. П. Николаев. Сравнительный анализ методов обработки электрокардиографического сигнала // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: труды XIII международной научной конференции с научой молодежной школой им. И. Н. Спиридонова: в 2-х кн. Кн. 2. - Владимир; Суздаль, 2018. - С. 120-125.

PORTABLE DEVICE FOR NON-INVASIVE ASSESSMENT OF LOWER LIMB BLOOD FLOW

Askerova S.A., Kobelev A.V., Popova P.P., Nikolaev A.P.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow,
asksveta1996@mail.ru, ak.mail.ru@gmail.com, pivkube@gmail.com, apnikolaev@yandex.ru

Keywords: Reography, muscle perfusion, lower extreme ischemia, electric impedance

Annotation. Due to the widespread vascular pathologies of the lower limbs (diabetic angiopathy, obliterating atherosclerosis, chronic venous insufficiency, etc.) there is an acute need for portable devices for their early diagnosis and control of therapy. The work is devoted to the development of a device for non-invasive assessment of the lower limbs perfusion by tetrapolar rheography. Technical requirements to the device design are grounded, the scheme of biotechnical system, structural scheme of the device are developed, the method of muscle perfusion calculation based on the data of two rheographic channels is offered. The device uses an advanced small electrode system, which makes it possible to estimate blood flow directly in the muscle and not in the whole leg, as in traditional rheovasography with ring electrodes. The device is characterized by high measurement accuracy, compactness, convenience and ease of use.

———————— ♦ ————————

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ И СИСТЕМЫ ПОЛУЧЕНИЯ КИСЛОРОДА ДЛЯ МЕДИЦИНЫ

Коржук В.Н.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Тульский государственный университет», Тула, k.vsewolod@ya.ru

Ключевые слова: кислород, медицина, газовая смесь

Аннотация. Обзор и анализ методов, используемых для производства кислорода для медицинских целей. Отмечены достоинства и недостатки, показаны возможности их применения.

Кислород - самый необходимый газ для дыхания и жизни человека, поэтому он широко используется в медицине в чистом виде или в составе газовых смесей. Медицинский кислород характеризуется высокой концентрацией и отсутствием примесей.

С помощью оксигенотерапии можно повысить уровень кислорода в крови, что, помимо улучшения функции жизнедеятельности, оказывает вторичный эффект - снижение сопротивления кровотоку при многих заболеваниях, в том числе поражениях легких, что облегчает нагрузку на сердце. Кислородная терапия используется для лечения эмфизем, пневмоний, некоторых сердечных расстройств, в том числе тех, которые повышают давление в легочных артериях, и любых заболеваниях, которые нарушают способность организма поглощать и использовать газообразный кислород. Альтернативой являются гипербарические камеры - где газовая смесь подаётся под высоким давлением, в первую очередь для пациентов с отравлением угарным газом, газовой гангреной и декомпрессионной болезнью («кессонка»). Повышенная концентрация O^2 в легких помогает вытеснить угарный газ из гемовой группы гемоглобина, а также уменьшить концентрацию других газов, что поможет в их выводе из организма естественным путём. Кроме этого он используется для лечений патологий в виде кислородных коктейлей, обеспечивая энтеральную оксигенацию, являясь немедикаментозным и неинвазивным средством, влияя в первую очередь на органы желудочно-кишечного тракта.

Но важнейшее применение кислорода в медицине - обогащение дыхательных газовых смесей в наркозной аппаратуре и систем искусственной вентиляции лёгких, которые используются при различных

хирургических вмешательствах, а также при реанимационных мероприятиях. В настоящее время это весьма актуальная потребность в связи с дефицитом современных аппаратов ИВЛ, требующих повышенных концентраций кислорода и необходимых для лечения тяжёлых случаев заболевания COVID-19.

Современные методы и системы получения кислорода для медицины можно классифицировать по принципу работы.

Кислородный концентратор – это установка, позволяющая отделять кислород из окружающего воздуха. Кислородный генератор может размещаться как внутри здания, так и вне здания в специальном контейнере. В состав установки кислородного генератора входят: воздушный компрессор, блок подготовки сжатого воздуха для генератора кислорода (фильтры, осушитель сжатого воздуха), генератор кислорода, воздушный и кислородный ресиверы, блок управления. Установки в контейнерах могут быть укомплектованы станциями заправки производимого кислорода в баллоны, возможно их использование и как резервных источников.

Адсорбционная технология - в кислородных установках используется явление селективной гетерогенной адсорбции кислорода из воздуха твердым адсорбентом (рис. 1). Сжатый воздух запускается в первый резервуар генератора, молекулярное сито из цеолита задерживает азот и пропускает кислород. Кислород выходит из верхней части генератора, питая трубопроводную сеть медицинского учреждения. Установки отличаются высокой надежностью, простотой и высокими технико-экономическими характеристиками. Адсорбционные кислородные установки производят от 5 до 5000 $м^3$/ч кислорода с чистотой 90-93% [1].

Мембранная технология - в основе разделения газовых сред с помощью мембранных кислородных установок лежит разница в скоростях проникновения компонентов в газовой смеси через вещество мембраны (рис. 2). Процесс разделения обусловлен разницей в парциальных давлениях на различных сторонах мембраны. Мембранные кислородные установки оптимальны, если требуемая концентрация кислорода до 25-50% [2], для достижения лучших показателей – до 99,5% – необходимо использовать более дорогие мембраны при температурах 800-900^{0}C, что снижает экономическую целесообразность для медицины [3].

К преимуществам этих методов можно отнести: большой ресурс работы фильтров; возможность регулировать скорость потока кислорода, давление и другие параметры; не требуются расходные материалы и дополнительное оборудование; безопасность и надежность.

Недостатки: значительно более высокая стоимость у стационарных вариантов; необходимость в электроэнергии для работы или подзарядки.

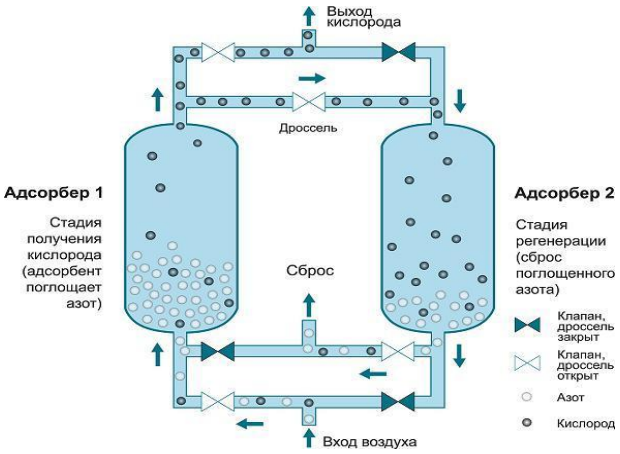


Рисунок 1 - Схема работы адсорбционного кислородного генератора.

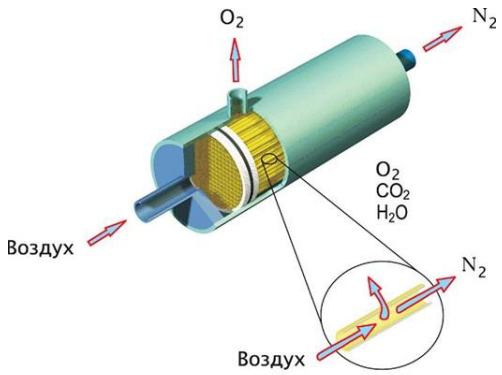


Рисунок 2 - Схема работы мембранного кислородного генератора.

Криогенная технология - в основе работы криогенных кислородных установок разделения воздуха лежит метод низкотемпературной ректификации, базирующийся на разности температур кипения компонентов воздуха и различии составов, находящихся в равновесии жидких и паровых смесей (рис. 3). В процессе разделения воздуха при криогенных температурах между находящимися в контакте жидкой и паровой фазами, состоящими из компонентов воздуха, осуществляется массо- и теплообмен. В результате паровая фаза обогащается низкокипящим компонентом (компонентом, имеющим более низкую температуру кипения), а жидкая высококипящим компонентом. Таким образом, поднимаясь по ректификационной колонне вверх, пар обогащается низкокипящим компонентом — азотом, а стекающая вниз жидкость насыщается высококипящим компонентом — кислородом. Выходная концентрация кислорода - до 99,99999%. [4] Самый технически сложный метод, доступный только в стационарном исполнении. Используется в первую очередь для заполнения баллонов для сжиженных газов, так как в результате производится жидкий кислород, поэтому на данном производстве специализируются отдельные от больниц предприятия.

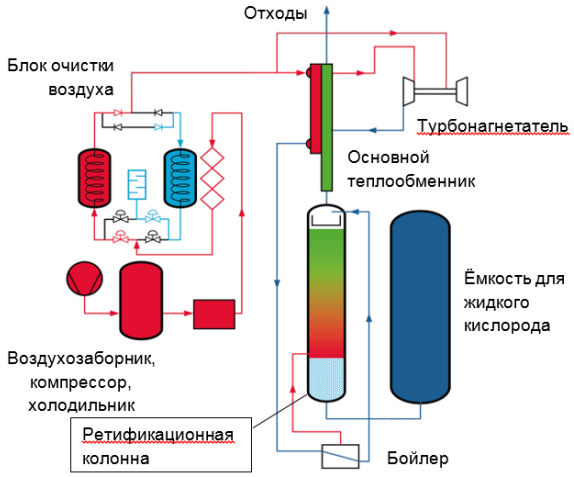


Рисунок 3 - Схема работы криогенного кислородного генератора.

Газификаторы — это устройства для перевода сжиженных газов в газообразное состояние, используются вместо баллонов высокого давления и пользуются сегодня немалой популярностью в самых разнообразных отраслях профессиональной деятельности человека, в том числе и в медицине. Представляют собой вертикальный или горизонтальный сосуд Дьюара с комплексом оборудования для преобразования жидкого кислорода в газообразное состояние (рис. 4). Как правило, размещается система хранения жидкого продукта с газификатором, в результате чего продуктовый кислород поступает потребителям в газифицированном виде. Этот тип оборудования используется для больниц и ЛПУ, в которых существует высокая потребность в кислороде (от 60 кубометров в сутки).

Преимущества: меньшее количество обслуживающего персонала в сравнении со системой сжатого кислорода, возможно мобильное исполнение.

Недостатки: зависимость от поставщиков жидкого кислорода, часть системы расположена на улице.

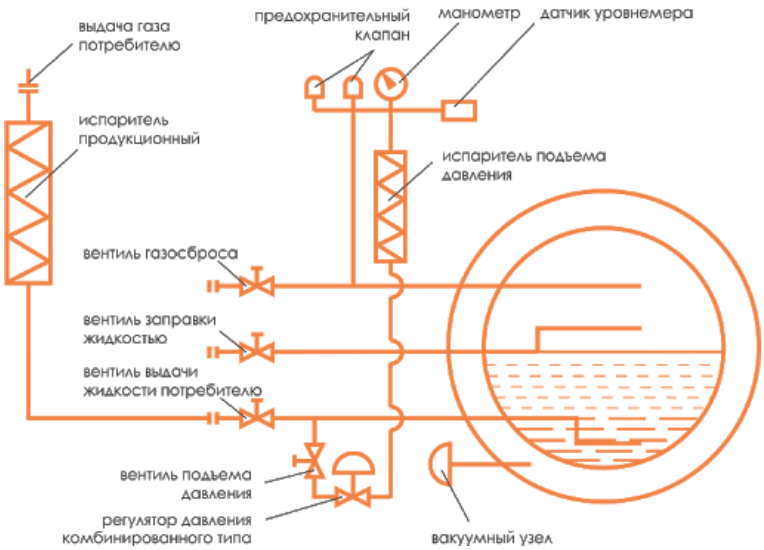


Рисунок 4 - Принципиальная пневмогидравлическая схема газификатора.

Кислородный баллон — это резервуар для хранения кислорода, который удерживается под давлением до 150 атмосфер (15 МПа) в газовых баллонах, обычно ёмкостью 1,2-10 и до 200 литров.

Преимущества: значительно дешевле, чем генераторы или газификаторы, меньший объём и вес.

Недостатки: опасность хранения и транспортировки, трудности заправки, объём газа гораздо меньше, чем может быть получен с помощью генераторов или газификаторов.

Рассмотренные методы получения медицинского кислорода отличаются производительностью, технологичностью, качеством получаемого продукта и эффективностью. Для каждого медицинского учреждения возможно применение одного из рассмотренных методов в зависимости от требуемых условий.

Библиографический список

1. Emsley, John (2001). "Oxygen". Nature's Building Blocks: An A-Z Guide to the Elements. Oxford, England: Oxford University Press. pp. 297–304. ISBN 978-0-19-850340-8.
2. Galli, F; Comazzi, A; Previtali, D; Manenti, F; Bozzano, G; Bianchi, C. L.; Pirola, C (2017). "Production of oxygen-enriched air via desorption from water: Experimental data, simulations and economic assessment". Computers & Chemical Engineering. 102: 11–16. doi:10.1016/j.compchemeng.2016.07.031
3. Kerry, Frank (2007). Industrial Gas Handbook: Gas Separation and Purification. CRC Press. pp. 275–280. ISBN 9780849390050.
4. Castle, W. F. (2002). "Air separation and liquefaction: Recent developments and prospects for the beginning of the new millennium". International Journal of Refrigeration. 25: 158–172. doi:10.1016/S0140-7007(01)00003-2
5. А. Н. Поликарпочкин Гипербарический кислород в медицине и спорте; Федеральное агентство по образованию, Гос. образовательное учреждение высш. проф. образования "Пензенский гос. ун-т" (ПГУ)
6. Глизманенко Д. Л. Химия, 5-е издание, переработанное и дополненное. 1972 г., 752с.
7. Медицинский информационный сервер. URL: http://www.medkurs.ru

MODERN METHODS AND SYSTEMS FOR PRODUCING OXYGEN FOR MEDICAL PURPOSES

Korzhuk V.N.
Tula State University, Tula, k.vsewolod@ya.ru

Keywords: oxygen, medicine, gas mixture

Annotation. A review and analysis of the methods used to produce oxygen for medical purposes. Advantages and disadvantages are noted, the possibilities of their application are shown.

РАЗРАБОТКА ТКАНЕВОГО ОКСИМЕТРА ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ СОДЕРЖАНИЯ ГЕМОГЛОБИНА В ТКАНЯХ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Хомякова П.Т., Писарева А.В.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»,
khomyakovapt@student.bmstu.ru, г. Москва, pavpav.06@mail.ru

Ключевые слова: оксиметрия, ишемический инсульт, гипоксия, тканевой оксиметр, лазерная доплеровская флоуметрия

Аннотация. Перспективным методом изучения процессов тканевого дыхания головного мозга и непосредственного интраоперационного мониторинга церебральной гипоксии представляется нам метод церебральной оксиметрии или спектроскопии в близком к инфракрасному спектру. Целью данной работы является создание тканевого оксиметра для неинвазивного измерения процентного содержания гемоглобина в крови с целью идентификации гипоксии. Данный прибор планируется использовать для диагностики ишемического инсульта. За основу, прототип, был взят диагностический комплекс Oxiplex TS производителя ISS, Inc. Анализ прототипа показал, что недостатки в конструкции влияют на измерительные функции устройства. Собран макет, позволивший провести первые измерения для проверки работоспособности разрабатываемого устройства. Результаты экспериментов показали, что входящий сигнал имеет сильный разброс вариабельности параметров, необходимых для измерения микроциркуляции крови, но при этом пульсовая компонента может быть измерена точно.

Актуальность проблемы. В настоящее время используется ряд методик, с помощью которых можно судить об уровне церебрального метаболизма, степени оксигенации и состоянии тканевого дыхания головного мозга [7]. Неинвазивные электрофизиологические методики получили достаточное распространение, но применение данных методов в анестезиологии в настоящий момент по ряду причин ограничено [2].

Магниторезонансная спектроскопия и позитронно-эмиссионная томография являются высокоинформативными методами исследования, но возможность их использования в условиях операционной отсутствует или ограничена [4]. Для использования биохимических методов измерения необходима хорошо оснащенная экспресс лаборатория, а также данные методы не могут проводить необходимый мониторинг в непрерывном режиме [6]. Для определения объёмного кровотока головного мозга получила широкое применение транскраниальная допплерометрия [10]. Перспективным методом изучения процессов тканевого дыхания головного мозга и непосредственного интраоперационного мониторинга церебральной гипоксии представляется нам метод церебральной оксиметрии или спектроскопии в близком к инфракрасному спектру [4], [6].

Преимущества метода. Возможность интраоперационного мониторинга. Метод церебральной оксиметрии позволяет в мониторном режиме контролировать уровень оксигенации головного мозга во время различных оперативных вмешательств [9].

Безопасность применения. Применяемые интенсивности света не наносят вред ткани, не вызывают ожогов кожи, даже если они применяются в течение длительного периода.

Возможность применения в неонатальной хирургии. Для новорожденных детей доступны специализированные мини-датчики для непосредственного мониторинга.

Высокое временное и пространственное разрешение прибора. Высокое временное разрешение и относительно высокое пространственное разрешение прибора. Возможность количественной оценки тканевой оксигенации и регионарного кровообращения. Возможность одновременного исследования нейронной активности и гемодинамики головного мозга [8].

Недостатки метода

1. Интегральность оцениваемых оптических параметров [5].
2. Физическая модель биотканей. Все еще далекие от реальности используемые физические модели биотканей.
3. Относительная новизна метода. Число существующих технических реализаций и отработанных методик измерения ограничено.

Результаты

Целью данной работы является создание тканевого оксиметра для неинвазивного измерения процентного содержания гемоглобина в крови с целью идентификации гипоксии. Данный прибор планируется использовать для диагностики ишемического инсульта. За основу, прототип, был взят диагностический комплекс Oxiplex TS производителя ISS, Inc.

Анализ технической документации *Oxiplex TS.* Анализ технической документации на прибор-прототип позволил выявить основные недостатки:

1.Испытуемые должны иметь светлые волосы для эффективной работы оксиметра. Темные волосы ослабляют инфракрасный свет из-за высокого содержания меланина.

2.Плохое пространственное разрешение снижает эффективность NIRS по сравнению с МРТ, оно имеет меньше каналов по сравнению с вокселями, используемыми в МРТ.

3.Неоднородность тканей головного мозга придает значительный вклад погрешности измерения содержания гемоглобина в тканях головного мозга.

Основное отличие от прибора-прототипа заключается в том, что в разрабатываемом приборе излучаемые длины волн отличаются от длин волн лазерных диодов излучателей Oxiplex TS и составляют 735 нм и 850 нм.

Подготовка к экспериментальной части работы

В качестве сигнала, у которого необходимо проанализировать спектральные характеристики, был выбран сигнал, регистрируемый оптическим тканевым оксиметром Oxiplex TS на лбу пациента с правой и левой стороны [5]. В результате были получены данные сатурации, а также регистрируемые амплитуда колебаний интенсивности AC и средняя интенсивность DC.

Экспериментальная часть работы

В итоге, программой обработки сигнала в математической среде MATLAB удалось обработать сигналы, регистрируемые с двух каналов с двух разных полушарий (правого и левого). Но подробно для детального спектрального анализа рассматривался сигнал интенсивности AC с 1 канала левого полушария (рисунки 1-5).

Перейдем к графическому представлению получившихся зависимостей:

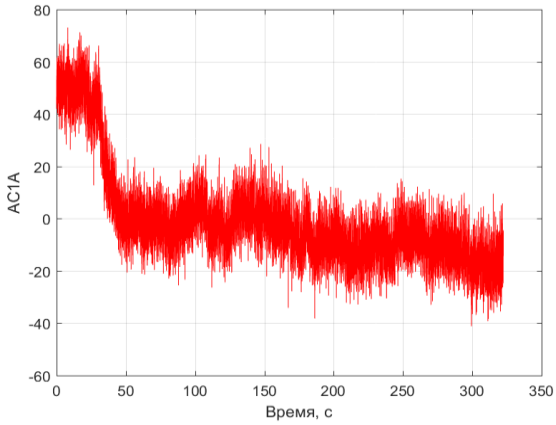


Рисунок 1 - Интенсивность АС с первого канала правого полушария.

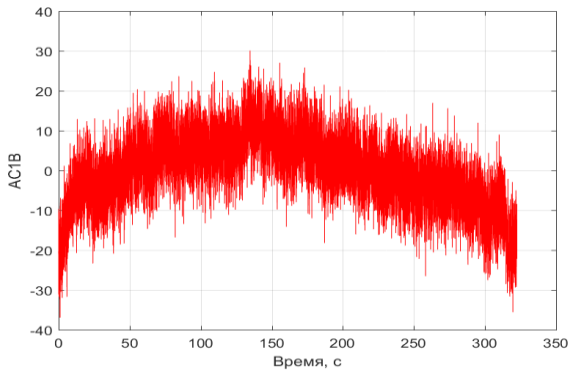


Рисунок 2 - Интенсивность АС с первого канала левого полушария.

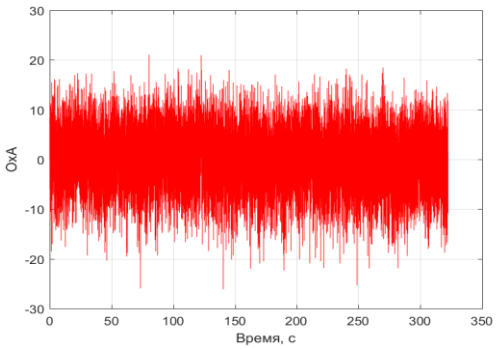


Рисунок 3 - Сатурация с первого канала правого и левого полушария.

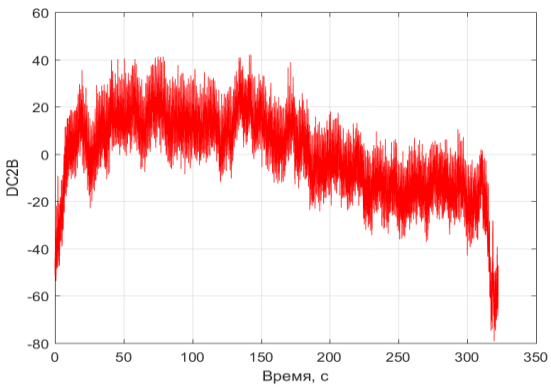


Рисунок 4 - Интенсивность DC с первого канала правого полушария.

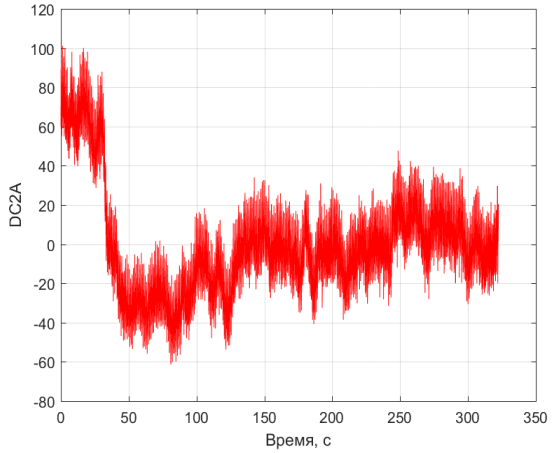


Рисунок 5 - Интенсивность DC с первого канала левого полушария.

Далее была выполнена фильтрацию сигнала ППФ фильтром (рисунок 6).

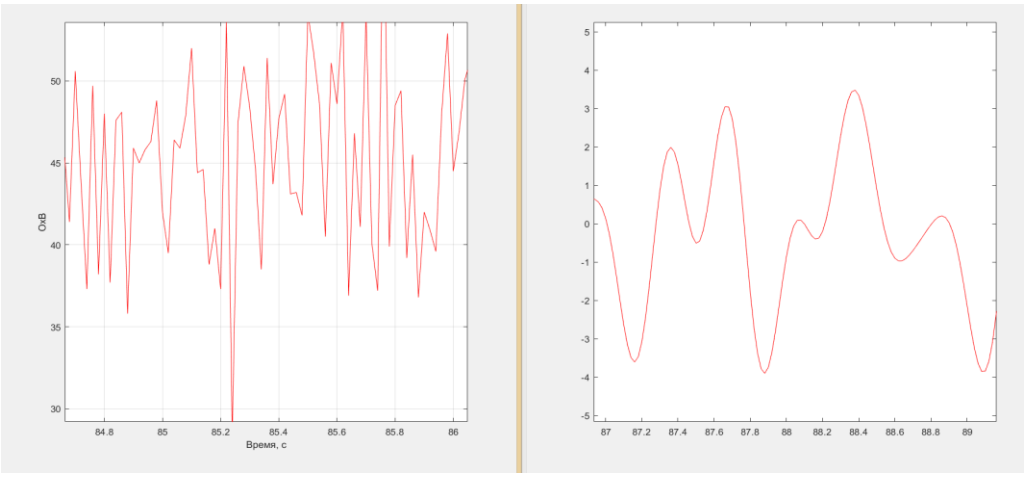


Рисунок 6 - Сигнал сатурации до фильтрации (слева) и после (справа).

Для дальнейшего спектрального анализа было решено использовать сигнал интенсивности АС с первого канала левого полушария. Построение общего спектра сигнала (рисунок 7):

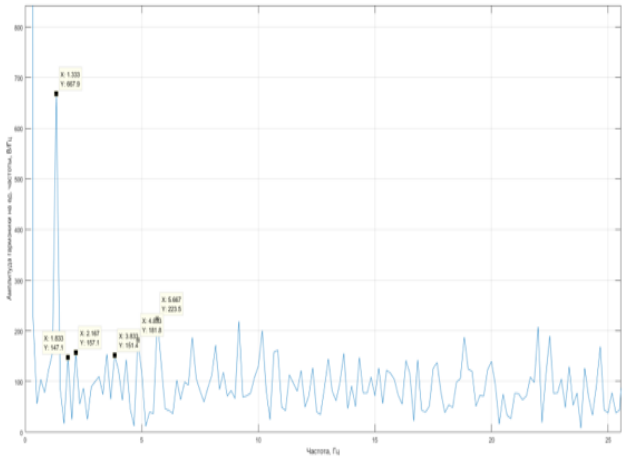


Рисунок 7 - Общий спектр сигнала оптической тканевой оксиметрии.

Затем, разделением сигнала на временные интервалы по 1 мин, были построены их спектры с трассировкой пиковых значений:

Таблица 1 - Пиковые значения амплитуды (a) и частоты (f) спектра сигна

Номер временного интервала	**ULF**	**VLF**	**LF**		**HF**		**CF**	
	A (усл. ед.)	***A (усл. ед.)***	***A (усл. ед.)***	***F (Гц)***	***A (усл.ед.)***	***F (Гц)***	***A (усл. ед.)***	***F (Гц)***
1	0,05	6543	4059	0,18	2000	0,34	4735	1,26
2	0,2	7349	5025	0,12	2642	0,26	5678	1,26
3	0,1	8495	2722	0,1	782,7	0,72	6527	1,26
4	0,002	3200	2715	0,1	989	0,39	7701	1,26
5	-	2008	1673	0,14	923	0,35	6417	1,26
6	-	6998	2879	0,14	1402	0,31	4969	1,34
7	0,09	8949	2124	0,12	905,1	0,54	4501	1,32
8	0,04	6484	799,1	0,18	656	0,72	921,8	1,18
9	0,06	549	832,1	0,18	-	-	880	1,42
Ср. зн-е	0,08	5619	2536,46	0,14	1287,5	0,46	4703	1,28
Макс. по амплитуде	0,2	8949	4959	0,18	2642	0,26	6527	1,26

Колебания показателя микроциркуляции (ПМ) во времени представляет собой некую случайную функцию, в которой, как и в любой другой случайной функции, присутствуют разные гармонические составляющие [1], [3]. При специальном математическом анализе, основанном на преобразованиях Фурье, можно выявить эти гармонические составляющие, различающиеся по частоте и амплитуде. Согласно литературным данным, наиболее значимыми в диагностическом плане являются:

-ультрамедленные волны флаксмоций в диапазонечастот <0,015 Гц (<0,9 колебаний/мин) – ULF (ultra low frequency);

- медленные волны флаксмоций в диапазоне частот 0,07 – 0,2 Гц (3 – 12 колебаний/мин) – LF (low frequency);

- быстрые волны флаксмоций в диапазоне частот 0,2 – 0,4 Гц (12 – 24 колебаний/мин.) – HF (high frequency);

- пульсовые волны флаксмоций в диапазоне частот 0,8 – 1,5 Гц (50 – 90 колебаний /мин) – CF (cardio frequency) [11].

На активные модуляции тканевого кровотока посредством вазомоторного механизма накладываются апериодические флаксмоции относительно большой амплитуды, отражающие влияния адренергического звена регуляции, и очень медленные колебания (VLF). Эти колебания в диапазоне 0,01-0,03 Гц, по-видимому, связаны с периодическими изменениями объема эндотелиоцитов и характеризуют состояние гуморально-метаболических факторов.

На спектрах видно, что на сверхнизкой частоте амплитуда спектров стремится к 0. Далее необходимо вычислить вклад каждой составляющей спектра в общую мощность спектра. Необходимые вычисления были произведены в среде Mathcad14 и на их основании построена следующие диаграммы (рисунок 8):

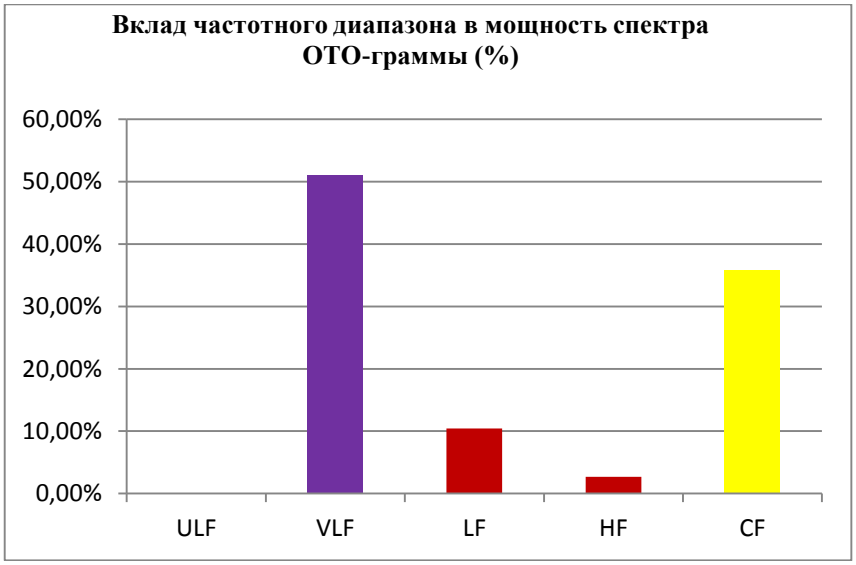


Рисунок 8 - Диаграмма вклада частотного диапазона в мощность спектра ОТО-граммы при усредненных значениях амплитуды (%)

При измерении пациента методом ОТО наблюдается высокий вклад VLF составляющей спектра, что по сути является маркером гуморальной регуляции. Это говорит о том, что влияние дыхательной составляющий в спектр сигнала, измеренного методом ОТО, необычно низкое, что свидетельствует о наличии патологии пациента или существенных ошибках в измерении.

Преимущество метода ОТО заключается в возможности *in vivo* оценивать динамику транспорта и потребления кислорода в системе микроциркуляции крови. Несмотря на все достоинства данного метода, на практике и в литературе все чаще встречаются упоминания о большом разбросе и вариабельности параметров, регистрируемых и рассчитываемых данными методом.

После спектрального анализа стало ясно, что пики для сверхнизких ритмов для ОТО-граммы очень слабовыражены и их точное измерение невозможно. Но этот факт, в свою очередь, свидетельствует о том, что наибольшая корреляция будет у пульсаций, а значит, данные параметры можно сравнить. По пульсовым компонентам наблюдается схожий вклад в общий спектр и схожие значения амплитуды, а по остальным ритмам наблюдаются некоторые различия [11].

Заключение. Анализ прототипа показал, что недостатки в конструкции влияют на измерительные функции устройства. Собран макет позволивший провести первые измерения для проверки работоспособности разрабатываемого устройства. Результаты экспериментов показали, что входящий сигнал имеет сильный разброс вариабельности параметров, необходимых для измерения микроциркуляции крови, но при этом пульсовая компонента может быть измерена точно.

Библиографический список

1. Васильев А.П., Стрельцова Н.Н., Саламова Л.А. Функциональное состояние микрогемоциркуляции кожи у больных облитерирующим атеросклерозом артерий нижних конечностей по данным лазерной допплеровской флоуметрии. Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2017;16(4):35-41. https://doi.org/10.24884/1682-6655-2017-16-4-35-41.

2. Дунаев А.В., Новикова И.Н., Жеребцова А.И., Крупаткин А.И., С.Г. Соколовский, Рафаилов Э.У. Анализ физиологического разброса параметров микроциркуляторно-тканевых систем//Биотехносфера. Издательство: Издательство Политехника (Санкт-Петербург). ISSN: 2073-4824, 2013, с.44-53.

3. Козлов В.И., Гурова О.А., Морозов М.В. Показатели ЛДФ-грамм в коже различных областей тела человека и их морфофункциональное обоснование// Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: медицина. Издательство: Российский университет дружбы народов (РУДН) (Москва). ISSN: 2313-0245eISSN: 2313-0261, №1, 2013 г., с. 20-26.

4. Сафонова Л.П. Спектрофотометрия в функциональной диагностике: Учеб. Пособие. – М.: Изд-Во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. – 67с.

5. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т. 2 / Пер. с англ. под ред. В.В. Тучина. — М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. — 368 с. — ISBN 978-5-9221-0777-8.

6. Филипцев Д.А., Сафонова Л.П., Писарева А.В., Николаев А.П. Метод объективной аудиометрии с помощью спектрофотометрии //В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов международной научно-практической конференции. 2018. С. 49-52.

7. Amoore, J. N. Pulse Oximetry: An Equipment Management Perspective. Iee. Pulse Oximetry: A Critical Appraisal, Iee Colloquium On 29 May 1996. DOI: 10.1049 / ic: 19960780

8. Bridge, T. (2012) 'Measuring the haemodynamic responses elicited in the visual cortex from various spatial and temporal frequencies using NIRS', The Plymouth Student Scientist, 5(1), p. 94-118.

9. Design Of Pulse Oximeters. J. G. Webster Ed. New York: Taylor & Francis Group, 1997., 260 p. https://doi.org/10.1201/9780367802592

10. F. Scholkmann, S. Kleiser, A. J. Metz, R. Zimmermann, J. M. Pavia, U. Wolf, M. Wolf. A Review On Continuous Wave Functional Near-Infrared Spectroscopy And Imaging Instrumentation And Methodology. Neuroimage. 2014. V 85, Part 1, 1-636.

11. Mcgovern, Jeffrey P., Scott A. Sasse, And David W. Stansbury. "Comparison Of Oxygen Saturation By Pulse Oximetry And Co-Oximetry During Exercise Testing In Patients With Copd." Chest 109, 5 (1996): 1151-1156.

DEVELOPMENT OF TISSUE OXYMETER FOR NON-INVASIVE MEASUREMENT OF HEMOGLOBIN CONTENT IN BRAIN TISSUES

Khomiakova P.T., Pisareva A.V.

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, khomyakovapt@student.bmstu.ru, pavpav.06@mail.ru

Keywords: oximetry, ischemic stroke, hypoxia, tissue oximeter, laser Doppler flowme

Annotation. A promising method for studying the processes of tissue respiration in the brain and direct intraoperative monitoring of cerebral hypoxia seems to us to be the method of cerebral oximetry or spectroscopy in the near-infrared spectrum. The work is devoted to the development of a device for non-invasive measurement of the

percentage of hemoglobin in the blood in order to identify hypoxia This device is planned to be used for the diagnosis of ischemic stroke. The prototype was based on the Oxiplex TS diagnostic system from ISS, Inc. Analysis of the prototype showed that the design flaws affect the measurement functions of the device. A model was assembled that allowed the first measurements to be carried out to verify the operability of the developed device. The experimental results showed that the incoming signal has a wide variation in the variability of the parameters necessary for measuring blood microcirculation, but the pulse component can be measured accurately.

———————— ♦ ————————

ВЛИЯНИЕ КОНСТРУКЦИИ ПОРИСТЫХ КАПИЛЛЯРНЫХ ВИСКОЗИМЕТРОВ НА РЕОЛОГИЮ БИОЖИДКОСТЕЙ

Блудова А.И., Торчинская А.В.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «МИРЭА – Российский технологический университет», г. Москва, torchinav@rambler.ru

Ключевые слова: пористая полимерная пленка, анизотропная сдвиговая вязкость, вискозиметрия, микрофлюидная система, раствор глюкозы.

Аннотация. В работе представлены результаты разработки капиллярного вискозиметра с возможностью оценки динамической вязкости малого объема биологической пробы. При этом оценивается возможность диагонального или нормального размещения открытых вертикальных трубок по обе стороны полимерной пористой плёнки, в которых создавалась неравновесность уровней менисков формируемого потока биологической жидкости.

Микрофлюидные технологии позволяют решить задачу микроминиатюризации современных биомедицинских устройств. В частности, такие устройства нашли применение в вискозиметрии – методе измерения реологических параметров биожидкостей. Микрофлюидные технологии способны оперировать микролитровыми объемами биожидкостей и могут применяться для экспериментальных исследований в системах микроканалов. Как правило, течение в таких каналах – ламинарное.

Для исследований был выбран капиллярный метод вискозиметрии, отличающийся высокой чувствительностью и малой погрешностью измерений.

В практических приложениях и для исследований также применяют мембранную фильтрацию – метод разделения биожидкости на составляющие. Мембраны для фильтрации жидкостей делят на полимерные и неполимерные. Полимерные мембраны изготавливаются из полиэтилентерефталатной (ПЭТФ) пленки.

Все биожидкости являются неньютоновскими, и их реологические свойства зависят от градиента скорости потока. При этом биологическими жидкостями, в основном, являются растворы на основе углеводов и белков. Именно поэтому объектом исследований был определен 40% раствор глюкозы. В то же время доказано, что более сложные, структурированные жидкости могут рассматриваться, как аналоги жидких кристаллов, поэтому при исследовании реологических свойств таких объектов используются схожие методики анализа [1].

В начале исследований были изготовлены экспериментальные образцы (смотри рисунок 1) по технологии жидкокристаллической ячейки сендвичного типа [2, 3].

Рисунок 1 – Фото экспериментальных образцов с различными диаметрами пор полимерных пленок

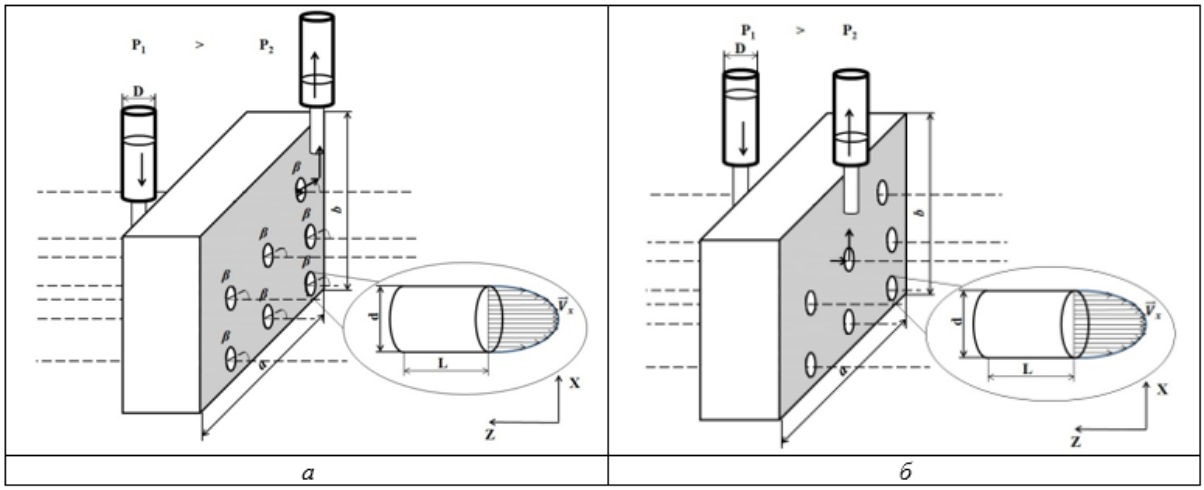
Основу микрофлюидной системы экспериментального образца составляет ПЭТФ плёнка, толщиной L=23мкм, с цилиндрическими порами постоянного диаметра d=2R, ориентированными нормально относительно пленки. Основным параметром такой плёнки является пористость N (смотри данные таблицы 1). Следует отметить, что на поверхность полимерной плёнки был нанесен 1% раствор хлоркомплексной соли

хрома и стеариновой кислоты в изопропиловом спирте (хромолан). Таким образом, молекулы биожидкостей, протекающих в порах, были гомеотропно ориентированы по отношению к внутренним поверхностям пор. С обеих сторон этой плёнки были размещены расширительные емкости – инъекционные иглы и вставленные в них полипропиленовые цилиндры инсулиновых шприцев с внутренним диаметром D=4.54 мм, изготовленные из медицинского пластика.

Расположение расширительных емкостей влияет на конструкцию экспериментального образца. Так, если расширительные емкости расположить относительно ПЭТФ плёнки диагонально, то стеклянными пластинами подложки формируется рабочая область, эффективная площадь которой составляет ***a*** x ***b*** мм по высоте и ширине и 2мм глубиной (рисунок 2*а*). В то же время, если расширительные емкости расположить относительно ПЭТФ плёнки по нормали, то стеклянными пластинами подложки формируется такая же рабочая область, но с глубиной канала 6 мм (рисунок 2*б*).

При помощи расширительных емкостей формировалось течение Пуазейля в созданном канале (рабочая область+ПЭТФ плёнка) для исследования реологических свойств биожидкостей, из-за подачи на открытые торцы ячейки знакопеременного перепада давления. Здесь необходимо учитывать, что в первом случае (рисунок 2*а*) средняя скорость ламинарного потока при входе и выходе из канала поры будет направлена под углом ***β***, в то время как во втором случае (рисунок 2*б*) искривление направленности будет отсутствовать.

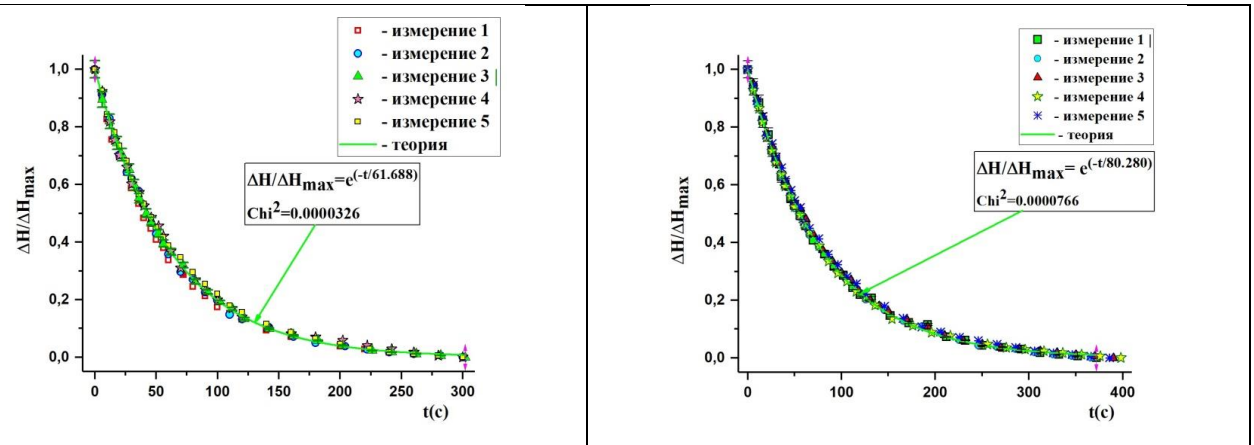
В итоге, были изготовлены четыре экспериментальных образца (смотри рисунок 1) – с диаметром пор ПЭТФ плёнки 5 мкм и широким и узким зазором, а также образцы с диаметром пор ПЭТФ плёнки 2 мкм и широким и узким зазором.



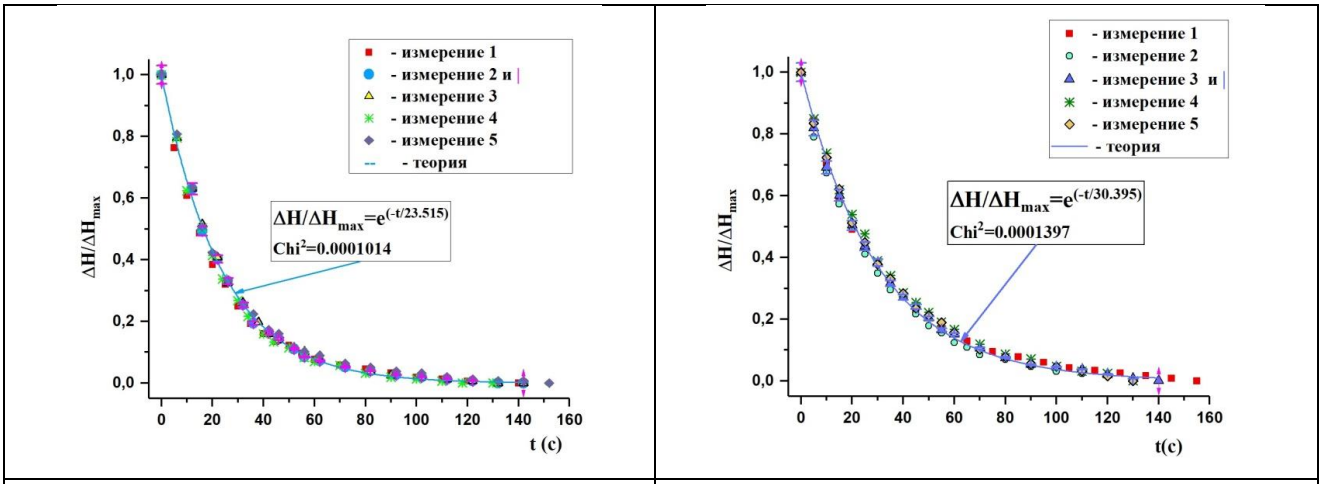
а *б*

Рисунок 2 – Схема и геометрия течения в образцах с узким (а) и широким (б) зазорами

Проведенный эксперимент состоял из 2 этапов. Первый – исследование затухающего потока этанола в экспериментальных образцах, реологические свойства которого хорошо изучены. Второй – исследование сдвиговой вязкости в потоке биожидкостного мономера, протекающего через пористую ПЭТФ плёнку экспериментального образца. Для определения погрешности измерений проводилась серия из 5 измерений вязкости этанола при одинаковых условиях для всех образцов.



а *б*



в *г*

Рисунок 3 – Временные зависимости относительных разностей уровней менисков этанола в образце с диаметром пор ПЭТФ плёнки: широкий зазор *а*) d=2 мкм, *в*) d=5 мкм;
узкий зазор *б*) d=2 мкм, *г*) d=2 мкм

Для измерения в ячейку заливалась исследуемая жидкость. Спринцовкой изменялся уровень менисков в расширительных емкостях ячейки, что создавало перепад давления по разные стороны пористой плёнки [4, 5]. Далее, веб-камерой SVEN IC-525 осуществлялась фотосъемка уровней менисков до достижения равновесного состояния. Регистрируемые изображения анализировались и определялись координаты уровней пикселей, после чего рассчитывались относительные значения уровней менисков $\Delta H/\Delta Hmax$. Дальнейший анализ изображений, полученных в разные моменты времени, позволил получать зависимости $\Delta H(t)$, которые сравнивали с теоретической зависимостью. В программном пакете OriginPro2017 строилась зависимость экспоненциального ослабления давления по времени ($\Delta H/\Delta Hmax = e^{-t/\tau}$) и определялось время релаксации τ менисков биожидкостей. Точность определения итогового параметра соответствует методу наименьших квадратов и указана в значении среднего квадратического отклонения (Chi^2).

Результаты определения времени релаксации затухающего потока этанола в экспериментальных образцах представлены на рисунке 3. Доверительный интервал составил 3% от рассчитанного уровня. На аналитических иллюстрациях подтверждается экспоненциальный характер динамического изменения экспериментальных относительных разностей уровней менисков исследуемой жидкости.

Методика проводимых исследований опирается на работы по измерению сдвиговой анизотропной вязкости в потоке жидких кристаллов (ЖК), стабилизированном поверхностями [2]. Модель основана на теории затухающего потока, создаваемого медленно изменяющимся градиентом гидростатического давления, пропорционального разности уровней ЖК в цилиндрических расширительных ёмкостях. При этом поток проходит через пористую ПЭТФ плёнку, обладающую высоким гидродинамическим сопротивлением. Расчёт динамической вязкости основан на измерении характерного времени затухания потока. Объемный расход жидкости является постоянной величиной в различных сечениях гидродинамической схемы.

В исследуемом капилляре формируется течение, которое описывается формулой Пуазейля:

$$Q = \frac{\pi R^4 \Delta P(t)}{8L\delta\eta} \quad (1)$$

где начальные условия: $\Delta H_{t=0} = Hmax$, $\Delta P_{t=0} = Pmax$ (2)

Рассчитаем число Рейнольдса для экспериментального образца и калибровочной жидкости – этанола.

$$R_e = \frac{\rho_ж \upsilon D}{\eta} = R_{e_{кр}} = 2300, \quad R_{e_{спирта}} = 6{,}31 \quad (3)$$

Результаты полученные в ходе решения подтверждают ламинарный характер течения, и разрешают использовать формулу Пуазейля для дальнейшего анализа.

Для квазистационарного ослабления потока, в каждый момент движения жидкости – давление изменяется и описывается выражением:

$$\Delta P(t) = \rho g \Delta H(t) \quad (4)$$

Это компенсирует вязкие потери давления $\Delta P\eta_1$, возникающие в канале, соединяющем открытые края ячейки. Потери пропорциональны объемному расходу жидкости $Q=dV/dT$ (где V- это объем жидкости, протекающий через поперечное сечение канала).

$$\Delta P_{\eta_1} = -RQ = -\frac{\eta_1}{K_c} Q \quad (5)$$

где R – гидродинамическое сопротивление капилляра, K_c – постоянная, которая зависит только от геометрических размеров формируемых капилляров, а η_1 – вязкость, которая соответствует гомеотропной ориентации.

Связь между объемным расходом Q и изменением ΔH разницы уровней:

$$Q = \frac{\pi D^2}{8}\frac{d(\Delta H)}{dt} \quad (6)$$

Принимая во внимание (4), выводятся дифференциальные уравнения для уровней перепадов давления ΔP *и* ΔH*:*

$$d(\Delta H)dt = -(\Delta H)\tau, \quad d(\Delta P)dt = -(\Delta P)\tau \quad (7)$$

где τ - время релаксации уровня менисков ЖК смеси в расширительных емкостях.

В условиях проводимой работы перепад давления ΔP и изменения разности уровней ΔH вызывают ослабление сдвигового потока экспоненциально по времени:

$$\Delta P(t) = \Delta P_{max} \cdot e^{-t/\tau}, \quad \Delta H = \Delta H_{\max} \cdot e^{-t/\tau} \quad (8)$$

Отталкиваясь от основной формулы – Пуазейля (1) о количестве вещества проходящего через капилляр, производился расчет эффективного радиуса для всех задействованных пор. Здесь рассматривается условие использования цилиндрической расширительной ёмкости и прямоугольного капилляра с биожидкостью, залитой в пористую ПЭТФ плёнку с цилиндрическими порами. Тогда можно рассчитать эффективное гидродинамическое сопротивление:

$$R_{\text{эфф.}} = \frac{8L\eta}{\pi R^4 N(a \times b)} \quad (9)$$

где L – толщина пористой полимерной пленки, η – динамическая вязкость потока, R – радиус пор, N - пористость плёнки, указанная производителем и $a \times b$ – эффективная площадь ПЭТФ плёнки, через которую протекает биожидкость [4].

В свою очередь эффективный геометрический коэффициент определяется по формуле:

$$K_c^{\text{эфф.}} = \frac{\eta}{R_{\text{эфф.}}} = \frac{\pi R^4 N \cdot 4}{8L \cdot \pi D^2} \quad (10)$$

где ($\pi D^2/4$) – площадь поперечного сечения расширительных емкостей, в которых формируется разность давления и имеет место релаксационный поток.

Тогда, при условии использования цилиндрической расширительной ёмкости и прямоугольного капилляра с биожидкостью, залитой в пористую ПЭТ плёнку с цилиндрическими порами – будем иметь расчёт динамической вязкости по формуле:

$$\eta = \frac{\tau \cdot \rho g R^4 N \cdot a \times b}{D^2 L} \quad (11)$$

где τ – время релаксации уровня менисков биожидкости в расширительных емкостях, ρ – плотность биожидкости, g – ускорение свободного падения, R – радиус пор, N – пористость ПЭТФ плёнки, D – диаметр расширительной заливочной емкости ячейки, L – длина канала, a и b – соответственно высота и ширина капилляра, заполненного биожидкостью.

По результатам первичного анализа были рассчитаны значения динамической калибровочной вязкости для экспериментальных ячеек по формуле 11. Итоговые результаты сведены в таблицу 1.

Таблица 1 – Значения времён релаксации менисков этанола, залитого в пористые плёнки экспериментальных образцов и соответствующие им значения динамической вязкости

№ п/п	Диаметр пор, d, мкм	Эффективная площадь, S = ***a***x***b***, см^2	Глубина и тип зазора, мм	Время рел. τ, (с)	Вязкость, η, сП	Пористость пленки N, пор/см^2
1	5	0.6x0.9 = 0.540	широкий - 6	23.515	4.047	$5*10^5$
2		0.55x0.75=0.413	узкий – 2	30.395	4.650	
3	2	0.8x0.85 = 0.680	широкий - 6	61.688	2.738	$4*10^6$
4		0.55x0.75=0.413	узкий – 2	80.280	2.201	

Из справочника физических величин известно, что динамическая вязкость этанола η = 1,096 сП при температуре T=25^{0}C. Полученные результаты могут определить коэффициент относительности, связанный с тем, что величина среднего радиуса и плотность пор может отличаться от заявленных производителем. Тем не менее, также можно отметить, что геометрия размещения расширительных емкостей и глубина формируемого канала влияют на определение динамической вязкости исследуемой биожидкости.

Полученные результаты продвинули работу по разработке капиллярного вискозиметра диагностики малого объема пробы.

Библиографический список

1. Szwajczak E., Kucaba-Piętal A., Telega J.J. Liquid crystalline properties of synovial fluid // Engn. Trans. – 2001. – V. 49(2-3). – P. 315–358

2. Pasechnik S.V., Chigrinov V.G., Shmeliova D.V. Liquid Crystals: Viscous and Elastic Properties. – WILEY-VCH Verlag Gmbh&Co.KGaA, Weinheim, 2009, – 425 p.

3. Пасечник С.В., Шмелева Д.В., Торчинская А.В., Семина О.А., Дюкин А.А. Метод затухающего потока в реологии полимерных пористых пленок, заполненных жидкими кристаллами// Российский технологический журнал. – 2017. – Т. 5. № 5 (19). – С. 25–39.

4. Дюкин А.А. Исследование влияния электрического поля на реологические свойства биожидкостей при их фракционировании через полимерные пористые пленки // Магистерская диссертация. – М.: Московский технологический университет. – 2017. – 77 с.

5. Демьянов К.Н., Зенченко Г.А., Торчинская А.В. Вискозиметрические исследования свойств биожидкостей в полимерных пористых пленках [Электронный ресурс]: (Оптотех - 2018)/ сборник трудов конференции – М.: МИРЭА, 2018. – С. 806 – 812

DEPENDENCE THE RHEOLOGY OF BIOLOGICAL FLUIDS FROM THE DESIGN OF POROUS CAPILLARY VISCOMETERS

Bludova A.I., Torchinskaya A.V.
Federal State Budget Educational Institution of Higher Education
«MIREA – Russian Technological University», Moscow, torchinav@rambler.ru

Keywords: porous polymer film, anisotropic shear viscosity, viscometry, microfluidic system, glucose solution

Annotation. The paper presents the results of the development of a capillary viscometer with the ability to assess the dynamic viscosity of a small volume of a biological sample. In this case, the possibility of diagonal or normal placement of open vertical tubes on both sides of the polymer porous film, in which non-equilibrium levels of the meniscus of the formed flow of biological fluid were created, is determined.

———————— ♦ ————————

ПРОГРАММНО-КОНФИГУРИРУЕМОЕ УСТРОЙСТВО ПРИЕМА И ОБРАБОТКИ ВЫСОКОСКОРОСТНЫХ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ

Меркутов А.С., Никашов И.А.
Владимирский государственный университет
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир,
merkutov@yandex.ru, nikashovi4@list.ru

Ключевые слова: высокоскоростной, программно-конфигурируемый, радиосигнал.

Аннотация. В статье рассматривается практическая реализация программно-конфигурируемого устройства для приема и обработки радиосигналов с различными типами цифровой модуляции. Это устройство обеспечивает прием радиосигналов в широком диапазоне рабочих частот (от 400 МГц до 4 ГГц) с возможностью программной настройки полосы фильтра канала (от 5 до 20 МГц), скорости цифрового потока и выбор алгоритма демодуляции.

Повышение скорости передачи цифровых данных по беспроводным каналам связи с использованием различных видов цифровой модуляции радиосигналов, обеспечение ее адаптивной перестройки в зависимости от помеховой обстановки, а также возможности функционирования в различных поддиапазонах радиочастот являются актуальными требованиями, предъявляемыми к современным техническим средствам беспроводной связи, например, поколений 4G и 5G. Целью работы являлось исследование возможностей создания устройства приема и обработки радиосигналов в широкой полосе радиочастот (до 4 ГГц) на основе принципов программно-определяемого радио (SDR – software design radio), обеспечивающего прием цифровых сигналов с возможностью перестройки базовой полосы в пределах от единиц до нескольких десятков МГц. В основе построения устройства лежит использование высокоинтегрированного приемопередатчика фирмы Analog Devices – микросхемы AD9361 [1]. Приемная часть устройства реализует схему с нулевой промежуточной частотой, приведенную на рисунке 1, где: КД – квадратурный демодулятор с встроенным синтезатором частот; ФНЧ – фильтр низких частот; УНЧ – усилитель низких частот; АРУ – блок автоматической регулировки усиления; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МШУ – малошумящий усилитель, ПК – персональный компьютер.

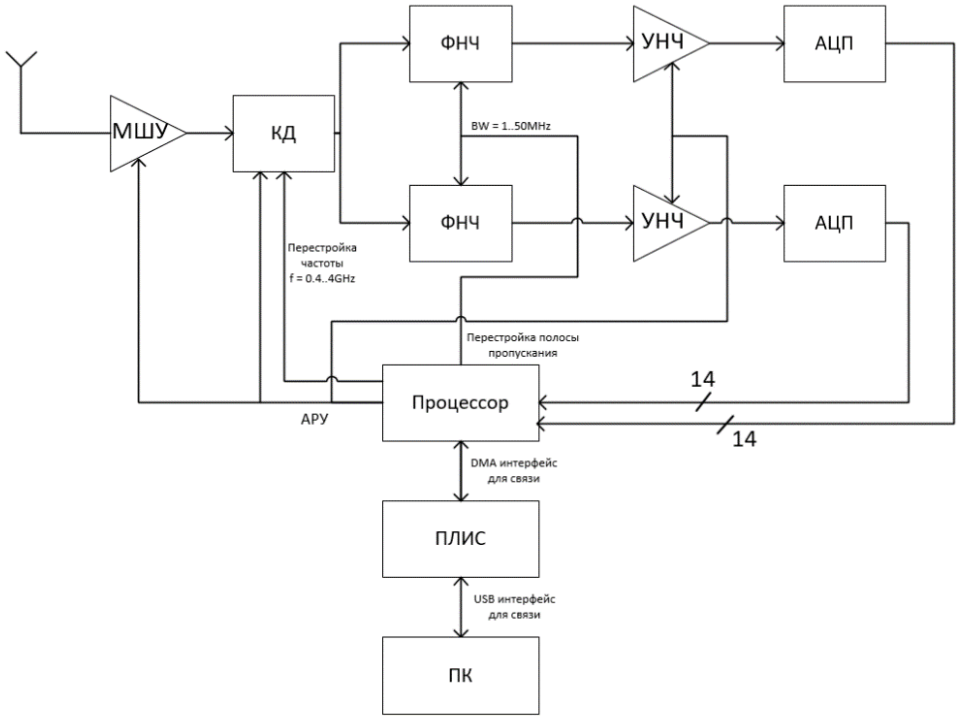


Рисунок 1 - Функциональная схема приемной части микросхемы.

Ключевым элементом приемника является широкополосный квадратурный демодулятор с встроенным гетеродином, осуществляющий перенос спектра высокочастотного модулированного сигнала непосредственно на нулевую промежуточную частоту в диапазон базовой полосы (baseband) принимаемого сигнала [2] с минимальным уровнем фазовых шумов (среднеквадратичное отклонение фазы - до $0{,}4^0$) .

Максимальная полоса пропускания канала приема составляет примерно 56 МГц и может изменяться путем программной перестройки частоты среза активных фильтров нижней частоты в диапазоне от 1 МГц до 20 МГц с шагом 5 МГц, что позволяет эффективно обрабатывать сигналы с различной полосой модуляции.

Программно-конфигурируемые фильтры нижних частот на выходе квадратурного демодулятора, реализованные на структурах с переключаемыми емкостями, аппаратно совмещены с усилителями baseband - сигнала и выполняют функцию сглаживающего фильтра и селекции рабочего канала приема, осуществляя основное подавление сигналов на частотах соседних каналов. Это позволило значительно снизить требования к линейности усилителей и динамическому диапазону АЦП [2].

Для управления приемником было разработано специальное программное обеспечение на языке С, реализующее следующие основные функции: инициализация режима приема (режим Rx), установка рабочей частоты приема, установка полосы пропускания активных фильтров низких частот, установка коэффициентов усиления функциональных блоков канала приема или режима АРУ и т.д. Указанные функции реализуются путем конфигурирования регистрового пространства микросхемы приемника. Процесс конфигурирования существенно облегчается благодаря освоению и использованию специально разработанной фирмой Analog Devices библиотеки «ad9361», реализованной в виде набора программных модулей на языке С, которые обеспечивают непосредственный доступ к регистрам.

В микросхеме AD9361 имеется возможность взаимодействия с внутренним процессором по SPI-интерфейсу, с помощью которого и выполняется ее конфигурирование. Кроме того, для реализации взаимодействия между системой сброса и устройством приема используются сигналы внешних портов ввода/вывода процессора - GPIO. Для передачи данных в текущей версии приемника используется DMA контроллер, позволяющий снизить нагрузку на процессор, тем самым способствуя увеличению производительности обработки данных с выходов АЦП приёмника. На основании вышеизложенного был разработан и реализован алгоритм программы конфигурирования и управления приемником, который приведен на рисунках 2 и 3.

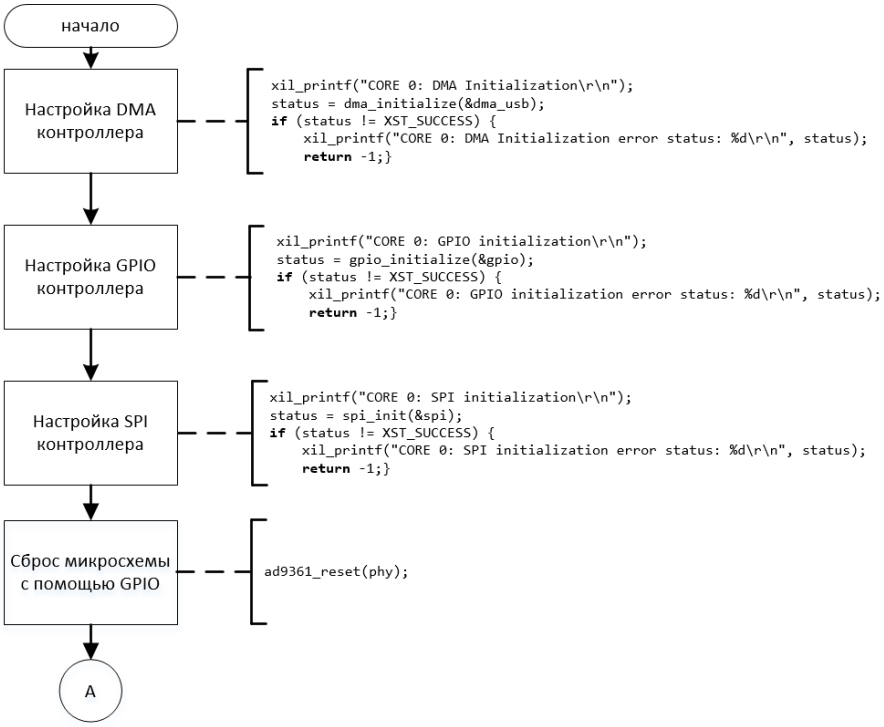


Рисунок 2 - Алгоритм программы управления приемником

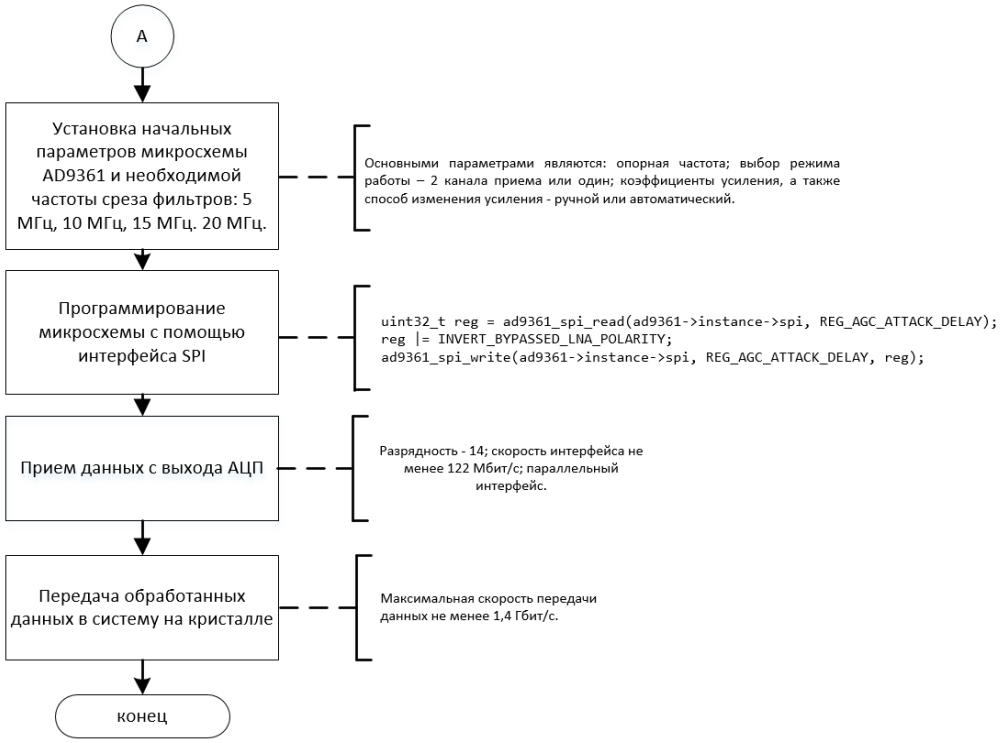


Рисунок 3 - Продолжение алгоритма.

Перестройка полосы пропускания канального фильтра производится по команде, которая по определенному формату после предварительной обработки передается в программу управления, где с помощью использования обработчика прерываний осуществляется вызов функции для изменения полосы пропускания ФНЧ.

Таким образом, встроенный в микросхему AD9361 процессор обеспечивает конфигурирование ее параметров и прием отсчетов 14-разрядных квадратурных сигналов с выходов АЦП, следующих с частотой дискретизации 122 МГц. После предварительной обработки оцифрованные данные передаются в ПЛИС (система на кристалле Zynq-7000), в которой с помощью специального программного обеспечения реализуются следующие действия: демодуляция сигналов типа FSK, GMSK, BPSK, QPSK, OFDM и др. с

применением алгоритмов когерентного и некогерентного приема, частотная, фазовая и тактовая синхронизация, помехоустойчивое декодирование (при необходимости), передача данных после обработки в персональный компьютер (ПК) через интерфейс USB. Программное обеспечение ПК формирует команды управления приемником (см. выше), проводит спектральный анализ комплексной огибающей принятого сигнала, осуществляет контроль отношения сигнал/шум на выходе приемника, рассчитывает относительную ошибку приема бит (BER) и пакетов информации (PER).

На основании описанных выше технических и программных решений был разработан и изготовлен макет программно-конфигурируемого приемного устройства. Его основные характеристики, в том числе, полученные в результате испытаний: количество параллельных каналов приема – 2; диапазон рабочих частот – от 400 МГц до 4 ГГц; неравномерность амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) в рабочей полосе частот (400 МГц – 4000 МГц) – не более 3 дБ; коэффициент шума – не более 4 дБ; динамический диапазон работы АРУ – 69 дБ; избирательность по соседнему каналу приема – не менее 50 дБ; блокирование внеполосной помехи – не менее 60 дБ; точка интермодуляции 3-го порядка по входу – минус 15 дБм; диапазон перестройки полосы пропускания канальных фильтров – от 1 МГц до 20 МГц; абсолютная погрешность установки частоты приема – не более 2,5 Гц.

С помощью рассмотренного радиоприемного устройства можно в реальных условиях сложной помеховой обстановки проводить исследования новых алгоритмов формирования, приема и обработки цифровых сигналов с шириной полосы канала до 50 МГц для существующих и перспективных систем беспроводной связи. Макет был успешно использован при выполнении нескольких НИОКР на кафедре ВТ и СУ ВлГУ.

Библиографический список

1. AD9361 Reference Manual UG570 - [Электронный ресурс]. - Режим доступа: https://www.farnell.com/datasheets/2007082.pdf. – (дата обращения: 27.12.2019).

2. Галкин В. А. Основы программно-конфигурируемого радио. - М.: Горячая линия — Телеком. - 2013. - 372 с.

3. Стрельцов Н. А. SDR-трансиверы и их применение / Н. А. Стрельцов, Н. В. Горячев, В. А. Трусов // Труды международного симпозиума «Надежность и Качество». - 2014. - [Электронный ресурс]. - Режим доступа: https://cyberleninka.ru/article/n/sdr-transivery-i-ih-primenenie. – (дата обращения: 15.01.2020).

SOFTWARE-CONFIGURABLE DEVICE FOR RECEIVING AND PROCESSING HIGH-SPEED DIGITAL SIGNALS

Merkutov A.S. Nikashov I.A.
Vladimir state University
named after Alexander Grigorievich and Nikolai Grigorievich Stoletovs, Vladimir,
merkutov2013@yandex.ru, nikashovi4@list.ru

Keywords: high-speed, software-configurable radio signal.

Annotation. The article discusses the practical implementation of a software-configurable device for receiving and processing radio signals with various types of digital modulation. This device provides the reception of radio signals in a wide band of operating frequencies (from 400 MHz to 4 GHz), with the possibility of software tuning the channel filter band (from 5 to 20 MHz), the speed of the digital stream and the choice of demodulation algorithm.

———————— ♦ ————————

КОММЕРЧЕСКИЕ ПОТЕРИ ЭЛЕКТРОЭНЕРГИИ В УЧРЕЖДЕНИЯХ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

Бадалян Н.П., Колесник Г.П.
Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича
и Николая Григорьевича Столетовых, Владимир, Россия,
norayrbadalyan@mail.ru

Ключевые слова: электроэнергия, потери, учреждения здравоохранения

Аннотация: рассмотрена структура коммерческих потерь электроэнергии в учреждениях здравоохранения, административных зданиях, жилищно-коммунальном хозяйстве и влияние однофазных нагрузок в трехфазной сети на уровень дополнительных потерь из-за несимметричных режимов работы, обусловленных подключением к различным фазам синфазных потребителей (оборудования) различной мощности. Анализ режима работы трехфазной сети проводился в условиях синусоидального режима с симметричной нагрузкой, а также при синусоидальном симметричном режиме и несимметричной нагрузке. Приведены расчетные соотношения мощности дисбаланса для несимметричных фазовых напряжений и

несимметричной нагрузки. Рассмотрены структурные составляющие коммерческих потерь, обусловленные особенностями установленного технологического оборудования и недостатками энергосбытовой деятельности.

Одной из составляющих потерь электрической энергии при ее транспортировке и потреблении в учреждениях здравоохранения, административных зданиях и жилищно-коммунальном хозяйстве кроме технических, обусловленных физическими свойствами электротехнического оборудования, являются коммерческие потери электроэнергии, составляющие около 30% общих (абсолютных) потерь.

Коммерческие потери электроэнергии – потери, определяемые как разность абсолютных и технических потерь (общая структура коммерческих потерь без привязки к конкретному потребителю приведена в таблице).

Отметим, что в большинстве случаев коммерческие потери электроэнергии обусловлены конкретными объективными причинами, в том числе и человеческим фактором. Однако, потребители электроэнергии с преимущественно однофазной нагрузкой, к которым относятся учреждения здравоохранения, образования, жилищно-коммунальное хозяйство и др. обеспечивают значительную долю (до 50 %) коммерческих потерь за счет несимметричных режимов работы и являются наиболее вероятными виновниками ухудшения качества электроэнергии. Однако финансовая ответственность за потери электроэнергии, созданные в этом случае потребителем, перекладывается на поставщиков электроэнергии.

Таблица 1 - Коммерческие потери электроэнергии

Коммерческие потери электроэнергии		
Потери из-за недостатков энергосбытовой деятельности		**Потери при востребовании оплаты за потребленную электроэнергию**
– потери при выставлении счетов; – потери из-за несоответствия дат снятия показаний расчетных счетчиков с расчетным периодом; – потери из-за расчетов потребленной электроэнергии абонентом на основе договоров безучетного электропотребления и др.		– задержки платежей; – недоплата или неполная оплата и др.
Потери из-за ограничения потребляемой мощности		**Хищение электроэнергии**
– неоплата мощности ограничения		– незаконное подключение к сетям электроснабжения; – мошенничество с приборами учета и др.
Потери на истребование долгов, выявление и ликвидация хищения электроэнергии		**Потери из-за нарушения качества электроэнергии**
– судебные расходы; – транспортные расходы и др.		– законный отказ от оплаты некачественной электроэнергии или уменьшение платежей; – затраты на ремонт электроустановок, локализацию и ликвидацию причин нарушения качества электроэнергии

Несимметричная нагрузка создается подключением однофазных потребителей (оборудования) различной мощности на разные фазы в трехфазной сети электроснабжения. Подключение несимметричных электрических нагрузок в трехфазной системе электроснабжения даже в синусоидальном режиме, без применения компенсирующих устройств (КУ) реактивной мощности, приводит к появлению токов обратной и нулевой последовательностей, дополнительных потерь электроэнергии, пульсаций мгновенной мощности и не симметрии напряжения, в конечном итоге к ухудшению качества энергии [1].

Дополнительные потери при несимметричной электрической нагрузке, а она составляет около 40 % всей нагрузки промышленного предприятия и 80 % для жилищно-бытового комплекса, могут даже превышать потери от реактивной мощности. При этом предельно допустимое значение коэффициента несимметрии напряжений по нулевой последовательности, в точках общего присоединения к четырехпроводным электрическим сетям с номинальным напряжением 0,38 кВ превышает 10 % вместо 4 % по стандарту (ГОСТ 13109–97) [1]. Поскольку эти дополнительные потери не влияют на количество электроэнергии, зафиксированной счетчиками потребителя, то в проигрыше остается электроснабжающая организация, которая в свою очередь закладывает эти потери в тарифы на электроэнергию для потребителя. Поэтому расчет дополнительных потерь электроэнергии при несимметричных режимах представляется актуальной и довольно интересной задачей, для решения которой необходимо рассмотреть в качестве исходных симметричные режимы, а затем частичные и полные несимметричные режимы.

В **синусоидальном режиме** работы электрической сети (мгновенное значение питающего напряжения изменяется по закону синуса) энергетические процессы, в точках общего присоединения к четырехпроводным электрическим сетям напряжением 0,4 кВ несимметричной трехфазной электрической нагрузки (электрические проводимости нагрузки фаз не равны между собой), полностью определяются комплексами действующих

значений фазных напряжений и токов (в общем случае трехмерными комплексными векторами тока и напряжения с вещественными координатами):

$$\boldsymbol{U} = \begin{bmatrix} \dot{U}_a \\ \dot{U}_b \\ \dot{U}_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U_a e^{j\psi_a} \\ U_b e^{j\psi_b} \\ U_c e^{j\psi_c} \end{bmatrix}; \quad \boldsymbol{I} = \begin{bmatrix} \dot{I}_a \\ \dot{I}_b \\ \dot{I}_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_a e^{j\varphi_a} \\ I_b e^{j\varphi_b} \\ I_c e^{j\varphi_c} \end{bmatrix}. \quad . \tag{1}$$

Известно [2], что скалярное произведение трёхмерных комплексных векторов (транспонированный вектор напряжения $\boldsymbol{U}^{\mathrm{T}}$ на комплексно сопряженный вектор тока $\boldsymbol{I}^{*}$) в случае синусоидального режима позволяет определить полную комплексную мощность трехфазной электрической нагрузки:

$$\dot{S} = \boldsymbol{U}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{I}^{*} = \dot{U}_a I_a^{*} + \dot{U}_b I_b^{*} + \dot{U}_c I_c^{*} = \dot{S}_a + \dot{S}_b + \dot{S}_c = P + jQ. \tag{2}$$

В этом случае действительная и мнимая части полной комплексной мощности соотношения (2) определяют активную P и реактивную Q мощности трехфазной нагрузки:

$$P = \mathcal{R}e\left(\dot{S}\right) = P_a + P_b + P_c, \quad Q = \mathcal{I}m\left(\dot{S}\right) = Q_a + Q_b + Q_c. \tag{3}$$

В случае синусоидального режима активная и реактивная мощности жестко связаны между собой через модуль полной комплексной мощности, который условно можно назвать геометрической мощностью трехфазной нагрузки (в математике это среднегеометрическое):

$$S_G = \left|\dot{S}\right| = \left|\dot{S}_a + \dot{S}_b + \dot{S}_c\right| = \sqrt{P^2 + Q^2}. \tag{4}$$

При **синусоидальном режиме и симметричной нагрузке** (выполняется равенство комплексных проводимостей фаз нагрузки) геометрическая мощность трехфазной нагрузки S_B, определяемая как произведение модулей трёхмерных комплексных векторов, будет равна геометрической мощности, вычисляемой по (4)

$$S_B = |\boldsymbol{U}||\boldsymbol{I}| = \sqrt{U_a^2 + U_b^2 + U_c^2} \cdot \sqrt{I_a^2 + I_b^2 + I_c^2} = \sqrt{P^2 + Q^2}, \tag{5}$$

т.е. выполняется равенство полных мощностей $S_B = S_G$.

В случае **синусоидального симметричного режима в точке подключения несимметричной нагрузки** (комплексные проводимости фаз нагрузки, подключенной к источнику бесконечной мощности, отличаются) напряжение смещения нейтрали и ток в нейтральном проводе будут отличны от нуля и поэтому *векторное произведение* трехмерных комплексных векторов с вещественными координатами позволяет определить мощность не симметрии нагрузки (мощность небаланса) [3, 4]:

$$\boldsymbol{D} = \boldsymbol{U} \times \boldsymbol{I} = \begin{bmatrix} \dot{U}_a \\ \dot{U}_b \\ \dot{U}_c \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \dot{I}_a \\ \dot{I}_b \\ \dot{I}_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U_a e^{j\psi_a} \\ U_b e^{j\psi_b} \\ U_c e^{j\psi_c} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} I_a e^{j\varphi_a} \\ I_b e^{j\varphi_b} \\ I_c e^{j\varphi_c} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U\dot{I}_c - \dot{U}_c\dot{I}_b \\ \dot{U}_c\dot{I}_a - \dot{U}_a\dot{I}_c \\ \dot{U}_a\dot{I}_b - \dot{U}_b\dot{I}_a \end{bmatrix}. \tag{6}$$

Вектор мощности небаланса $\boldsymbol{D}$ будет нулевым только при синусоидальном симметричном режиме и симметричной нагрузке (как произведение двух нулевых векторов), а при несимметричной нагрузке вектор $\boldsymbol{D}$ считают трехмерным вектором реактивной (по определению векторного умножения) мощности небаланса (все слагаемые выражения (6) имеют размерность мощности)

$$\boldsymbol{D} = [D_a, D_b, D_c,], \tag{7}$$

а его модуль $D_u = |\boldsymbol{D}|$ – действующим значением реактивной мощности небаланса.

В случае **синусоидального режима при несимметричных напряжениях фаз и несимметричной нагрузке** вектор $\boldsymbol{D}$ геометрически суммируется с вектором полной мощности симметричного режима, поэтому справедливо следующее соотношение [4]:

$$|\boldsymbol{I}|^2|\boldsymbol{U}|^2 = |\boldsymbol{U}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{I}^{*}|^2 + |\boldsymbol{U} \times \boldsymbol{I}|^2, \tag{8}$$

Следовательно

$$S_B^2 = S_G^2 + D_u^2. \tag{9}$$

Таким образом, геометрическая мощность трехфазной нагрузки в случае синусоидального режима при несимметричных напряжениях фаз и несимметричной нагрузке включает в себя и дополнительные потери электроэнергии, обусловленные током небаланса в нулевом проводе и напряжением смещения нейтрали, и имеющие смысл потерь от реактивной мощности, не учитываемые счетчиками активной энергии электроснабжающей организации

$$S_B^2 = P^2 + Q^2 + D_u^2 . \quad (10)$$

Поскольку вектор напряжения смещения нейтрали и ток в нейтральном проводе (ток небаланса) обусловлены как несимметрией фазных напряжений, так и несимметрией сопротивлений (проводимостей) фаз нагрузки, то мощность небаланса (вектор $\boldsymbol{D}$) можно определить также векторным произведением вектора смещения напряжения нейтрали на вектор тока нейтрали

$$\boldsymbol{D}_u = \dot{U}_N \times \dot{I_N} . \quad (11)$$

Наличие дополнительных потерь электроэнергии, обусловленных током небаланса и напряжением смещения нейтрали, в конечном итоге приводит к несимметричным падениям напряжения, ухудшению качества электроэнергии, уменьшению коэффициента мощности, недоучету электроэнергии, т.е. к увеличению коммерческих потерь.

Целевой задачей электроснабжающей организации и потребителя электроэнергии является стремление к уменьшению коммерческих потерь электроэнергии в электрической сети до нуля. Однако следует подчеркнуть, что в реальных условиях отпуск электроэнергии электростанциями в сеть, полезный отпуск потребителю и технические потери электроэнергии в технологическом оборудовании определяются с погрешностями, значение которых зависит от многих факторов, в том числе и от характеристик установленного технологического оборудования. Разности этих погрешностей фактически и являются структурными составляющими коммерческих потерь.

Основными составляющими погрешностей измерений отпущенной электростанциями в сеть и полезно отпущенной электроэнергии потребителю относятся [5-8]:

– погрешности измерений электроэнергии в нормальных условиях работы измерительных комплексов ИК, определяемые классами точности измерительных трансформаторов тока (ТТ) и трансформаторов напряжения (ТН), а также счетчиков электроэнергии (СЭ);

– дополнительные погрешности измерений электроэнергии в реальных условиях эксплуатации ИК, обусловленные:

– заниженным против нормативного значения $\cos\varphi$ нагрузки;

– электромагнитной совместимостью и параметрами режима ТТ, ТН и СЭ;

– не симметрией и уровнем подведенного к ИК напряжения, нарушение температурного режима СЭ, неисправность приборов учета и сверхнормативный срок их эксплуатации и т.п.;

– недостаточной чувствительностью СЭ при их малых нагрузках (недоучет электроэнергии), особенно в ночные часы;

– погрешности, связанные с неправильными схемами подключения электросчетчиков, ТТ и ТН, в частности, нарушениями фазировки подключения счетчиков (ошибки монтажа);

– погрешности снятия показаний электросчетчиков из-за ошибок или умышленных искажений записей показаний, а также неодновременности или невыполнения установленных сроков снятия показаний счетчиков, нарушения графиков обхода счетчиков;

– ошибок в определении коэффициентов пересчета показаний счетчиков в электроэнергию.

Отметим, что при одинаковых знаках составляющих погрешностей измерений отпуска генерацией в сеть и полезного отпуска электроэнергии потребителю коммерческие потери будут уменьшаться, а при разных – увеличиваться. Очевидно, что для снижения коммерческих потерь электроэнергии необходимо одновременно повышать точности измерений отпуска электроэнергии в сеть и полезного отпуска электроэнергии потребителю. В противном случае коммерческие потери электроэнергии возрастут, что часто наблюдается на практике.

Коммерческая составляющая потерь электроэнергии, обусловленная занижением полезного отпуска электроэнергии потребителю из-за недостатков энергосбытовой деятельности, включает в себя:

– неточность или ошибочных данных о потребителях электроэнергии, в том числе, недостаточной или ошибочной информацией о заключенных договорах на пользование электроэнергией;

– ошибками при выставлении счетов, в том числе не выставленными счетами потребителям из-за отсутствия точной информации по ним и постоянного контроля за актуализацией этой информации; отсутствием контроля и ошибками в выставлении счетов клиентам, пользующимся специальными тарифами;

– отсутствием контроля и учета откорректированных счетов и т.п.

Потери от хищений электроэнергии являются наиболее значимой составляющей коммерческих потерь. Анализ случаев хищения обычно обобщается специальной экспертной группой по изучению вопросов, касающихся кражи электроэнергии и неоплаченных счетов (неплатежей). При этом применение юридического термина «кража электроэнергии» возможно только в тех случаях, когда электроэнергия не учитывается или не полностью регистрируется по вине потребителя, либо, в случае вскрытия счетчика или нарушения системы подачи электропитания потребителем с целью снижения учитываемого счетчиком расхода потребляемой электроэнергии.

Обобщение опыта по борьбе с хищениями электроэнергии показало, что большей частью этими хищениями занимаются бытовые потребители, а кражи электроэнергии, осуществляемые промышленными и торговыми предприятиями сравнительно небольшие. Однако хищения электроэнергии заметно увеличиваются

при неблагополучном теплоснабжении потребителей в холодные периоды года. На практике это наблюдается во всех регионах в осенне-весенние периоды, когда температура воздуха уже сильно понизилась, а отопление по нормативным показателям еще не включено.

Недоплаты за потребляемую электроэнергию, включаемые в коммерческие потери по месяцам, зависят и от времен года – в осенне-зимние и зимне-весенние периоды года имеет место недоплата за электроэнергию, а в весенне-летние и летне-осенние периоды эти недоплаты в определенной мере компенсируются. Отметим, что в настоящее время осенне-зимние и зимне-весенние сезонные недоплаты за потребленную электроэнергию намного превышают в большинстве случаев суммарную оплату в другие периоды года. Поэтому коммерческие потери следует учитывать по месяцам, кварталам и за год в целом.

Коммерческие потери электроэнергии нельзя измерить, поскольку это расчетная величина, но их можно с той или иной погрешностью вычислить. Значение этой погрешности зависит не только от погрешностей измерений объема хищений электроэнергии, наличия «бесхозных потребителей», других рассмотренных выше факторов, но и от погрешности расчета технических потерь электроэнергии (условно-постоянных не зависящих от величины передаваемой мощности (нагрузки), и нагрузочных (переменных) потерь). Технические потери электроэнергии в электрических сетях многофакторные и чем более точными будут расчеты технических потерь электроэнергии, тем, очевидно, точнее будут оценки коммерческой составляющей.

Библиографический список

1. ГОСТ 29322-2014 (IEC 60038:2009). Напряжения стандартные.
2. Ионкин П. А. Теоретические основы электротехники. Том 1. Основы теории линейных цепей. / Ионкин П.А., Даревский А.И., Кухаркин Е.С., Миронов В.Г., Мельников Н.А. Под ред. П.А. Ионкина. М.: Высшая школа, 1976. – 544 с.
3. Сиротин Ю. А Качество энергоснабжения и энергопотребления в разбалансированной трехфазной системе /Ю.А. Сиротин // Электрика. - 2009. - №6. - С. 22-27; 2009. - №7. С. 15-21. - [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.nait.ru/journals.
4. Сиротин Ю. А. Мощность разбаланса и пульсации мгновенной мощности при симметричном напряжении / Ю. А. Сиротин // Электрика. - 2009.- № 11. - С. 22-27. - [Электронный ресурс]. – Режим доступа:http://www.nait.ru/journals.
5. Железко Ю.С. Потери электроэнергии. Реактивная мощность. Качество электроэнергии: Руководство для практических расчетов. М.: ЭНАС, 2009.
6. Фурсанов, М. И. Определение и анализ потерь электроэнергии в электрических сетях энергосистем / М. И. Фурсанов. – Минск: Белэнергосбережение, 2005. – 207 с.
7. Инструкция по организации в Министерстве энергетики Российской Федерации работы по расчету и обоснованию нормативов технологических потерь электроэнергии при ее передаче по электрическим сетям (утв. приказом Минэнерго РФ от 30 декабря 2008 г. N 326).
8. Правила устройства электроустановок. 7-е и 6-е издания. – СПб.: Издательство ДЕАН, 2013. – 1168 с.

COMMERCIAL ELECTRICITY LOSSES IN HEALTH INSTITUTIONS

Badalyan N.P., Kolesnik G.P.
Vladimir State University named after Alexander Grigoryevich
and Nikolai G. Stoletov, Vladimir, Russia, norayrbadalyan@mail.ru

Keywords: electric power, losses, healthcare institutions

Annotation. The structure of commercial power losses in health care facilities, administrative buildings, housing and communal services and the effect of single-phase loads in a three-phase network on the level of additional losses due to asymmetric operating modes caused by connecting single-phase consumers (equipment) of different power to different phases are Considered. The analysis of the three-phase network operation mode was carried out under the condition of a sinusoidal mode with a symmetrical load, as well as with a sinusoidal symmetric mode and an asymmetric load. The calculated correlations of the unbalance power for asymmetric phase stresses and asymmetric load are given. The structural components of commercial losses caused by the characteristics of the installed technological equipment and due to the shortcomings of energy sales activities are considered.

РАЗРАБОТКА АНАЛОГОВЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ ПРЕЦИЗИОННЫХ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНЫХ СИСТЕМ

Дрожженникова Е.Б., Кобелев А.В.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана», г. Москва,
kate-drozh@mail.ru, ak.mail.ru@gmail.com

Ключевые слова: Биоимпеданс, аналоговые фильтры, точность

Аннотация. Данное исследование сфокусировано на разработке аппаратной части электрической импедансной системы. Основной целью является повышение точности сигнала, передаваемого на аналого-цифровой преобразователь (АЦП), и источник зондирующего тока. Предложена новая схема аналоговой фильтрации электрического биоимпедансного сигнала на основе 4 операционных усилителей. Предложена новая схема аналоговой фильтрации электроимпедансного сигнала, основанная на 4 операционных усилителях. Разработана методика расчета фильтра низких частот (ФНЧ) и полосно-пропускающего фильтра (ППФ) с многопетлевой обратной связью для увеличения точности генерации зондирующего тока. Качество фильтров было подтверждено моделированием в программе LTSpice. Новая схема позволяет понизить уровень шумов до -60 дБ. Среднеквадратичное значение шума для разработанных фильтров составляет 3,6 и 12,8 мкВ, соответственно. Такие характеристики, а также простой расчет значений элементов делают данный метод подходящим для использования в прецизионных реографах нового поколения. Рассмотренная методика также может быть использована для разработки высококачественных фильтров для других систем медицинского оборудования.

Введение. Сердечно-сосудистые заболевания занимают первое место по смертности населения в мире. В России каждый 6 человек страдает заболеваниями сердечно-сосудистой системы (ССС) [1,2].

Наиболее удобным методом определения гемодинамических параметров является неинвазивный метод измерения - реокардиография (РКГ). Метод основан на регистрации изменений биоэлектрического сопротивления, возникающих в результате пульсового кровенаполнения [3,4].

Все существующие приборы измеряют только активную составляющую электрического импеданса и делят ее на базовую и пульсовую составляющие. Таким образом, не учитывается мнимая составляющая импеданса, которая потенциально может дать новую диагностическую информацию о биообъекте.

На частоте зондирующего тока мнимая составляющая импеданса на порядок меньше, чем действительная. Чтобы ее измерить, нужно оценивать сопротивления на уровне с точностью, сопоставимой с тепловым шумом, т.е. порядка ±0,5 мОм [5,6].

Качество электроимпедансных изображений сердца сегодня ниже, чем качество МРТ и КТ изображений, даже для современных реографов. Основная причина связана с техническими характеристиками каналов измерения импеданса. Главные причины сводятся к недостаточной точности импедансных измерительных преобразователей, ограниченному частотному диапазону и ограниченному диапазону измерения импеданса.

Для достижения требуемой высокой точности регистрации биоимпеданса необходимо обеспечить фильтрацию зондирующего тока на самом генераторе, а также фильтрацию усиленного на инструментальном усилителе напряжения на драйвере АЦП.

Современные аналого-цифровые преобразователи (АЦП) обладают высоким входным сопротивлением, но не всегда возможно подключить источник сигнала на прямую к АЦП. Установка драйвера АЦП необходима для:

- повышения точности дискретизации передаваемого сигнала;
- согласования инструментального усилителя и АЦП;
- масштабирования сигнала;
- низкочастотной фильтрации с целью уменьшения шумов системы;
- преобразования сигнала в дифференциальный (разделение сигнала на две составляющие).

Разработка активных фильтров для реографа

Чтобы снизить шум электрической схемы прецизионного измерительного преобразователя предлагается следующая схема фильтров [7]. Фильтры состоят из 2 последовательно соединенных каскадов, каждый представляет собой дифференциальный фильтр с многопетлевой обратной связью. В данном фильтре операционный усилитель используется в качестве интегратора. При использовании множественной обратной связи отношение максимального значения к минимальному выше, чем при использовании фильтра Саллена-Ки [8].

Методика расчета ФНЧ

Расчет исходного фильтра начинается с расчета недифференциального ФНЧ с многопетлевой обратной связью (рисунок 1) для каждого каскада отдельно.

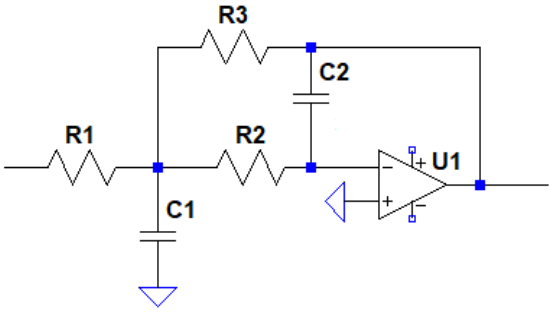


Рисунок 5 – Недифференциальный ФНЧ с многопетлевой обратной связью.

Начальная добротность каскадов равна 0,48 и 1,6 соответственно. Оба каскада определяют тип фильтра. Цель второго каскада – увеличить крутизну снижения таким образом, чтобы сигнал на исходной частоте среза практически не ослабевал (max -3 дБ), а на более высоких частотах сигнал сильно подавлялся.

Для расчета элементов схемы используется следующий алгоритм [9,10]:

1. Выбирается частота среза fcp, коэффициент усиления K<0 и емкость конденсатора C2, соединенного параллельно операционному усилителю.
2. Расчет емкости конденсатора C1 согласно следующему условию

$$C1 \geq 4 \cdot Q^2 \cdot (K-1) \cdot C2 \quad (1)$$

3. Расчет сопротивления резистора R3:

$$R3 = \left(\frac{1}{4 \cdot \pi \cdot fc \cdot C2 \cdot Q}\right) \cdot \left(1 \pm \sqrt{1 - 4 \cdot \frac{C2}{C1} \cdot Q^2 \cdot (1-K)}\right) \quad (2)$$

4. Расчет сопротивления резистора R1:

$$R1 = -\frac{R3}{K} \quad (3)$$

5. Расчет сопротивления резистора R2:

$$R2 = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot fc)^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R3} \quad (4)$$

При проектировании дифференциального фильтра рассчитанный ФНЧ зеркально отображается относительно горизонтальной прямой [11]. Конденсаторы C1 соединены последовательно, поэтому мы можем заменить их одним конденсатором номиналом (C1)/2, что дает дополнительное преимущество, т.к. возможен больший диапазон значений данного конденсатора.

С целью увеличения эффективности фильтра на низких частотах (fc<10 кГц) возможно увеличение добротности 2 каскада. При этом должно выполняться условие, указанное во 2 пункте алгоритма расчета недифференциального ФНЧ с многопетлевой обратной связью, а также значения подбираемых емкостей не должно превышать 2 мкФ, т.е. в конечном дифференциальном фильтре емкости не должны превышать 1 мкФ (рисунок 2).

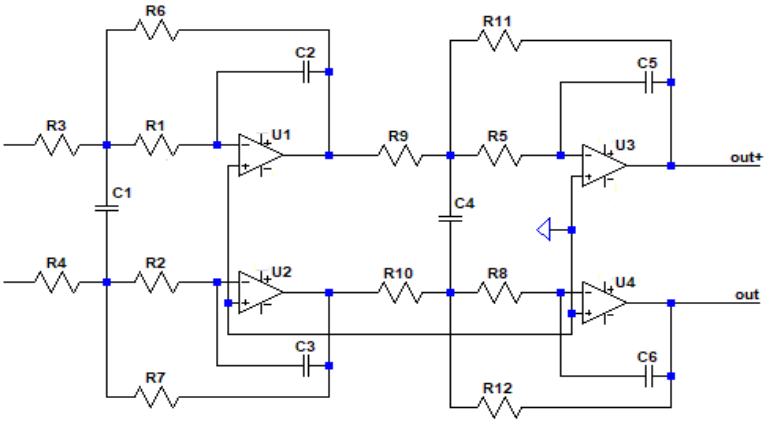


Рисунок 2 – Дифференциальный двукаскадный ФНЧ, собранный на 4 операционных усилителях

Методика расчета ППФ. Разрабатываемый ППФ состоит из 2 каскадов, представляющих собой дифференциальные полосно-пропускающие фильтры с многопетлевой обратно связью. За счет использования 2 каскадов происходит сужение полосы пропускания. Начальные добротности 1 и 2 каскадов равны 4 и 5, соответственно. Таким образом, общая добротность данного фильтра равна 20. Подбор элементов производится на основе расчета элементов для недифференциального ППФ (рисунок 3).

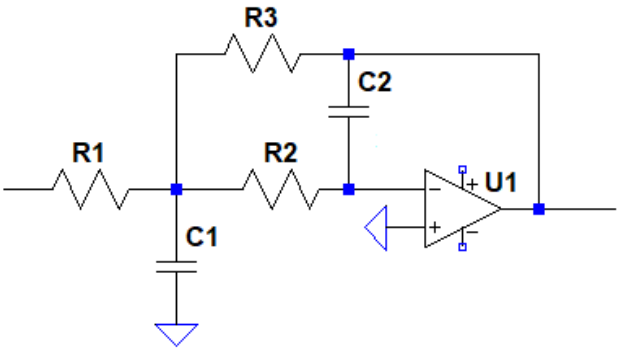


Рисунок 3 – Недифференциальный ППФ с многопетлевой обратной связью.

Для расчета элементов схемы используется следующий алгоритм [12]:

1. Выбирается центральная частота f, добротность Q, коэффициент усиления K<0 и емкости конденсаторов C1=C2=C в соответствии с рядом номиналов конденсаторов E96.

2. Расчет сопротивления резистора R1:

$$R1 = \frac{Q}{C \cdot K \cdot 2 \cdot \pi \cdot f}. \quad (5)$$

3. Расчет сопротивления резистора R2:

$$R2 = \frac{Q}{2 \cdot \pi \cdot f \cdot C \cdot (2 \cdot Q^2 - K)}. \quad (6)$$

4. Расчет сопротивления резистора R3:

$$R3 = \frac{Q}{\pi \cdot f \cdot C} \quad (7)$$

Для проектирования дифференциального фильтра рассчитанный ППФ зеркально отображается относительно горизонтальной прямой. Резисторы R2 соединены последовательно, поэтому мы можем заменить их одним резистором номиналом 2*R2 (рисунок 4).

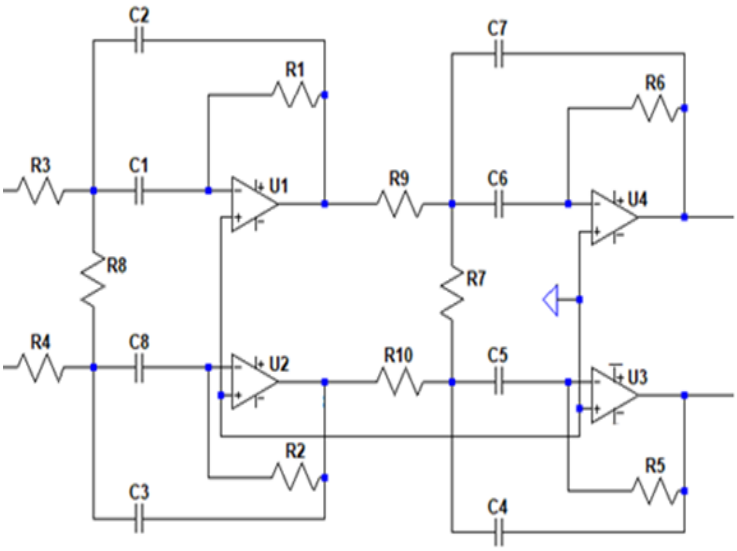


Рисунок 4 – Дифференциальный двукаскадный ППФ, собранный на 4 операционных усилителях

Чтобы усилить эффективность фильтра, можно увеличить добротности каскадов. При этом емкости конденсаторов не должны превышать 1 мкФ, а сопротивления резисторов не должны превышать 10 кОм, чтобы не вносить дополнительного шума.

Результаты моделирования. Чтобы проверить работоспособность предложенных фильтров, было произведено моделирование в программе LTSpice [13]. В построении фильтра был использован малошумящий прецизионный операционный усилитель LT1128 [13].

Исходные данные для ФНЧ: частота среза fc - 100 кГц, добротности каскадов Q1 = 0.48, Q2 = 2.6, коэффициент усиления K = -1, емкость конденсатора, соединенного параллельно с усилителем, C2 = 3.3 нФ.

Таблица 1 – Рассчитанные значения элементов ФНЧ

Элемент	Значение на 1 каскаде	Значение на 2 каскаде
C1	3300 пФ	0.1 пФ
R1	475 Ом	63,4 Ом
R2	267 Ом	63,4 Ом
R3	475 Ом	63,4 Ом

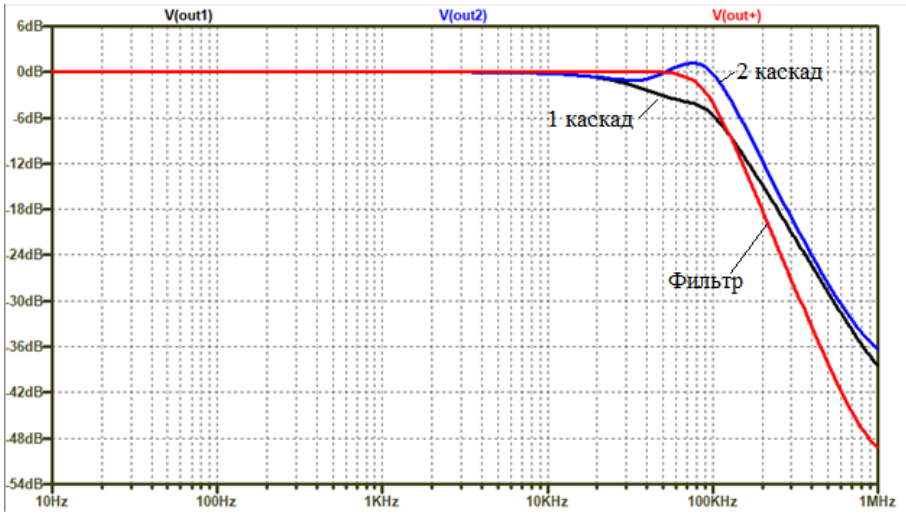


Рисунок 5 - АЧХ ФНЧ, первого и второго каскадов

Была проведена оценка шумовых характеристик, а именно анализ шумов на диапазоне частот 10 Гц – 1 Мгц, и рассчитано среднеквадратичное значение шума. Для данной схемы оно составило 3,6 мкВ, для схемы при отсутствии конденсаторов – 11,1 мкВ.

Исходные данные для ППФ: центральная частота 100 кГц, добротности Q1 = 4 и Q2 = 5, C=3.3нФ, коэффициент усиления K = -1.

Таблица 2 – Рассчитанные значения элементов ППФ

Элемент	Значение на 1 каскаде	Значение на 2 каскаде
R1	1960 Ом	2340 Ом
R2	118 Ом	95,3 Ом
R3	3920 Ом	4870 Ом

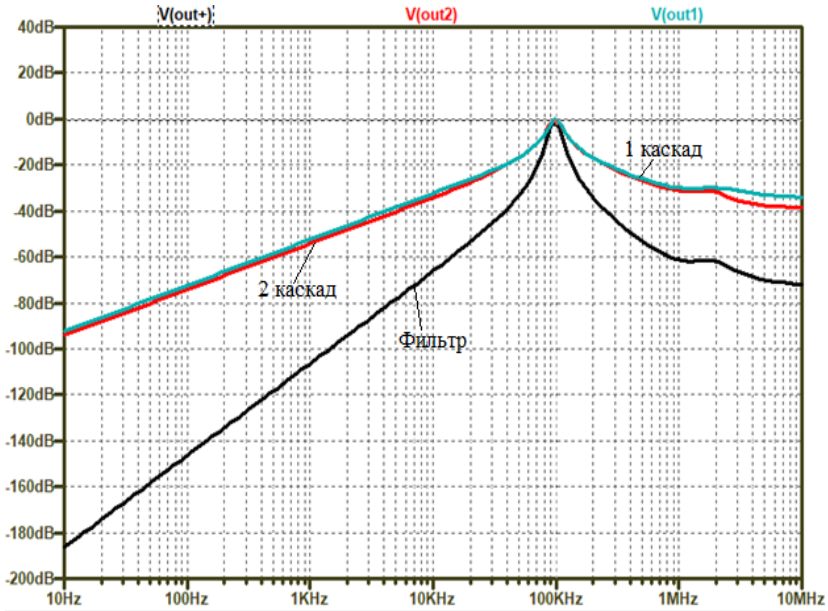


Рисунок 6 - АЧХ ППФ, первого и второго каскадов отдельно

Для данной схемы среднеквадратичное значение шума на диапазоне частот 10 Гц – 1 МГц составило 12.8 мкВ.

Выводы. Дифференциальный драйвер необходим для согласования усилительного каскада с АЦП, а также для дополнительной фильтрации сигнала и уменьшения шума на входе АЦП. Преимущество разработанного фильтра - резкое затухание частотной характеристики. Это достигается с помощью 2 последовательных каскадов. В ФНЧ первый каскад имеет более низкую частоту среза, чем установленная, а второй каскад имеет небольшой пик на установленной частоте среза, тем самым компенсируя влияние первого каскада. В случае ППФ, использование 2 каскад помогает увеличить крутизну подавления подавленных частот.

Несомненным преимуществом этой схемы фильтра является высокая технологичность сборки: почти все резисторы являются парными и могут быть заменены на сборки резисторов с 2 и 4 резисторами; используются одни и те же операционные усилители, которые могут быть изготовлены в нескольких частях в одном корпусе.

Заключение. Получение высококачественных данных играет важную роль в определении патологий и более точной постановке диагноза. Разработанные дифференциальные фильтры имеют меньшее среднеквадратичное значение шума, чем стандартные активные фильтры, используемых в реографическом оборудовании. Фильтр низких частот может быть использован в реокардиографах, где проводится измерение и кардиографического, и реографического каналов. Полосно-пропускающий фильтр может быть использован в реографах (измерение только реографического сигнала), а также в генераторе зондирующего тока.

Библиографический список

1. Здравоохранение в России.2017: Статистический сборник. – М.: Росстат, 2017. – 170 с.
2. Всемирная Организация Здравоохранения [Электронный ресурс]: http://www.who.int/ru/ (дата обращения: 17.12.2019).
3. Cybulski G, Ambulatory Impedance Cardiography. The Systems and their Applications. – Springer.
4. Grimnes, S., Bioimpedance and Bioelectricity Basics, Elsevier (2015).
5. Bernstein DP. Impedance cardiography: pulsatile blood flow and the biophysical and electrodynamic basis for the stroke volume equations. J Electr Bioimp. 2010;1:2–7.
6. Ulbrich M, Mühlsteff J, Sipilä A, Kamppi M, Koskela A, Myry M, Wan T, Leonhardt S, Walter M. The IMPACT shirt: textile integrated and portable impedance cardiography. Phisiol Meas 2014; 35(6):1181-96.
7. Karantzalis P. High frequency active antialiasing filters.//Design Notes. №313. 2003.
8. Op Amp Applications Handbook, Edited by Walt Jung, Published by Newnes/Elsevier, 2005.
9. Джонсон Д. и др. Справочник по активным фильтрам: Пер. с англ./ Д. Джонсон, Дж. Джонсон, Г. Мур. — М: Энергоатомиздат, 1983. — 128 с.
10. Kitchin C., Lew Counts A designer’s guide to instrumentation amplifiers, 3rd edition, 2006. – p.130.
11. Кюль Т. Применение топологии с многопетлевой обратной связью в полностью дифференциальных активных фильтрах с бесконечным коэффициентом усиления. Журнал по применению аналоговых компонентов, 2009; 31-34 с.
12. Основы компьютерного проектирования и моделирования радиоэлектронных средств: методические указания по курсовому проектированию [Электронный ресурс]: сост. Ф.Г. Зограф.- Красноярск: Сиб. федерал. ун-т, 2011. – 28 с.
13. Официальный сайт компании Analog Devices [Электронный ресурс]: analog.com (дата обращения 15.12.19).

ANALOG FILTERS DESIGN FOR PRECISION ELECTRICAL IMPEDANCE SYSTEM

Drozhzhennikova E.B., Kobelev A.V.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow,
kate-drozh@mail.ru, ak.mail.ru@gmail.com

Keywords: Bioimpedance, analog filters, precision

Abstract. This study is focused on design hardware part of electrical impedance system. The main goal is to improve precision of signal transmitted to analog-to-digital converter (ADC) and probe current supply. A new circuit for analog filtering of an electrical bioimpedance signal based on 4 operational amplifiers is proposed. A technique has been developed for calculating a multiple feedback low-pass filter (LPF) and a band-pass filter (BPF) to increase the accuracy of the generation of the probe current. Quality of the filters was proved by modeling in the LTSpice simulation software. The new scheme allows you to lower the noise level to -60 dB. Total RMS noise for the developed filters is 3.6 and 12.8 μV, respectively. Such characteristics, as well as a simple calculation of the element values, make this method suitable for use in new generation precision electrical impedance systems. Reviewed methodology can be also used to design high-quality filters for another medical instrumentation systems.

———————— ♦ ————————

СИСТЕМА ОБНАРУЖЕНИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИСТУПОВ НА ОСНОВЕ КОРРЕЛЯЦИОННОГО АНАЛИЗА

Дурнев Ф.О., Даминова Э.А.
Санкт-Петербургский электротехнический университет "ЛЭТИ", Санкт-Петербург, Россия,
fodurnev@stud.eltech.ru, eadaminova@etu.ru

Ключевые слова: Эпилепсия, эпилептический приступ, ЭКГ, корреляционный анализ

Аннотация. Данная работа посвящена разработке системы для обнаружения эпизодов эпилептических приступов на основе корреляционного анализа с использованием ЭКГ и пульсовых волн. Записи биопотенциалов были сняты с пациентов с помощью специально разработанного средства съема, подверглись предварительной фильтрации от сетевой наводки, дрейфа базовой линии и прочих шумов, далее были оцифрованы. После предварительно обработанные сигналы были загружены в разработанное программное обеспечение и была рассчитана взаимная корреляционная функция ЭКГ и пульсовых волн, а также представлено ее графическое отображение. Если же график ВКФ изменяется по закону, близкому к гармоническому и отсутствует дрейф изолинии на исследуемом участке, то это свидетельствует об отсутствии каких-либо патологий, связанных с эпилептиформной активностью, в противном случае можно говорить о ее наличии и в таком случае необходима комплексная проверка.

Введение. В современном мире создание различных многофункциональных комплексов и систем играет важную роль в развитии науки и технике, в том числе в медицине и биомедицинской инженерии. Особое место занимает создание комплексов для съема и последующей автоматизированной обработки и анализа биомедицинских сигналов и данных, как в режиме реального времени, так и при обработке записей биопотенциалов. Они позволяют обнаружить патологии и различные отклонения при работе тех или иных органов и систем организма человека.

По данным Минздрава 45 % россиян страдают хроническими заболеваниями. Данная группа людей постоянно находится в зоне риска, так как обострение заболевания может привести к возникновению осложнений и даже к летальному исходу. Одним из таких хронических заболеваний является эпилепсия. Британское Эпилептическое Общество (Epilepsy Society) приводит следующую статистику: около 1% населения Земли (60-70 миллионов человек) страдают от эпилепсии.

Исходя из изложенного выше, можно сделать вывод, что выявление эпилептиформной активности и оказание соответствующей медицинской помощи у человека является актуальным направлением в биомедицинской инженерии и создании биотехнических систем. Для разрешения данной проблемы предлагается создание комплекса, позволяющего фиксировать эпизоды эпилептиформной активности на основе корреляционного анализа.

В данном программном комплексе используется принцип исследования зависимости между электрокардиограммой и пульсовой волной. Производится расчет взаимной корреляционной функции этих двух показателей и на основании результата делается вывод.

Детектирование по ЭКГ предложено неслучайно: обычно всю активность, связанную с эпилепсией, определяют по анализу деятельности головного мозга путем электроэнцефалографического исследования. Однако это не всегда удобно из-за сложности проведения процедуры по сравнению со снятием ЭКГ и более избыточно – ЭЭГ является более информативным исследованием, но такое количество информации может лишь затруднить анализ и замедлить скорость обработки.

Специфика эпилепсии как заболевания и пути обнаружения ее эпизодов

Эпилепсия – это заболевание головного мозга, характеризующееся повторными приступами нарушений двигательных, чувствительных, мыслительных или психических функций, возникающих вследствие чрезмерных нейронных разрядов в коре головного мозга. Приступы данного заболевания могут возникать при переутомлении, испуге, волнении, ослаблении организма каким-либо другим заболеванием, а также как реакция на внешние раздражители: громкий звук, яркие вспышки света, мерцание экрана телевизора или другого устройства. Часто причины развития эпилепсии у человека оказываются неустановленными, однако среди возможных причин можно отметить родовые травмы (кислородное голодание, сильное кровотечение), травмы головного мозга, воспаление оболочек головного или спинного мозга, дегенеративные отклонения, нарушения обмена веществ (низкое содержание сахара в крови), отравление различными токсинами (свинец, ртуть, угарный газ), а также инфекционные заболевания [1].

Обычно для детектирования эпилептического приступа используют ЭЭГ, однако этот вид исследования не так удобен из-за его сложности и подверженности влиянию сторонних артефактов, хотя и является наиболее приоритетным в таких случаях. Во многих нейростимуляторах и нейроинтерфейсах пошли именно по пути регистрации и последующего анализа ЭЭГ для идентификации наступления приступа и его предотвращения, но для таких устройств достаточно проблемно реализовать алгоритмы, которые позволят выполнять требуемые функции с необходимой точностью. Первая и самая основная проблема – длительность анализа. Обычно это 30-120 минут, что недопустимо долго для предупреждения начала эпилептического приступа. Следующая проблема – сложность съема сигнала электрической активности мозга. Стандартно используются 19 отведений, что делает процедуру съема ЭЭГ довольно сложной и не всегда удобной в ряде условий. Кроме того,

двигательные артефакты, возникающие в ходе записи электроэнцефалограммы, довольно сильно влияют на запись сигнала – своей формой они могут напоминать патологические изменения, происходящие при эпилептиформной активности, что часто затрудняет анализ и обработку сигнала [2].

Следовательно, необходимо найти тот вид биопотенциалов человека, по которым можно определить наличие или отсутствие эпилептической активности.

В многочисленных исследованиях сообщается, что минимум в 50% случаев зарегистрированных эпилептических приступов выявляются различные типы сердечных аритмий, изменения реполяризации и преждевременная деполяризация предсердий и желудочков, депрессия сегмента ST и инверсия зубца T [3,4]. Основную роль в возникновении аритмического синдрома при эпилепсии отводят дисфункциям, происходящим в симпатической и парасимпатической нервных системах и сочетанным мембранным сдвигам в структурах сердца и головного мозга [5-7]. Особое место занимает возникновение иктальной тахикардии и брадикардии при протекании эпилептического приступа. При этом частота сердечных сокращений (ЧСС) в период иктальной тахикардии находится в промежутке 100-120 ударов в минуту.

Подводя итог, возникновение различных паранормальных явлений при протекании эпилептического приступа, связанных с сердечной активностью, позволяет проводить детектирование по записи ЭКГ, снятой в стационарных условиях, либо при холтеровском мониторировании. Существуют несколько исследований, основанных на анализе ЭКГ, однако алгоритмы, используемые в них, оказались не слишком удачными, например, в работе [8] был проведен анализ записей 17 пациентов и только в трёх случаях удалось установить наличие эпилептиформной патологии там, где она действительно была [2].

Разработка программного комплекса. Данная программа позволяет производить исследование на предмет наличия эпизодов эпилептических приступов на основе корреляционного анализа. Исходные данные для программы обработки – записи ЭКГ и пульсовой волны пациентов. Они должны быть представлены в формате .txt, хотя допускается использование форматов .dat и .csv. Интерфейс разработанной программы представлен на рисунке 1.

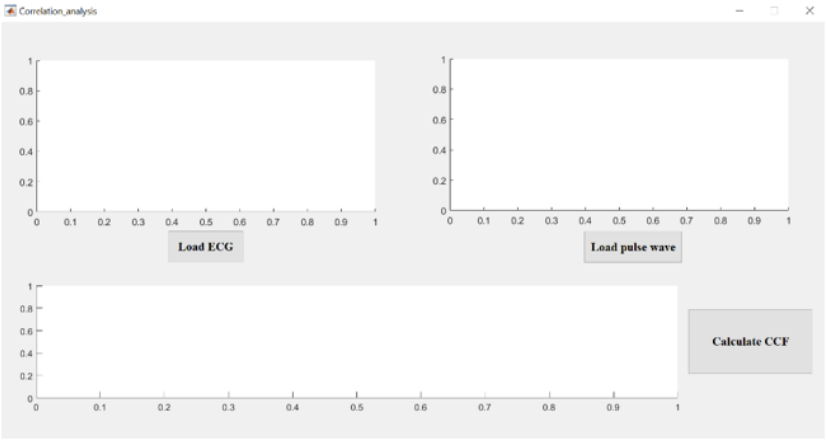


Рисунок 1 - Интерфейс разработанной программы

В ходе работы были исследованы 12 комплектов записей (под комплектом понимается совокупность 2 видов записей данных: ЭКГ и пульсовая волна). На рисунках 2 и 3 представлена часть результатов исследований, на рисунке 2 – случай исследования записи пациента во время покоя, на рисунке 3 – во время приступа.

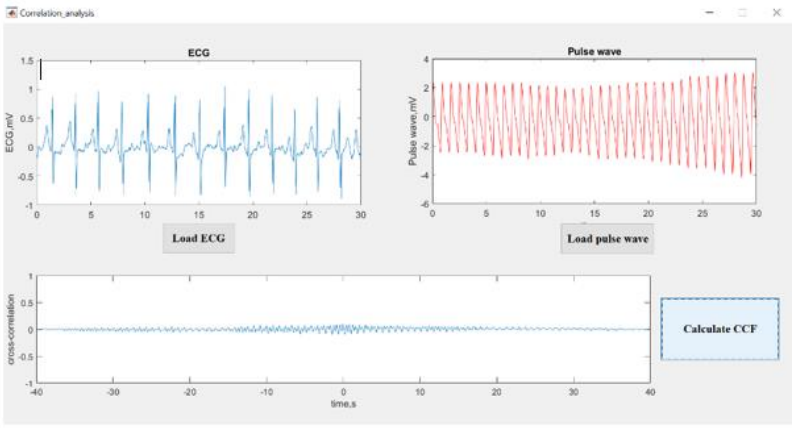


Рисунок 2 - Результаты исследования записей биопотенциалов пациента в покое

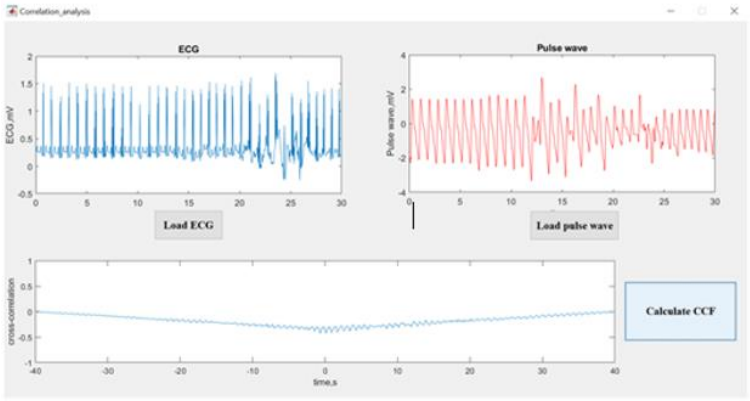


Рисунок 3 - Результаты исследования записей биопотенциалов пациента во время приступа

В ходе проведенного анализа записей была обнаружена следующая зависимость: в покое ВКФ ЭКГ и пульсовой волны изменяется по законам, близким к гармоническим и ее значения практически не изменяются. В случае приступа у графика ВКФ появляется дрейф изолинии, а также наблюдаются части, где закон изменения функции отклоняется от почти гармонической формы. Это объясняется тем, что во время эпилептического приступа происходит нарушение сердечного ритма пациента, что приводит к нарушению дыхательных циклов, соответственно меняются законы, по которым изменяются биопотенциалы, и эти изменения видны на графике взаимной корреляционной функции. Таким образом, представляется возможным обнаружить эпилептический приступ у пациента по записям ЭКГ и пульсовой волны.

Заключение. В ходе работы были исследованы записи 10 пациентов, обнаружить присутствие эпилептиформной активности, где она действительно она была, удалось в 8 из 10 случаях. Детектирование эпизодов эпилептических приступов не увенчалось успехом в 2 случаях по причине того, что во время приступа сердечный ритм и дыхательный цикл пациента не претерпели заметных изменений, такое явление возможно в некоторых случаях.

Библиографический список

1. Э.А. Даминова, Ф.О. Дурнев. Алгоритм идентификации и верификации наступления эпилептического приступа на основе электроэнцефалографии, XXXII Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы» (биомедсистемы – 2019), 4-6 декабря 2019 года, г. Рязань.

2. Durnev F.O., Daminova E.A. “The algorithm identifying the onset of an epileptic seizure,” presented at 2020 IEEE Conf. of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (2020 ElConRus), St. Petersburg, Russia, Jan. 27-30, 2020

3. Altenmuller D. M., Zehender M., Schulze- Bonhage A. High-grade atrioventricular block triggered by spontaneous and stimulation- induced epileptic activity in the left temporal lobe. Epilepsia. 2004; 45: 1640-4.

4. Nei M., Ho R. T., bou-Khalil B. W. et al. EEG and ECG in sudden unexplained death in epilepsy. Epilepsia 2004; vol. 45: pp. 338-45.

5. Шпрах В.В., Синьков А.В., Синькова Г.М. Журнал неврологии и психиатрии имени С.С. Корсакова. 2000; выпуск 9, стр. 16-20.

6. Drake M. E., Andrews J. M., Castleberry C. M. Electrophysiologic assessment of autonomic function in epilepsy. Seizure. 1998; vol .7 (2): pp. 91-96.

7. K. S. Eggleston et al. Ictal tachycardia: The head-heart connection, Seizure, 2014, vol. 23, pp. 496–505.

8. J. Jeppesen et al. Detection of epileptic seizures with a modified heart rate variability algorithm based on lorenz plot, Seizure, 2015, vol. 24, pp. 1–7.

EPILEPTIC SEIZURE DETECTION SYSTEM BASED ON CORRELATION ANALYSIS

Durnev F.O., Damonova E.A.
Saint Petersburg electrotechnical university “LETI”, Saint Petersburg,
fodurnev@stud.eltech.ru, eadaminova@etu.ru

Keywords: Epilepsy, epileptic seizure, ECG, correlation analysis

Abstract. This work is devoted to the development of software for detection of epileptic seizures based on correlation analysis through analyzing ECG and pulse waves. Biopotentionals recordings were taken from patients, pre-filtered and then digitized using special extraction system. After the pre-processing, the signals were loaded into the software and the cross correlation function (CCF) of ECG and pulse waves was calculated with its graphic display. If

the CCF plot looks like a complex of harmonic oscillations and there is no zero line driftage, it testifies to absence of any pathologies connected with epileptiform activity, otherwise the presence of this activity can be found and the complex check is necessary.

———————— ♦ ————————

РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ОПТИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

[1]Соловьева П.М., [2]Сафонова Л.П., [3]Писарева А.В.
МГТУ им.Н.Э. Баумана
Москва, Россия,
[1]ivapol5@yandex.ru, [3]lpsafonova@bmstu.ru, [2]pavpav.06@mail.ru

Ключевые слова: Экспериментальный стенд, спектрофотометрия, видеорегистрацией, биологические ткани, оптическое излучение

Аннотация. В статье представлены разработка экспериментальной установки и методика проведения экспериментов, обеспечивающие воспроизводимые экспериментальные условия, дают возможность получать объективную исходную информацию об оптических свойствах исследуемых тканей, а также формировать определённые критерии принятия решений. Результаты исследований применимы для in vivo и in situ диагностики кровоснабжения биологических тканей.

Введение. Контроль за эффективностью восстановления повреждённых биологических тканей, за обеспечением адекватного кровоснабжения тканей важен в современной хирургии, в области реконструктивной пластической хирургии, сосудистой хирургии [9]. Задача контроля за состоянием микроциркуляции решается в функциональной диагностике для контроля за ходом лечения при ангиопатиях различного генеза, вызванных эндокринологическими заболеваниями, например, сахарным диабетом, при сосудистых заболеваниях нижних конечностей, таких как атеросклероз, тромбофлебит, варикоз [3].

Диагностика по микроциркуляторным показателям, характеризующим достаточность кровоснабжения и обеспечения тканей кислородом, а также наличие и степень отёка, успешно осуществляется оптическими методами [4]. Распространённость оптических методов диагностики определяется их безопасностью для биологического объекта, возможностью получать информативные количественные характеристики [1-5], осуществлять глубинное зондирование биотканей, определяется высоким временным разрешением и удовлетворительным пространственным разрешением методов, а также относительной экономичностью технической реализации и проведения исследований [2]. Бесконтактные методы оптической диагностики, поверхностное зондирование, могут применяться для дифференциации тканей, оценки состояния локального кровотока, обнаружения и идентификации структурных и функциональных неоднородностей [6]. На сегодняшний день к таким методам относятся видеоплетизмография, широкополосная спектрофотометрия и модуляционная визуализация [7], [8].

Для повышения эффективности диагностики и распознавания необходимо наличие объективной исходной информации об оптических свойствах исследуемых тканей, в норме и при патологии и понимание механизмов взаимодействия оптического излучения с биотканью [10]. Целью данной работы является создание аппаратно-программного комплекса и методики измерений для количественной оценки функциональной динамики биотканей по микроциркуляции.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1) разработать экспериментальный стенд для проведения *in vitro* и *in vivo* исследований методами спектрофотометрии в широком и узком спектральном диапазонах с одномоментной видеорегистрацией исследуемой области биологической ткани;

2) провести экспериментальные исследования по выявлению информативных спектрофотометрических характеристик;

3) разработать алгоритмы анализа экспериментальных данных, применимые для автоматизированной диагностики;

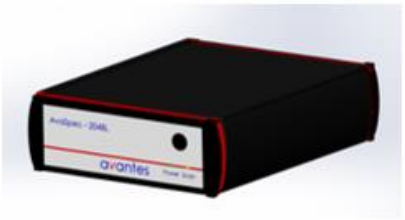
4) сформировать требования к отдельным блокам аппаратно-программного комплекса (АПК).

Объекты исследования. Измерения *in vivo* проводились в областях верхних конечностей человека: плечо, предплечье, ладонь.

Методы/методики. Подповерхностное зондирование биотканей на глубину 2-5 мм с количественной оценкой локальных особенностей состава и структуры тканей, коррелирующих с наличием патологических изменений, неоднородных включений, состоянием лимфо- и кровотока, проводилось при помощи метода модуляционной узкополосной спектрофотометрии с временным разрешением, являющегося контактным методом, и его технической реализации – тканевого оксиметра «OxiplexTS» (ISS, Inc [11]. Одномоментное поверхностное зондирование исследуемой области биоткани осуществлялось спектрофотометром AvaSpec-2048 и видеокамерой технического зрения манипулятора uArmSwift Pro [12].

Основными структурными элементами разрабатываемой экспериментальной установки являются спектрофотометрические блоки регистрации данных, автоматизированный манипулятор, модуль технического зрения. Экспериментальная установка позволяет проводить регистрацию *in vivo* исследуемой области биологической ткани методами узкополосной и широкополосной спектрофотометрии и видеорегистрации. Автоматизированный манипулятор обеспечивает заданное расстояние до исследуемой поверхности и контроль видимости исследуемого объекта при бесконтактных методиках.

1



2

3

Рисунок 1 – Внешний вид основных структурных элементов АПК: 1 – манипулятор uArmSwift Pro с видеокамерой, 2 – спектрофотометр AvaSpec-2048 (USB-1), 3 – узкополосной двухволновой спектрометр “OxiplexTS” (ISS, Inc.)

Работоспособность экспериментального стенда была проверена в ходе проведения *in vivo* исследования верхних конечностей человека. Дополнительно использовалась окклюзионная манжета с ручным тонометром для проведения функциональной пробы и одномоментного исследования функциональной динамики биоткани контактным и бесконтактными методами.

Спектры отражения кожной поверхности, объекта исследования, были получены с помощью спектрофотометра AvaSpec-2048 при использовании осветителей заданного спектрального диапазона излучения. На основании регистрируемых данных и с учетом сигналов опорного канала (белый фон) и темнового сигнала (черный фон), записываемых каждый раз непосредственно перед новым экспериментом, были рассчитаны и построены спектры поглощения исследуемых участков кожной поверхности руки человека, в относительных единицах.

Основные результаты и обсуждение. Наибольшие значения коэффициентов поглощения имеют области, расположенные на ладони, которая имеет большее кровенаполнение, множество мелких артерий, таких, как ладонные пальцевые и ладонные пястные артерии, а также ладонные пальцевые вены и ладонные пястные вены, по сравнению с плечом и предплечьем (рис. 2). Кроме того, на значение поглощения влияет толщина кожного покрова. Полученные результаты подтверждают, что бесконтактная спектрофотометрия чувствительна к функциональным особенностям биотканей, особенностям кровоснабжения, поставки и потребления кислорода. Несмотря на это, использование лишь метода широкополосной спектроскопии не позволяет сделать точные выводы об исследуемой ткани. Для повышения эффективности проводимого экспериментального исследования необходимо проводить совместные *in viv*o, а также *in vitro* исследования мультимодальным подходом, методами контактной узкополосной спектрофотометрии и бесконтактной широкополосной спектрофотометрии. Кроме того, для дополнительной верификации результатов бесконтактных измерений целесообразно использовать результаты видеоплетизмографии, реализуемой с помощью блока технического зрения.

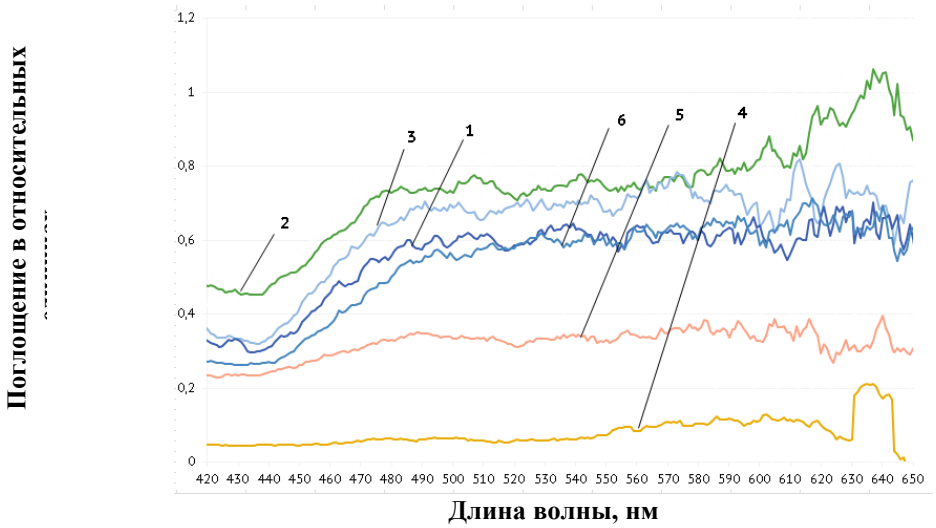


Рисунок 2 – Данные спектрофотометра AvaSpec-2048 для *in vivo* измерений, где 1 – область мышцы, отводящей мизинец, 2 – область мышцы, приводящей большой палец кисти, 3 – область короткой мышцы, отводящей большой палец кисти, 4 – область предплечья, 5 – область плеча, 6 – область мышцы, отводящей мизинец

Количественные значения коэффициентов поглощения, регистрируемые с помощью «OxiplexTS», коррелируют с данными бесконтактной спектрофотометрии. Динамика комбинации сигналов *R, G, B* видеоплетизмографии при венозной окклюзии соответствует динамике сигналов применяемых методов спектрофотометрии, контактной и бесконтактной.

Проведенное экспериментальное исследование позволило выявить необходимые требования к аппаратно-программному комплексу и сформировать критерии для разработки методики проведения исследований. Применяемое техническое оснащение, входящее в состав экспериментального стенда, позволяет проводить эксперименты в воспроизводимых условиях, что является крайне важным при формировании количественных критериев принятия решения.

Выводы. Созданная экспериментальная установка применима для исследования возможностей заявленных методов оптической диагностики, их чувствительности и специфичности, что важно для разработки требований к аппаратно-программному комплексу для исследования функциональных особенностей биологических тканей.

Результаты исследования применимы для создания автоматизированных диагностических систем для хирургии, неонатологии, функциональной диагностики, а также для контроля за состоянием человека-оператора в производственных условиях.

Библиографический список

1. Атлас: гистология, цитология и эмбриология. Волкова О.В., Елецко Ю.К. М., «Медицина», Москва, 1996, 545 с.
2. Колтовой Н.А. Название: Спектральные методы в медицине Издательство: Фолиант. Санкт-Петербург. Год: 2009 – 12-16 с.
3. Кузнецов С.Л., Мушкамбаров Н.Н.. Гистология, цитология и эмбриология: Учебник для медицинских вузов. – М.: ООО «Издательство «Медицинское информационное агентство»», 2007. – 600 с.
4. Пушкарева А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани. Учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
5. Пушкарева А.Е., Кузнецова А.А. Компьютерное моделирование в оптике биотканей – СПб: Университет ИТМО, 2016. – 93 с.
6. Тучин В.В., Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. / Тучин В. В. - 2-е изд., испр. и доп. - М. : ФИЗМАТЛИТ, 2010. - 488 с.
7. Тучин В.В., Оптическая биомедицинская диагностика. Т. 1 / Перевод под ред. В.В. Тучина. - М. : ФИЗМАТЛИТ, 2006. - 560 с.
8. Филипцев Д.А., Сафонова Л.П., Писарева А.В., Николаев А.П. Метод объективной аудиометрии с помощью спектрофотометрии//В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов Международной научно-практической конференции. 2018. С. 49-52.
9. Цитология и общая гистология. Функциональная морфология клеток и тканей человека. Учебник для студентов медицинских вузов. СОТИС, Спб. 2002, 520 с.
10. AVASOFT для AvaSpec 102/256/1024/2048 версия 6.2 Руководство пользователя: URL: http://www.avantes.ru, дата обращения 11.10.2019

11. David A. Boas, Constantinos Pitris, Nimmi Ramanujam// Handbook of Biomedical Optics//CRC Press Published June 14, 2011, Pages – 44

12. Valery V. Tuchin. "Tissue Optics and Photonics: Light-Tissue Interaction" Journal of Biomedical Photonics & Engineering, vol. 1, no. 2, 2015, pp. 98-134.

DEVELOPMENT OF A HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX FOR RESEARCH OF FUNCTIONAL FEATURES OF BIOLOGICAL TISSUES BY OPTICAL METHOD

[1]Solovieva P.M., [2]Safonova L.P., [3]Pisareva A.V.
MSTU named after N.E. Bauman
Moscow, Russia,
[1]ivapol5@yandex.ru, [2]pavpav.06@mail.ru, [3]lpsafonova@bmstu.ru

Keywords: Experimental stand, spectrophotometry, video recording, biological tissues, optical radiation

Annotation. The article presents the development of an experimental setup and methods of conducting experiments that provide reproducible experimental conditions, make it possible to obtain objective initial information about the optical properties of the tissues under study, as well as to form certain decision-making criteria. The results of the research are applicable for in vivo and in situ diagnostics of blood supply to biological tissues.

——————— ♦ ———————

РЕГИСТРАТОР ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СЛУЖЕБНОЙ СОБАКИ

Силаева А.А., Кобелев А.В., Аполлонова И.А.
Московский Государственный Технический Университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва,
alisika@mail.ru, ak.mail.ru@gmail.com, apollonova-i@yandex.ru

Ключевые слова: Поисковая деятельность, служебная собака, импеданс, дыхание электрокардиограмма

Аннотация. Целью данной работы являлась разработка технического проекта регистратора физиологических параметров служебной собаки для выявления ложных "посадок" собаки в процессе поисковой деятельности.

Разработанная конструкция регистратора ЭКГ и импеданса с единой тетраполярной электродной системы. Работа устройства основывается на синхронном детектировании сигналов на аналого-цифровой преобразователь (АЦП). Это позволяет разделять ЭКГ-сигнал и импедансный сигнал непосредственно на аналого-цифровой преобразователь без использования детектора, что, в свою очередь, минимизирует габариты устройства.

В процессе работы проводились расчетные и экспериментальные исследования отдельных технических решений.

Прототип жилета был протестирован на собаке породы "французский бульдог". Испытания показали, что жилет не сковывает движения собаки и не мешает её поисковой деятельности.

Большинство традиционных систем авиационной безопасности рассчитаны только на обнаружение сигналов тревог и сбор информации о событиях, другой отличительной чертой таких систем является их стационарное размещение на объектах аэропорта. Приведённые обстоятельства влияют на степень защищённости объектов и увеличивают их уязвимость за счет малого времени на реакцию по сигналам тревог. К тому же, стационарно расположенные средства безопасности, а также известные широкому кругу лиц их технические характеристики, значительно облегчают преодоление линий защиты подготовленными преступниками.

Одним из методов усиления существующих систем авиационной безопасности является применение кинологических расчетов со служебными собаками, подготовленными для обнаружения взрывчатых веществ. Но применению собак препятствует ряд обстоятельств, снижающих эффективность их работы, в частности: зависимость качества работы собак от условий окружающей среды, ограничения непрерывной работы собаки всего лишь 20-ю минутами и отсутствие объективного (документально оформленного) контроля результатов работы.

Самое страшное, что может произойти – ложная посадка. Когда собака устала искать, она может «обмануть» кинолога и ложно определить взрывчатку. Одно такое событие – и придётся оцепить весь терминал аэропорта.

Оптимальным решением является сочетание уникальных обонятельных качеств служебной собаки с возможностями современных технических средств, осуществляемое путем технологической интеграции их в биотехническую систему.

На сегодняшний день попытки интегрировать технические средства с обонятельными способностями собаки привели к созданию системы, регистрирующей 4 канала электроэнцефалограммы и 1 канал ЭКГ. Но неудобство крепления шлема на голове собаки резко снижают качество поисковой деятельности. Практические исследования (Вейн, 1982; Хомская 1972, Судаков 2000) показывают, что сердечно-сосудистая система и

система дыхания у собак отличается высокой чувствительностью к обонятельному раздражителю. Дело в том, что сенсорная обонятельная система через ретикулярную формацию связана с вегетативными центрами.

Простейший анализ вариабельности пульса собаки показывает кратковременное повышение частоты сердечных сокращений в период «нашла-села». Также под влиянием различных запахов изменяется частота и глубина дыхания.

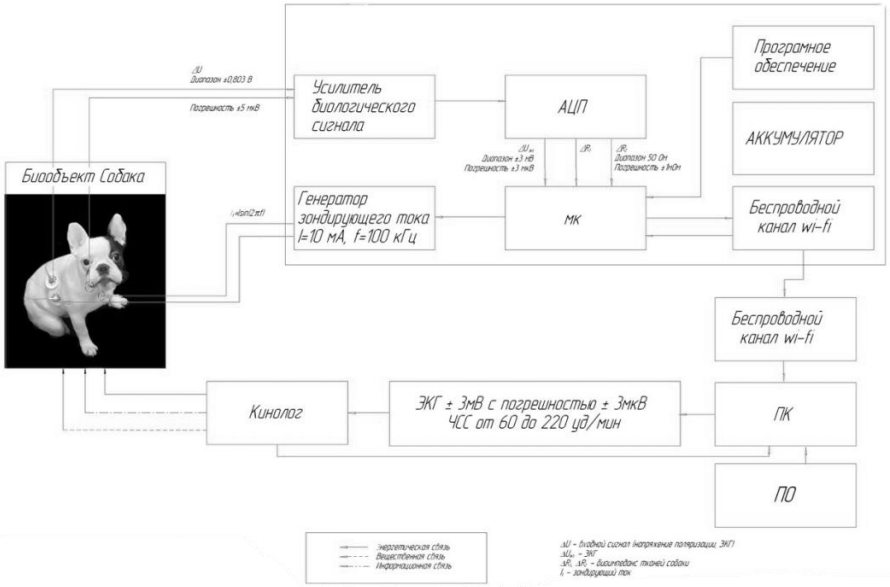


Рисунок 1 - Схема БТС

Для разработки регистратора ЭКГ и дыхания с единой системы электродов, встроенной в жилет для собаки был применён метод электроимпедансной кардиографии, в котором необходимо расположить 4 электрода (2 токовых и 2 потенциальных) на грудной клетке собаки (см. рисунок 1). В результате биоусилитель усилит сумму сигнала ЭКГ и электрического импеданса, а АЦП с помощью синхронного детектирования сможет отделить один сигнал от другого. Полученные оцифрованные данные передаются по беспроводному каналу Bluetooth на планшет кинолога-оператора для дальнейшего анализа (см. рисунок 1).

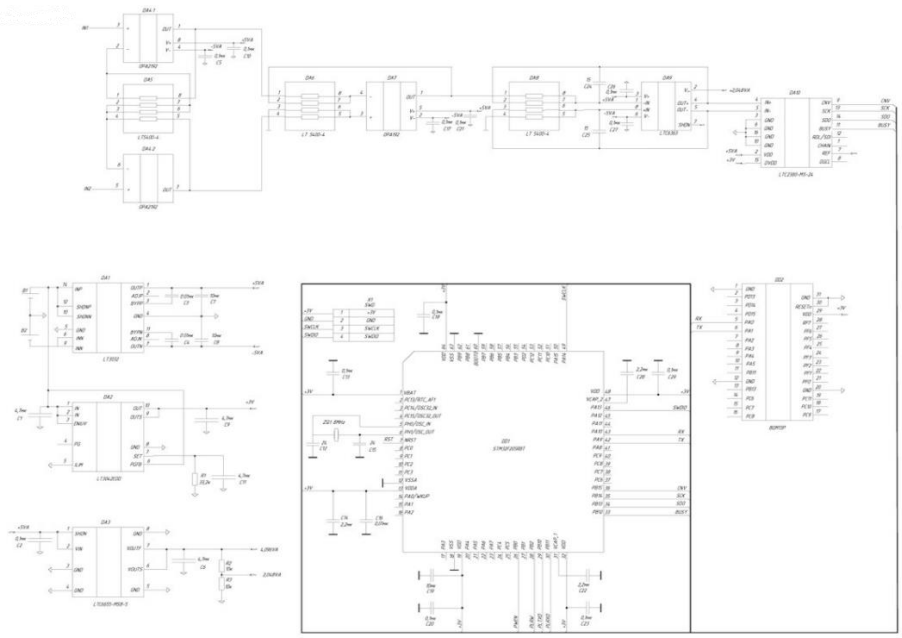


Рисунок 2 - Электрическая схема

С целью повышения качества регистрируемых сигналов и ослабления синфазной помехи, инструментальный усилитель собран по схеме на 3-х операционных усилителях, что отображено на рисунке 3. 32-х разрядный микроконтроллер управляет синхронно 24-разрядным АЦП и источником тока, собранном на одной микросхеме по Холандовской схеме. Аналоговое и цифровое питание организовано от 2-х сменных пальчиковых батарей через стабилизаторы (см. рисунок 2).

Спроектированный жилет хорошо тянется и облегать фигуру собаки, чтобы контакт электрод-биообъект был максимально плотным. При выборе ткани учитывались особенности работы собаки-детектора, жилет не должен сковывать движения, недопустимо попадание влаги на электроды, он должен легко сниматься и одеваться, первоначальный вариант (см. рис. 3). На основе всех вышеперечисленных требований для верхнего слоя жилета используется мембранная ткань, а на подкладку - флис.

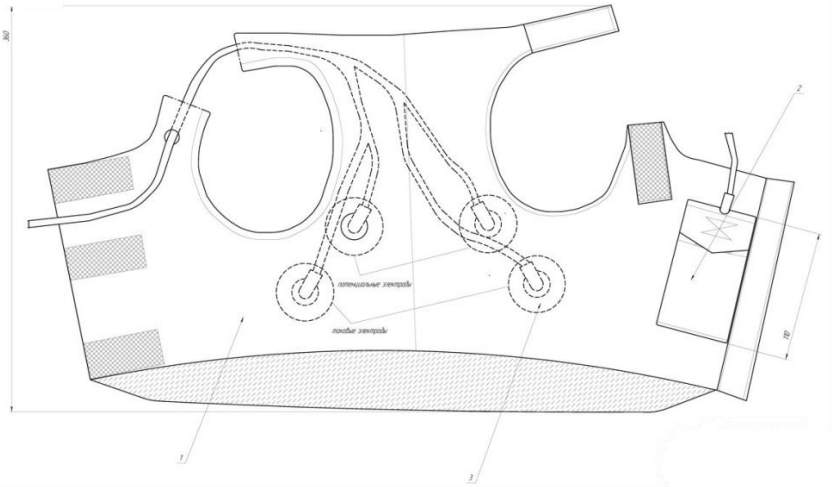


Рисунок 3 - Вид изделия сверху (первоначальный вариант), 1 – жилет, 2 - блок электронный, 3 – электроды

В ходе работы были рассмотрены разные варианты крепежей и их расположения. Учитывалось в первую очередь удобство носки служебной собакой, время, простота и стоимость производства, что привело к значительным модификациям (см. рис. 4) первоначального варианта.

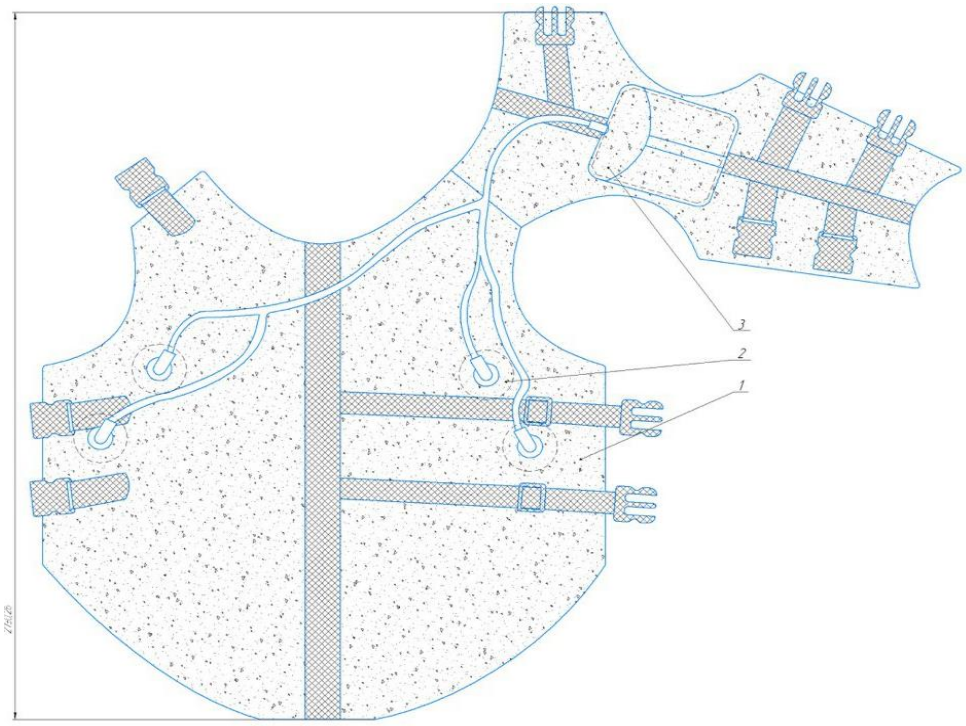


Рисунок 4 - Вид изделия сверху, 1 – жилет, 2 - блок электронный, 3 - электро

Библиографический список

1. Общий курс физиологии человека и животных (под ред. А. Д. Ноздрачева), М., «Высшая школа», 1991.

2. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. - М.: Медпресс, 2004.

3. М. Мартин. Руководство по электрокардиографии мелких домашних животных. М., «Аквариум ЛТД», 2001.

4. А. Зарипов. Патент WO2015174888 A1 "Способ обнаружения взрывчатых и других целевых веществ", 2015.

5. Г.С.Вагнер. Практическая электрокардиография Марриотта. СПб, «Невский диалект», 2002.

6. Воронцова Ю.В., Бондаренко С.В. Новые данные о нормативных величинах ЭКГ здоровой собаки. Материалы 10 международного ветеринарного конгресса, М., 2002.

7. Абросимов Г. В. Сопоставление последовательности возбуждения предсердий у собак с зубцом Р электрокардиограммы // Сравнительная электрокардиология (II симпозиум). -Л.: Наука, 1990. — с. 73 - 94

8. Продукция компании Analog Devices [Электронный ресурс] (http://www.analog.com/)

9. Продукция компании Linear technology [Электронный ресурс] (http://www.linear.com/) 18. Продукция компании Texas instruments [Электронный ресурс] (http://www.ti.com/)

10. Продукция компании STMICROELECTRONICS [Электронный ресурс] (http://www.st.com/)

11. Продукция компании On Semiconductor [Электронный ресурс] (http://www.onsemi.com/)

PHYSIOLOGICAL RECORDER OF SERVICE DOG PARAMETERS

Silaeva A.A., Kobelev A.V., Apollonova I.A.
Moscow State Technical University N.E. Bauman, Moscow, alisika@mail.ru, ak.mail.ru@gmail.com, apollonova-i@yandex.ru

Keywords: Search activity, service dog, impedance, breathing electrocardiogram

Annotation. The aim of this work was to develop a technical design for a registrar of physiological parameters of a service dog for identifying false dog "landings" in the process of search activity.

The developed design of the ECG and impedance recorder with a single tetrapolar electrode system. The operation of the device is based on the synchronous detection of signals to an analog-to-digital converter. This allows you to separate the ECG signal and the impedance signal directly to an analog-to-digital converter without using a detector, which, in turn, minimizes the dimensions of the device.

In the process of work, calculation and experimental studies of individual technical solutions were carried out.

The prototype of the vest was tested on a dog of the French Bulldog breed. Tests have shown that the vest does not hamper the movement of the dog and does not interfere with its search activity.

———————— ♦ ————————

РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК

Антипова М.В.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)», г. Москва, Antima23@mail.ru

Ключевые слова: биотехническая система, биологически активные точки, электроды, адмиттанс

Аннотация. В статье описывается разработка биотехнологической системы для исследования акупунктурных точек. Параметры системы выбраны, учтены проектные требования, составлен алгоритм для программы обработки данных. Была разработана и изготовлена рабочая модель, разработан калибровочный стенд. Целью исследования было открытие циркадного ритма. Это исследование подтвердило связь между правой и левой точками акупунктуры и показало колебания параметров точек в течение дня.

Современная медицина стремится быть предиктивной [1]. Выявление риска наступления заболевания на основании состояния биологически активных точек (БАТ) позволит предотвратить наступление заболевания путем принятия соответствующих превентивных мер. Преимуществом скрининга с помощью биотехнической системы (БТС) для исследования БАТ является оперативность получения информации о состоянии всех систем организма [5].

В разработанной БТС измеряется электрический адмиттанс между активным, установленным на БАТ электродом, и удаленным индифферентным электродом. Электрическая модель замещения кожи представляет собой параллельное соединение резистора и конденсатора [2]. Измерив ток и напряжение, методом наименьших квадратов можно выделить резиситивную и емкостную составляющие адмиттанса точек (каждая из которых

репрезентует свою систему органов), которые используются для оценки состояния органов, следовательно, факторов риска.

Измерительный блок БТС содержит в себе измерительный источник тока. С помощью USB прибор подключается к ПК, где происходит обработка измеренных значений тока и напряжения. Датчик силы прижатия запускает измерения при достижении усилия прижатия. Датчик состоит из геркона, срабатывающего на приближающийся в момент нажатия на БАТ магнит, прикрепленный к обратной стороне подвижной части

электрода. От силы прижатия может меняться адмиттанс кожи, поэтому в конструкцию была добавлена пружина, фиксирующая усилие. Также при разработке конструкции и электронной модели корпуса прибора учитывались эргономические требования, он удобно держится в руке. Конструкция прибора представлена на рисунке 1.

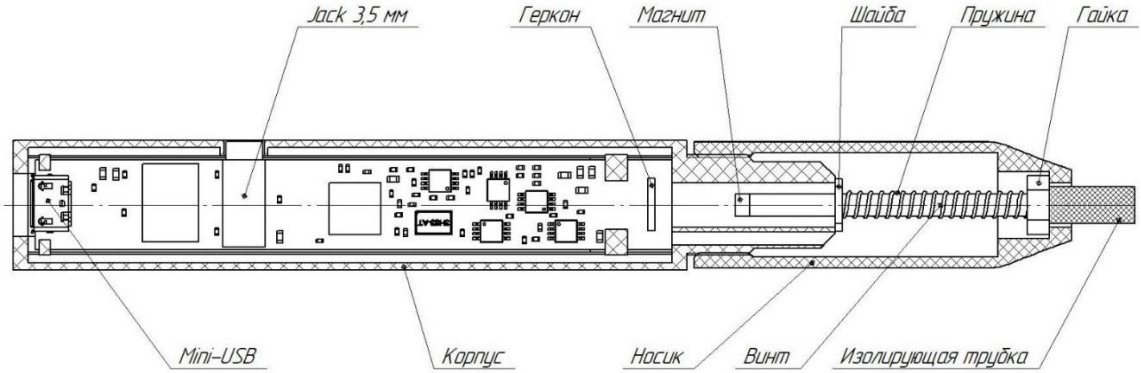


Рисунок 1 – Конструкция прибора

Разработана программа на языке Python, считывающая данные с прибора. Реализован алгоритм расчета проводимости и емкости БАТ в среде Matlab. Также на языке Python была разработана программа по алгоритму для обработки данных, позволяющий врачу удобно работать с данными пациентов.

Для оценки правильности работы изготовленных макетов был спроектирован поверочный стенд, состоящий из 12 контактных площадок, имитирующих разные нормальные и аномальные значения адмиттанса БАТ. Для поверки вместо индифферентного электрода подключается стенд, при этом последовательно производятся измерения площадок активным электродом.

После оценки макета на поверочном стенде были произведены измерения БАТ у пациентов с для исследования состояния точек в течение дня. За основу был взят метод Акабане в модификации Кондорской и «Прогноз».

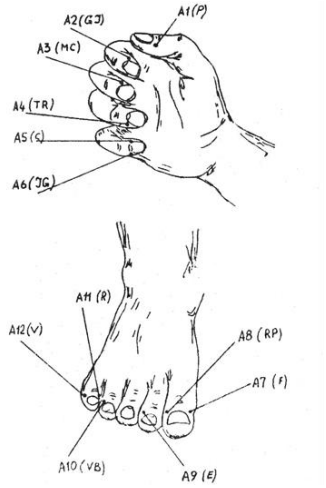


Рисунок 2 – Исследуемые БАТ по методу Акабане в модификации Кондорской

Целью исследования является нахождение суточных ритмов БАТ, выявление изменчивости состояния меридианов в течение дня для скрининга расстройств, связанных с нарушением биоритмов. Например, состояние больных бронхиальной астмой ухудшается ночью. Также по суточной активности организма можно определить хронотип: «жаворонок» или «сова». Нарушения хроноритмов также являются маркером старения [3].

Многолетним опытом ученых в области акупунктуры было показано, что диагностическую информацию можно найти из отклонения показателя от индивидуального среднего значения. Поэтому при оценке состояния организма обращают внимание на выделяющиеся пики на графиках.

Поскольку удельное сопротивление биообъекта может значительно меняться в зависимости от физиологических и внешних факторов, имеет смысл не абсолютное значение измеряемой величины, а только относительные расчетные параметры [4]. Например, отклонение от средней величины, или значительное расхождение в параметрах правой и левой БАТ одного меридиана. К влиянию внешних факторов можно отнести загрязнение электродной поверхности, неаккуратное обезжиривание пальцев в области БАТ. Физиологические факторы еще сложнее выделить. К ним относятся изменения электропроводности при

различном кровенаполнении, воздухонаполнении, при изменении концентрации форменных элементов крови, электролитов, белков, при механическом повреждении (отеки, нарушения кожного покрова).

Измерения проводились на 2 испытуемых 5 раз в день в течение двух дней: в 14:00, 16:00, 18:00, 20:00 и 22:00. В качестве испытуемых были выбраны мужчина и женщина в возрасте 22 лет и 21 года соответственно.

Вид результатов одного измерения представлен на рисунке 2.

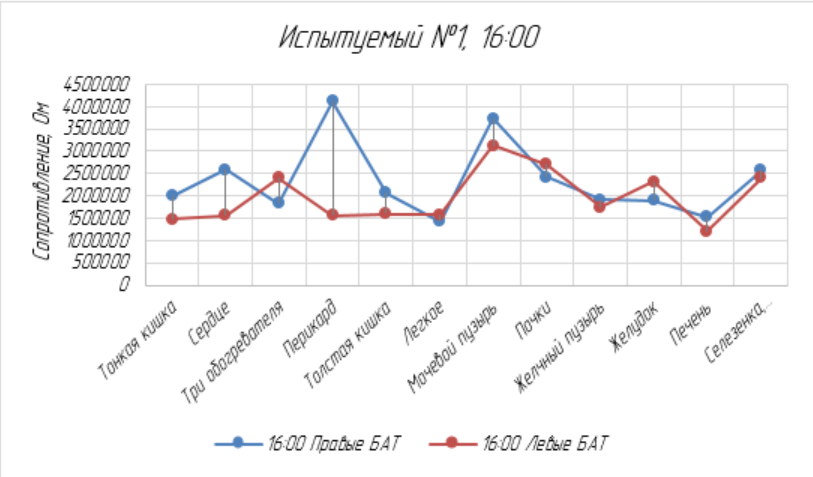


Рисунок 3 – Значения сопротивлений БАТ испытуемого №1 в 16:00 (День 1)

На рисунках 4, 5, 6 и 7 приведены полученные графики.

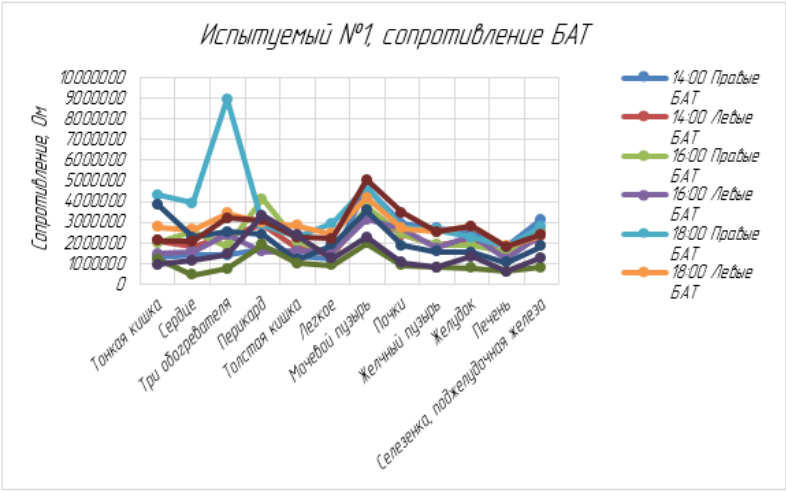


Рисунок 4 – Значения сопротивлений БАТ испытуемого №1 за 1 день

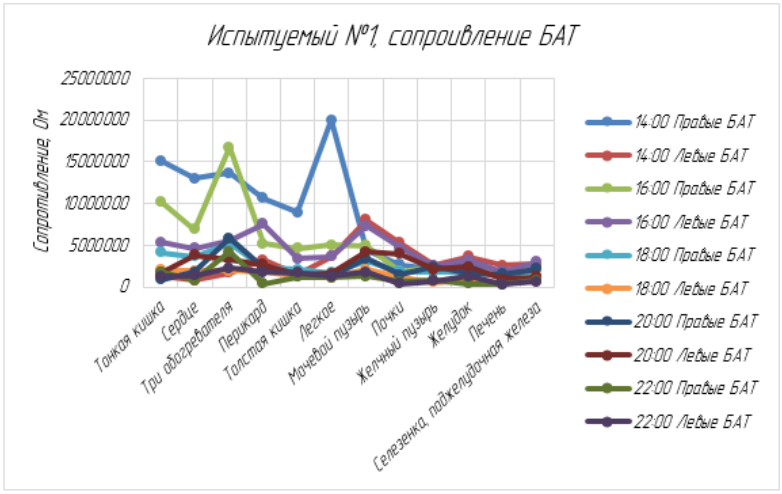


Рисунок 5 – Значения сопротивлений БАТ испытуемого №1 за 2 день

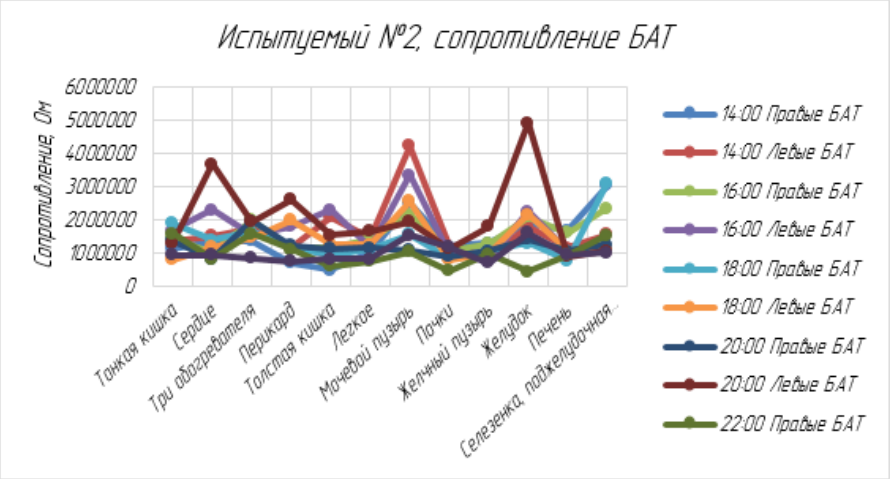


Рисунок 6 – Значения сопротивлений БАТ испытуемого №2 за 1 день

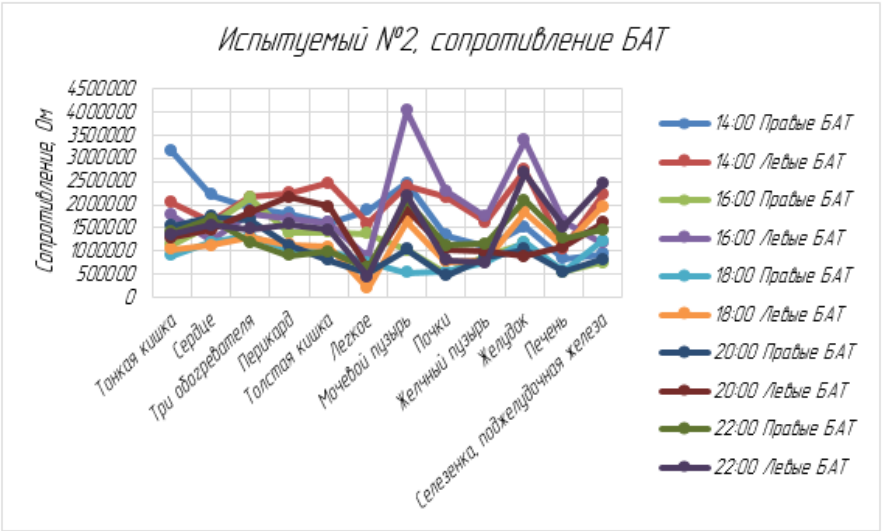


Рисунок 7 – Значения сопротивлений БАТ испытуемого №2 за 2 день

Исследование подтвердило взаимосвязь между правыми и левыми БАТ, выявило колебания параметров точек в течение суток, хотя в основном измерения в разное время пропорциональны друг другу. Во всех измерениях повышено сопротивление точек, отвечающих за мочевой пузырь. Скорее всего это связано с состоянием мизинцев ног, на которых находятся эти точки. Так как это место часто травмируется обувью, кожа там более грубая и сухая, из-за чего может быть повышенное сопротивление. У испытуемого №1 было повышенное сопротивление меридиана перикарда, но диагностированных связанных с ним заболеваний нет. Так как перикард связан с сердцем, стоит упомянуть, что у испытуемого №1 была диагностирована аритмия и тахикардия. У испытуемого №2 во время исследования были проблемы с желудком, что было замечено по заметному отклонению сопротивления.

Полученные данные сложны для восприятия врачом, поэтому рекомендуется разработать систему поддержки принятия врачебных решений, интерпретирующую и анализирующую эти данные.

Разработанная БТС может стать экономически выгодным и эффективным внедрением в медицинские учреждения и осуществлять предиктивность современной медицины.

Библиографический список

1. Об утверждении концепции предиктивной, превентивной и персонализированной медицины: приказ Министерства здравоохранения РФ от 24 апреля 2018 г. №186

2. V.A. Karpukhin, A. E. Kosorukov. A Method for Identification of Nonlinear Equivalent Circuit Parameters of Electric Admittance of Skin // Biomedical Engineering.-July 2010. Vol. 44. № 2. P. 62-65.

3. Малоземов, О. Ю. Биоритмология: учеб. пособие // Минборнауки России, Урал. гос. лесотехн. ун-т. – Екатеринбург : [УГЛТУ], 2016. − 144 с. : ил.

4. Сафонова Л.П., Кудашов И.А. Исследование дисперсии электропроводности биологической ткани // М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2014. – 25 с.

5. Музыченко Ю.Н., Zhang L., Аполлонова И.А., Николаев А.П., Маликова С.Г., Писарева А.В. Хронический стресс и его влияние на организм человека//В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов Международной научно-практической конференции. 2018. С. 22-25.

DEVELOPMENT OF A BIOTECHNOLOGICAL SYSTEM FOR THE RESEARCH OF ACUPUNCTURE POINTS

Antipova M.V.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow, antima23@mail.ru

Keywords: biotechnological system, biologically active points, electrodes, admittance

Annotation. The article describes the development of a biotechnological system for the research of acupuncture points. The system parameters are selected, the design requirements are taken into account, the algorithm for the data processing program is compiled. A working model was designed and manufactured, a calibration bench was designed. The purpose of research was circadian rhythm discovery. This study confirmed connection between right and left acupuncture points and showed fluctuations of the points parameters during the day.

———————— ♦ ————————

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ РЕОКАРДИОГРАФИИ В РАННЕЙ ДИАГНОСТИКЕ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ

[1]Попова П.П., [2]Аскерова С.А., [3]Николаев А.П., [4]Писарева А.В.
[1]Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана. г. Москва, БМТ4.pivkube@gmail.com
[2]Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана. БМТ4. г. Москва, asksveta1996@mail.ru
[3]Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана. БМТ4. г. Москва, apnikolaev@yandex.ru
[4]Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана. БМТ4. г. Москва, pavpav.06@mail.ru

Ключевые слова: Мерцательная аритмия, ЭКГ, прекордиальная реография, холтеровское мониторирование

Аннотация. В данной статье рассматриваются проблемы диагностики мерцательной аритмии, усугубляющиеся помехами электрокардиографического сигнала, а также представлена необходимость использования реокардиографического сигнала в качестве дополнительного средства диагностики, обеспечивающего повышение достоверности выявления заболевания. Мерцательная аритмия является одним из самых распространенных нарушений сердечной деятельности и, как следствие, основной причиной тромбообразования и тромбоэмболий, вызывающих ишемию сосудов сердца и головного мозга. Как правило, данное заболевание развивается незаметно и через несколько приступов преобразуется в хроническую или персистирующую форму.

Введение. На сегодня заболевания сердечно-сосудистой системы человека занимают лидирующие позиции в списке причин смерти. По статистике, более 30% людей, имеющих заболевания сердца, страдают аритмией [12]. Одним из наиболее распространенных и опасных видов нарушений сердечного ритма является мерцательная аритмия (фибрилляция предсердий). Общее число случаев данного заболевания в России достигает 2,5 млн [2].

Самым серьезным последствием болезни является образование в предсердиях тромбов, способных спровоцировать инсульт. Поэтому своевременная диагностика и употребление медикаментозных препаратов, разжижающих кровь, очень важны.

В настоящее время существуют такие методы диагностики мерцательной аритмии, как ЭКГ, суточная ЭКГ, фонокардиография, УЗИ и рентгенография сердца. Однако даже самый информативный из представленных методов, длительное мониторирование с помощью ЭКГ, позволяет установить наличие заболевания только при выраженной симптоматике.

Целью данного обзора является сравнение характеристик методов длительного амбулаторного мониторирования ЭКГ и определение преимуществ потенциального использования реокардиографии для ранней диагностики мерцательной аритмии сердца.

Основная часть. У больных с подозрением на фибрилляцию предсердий в первую очередь регистрируют электрокардиограмму (ЭКГ) в 12 отведениях. Клиническими симптомами, которые являются основанием для мониторирования с помощью ЭКГ, являются сердцебиение и перебои в работе сердца, одышка, резкая слабость и головокружение. Наиболее убедительным доказательством наличия у пациента заболевания является регистрация ЭКГ непосредственно в момент состоявшегося клинического эпизода [2].

Сегодня существует проблема диагностики и прогнозирования мерцательной аритмии, связанная прежде всего с тем, что данное заболевание зачастую развивается скрыто. Выраженность клинических проявлений может колебаться в широких пределах, а в некоторых случаях имеется полное отсутствие жалоб при фактическом присутствии самой аритмии. Кроме того, в большинстве случаев момент возникновения аритмии или ее предикторов непредсказуем и при записи ЭКГ в обычном режиме велика вероятность не зарегистрировать данный эпизод [12]. Поэтому для обнаружения и описания нарушений сердечного ритма у пациентов требуются различные подходы [1].

Для осуществления длительной регистрации поверхностной ЭКГ в настоящее время используется амбулаторное мониторирование. Другими названиями данного метода являются: динамическая ЭКГ, суточное мониторирование ЭКГ или мониторирование по Холтеру (ХМ) [3]. Техническая суть метода ХМ состоит в длительной регистрации ЭКГ в условиях свободной активности обследуемого с последующим анализом полученной записи на специальных устройствах.

Однако, несмотря на непрерывное техническое совершенствование аппаратуры с момента внедрения данной методики в практику, многие клинические аспекты её применения остаются нерешенными. Начиная с показаний нормативных границ суточного ритма, когда многие изменения, интерпретируемые однозначно как патологические на стандартной ЭКГ покоя, являются вариантом нормы при ХМ и заканчивая оценкой новых дополнительных возможностей обработки длительной записи ЭКГ (вариабельности ритма сердца, анализа поздних потенциалов, динамики интервала QT и др.), также имеющих значительные различия при анализе результатов ХМ и стандартной ЭКГ покоя [3].

Диагностика, мониторинг и прогнозирование болезни также затрудняются из-за проблем регистрации электрокардиографического сигнала (ЭКС) в условиях помех, обусловленных двигательной активностью пациента [3], [13].

Особенности проведения ХМ определяют значительную зависимость полученных результатов от ряда технических аспектов проведения исследования. Прежде всего это касается состояния автономных звеньев процедуры - адгезивность и качество электродов, проводов, соединяющих электроды и регистратор, элементов питания и самих регистраторов [14]. Так как в процессе исследования врач не имеет возможности оценивать качество записи ритма сердца, заключение о степени пригодности проведенного исследования делается ретроспективно в режиме OFF LINE [11], [13]. По статистике 7,5% проведенных исследований оказываются полностью непригодными к дешифровке и требуют проведения повторного мониторирования [3], [9].

При проведении анализа результатов ХМ, в 100 % случаев приходится сталкиваться с различными артефактами записи. В большинстве случаев это достаточно хорошо известные «шумы» и «наводки», определение некардиального характера которых не представляет каких-либо трудностей. Однако основная проблема при анализе результатов заключается в возникновении псевдоаритмий, то есть артефактов, имитирующих нарушения ритма сердца [3].

Известны случаи имплантации искусственного водителя ритма при неправильной интерпретации артефактов при ХМ. На рисунке 1 показана псевдобрадикардия: истинная ЧСС составляет 98 ударов в минуту, на участке псевдоаритмии 35 ударов в мину. Отмечается также увеличение времени атриовентрикулярного (АВ) проведения (интервал PR до 0,72 с) и электрической систолы желудочков (интервал QT до 0,96 с) [3].

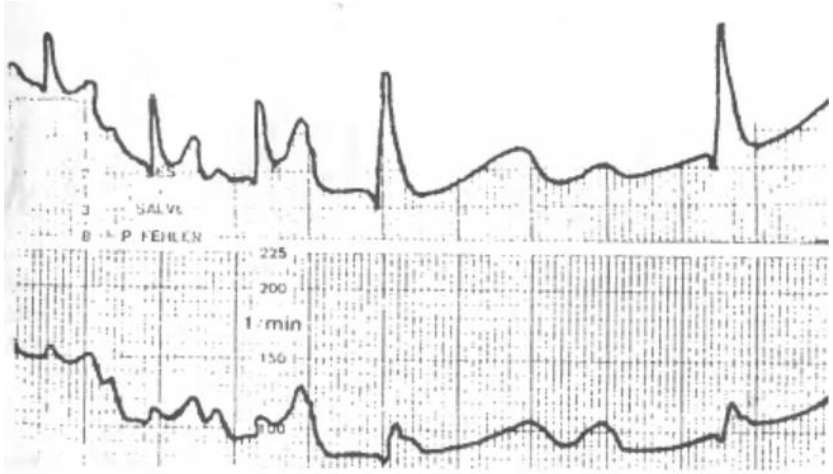


Рисунок 1 - Псевдобрадикардия при ХМ [3]

Так как артефакты при ХМ могут имитировать достаточно широкий спектр нарушений ритма сердца и проводимости, требуется постоянное совершенствование алгоритмов их выявления.

В таблице 1 представлены различные характеристики методов длительного амбулаторного мониторирования электрокардиограммы.

Таблица 1 - Характеристики методов длительного амбулаторного мониторирования ЭКГ

Устройство	Частота сим-Птомов [5, 6]	Характеристики устройства [4, 6, 8, 9]	Длительность теста [6]	Выявляемость аритмии
Внутриго-спитальный мониторинг (in-hospital monitoring)	Непрерывная регистрация ЭКГ в режи-ме реального времени	ЭКГ- запись осуществляется постоянно. Регистратор находится у постели пациента в составе прикроватного монитора или на теле пациента в виде портативного регистратора с выводом информации на монитор. При применении телеметрического модуля передача радиосигнала от регистратора пациента осуществляется непрерывно на центральную и портативную мониторинговые станции, в которых происходит обработка сигнала, его автоматический анализ и сигнализация при распознавании устройством отслеживаемых сердечных событий	12–24 ч	~64 % [7]
Холтеро - вское монитори - рование ЭКГ (с)	Ежедневные (сердце-биение)	ЭКГ-регистратор носится постоянно. Запись ЭКГ-сигнала непрерывно регистрируемая. Извлечение сигнала и его интерпретация – только после возвращения устройства. Подходит только для пациентов с симпто-мами, происходящими в период мониторинга, или при обследовании пациента для определения риска развития жизнеугрожающих аритмий и/или ответа на терапию	24 ч	~35 % [6]
Событий-ные ЭКГ-регистра -торы (event recorder) (с)	Еженедель-ные, ежеме-сячные	Внешние петлевые событийные мониторы с непостоянной записью. ЭКГ- регистратор носится с перерывами. Сохраняет данные при активации ЭКГ-регистратора самим пациентом во время или сразу после события.	До месяца	~60 % [5]
		Внешние петлевые событийные мониторы с постоянной записью. ЭКГ- электроды пациент самостоятельно присоединяет к грудной клетке по мере необходимости. ЭКГ- сигнал записывается и стирается в режиме непрерывной кольцевой/петлевой записи и удаления ЭКГ- сигнала в среднем около минуты, таким образом, регистрация клинического события будет иметь место в самые последние 30 с до активации пациентом процесса сохранения ЭКГ.	До 1–2 мес.	<20 % [10]
Накладные монито-ры (patch monitors) (с)	Ежедневные, еженедель-ные	Наружные приклеивающиеся к телу пациента устройства с постоянной записью. Основной интерес для использования данных устройств – диагностика фибрилляции предсердий у пациентов с перенесенным инсультом	До 14 дней	~90 % [8]
Дистанци -онная (домашняя) телеметрия (remote (at home) telemetry, МСОТ-системы) (с)	Ежедневные, еженедель-ные	Наружный ЭКГ-регистратор носится постоянно. Расширенная память – непрерывная ЭКГ- запись или 24-часовая запись информации по типу петлевой записи. Возможность передавать зашифрованные данные в реальном времени или через заданные интервалы времени на большие расстояния через телефонные линии или технологии сотового телефона.	До месяца и более	41 % [5]
Имплан-тируемые петлевые регистра -торы (implantable loop recorder) (с)	Более редкие, чем раз в месяц	ЭКГ- регистратор имплантируется подкожно. Имеет возможность записи ЭКГ- сигнала, аналогичную внешнему петлевому регистратору: непрерывная запись и удаление ЭКГ, если во время заданного времени петли (20–30 мин и т. д.) не произошла активация записи пациентом (данные сохраняются до и после момента активации устройства); автоматическая регистрация.	До 3 лет	~70 % [6]

Из таблицы видно, что ХМ в большей степени подходит для мониторинга мерцательной аритмии у пациентов, уже имеющих выраженную симптоматику.

Дополнительным исследованием, способным предоставить более полную информацию о работе сердца, может являться реокардиография. В основе данного метода лежит измерение импеданса биологических тканей в процессе изменения их кровенаполнения во время систолы и диастолы.

Так как кровь обладает наивысшим уровнем электропроводимости, то в период систолического сердечного сокращения в органах наблюдается прилив крови, отсюда следует, что данные участки тела будут

обладать высокой электропроводимостью. Низкая проводимость тока будет в том случае, когда мышца сердца будет находиться в расслабленном состоянии.

Для регистрации сигнала необходимо использовать 1 ЭКГ канал (II отведение) и минимум 2 канала измерений электрического импеданса. На рисунке 2 представлена схема расположения электродной сборки на пациенте.

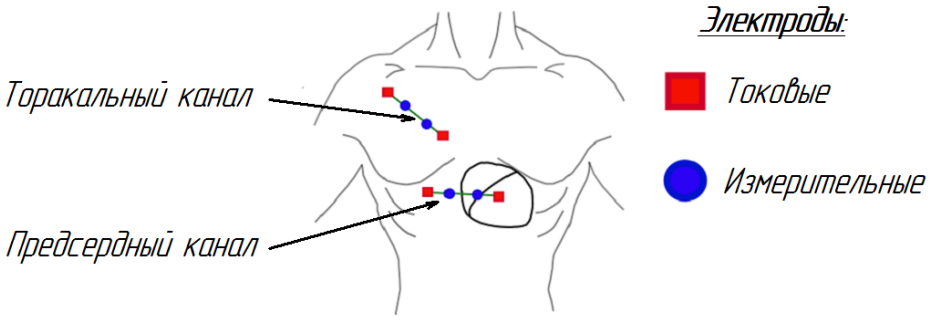


Рисунок 2 - Схема расположения электродной сборки на пациенте

Предсердный канал используется для анализа механической активности предсердий, а торакальный - для учета кровенаполнения мягких тканей. Для исключения искажений измерений потенциалом поляризации используется тетраполярная схема наложения электродов.

Для оценки состояния предсердий определяются значения интервалов APEP и AET. APEP – (atrium pre-ejection period) длительность между началом электрической и началом механической систолы правого предсердия. AET – (atrium ejection period time) длительность активной фазы дожатия крови из правого предсердия в правый желудочек. APEP определяется как интервал от начала P волны до ближайшего локального минимума на реограмме, соответствующего началу механической активности сердца, AET определяется как расстояние от локального минимума на реограмме до локального максимума на предсердном электроимпедансном канале, который располагается во временной области около R зубца на ЭКГ [4].

Отклонения параметров APEP и AET от средней нормы являются важными диагностическими данными, поскольку могут свидетельствовать о наличии мерцательной аритмии до появления симптомов.

Анализ измерений позволяет рассчитывать параметры кровотока в сердце человека, регистрировать объемные характеристики и сократительную способность миокарда. В связи с этим важно отметить, что реокардиографическая система позволит получать дополнительную информацию о механической активности предсердий и тем самым сделает возможным выявление нарушений в работе сердца на более ранних, скрытых этапах заболевания.

Выводы. Несмотря на широкое использование ХМ для диагностики мерцательной аритмии, по-прежнему остается ряд существенных недостатков данного метода. К ним можно отнести влияние псевдоаритмий на результаты исследования и в конечном итоге на постановку правильного диагноза, а также зависимость полученных результатов от технических аспектов проведения исследования.

Совмещение методов прекордиальной реокардиографии и электрокардиографии позволит рассматривать состояние сердца пациента с разных сторон и предоставит возможность выстраивать более эффективную стратегию лечения.

Библиографический список

1. Ардашев А.В. Механизмы и причины внезапной сердечной смерти. Факторы и стратификация риска в клинической практике. Основные определения и термины / А.В. Ардашев, Г.П. Арутюнов, Е.Г. Желяков и др. // Клиническая практика. – М.: ИД «МеДпрактИка-М», 2018, 247 с.
2. Иванов К.М., Юдаева Ю.А., Баталина М.В., Баталина И.А. Электрокардиография. Учебное пособие. – Оренбург, 2012. – 72 с.
3. Макаров Л. М. Холтеровское мониторирование. 3-е изд. М.: Мед - Практика - М, 2008. 456 с.
4. Малахов А.И., Тихомиров А.Н., Щукин С.И., Каплунова В.Ю., Шакарьянц Г.А., Применение электроимпедансных прекордиальных измерений в исследованиях на пациентах с гипертрофической кардиомиопатией, МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва; Первый МГМУ им. И.М. Сеченова, Москва.
5. Task Force for the Diagnosis and Management of Syncope, European Society of Cardiology (ESC), European Heart Rhythm Association (EHRA), et al. Guidelines for the diagnosis and management of syncope (version 2009). Eur Heart J 2009;30(21):2631–71.
6. Rothman S.A., Laughlin J.C., Seltzer J. et al. The diagnosis of cardiac arrhythmias: a prospective multi-center randomized study comparing mobile cardiac outpatient telemetry versus standard loop event monitoring. J Cardiovasc Electrophysiol 2007;18(3):241–7.

7. Raviele A., Giada F., Bergfeldt L., et al. Management of patients with palpitations: a position paper from the European Heart Rhythm Association. Europace 2011;13(7):920–34.

8. Zimethbaum P., Goldman A. Ambulatory arrhythmia monitoring: choosing the right device. Circulation 2010;122(16): 1629–36. DOI: 10.1161/circulationaha.109.925610. PMID: 20956237.

9. Creswell L.L., Schuessler R.B., Rosenbloom M., Cox J.L. Hazards of postoperative atrial arrhythmias. Ann Thorac Surg 1993;56(3):539–49.

10. Barrett P.M., Komatireddy R., Haaser S. et al. Comparison of 24-hour Holter monitoring with 14-day novel adhesive patch electrocardiographic monitoring. Am J Med 2014;127(1):95.e11–7. DOI:10.1016/j.amjmed.2013.10.003.PMID: 24384108.

11. Gladstone D.J., Spring M., Dorian P. et al. Atrial fibrillation in patients with cryptogenic stroke. N Engl J Med 2014;370(26):2467–77.

12. Вилкова Д.И., Николаев А.П., Писарева А.В., Немцова А.С., Николаенко А.О. Электрокардиорегистратор длительного мониторинга сердечного ритма // В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов Международной научно-практической конференции. 2018. С. 18-21.

13. Г. И. Аль-Салех, А. А. Рунова, А. В. Писарева, А. П. Николаев. Сравнительный анализ методов обработки электрокардиографического сигнала // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: труды XIII международной научной конференции с научой молодежной школой им. И. Н. Спиридонова: в 2-х кн. Кн. 2. - Владимир; Суздаль, 2018. - С. 120-125.

14. Лахминов К.Д., Гаврилов Г.Е., Аполлонова И.А. Разработка безгелевой системы электродов для регистрации ЭЭГ сигнала // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии Труды XIII Международной научной конференции с научной молодежной школой имени И.Н. Спиридонова. В 2-х книгах. 2018. С. 175-179.

POSSIBILITIES OF APPLICATION OF RHEOCARDIOGRAPHY IN THE EARLY DIAGNOSIS OF ATRIAL FIBRILLATION

[1]Popova P.P., [2]Askerova S.A., [3]Nikolaev A.P., [4]Pisareva A.B.
[1]Moscow State Technical University N.E. Bauman. BMT4. Moscow, pivkube@gmail.com,
[2]Moscow State Technical University. N.E. Bauman. BMT4. Moscow, asksveta1996@mail.ru,
[3]Moscow State Technical University N.E. Bauman. BMT4. Moscow, apnikolaev@yandex.ru,
[4]Moscow State Technical University N.E. Bauman. BMT4. Moscow, pavpav.06@mail.ru

Keywords: Atrial fibrillation, ECG, precordial rheography, Holter monitoring.

Annotation. This article discusses the problems of diagnosing atrial fibrillation, exacerbated by the interference of the electrocardiographic signal, and also presents the need to use a rheocardiographic signal as an additional diagnostic tool to increase the reliability of detection of the disease. Atrial fibrillation is one of the most common cardiac abnormalities and, as a result, the main cause of thrombosis and thromboembolism, causing ischemia of the vessels of the heart and brain. As a rule, this disease develops imperceptibly and after a few attacks is converted into a chronic or persistent form.

———————— ♦ ————————

ЭКОНОМИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ ВЕНЕПУНКЦИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ СОСУДОВ

Сатаненко А. А., Писарева А. В., Николаев А.П.
МГТУ им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), факультет биомедицинская техника, кафедра медико-технического менеджмента, г. Москва, arti1286@yandex.ru

Ключевые слова: оксиметрия, ишемический инсульт, гипоксия, тканевой оксиметр, лазерная доплеровская флоуметрия

Аннотация. На сегодняшний день существует множество методов контроля пункции периферических сосудов, наиболее актуальными из них являются: тактильный, оптический, ультразвуковой и электроимпедансный методы. Ни один из них не позволяет полностью заменить остальные. Система, включающая максимально возможное количество разнообразных датчиков контроля, позволит добиться наиболее эффективного проведения пункции, снизив до минимума все риски и избежав постинъекционных осложнений. В данной работе предлагается бизнес-план, основанный на проведенном анализе рынка и основных конкурентов, на описании характеристик продукта, его ключевых особенностей и преимуществ. Рассматриваются организационная структура проекта, указываются потенциальные инвесторы и потребители, предлагается бизнес-модель продукта, проводится финансовый анализ, рассчитываются себестоимость, постоянные и переменные издержки, время окупаемости продукции [3]. В заключение формулируется цель и перспективы разработки автоматизированных систем венепункции периферических сосудов.

На сегодняшний день существует множество методов контроля пункции периферических сосудов, наиболее актуальными из них являются: тактильный, оптический, ультразвуковой и электроимпедансный методы [4]. Ни один из них не позволяет полностью заменить остальные. Система, включающая максимально возможное количество разнообразных датчиков контроля, позволит добиться наиболее эффективного проведения пункции, снизив до минимума все риски и избежав постинъекционных осложнений [1].

Окружающие кровеносный сосуд мягкие ткани биообъекта, помимо мышечных волокон, являются различными слоями кожи: эпидермис, дерма и гиподерма. Эпидермис – верхний слой кожи, состоящий из нескольких более тонких слоев. Его толщина составляет порядка 0,07-0,1 мм для внутренней поверхности предплечья. Дерма представляет собой внутренний слой кожи, состоит из двух более тонких слоев соединительной ткани – сетчатого и сосочкового. Ее толщина варьируется в диапазоне 0,5-5 мм. Гиподерма – это слой подкожной жировой клетчатки.

Таким образом, периферические сосуды человека расположены в непосредственной близости к 2 основным типам тканей: мышечной и жировой [2], [5].

При проведении венепункции важную роль играет расположение вен верхних и нижних конечностей. Наиболее часто применяемой процедурой является прокалывание подкожных вен рук (вены предплечья, запястий, тыла кисти).

Использование электроимпедансного метода контроля пункции позволит добиться улучшения точности и избежать травм прилегающих тканей [4]. Устройство такого типа можно подключать в качестве дополнительного блока к любой автоматизированной системе. При этом, помимо локализации сосуда, систему можно использовать для решения любых задач, связанных с дифференциацией типов тканей и локализацией внутренних структур, подбирая определенные параметры зондирующего сигнала и следуя правилам электробезопасности.

Существует множество как портативных, так и стационарных систем с инфракрасными излучателями для исследования поверхностных вен. В качестве примера стационарного устройства можно привести прибор для поиска вен BS1000 фирмы Wuxi Biomedical Technology Company. Его стоимость составляет порядка 1380 $ [3], [6].

В качестве портативного устройства можно рассмотреть прибор для поиска вен BS300 от той же фирмы Wuxi Biomedical Technology Company, стоимость которого составляет 2000 $. Устройство питается от встроенного аккумулятора и имеет инфракрасные излучатели, формирующие двухмерное изображение расположения поверхностных сосудов [7], [8].

Примерами реализации ультразвуковой системы являются VEEBOT – автоматизированная станция для проведения венепункции фирмы VEEBOT SYSTEMS INC и VenousPro фирмы VascuLogic. Оба прибора на данный момент используются в образовательных и исследовательских целях и проходят процесс регистрации для дальнейшей реализации в коммерческих целях. На разработку приборов были потрачены 100,000 и 300,000 $ соответственно [5].

Устройства, использующие только методы тензометрии контроля прокола сосуда, не имеют коммерчески внедренных аналогов, поскольку данный метод является обычно дополнительным к ультразвуковому или оптическому при проведении венепункции [5], [7].

Касаемо электроимпедансного метода, существует коммерчески реализуемая система Injeq от компании Injeq LTD, стоимость которой составляет порядка 2,000-5,000 $. В данном случае система является законченным продуктом, работа которого основывается только на электроимпедансном методе контроля венепункции [6], [8].

Автоматизированные системы венепункции периферических сосудов закупаются в основном медицинскими центрами, в частности, хирургическими отделениями, а также клинико-биохимическими лабораториями.

Автоматизированные системы венепункции являются альтернативой традиционным хирургическим методам, предназначенным для воздействия на биологическую ткань. Такие устройства рассматриваются как конкуренты традиционным методикам, являются эффективными при контроле проведения процедуры, тогда как общепринятые стандарты применения традиционной медицины не достигают удовлетворительных результатов.

Области применения автоматизированной системы: Общая хирургия, ангиохирургия, военно-полевая хирургия, комбустиология и травматология.

Интересы и предпочтения потребителей заключаются в необходимости применения нескольких рабочих методов контроля положения иглы (ультразвуковой, оптический, электроимпедансный, тензометрический), которые позволят с максимальной точностью диверсифицировать ткани, определить положение кровеносных сосудов и провести венепункцию.

К важным параметрам разрабатываемого устройства относятся: оснащение одноразовыми сменными коаксильными иглами и пробирками, а также системой их автоматической замены, минимизация количества расходных материалов за счет повышения вероятности удачного исхода процедуры, возможность дезинфекции и стерилизации модулей и их частей паром при высоких температурах (обычно не более 150 ^{0}C).

В качестве потребителей могут выступать государственные и частные клиники, процедуры госзакупок и

электронные торговые площадки.

К способам привлечения потребителя можно отнести создание сайтов с производимым оборудованием, описание основных характеристик и области применения, наглядное демонстрирование возможностей приборов (фото- и видеоматериалы).

Разрабатываемый проект представляет собой комбинацию аппаратной и программной частей в рамках единой платформы автоматизированной системы венепункции, поэтому для коммерциализации предлагается использовать сразу несколько бизнес-моделей.

Аппаратная составляющая в виде блока управления (и опционально внешнего комплекта автоматизации) реализуется по бизнес-модели кастомизации. В этом случае для каждого конкретного клиента предлагается свой комплект аппаратного обеспечения, в зависимости от имеющегося в лаборатории обеспечения. При этом аппаратная компонента выступает в роли точки вхождения в платформу автоматизированной венепункции, являясь необходимой для дальнейшего использования программной платформы.

Программная платформа анализа крови, систематизации и последующей обработки данных представлена в виде «Платформа как услуга» (PaaS) по подписной бизнес-модели. Для использования платформы клинике предлагается выбрать требуемый план подписки (тип анализа). Такая модель позволит пользователю гибко конфигурировать требуемый пакет ПО, а производителю учитывать интерес к тому или иному программному модулю, а также проводить их совершенствование. Модель PaaS используется для обеспечения гибкости решения и возможности расширения системы.

Процесс реализации проекта можно разделить на 2 этапа.

На первом этапе необходимо: подобрать материал для сайта клиники с информацией о врачах клинико-лабораторной диагностики, которые будут контролировать процедуру автоматизированного забора крови; обучить врача клинико-лабораторной диагностики для проведения процедуры, а также выявления пациентов группы риска, определения качества выполнения процедуры, выполнения повторных заборов крови, если это необходимо; повысить информированность врачей клинико-лабораторной диагностики о принципах работы оборудования, о физических основах действия, о предотвращении сквозных проколов и рассечении тканей пациента при проведении процедуры автоматизированного забора крови; закупить минимальный набор расходных материалов (коаксиальные одноразовые иглы, раствор антибиотика/антисептика, одноразовые пробирки для хранения крови) и самого аппарата автоматизированной венепункции [1].

На втором этапе необходимо: закупить дополнительное оборудование для проведения центрифугирования крови, ее полного анализа и формирования отчета в автоматизированной форме с последующим информированием пациента в день обращения; наладить системы консультаций широкого спектра с врачами смежных направлений диагностики и анализа крови, например, при противоречивых случаях результатов анализа.

На начальном этапе развития проект финансируется за счет личных средств. Оборудование в виде медицинских датчиков, одноразовых инструментов, а также доступ к медицинским препаратам, рабочее помещение лаборатории обеспечивается Научно-образовательным медико-техническим центром (НОМТЦ) при МГТУ им. Н.Э. Баумана. Разработка программного обеспечения выполняется на базе собственного персонального компьютера. Проектирование устройства, разработка элементной базы и схемотехника автоматизированной системы выполняется на основе такого программного обеспечения, как: Matlab, Microcap, Altium Designer (аналог – DipTrace). Часть используемых программ платные, поэтому в случае совершенствования / внесения изменений в аппаратное обеспечение проекта также следует предусмотреть дополнительные расходы денежных ресурсов.

На этапе развития проекта планируется прибегнуть к помощи грантового финансирования, инвесторов и бизнес-инкубаторов.

На более поздних этапах, после учреждения организационно-правовой формы предприятия, следует заключить эксклюзивное партнерство с частной сетью КДЛ для научного и коммерческого сотрудничества.

Согласно предварительной оценке и исходя из маркетингового анализа, проведенного вне рамок данной работы, предполагается, что срок окупаемости аппаратной составляющей системы должен составлять порядка полугода. Планируется, что основную долю дохода принесет контрактная модель доступа медицинских учреждений к платформе автоматизированной системы с непрерывными обновлениями, обслуживанием и гарантией.

Расчет полной себестоимости в развернутом виде с выделением отдельных элементов ведется по следующей формуле:

$$\begin{aligned}\text{Полная себестоимость} &= \text{Затраты на сырье и материалы} + \text{Затраты на энергоносители} \\ &+ \text{Амортизационные отчисления} + \text{Заработная плата основного персонала} \\ &+ \text{Заработная плата управленческого и вспомогательного персонала} \\ &+ \text{Отчисления от заработной платы} + \text{Расходы на сбыт и продажное обслуживание} \\ &+ \text{Транспортные расходы} + \text{Прочие затраты.}\end{aligned}$$

Знание общей суммы расходов на производство и реализацию товара или услуги не дает достаточной информации для понимания и оценки отдельных элементов этой системы. Так из общей себестоимости не

видна величина затрат на одну единицу продукции. Остаются неопределенными расходы на отдельный процесс. Для этого разработано множество специфических формул себестоимости, рассчитывающих отдельные величины.

С учетом того, что некоторые затраты зависят от объема производства, а некоторые нет, принято различать издержки переменные и постоянные.

Размер постоянных издержек вычисляется суммированием величин некоторых неизбежных затрат предприятия.

Рассчитаем полную себестоимость, постоянные и переменные издержки, а также себестоимость единицы продукции на год. На основе проведенных расчетов определим время окупаемости продукции.

Автоматизированная система венепункции состоит из определенных комплектующих [2]. Все они выполняются на заказ у поставщиков, конечная сборка совершается работниками компании. К основным элементам изделия относятся: корпус – 50,000 руб., печатная плата – 2,000 руб., блок питания – 20,000 руб., электронные компоненты (транзисторы, ОУ, резисторы, конденсаторы) – 120,000 руб., система управления – 30,000 руб., экран – 30,000 руб., соединительные провода – 18,000 руб., модуль передачи данных – 15,000 руб., механический привод – 60,000 руб., крепление для сменных игл – 40,000 руб., ультразвуковые излучатели – 350,000 руб., оптические датчики – 65,000 руб. В итоге общая себестоимость изделия составляет 800,000 руб. [3].

Для сборки, тестирования и ремонта оборудования арендуется помещение стоимостью 100 тыс. руб. в месяц (1,2 млн. руб. в год), в котором трудятся 8 работников с заработной платой 35 тыс. руб. в месяц (420 тыс. руб. в год). Помимо этого, арендуется складское помещение стоимостью 15 тыс. руб. в месяц (180 тыс. руб. в год) для хранения и дальнейшей транспортировки готовых изделий заказчикам [3]. Компания осуществляет рекламную деятельность на интернет-ресурсах и тратит на это 10 тыс. руб. в месяц (120 тыс. руб. в год).

$$\text{Постоянные издержки} = 1{,}2\ \text{млн. руб.} + 420\ \text{тыс. руб.} + 180\ \text{тыс. руб.} + 120\ \text{тыс. руб.} = 1{,}92\ \text{млн. руб.}$$

Помимо самого изделия на складе также хранятся выполненные под заказ расходные материалы – комплектующие. К ним относятся: одноразовые пробирки для хранения крови (100 руб.), коаксиальные одноразовые иглы (350 руб.) и растворы антисептика для полости раны (50 руб.).

Будем считать, что в среднем 50 человек в день совершают забор крови на одном аппарате. На каждого человека нужна 1 игла, 1 упаковка антисептика и 1 пробирка. Таким образом в год получается 13,2 тыс. единиц расходников.

$$\text{Переменные издержки (на единицу продукции)} = (100 + 350 + 50\ \text{руб.}) * 13{,}200 = 660\ \text{тыс. руб.}$$

Точка безубыточности – это объём производства и реализации продукции, при котором расходы будут компенсированы доходами, а при производстве и реализации каждой последующей единицы продукции предприятие начинает получать прибыль.

Иными словами, под точкой безубыточности понимается такой момент, когда предприятие полностью покроет убытки и деятельность компании начнет приносить реальную прибыль.

Точка безубыточности – объем продаж, при котором прибыль компании равна нулю. Прибыль – это разница между доходами и расходами.

Расчет точки безубыточности (ТБУ) в натуральном эквиваленте:

$$\text{БЕР}_{\text{нат}} = \text{Постоянные издержки} / (\text{Цена продукции} - \text{Переменные расходы на единицу продукции})$$

$$\text{БЕР}_{\text{нат}} = 1{,}92\ \text{млн. руб.} / (1{,}200\ \text{тыс. руб.} - 660\ \text{тыс. руб.}) = 4\ \text{штуки.}$$

Зная количество товаров, можно рассчитать точку безубыточности в денежном эквиваленте:

$$\text{БЕР}_{\text{ден}} = \text{БЕР}_{\text{нат}} * \text{Цена продукции}$$

$$\text{БЕР}_{\text{ден}} = 4\ \text{штуки} * 1{,}200\ \text{тыс. руб.} = 4{,}8\ \text{млн. руб.}$$

Достоинства предлагаемой аппаратно-программной платформы автоматизированной системы венепункции включают:

реализация системы с поддержкой принятия врачебного решения, позволяющей сформировать географически распределенную сеть и охватить большую часть конечных потребителей (пациентов);

гибкость поставляемого потребителю аппаратного и программного обеспечения в зависимости от потребностей конечных пользователей;

возможность модернизации имеющегося у потребителя оборудования за счет поставляемого аппаратного обеспечения;

применении современных датчиков и модулей для выполнения точного позиционирования иглы в тканях пациента и проведения процедуры с возможностью дальнейшего обновления и расширения доступного функционала;

объединении различных алгоритмических методик диагностики на базе единой веб-платформы, образующей пространственно-распределенную систему клинико-диагностических лабораторий.

Целью предлагаемого продукта является выполнение социально значимой задачи – обеспечение доступной массовой высококачественной инвазивной процедуры забора крови для пациентов.

В заключение, следует отметить, что рынок автоматизированных систем остается привлекательным для медицинских организаций, производителей медицинской техники и инвесторов. В данном сегменте рынке возможно эффективное применение инновационных технологий и реализация различных подходов к решению

проблемы. Более того, проекты в данной области, направленные на автоматизацию инвазивных процедур, решают социально значимые задачи, а, значит, потенциально могут быть поддержаны грантами и могут получить государственную поддержку.

Библиографический список

1. Зинчук В.В. Нормальная физиология. Краткий курс: учеб. пособие / В. В. Зинчук, О. А. Балбатун, Ю. М. Емельянчик; под ред. В. В. Зинчука. – Минск: Выш. шк., 2010. – 431 с.
2. Кудашов И.А. Биотехническая система контроля венепункции на основе измерений электрического импеданса. Дис. ... канд. техн. наук 2016, 125 с.
3. Писарева А. Бизнес-планирование. Учебное пособие. // Москва, 2017. Издательство: Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)" (Москва), 56 с.
4. Сатаненко А.А., Кудашов И.А., Писарева А.В. Разработка метода регистрации положения инъекционной иглы при проведении пункции периферических сосудов. // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2019. Т. 18. № 4. С. 93-104.
5. Infrared Vein Finder / [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.portable-ultrasound-scanner.com/sale-1015518-infrared-light-source-infrared-vein-finder-portable-venipuncture-for-pediatric-clinic.html (дата обращения: 17.02.2020).
6. Infrared Vein Finder Portable / [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://french.portable-ultrasound-scanner.com/sale-10132479-palm-vein-scanner-vascular-injection-vein-illuminator-vein-imaging-device-with-rechargeable-battery.html (дата обращения: 17.02.2020).
7. Injeq IQ-Needle / [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://injeq.com (дата обращения: 17.02.2020).
8. VEEBOT SYSTEMS INC / [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.veebot.com/solutions.html (дата обращения: 17.02.2020).

BUSINESS CASE FOR DEVELOPING AN AUTOMATED PERIPHERAL VASCULAR VENIPUNCTURE SYSTEM

Satanenko A.A., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.
MSTU named after N.E. Bauman (National Research University), Department of Biomedical Engineering, Department of Medical and Technical Management, Moscow, arti1286@yandex.ru

Keywords: oximetry, ischemic stroke, hypoxia, tissue oximeter, laser Doppler flowmetry.

Abstract. To date, there are many methods for monitoring peripheral vascular puncture, the most relevant of them are: tactile, optical, ultrasonic and electroimpedance methods. None of them can completely replace the others. A system that includes the largest possible number of different control sensors will allow you to achieve the most effective puncture, reducing all risks to a minimum and avoiding post-injection complications. This paper proposes a business plan based on the analysis of the market and its main competitors, describing the characteristics of the product, its key features and advantages. Examines the organizational structure of the project, identifies potential investors and consumers, we offer a business model of the product, conducted financial analysis, calculated the cost, fixed and variable costs, time occupiamo products. In conclusion, the goal and prospects of developing automated peripheral vascular venipuncture systems are formulated.

———————— ♦ ————————

ТЕХНИКО-ЭКОНОМИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПРОФИЛАКТИКИ АПНОЭ ВО ВРЕМЯ СНА

[1]Казаков С.Б., [2]Шишов Д.М., [1]Ларин А.И., [1]Николаев А.П., [1]Писарева А.В.

[1]Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), г. Москва.
[2]Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет), г. Москва.

Ключевые слова: аппарат, пациент, сон, давление, апноэ, датчик, компрессор, себестоимость.

Аннотация. В статье представлен обзор существующих технических решений в сфере мониторинга и предотвращения апноэ во сне. Целью научной работы является разработка конструкции прибора и создание алгоритма программы для управления аппарата искусственной вентиляции лёгких для предотвращения апноэ во сне. Показана разработка структуры устройства аппарата. Выполнено технико-экономическое обоснование разработки аппаратно-программного комплекса для предотвращения апноэ во сне. Показано, что себестоимость готового изделия достаточно конкурентна. Подобран компрессор и датчик влажности с обоснованными

характеристиками для создания аппарата, а также основные элементы. Разработана конструкция корпуса аппарата и разработана компоновка. Произведён анализ существующих аппаратов для предотвращения апноэ, который показал, что на рынке присутствует большое количество импортных моделей, однако они имеют довольно высокую цену. Разработанный нами Российский аналог проектируемого аппарата, при схожих характеристиках, будет иметь более привлекательную цену, чем у импортных приборов. Интегрирование датчика влажности в персональную маску пациента даёт возможность отслеживать остановки дыхания пациента во время сна, и тем самым включать процесс принудительной подачи дыхательной смеси именно в тот момент, когда она необходима для устранения патологии.

Введение. Для лечения апноэ существует эффективная CPAP-терапия (CPAP — Constant Positive Airway Pressure). Как известно, этот метод применяется для регулярного поддержания положительного давления в дыхательных путях пациента. Это достигается при помощи применения лечебного CPAP аппарата во время сна, а также используется для лечения синдрома обструктивного апноэ во время физиологического сна человека, как в умеренной, так и в тяжёлой степени [1], [13], [14]. К сожалению, лечение с помощью CPAP аппарата имеет и отрицательные стороны. При первом использовании прибора у некоторых пациентов возникает клаустрофобия. Поэтому такие пациенты не смогут длительно применять данную терапию. Особенность крепления, применяемой маски в данном приборе в некоторых случаях может быть неудобна, так как она может вызвать усиленное потоотделение у пациента в тёплый сезонный период. У ряда пациентов воздух, выходящий через нос на протяжении всего периода сна, может вызывать сухость в ротовой полости, а в некоторых случаях и раздражение глаз [2], [16]. Следует отметить, что шум, сопровождающий работу прибора может нарушить физиологический сон чутко спящего члена семьи пациента. А некоторые пациенты, которые страдают заложенностью носового прохода по различным причинам могут испытывать определенные трудности с привыканием к CPAP аппарату. Определенные расстройства здоровья человека, страдающего апноэ, например, эмфизема лёгких, ослабленные лёгкие и вовсе накладывают некоторые ограничения на использование данного прибора [3], [7].

Целью настоящей работы является разработка конструкции, алгоритма программы управления аппарата искусственной вентиляции лёгких для предотвращения апноэ во сне [4].

Систематическая гипоксемия вызывает развитие сердечно-сосудистых нарушений: артериальной гипертензии, ишемии миокарда и головного мозга [5]. Из-за гипоксии тканей нарушается углеводный и жировой обмен, нарастает ожирение и гиподинамия, что в свою очередь вызывает снижение тонуса мышц и усиливает апноэ во сне [6]. Таким образом замыкается «порочный круг», чреватый тяжелыми последствиями, среди которых инфаркт миокарда, мозговой инсульт, автодорожная катастрофа, несчастный случай на производстве или в быту [7].

СОАГС – потенциально угрожающее жизни пациента состояние, определяемое как совокупность гиповентиляционных нарушений дыхательного рисунка во время сна [8].

CPAP-аппарат – это устройство, которое позволяет проводить вентиляцию легких, при помощи метода создания постоянного положительного давления в дыхательных путях [9]. Сущность данного метода: аппарат предотвращает спадание дыхательных путей во время сна пациента, которое приводит к эпизодам удушья и храпу [10]. В концепции минимализма CPAP-аппарат представляет собой компрессор, который через специальный гибкий шланг и носовую или носо-ротовую маску принудительно беспрерывно подает воздушную смесь в дыхательные пути, под небольшим повышенным давлением [11]. Тем самым в просвете глотки создается избыточное положительное давление, которое слегка раздувает дыхательные пути и не дает им спадаться [12].

CPAP-аппараты третьего класса («низшего») утрированно представляют из себя компрессор, постоянно подающий определенный объем дыхательной смеси в легкие пациента [13]. По итогу в дыхательном контуре создается определенное фиксированное лечебное давление [14]. Однако аппараты данного класса не учитывают того, что за время дыхательного цикла, состоящего из вдоха, выдоха и дыхательной паузы, происходит изменение давления в дыхательной системе человека [15]. Следовательно, подача постоянных объемов воздуха под постоянным давлением не способствует комфортному и эффективному лечению данной патологии [16]. Еще одним недостатком является – снижение эффективности CPAP-аппаратов III класса при утечках воздуха.

Ярким примером CPAP-аппарата III класса является CPAP-аппарат SOMNOsoft 2e. Компания и страна производителя (соответственно, через запятую): Loewenstein Medical (Weinmann), Германия. Стоимость на рынке: 59 500 – 64 500 руб.

SOMNOsoft 2e относится к классу неавтоматических («низших») CPAPаппаратов. Принцип его работы: аппарат создает постоянное избыточное давление в контурах дыхательной системы, что способствует открытию дыхательных путей у спящего пациента. Это приводит к успешной ликвидации обструкции и обеспечению полноценного, комфортабельного дыхания во время сна. Дыхательная смесь с избыточным давлением принудительно подается через дыхательную маску. На дисплее отображается вся информация, необходимая для контроля за состоянием спящего пациента: давление, объем подаваемого воздуха, количество вдохов пациента за одну минуту. Данные параметры выставляются персонально под каждого пациента, после его предварительного медицинского осмотра.

Аппарат применяется для лечения пациентов, страдающих синдромом обструктивного апноэ сна. Создавая положительное давление в дыхательных путях пациента в течение всей ночи, CPAP-аппарат обеспечивает нормализацию дыхания.

Прибор прост и удобен в использовании. Благодаря технологии ThermoSmart, воздух, подаваемый пациенту через CPAP-аппарат, максимально увлажнен, что способствует комфортному лечению и препятствует возникновению различных побочных эффектов. Благодаря данной функции этот аппарат достаточно востребован у пациентов с нарушениями дыхания и выраженной сухостью слизистой носа в ночное время.

В CPAP-аппаратах II класса устранены все недостатки медицинских приборов третьего класса с помощью функции компенсации лечебного давления. Датчик давления и низкоинерционный двигатель компрессора позволяют обеспечить данное преимущество аппарата [6]. Таким образом, во время фазы вдоха, когда давление в дыхательном контуре спадает, аппарат увеличивает обороты двигателя компрессора, повышая лечебное давление. А при фазе выдоха, когда давление в дыхательном контуре повышается, аппарат снижает обороты двигателя компрессора, уменьшая давление в дыхательном контуре. По итогу такая очередность синхронизированного увеличения и понижения оборотов двигателя компрессора с фазами вдоха и выдоха обеспечивает комфортабельные условия для дыхания во время сна.

Более того датчик давления реагирует на аналоговый сигнал снижения давления в трубке, причиной которого является утечка воздуха из-под персональной маски пациента.

На сегодняшний день CPAP-аппараты I класса являются наиболее современными и высокотехнологическими аппаратами для лечения патологий паттернов дыхания во сне. В отличие от своих предшественников, данный класс имеет ряд преимуществ, таких как:

Практически полное устранение обструктивного апноэ сна пациента;

Снижен уровень бесшумности рабочего состояния аппарата;

Автоматический подбор основных параметров в системе в заданных пределах;

Запись информации о лечебных параметрах в память аппарата.

Аппараты предотвращения апноэ сна I класса, оснащены сложным алгоритмом, который точно подбирает необходимое значение лечебного давления, на основание постоянного мониторинга дыхательных параметров в режиме реального времени.

Эти аппараты предусматривают очень важную особенность сна пациента. Дело в том, что подача воздуха с точным лечебным давлением необходима не только при чередовании фаз вдоха и выдоха, но и при смене фаз сна и положения тела. Например, чтобы предотвратить апноэ у пациента, лежащего на спине, требуется более высокое лечебное давление, чем в положении на боку. Так же аппарат повышает давление при переходе в некоторые фазы сна, при которых больше расслабляются мышцы глотки.

Результаты и обсуждение. Проектируемый портативный аппарат предназначен в будущем для пациентов с обструктивным апноэ сна. Его можно применять для использования в домашних условиях. Категория пациентов: взрослые. Аппарат предназначен для индивидуального пользования пациентом. Стоит отметить, что применение разрабатываемого аппарата требует предварительной медицинской диагностики пациента врачом. Суть разработанной нами системы заключается в обеспечении дискретного режима работы аппарата предотвращения апноэ во сне.

Главными потребителями данного продукта будут пациенты, страдающие от расстройства сна, которым необходимо отслеживать параметры сна с целью корректировки врачом дальнейшего лечения, а также лечебные учреждения.

StandBy-аппарат будет автоматически определять остановку дыхательных циклов пациента, и только после обнаружения которой, аппарат будет принудительно подавать дыхательную смесь пациенту.

Новизна решения состоит в интеграции датчика влажности в персональную маску пациента. Датчик влажности соединён с микроконтроллером, который подаёт сигнал, в случае необходимости подачи дыхательной смеси, и выключает ее, в момент нормализации дыхательных циклов.

StandBy-аппарат начинает принудительно подавать дыхательную смесь, только в момент, когда обнаружена остановка дыхания пациента.

Этот режим работы является альтернативой существующих уже на рынке аппаратов с непрерывной подачей дыхательной смеси пациенту через маску. Режим StandBy позволит пациенту комфортабельную терапию апноэ без постоянного шума от аппарата. А также обеспечить нормальный сон, без постоянного шума, как пациенту, так и его семье.

На основе технических требований к проектируемому аппарату диапазон давления, необходимый для предотвращения апноэ, лежит в пределах от 4 до 30 гПа. Дыхательный объем у взрослого человека (от 35 до 65 лет), который вдыхается или выдыхается при спокойном дыхании составляет 650-800 мл. Частота дыхательных циклов – 12-16 раз в 1 минуту.

Компрессор должен обеспечивать подачу максимального значения минутной вентиляции лёгких, которая определяется по формуле 1.

$$V_{\text{минутный max}} = V_{\text{вдоха max}} * f_{max} \qquad (1)$$

где $V_{\text{вдоха max}}$ – максимальное значение дыхательного объема, который вдыхается или выдыхается человеком при спокойном дыхании;

f_{max} – максимальное значение частоты дыхательных циклов человека

$$V_{минутный\ max} = 12{,}8\ [л/мин]$$

Таким образом, отталкиваясь от известных теоретических, а также рассчитанных выше параметров, на рынке был выбран компрессор, который обеспечивает требуемые значения данных параметров, а также является оптимальным по цене.

Ключевыми партнерами нашей разработки являются производители готовых элементов устройства: комплектующих изделия, сайты по размещению рекламы в интернете. Почтовые организации [15].

Основными первичными затратами является активная рекламная компания и производство первой партии устройств. В дальнейшем необходимо содержать штат сотрудников, что включает в себя заработную плату и аренду помещения. Создание 3D модели корпуса и фурнитуры устройства подразумевает выполнение его на заказ. Минимальная цена готового корпуса составляет 1500 рублей за штуку.

Минимальная партия изготовления устройства составит 100 штук. Таким образом для заказа 100 корпусов для готового устройства необходимо 150 000 рублей [10].

Примерная стоимость компонентов устройства таких как маска пациента и будет составлять 200 рублей для одного готового образца, следовательно на 100 штук необходимо будет потратить 20 000 рублей.

Дыхательный контур в количестве 100 штук обойдётся в 80 000 рублей. На 100 готовых устройств необходимо соответствующее количество фильтров, для этого потребуется затратить 20 000 рублей. Также для сборки готового изделия потребуется компрессор, на 100 готовых устройств необходимо потратить 221 800 рублей. Затраты на 100 плат для управления компрессором составит 186 800 рублей, на датчики давления 16 000 рублей, на датчики влажности 24 000 рублей, на контроллер Arduino Nano выйдет 25 000 рублей. Расходы на 100 блоков питания составят 50 000 рублей, на стабилизаторы напряжения 20 000 рублей, LCD-экран 22 500 рублей и плёночная клавиатура 15 000 рублей. Итого, расходы на все комплектующие для 100 устройств составит 851 100 рублей.

Как известно, регистрация медицинского изделия в примерно занимает до 12 месяцев. Если мы привлечём фирму-посредника, коммерческую организацию для ведения процедуры регистрации нами разрабатываемого медицинского изделия, то расходы на регистрацию, включая клинические испытания составят не менее одного миллиона рублей, однако если нанять специалиста по регистрации медицинских изделий с зарплатой 50 тысяч рублей в месяц, то расходы на регистрацию возможно снизить до 600 000 рублей.

Рекламная компания включает в себя не только заказ рекламы у рекламодателей, но и консультации по продвижению продукта. В настоящее время существует огромное количество рекламных агентств, что позволяет на первоначальных этапах не нанимать PR менеджера на постоянной основе. Расход на рекламную компанию будет составлять 40 тысяч рублей в месяц, а значит итоговая сумма для данной статьи расходов составит 480 000 рублей в год.

Расходы на заработную плату нанятых по договору подряда сотрудников составят около 1 900 000 рублей в год, а соответственно в месяц сумма по статье заработная плата составит 158 333 рубля для всех сотрудников. Штат сотрудников планируется из 4 единиц, это управляющий проектом с высшим техническим образованием, инженер-техник, сервисный инженер, бухгалтер.

Для сборки и наладки оборудования потребуется арендованное помещение в ближайшем Подмосковье стоимостью 30 000 рублей площадью 20 м^2. Таким образом, расходы по договору аренды составят 360 000 в год.

Посчитаем расходы на 12 месяцев для изготовления изделий и обобщим расходы на партию готовых устройств в количестве 100 штук в месяц по формуле [4], [5]:

$$С = К + ЗП + А + Р1 + Р2,$$

где: С- полная себестоимость партии из 1200 изделий;

К- комплектующие, ЗП - зарплата сотрудников, А-аренда помещения, Р1-расходы на рекламу, Р2-расходы на регистрацию медицинского изделия.

Таким образом, исходя из себестоимости комплектующих элементов можно сделать вывод, что производство российского аналога при схожих характеристиках будет иметь более привлекательную цену, чем у конкурентов. Так как в основном все комплектующие элементы будут закуплены в Китае через глобальную виртуальную торговую площадку AliExpress. Маска пациента и дыхательный фильтр покупались в российском интернет-магазине Maromax.ru.

Себестоимость продукта нам удалось снизить за счёт того, что проектирование 3D моделей основных элементов аппарата осуществлялась в программе SolidWorks. Все размеры 3D моделей идентичны оригинальным размерам элементов. Проектирование элементов осуществлялось для визуализации их расположения и компоновки внутри корпуса аппарата. На основе проектирования компоновки элементов и создания 3D модели корпуса были уточнены основные габаритные размеры аппарата: длина – 160 мм, ширина – 180 мм, высота – 91 мм.

Итого, планируемые расходы для изготовления 12 партий в год по 100 готовых устройств составляет 13 672 000 рублей. Соответственно, себестоимость одного устройства на начальном этапе составит 11 393,33 рубля. В дальнейшем планируется увеличить мощность производства и расширить географию потенциальных клиентов, соответственно, планируемая себестоимость снизится ещё, как минимум на 20%

Заключение. Произведённый анализ существующих аппаратов для предотвращения апноэ показал, что на рынке присутствует большое количество импортных моделей, однако они имеют довольно высокую цену. Российский аналог проектируемого аппарата, при схожих характеристиках, будет иметь более привлекательную цену, чем у импортных.

Интегрирование датчика влажности в персональную маску пациента даёт возможность отслеживать остановки дыхания пациента во время сна, и тем самым включать процесс принудительной подачи дыхательной смеси именно в тот момент, когда она необходима для устранения патологии.

Выполнен обоснованный подбор основных элементов. Который состоит из выбора компрессора и выбора датчика влажности.

Технико-экономическое обоснование разработки прибора даёт предположение, что с учётом особенности отечественного производства Российского аналога CPAP-аппарата в дальнейшем при схожих характеристиках будет иметь более привлекательную цену, то есть в разы меньше, чем у импортных представителей.

Библиографический список

1. Бабак. С.Л. Обструктивное апноэ сна. Атмосфера. Пульмонология и аллергология, 2008 г. №3, с.1-8.
2. Горбунова М.В., Бабак С.Л., Малявин А.Г. Современный алгоритм диагностики и лечения кардиоваскулярных и метаболических нарушений у пациентов с обструктивным апноэ сна//Лечебное дело. 2019. № 1. С. 20-29.
3. Мырзаахматова А.К., Бабак С.Л. Клинические маркеры синдрома обструктивного апноэ-гипопноэ сна у жителей высокогорья Кыргызстана// Лечебное дело, 2016, №3, с.60-68.
4. Писарева А.В., Вахнин Д.О. Система распознавания замаскированного лица как инструмент повышения экономической эффективности кредитно-финансовых организаций. Вестник Московской международной высшей школы бизнеса МИРБИС. 2018. № 1 (13). С. 24-34.
5. Писарева А.В. Бизнес-планирование. Учебное пособие. Издательство: Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет). Москва, 2017. 56 с. ISBN: 978-5-7038-4360-4
6. Сухов Д.В., Шевцов Д.А., Шишов Д.М., Сотников И.А. Принципы построения трансформаторных датчиков для измерения постоянных, переменных и импульсных токов // Электричество. 2019. № 9. С. 50-56.
7. Alvaro D. Orjuela-Cañóna, Alexander Cerquerac, Jan A. Freundd, Gabriel Juliá-Serdá, Antonio G. Ravelo-Garcíaf 2020 Sleep apnea: Tracking effects of a first session of CPAP therapy by means of Granger causality Computer Methods and Programs in Biomedicine Volume 187, April 2020, № 105235
8. Anishchenko, L., Evteeva, K., Korostovtseva, L., Bochkarev, M., Sviryaev, Y. Respiratory rate determination during sleep by cw doppler radar. Proceedings of the International Conference on Biomedical Innovations and Applications, BIA 2019 November 2019, № 8967462 2019 International Conference on Biomedical Innovations and Applications, BIA 2019; Varna; Bulgaria; 8 November 2019 до 9 November 2019; № CFP19U85-ART; Code 157153
9. Lindberg E. Epidemiology of OSA. Eur Respir Mon 2010; 50: 51–68. 3. Farney RJ, Walker BS, Farney RM, Snow GL, Walker JM. The STOP-Bang equivalent model and prediction of severity of obstructive sleep apnea: relation to polysomnographic measurements of the apnea/hypopnea index. Journal of Clinical Sleep Medicine 2011 Oct;7(5):459-65B
10. Lombardi C, Tobaldini E, Montano N, Losurdo A, Parati G. Obstructive sleep apnea syndrome (OSAS) and cardiovascular system. La Medicina del Lavoro 2017 Aug;108(4):276-82
11. Machado Fernandez, J.R., Anishchenko, L. Mental stress detection using bioradar respiratory signals 2018 Biomedical Signal Processing and Control Volume 43, May 2018, Pages 244-249
12. Meshkov, S., Makeev, M., Shashurin, V., Tsvetkov, Y., Khlopov, B. 2020 Microelectronics devices optimal design methodology with regard to technological and operation factors Advances in Intelligent Systems and Computing Volume 982, 2020, Pages 517-523 20-th International Scientific Conference on Energy Management of Municipal Facilities and Sustainable Energy Technologies, EMMFT 2018; Voronezh; Russian Federation; 10 December 2018-13 December 2018; Code 226339
13. Obstructive sleep apnea syndrome (780.53-0). In: American Academy of Sleep Medicine. The International classification of sleep disorders. Darien, IL: American Academy of Sleep Medicine; 2010: 52-8
14. Sato, K., Nakajima, T. Review of systematic reviews on mandibular advancement oral appliance for obstructive sleepapnea: The importance of long-term follow-up Japanese Dental Science Review Volume 56, Issue 1, December 2020, Pages 32-37
15. Tataraidze, A., Korostovtseva, L., Anishchenko, L., Bochkarev, M., Sviryaev, Y., Ivashov, S. 2016 Bioradiolocation-based sleep stage classification Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS Volume 2016-October, 13 October 2016, № 7591321, Pages

2839-2842 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2016; Disney's Contemporary ResortOrlando; United States; 16 August 2016-20 August 2016; № CFP16EMB-ART; Code 124354

16. Tataraidze, A., Olesyuk, R., Pikhletsky, M. Can We Monitor Breathing during Sleep via Wi-Fi on Smartphone? 2019 Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS July 2019, № 8856382, Pages 6710-6713 41-st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2019; Berlin; Germany; 23 July 2019-27 July 2019; № CFP19EMB-ART; Code 152547

FEASIBILITY STUDY FOR THE DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR THE PREVENTION OF SLEEP APNEA

[1]Kazakov S.B., [2]Shishov D.M., [1]Larin A.I., [1]Nikolaev A.P., [1]Pisareva A.V.
[1]Bauman Moscow state technical University (national research University), Moscow.
[2] Moscow aviation Institute,
(national research University), Moscow.

Keywords: apparatus, patient, sleep, pressure, apnea, sensor, compressor, cost price.

Annotation. The article provides an overview of existing technical solutions in the field of monitoring and prevention of sleep apnea. The purpose of the research is to develop the design of the device and create a program algorithm for controlling the ventilator to prevent sleep apnea. The development of the device structure is shown. A feasibility study for the development of a hardware and software complex to prevent sleep apnea was performed. It is shown that the cost of the finished product is quite competitive. Selected compressor and humidity sensor with reasonable characteristics for creating the device, as well as the main elements. The design of the device's body and its layout were developed. An analysis of existing devices for preventing apnea was made, which showed that there are a large number of imported models on the market, but they have a fairly high price. The Russian analog of the designed device developed by us, with similar characteristics, will have a more attractive price than that of imported devices. Integrating the humidity sensor into the patient's personal mask makes it possible to track the patient's breathing stops during sleep, and thus enable the process of forced feeding of the respiratory mixture at the exact moment when it is necessary to eliminate the pathology.

———————— ♦ ————————

РАЗРАБОТКА АПК ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЗОНЫ ФАЗОВОГО ПЕРЕХОДА ПРИ КРИОВОЗДЕЙСТВИИ НА БИОТКАНИ

Гунько П.М., Писарева А.В., Николаев А.П.
МГТУ имени Н.Э. Баумана, г. Москва, PolinaGunko@yandex.ru

Ключевые слова: Мерцательная аритмия, фибрилляция предсердий, операция «Лабиринт», криовоздействие, криодеструкция, криоабляция, криохирургия.

Аннотация. В данной статье рассматривается разработка аппарата для хирургического криовоздействия на биоткани. Задача заключалась в том, чтобы создать современное устройство, которое облегчит задачу хирургам во время операций на сердце, благодаря экономии времени и минимальным повреждениям, а также поможет пациентам сократить время восстановления после операции. Разрабатываемый модуль работает на эффекте Джоуля-Томпсона с использованием жидких криоагентов (жидкий азот). Было показано, что разрабатываемый аппарат является единственным отечественным аналогом, что делает его разработку максимально востребованной.

Введение. Фибрилляция предсердий (мерцательная аритмия) – это одна из разновидностей наджелудочковой тахиаритмии, которая характеризуется быстрой, нерегулярной и некоординированной электрической активностью предсердий с дальнейшим ухудшением их сократительной функции [1]. Это обусловлено неустойчивостью нервных импульсов, проходящих через сердечную мышцу. В настоящее время фибрилляция предсердий является одним из самых частых видов нарушения сердечного ритма и одной из главных причин инсульта и сердечной недостаточности [2]. Главными целями лечения фибрилляции предсердий являются: уменьшение симптомов, а также профилактика тяжёлых осложнений [5]. При впервые обнаруженной фибрилляции предсердий необходимо параллельно добиваться этих целей [7].

Криохирургия – эффективная и минимально инвазивная альтернатива радикальной хирургии с большой историей. Деструкция тканей при таком методе происходит при использовании низких температур. Помимо использования в кардиохирургии эффективность криодеструкции доказана на практике во многих сферах медицины: онкологии, урологии, дерматологии, гинекологии, нейрохирургии, стоматологии, проктологии [6]. Криовоздействие на биоткань практически безболезненно и бескровно, матотравматично, имеет хороший косметический и функциональный исход, обладает иммуностимулирующим действием. При криохирургии снижается время госпитализации, сокращается количество случаев послеоперационной заболеваемости.

Криометоды просты, легко переносимы больными любого возраста, безопасны и хорошо сочетаются с другими методами лечения. Однако широкое распространение криметодов в практику пока тормозится отсутствием полной научно обоснованной базы.

Актуальность. В последние несколько лет наблюдается ощутимый рост заболеваемости фибрилляцией предсердий, ожидается увеличение числа пациентов вдвое в течение последующих 20 лет. Фибрилляция предсердий является причиной увеличения смертности, частоты инсульта и других трмомбоэмболических осложнений, сердечной недостаточности и госпитализаций, общим ухудшением качества жизни и снижением переносимости физических нагрузок, поэтому лечение фибрилляции предсердий является актуальным направлением медицины и связанных с нею наук.

Макетный образец криохирургического аппарата для лечения мерцательной аритмии (фибрилляции предсердий) предназначен для проведения испытания с целью получения исходных данных для разработки опытного образца, а также оптимизации режимов криовоздействия на биологическую ткань.

Задачи:

1. Анализ литературных источников о мерцательной аритмии;
2. Обзор методов хирургического лечения фибрилляции предсердий;
3. Обзор существующих аналогов разрабатываемого аппарата;
4. Разработка схемы БТС для криохирургического аппарата;
5. Подбор элементов конструкции аппарата;
6. Разработка конструкторской части аппарата;
7. Провести обработку изображений зоны криовоздействия на биоткань и модельное вещество (УЗИ-гель).

Степень разработанности проблемы:

Медикаментозная терапия для сохранения синусового ритма у больных с фибрилляцией предсердий имеют низкую эффективность и не способна повысить выживаемость среди больных. На сегодняшний день самым эффективным методом лечения фибрилляции предсердий является хирургическое лечение. За последние 30 лет было разработано несколько типов хирургических операций на открытом сердце для устранения фибрилляции предсердий:

1. Изоляция левого предсердия;
2. Процедура «Коридор»;
3. Операция «Лабиринт» и её модификации.

В настоящее время наиболее используемыми являются различные модификации операции «лабиринт». Это объясняется тем, что более чем у 90% пациентов с фибрилляцией предсердий, которым проводили классическую операцию «Лабиринт» происходило восстановление синусового ритм на длительное время.

Методы и методики

Классическая методика данной операции заключалась в создании лабиринта из хирургических разрезов в предсердии таким образом, чтобы электрический импульс не мог пройти дважды через одну точку миокарда без пересечения линии разреза. После нанесения разрезов целостность предсердий восстанавливали с помощью прямого шва по линиям разрезов, что является непроводящей частью миокарда. В связи со сложностью данной операции в дальнейшем были разработаны её модификации, использующие альтернативные источники энергии для создания непроводящих линий. Самыми используемыми на сегодняшний день являются криодеструкция и радиочастотная деструкция, а также их комбинированное использование. Криохирургическая модификация методики операции «Лабиринт» заключается в создании непроводящих линий в миокарде с помощью низких температур. Абляция, как правило, выполняется с помощью гибкого криоаппликатора [3]. Гибкость позволяет изменять форму аппликатора, благодаря чему возможно повторять форму и размеры предсердия каждого отдельного пациента.

В период с октября 2009 по 2014 годы на базе отделения хирургического лечения интерактивной патологии ФГБУ НЦССХ им. А.Н. Бакулева выполнено 350 операций «КриоЛабиринт». Осложнений, связанных с использованием криоабляции, не отмечалось. К моменту выписки у 266 пациентов (76%) отмечался стабильный предсердный синусовый ритм, 84 пациентам (24%) имплантирован постоянный электрокардиостимулятор вследствие развития редкого узлового ритма [4]. В течение периода наблюдения свобода от фибрилляции предсердий отмечалась у 330 пациентов (94,2%). В исследовании не отмечалось выраженного различия в эффективности выполнения операции «КриоЛабиринт» в зависимости от наличия пароксизмальной и персистирующей формы фибрилляции предсердий (91,4% против 88,4% соответственно). Другое исследование показывает клинический случай успешного лечения фибрилляции предсердий пациента, 48 лет, с жалобами на аритмичное сердцебиение с помощью криомодификации операции «Лабиринт». Дальнейшее исследование за пациентом показало, что через 6 месяцев после операции сохранён синусовый ритм сердцебиения с частотой 55 уд/мин. Описанные исследования доказывают эффективность лечения фибрилляции предсердий с помощью криомодификации операции «Лабиринт». По сравнению с гипертермическими методами абляции (радиочастотной, лазерной) криоабляция обладает рядом преимуществ:

1. При использовании криоабляции не встречались случаи 11 коллатерального повреждения, то есть повреждения обходных путей кровотока;

2. Быстрое достижение трансмуральности, то есть абляции на всю толщину миокарда;

3. Линия абляции не аритмогенна, то есть не становится вторичным источником аритмии;

4. Линии изоляции при криоабляции характеризуются некрозом из коллагеновых волокон, в отличие от гипотермических линий изоляций, которые являются нежизнеспособным рубцом ткани в миокарде;

5. Меньший риск неполной изоляции легочных вен или участков левого предсердия.

В 2017 году Центром хирургической интервенционной аритмологии федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии имени А.Н. Бакулева» Министерства здравоохранения Российской Федерации были разработаны клинические рекомендации по лечению фибрилляции предсердий, в которых криоабляция является рекомендованным методом лечения. Всё это доказывает преимущество криоабляции для хирургического лечения фибрилляции предсердий над другими методами лечения, в том числе методами гипертермической абляции.

Место проведения экспериментов.

МГТУ им. Н.Э. Баумана

Результаты. В ходе работы была разработана схема БТС криохирургического аппарата, корпус прибора и сборка макета.

Выводы. В исследовательской части были проведены эксперименты, связанные с криовоздействием на биоткань и УЗИ-гель. В среде MATLAB были проведены исследования, показывающие скорость распространения зоны заморозки во времени.

В конструкторской части был разработан макет криохирургического аппарата, который на данный момент успешно используется для проведения экспериментов.

Заключение. На данный момент не существует отечественных аналогов вышеупомянутого криохирургического аппарата, а использование данных методик в кардиохирургии значительно снижает риск осложнений, ускоряет процесс восстановления и является менее травматичным.

Библиографический список

1. Биниашвили М. Б., Бокерия Л. А., Бокерия О. Л., Базарсадаева Т. С., Донаканян С. А., Санакоев М. К., Испирян А. Ю. 3-х летний опыт хирургического лечения фибрилляции предсердий с помощью криомодификации операции «Лабиринт»// XVIII Ежегодная сессия НЦССХ им. А.Н. Бакулева с Всероссийской конференцией молодых ученых.- 2014.

2. Бокерия Л.А., Бокерия О.Л., Биниашвили М.Б. Случай успешного хирургического лечения фибрилляции предсердий с помощью криомодификации операции «Лабиринт»// Бюллетень медицинских интеренетконференций. - 2013. - 3(5).- С. 490-494.

3. Болатбеков, Б.А. Хирургическая радиочастотная абляция и атриопластика левого предсердия при коррекциях митрального порока сердца.: дис..... PhD: 6D110100 / Болатбеков Берик Алмабекович. - Туркестан, 2015. - 111 с.

4. Вилкова Д.И., Николаев А.П., Писарева А.В., Немцова А.С., Николаенко А.О. Электрокардиорегистратор длительного мониторинга сердечного ритма // В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов Международной научно-практической конференции. 2018. С. 18-21.

5. Клинические рекомендации: «Фибрилляция предсердий». М.: ФГБУ ННПЦССХ им. А.Н. Бакулева» МЗ РФ, 2017. 65 с.

6. Николаев А.П., Писарева А.В., Аль-Салех Г.И., Филипцев Д.А. Методы обработки электрокардиографического сигнала // В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов Международной научно-практической конференции. 2018. С. 30-33.

7. Стычинский С.А., Альмиз П.А., Мельник Н.В., Стычинский А.С Фибрилляция предсердий: современные тенденции в лечении// Внутренняя медицина.- 2009.- 4(16).

DEVELOPMENT OF HSC FOR MEASURING THE PHASE TRANSITION ZONE DURING CRYOPRESERVATION ON BIOTISSUE

Gunko P.M., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.
MSTU named after N.E. Bauman, Moscow, PolinaGunko@yandex.ru

Keywords: Atrial fibrillation, atrial fibrillation, operation "Labyrinth", cryotherapy, cryodestruction, cryoablation, cryosurgery

Annotation. This article discusses the development of a device for surgical cryotherapy on biotissue. The goal was to create a modern device that would make it easier for surgeons to perform heart surgery, save time and minimize damage, and help patients reduce their recovery time after surgery. The module under development uses the Joule-

Thompson effect using liquid cryoagents (liquid nitrogen). It was shown that the device under development is the only domestic analog, which makes its development as popular as possible.

———————— ♦ ————————

ЭКОНОМИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА И ОБЗОР РЫНКА ЭЛЕКТРОМИОГРАФОВ С ВОЗМОЖНОСТЬЮ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ

Галиева Л.И., Писарева А.В., Николаев А.П.
Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, г. Москва

Ключевые слова: ЭМГ, электрический импеданс, протез, система управления, маркетинговое исследование

Аннотация. Переломы конечностей требуют фиксации поражённого участка, длительность которой зависит от тяжести травмы, локализации и индивидуальных особенностей организма. Существует множество видов аппаратов электростимуляции, осуществляющих НМЭС, с возможностью регистрации ЭМГ. Но возможности передачи результата регистрации ЭМГ на ПК для анализа динамики реабилитации нет. В работе показана разработка интерфейса, с помощью которого будет возможно отображение динамики реабилитации. Проведён анализ положения дел в отрасли и рынка сбыта электромиографов с возможностью регистрации ЭМГ, а также, выявлены основные конкуренты на рынке электромиографов с возможностью регистрации ЭМГ, выбрана конкурентная стратегия. Разработан портрет потребителя и мероприятия по продвижению продукта и составлен финансовый план.

По данным статистики переломы по структуре травматизма занимают 2 место по частоте в Российской Федерации [3]. Переломы конечностей требуют фиксации поражённого участка, длительность которой зависит от тяжести травмы, локализации и индивидуальных особенностей организма [15]. В среднем длительность фиксации лежит в диапазоне от 3 недель до 2 месяцев [4]. Это ведёт к атрофии мышц, которая вызывает уменьшение сократительной способности и негативно влияет на кровообращение [1]. Таким образом, после снятия фиксации необходима реабилитация, одной из составляющих которой является лечебная физкультура [7]. Длительность реабилитации зависит от тяжести перелома и длительности иммобилизации и колеблется в пределах от 2-х недель до нескольких месяцев, а в особо тяжёлых случаях может занимать несколько лет [8].

Аналогом лечебной физкультуры является электрическая стимуляция (ЭС) мышц, вызывающая физиологичное сокращение мышцы [7]. Такой вид ЭС называется нервно-мышечной электрической стимуляцией (НМЭС), которая также может использоваться в дополнение к атлетической тренировке мышц [14]. Импульсы, передаваемые при НМЭС, стимулируют нервные окончания к передаче импульсов определенной группе мышц, которые отвечают сокращением, как при нормальной мышечной активности [13]. НМЭС позволяет упростить и сократить период реабилитации пациента, повышая сократимость мышц и увеличивая приток крови к пострадавшему участку [12].

Она эффективна в сочетании с предварительной регистрацией сигнала электромиограммы (ЭМГ) с пострадавшего участка [11]. Электромиография – метод исследования биоэлектрических потенциалов, возникающих в скелетных мышцах человека и животных при возбуждении мышечных волокон. Она позволяет узнать о состоянии стимулируемых мышц, определить эффективность лечения и наблюдать в динамике улучшение сократительной способности мышц [1]. В данном случае целесообразна поверхностная ЭМГ, которая не требует дополнительных мер предосторожности, более комфортна и лучше переносится пациентами, хотя и менее точна по сравнению с игольчатой ЭМГ [2].

Существует множество видов аппаратов электростимуляции, осуществляющих НМЭС, с возможностью регистрации ЭМГ [3]. Но возможности передачи результата регистрации ЭМГ на ПК для анализа динамики реабилитации нет [4]. Из этого возникает необходимость в интерфейсе, с помощью которого будет возможно отображение динамики реабилитации [7].

Преимуществом разработки является возможность передачи результата регистрации ЭМГ на ПК для анализа динамики реабилитации [5].

Целью проекта является:

– разработка программного обеспечения для анализа полученных биосигналов на мониторе персонального компьютера, установленного на рабочем месте врача;

– разработка экспертной системы оценки динамики в процессе реабилитации.

Разрабатываемое универсальное программное обеспечение для ПК для реабилитации пациента после травм поможет оценить состояние пациента в процессе реабилитации, а также выводить данные с помощью экспертной системы.

Сущность метода. В клиниках в целях реабилитации проводится электростимуляция с помощью имеющихся в них ресурсов [6]. Для мониторинга динамики физиологических параметров в период лечения (реабилитации) можно применять разрабатываемый аппарат, который состоит из блока регистрации программного обеспечения с интерфейсом [7]. Блок электростимуляции не контролируется программным обеспечением, что позволяет использование различных моделей блоков, которые имеются в ресурсах клиники.

Однако врач может изменять план реабилитации путем изменения параметров электростимуляции: амплитуды и формы сигнала.

Анализ конкурентов показал, что максимальная стоимость аналогов составляет 33860 р.

Для контроля динамики состояния пациента в ходе реабилитации врач регистрирует ЭМГ сигнал с помощью разрабатываемого программного обеспечения и блока регистрации. Данные записываются в базу данных и анализируются с помощью разрабатываемых алгоритмов, что позволяет врачу корректировать план реабилитации (рисунок 1).

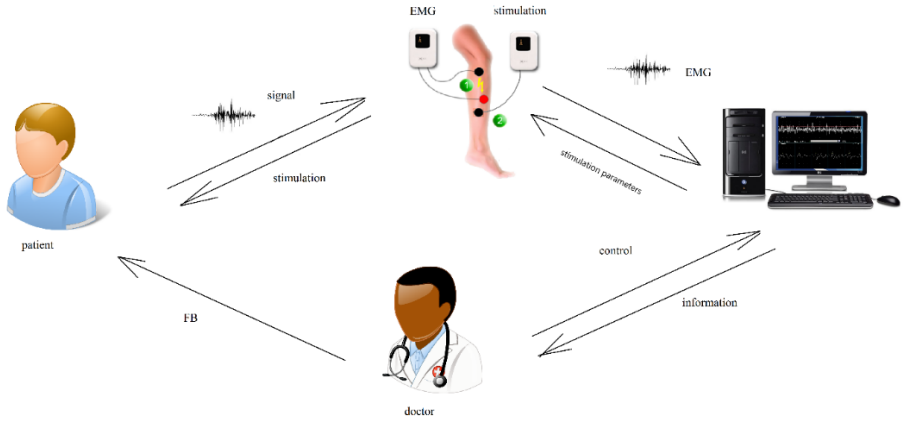


Рисунок 1 - Схема БТС

С пациента (patient) снимается сигнал ЭМГ (стрелка «signal») с помощью аппарата, осуществляющий НЭМС с возможностью съема ЭМГ (EMG stimulation). Далее сигнал ЭМГ передается на ПК (стрелка «EMG») и анализируется разрабатываемым ПО. Результаты исследования отображаются на ПК, которые видит врач (стрелка «information») и передает заключение пациенту (стрелка «FB»). Врач после обследования пациента может назначить НЭМС, задавая параметры НЭМС с помощью ПК и ПО (стрелка «control»), на аппарат будут передаваться параметры НЭМС через ПО (стрелка «stimulation parameters»), который в свою очередь будет проводить процедуру НЭМС пациенту (стрелка «stimulation»).

Производство данного продукта направлено на массовый рынок [8]. Для реализуемого проекта наиболее целесообразно выбрать эксплерентную стратегию конкурентного поведения, который характерен для средних и малых предприятий, только выходящих на рынок с принципиально новым продуктом [9].

Потенциальными потребителями, заинтересованными в покупке, будут медицинские учреждения и научно-исследовательские центры [10].

К мероприятиям по продвижению оборудования прежде всего можно отнести целевые выставки в области здравоохранения [9]. Далее работа с информационным интернет контентом и продвижение в масс-медиа: разработка информационного материала, рекламы [11].

Рассчитанная себестоимость изделия – 6 720 рублей. Итоговая годовая прибыль – 1 003 920 рублей в месяц.

Предлагаемая разработка является инновационной, а это в свою очередь один из основных критериев для выбора проектов для финансирования [12]. На данный момент проводится достаточное количество грантовых конкурсов и отборов на финансирование от различных фондов. Таким образом, именно актуальность темы работы может поспособствовать успешной реализации проекта.

Наше государство заинтересовано в развитии технологического сектора. В данный момент запущен национальный проект в области здравоохранения.

Анализ положения дел в отрасли и рынок сбыта электромиографов с возможностью регистрации ЭМГ

Объем рынка электродиагностического оборудования в России составил в 2017 г. 238 612 $ тыс. в стоимостном выражении и 161,3 тыс. шт. – в натуральном.

Объем рынка электродиагностического оборудования в 2017 г. в стоимостном выражении снизился на 7,5%. Стоит заметить, что рынок электродиагностического оборудования в большей мере определяется объемами импорта: доля производства в общем объеме рынка в стоимостном выражении составила около 8,3% в 2017 г.

В натуральном выражении объем рынка вырос на 28,7%.

По оценке аналитиков DISCOVERY Research Group объем производства отечественного электродиагностического оборудования (включая расходные материалы и запасные части) на российском рынке в 2017 г. составил 19,8 млн.$.

В натуральном выражении объем производства отечественного электродиагностического оборудования по оценке аналитиков DISCOVERY Research Group в 2017 г. составил 9,9 тыс.шт.

В натуральном выражении совокупный объем импорта электродиагностического оборудования в Россию в 2017 г. составил 39,3 млн. единиц, что на 0,7% больше аналогичного показателя предыдущего года.

В стоимостном выражении совокупный объем импорта электродиагностического оборудования в Россию в 2017 г. составил 251,5 млн. долл., что на 7,6% меньше аналогичного показателя предыдущего года.

Стоит отметить, что в общем объеме импорта электродиагностического оборудования наибольшую долю в стоимостном выражении занимает аппаратура ультразвуковой диагностики – 45,7% в 2017 г. На втором месте находятся магнитно-резонансные томографы, занимая 18,2% от общего объема импорта. Существенная доля в 14,4% приходится на аппаратуру для контроля нескольких параметров.

Совокупный объем экспорта электродиагностического оборудования из России в натуральном выражении в 2017 г. составил 30,1 тыс. единиц, что на 41,6% меньше аналогичного показателя предыдущего периода.

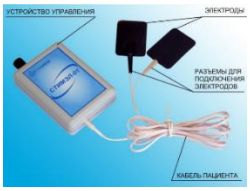
В стоимостном выражении совокупный объем экспорта электродиагностического оборудования из России в 2017 г. составил 7,4 млн. долл., что на 55,8% меньше аналогичного показателя предыдущего года.

В общем объеме экспорта электродиагностического оборудования наибольшую долю в стоимостном выражении занимает аппаратура для контроля нескольких параметров – 37,1% в 2017 г. На втором и третьем местах находятся электродиагностическая аппаратура прочая и части МРТ, занимая 20,8% и 20,2% от общего объема импорта соответственно. Существенная доля в 11,6% приходится на аппаратуру УЗИ.

Анализ основных конкурентов на рынке электромиографов с возможностью регистрации эмг

Существует множество видов аппаратов электростимуляции, осуществляющих НМЭС, с возможностью регистрации ЭМГ (таблица 1). Но возможности передачи результата регистрации ЭМГ на ПК для анализа динамики реабилитации нет. Из этого возникает необходимость в интерфейсе, с помощью которого будет возможно отображение динамики реабилитации. Аналогов у разрабатываемого ПО в Российской Федерации не существует.

Таблица 5 - Анализ существующих аналогов

Характеристики	«СТИМЭЛ-01» 	«МИСТ»	CEFAR REHAB X2
Производитель	«ЕЛАМЕД», Россия	«НЕЙРОТЕХ», Россия	«CefarCompex», США
Количество каналов стимуляции	1	1	2 (зависимых)
Габариты	90 х 40 х 140 мм	180 х 100 х 240 мм	120 х 50 х 30 мм
Масса, кг	0,25	0,6	0,18
Возможность работы с ПК	—	__(портативный)	—
Полярность выходного тока	Биполярная	монополярная	биполярная, монополярная
Диапазон импульсных токов электростимуляции, мА	0 – 160	0 – 50	0 – 99,5
Максимальная длительность выходного импульса, мс	0,55	0,1	400
Цена, руб.	11 920	72 000	33860

Анализ конкурентов показал, что максимальная стоимость аналогов составляет 33860 р.

Преимуществом разработки является возможность передачи результата регистрации ЭМГ на ПК для анализа динамики реабилитации.

Выбор конкурентной стратегии. Для реализуемого проекта наиболее целесообразно выбрать эксплерентную стратегию конкурентного поведения. Эксплерентный тип поведения характерен для средних и малых предприятий, которые только выходят на рынок с принципиально новым продуктом. Такие предприятия впоследствии образуют новую отрасль. Они отличаются целеустремленностью, высоким профессиональным уровнем сотрудников и лидера, результатами которых являются качественно новые продукты и технологии.

Главная роль фирм-эксплерентов — инновационная, состоящая в создании радикальных, «прорывных» новаций: новых продуктов и новых технологий во всех отраслях народного хозяйства. Они отличаются своей

целеустремленностью, преданностью идее, высоким профессиональным уровнем персонала, организацией серьезной научно-исследовательской деятельности.

Для уменьшения риска следует разработать типовые схемы финансирования на определенный срок. За этот срок фирма-эксплерент должна добиться успеха, если ему суждено быть. Например, если финансирование проекта рассчитано на 48 месяцев, то капиталовложения делятся на пять временных отрезков с учетом двух правил:

- каждое новое вложение осуществляется только в том случае, если предыдущее себя оправдало. Это означает, что эксплерент существенно продвинулся в создании или коммерциализации новшества;
- каждое новое вложение больше предыдущего и осуществляется на более выгодных для эксплерента условиях.

На Западе инновационные фирмы обычно возглавляют инженер — автор технической стороны проекта, и менеджер, имеющий организационный и коммерческий опыт. Фирмы-эксплеренты полу-чили название «пионерских». Венчурные фирмы и фирмы-эксплеренты создают условия для научно-технических сдвигов в современной экономике.

Перед фирмой-эксплерентом (пионером) возникает проблема объема производства, когда привлекательная для рынка новинка уже создана. Для этого фирма-эксплерент заключает альянс с крупной фирмой, так как не может самостоятельно тиражировать зарекомендовавшие себя новшества. Промедление же с тиражированием грозит появлением копий или аналогов. Союз с мощной фирмой (даже на условиях поглощения и подчинения) позволяет добиться выгодных условий и даже сохранения известной автономии. Выбор такого партнера зависит от специфики потребителя.

Портрет потребителя

Производство данного продукта направлено на массовый рынок.

Потенциальными потребителями (клиентами), заинтересованными в покупке будут в первую очередь медицинские учреждения. Большую часть традиционно составляют государственные медицинские учреждения, оставшуюся – частные клиники. Целевыми потребителями станут учреждения, специализирующиеся в области диагностики и реабилитации пациентов в посттравматический период.

Основной задачей медицинских центров является сохранение конкурентного преимущества за счет внедрения передовых технологий. Разрабатываемое ПО позволит обеспечить высококлассное обслуживание пациентов, обеспечивая эффективный контроль за реабилитацией.

Вторая группа потенциальных потребителей – научно-исследовательские центры. Предлагаемый продукт может быть использован как основной модуль для разработки усовершенствованных систем или станет прекрасным инструментом для проведения различных экспериментов.

Способы привлечения потребителя: реклама с помощью создания сайтов с описанием основных характеристик и области применения ПО, наглядное демонстрирование возможностей с помощью видео.

Местоположение потребителя: связь с государственными и частными клиниками. Госзакупки: Закупки Gov, Электронные торговые площадки.

Мероприятия по продвижению

К мероприятиям по продвижению оборудования прежде всего можно отнести целевые выставки в области здравоохранения. Далее работа с информационным интернет контентом и продвижение в масс-медиа: разработка информационного материала, рекламы.

Мероприятия по продвижению оборудования можно условно разделить на три этапа: ввод на рынок, продажа, поддержание и увеличение продаж.

При этом продвижение выполняет в маркетинге целый ряд важнейших функций.

1) Информирование потребителей о товаре и его параметрах. Конкурентные преимущества товара и любые связанные с ним инновации бессмысленны, пока о них не узнает потребитель. Донести эту информацию до потребителя — важная функция продвижения. Для первичного ввода на рынок и популяризации нового оборудования лучшим средством являются различные выставки и открытые мероприятия. К таким можно отнести, например, выставку «Здравоохранение». Также необходимостью в условиях цифровизации всех отраслей является наличие сайта, страниц в социальных сетях. Необходимо применять все средства интернет-маркетинга, такие как таргетированная реклама, реклама на интернет-площадках, рассылки и др.

2) Формирование образа престижности, низких цен и инноваций. Ключевое слово в этой фразе — «образ». Речь идет о формировании у потребителей такого представления о товаре, которое часто превосходит его реальное потребительское содержание, выделяя товар из общего ряда. Однако, в случае разрабатываемой биорадиолокационной установки, вследствие невысокой конкуренции и заведомой инновационности, эта задача второстепенна.

3) Поддержание популярности товаров и услуг. Речь идет о напоминании потребителям о важности и нужности в их жизни предлагаемого товара. Необходимо проводить рекламные мероприятия, которые будут напоминать людям о важности следить за своим состоянием за рулем во избежание несчастных случаев.

4) Стимулирование участников системы сбыта. Поставщики с непрямыми каналами сбыта осуществляют продажи не потребителям, а посредникам. Тогда как независимые посредники ориентируются на конечный

спрос, а не на поставщиков. Лучший способ заставить посредников увеличить закупки — стимулировать конечный спрос через продвижение.

Финансовый план

Данный раздел содержит финансовые показатели, подкрепляющие информацию, содержащуюся в других разделах. Этот раздел является основным с точки зрения эффективности проекта и сроков возврата заемных средств.

На данном этапе развития отрасли целесообразно не только оценивать затраты на производство и сбыт продукции, но так как проект находится на стадии разработки и опытно-конструкторских работ, инвестиции необходимы и для этого.

Расходы на разработку

На начальном этапе развития проект финансируется за счет личных средств. Разработка программного обеспечения выполняется на базе собственного персонального компьютера. На этапе развития проекта в виде стартапа есть возможность прибегнуть к помощи грантового финансирования, инвесторов и бизнес-инкубаторов.

Для создания прототипа будут необходимы следующие ресурсы, представленные в таблице 2.

Таблица 2 – Ресурсы, необходимые для создания прототипа.

Ресурсы	Затраты, тыс. руб.
ПК	80-100
Аппарат электростимуляции, осуществляющий НМЭС	30-75
Программист – инженер	оклад - 80
Врач	оклад - 60

Программист нужен только для создания прототипа, после выхода АПК в продажу, в обязанности программиста входит доработка и поддержка программного обеспечения, а врач сможет работать самостоятельно.

Коллектив, связанный непосредственно с распространением продукции, включает в себя программиста, маркетолога, бухгалтера и юриста.

С маркетологом и программистом планируется заключить договор гражданско-правового характера (ГПХ).

Обязанности бухгалтера и юриста передаются на аутсорсинг. Такой выбор обусловлен небольшими объемами производства и нестабильными продажами.

Оклад специалистов по договору ГПХ: 80 000р./мес. – программист-инженер, 50 000 руб./мес. – маркетолог (оплата производится в соответствии с выполненной работой и может отличаться). Стоимость бухгалтерских и юридических услуг, при условии предоставления одной фирмой – 50000 руб./месяц(таблица 2)

Таблица 2 - Расходы на заработную плату специалистов

Сотрудник	Заработная плата, р./мес.	Заработная плата, р./год
Программист	80 000	960 000
Маркетолог	50 000	600 000
Бухгалтер и юрист	50 000	600 000
Итого	180 000	2 160 000

Экономическая модель компании.

1) К постоянным расходам будут относиться:

- заработная плата сотрудникам;
- оплата бухгалтерских и юридических услуг;
- рекламная кампания, включающая выставки и семинары;
- затраты на командировки;
- содержание служебного транспорта;
- государственные налоги и другие обязательные платежи.

Поставщиком предоставляется:

- производственное помещение;
- материалы и оборудование для производства;
- оборудование для тестирования устройства и программного обеспечения;

2) Планируемый объем производства будет зависеть от количества заявок. На складе в начале работы компании будет минимальный запас готовой продукции.

3) Источники дохода будут переменные: гранты, спонсорство, возможен кредит в банке при нехватке денежных средств.

Требуемый начальный капитал для открытия предприятия показан в таблице 3.

Таблица 3 – Требуемый начальный капитал для открытия предприятия

Закупка вычислительной техники	170 000 руб.
Выплаты поставщику	50 000 руб.
Оплата бухгалтерских и юридических услуг	50 000 руб.
Итого:	270 000 руб.

Расчет себестоимости разрабатываемой системы

Для определения потраченных средств на изготовление продукции нужно использовать один из двух методов:

– на основе калькуляции расходов;

– применяя смету производственных затрат.

Обычно подсчет ведут за квартал, полугодие, год. Расчет калькуляции себестоимости изготовленных изделий за любой период можно выполнить по такой инструкции: суммируем средства, которые были потрачены на закупку основного и дополнительного сырья. Сюда должны быть включены все виды материалов и полуфабрикатов, используемые в промежуточных стадиях создания изделия и входящие в состав готовой продукции. Определяем, сколько средств было израсходовано на топливо и энергоресурсы. Складываем затраты на денежные выплаты по заработной плате. В этой же сумме нужно учесть 12 % на дополнительные работы, 38% на отчисления в фонды пенсионного и обязательного медицинского страхования. Амортизационные отчисления просуммировать с другими средствами, которые дополнительно использовались на содержание оборудования и инструмента, эксплуатируемого в производстве. Расходы на сбыт продукции. Прочие производственные и иные вложения на изготовление изделий. Расчет полной себестоимости (ПСТ) нужно определять по такой формуле:

$ПСТ = МО + МВ + ПФ + ТР + А + Э + ЗО + ЗД + ОСС + ЦР + ЗР + НР + РС$, где МО – сумма затрат на основные материалы; МВ – сопутствующие материалы; ПФ – стоимость закупаемых полуфабрикатов; ТР – затраты на транспортировку; А — амортизационные отчисления; Э – оплата за энергоресурсы; ЗО – вознаграждение за труд основных рабочих; ЗД – дополнительный заработок рабочих; ОСС – отчисления в страховые бюджеты; ЗР – расходы завода; ЦР – цеховые затраты; НР – непроизводственные издержки; РС – расходы на сбыт. Расходные статьи определяют по отдельности для каждого вида изделий, а затем суммируют. Полученная сумма покажет затраты, которые несет производство при изготовлении и сбыте определенного изделия со склада готовой продукции. Этот показатель и будет полная себестоимость для единицы продукции, к которой затем добавляют прибыль и получают отпускную цену товара.

Так как изделие, описываемое в данной работе, предоставляется в готовом для установки программного обеспечения виде, мы можем рассчитать только часть из вышеперечисленных параметров.

При условии выпуска 50 АПК в месяц и первоначально полученном гранте получаем результаты, отображенные в таблице 4:

Таблица 4 – Структура расходов

Оплата услуг: Бухгалтерских и юридических (предоставляется одной фирмой) Программист по договору ГПХ Маркетолог по договору ГПХ	**50 000 руб.** **80 000 руб.** **50 000 руб.**
Рекламная кампания	**50 000 руб.**
Выплаты партнеру-поставщику (1 500 руб./изд.)	1 500 х 50 = **75 000 руб.**
Налоги (социальные выплаты и др.) 14% по договору ГПХ (без ФСС (страхование от несчастного случая) и ФНИМ) по льготной системе как инновационный проект	**31 000 руб.**
Итого расходов в месяц:	**336 000 руб./мес.**
В расчете на устройство (себестоимость):	336 000 / 50 = **6 720 руб./изд.**
Выручка (при продаже 50 изд./мес.):	**8 500 х 50 = 425 000 руб.**
Налог (6% по упрощенной программе ИП от прибыли):	(425 000-336 000) х 0.06 = 5 340 **руб./мес.**
Прибыль:	**83 660 руб./мес.**
Итоговая годовая прибыль:	83 660х12 = **1 003 920 руб./мес.**

ПСТ= (50 000+50 000+80 000+75 000+31 000)/50=6 720 руб./изд.

Себестоимость изделия – 6 720 рублей. Итоговая годовая прибыль – 1 003 920 рублей в месяц.

Оценка и страхование рисков

Необходимо оценить степень риска предлагаемого проекта. Риски могут быть нескольких видов — финансово-экономические, технические, социальные и др.

Основными финансово-экономическими рисками для данного проекта являются: неустойчивость спроса, рост налогов, платежеспособность потребителей, рост цен на сырье и материалы, недостаток оборотных средств. Все эти риски сопряжены с экономическими процессами в государстве в целом. Возможность предсказать развитие событий в этой области или же повлиять на них практически отсутствует.

К социальным рискам относятся: трудности с набором квалифицированной рабочей силы, отношение местных властей, недостаточный уровень зарплаты, квалификация кадров. Так как область эндоваскулярной роботизированной хирургии является абсолютно новой, потребуется уделить большое внимание подготовке кадров и обучению специалистов для работы с системой.

Предлагаемый проект достаточно сложен для реализации. Большое количество процессов, наукоемкость, инновационность, работа в новом непривычном для потребителя рынке – все это делает проект крайне трудным для исполнения.

Проблем на пути разработки данного проекта может возникнуть множество. Однако выделим самые труднопреодолимые из них.

1. Отсутствие технологических возможностей для производства биорадиолокаторов в достаточном объеме.
2. Неверная оценка требований рынка.
3. Трудности при реализации.

Пути преодоления рисков.

Для разрешения проблемы, связанной с производством системы, можно обратиться к государственным структурам с целью получения финансирования на постройку собственного производства.

Предлагаемая разработка является инновационной, а это в свою очередь один из основных критериев для выбора проектов для финансирования. На данный момент проводится достаточное количество грантовых конкурсов и отборов на финансирование от различных фондов. Таким образом, именно актуальность темы работы может поспособствовать успешной реализации проекта.

Наше государство заинтересовано в развитии технологического сектора. В данный момент запущен национальный проект в области здравоохранения.

Библиографический список

1. Абрамс, Р. Бизнес-план на 100%: Стратегия и тактика эффективного бизнеса. 2-е изд. / Р. Абрамс. - М.: Альпина Паблишер, 2015. - 486 с.
2. Баринов, В.А. Бизнес-планирование: Учебное пособие / В.А. Баринов. - М.: Форум, 2013. - 256 с.
3. Бизнес-энциклопедия / Голов Р. С., Теплышев В. Ю., Пророков А. Н. [и др.]; ред. Голов Р. С. - 2-е изд. - М.: Дашков и К, 2013. - 775 с. - ISBN 978-5-394-01451-2
4. Девлет-Гельды Г. К. Расчет, анализ и оценка затрат предприятия: метод. указания к выполнению домашнего задания по дисциплине "Финансы субъектов экономической деятельности" / Девлет-Гельды Г. К.; МГТУ им. Н. Э. Баумана. - М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2014. - 19 с. - Режим доступа: http://ebooks.bmstu.ru/catalog/216/book382.html (дата обращения: 17.12.2016). - ISBN 978-5-7038-4019-1.
5. Дубровин, И.А. Бизнес-планирование на предприятии: Учебник / И.А. Дубровин. - М.: Дашков и К, 2016. - 432 с.
6. Елисеев, А.С. Экономика: Бизнес-курс MBA / А.С. Елисеев. - М.: Дашков и К, 2015. - 498 с.
7. Нечушкин Ю.В., Оболонский Ю.В., Уляева Л.Г., Раднагуруев Б.Б., Уляева Г.Г. /Предсоревновательные психические состояния в спортивной деятельности//Живая психология. 2017. Т. 4. № 4 (16). С. 301-310.
8. Орлова, П.И. Бизнес-планирование: Учебник. / П.И. Орлова. - М.: Дашков и К, 2016. - 288 с.
9. Писарева А. В. Бизнес-планирование: метод. указания для подготовки к семинарским занятиям / Писарева А. В.; ред. Николаев А. П.; МГТУ им. Н. Э. Баумана. - М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2017. - 52 с. - Библиогр.: с. 34-35. - Режим доступа: http://ebooks.bmstu.ru/catalog/253/book1403.html (дата обращения: 28.04.2017). - ISBN 978-5-7038-4360-4.
10. Писарева А.В., Вахнин Д.О. Система распознавания замаскированного лица как инструмент повышения экономической эффективности кредитно-финансовых организаций // Вестник Московской международной высшей школы бизнеса МИРБИС. 2018. № 1 (13). С. 24-34.
11. Полковников А.В., Дубовик М.Ф. Управление проектами. Полный курс MBA [Текст]. – М.: ЗАО «Олимп-Бизнес», 2013.
12. Хелдман К. Профессиональное управление проектом [Текст]: научное издание / К. Хелдман; пер. с англ. А. В. Шаврина. - 5-е изд. - М.: Бином. Лаборатория знаний, 2013. - 728 с.

13. Borrington Karen, Stimpson Peter. Cambridge IGCSE Business Studies 4th Ed. — Hodder Education, 2015. — 368p. — ASIN: B00ULURARA
14. Curtis V. Creating a Business Plan For Dummies Wiley, 2014. — 383 p. — ISBN: 1118641221, 9781118641224
15. Dewhurst Jay A. An Introduction to Business and Business Planning Bookboon, 2014. — 123 p. — ISBN: 978-87-403-0758-0

ECONOMIC ASSESSMENT AND MARKET OVERVIEW OF ELECTROMYOGRAPHS WITH THE ABILITY TO REGISTER THE ELECTRICAL ACTIVITY OF MUSCLES

Galieva L.I., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.
Moscow State Technical University named after N.E. Bauman, Moscow

Keywords: EMG, electrical impedance, prosthesis, control system, marketing research

Annotation. Limb fractures require fixation of the affected area, the duration of which depends on the severity of the injury, localization and individual characteristics of the body. There are many types of electrical stimulation devices that perform NMES, with the ability to register EMG. However, it is not possible to transfer the result of EMG registration to a PC to analyze the dynamics of rehabilitation. This paper shows the development of an interface that will be used to display the dynamics of rehabilitation. The situation in the industry and in the market of electromyographs with EMG registration is analyzed, as well as the main competitors in the market of electromyographs with EMG registration, and a competitive strategy is selected. A consumer profile and product promotion activities were developed, as well as a financial plan.

———————— ♦ ————————

РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ГЛАЗОДВИГЕТЕЛЬНОГО АППАРАТА

Смирнова А.А., Ефремова А. С., Писарева А. В., Николаев А.П.
МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва,
lina0jq@gmail.com

Ключевые слова: Глазодвигательный аппарат, электроокулография, импусьс, амплитуда

Аннотация. В данной статье рассматривается разработка модуля регистрации для оценки состояния глазодвигательного аппарата. Задача заключалась в том, чтобы создать совершенно новое устройство для регистрации отклонений в работе глазодвигательного аппарата, которое сможет точно установить стадию заболевания. Разрабатываемый модуль, состоит из блока воздействия на биообъект, блока регистрации изменения электрического потенциала сетчатки и глазных мышц. Блок воздействия на биообъект представляет собой светодиодную матрицу, расположенную по вертикальной и горизонтальной оси глаза. Диоды загораются в определенном порядке. В ответ на такой раздражитель глаз изменяет свое положение, изменяется электрический потенциал сетчатки, мышцы глазодвигательного аппарата сокращаются. Данные перемены фиксирует электроокулограф, далее информация передается на монитор, где происходит анализ полученных данных и их отклонений от нормальной работы глазодвигательного аппарата. Было показано, что разрабатываемый прибор обладает преимуществом перед существующими, так как многофункционален, прост в использовании и имеет небольшую стоимость.

Введение. Глазодвигательный аппарат обеспечивает поворот глаз, фиксацию взора, что обусловлено определенным положением глазных яблок, благодаря чему он также создает условия для бинокулярного зрения [1]. Нарушение состояния глазодвигательного аппарата возникает в результате изменений в мышцах или нервных ветвях, когда имеются воспалительные, сосудистые, опухолевые процессы, поражения проводящих путей и центров глазодвигательных нервов, а также аномалии развития головного мозга [2].

По данным Министерства здравоохранения в наше время, заболевания глазодвигательного аппарата имеют 110 человек из 1000 [7]. Среди лиц трудоспособного возраста, из 1000 человек примерно 65 имеют болезни глаз, связанные с нарушением глазодвигательного аппарата, а количество детей до 14 лет, имеющих данную патологию, в мире достигает 150 млн. человек [8].

Существуют инвазивные и неинвазивные методы лечения патологий глазодвигательного аппарата. Хирургические вмешательства требуют контроля реабилитации. Неинвазивные методы, основанные на тренировке глазодвигательных мышц, не включают в себя мониторинг состояния пациента во время лечения [3].

В данной работе был разработан модуль регистрации для оценки состояния глазодвигательного аппарата, включающий в себя блок воздействия на биообъект, блок регистрации и блок обработки сигнала.

Актуальность

Целью разработки БТС является создание модуля регистрации для оценки глазодвигательного аппарата. Данный метод существенно отличается от существующих тем, что эти методы не включают мониторинг состояния глазодвигательного аппарата, а также контроль и коррекцию хода лечения или реабилитации.

Цель работы

Цель работы – разработка и проектирование модуля регистрации для оценки состояния глазодвигательного аппарата. Достижение этой цели позволит улучшить ход реабилитации и возможность контролировать состояние пациента, а также подобрать наиболее оптимальный ход лечения, с возможностью индивидуального подхода к пациентам.

Задачи. Цель работы достигается путем решения следующих задач:

1. На основе существующей литературы сделать анатомический обзор глазодвигательного аппарата. Так же причины и статистику заболеваний.
2. На основе обзора современных объектов техники и технологии для лечения и диагностики глазодвигательного аппарата, определить диапазон выбора основных параметров для разработки прибора, сформировать систему абстрактных критериев для описания характеристик действующих систем.
3. Определить физические причины лечебных эффектов и технологические условия их достижения.
4. Разработать физическую и математическую модели разрабатываемого объекта - глаза.
5. Сформулировать правила определения пораженной мышцы при ограничении подвижности глаз.
6. Обозначить технические характеристики разрабатываемой БТС. Модуля регистрации для оценки состояния глазодвигательного аппарата.
7. Определить требования к блоку стимуляции.
8. Сконструировать корпус разрабатываемого устройства

Степень разработанность проблемы

Существует несколько приборов, методов и методик, которые помогают диагностировать и сформировать ход лечения болезней глазодвигательного аппарата. Каждая из них применяется в соответствии с диагнозом поставленным врачом или же подозрением на то или иное заболевание.

Клинические методы исследования глазодвигательного аппарата в основном применяют для диагностики начальных стадий пареза нервов, чаще всего в тех случаях, когда у пациента наблюдается диплопия, с характерным отклонением глаза [4].

При косоглазии применение этих методов ограничено, их используют для определения стадии прохождения заболевания [5].

Проведя анализ литературы и обзор рынка можно отметить, что в России не существует аппарата, позволяющего проследить за ходом реабилитации, а также контролировать состояния пациента и подобрать наиболее оптимальный ход лечения, с возможностью индивидуального подхода к пациентам [6].

Существует несколько приборов, методов и методик, которые помогают диагностировать и сформировать ход лечения болезней глазодвигательного аппарата. Клинические методы исследования глазодвигательного аппарата в основном применяют для диагностики начальных стадий пареза нервов, чаще всего в тех случаях, когда у пациента наблюдается диплопия, с характерным отклонением глаза.

Одна из стандартных аппаратных методик электоокулограмма, показывающая имения электрического потенциала сетчатки (рисунок 1).

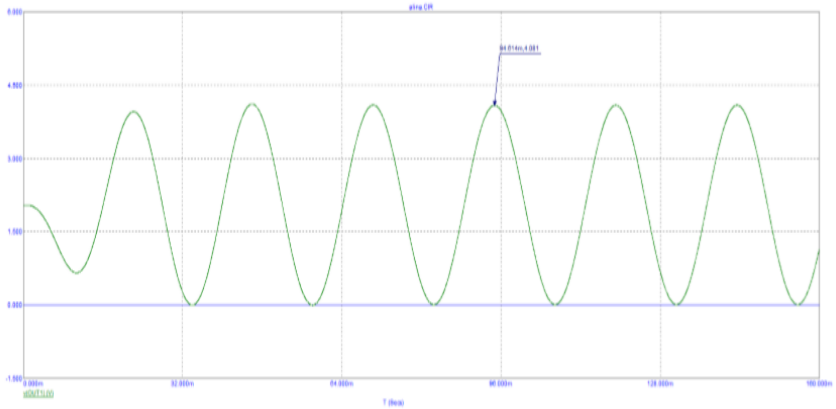


Рисунок 1 – Электроокулограмма мышц глаза

Наиболее стандартная методика определение поля взора и определение состояния глазодвигательных мышц. Порядок методики следующий. Больной сидит напротив врача на расстоянии 50—60 см. Врач фиксирует голову обследуемого. Пациенту предложено поочередно каждым глазом следить за перемещением объекта в 8 направлениях. О недостаточности мышцы судят по ограничению подвижности глаза в ту или иную сторону. При этом пользуются правилами, приведенными в таблице 1.

Таблица 1 - Правила определения пораженной мышцы при ограничении подвижности глаз

Подвижность ограничения	Пораженная мышца	
	Правого глаза	Левого глаза
Вправо	Наружная прямая	Внутренняя прямая
Влево	Внутренняя прямая	Наружная прямая
Вверх	Верхняя прямая или нижняя косая	Верхняя прямая или нижняя косая
Вниз	Нижняя прямая или верхняя косая	Нижняя прямая или верхняя косая
Вверх вправо	Верхняя прямая	Нижняя косая
Вверх влево	Нижняя косая	Верхняя прямая
Вниз вправо	Нижняя прямая	Верхняя косая
Вниз влево	Верхняя косая	Нижняя прямая

Места, условия проведения работы исследования

Московский Государственный Технический Университет имени Н.Э. Баумана

Результаты

В результате был разработан модуль, состоящий из блока воздействия на биообъект, блока регистрации изменения электрического потенциала сетчатки и глазных мышц, и блока обработки полученной информации.

Блок воздействия на биообъект представляет собой светодиодную матрицу, расположенную по вертикальной и горизонтальной оси глаза. Диоды загораются в определенном порядке. В ответ на такой раздражитель глаз изменяет свое положение, изменяется электрический потенциал сетчатки, мышцы глазодвигательного аппарата сокращаются. Данные перемены фиксирует электроокулограф, далее информация передается на монитор, где происходит анализ полученных данных и их отклонений от нормальной работы глазодвигательного аппарата (рисунок 2).

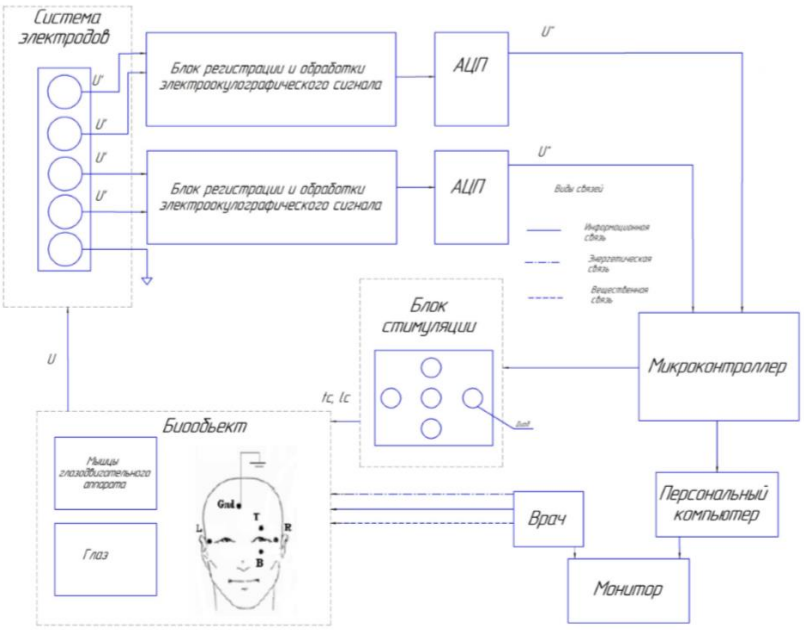


Рисунок 2 - Схема БТС

Выводы. В результате проведённых исследований был проведен анатомический обзор глазодвигательного аппарата выявлены три основных вида заболеваний – страбизм, нистагм, паралич.

Разработана физическая и математическая модели объекта - глаза.

Сформулированы правила определения пораженной мышцы при ограничении подвижности глаз. По наиболее стандартной методике определение поля взора и определение состояния глазодвигательных мышц. Четкие результаты упрощенный способ определения поля взора позволяет получить при недостаточности мышц вертикального действия. При видимом отклонении одного глаза по вертикали для выявления паретичной мышцы можно использовать простой способ абдукции — аддукции. Обозначить технические характеристики разрабатываемой БТС. Модуля регистрации для оценки состояния глазодвигательного аппарата.

Определены медико-технические требования к блоку стимуляции.

1. Матрица должна состоять из 5 диодов.
2. Левый и правый диоды устанавливаются на расстоянии 40 см от центрального, исходя из расчета расстояния от угла поворота глаза пациента на 35°-40°.

3. Вертикальные (верхний и нижний) диоды расположены на расстоянии 30 см от центрального, исходя из расчета расстояния от угла поворота глаза пациента на 25°-30°.

Сконструирован корпус разрабатываемого устройства.

Заключение. Разработанный в ходе работы модуль регистрации для диагностики состояния глазодвигательного аппарата является новейшим методом в диагностики и контроле терапии, позволяющий максимально точно проследить и при необходимости скорректировать ход лечения или реабилитации. Основным преимуществом разрабатываемого модуля является простота конструкции, возможность легкого изменения методики и широкая применяемость.

В научно-исследовательской части работы была разработана схема биотехнической системы, блок стимуляции биообъекта и блок регистрации сигнала изменения потенциала глазодвигательных мышц.

В электрической принципиальной схеме представлен усилительный каскад, который включает в себя: инструментальный усилитель; фильтр низких частот Чебышева; драйвер АЦП; микроконтроллер.

Практическая значимость. Данная работа позволит улучшить ход реабилитации и контроль состояния пациента, а также подобрать наиболее оптимальный ход лечения, с возможностью индивидуального подхода к пациентам.

Библиографический список

1. Алексеев В. Н., Егоров Е. А., Астахов Ю. С., Ставицкая Т. В. Офтальмология: учебник для вузов / Под редакцией Е.А. Егорова – 2010. – 208с.
2. Гиппенрейтер Ю. Б. Движения человеческого глаза. Монография. — М.: Изд-во Моск. Ун-та, 1978. 256 с.
3. Дуус П. Топический диагноз в неврологии Анатомия. Физиология. Клиника — М. ИПЦ «Вазар-Ферро», 1995, 386 с.
4. Ефремов М.В., Аполлонова И.А. Внедрение современных технологий для диагностики состояния поля зрения человека. // Вестник науки и образования. 2017. Т. 1. № 7 (31). С. 19-24.
5. Кореняк Г.В., Чередниченко Н.Л., Попова Н.А., Ладанова С.С. Частота встречаемости глазодвигательной и рефракционной патологии у детей и подростков с детским церебральным параличом. // В сборнике: Современные проблемы развития фундаментальных и прикладных наук Материалы III международной научно-практической конференции. 2016. С. 64-67.
6. Павленко В.Д., Фомин А.А., Федорова А.Н., Домбровский Н.Н. Идентификация глазодвигательной системы человека на основе модели Вольтерра. // Вестник Национального технического университета Харьковский политехнический институт. Серия: Информатика и моделирование. 2016. № 21 (1193). С. 74-85.
7. Триумфов А. В. Топическая диагностика заболеваний нервной системы М.: ООО «МЕДпресс». 1998, 264 с.
8. Шурупова М.А., Анисимов В.Н., Касаткин В.Н. Глазодвигательные корреляты динамики психофизиологических и когнитивных нарушений у пациентов с медуллобластомой. // Детская и подростковая реабилитация. 2016. № 2 (27). С. 50-56.

DEVELOPMENT OF A REGISTRATION MODULE FOR ASSESSING THE CONDITION OF THE OCULOMOTOR APPARATUS

Smirnova A.A., Efremova A.S., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.
MSTU named after N.E. Bauman, Moscow,
lina0jq@gmail.com

Keywords: Oculomotor apparatus, electrooculography, impus, amplitude

Abstract. This assignment will examine a development of a registration module for assessing the state of the oculomotor apparatus. The task was to create a completely new device for registering deviations in the work of the oculomotor apparatus, which will be able to accurately determine the stage of the disease. The module under development consists of a block of impact on a biological object, a block of registration of changes in the electrical potential of the retina and eye muscles. The bioobject impact block is an led matrix located along the vertical and horizontal axis of the eye. Diodes light up in a certain order. In response to this stimulus, the eye changes its position, the electrical potential of the retina changes, and the muscles of the oculomotor apparatus contract. These changes are recorded by an electro-oculograph, then the information is transmitted to the monitor, where the analysis of the received data and their deviations
from the normal operation of the oculomotor apparatus takes place. It was shown that the developed device has an advantage over existing ones, as it is multi-functional, easy to use and has a low cost.

МАЛОШУМЯЩИЙ ИСТОЧНИК ТОКА С ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНЫМ ВЫХОДОМ

Татарникова Л.И., Кобелев А.В.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)», г. Москва,
tatarnikovalbv@gmail.com, ak.mail.ru@gmail.com

Ключевые слова: источник тока, импеданс, малошумящие компоненты

Аннотация. Данная работа посвящена исследованию современных источников тока для измерения биоимпеданса. Смоделирована реальная цепь источника тока как можно приближенная к идеальному источнику тока. Эта схема основывается на топологии Howland. Были рассмотрены следующие схемы: источник тока, выполненный по схеме с дифференциальным усилителем; зеркальный источник тока; источник тока, выполненный по схеме с дифференциальным усилителем с четырьмя обратными связями; улучшенный источник тока с дифференциальным выходом. Исследование этих цепей проводилось при одинаковых начальных условиях. Все цепи включают в себя трансформатор. Исследование показало, что лучшие характеристики имеет улучшенная схему источника тока с дифференциальным выходом на дифференциальном операционном усилителе, поскольку зависимость значения тока от сопротивления нагрузки практически постоянна в диапазоне от 1 Ом до 7 кОм. Затем была произведена эквивалентная замена двух операционных усилителей. Это решение помогло улучшить шумовые характеристики с 18,3 до 7,5 мкВ.

Введение. На сегодняшний день сердечно - сосудистые заболевания (ССЗ) занимают первое место по причине смертности в России. По данным статистики ВОЗ, ежегодно от ССЗ умирает 17,5 миллиона человек. В 2016 году показатель смертности составил 619,4 на 100 тыс. населения. Однако, 80% преждевременных инфарктов и инсультов может быть предотвращено. Для этого необходимо прибегать к определенным методам диагностики. Определение параметров, по которым определяется тяжесть и тип ССЗ поможет сократить показатель смертности.

Самым простым методом диагностики кровенаполнения какого-либо участка тела является реография. Способ измерения заключается в подаче переменного тока малой амплитуды (до 10 мА) с частотой от 10^4 до 10^5 Гц через исследуемую область и измерении переменного напряжения.

Электроимпедансные исследования позволяют определить, как изменяются пассивные свойства биологических тканей во времени. Данный метод нашел широкое применение в разных биомедицинских задачах. Одной из таких задач является динамическая визуализация деятельности сердца. Однако, качество изображения, полученного электроимпедансным методом, значительно хуже, чем качество МРТ и КТ изображений. Основная причина такой ситуации связана с техническими характеристиками каналов измерения импеданса. Главные причины сводятся к недостаточной точности импедансных измерительных преобразователей, ограниченному частотному диапазону и диапазону измерения импеданса. Современные МРТ-системы способны также визуализировать особенности функционирования желудочков, предсердий, клапанов и другой детальной биомеханической информации в динамике. Такой метод имеет свои недостатки, к которым относятся различные противопоказания, невозможность суточного мониторирования, а также невозможность измерения значений ударного объема крови и фракции выброса в фазу систолы. Эти ограничения как раз снимает метод электроимпедансной томографии.

Повысить точность электроимпедансных методов исследования можно с помощью прецизионной техники. До того, как регистрируемый сигнал попадет на АЦП, он претерпевает предварительную обработку: усиление, устранение синфазной помехи, фильтрация. Также, для получения сигнала необходимо зондировать переменным током исследуемый участок ткани. Все эти операции так или иначе приводят к возникновению помех. Чтобы минимизировать шумовую составляющую сигнала и тем самым повысить точность его регистрации, нужно начать с самого первого звена – источник синусоидального тока.

Измерение импеданса является простым и безвредным неинвазивным методом, который может проводиться двумя способами: используя источник напряжения, либо источник тока. Из-за возникающего сопротивления электрод-кожа предпочтительнее использовать второй способ [1].

Качество и точность регистрации сигнала напрямую зависит от зондирующего тока. Малейшие колебания в синусоидальном токе могут привести к погрешности измерения импеданса.

С ростом частоты зондирующего тока сопротивление биообъекта падает и в конечном итоге стремится к постоянной величине. На низких значениях частоты тока в области α – дисперсии (< 1 кГц) преобладает высокий импеданс кожи биообъекта (~ 1 кОм), который по сравнению с полным импедансом исследуемого участка (0 –
300 Ом) очень велик. Так как биообъект является ионным проводником, то емкостная составляющая импеданса с ростом частоты зондирующего тока увеличивается, тем самым вносит большой вклад в общий импеданс. Таким образом выбирается частота зондирующего тока из области β – дисперсии (10^4 – 10^5 Гц). В этом диапазоне токи проводимости доминируют над токами смещения. Поэтом на практике чаще всего используется частота из середины диапазона, равная 100 кГц.

Максимальное действующее значение зондирующего тока регламентируется стандартом по электробезопасности IEC60601 [6] и для частоты 100 кГц не должно превышать 10 мА.

Материалы и методы. Топология Howland может быть построена с использованием операционного усилителя с одним выходом и дифференциального усилителя. Обе конфигурации могут быть инвертирующими и не инвертирующими. Топология с дифференциальным усилителем также может быть с положительной обратной связью и отрицательной обратной связью в зависимости от поставленной задачи.

В данной работе были рассмотрены следующие схемы: источник тока, выполненный по схеме с дифференциальным усилителем; зеркальный источник тока; источник тока, выполненный по схеме с дифференциальным усилителем с четырьмя обратными связями; улучшенный источник тока с дифференциальным выходом (рисунок 1).

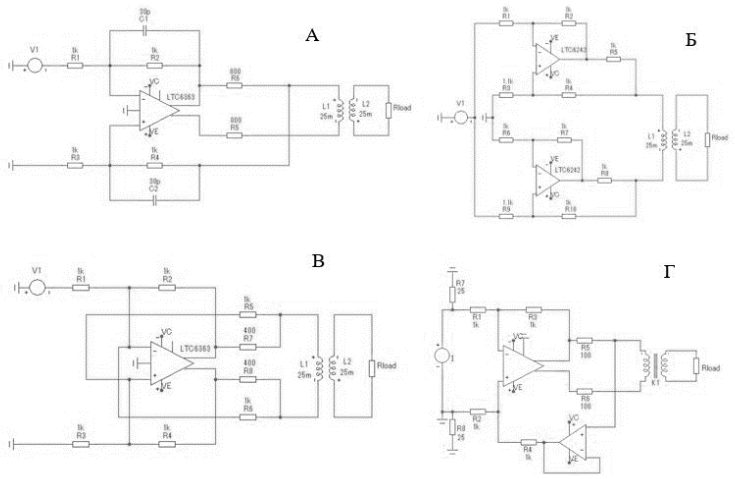


Рисунок 1 – Схемы источников тока: А – источник тока, выполненный по схеме с дифференциальным усилителем; Б – зеркальный источник тока; В – источник тока, выполненный по схеме с дифференциальным усилителем с четырьмя обратными связями; Г – улучшенный источник тока с дифференциальным выходом [5]

Для всех четырех схем были созданы одинаковые начальные условия. Они представлены в таблице (Таблица 6).

Таблица 6 – Начальные условия моделирования схем источников тока

Начальное условие	Значение
Амплитуда напряжения, В	2.048
Частота, кГц	100
Питание усилителя, В	±9
Амплитуда выходного тока при Rload = 1 Ом, мА	2.5
Значения сопротивления нагрузки Rload, Ом	1..7000

Схема источника тока, выполненного по схеме с дифференциальным усилителем представлена на рисунке А (рисунок 1). Она включает в себя дифференциальный малошумящий операционный усилитель LTC6363. Наличие конденсаторов номиналом 30 пФ не допускает самовозбуждение операционного усилителя. Номиналы резисторов были подобраны так, чтобы обеспечить необходимые начальное условие амплитуды выходного тока при нагрузке Rload = 1 Ом, а также должны быть меньше или равны 1 кОм. Для обеспечения симметричности схемы, должны выполняться следующие условия: R1 = R3; R2 = R4; R5 = R6.

Амплитуда выходного тока задается помощью резисторов R5 и R6 по формуле (1).

$$I_{out} = \frac{V_{in}}{r} \quad (1)$$

где Iout = 2.5 мА – амплитуда выходного тока, Vin = 2.048 В – амплитуда входного напряжения, r – сопротивления R5, R6.

Схема зеркального источника тока (рисунок 1- Б) построена на двух операционных усилителях серии LTC6242 с высоким значением CMRR и малыми входными токами. Она также обладает симметрией, как и схема А, что приводит к возникновению противофазных выходных напряжений. Номиналы резисторов R5 и R6 были подобраны экспериментальным путем, чтобы обеспечить необходимое значение амплитуды выходного тока. Все остальные резисторы считались одинаковыми с номиналом 1 кОм.

Источник тока, выполненный по схеме с дифференциальным усилителем с четырьмя обратными проиллюстрирован на рисунке В (рисунок 1). Включает в себя дифференциальный усилитель LTC6363, как в схеме А и Г. Резистор R4 создает вторую отрицательную связь, а резистор R6 – вторую положительную связь. Для баланса такой схемы выполнены следующие условия: R1 = R3; R2 = R4; R5 = R6; R7 = R8.

В этом случае амплитуда выходного тока задается по формуле (2)

$$I_{out} = \frac{V_{in} \cdot R2}{2Rc \cdot R7} \quad (2)$$

Схема улучшенного источника тока с дифференциальным выходом (рисунок 1- Г) имеет отличительную особенность: она включает в себя дифференциальный ЦАП, который задает нужную амплитуду входного тока. С помощью резисторов R8 и R7 фиксируется входное напряжение. Схема включает в себя комбинацию дифференциального операционного усилителя и операционного усилителя с одним выходом.

Все схемы были промоделированы в среде LTSpice. Для каждой схемы происходила вариация сопротивления нагрузки от 1 Ом до 7 кОм. Одновременно с этим фиксировалось значение силы тока через нагрузку. Полученные данные были обработаны в среде MATLAB, по которым были построены графики соответственно (рисунок 2).

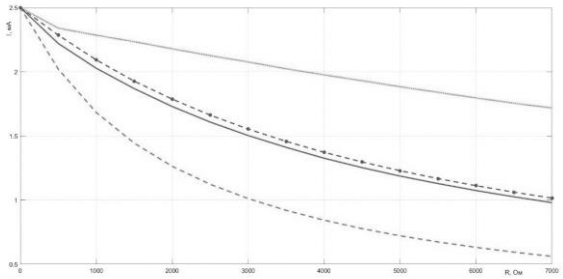


Рисунок 2 – График зависимости силы тока через нагрузку от величины этой нагрузки (снизу вверх): схема В; схема Б; схема А; схема Г

Видно, что лучшей характеристикой обладает схема Г. С увеличением сопротивления нагрузки сила тока через эту нагрузку уменьшается незначительно, по сравнению с рассмотренными схемами.

Чтобы улучшить шумовые характеристики схемы, необходимо сделать стандартную замену одного дифференциального операционного усилителя на 2 малошумящих операционных усилителя с одним выходом [3].

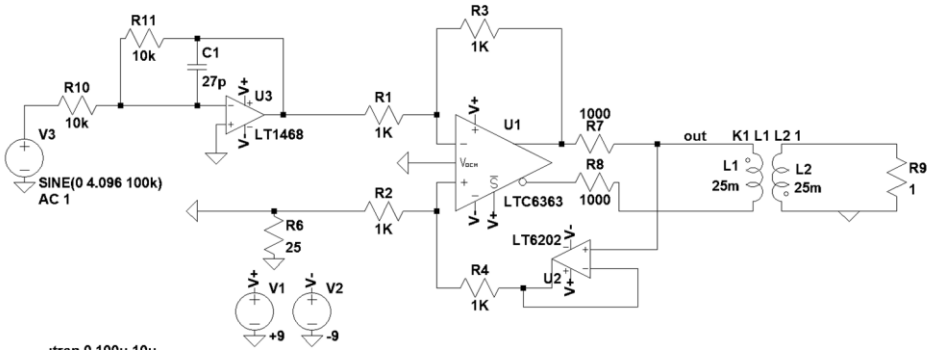


Рисунок 3 – Источник тока с дифференциальным выходом на дифференциальном операционном усилителе LTC6363

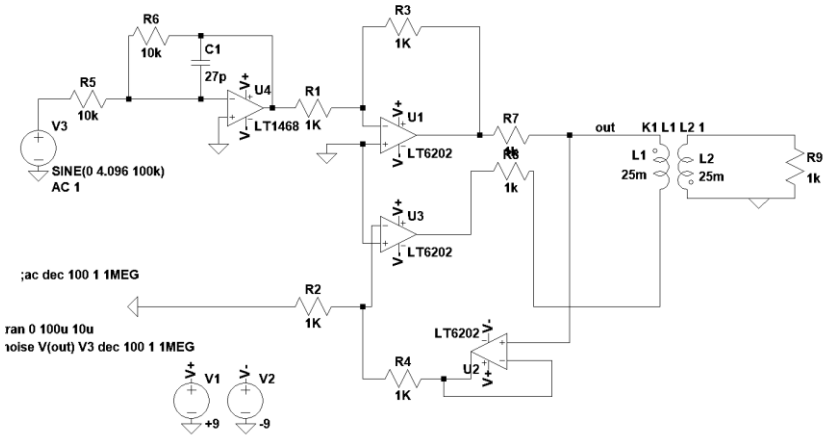


Рисунок 4 – Источник тока с дифференциальным выходом на двух операционных усилителях LT6202

Замена схемы источника тока на дифференциальном операционном усилителе на схему с двумя операционными усилителями не приводят к изменениям амплитуды тока, протекающего через сопротивление нагрузки.

Чтобы проверить эффективность такой замены на практике, был проведен расчет спектральной плотности шума для обоих случаев:

Таблица 2 – Сравнительная таблица усилителей по спектральной плотности шум

Параметры	LT6202	LTC6363
Спектральная плотность шума, мкВ	7.507	18.342

С целью дальнейшего улучшения шумовых характеристик схемы применяется аналоговая фильтрация. В данном случае на имеющимся источнике тока можно построить активный фильтр на 100 кГц. Это позволит погасить собственные шумы источника тока.

Заключение. На основе литературного обзора в работе был выбран наиболее оптимальный вариант схемы источника тока – топология Howland. Был проведен анализ 4 различных схем источника тока с трансформатором при одинаковых начальных условиях. Исследование показало, что наилучшими характеристиками обладает схема улучшенного источника тока с дифференциальным выходом на дифференциальном операционном усилителе. Далее была произведена эквивалентная замена на 2 операционных усилителя. Такое решение помогло улучшить шумовые характеристики почти в 2 раза. Для дальнейшего улучшения технических характеристик следует применять фильтрацию собственных шумов источника тока

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-29-02042.

Библиографический список

1. Batra P., Kapoor R. A comparative study of current sources used in bioimpedance measurement systems // International Journal of Electronics Signals and Systems. 2012. № 3 (1). С. 87–90.

2. Bouchaala D., Kanoun O., Derbel N. High accurate and wideband current excitation for bioimpedance health monitoring systems // Measurement. 2016. (79). С. 339–348.

3. Karantzalis P. High Frequency Active Antialiasing Filters [Электронный ресурс]. URL: https://www.analog.com/media/en/reference-design-documentation/design-notes/dn313f.pdf.

4. Klum M. [и др.]. Balanced Adjustable Mirrored Current Source with Common Mode Feedback and Output Measurement for Bioimpedance Applications IEEE, 2019. 1278–1281 с.

5. Maundy B.J., Elwakil A.S., Gift S.J.G. Enhancing the improved Howland circuit // International Journal of Circuit Theory and Applications. 2019. № 4 (47). С. 532–541.

6. International Electrotechnical Commission [Электронный ресурс]. URL: https://webstore.iec.ch/.

LOW-NOISE CURRENT SOURCE WITH DIFFERENTIAL OUTPUT

Tatarnikova L.I., Kobelev A.V.
Bauman Moscow State Technical University, Moscow,
tatarnikovalbv@gmail.com, ak.mail.ru@gmail.com

Keywords: current source, impedance, low-noise component

Annotation. This work is devoted to the research of current sources for bioimpedance. It was necessary to simulate a real current source circuit as close as possible to an ideal current source. This scheme should be based on Howland topology. The following circuits were considered: a current source made according to a circuit with a differential amplifier; mirror current source; a current source made according to the circuit with a differential amplifier with four feedbacks; improved current source with differential output. The research of these circuits was carried out under the same initial conditions. All circuit include transformer. The research showed that the best characteristics have an improved current source circuit with a differential output on a differential operating amplifier as a dependence of current value from the load resistance is almost the constant in the range of 1 Ω to 7 kΩ. Then an equivalent replacement was made for two operational amplifiers. This solution helped to improve the noise performance from 18,3 to 7,5 μV.

ПРОЕКТИРОВАНИЕ МАЛОГАБАРИТНЫХ МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ С AC/DC ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯМИ НАПРЯЖЕНИЯ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОГО ТИПА

Варакин А.А.
Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир, ekranus@vlsu.ru

Ключевые слова: ac/dc преобразователямь, напряжение, малогабаритный

Аннотация. В работе рассматриваются вопросы разработки малогабаритных медицинских приборов, содержащих встроенные модули преобразователей напряжения. Для малогабаритных медицинских приборов целесообразно применять готовые AC/DC преобразователи в пластмассовом корпусе с возможностью монтажа на печатную плату. Рассмотрены варианты выбора преобразователей, сертифицированных к применению в медицинской технике по требованиям электрической безопасности и уровню электромагнитного излучения. На основании примера даны рекомендации по выбору AC/DC преобразователя для конструкции физиотерапевтического прибора с учетом рассчитанной мощности в нагрузке. Показаны результаты моделирования тепловых режимов прибора с выбранным модулем. Контроль температуры модуля необходимо выполнять на стадии конструкторского проектирования из-за возможности снижения полезной мощности при перегреве.

На сегодняшний день вопросам разработки и создания новых электронных приборов уделяется пристальное внимание. В условиях сокращения сроков проектирования крайне необходимо в кратчайшие сроки представить работающий макет электронного устройства. Для изделий медицинского назначения вопрос сокращения времени разработки является еще более актуальным, так как большинство медицинского оборудования, а также приборов диагностического контроля проходят длительные стадии испытаний и сертификации.

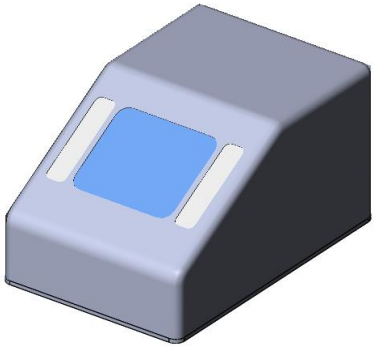
Выработанный за несколько десятилетий модульный метод проектирования позволил выделить элементы электропитания электронных устройств в отдельные модули. Это снимает необходимость с разработчика в проектировании вторичных источников электропитания (ИВЭП), тем самым сокращая временные и финансовые ресурсы.

К источникам питания медицинских приборов предъявляются особые требования, прежде всего, в отношении безопасности электрической изоляции и уровню электромагнитного излучения. Обязательными требованиями подобных ИВЭП являются прочность электрической изоляции «вход-выход» на уровне 4 кВ переменного тока, низкий ток утечки на землю, а также наличие двух средств защиты пациента 2×MOPP (*Means of Patient Protection*) от входа питающей сети до выхода с низким уровнем постоянного напряжения [1]. При этом для приборов, предназначенных для использования в домашних условиях, как правило, не предусматривается защитного заземления или иных средств внешней защиты.

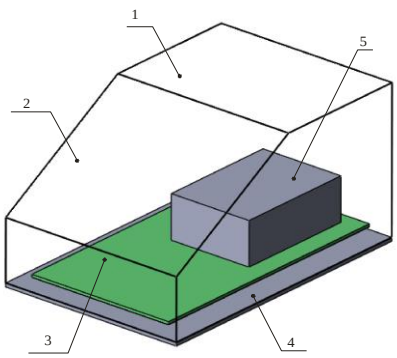
Современный рынок электронных компонентов предлагает решения по выбору ИВЭП на уровне AC/DC преобразователей, что приводит к упрощению процесса проектирования приборов медицинской техники. Подобные устройства используются с целью преобразования переменного напряжения (AC) от электрической сети в постоянное (DC), используемое в приборах. Становится возможным выбрать готовый модуль под необходимые для прибора электрические характеристики питания.

В докладе рассматривается подход к проектированию экспериментального медицинского физиотерапевтического прибора. Схемотехническая часть проектирования определяет исходные данные для на уровне электрических характеристик, то есть выходных характеристик преобразователя ИВЭП. Это значения напряжения и тока, которые гарантированно обеспечиваются преобразователем напряжения в заданных условиях эксплуатации. Разрабатываемое изделие относится к классу BF (*Body Floating*) согласно стандарту [1], то есть прибор с изолированной рабочей частью, которая должна находиться в контакте с телом пациента.

В ходе предварительной компоновки были определены габаритные размеры устройства, которые составили 100×80×150 мм. Внешний вид компоновочного варианта разрабатываемого изделия показан на рисунке 1.



Внешний вид прибора



Компоновочное решение

Рисунок 1 – Предварительная компоновка малогабаритного физиотерапевтического прибора, содержащего AC/DC преобразователь напряжения, монтируемый на печатную плату.
1 - корпус прибора, 2 - лицевая панель, 3 - печатная плата, 4 - нижняя крышка, 5 - AC/DC преобразователь напряжения.

Уровень напряжения, необходимый для обеспечения работы низковольтной части физиотерапевтического прибора составил 12 В, при токе 1,84 А. Расчетная мощность обеспечиваемая ИВЭП на выходе составила 22,08 Вт. Рынок электронных компонентов предлагает значительное разнообразие модулей и блоков ИВЭП сертифицированных для медицинского применения согласно стандартам [1,2]. При небольших мощностях наиболее просто использовать малогабаритный модуль AC/DC преобразователя в пластмассовом корпусе с возможностью монтажа на печатную плату. Подобный модуль представляет собой готовый электронный компонент, обладает небольшими габаритами и массой, защищен от внешних воздействий (пылезащита, влагозащита). На рисунке 2 показаны примеры подобных модулей, выпускаемых фирмами MeanWell, TDK-Lambda, Minmax [3-5].

Рисунок 2 - Малогабаритные AC/DC преобразователи для медицинского оборудования, предназначенные для монтажа на печатную плату [3-5].

Необходимая мощность импульсных AC/DC преобразователей должна рассчитываться с учетом их коэффициента полезного действия (КМП). КМП современных импульсных блоков питания составляет не менее 80%. Ближайшее большее значение мощности выпускаемых ИВЭП составило 30 Вт. Среди разнообразия ИВЭП были выбраны три - два из них мощностью 30 Вт: KMS30A-12 фирмы TDK-Lambda, MPM-30-12 фирмы MeanWell, и один мощностью 40 Вт: APM-40S12 фирмы Minmax.

Дальнейшее проектирование выполнялось на основе детального рассмотрения показателей указанных AC/DC преобразователей. В таблице 1 представлены наиболее важные технико-экономические показатели модулей.

Таблица 1 - Технико-экономические показатели одноканальных AC/DC преобразователей для медицинского оборудования, монтируемых на печатную плату, при заданной мощности 26,6 Вт [3-5]

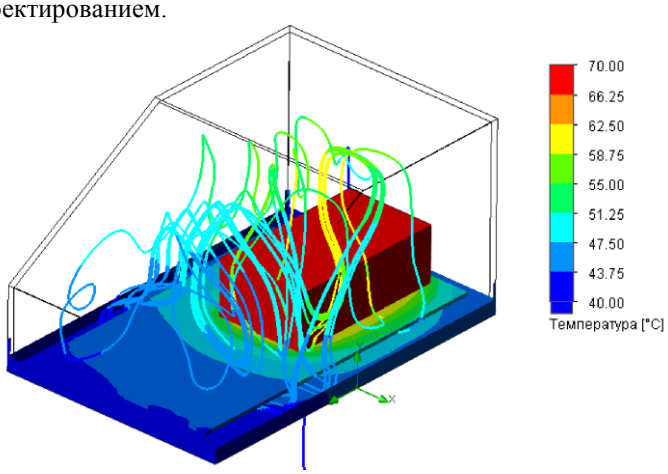
	Модель преобразователя		
Показатель	KMS30A-12	MPM-30-12	APM-40S12
Постоянное напряжение на выходе, В	12	12	12
Максимальный ток в нагрузке, А	2,5	2,5	3,33
Типовое значение КПД	0,89	0,9	0,84
Способ охлаждения	конвективное		
Максимальная температура окружающей среды, при сохранении полной мощности, °С	50	60	60
Габаритные размеры, мм	64×45×23,5	69,5×39×24	88,9×63,5×30
Масса, г	130	102	310
Стоимость одного модуля, долл. США	54,21	33,19	59,73

Наиболее целесообразным с экономической точки зрения и по уровню массогабаритных характеристик оказался модуль MPM-30-12, выпускаемый фирмой MeanWell. При окончательном выборе модуля электропитания следует учитывать графики снижения максимальной выходной мощности ИВЭП в зависимости от температуры. Это так называемые тепловые кривые ("derating curve"), показывающие как изменяется выходная мощность, отдаваемая модулем в нагрузку в зависимости от температуры окружающей среды.

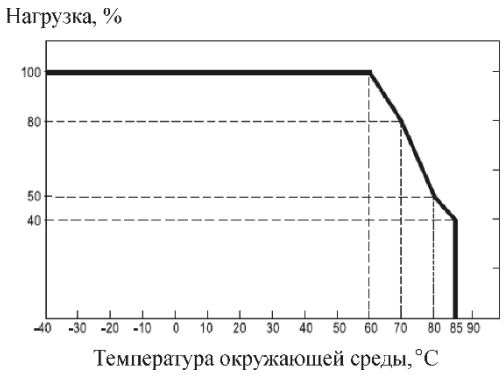
Выбор модуля должен сопровождаться тепловым расчетом всей конструкции прибора, в составе которого работает модуль ИВЭП. Показанный на рисунке 3-а результат компьютерного моделирования

выполнялся в программном комплексе *SolidFlowWorks* при начальной температуре окружающей среды + 40 °С и мощности тепловыделения 3 Вт. Выполненный из пластика корпус не содержит вентиляционных отверстий, не предусмотрена также принудительная вентиляция (рисунок 1). Интенсификация теплообмена модулей за счет радиатора также не будет эффективна, так как ИВЭП выполнен в пластмассовом корпусе.

Анализ результатов моделирования показал, что максимальная температура модуля не превышает + 70 °С. Результат моделирования был соотнесен с графиком снижения максимальной выходной мощности модуля (рисунок 3-б). При температуре + 70 °С наблюдается 80% снижение мощности. В указанных условиях работы модуля максимальный ток нагрузки составил 2А, что не превышает значений, заданных схемотехническим проектированием.



а - температурное поле внутри блока



б - График снижения максимальной выходной мощности модуля MPM-30-12 [4]

Рисунок 3 - Температурные показатели конструкции и модуля MPM-30-12

Таким образом, выбор специализированного AC/DC преобразователя для медицинского оборудования, следует выполнять по критерию максимальной полезной мощности в нагрузке. Недостатком ИВЭП в пластмассовом корпусе, монтируемого на печатную плату, является невозможность интенсифицировать теплоотвод за счет применения радиатора. Контроль температуры, выполненный на основе моделирования тепловых режимов работы прибора, позволяет оценить процент снижения мощности в полезной нагрузке.

Библиографический список

1. ГОСТ Р МЭК 60601-1-2010. Изделия медицинские электрические. Часть 1. Общие требования безопасности, с учетом основных функциональных характеристик.

2. ГОСТ 30324.1.2-2012 . Изделия медицинские электрические. Часть 1-2. Общие требования безопасности. Электромагнитная совместимость. Требования и методы испытаний.

3. http://lambda-tdk.ru/image/catalog/pdf/KMSA-Datasheet.pdf

4. http://www.mean-well.ru/uploads/files/datasheets/MPM-30-12.pdf

5. https://www.minmax.com.tw/en/download/files/1369/APM-40_Datasheet.pdf

DESIGN OF SMALL MEDICAL DEVICES WITH AC / DC SPECIALIZED VOLTAGE CONVERTERS TYPE

Varakin A.A.

Vladimir state university of A.G. and N.G. Stoletovykh, Vladimir, ekranus@vlsu.ru

Keywords: ac / dc converters, voltage, small-sized

Annotation. The paper discusses the development of small-sized medical devices containing built-in voltage converter modules. For small-sized medical devices, it is advisable to use ready-made AC / DC converters in a plastic case with the possibility of mounting on a printed circuit board. The options for choosing built-in converters certified for use in medical technology according to the requirements of electrical safety and the level of electromagnetic radiation are considered. Based on the example, recommendations are given for choosing an AC / DC converter for the design of a physiotherapy device taking into account the calculated power in the load. The results of modeling the thermal conditions of the device with the selected module are shown. The temperature control of the module must be performed at the design stage because of the possibility of reducing the useful power during overheating.

РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА ВЫНУЖДЕННЫХ КОЛЕБАНИЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ВИБРОДЕМПФИРУЮЩИХ МАТЕРИАЛОВ

Варакин А.А.
Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир, ekranus@vlsu.ru

Ключевые слова: колебания, вибродемпфирующий материал, вибрация

Аннотация. В работе рассматриваются вопросы реализации метода вынужденных колебаний для определения динамических характеристик вибродемпфирующих материалов. Данный метод позволяет проводить исследования вибродемпфирующих материалов в широком диапазоне температур и частот вибраций, а также с учетом амплитуды деформаций образцов. Рассмотрен вариант реализации метода с использованием резонансных колебаний консольного образца. Установка, реализующая метод резонансных колебаний отличается малыми габаритами и массой, не требует мощной силовой установки для создания вибраций. Введенный в стандарт метод вынужденных колебаний консольно закрепленного образца значительно сложнее, предполагает совместное использование термокамеры, электродинамического вибростенда и устройства с закрепленными образцами материала. Использование компьютера для программного контроля поведения образцов и сбора данных с датчиков вибраций позволяет автоматизировать процессы измерений.

Вибрация оказывает отрицательное влияние на общее состояние человека, его умственное и психоэмоциональное состояние. Длительное действие вибрации приводит к патологическим нарушениям, прежде всего это затрагивает появление заболеваний сердечно-сосудистой и нервной системы, возможны нарушения опорно-двигательного аппарата. Вероятность появление вибрационной болезни как профессионального заболевания значительно возрастает при увеличении интенсивности и времени воздействия вибрации на организм [1].

Для уменьшения действия общей вибрации может быть применено вибродемпфирование - нанесение на элементы конструкций деталей машин, а также на тонкостенные конструкции сооружений слоев из вязкоупругих полимерных материалов. Потери механической энергии в полимерных материалах обусловлены явлениями релаксации и восстановления, при которых изменение молекулярной структуры длинных цепочек полимера разогревает материал изнутри, наблюдается так называемое внутреннее трение. Исследование динамических характеристик подобных материалов является актуальной задачей. Во многом широкому внедрению полимерных вибродемпфирующих материалов (ПВМ) препятствует малый объем исследований их характеристик. Диссипативные свойства ПВМ зависят от температуры и частоты, а также от амплитуды деформации. На рисунке 1 показаны типичные зависимости коэффициента механических потерь η и динамического модуля упругости E' полимерного материала [2].

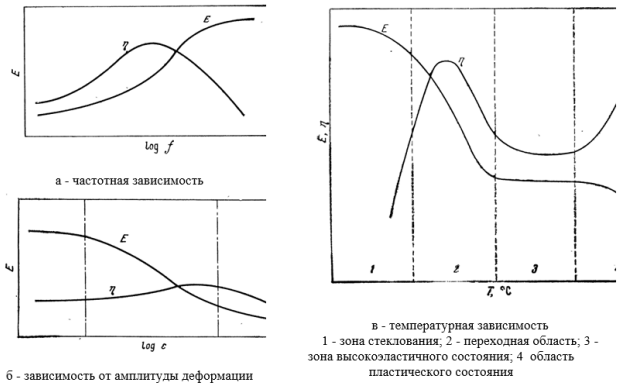


Рисунок 1 - Типичные зависимости коэффициента механических потерь и динамического модуля упругости E' полимерного вибродемпфирующего материала [2]

В настоящее время для быстрого и достоверного определения динамических характеристик полимерных вибродемпфирующих материалов в диапазоне частот эксплуатации с учетом толщины покрытий и уровней деформаций образцов применяют метод вынужденных колебаний. Обобщенная блок-схема реализации этого метода показана на рисунке 2. В образце из ПВМ с помощью силового устройства создаются колебания необходимой амплитуды, уровень которых фиксируется датчиками. Сигнал с датчиков передается на устройство сбора данных.

Одним из вариантов реализации метода вынужденных колебаний является резонансный метод. Установки, в которых используются резонансные колебания, имеют малые габариты и массу, требуется меньше энергии для создания колебаний образцов. Длительной опыт использования подобной установки на кафедре «Биомедицинских и электронных средств и технологий» Владимирского государственного университета выявил ряд недостатков.

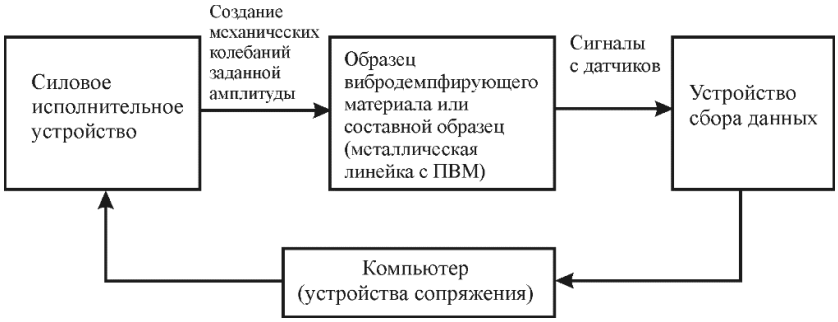
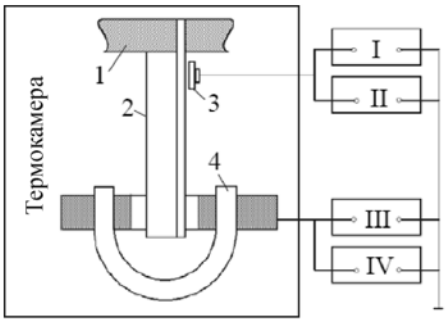


Рисунок 2 - Обобщенная блок-схема метода вынужденных колебаний для определения динамических характеристик вибродемпфирующих материалов

В частности, реализация метода резонансных колебаний предполагала использование измерительного оборудования и человека в качестве комплексной системы сбора данных (рисунок 3-а). Это значительно повышало трудоемкость процесса, особенно в части настройки и измерений. Для решения задач автоматизации на современном уровне весь процесс создания резонансных колебаний образца и сбора данных с датчиков должен контролироваться программно. Поэтому неотъемлемой единицей структурной схемы будет являться компьютер и связанные с ним устройства сопряжения (рисунок 2).

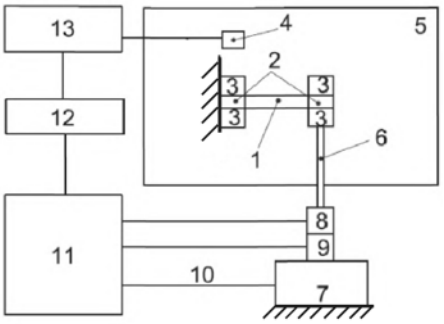
Другой существенной проблемой является точное воспроизведение эталонных характеристик металлических оснований при использовании составных образцов для испытаний. Следует отметить, что этот вид испытаний с нанесением материалов на тонкостенную металлическую конструкцию наиболее часто встречается, и во многом соответствует реальному использованию вибродемпфирующих материалов как средства снижения уровня вибрации до допустимых пределов. При этом для расчета коэффициента механических потерь η и динамического модуля упругости E' необходимо иметь данные о колебаниях чистых эталонных образцов и образцов с нанесенными слоями ПВМ. Виброграммы эталонных образцов не должны отличаться друг от друга. Для выполнения этого требования необходима детальная конструкторская разработка узлов крепления, в том числе необходим расчет зажимающих элементов, применение динамометрических замеров моментов затяжки резьбовых соединений.

Введенный в государственный стандарт метод изгибных колебаний консольно-закрепленного образца (рисунок 3-б) предполагает использования электродинамического вибростенда в качестве исполнительного устройства [4].



а - схема испытаний по методу резонансных колебаний консольно-закрепленного образца [3]

1-держатель образца; 2-образец; 3-датчик; 4-возбудитель колебаний; I-осциллограф; II-милливольтметр; III-звуковой генератор; IV-частотомер



б - схема испытаний по методу изгибных колебаний консольно закрепленного образца [4]

1 - балка (образец); 2 - установочный блок; 3 - устройство зажима; 4 - датчик температуры; 5 - климатическая камера; 6 - штанга вибровозбудителя; 7 - электродинамический вибростенд; 8 - датчик силы; 9 - датчик перемещения; 10 - сигнал управления; 11 - система управления; 12 - компьютер; 13 - блок управления температурой

Рисунок 3 - Реализации метода вынужденных колебаний для определения динамических характеристик вибродемпфирующих материалов

Подобная реализация лишена недостатков резонансного метода за счет более мощного силового устройства электродинамического вибростенда. Создавая заданное силой F перемещение $x(t)$, передается через штангу вибровозбудителя к балке (образцу). Перемещение образца балки из вибродемпфирующего материала определяется уравнением движения и зависит от модуля упругости материала [4].

Конструкторская реализация схемы, показанной на рисунке 3-б значительно сложнее, так как предполагает совместное использование термокамеры, электродинамического вибростенда с датчиками и непосредственно устройства с закрепленными образцами материала. Для схемы установки, показанной на рисунке 3-а, в качестве силового источника используется электромагнитный возбудитель, размещаемый, как и все испытательное устройство, в термокамере.

Стандарт [4] рекомендует проводить испытания не менее чем трех образцов материала для того, чтобы иметь представление о разбросе значений характеристик вибродемпфирующих материалов. Это значит, что при реализации схемы испытательной установки, желательно чтобы в установочном блоке размещалось не менее трех образов. С учетом того, что частотная зависимость должна проявляться при использовании образцов различного размера, это может привести к значительному усложнению конструкции. Другим вариантом будет являться разработка нескольких установок, каждая под свой заданный типоразмер образцов.

Таким образом, при реализации метода вынужденных колебаний для определения динамических характеристик вибродемпфирующих материалов обязательным является использование компьютера для программного контроля поведения образцов, сбора и хранения виброграмм с датчиков. Использование электродинамического вибростенда в качестве силового источника вибраций образца значительно усложняет конструкцию, требует выполнить надежный и стабильный способ передачи механической энергии от вибростенда к образцу. При использовании составных образцов (металлическое основание с ПВМ) необходимо разработать узлы крепления установочных блоков с целью получения эталонных данных для металлических линеек без материала.

Библиографический список

1. Мухин Н.А., Косарев В.В., Бабанов С.А., Фомин В.В. Профессиональные болезни. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. 496 с.

2. Нашиф, А. Демпфирование колебаний / А. Нашиф, Д. Джоунс, Дж. Хендерсон. – М. : Мир, 1988. – 488с.

3. Талицкий Е.Н. Защита электронных средств от механических воздействий. Теоретические основы: Учеб. пособие / Владим. гос. ун-т. Владимир, 2001. 256 с.

4. ГОСТ Р ИСО 18437-3-2014. Вибрация и удар. Определение динамических механических свойств вязкоуроугих материалов. Часть 3. Метод изгибных колебаний консольно закрепленного образца.

IMPLEMENTATION OF THE METHOD OF FORCED OSCILLATIONS FOR DETERMINING THE DYNAMIC CHARACTERISTICS OF VIBRATION-DAMPING MATERIALS

Varakin A.A.
Vladimir state university of A.G. and N.G. Stoletovykh, Vladimir, ekranus@vlsu.ru

Keywords: vibrations, vibration damping material, vibration

Annotation. The paper discusses the implementation of the method of forced vibrations to determine the dynamic characteristics of vibration damping materials. This method allows the study of vibration damping materials in a wide range of temperatures and vibration frequencies, as well as taking into account the amplitude of deformation of the samples. An implementation option of the method using the resonant vibrations of a cantilever sample is considered. The installation that implements the method of resonant vibrations is small in size and mass, does not require a powerful power plant to create vibrations. The method of forced oscillations of a cantilever-mounted sample introduced into the standard is much more complicated, involves the combined use of a heat chamber, an electrodynamic vibration stand and an installation unit for testing. Using a computer to programmatically control the behavior of samples and collect data from vibration sensors allows you to automate measurement processes.

СЕКЦИЯ 7

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ ПРИРОДНОЙ СРЕДЫ

ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ ФЕРРОЗОНДОВЫХ СИСТЕМ ОРИЕНТАЦИИ ПО МАГНИТНОМУ МЕРИДИАНУ ЗЕМЛИ

Алиев Т.А.
Азербайджанский Технический Университет, г. Баку, Азербайджан,
taliyev646@gamail.com

Ключевые слова: магнитный меридиан земли, феррозонд, азимутальный датчик

Аннотация. В статье рассматриваются системы ориентации феррозондов относительно магнитного меридиана Земли и предлагается метод повышения их точности. Известно, что самый простой случай азимутального датчика состоит из двух ортогонально расположенных векторов сигнала. Фаза выходного информационного сигнала азимутального датчика соответствует углу отклонения от магнитного меридиана Земли. Разброс выходных сигналов второй гармоники приводит к ошибке определения угла отклонения от магнитного меридиана Земли. Предлагается повысить точность путем предварительной установки нуля обрыва с помощью модуля информационного сигнала.

Всесторонний анализ окружающей среды предусматривает оценку ее экологического состояния, которая осуществляется методами экологического мониторинга. Одним из основных и важных параметров экологического мониторинга является магнитный меридиан Земли. Одной из задач экологического мониторинга является оценка физического состояния природной среды и ее изменений. Для решения данной задачи широко используется определение магнитного меридиана Земли. Отметим, что определение магнитного меридиана Земли используется также в ориентационных, навигационных и в задачах оценки биомагнитных полей [1-4]. Повышение точности систем ориентации по магнитному меридиану Земли является актуальной, так как полнота и достоверность информации зависит от результатов решения вышеуказанных задач.

Информационно-измерительная система ориентации по магнитному меридиану Земли включает в себя датчик азимута, который чувствителен магнитному полю Земли. В качестве чувствительных элементов используется феррозонды, наиболее полно удовлетворяющие требованиям по точности, чувствительности, вибропрочности и малым габаритам [1, 2]. Для преобразования показаний феррозондовых датчиков используют фазометрический метод. Преимуществом фазометрического метода является его схемная простота и возможность непосредственного кодирования результата измерения. Данный метод может быть реализован на основе двух или трех феррозондов (количество феррозондов влияет на чувствительность датчиков). Наиболее простым схемным решением является использование двух ортогонально расположенных феррозондов. Известно, что э.д.с. второй гармоники выходных сигналов феррозондов [1, 2] определяется как

$$U_1=U\sin 2\omega t\cos\alpha$$
$$U_2=U\sin 2\omega t\sin\alpha$$

где: α - угол отклонения магнитного меридиана от оси феррозондов.

Осуществляя сдвиг напряжения U_2 на 90^0 и присуммировав его с напряжением U_1, получим

$$U_{\Sigma}=U\cos(2\omega t-\alpha)$$

Таким образом фаза выходного сигнала однозначно определяет измеряемый азимут α.

Отметим, что идеальный случай работы датчика азимута с фазовым преобразованием определяется постоянством амплитуды выходного сигнала избирательного фильтра второй гармоники и линейности изменения ее фазы. Идеальный случай характеризуется, в основном, тщательной подборкой феррозондов, их электрических и магнитных параметров, ортогональности осей датчиков и точностью выходных сигналов [1, 2]. Учитывая вышесказанное, определим для реальной системы погрешность, вызванную разбросом выходных параметров датчиков.

Выходные сигналы датчиков для двухэлементной феррозондовой системы в общем случае определяются следующими выражениями

$$U_1=(U\pm\Delta U_1)\sin 2\omega t\sin\alpha$$
$$U_2=(U\pm\Delta U_2)\sin 2\omega t\cos\alpha$$

где: U- нормированная величина амплитуды, ΔU_1 и ΔU_2 – разброс соответственно первого и второго датчика.

После преобразований получим:

$$U_{\Sigma}=U\sin(2\omega t-\alpha) \pm \Delta U_1 \sin 2\omega t \sin\alpha \pm \Delta U_2 \cos 2\omega t \cos\alpha$$

Таким образом информационный вектор (U_{Σ}) состоит из суммы двух векторов.

Первый вектор, идеально совпадающий с вектором магнитного меридиана Земли, и несущий полезную информационно, а второй вектор, несущий случайный характер, является как-бы помехой и искажает полезную информацию (рис. 1). Второй вектор назовём вектором помехи (U_n). Выбрав $\Delta U_1=\Delta U_2=\Delta U_n$ определим влияние отношения $\Delta U/U$ на погрешность ориентации. Проведенные исследования показали, что при $\Delta U/U=0.01\text{-}0.1$, погрешность ориентации может изменятся в диапазоне 1^0-8^0. Следовательно, для повышения точности угла отклонения следует исключить влияние вектора U_n. Как показали экспериментальные исследования, модуль выходного сигнала датчика азимута изменяет свое значение относительно теоретически предполагаемой величины. минимакские значения модуля соответствуют моментам совпадений векторов U_n и U, т.е. в указанном случае $\Delta\alpha \rightarrow 0$. Следовательно, повысить точность феррозондовых систем ориентации путем измерения и контроля модуля второй гармоники сигнала датчиков азимута.

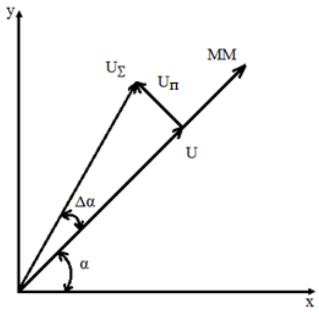


Рисунок 1 - Расположение векторов датчика

Для повышения точности феррозондовых систем по магнитному меридиану Земли предлагается метод, включающий предварительную установку нуля, заключающуюся в контроле модуля второй гармоники датчиков азимута.

В заключении отметим, что данный метод удобен для использования в наземных и подводных системах (например, в водных буях, для определения направления верхних слоев морских течений). Разрабатываются методы, с использованием вышеуказанной идеи, для труднодоступных случаев (в системах бурения скважин, определения нижних слоев морских течений).

Библиографический список

1. Афанасьев Ю.В. Феррозонды, л., Энаргия, 1996, -168с.
2. Логачев А.А., Магниторазведка, Л., Недра, 1968, -295
3. Гусев В.Г., Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него, М., Машиностроение, 2004, -597 с.
4. Экология и безопасность жизнедеятельности, (под ред. Л.А. Муравья). М., ЮНИТИ-ДАНА, 2000, -447с.

INCREASING THE ACCURACY OF FERROSENDAL SYSTEMS OF ORIENTATION BY THE EARTH'S MAGNETIC MERIDIAN

Aliyev T.A.
Azerbaijan Technical University,
taliyev646@gamail.com

Keywords: earth’s magnetic meridian, fluxgate, azimuth sensor

Annotation. The article considers fluxgate orientation systems relative to the Earth’s magnetic meridian and suggests a method for increasing their accuracy. It is known that the simplest case of an azimuth sensor consists of two orthogonally located flux gates. The phase of the output informative signal of the azimuth sensor corresponds to the angle of deviation from the Earth’s magnetic meridian. The scatter of the output signals of the flux gates leads to an error in determining the angle of deviation from the Earth’s magnetic meridian. It is proposed to increase accuracy by presetting the cliff zero by using an information signal module.

———————— ♦ ————————

АЛГОРИТМ ДИСТАНЦИОННОГО ВОССТАНОВЛЕНИЯ НАПРАВЛЕНИЯ ПРИВОДНОГО ВЕТРА ПО РАДИОМЕТРИЧЕСКИМ ИЗМЕРЕНИЯМ. КОРРЕКТИРОВКА РЕЗУЛЬТАТОВ

Сазонов Д.С.
Институт космических исследований РАН, г. Москва, Sazonov_33m7@mail.ru

Ключевые слова: дистанционное зондирование, радиояркостная температура, азимутальная анизотропия, микроволновой радиометр, микроволновое излучение, моделирование, скорость и направление ветра.

Аннотация. В статье представлено улучшение алгоритма восстановления направления ветра по результатам микроволновых спутниковых измерений собственного радиотеплового излучения системы океан-атмосфера. Возможность определения направления ветра по радиометрическим измерениям в двух полосах радиометра связана с анизотропией излучения поверхности, которая сильнее всего проявляется в третьем параметре Стокса. Объединение результатов измерений, полученных на разных частотах наблюдения, позволяет повысить точность восстановления направления ветра. Однако тестирование алгоритма MicRAWinD (Microwave Radiometric Algorithm for Wind Direction retrieval) на измерениях WindSat показало, что существуют ошибки, связанные с неопределенностью по направлению (ошибка 180°), случайными ошибками измерения третьего параметра Стокса и чувствительностью радиометра. Предложенный алгоритм коррекции направлен на устранение всех этих ошибок. Суть алгоритма заключается в корректировке направления ветра в ненадежных зонах за счет ближайших надежных. В результате были исправлены области с ошибкой 180°, а также области с меньшей ошибкой. Полученные расчеты показывают, что направление ветра восстанавливается с точностью <10° в 65,17% случаев и с точностью <20 ° в 85,8% случаев.

Дистанционные исследования земли (ДЗЗ) предоставляют огромные возможности для мониторинга окружающей среды: прогнозирование погоды, предупреждение стихийных бедствий, климатические исследования и другие задачи. Одним из высокоэффективных инструментов ДЗЗ является микроволновая радиометрия. Ее основные преимущества заключаются во всепогодности, возможности периодического глобального мониторинга и высокой информативности принимаемого на разных частотах собственного излучения системы «подстилающая поверхность - атмосфера». Далее речь пойдет только о системе «океан-атмосфера».

Большинство задач, таких как определение: температуры поверхности океана (ТПО), скорости приводного ветра (U_{10}), интенсивности осадков (R), интегрального паросодержания (V), водозапаса облаков (L) уже решены с приемлемой точностью. Однако, задача восстановления направления ветра (α_B) по радиоизмерениям еще решена не в полной мере. В работах [1, 2, 3] группой исследователей был разработан статистический алгоритм **MicRAWinD** (**Mic**rowave **R**adiometric **A**lgorithm for **Win**d **D**irection retrieval) восстановления α_B по многочастотным радиоизмерения со спутника [2, 3].

При моделировании обратной задачи в работе [1], погрешность восстановления направления ветра при скоростях U_{10} более 3 м/с в 80% случаев не превысила ±10°. Однако, применение алгоритма к реальным спутниковым измерениям [2, 3] показало, что α_B только в ~50% случаев восстанавливается с точностью <±20°. Поэтому для улучшения точности восстановления направления ветра было принято решение разработать дополнительный алгоритм корректировки решений. В настоящей работе описаны: схема работы корректирующего алгоритма и полученные с его помощью результаты.

Алгоритм восстановления направления ветра по спутниковым измерениям

Возможность определения направления ветра по радиометрическим измерениям основывается на эффекте азимутальной анизотропии микроволнового излучения взволнованной водной поверхности [4]. Эффект азимутальной анизотропии заключается в зависимости измеренной радиояркостной температуры от угла между направлением ветра и направлением зондирования. Основным выводом исследований [4, 5] является то, что эффект азимутальной анизотропии является общим (наблюдается как в морях и океанах, так и в закрытых водоемах), может быть использован для определения направления приводного ветра, а также для дистанционных исследований нелинейных взаимодействий при волнении моря.

Установлено, что наибольшее влияние анизотропия излучения поверхности оказывает на третий параметр Стокса *S3*, который представляет собой разность яркостных температур на линейных ±45º поляризациях: $S3(\varphi,\ldots) = T_Я^{+45}(\varphi,\ldots) - T_Я^{-45}(\varphi,\ldots)$. При этом величина анизотропного вклада зависит как от частоты излучения, так и от модуля скорости ветра U_{10} [6]. При восстановлении направления ветра α_B мы полагаем, что модуль скорости ветра U_{10} – известен, следовательно, известна и зависимость третьего параметра Стокса $S3(\varphi)$ от относительного направления ветра $\varphi = \varphi_в - \varphi_3$, которое отсчитывается по отношению к азимуту зондирования φ_3.

Описание алгоритма здесь не приводится, так как оно достаточно объемное, а размер данной публикации ограничен. Детальное описание алгоритма и решение с помощью него задачи определения направления ветра может быть найдено в работах [1, 2, 3, 7].

Стоит отметить, что данный алгоритм может быть применен только к измерениям, полученным с одного спутника в двух полосах обзора (при сканировании в направлении полета и обратном). Таким образом, всегда будет два измерения с одного и того же элемента поверхности, но под разными азимутальными углами

наблюдения и с минимальной временной разницей. В результате при решении обратной задачи мы получим два значения третьего параметра Стокса $S3_1$ и $S3_2$, и значения азимутальных углов визирования φ_{31} и φ_{32}. Именно на измеренных значениях $S3_1$ и $S3_2$ при известных углах наблюдения φ_{31} и φ_{32} и производится расчет вероятных направления ветра. После сложения вероятных направлений ветра получается результирующая вероятность, по которой и выбирается направление ветра. Однако, возникают ошибки, связанные с неопределенность по направлению (ошибка в 180°), со случайными ошибками измерений третьего параметра Стокса, с чувствительностью радиометра. Предложенный алгоритм коррекции направлен на устранения всех перечисленных ошибок.

Среди микроволновых приборов, размещенных на искусственных спутниках Земли, есть только один (*WindSat*) [8], который проводит измерения в полном поляриметричеком базисе (измеряет все четыре параметра Стокса). Данный прибор установлен на спутнике *Coriolis*, который был запущен в 2003 году. Его геометрия сканирования такова, что как в направлении полета, так и в обратном направлении выполняется измерение системы «океан-атмосфера». Поэтому для отработки алгоритма **MicRAWinD** используются данные с этого спутникового прибора.

Алгоритм коррекции ошибок

Рассмотрим два случая восстановления направления ветра, а точнее результирующие вероятности полученные по трем частотам (рисунок 1). На графиках изображены вероятности для случаев: (1) ошибка по направлению ветра ~3° и (2) ошибка ~180°. В первом случае видно четкий максимум (есть и второй максимум, но его не видно на графике т.к. его уровень $\sim 10^{-10}$). Это типичный случай, когда направление ветра восстановлено адекватно и результат с такой функцией вероятности является достоверным.

Во втором случае на графике есть три ярко выраженных максимума. Отличие между двумя главными максимами составляет 180° по направлению, и они практически одинаковые по уровню. Такой вид функции вероятных направлений ветра тоже является типовым для неопределенности в 180°. Есть и другие типовые виды, как достоверного решения, так и приводящие к ошибке, однако они похожи на представленные (рисунок 1).

Анализ большого количества графиков как на рисунке 1 позволил сделать важный вывод. Устойчивое достоверное решение получается, когда есть один ярко выраженный максимум. Поэтому анализ максимумов функции вероятности выбран как параметр достоверности.

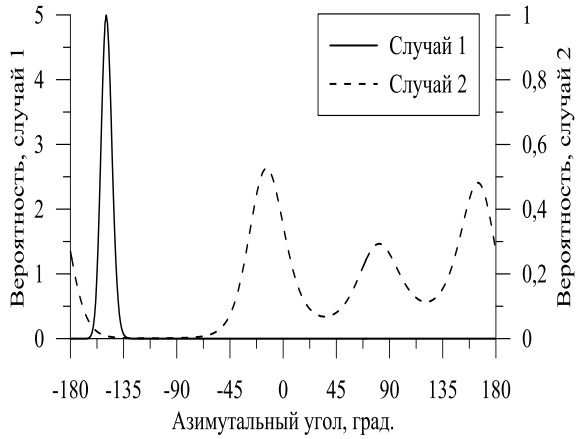


Рисунок 1 - Графики результирующей вероятности для двух случаев восстановления направления ветра

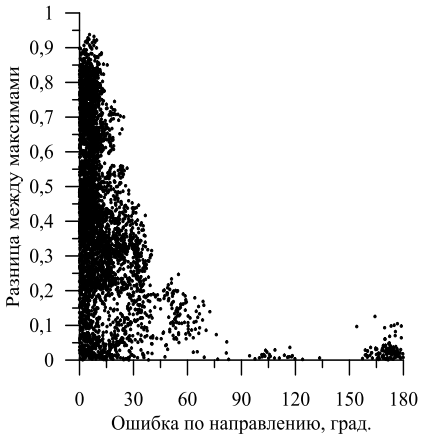


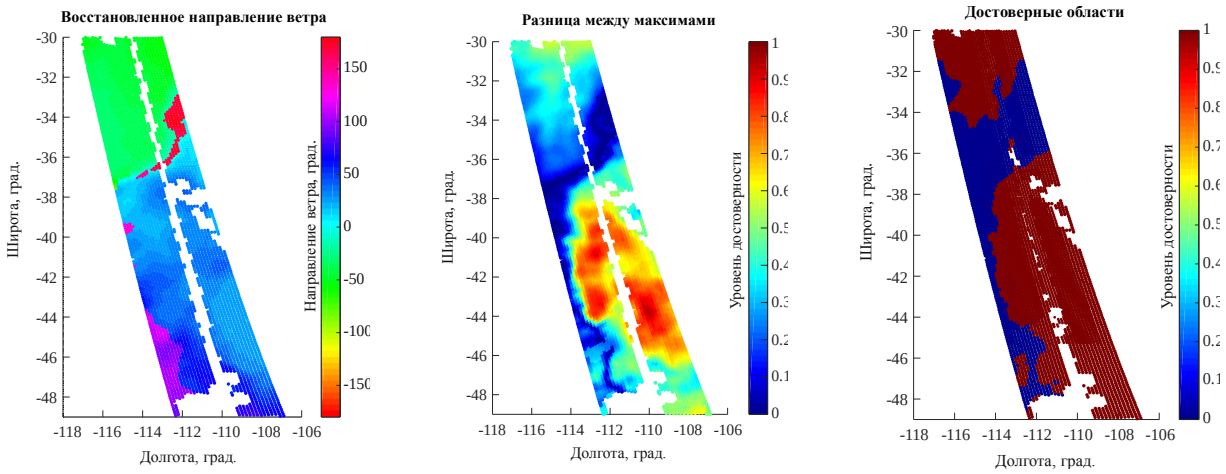
Рисунок 2 - Зависимость разницы максимумов (нормированной) от ошибки по направлению ветра.

Как уже было отмечено, всегда в функции вероятности присутствуют два максимума, поэтому параметром достоверности будет разница между ними (рисунок 2). Из представленного графика видно, что чем больше разница между максимами, тем меньше ошибка по направлению. Все разницы были нормированы, таким образом, что их диапазон составляет от 0 до 1 (рисунок 3б), где 1 соответствует самому достоверному случаю. Для первого этапа было выбрано пороговое значение 0,3. Если нормированная разница больше 0,3, то результат считается достоверным, если меньше – то недостоверным (рисунок 3в).

На рисунке 3 представлены карты тестовой области: на первой показано восстановленное направление ветра, на второй - уровни нормированной разницы максимумов, а на третьей – достоверные и не достоверные области. Ширина области с недостоверными решениями получилась больше чем область с ошибками (рисунок 3а). Это значит, что вероятности в этих областях не прошли по критерию отбора.

Последовательность работы итерационного алгоритма исправления такая:

1. Выбирается недостоверная точка. Для ее координат (широты и долготы) ищется, как минимум одна достоверная точка, отстоящая от нее не более чем на 0,25° по широте и долготе. Если таких точек нет, то на текущем шаге исправления не будет. И осуществляется переход к следующей недостоверной точке.



а б в

Рисунок 3 – Карты восстановленного направления ветра для тестовой области (а), разница между максимами в функции вероятных направлений ветра (б), достоверные области с критерием 0,3 (в).

2. Если рядом с недостоверной точкой есть достоверная, тогда начинается процесс исправления.

3. У достоверных точек для направления ветра рассчитывается функция вероятности по нормальному закону распределения $P_i = normpdf(\varphi, \alpha_B, \sigma)$, где φ – направление от -180 до 180 градусов, α_B – достоверное направление ветра и дисперсия σ = 5°. Дисперсия выбрана таким образом, чтобы диапазон по правилу 3σ был ±15° (максимально допустимая ошибка по направлению в соседних точках). В результате к вероятности для недостоверного направления добавляются вероятности достоверных направлений (рисунок 4).

Рисунок 4 - Функция вероятности для направления ветра в недостоверной области и достоверные функции вероятности, построенные по нормальному закону распределения.

4. Полученные функции вероятностей перемножаются $P_{res} = P_N \cdot \prod_i P_i$. Затем функция P_{res} нормируется и вычисляется направление ветра как в исходном алгоритме.

5. Повтор действий 1–4 пока все точки не будут исправлены.

Для графика на рисунке 4, как не сложно догадаться, в результате действия 4 будет выбран второй по величине максимум, тем самым исправив ошибку восстановления направления ветра, возникшую в результате неопределенности.

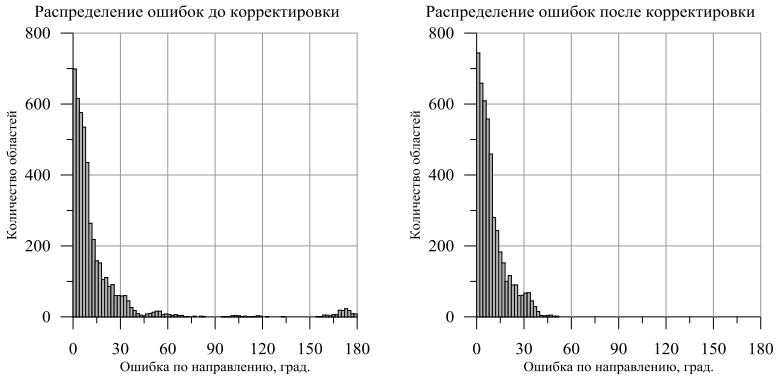


Рисунок 5 - Гистограммы распределения ошибки направления ветра до и после корректировки

Результат исправления для тестовой области. В результате исправлены ошибки, связанные с неопределенность по направлению (ошибка в 180°), со случайными ошибками измерений третьего параметра Стокса, с чувствительностью радиометра. На рисунке 5 представлены гистограммы распределения ошибки направления ветра до и после корректировки.

Результирующие расчеты показывают, что направление ветра восстанавливается с ошибкой < 10° в 65,17% случаев, а с ошибкой < 20° в 85,8% случаев.

Библиографический список

1. Сазонов Д.С, Стерлядкин В.В., Садовский И.Н. Восстановление поля приводного ветра по микроволновым радиополяриметрическим измерениям из космоса // 13 я Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» с элементами научной молодежной сессии ФРЭМЭ'2018: Труды конференции. Владимир-Суздаль, 2018, Т2, С.345-350.
2. Сазонов Д.С., Стерлядкин В.В., Кузьмин А.В., Тестирование алгоритма определения поля направления приводного ветра по спутниковым радиополяриметрическим измерениям // Исслед. Земли из космоса., 2018, №6. С.3-12
3. Sazonov D.S., Sterlyadkin V.V., Kuzmin A.V. Testing the Algorithm for Determining the Near-Water Wind Direction Field Using Satellite Radiopolarimetric Measurements // Izvestiya, Atmospheric and Oceanic Physics. 2019. V. 55. No. 9. P. 949–955. DOI:10.1134/S0001433819090457
4. Беспалова Е.А., Веселов В.М., Глотов А.А., Милицкий Ю.А., Мировский В.Г., Покровская И.В., Попов А.Е., Раев М.Д., Шарков Е.А., Эткин В.С. Исследование анизотропии ветрового волнения по вариациям поляризованного теплового излучения. Докл. АНСССР. 1979. Т. 246. № 6. С. 1482 – 1485.
5. Беспалова Е.А., Веселов В.М., Гершензон В.Е., Милицкий Ю.А., Мировский В.Г., Покровская И.В., Раев М.Д., Семин А.Г., Смирнов Н.К., Скачков В.А., Трохимовский Ю.Г., Хапин Ю.Б., Чистяков В.Н., Шарков Е.А., Эткин В.С. Об определении скорости приповерхностного ветра по измерениям поляризационной анизотропии собственного и рассеянного СВЧ-излучения. // Исслед. Земли из космоса. 1982. № 1. С. 87-94.
6. Meissner T., Wentz F.J. The emissivity of the ocean surface between 6 and 90 GHz over a large range of wind speeds and earth incidence angles, // IEEE Trans. Geoscience and Remote Sensing, 2012. V. 50. N 8. P. 3004 - 3026.
7. Сазонов Д.С. Многопараметрическая модель радиотеплового излучения взволнованной морской поверхности: анализ спутниковой информации и надводных измерений. дис. ... канд. физ.-мат. наук. ИКИ РАН, Москва, 2018.
8. Gaiser P.W., St Germain K.M., Twarog E.M., Poe G.A., Purdy W., Richardson D., Grossman W., Jones W.L., Spencer D., Golba G., Cleveland J., Choy L., Bevilacqua R.M., Chang P.S. The WindSat space borne polarimetric microwave radiometer: sensor description and early orbit performance // IEEE Trans. on Geosci. and Remote Sensing, 2004, V.42, N.11, pp. 2347-2361.

REMOTE RECOVERY ALGORITHM FOR DRIVE WIND DIRECTION BY RADIOMETRIC MEASUREMENTS. CORRECTION OF UNFIDABLE DECISIONS

Sazonov D.S.
Space Research Institute RAS, Moscow, *Sazonov_33m7@mail.ru*

Keywords: remote sensing, radio brightness temperature, azimuthal anisotropy, microwave radiometer, microwave radiation, modeling, wind speed and direction

Annotation. The paper presents an improvement of the algorithm for restoring the wind direction from microwave satellite measurements of the own thermal radiation of the ocean-atmosphere system. The possibility of determining the direction of the wind from radiometric measurements in the two bands of the radiometer is related to the anisotropy of the surface radiation, which is best appear in the third Stokes parameter. Combining the results of measurements obtained at different frequencies makes it possible to improve the accuracy of restoring the direction of the wind. However, testing the **MicRAWinD** (**Mic**rowave **R**adiometric **A**lgorithm for **Win**d **D**irection retrieval) algorithm on WindSat measurements showed that there are errors associated with directional uncertainty (180° error), random measurement errors of the third Stokes parameter, and radiometer sensitivity. The proposed correction algorithm is aimed at eliminating all of these errors. The essence of the algorithm is to correct the direction of the wind in unreliable areas due to the closest reliable ones. As a result of the correction, areas with an error of 180°, as well as areas with a smaller error, were corrected. The resulting calculations show that the wind direction is restored with an error of <10° in 65.17% of cases, and with an error of <20° in 85.8% of cases.

———————— ♦ ————————

НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ПРОФИЛЯ ВЛАЖНОСТИ АТМОСФЕРЫ ПО ДАННЫМ МТВЗА-ГЯ МЕТЕОР-М №2

Пашинов Е.В., Стерлядкин В.В., Кузьмин А.В., Шарков Е.А., Садовский И.Н.
Институт Космических Исследований РАН, г. Москва,
pashinove@mail.ru

Ключевые слова: концентрация водяного пара в тропосфере, профиль влажности, радиометрические измерения, измерение влажности из космоса, дистанционное зондирование Земли

Аннотация. На сегодняшний день МТВЗА-ГЯ является единственным отечественным радиотепловым комплексом, работающим на орбите. Данный комплекс проводит измерения радиотеплового излучения Земли в диапазоне 6 -200 ГГц и имеет набор каналов в области 22 и 183 ГГц, чувствительных к атмосферному водяному пару. Для восстановления вертикального профиля влажности атмосферы по данным МТВЗА-ГЯ был разработан нейросетевой алгоритм, позволяющий быстро обрабатывать большие массивы данных измерений. Алгоритм основан на 2 последовательно соединённых сетях прямого распространения, первая -обеспечивает восстановление профиля температуры, вторая – с использованием профиля температуры восстанавливает профиль влажности. В результате были обработаны данные измерений за 1,5 года и восстановлены глобальные распределения влажности в 7 атмосферных слоях от 0,6 до 8,6 км с относительной ошибкой менее 45%.

Введение. Вода является одной из основных молекул, определяющих физические и химические процессы в атмосфере Земли. Составляя менее 0,5 % массы атмосферы, вода отвечает примерно за 70 % поглощаемого атмосферой излучения, оказывая, таким образом, доминирующее влияние на радиационный баланс. Более того, водяной пар является основным парниковым газом атмосферы Земли, действующим с положительной обратной связью, задавая погоду и влияя на глобальные климатические изменения. Молекулы воды, составляющие атмосферный водяной пар, поглощают излучение во всех диапазонах от радио- до ультрафиолетового и далее. Внутренняя энергия, накапливаемая атмосферным водяным паром в энергии фазовых переходов (скрытое тепло) оказывает ключевое влияние на формирование и динамику развития тропических циклонов и имеет первостепенное значение не только для предсказания количества осадков, но и для заблаговременного оповещения о возможных чрезвычайных погодных явлениях [4]. Непрерывно поступающая точная количественная информация о пространственном распределении влажности атмосферного воздуха имеет первостепенное значение для прогнозирования погоды и наблюдения за глобальными климатическими изменениями.

До настоящего времени, процессы переноса скрытого тепла в атмосфере Земли и соответствующие методики их количественной оценки, рассматриваются по большей части в поле интегральных влажностных характеристик атмосферы и их горизонтальных потоков. Одним из направлений качественного развития в области исследований процессов переноса скрытого тепла в атмосфере является переход к анализу трёхмерных полей влажности атмосферы и оценки не только горизонтальных, но и вертикальных потоков в них. Практически единственным источником информации о трёхмерных распределениях атмосферного водяного пара в глобальном масштабе и в частности в областях развития атмосферных катастроф таких как тропические циклоны являются данные микроволновых радиотепловых измерений из космоса. В настоящий момент на орбите присутствует 14 микроволновых радиометрических комплексов, которые позволяют получать информацию о вертикальном профиле влажности атмосферы, из которых только один отечественный – МТВЗА-ГЯ.

В результате сотрудничества 55 отдела ИКИ РАН с АО "Российские космические системы" и Чёрным И. В. удалось получить радиометрические данные измерений прибора МТВЗА-ГЯ. Данные были получены за 2015 -2016 год с комплекса, который был запущен в 2014 году на борту КА Метеор –М №2 и успешно функционировал до 2017 года. МТВЗА-ГЯ имеет 29 радиометрических каналов и теоретически позволяет восстанавливать как интегральные характеристики атмосферной влажности, так и их высотные распределения до высот порядка 9 км. Полярная орбита КА Метеор –М совместно с большим углом сканирования МТВЗА – ГЯ обеспечивают глобальное покрытие земного шара измерениями 2 раза в сутки с пространственным разрешением 32х32 км. На основе полученных данных был разработан нейросетевой алгоритм восстановления профиля влажности атмосферы, который будет рассмотрен ниже.

Разработка нейросетевого алгоритма восстановления профиля влажности

МТВЗА-ГЯ имеет 3 канала в области линии поглощения водяного пара 183,31 ГГц и 10 каналов в полосе поглощения кислорода 50 – 60 ГГц, что позволяет проводить зондирование профиля температуры и влажности атмосферы. Также, для МТВЗА-ГЯ можно получить две дифференциальные весовые функции из комбинации каналов 18,7 ГГц(В); 23,8 ГГц(В) и 31,5 ГГц(В) [3]. В итоге, для МТВЗА-ГЯ можно получить 5 весовых функций влажности, которые продемонстрированы на рисунке 1. Таким образом, на основе данных МТВЗА-ГЯ теоретически возможно восстанавливать профиль влажности атмосферы от 0 до 9 км, но малое количество влажностных каналов может худшим образом повлиять на качество восстановления.

Данные МТВЗА-ГЯ имеющиеся для обработки были получены за период с 1.05.2015 по 24.10.2016 в виде яркостных температур уровня обработки L1B, то есть прошедшими абсолютную калибровку по наземным полигонам. Имеющийся объём данных позволяет получить динамику трёхмерных полей водяного пара в атмосфере Земли за 1,5 года. Для обработки такого объёма данных проблематично применять физический итерационный алгоритм из-за большого количества времени, требуемого для расчётов, поэтому воспользуемся нейросетвой методикой восстановления. Для этого необходимо сформировать обучающую и тестовую выборки для ИНС, выбрать топологию ИНС, провести её обучение и восстановить трёхмерные поля водяного пара по спутниковым данным.

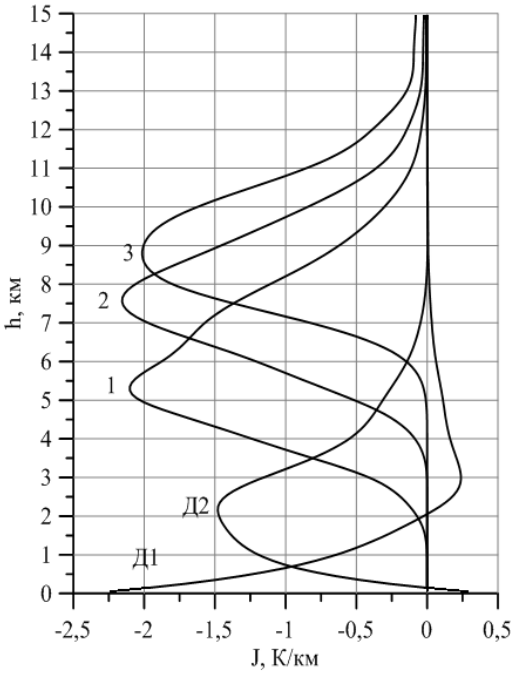


Рисунок 1 - Весовые функции влажности МТВЗА-ГЯ для стандартной тропической атмосферы на каналах: Д1- ν1=18,7 ГГц, ν2=31,5 ГГц; Д2- ν1=23,8 ГГц, ν2=31,5 ГГц; 1- 183,31 ± 7 ГГц; 2- 183,31 ± 3 ГГц; 3- 183,31 ± 1,4 ГГц вертикальная поляризация

Для создания проверочной и обучающей выборки были использованы данные подспутниковых радиозондовых измерений. В качестве источника радиозондовых данных была использована база данных Integrated Global Radiosonde Archive (IGRA) [5]. Эта база данных содержит радиозондовые измерения с более 2700 метеостанций за весь период их существования по сегодняшний день. В данной работе будем рассматривать задачу восстановления профиля влажности атмосферы над поверхностью океана, поскольку поверхность суши имеет высокую степень черноты и насыщает сигнал сильно усложняя восстановление [1]. Поэтому, для обучения были использованы данные метеостанций, находящихся на малых островах в Мировом океане. Под малыми островами будем понимать острова, площадь которых меньше площади пикселя данных МТВЗА-ГЯ, то есть менее 1000 км2. Всего, в Мировом океане было обнаружено 59 малых островов, на которых расположены метеостанции, проводящие радиозондовые запуски. Далее, были совмещены измерения МТВЗА-ГЯ и запуски радиозондов.

Большинство метеостанций проводят радиозондовые измерения 2 раза в сутки в 00 и 12 часов UTC, но поскольку радиозонд измерят профиль не мгновенно, а поднимается в верх в течение примерно получаса, выбирались измерения спутника и радиозонда с расхождением по времени в пол часа и по пространству 0,15°, что составляет половину пикселя данных МТВЗА-ГЯ. При таких условиях отбора подходящими оказались данные только 19 метеостанций. Всего, за период с 1.05.2015 по 24.10.2016 произошло 1940 совпадений спутниковых и радиозондовых измерений из которых, случайным образом, были составлены тестовая и обучающая выборки, содержащие 1740 и 200 измерений соответственно. Поскольку малое количество влажностных каналов не МТВЗА-ГЯ не позволяет рассчитывать на подробное восстановление профиля влажности зондовые профили были усреднены в слоях толщиной примерно 1 км от 0 до 9 км. Таким образом получилось 7 атмосферных слоёв, в которых необходимо восстановить среднее значение абсолютной влажности. Статистические характеристики обучающей и тестовой выборки для ИНС представлены в таблице 1.

Таблица 1

$\overline{P}_{слоя}$, ***мб***	950	850	750	650	550	450	350
$\overline{h}_{слоя}$, ***км***	0,6	1,5	2,6	3,8	5,1	6,7	8,6
Ср. знач. обучающей выборки, г/м^3	14,36	9,41	5,65	3,34	1,84	0,843	0,286
Ср. знач. тестовой выборки, г/м^3	14,61	9,38	5,77	3,42	1,96	0,917	0,338
СКО обучающей выборки, г/м^3	5,41	4,01	3,1	2,1	1,33	0,698	0,26
СКО тестовой выборки, г/м^3	5,49	4,18	3,31	2,22	1,47	0,761	0,296

Выборки имеют близкие статистические характеристики и соответственно могут быть использованы для обучения и тестирования ИНС.

Для восстановления будем использовать однослойную ИНС прямого распространения с передаточной функцией сигмоиды. Для неё нужно определить оптимальное количество нейронов в скрытом слое. Для этого был проведён эксперимент, в ходе которого последовательно обучались и тестировались ИНС с разным количеством нейронов скрытом слое. Результаты эксперимента представлены на рисунке 2. Минимум ошибки достигается при 12 нейронах в скрытом слое и дальше постепенно растёт. Поэтому оптимальным будет использовать 12 нейронов в скрытом слое ИНС.

Далее было проведено исследование того, какой набор данных нужно подавать на вход ИНС для получения наилучших результатов восстановления. Аналогично тому как это было сделано в работе [2] будем подавать на вход ИНС только яркостные температуры каналов МТВЗА-ГЯ:183.31 ± 1.4, 183.31 ± 3.0, 183.31 ± 7.0; затем добавим к этому набору профиль температуры атмосферы, и наконец, совместно с каналами 183,31 ГГц и профилем температуры подадим на вход ИНС яркостные температуры каналов 18,7 (В), 23,8 (В) и 31,5 (В), которые формируют дифференциальные каналы и чувствительность к нижней части тропосферы. Для каждого случая будем обучать отдельную ИНС и оценивать ошибку восстановления по формуле $E(h) = \left[\sum_{1}^{n} |(\rho(h)_{И} - \rho(h)_{В}) / \rho(h)_{И}| \cdot 100\% \right] / n$. Чтобы провести такое исследование необходимо иметь профиль температуры атмосферы, восстановленный по данным МТВЗА-ГЯ. Такое восстановление возможно провести, используя температурные каналы МТВЗА-ГЯ в области полосы поглощения кислорода 50 – 60 ГГц. Для восстановления профиля температуры тропосферы достаточно использовать 4 канала 52,8 – 54,64 ГГц. Для такого восстановления была использована отдельная ИНС на вход которой подавались яркостные температуры каналов 52,8 – 54,64 ГГц МТВЗА-ГЯ и на выходе восстанавливался профиль температуры атмосферы в 7 слоях. Обучение и тестирование температурной ИНС проводилось на тех же выборках подспутниковых измерений, что использовались для профиля влажности. Среднеквадратичная ошибка восстановления профиля температуры для всего профиля составила 1,1 К, что соответствует современным мировым результатам для пассивного микроволнового зондирования из космоса [6]. Таким образом, при использовании профиля температура атмосферы как входной информации для ИНС профиля влажности, профиль температуры сначала будет восстанавливаться отдельной ИНС по каналам МТВЗА-ГЯ 52,8 – 54,64 ГГц, затем подаваться на вход ИНС профиля влажности. Соответствующее исследование было проведено и результаты расчёта ошибок восстановления для разного набора входных данных представлены на рисунке 3.

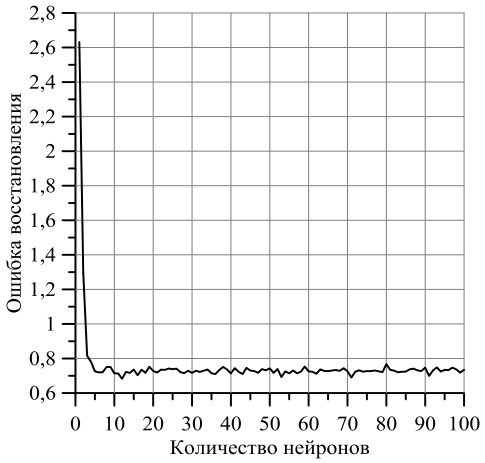


Рисунок 2 - Зависимость среднеквадратической ошибка восстановления влажности по данным МТВЗА-ГЯ от количества нейронов в скрытом слое ИНС

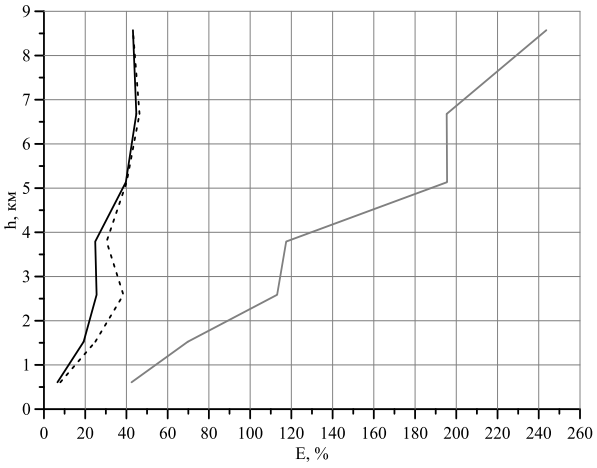


Рисунок 3 - Относительная ошибка восстановления профиля влажности тропосферы на основе данных МТВЗА-ГЯ при входных данных ИНС: серая – только яркостной температуры 3 каналов 183,31 ГГц, пунктирная – 183,31 ГГц и профиль температуры атмосферы, чёрная сплошная - 183,31 ГГц, профиль температуры атмосферы и каналы 18,7 (В), 23,8(В), 31,5(В)

Из рисунка 3 видно, что по данным МТВЗА-ГЯ без информации о профиле температуры практически невозможно восстановить профиль абсолютной влажности тропосферы. Так же видно, что добавление во входную информацию ИНС низкочастотных каналов, из которых формируются дифференциальные весовые функции значительно улучшает качество восстановления профиля влажности на высотах от 1,5 до 4 км. На высоте 2,5 км относительная ошибка восстановления уменьшается практически вдвое. Также можно оценить качество восстановления профиля влажности с использованием разного набора входной информации для ИНС рассчитав СКО ошибки восстановления. Результаты такого расчёта представлены в таблице 2.

Таблица 2

$\overline{P}_{слоя}$, *мб*	950	850	750	650	550	450	350
$\overline{h}_{слоя}$, *км*	0,6	1,5	2,6	3,8	5,1	6,7	8,6
СКО тестовой выборки, *г/м³*	14,61	9,38	5,77	3,42	1,96	0,917	0,338
СКО ошибки восстановления 183,31 ГГц, *г/м³*	4,68	3,67	2,8	1,85	1,11	0,557	0,214
СКО ошибки восстановления 183,31 ГГц + T(h), *г/м³*	1,12	1,7	1,33	0,96	0.555	0,316	0,135
СКО ошибки восстановления 183,31 ГГц + T(h) + 22 ГГц, *г/м³*	0,997	1,35	1,03	0,761	0,538	0,292	0,137
$\sigma_{183\ ГГц+\ T(h)}/\ \sigma_{183\ ГГц+\ T(h)+22ГГц}$, %	112	126	129	126	103	108	99

Результаты, представленные в таблице 2 также показывают необходимость использования профиля температуры атмосферы в качестве входных данных для ИНС совместно с яркостными температурами влажностных каналов МТВЗА-ГЯ. Информация о профиле температуры уменьшает среднеквадратичную ошибку восстановления до 4 раз. Добавление на вход ИНС яркостных температур каналов 18,7 (В), 23,8(В), 31,5(В) уменьшает среднеквадратичную ошибку восстановления на высотах от 0 до 4 км на величину от 12 до 29%. Таким образом, на основе радиометрических данных МТВЗА-ГЯ Метеор-М №2 возможно проводить восстановление профиля абсолютной влажности тропосферы в 7 атмосферных слоях с центрами от 0,6 до 8,6 км при помощи ИНС со среднеквадратичными ошибками, приведёнными в таблице 2. Наилучший результат восстановления достигается при использовании двухэтапного алгоритма. На первом этапе по каналам 52,8 – 54,64 ГГц с помощью отдельной ИНС восстанавливается профиль температуры тропосферы, на втором этапе по каналам 18,7 (В), 23,8(В), 31,5(В), 183.31 ± 1.4, 183.31 ± 3.0, 183.31 ± 7.0 и профилю температуры восстанавливается профиль абсолютной влажности тропосферы. Схематично, алгоритм представлен на рисунке 4.

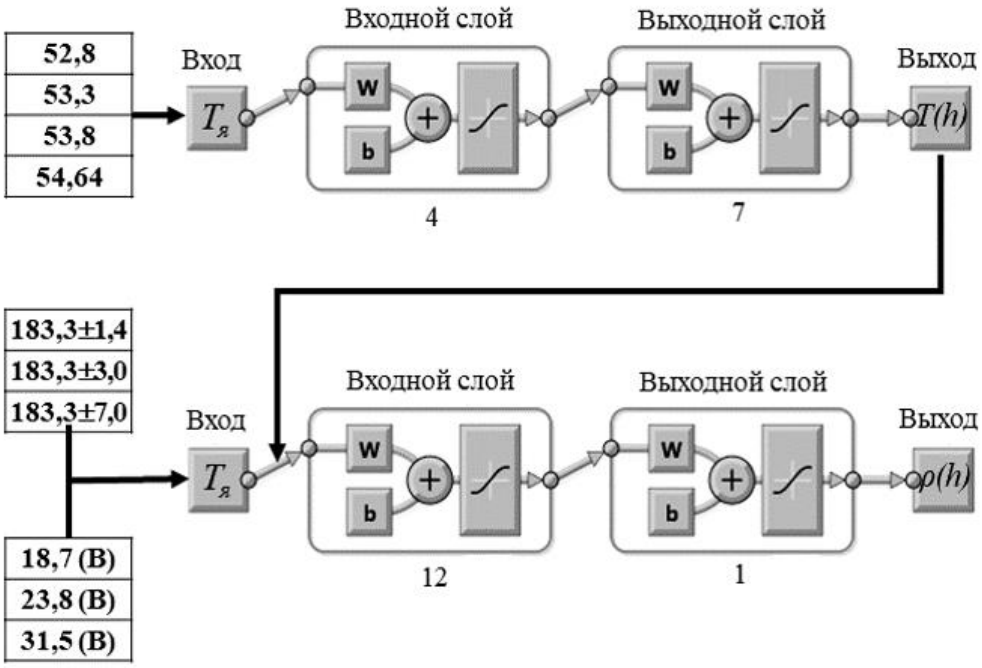


Рисунок 4 - Схема ИНС для восстановления абсолютной влажности в одном атмосферном слое на высоте с центром h по данным МТВЗА-ГЯ Метеор-М №2

Данная схема была использована для получения глобальных полей водяного пара по данным МТВЗА-ГЯ в 7 атмосферных слоях. Были обработаны все имеющиеся спутниковые данные за период с 1.05.2015 по 24.10.2016. Полученные поля были анимированы с частотой кадров 1 глобальное суточное поле за 1 секунду. С использованием разработанной нейросетевой методики такая обработка заняла порядка 1 часа времени с использование бытового ПК. На анимациях отчётливо различимы как крупномасштабные, так и мезомасштабные процессы. Полученные результаты можно использовать для расчёта адвективных потоков скрытого тепла на различных высотах атмосферы, что позволит лучше понять энергетические процессы в атмосфере.

Библиографический список

1. Пашинов Е.В. Восстановление интегрального паросодержания атмосферы по данным прибора МТВЗА-ГЯ («Метеор-М» № 2) над поверхностью океана // Современные проблемы дистанционного зондирования Земли из космоса. 2018. Т. 15. № 4. с. 225–235.
2. Пашинов Е.В. Космический эксперимент "Конвергенция": восстановление профиля водяного пара атмосферы с помощью искусственных нейронных сетей // ИССЛЕДОВАНИЕ ЗЕМЛИ ИЗ КОСМОСА, 2019, № 6, с. 28–40.
3. Стерлядкин В.В., Пашинов Е.В., Кузьмин А.В., Шарков Е.А. Дифференциальные радиотепловые методы восстановления профиля влажности атмосферы с борта космических аппаратов //ИССЛЕДОВАНИЕ ЗЕМЛИ ИЗ КОСМОСА, 2017, №2, С.64-76.
4. Третьяков М. Ю. Спектроскопические аспекты радиометрии влажности атмосферного воздуха. часть I: основы моделирования атмосферного поглощения // Исследование Земли из космоса. 2016. № 6. С. 82-90.
5. Durre I., Vose R. S., Wuertz D.B. Overview of the Integrated Global Radiosonde Archive // Journal of Climate. 2006. V.19. P. 53 – 68.
6. Paola F.D., Ricciardelli E., Cimini D., Cersosimo A., Paola A.D., Gallucci D., Gentile S., Geraldi E., Larosa S., Nilo S.T., Ripepi E., Romano F., Sano P., Viggiano M. MiRTaW: An Algorithm for Atmospheric Temperature and Water Vapor Profile Estimation from ATMS Measurements Using a Random Forests Technique // Remote Sensing. 2018. V. 10. P. 1398.1 - 1398.27.

NEURAL NETWORK ALGORITHM FOR RETRIEVING THE ATMOSPHERIC HUMIDITY PROFILE USING MTVZA-GY METEOR-M № 2 DATA

Pashinov E. V., Sterlyadkin V.V, Kuzmin A.V., Sharkov E.A., Sadovskiy I.N.
Space Research Institute(IKI), Moscow,
pashinove@mail.ru

Keywords: vapor concentration in troposphere, humidity profile, radiometric measurements, spacecraft humidity measurements, remote sensing of the Earth

Annotation. MTVZA-GY is the only Russian space borne radiothermal complex, which measures Earth's thermal radiation in the range of 6-200 GHz and has a set of channels in the region of 22 and 183 GHz that are sensitive to atmospheric water vapor. To retrieve the vertical profile of atmospheric humidity using to the MTVZA-GY data, a neural network algorithm has been developed that allows quickly process large arrays of measurement data. The algorithm is based on 2 series-connected feed forward networks, the first one provides restoration of the temperature profile, and the second one, using the temperature profile, restores the humidity profile. As a result, measured data for 1.5 years were processed and global moisture distributions in 7 atmospheric layers from 0.6 to 8.6 km were retrieved with a relative error of less than 45%.

———————— ♦ ————————

АТМОСФЕРНО-ЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ МЕХАНИЗМ ПОВОРОТА РАМКИ В РУКЕ ОПЕРАТОРА (ЛОЗОХОДА)

Шулейкин В.Н.
Институт проблем нефти и газа Российской академии наук, г. Москва, shvn1947@yandex.ru

Ключевые слова: лозоход, атмосферно-электрический механизм, рамка

Аннотация. В 1913 году на втором съезде лозоискателей России доктором В. Айгнером была высказана гипотеза атмосферно-электрического механизма движения рамки. По его мнению, над месторождением полезных ископаемых в атмосфере имеет место повышенная концентрация заряженных частиц – ионов. Эта повышенная концентрация ионов и вызывает движение рамки.

Введение. Сорок лет профильных наблюдений атмосферного электрического поля – АЭП и поярных проводимостей воздуха – ПП показали, что все объекты, выделяемые лозоходами, можно определить инструментально по вариациям поля с понятным физическим объяснением [1,2]:

- близкий подход к поверхности земли верховодки или грунтовых вод неизбежно вызывает спад АЭП. Наличие на малых глубинах глинистого водоупора, содержание материнского вещества в котором всего лишь в два раза меньше чем в гранитах, неизбежно приводит к избыточной ионизации приземного воздуха;
- наличие карстовых полостей или подземных инженерных сооружений (линий метрополитена) увеличивает ПП приземного воздуха. Здесь имеет место избыточный сброс в атмосферу водорода и метана – газов-носителей радона, а, следовательно, и радона в приповерхностную атмосферу;

- провал АЭП ~ 90 В/м уверенно наблюдается над железнорудным месторождением. Причина - избыточный сброс в приземную атмосферу водорода (газа-носителя радона), возникающего в результате электрохимических процессов в шапке рудного тела;

- те же эффекты наблюдаются над нефтяным месторождением и над подземными газохранилищами в искусственно выбранных пластах-коллекторах - по данным наблюдений 1999 года на Щелковском ПХГ спад АЭП ΔE = 273 В/м, в 2000 году - ΔE = 191 В/м, обязательным ингредиентом шлейфа которых является метан.

У поселка Новый быт под г. Чеховым две области проседания грунта, образованные близким подходом к поверхности грунтовых вод, были выделены по повороту рамок в руках оператора и по провалу АЭП до 40-60% от фонового уровня поля. На момент постановки наблюдений феномен не нашел своего понятного физического объяснения. Эксперимент повторялся на профиле через желобообразный провал грунта, по которому происходила инфильтрация талых вод и осадков в р. Березовка (д. Гуляй гора, Нарафоминский район, МО). На профиле общей длины 56 м на высоте 0,75 м проводились комплексные измерения АЭП (флюксметр «Градиент») и объемной активности радона атмосферы Rn(a) (радиометр РГА-01); коэффициенты корреляции при прямом и обратном проходе профиля k[E,Rn(a)] = (-0,75) – (-0,95). Одновременно профиль проходился с рамкой, угол поворота которой на наблюдательных пикетах фиксировался лазерным отвесом по транспортиру.

На рисунке 1 даны измеренные значения углов поворота рамки и их расчетные значения, как линейная аппроксимация АЭП, E и объемной активности радона атмосферы Rn(a) [3]. Коэффициенты корреляции k[Угол;$Rn(a)$] = 0,92; k[Угол;(E75)] = 0,58.

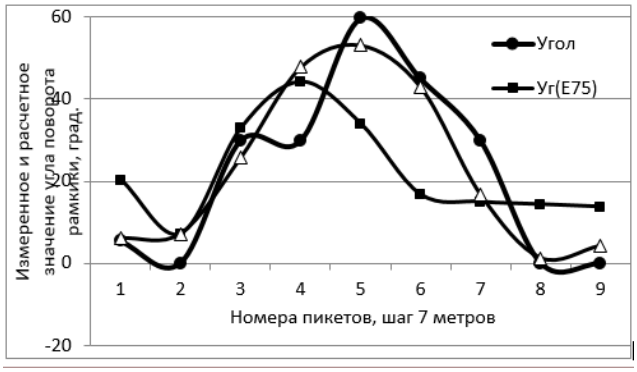


Рисунок 1 - Измеренные и расчетные углы поворота горизонтального колена рамки как функция объемной активности радона атмосферы *Rn(a)* и АЭП, *E*75 [3].

Обратимся еще раз к геологическим неоднородностям, над которыми наблюдается поворот рамки и руке оператора и спад АЭП. Уже от 4-7 тысячелетий эффект поворота рамки используется на практике, но не имеет своего понятного объяснения. В свою очередь спад АЭП объясним с физической точки зрения. Над всеми выделенными объектами имеет место повышенная ионизация приземного воздуха, в результате которой над отрицательно заряженной поверхностью земли образуется слой отрицательного объемного заряда воздуха - область реверсивного электродного эффекта [4]. Рамка в руке оператора, в свою очередь, несет на себе отрицательный заряд, равный по плотности отрицательному заряду земли [5]. Все это позволяет предположить, что внесение отрицательно заряженной рамки в область реверсивного электродного эффекта – область избыточной концентрации отрицательного объемного заряда в приземном воздухе, приведет к повороту измерительного инструмента.

Рамка в руке оператора неизбежно совершает колебательные движения – вертикальное ее колено круглое; из эксперимента величина этих колебаний ~ 0,013 рад. Для оценки сил расталкивания отрицательного объемного заряда воздуха и отрицательного заряда рамки воспользуемся размерами рамки работы [4] – длина горизонтального колена L = 0,4 м, и диаметр d =1,5*10^{-3}м. При положении горизонтального колена рамки под углом 8^0 горизонту возвращающая сила тяжести для железной и алюминиевой рамок оценивается величинами $F_{тр}(Fe)$ = 3,8 * 10^{-3}H, $F_{тр}(Al)$ = 1,3 * 10^{-3} H. Будем считать, что рамка колеблется в горизонтальной плоскости. Тогда ее повороту будет препятствовать только сила трения вертикального колена в руке оператора, которую составит 3% от силы тяжести - $F_{тр}(Fe)$ = 1,1*10^{-4} H $F_{тр}(Al)$ = 4*10^{-5} H.

Для корректного применения закона Кулона при оценке сил расталкивания разобьем горизонтальное колено рамки на 40 равных долей, каждой из которых будем приписывать точечный заряд. Заряд объема воздуха, затянутый в шлейф 1/40 доли рамки при колебаниях, тоже будем считать как точечный; расстояние между точечными зарядами положим r_1 = 10 мкм, r_2 = 5 мкм, r_3 = 1 мкм. Плотность отрицательного объемного заряда в зоне слабовыраженного реверсивного электродного эффекта положим равной N = 10^4 см$^{-3}$ [3]. По оценкам работы [3] при N ~ 10^4 см$^{-3}$ отрицательный объемный заряд наблюдается от высоты ~ 0,5 м для легких ионов и ~ 0,3 м для тяжелых ионов соответственно; его максимум достигается на высоте ~ 1м, а именно там находится измерительный инструмент – рамка в руке оператора.

На рисунке 2 представлена схема объемов шлейфа, освобождающихся при колебаниях 1/40 доле горизонтального колена рамки.

Рисунок 2 - Схема конфигурации объемов шлейфа, освобождающихся при уходе 1/40 отрезков горизонтального колена рамки.

Отметим характерную особенность работы сил расталкивания при движении рамки в горизонтальной плоскости. Относительно оси вращения – вертикального колена рамки в руке оператора, горизонтальное колено является рычагом, работающим против сил трения, удерживающим вертикальное колено рамки. Примем за плечо рычага, на который работают силы расталкивания, расстояние от середины выделенной 1/40 доли рамки плюс радиус вертикального колена; за плечо рычага, препятствующего повороту - половину радиуса вертикального колена рамки. Увеличение силы расталкивания будет пропорционально отношению этих плеч. Для первой 1/40 доли рамки оно составит величину $n_1 = 14,3$; для второй - $n_2 = 41$ и т. д. Силы расталкивания точечных зарядов (заряд 1/40 доли рамки и заряд воздуха, затянутого в шлейф), без учета эффекта рычага $F(10)$, $F(5)$ и F(1). Результаты расчетов представлены на рисунке 3.

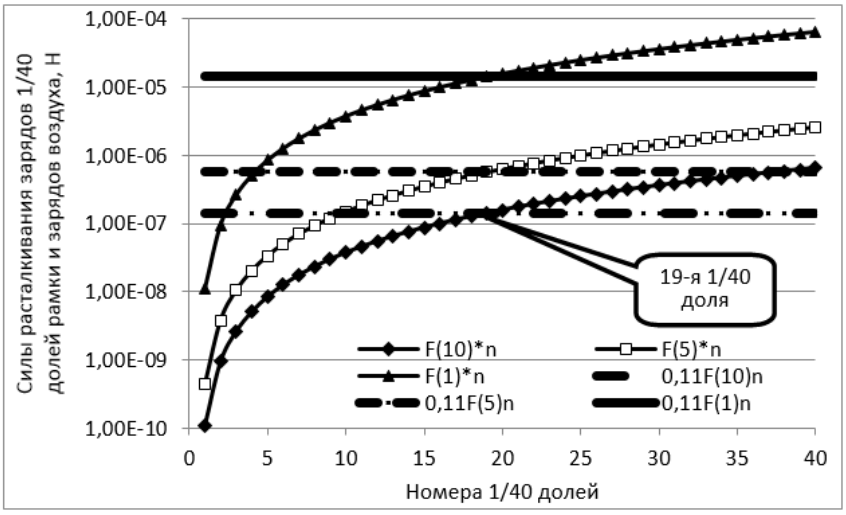


Рисунок 3 - Силы расталкивания 1/40 долей рамки диаметром 1,5 мм и зарядов воздуха, затянутого в шлейф при отклонении горизонтального колена на 0,0133 рад.

Графики рисунка 3 наглядно иллюстрируют эффект рычага – 89% сил расталкивания объемного заряда воздуха и рамки начинают работать с 20-ой 1/40 доли горизонтального колена рамки. Суммарные силы расталкивания для расстояния между точечными зарядами r = 10мкм, 5мкм и 1мкм при колебаниях рамки на угол 0,013рад равны: $F(10)*n = 8,81 * 10^{-6}$ *H*, $F(10)*n = 3,52 * 10^{-5}$ *H*, $F(1)*n = 8,81 * 10^{-4}$ *H*. Уже при 5 мкм расстоянии между точечными зарядами возникают силы расталкивания, сравнимые с силой трения в руке оператора.

Анализ результатов оценок позволяет сделать ряд выводов:

- основное влияние на увеличение сил расталкивания оказывает эффект рычага *n*. Для иллюстрации – силы расталкивания первой доли рамки диаметром $1,5*10^{-3}$ м увеличиваются в ~ 14,3 раза, … для 40-ой доли увеличиваются в ~ 1050 раз;

- следующего по значимости роста сил расталкивания можно достичь увеличением диаметра рамки. Поскольку для рамки выбранных размеров на расталкивание работает часть ее длины начиная с 20-ой доли, увеличение диаметра следует начать с 20-й доли; диаметр вертикального колена и первых 19-ти долей горизонтального колена оставим прежним;

- для минимизации сил трения между вертикальным коленом и рукой оператора рамку следует делать максимально легкой – полой.

На рисунке 4 представлены результаты расчетов сил расталкивания при повороте на 10^0 для половинного заряда горизонтального колена и увеличенного его диаметра до $4,5*10^{-3}$ м начиная с 20 доли.

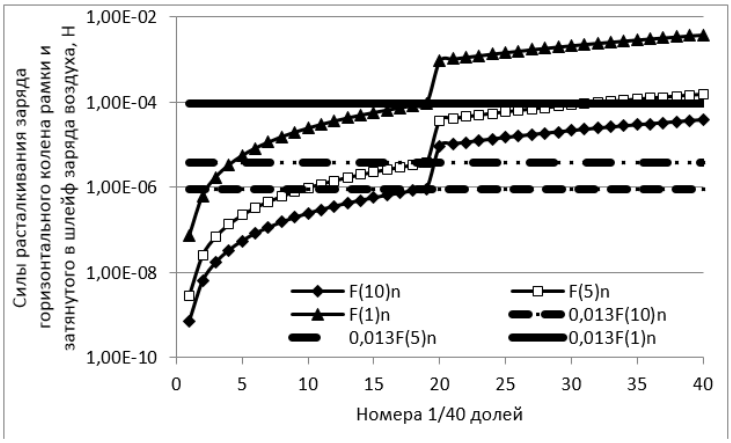


Рисунок 4 - Силы расталкивания при повороте рамки 10^0. Диаметр вертикального колена и первых 19-ть долей горизонтального $1{,}5*10^{-3}$ м; диаметр горизонтальное колено, начиная с 20-ой доли $4{,}5*10^{-3}$ м; отрицательный заряд горизонтального колена уменьшен в 2 раза.

Силы расталкивания заметно возросли $F(10)*n = 4{,}7 * 10^{-4}H$, $F(5)*n = 1{,}9 * 10^{-3}H$, $F(1)*n = 4{,}7 * 10^{-2}H$. Для расстояния между точечными зарядами r = 5 мкм затянутый в шлейф заряд можно уменьшить в ~ 50 раз; для $r = 10^{-5}$ м – в 10 раз.

Подводя итог анализу сил расталкивания отрицательного заряда рамки и отрицательного заряда воздуха обволакивающего рамку, находящуюся в движении, остановимся на механизме поворота измерительного инструмента. По мере удаления от оси вращения увеличивается скорость движения – увеличивается затягивание отрицательного заряда воздуха в шлейф уходящей рамки с уменьшением расстояние затягиваемых отрицательных зарядов от поверхности рамки. Эффект будет дополнительно усиливаться с увеличением диаметра горизонтального колена рамки. Другими словами, принятое в расчетах троекратное увеличение диаметра рамки, начиная с 20-й доли (рис.3, 4), неизбежно приведет к увеличению сил расталкивания – уменьшению расстояния между точечными зарядами, которое входит в силы расталкивания в степени r^{-2}.

В заключение хочется подчеркнуть правильность гипотезы доктора В. Айгнера об избыточной ионизации приземного воздуха, приводящей в движение рамку в руке оператора. Здесь необходимо подчеркнуть еще одну электрическую причину поворота рамки – отрицательный заряд поверхности земли и область реверсивного электродного эффекта над объектами исследования. Впервые на ‘это явление, на спад АЭП, зачастую со сменой знака, при абсолютно ясной погоде было обращено внимание в ходе наблюдений поля перед сейсмическими событиями в зонах растяжения. И наконец, основная, чисто механическая причина поворота рамки – рычаг, на порядки увеличивающий силы расталкивания объемного отрицательного заряда воздуха и отрицательного заряда рамки (спасибо Архимеду). Т.о. суперпозиция электрических и механических взаимодействий дает в руки исследователя простейший измерительный инструмент для обнаружения зон повышенного воздухообмена почва-атмосфера, избыточного сброса в приземный воздух водорода, метана и радона.

Библиографический список

1. Шулейкин В.Н., Щукин Г.Г., Куповых Г.В. Развитие методов и средств прикладной геофизики – атмосферно-электрический мониторинг геологических неоднородностей и зон геодинамических процессов // СПб. Типогрфия ЦОП РГГМУ. 2015. 206с.

2. Shuleikin V.N. Earth and atmospheric electricity // New York. Nova Science Pablishers. 2018. 143p.

3. Жигалин А.Д., Шулейкин В.Н. Лозоходство, нанотехнологии и перспективы прикладной и фундаментальной геофизики // Геология и геофизика Юга России. 2016. С. 132-139.

4. Редин А.А., Куповых Г.В., Болдырев А.С. Электродинамическая модель конвективно-турбулентного приземного слоя атмосферы. // Известия вузов. Радиофизика. № 11-12, т. 56, 2013. стр. 820-828

5. Тверской П.Н. Курс метеорологии // Л. Гидрометиздат. 1951. 887с

6. Кибиткин В.В. Измерение границ поля источника биолокационным методом // Биофизический метод. Современные исследования. М.: МНТО РЭС им. А.С. Попова. типография ООО «Медлайн-С». 2008. С 32-39.

ATMOSPHERIC-ELECTRIC MECHANISM FOR TURNING A FRAME IN THE OPERATOR'S (DOWSER) HAND

Shuleikin V.N.

Oil and Gas Research Institute, Russian Academy of Sciences, Moscow, shvn1947@yandex.ru

Keywords: dredger, atmospheric-electric mechanism, frame

Annotation. In 1913, at the Second Congress of Dowsers of Russia, Dr. W. Aigner hypothesized the atmospheric-electric mechanism for turning the frame. According to W. Aigner, over a mineral deposit an increased concentration of ions takes place in the atmosphere.

Beside the dowsers, the areas of close approaching the surface by aquifers, karst, iron ore deposits or an oil deposit can be singled out instrumentally, by an atmospheric electric field falloff. A reversible electrode effect—the presence of a layer of negative air charge over the negatively charged ground surface—takes place above each of these objects due to excessive radon emission. As a result, the forces of repulsion of the negative charge of the frame flowing by the operator body from the ground and the negative charge of the enveloping air arise.

The horizontal knee represents a lever that opposes frictional forces of the vertical knee held by the operator's hand. The lever effect increases electric repulsion by hundreds of times (n). An additional increase in repulsive forces is achieved by increasing the horizontal knee diameter.

For frames made of aluminum and iron, for 0.15 cm diameter vertical knee and the initial 20 cm of the horizontal knee and for the next 20 cm of the hollow horizontal knee 0.45 cm in diameter, the friction force $F_{fr}(Al) = 4\times10^{-5}$ *N*, $F_{fr}(Fe) = 1.1\times10^{-4}$ *N*. According to the Coulomb law estimates, for distances between charges $r_1 = 10$ μm, $r_2 = 5$ μm, and $r_3 = 1$ μm, turning by 10° results in repulsive forces $F(10)\times n = 4.7\times10^{-4}$ *N*, $F(5)\times n = 1.9\times10^{-3}$ *N*, and $F(1)\times n = 4.7\times10^{-2}$ *N*, respectively. For the distance $r_2 = 5$ μm between point charges, the charge drawn into the air trail may be reduced by approximately 50 times, and for $r_1 = 10^{-5}$ m by 10 times.

The negative air charge is more actively drawn into the retreating frame trail with the distance from the axis of rotation; at the same time, the distance from drawn negative charges to the frame surface decreases. This effect increases with the horizontal knee diameter of the frame.

ГЕНЕРАЦИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО И АКУСТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЙ ПРИ ЛАЗЕРНОМ ОБЛУЧЕНИИ МЕТАМАТЕРИАЛОВ

[1,2]Белянин А.Ф., [2,3]Багдасарян А.С., [2]Багдасарян С.А., [3]Павлюкова Е.Р.
[1]Центральный научно-исследовательский технологический институт "Техномаш", г. Москва,
[2]Научно-производственное предприятие "Технологии радиочастотной идентификации и связи",
[3]Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, г. Москва

Ключевые слова: опаловые матрицы, 3*D*-нанокомпозиты, лазерное излучение, рентгеновское излучение

Аннотация. Показана принципиальная возможность создания широкодоступного эндоскопического устройства для генерации, фокусировки и доставки рентгеновского излучения для прецизионного поражения недобро качественных образований ОБ.

Введение. Для практических применений перспективны фотонные кристаллы на основе опаловых матриц (ОМ), представляющих собой правильную упаковку одинаковых по диаметру шаровых наночастиц из аморфного SiO_2, содержащую упорядоченную систему сообщающихся пустот, занимающих ~26% объема [1–3]. Такие материалы могут быть пригодными для использования в медицине при культивировании на них клеток различных типов [3]. Указанное позволяет применять ОМ при создании гибридных (биоискусственных) трансплантатов органов и тканей. Большой интерес вызывает применение ОМ для генерации акустических волн и рентгеновского излучения (РИ) при лазерном воздействии [2], что может быть использовано при разработке и изготовлении различных устройств для медицины, рентгенографии, рентгеноспектрального анализа и дефектоскопии материалов, рентгеновской микроскопии.

Общим требованием к источникам РИ является простота их устройства и возможность минимальными средствами управлять физическими и геометрическими характеристиками рентгеновского луча. РИ при использовании ОМ генерируется без создания вакуума или плазмы, что делает процесс простым в применении. Задачей настоящей работы являлось изучение характеристик РИ, индуцированного импульсным лазерным возбуждением материалов на основе ОМ.

Методика эксперимента. Объемные образцы ОМ получали при температурах 310–420 К путем гидролиза коллоидной суспензии из тетраэфира ортокремневой кислоты ($Si(OC_2H_5)_4$) в органическом растворителе (этаноле (C_2H_5OH)) в присутствии катализатора (25%-ном растворе аммиака ($NH_3{\cdot}H_2O$)) [1–3]. Полученные образцы ОМ упрочняли при температуре ~1400 К и давлении 0,2 МПа. Из объемных ОМ вырезали пластины толщиной 1,5–5 мм. Помимо пластин ОМ, в экспериментах использовали слоистые структуры, изготовленные формированием слоя ОМ на подложках из Si или пьезоэлектрических материалов: SiO_2-кварц и $LiNbO_3$ (структуры Si/ОМ, SiO_2/ОМ, $LiNbO_3$/ОМ), а также заполненные ОМ капилляры из плавленого кварца с внутренним диаметром 1 мм. На подложках и внутри капилляров шаровые частицы SiO_2 осаждали из указанной выше суспензии. В ряде случаев применяли ОМ, межшаровые пустоты которых были заполнены деионизованной водой (ОМ:H_2O): жидким азотом (ОМ:L_{N2}) или никелем (ОМ:Ni). Никель синтезировали 5-кратным заполнением пустот водным раствором нитрата никеля ($Ni(NO_3)_2$) и нагревом образцов до ~670–720 К (выдержка 1 час), а также отжигом при 1200 К (4 часа) в водороде. В экспериментах по анализу расходимости пучка РИ применяли пластины ОМ, размещенные между пластинами из монокристаллических

пьезоэлектриков. В качестве пьезоэлектрических материалов использовали ниобат лития ($LiNbO_3$) или титанат бария ($BaTiO_3$), контактирующие с ОМ плоскостями {0001} (структуры $LiNbO_3$/ОМ/$LiNbO_3$, $BaTiO_3$/ОМ/$BaTiO_3$).

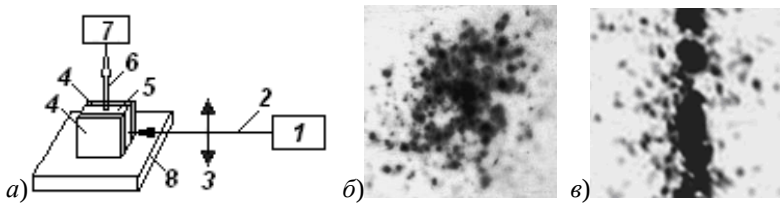
Для определения лучевой прочности материалов на основе ОМ и генерации ими РИ при воздействии лазерного излучения использовали рубиновый лазер, характеризующийся следующими параметрами: λ = 694,3 нм; длительность импульса τ = 20 нс; максимальная энергия 0,4–0,5 Дж. Импульсное лазерное излучение фокусировали оптической системой. При измерении длины волны РИ ($\lambda_{РИ}$) применяли следующие источники лазерного излучения: в ИК-области – ИЛИ-1-20 ИРЭ "Полюс" (IR_{1040}; λ = 1040 нм; средняя импульсная мощность P = 10 Вт; частота f = 50 кГц; τ = 10 нс; диаметр лазерного луча в фокусе D = 50 мкм); в УФ-области – DPSS UV Pro "Шарплейз" (UV_{355}; λ = 355 нм; P = 3 Вт; f = 40 кГц; τ = 20 нс; D = 37 мкм); а также ИЛПМ "ФИАН РАН" ($И_{ЛПМ}$; λ = 510 и 578 нм; P = 3 Вт; f = 40 кГц; τ = 20 нс; D = 37 мкм).

Состав и строение образцов исследовали с использованием растрового электронного микроскопа Carl Zeiss Leo 1430 VP и рентгеновского дифрактометра XRD-6000. РИ, возникающее при воздействии лазерного излучения на ОМ, регистрировали рентгеновской пленкой и гамма-спектрометром UniSpec 503. Измерения проводились в температурном диапазоне от 300 К до ~100 К (температура жидкого азота).

Результаты и их обсуждение. Были изготовлены серии образцов ОМ с диаметром (d) шаровых частиц SiO_2 от 200 до 350 нм (Δd для каждой серии < 4%) и размером "монокристаллических" доменов ~0,1 мм^3. Упрочненные образцы ОМ имели в области соприкосновения шаровых частиц контактные площадки диаметром 0,1–0,3d. Размер кристаллитов Ni в нанокомпозите ОМ:Ni составлял 20–43 нм.

Для изучения лучевой прочности (при комнатной температуре) ОМ использованный твердотельный лазер на рубине позволял получить без фокусировки мощность до 2 ГВт/см^2, а при использовании фокусировки – до 1000 ГВт/см^2 (при площади пятна пучка 0,2 мм^2). Образцы ОМ, состоящие из шаровых наночастиц SiO_2 с d = 240–250 нм, при воздействии одного импульса лазерного излучения показали лучевую прочность 550 ГВт/см^2, в то время как у ОМ с d = 280–300 нм лучевая прочность составляла 350 ГВт/см^2, а с d = 220–225 нм – 450 ГВт/см^2. Лучевая прочность образцов ОМ и нанокомпозитов на их основе в зависимости от их состава и строения менялась в пределах 120–600 ГВт/см^2. При аналогичных условиях воздействия лазерного излучения на кристаллический или плавленый кварц (состав – 100% SiO_2) образцы разрушались при мощностях 15–40 ГВт/см^2, а с применением фокусировки – при 5–20 ГВт/см^2. Особый интерес представляло возбуждение акустических колебаний в ОМ с использованием оптических лазеров, когда заметную роль играют эффекты возникновения необычных состояний за счет взаимодействия состояний (зон) фононной и фотонной подсистем. Указанные эффекты возможны только в классе фотонно-фононных материалов, к которым относятся ОМ, с установлением в такой среде режима полного внутреннего отражения для акустических колебаний. В указанных средах преобразуется энергия мощного оптического воздействия лазерными импульсами в акустические колебания с неразрушающими материал амплитудами.

В результате воздействия импульсного лазерного излучения (наносекундного диапазона длительности) на ОМ, представляющую трехмерную фотонно-фононную среду, генерировалось не только акустическое излучение в диапазоне 5–15 ГГЦ, но и импульсное РИ. Схема устройства для генерирования РИ при воздействии лазерного излучения и вид областей затемнения рентгеновской пленки приведены на рисунке. Излучение лазера фокусировалось на образец, расположенный на медной пластине. Расстояние ОМ от фокусирующей системы и энергия возбуждающего излучения менялись, что давало возможность проводить измерения для различной плотности мощности накачки в образец ОМ и для различного распределения поля в пустотах образца. Рентгеновская пленка закреплялась на расстоянии 50 мм от ОМ. Сигнал при единичном импульсе представлял собой небольшую по диаметру область – яркую точку размером порядка 0,2 мм с характерным пространственным распределением. Изменение интенсивности лазерного излучения не приводило к изменению размера пятна. Удаление рентгеновской пленки от образца на расстояние от 50 до 200 мм не приводило к существенному изменению размера и относительной интенсивности регистрируемого сигнала, что свидетельствовало о небольшом телесном угле излучения (порядка $1 \cdot 10^{-3}$ рад) для одиночного импульса.



а) *б*) *в*)

Рисунок 1 - *а*) Схема устройства: *1* – лазер, *2* – лазерный луч, *3* – оптическая система, *4* – пластины из пьезоэлектрического материала, *5* – пластина ОМ, *6* – рентгеновское излучение, *7* – система регистрации РИ (рентгеновская пленка или гамма-спектрометр), *8* – медная пластина. *б, в*) Рентгеновские пленки после воздействия РИ (многочисленные импульсы), генерированного от: ОМ (*б*); структуры $LiNbO_3$/ОМ/$LiNbO_3$ (*в*)

При интенсивностях лазерного излучения, превышающих порог возникновения акустических колебаний и сопровождающего их свечения ОМ, на рентгеновской пленке регистрировалось РИ в виде отдельной засветки. Генерация РИ при указанных экспериментальных условиях представляет собой эффект, порог которого совпадает с таковым для возникновения акустических колебаний и акустолюминисценции. В результате проведенных опытов были установлены условия генерации импульсного РИ с угловой расходимостью, не превышающей $1 \cdot 10^{-3}$ рад. Генерация РИ с малой угловой расходимостью ($< 1 \cdot 10^{-3}$ рад) происходила при воздействии импульсным лазерным излучением мощностью в пределах 0,25–10 ГВт/см^2 на образцы ОМ, чьи пустоты заполнены различными веществами. Значения угловой расходимости РИ нанокомпозитов ОМ:Ni, при 100 К и мощности лазерного излучения 9,9 ГВт/см^2 составляло $\sim 1 \cdot 10^{-3}$ рад.

Уменьшение разброса импульсов генерируемого РИ (полоса на рентгеновских пленках) достигалось за счет изготовления образца ОМ в виде пластины, контактирующей с пластинами из пьезоэлектрических материалов (см. рисунок). Использование пластин пьезоэлектрических материалов, вырезанных из монокристаллов пьезоэлектриков с коэффициентом электромеханической связи $k^2 > 0{,}2\%$, позволяло создать выделенное направление для акустических волн, имеющих фотон-фононное взаимодействие с РИ. Расходимость РИ зависела от материала пьезоэлектрика и температуры измерения и при использовании пластин из $LiNbO_3$ и $BaTiO_3$ (структуры $LiNbO_3$/ОМ/$LiNbO_3$ и $BaTiO_3$/ОМ/$BaTiO_3$) составляла $<1 \cdot 10^{-1}$ рад.

Были измерены энергетические спектры РИ, возникающего при воздействии на ОМ импульсного лазерного возбуждения на следующих λ: 1040 нм (ИК); 510 нм совместно с 578 нм (совмещенные моды); 355 нм (УФ). Энергия квантов РИ ($E_{РИ}$), соответствующая пику с максимальной интенсивностью и длина волны РИ ($\lambda_{РИ}$), соответствующая $E_{РИ}$, измерены по энергетическим спектрам РИ различных образцов на основе ОМ при съемке спектров по схеме, представленной на рисунке, следующие:

для IR_{1040} – скорость сканирования V = 0,8 м/с; состав образца ОМ:H_2O; толщина пластины ОМ h = 1,5 мм; $E_{РИ}$ = 0,08 кэВ, $\lambda_{РИ}$ = 15,2 нм;

для UV_{355} – V = 1,0 м/с; ОМ:H_2O; h = 1,5 мм; $E_{РИ}$ = 1,04 кэВ; $\lambda_{РИ}$ = 1,2 нм;

для $И_{ЛПМ}$ – V = 0; ОМ:L_{N2}; h = 5 мм; $E_{РИ}$ = 1,04 кэВ; $\lambda_{РИ}$ = 1,2 нм.

При съемке образца ОМ на просвет для $И_{ЛПМ}$ – V = 0; ОМ:H_2O; h = 1,5 мм; $E_{РИ}$ = 2,47 кэВ; $\lambda_{РИ}$ = 0,5 нм.

Отличия воздействия на рентгеновскую пленку РИ, вызванного лазерным излучением на различных λ, состояли в том, что при λ = 1040 нм индуцированное РИ сильнее рассеивалось, чем при λ = 355 нм. При воздействии лазерного излучения в УФ-области на упрочненные образцы ОМ, наблюдалась интенсивная люминесценция образцов в диапазоне видимого света. На рентгеновских пленках при воздействии на образцы лазерного излучения для UV_{355} и $И_{ЛПМ}$ наблюдали характерное для ОМ доменное строение. Было установлено, что регистрируемое излучение является мало интенсивным мягким РИ. Спектр РИ при лазерном воздействии на λ = 355 нм, показал дополнительный более коротковолновый пик $\lambda_{РИ}$ = 1,2 нм по сравнению с лазерным воздействием на λ = 1040 нм. Еще более коротковолновый пик ($\lambda_{РИ}$ = 0,5 нм) наблюдался на спектрах при использовании источника $И_{ЛПМ}$ с совмещенными модами λ = 510 нм и 578 нм.

На рентгеновских пленках, полученных при лазерном облучении образцов со слоями ОМ, присутствовала сплошная полоса почернения, в отличие от точечной при экспериментах с пластинами ОМ. Наблюдаемую картину можно объяснить аксиальной текстурированностью доменов в слоях ОМ. Интенсивность РИ от слоистых структур SiO_2/ОМ и $LiNbO_3$/ОМ зависела от ориентирования подложки из пьезоэлектрического материала и толщины слоя ОМ. Слоистые структуры, в которых подложкой служили пьезоэлекетрические материалы (SiO_2/ОМ и $LiNbO_3$/ОМ) вызывали большую интенсивность РИ по сравнению со структурой Si/ОМ.

Заключение. Улучшение характеристик источников РИ достигается за счет, как совершенствования конструкции известных устройств, так и создания принципиально новых конструкций. Последнее предполагает формирование функциональных сред, выполняющих роль как материалов для генерации РИ, так и управляющих устройств для преобразования сигналов. Высокая эффективность преобразования мощных лазерных импульсов одного вида энергии (оптического излучения) в длительную диссипацию с возникновением других видов колебаний в некристаллических дисперсных структурах создает возможность для применения оптических сред на основе ОМ.

Размещение ОМ на выходе оптического волокна с лазерным излучением делает возможным доставку РИ непосредственно к облучаемому объекту. Исследованные материалы перспективны для решения большого числа практических задач, например, в медицине при эндоскопических исследованиях. При подключении волоконно-оптической системы к спектрометру комбинационного рассеяния света можно наблюдать и контролировать эффективность рентгеновского воздействия на заданный объект.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (проекты 18-07-00282 А и 18-29-02076 мк).

Библиографический список

1. Самойлович М.И., Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Бовтун В. Строение и диэлектрические свойства нанокомпозитов: опаловые матрицы – оксиды титана и титанаты редкоземельных элементов // Тонкие химические технологии. 2016. Т. 11. № 2. С. 66–73.

2. Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Багдасарян С.А., Борисов В.В., Павлюкова Е.Р. Рентгеновское излучение при лазерном воздействии на опаловые матрицы // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 6. С. 15. Режим доступа: http://jre.cplire.ru/jre/jun19/12/text.pdf

3. Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Гуляев Ю.В., Сергеева Н.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р. Биосовместимые наноматериалы на основе опаловых матриц // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. – 2019. № 5. Режим доступа: http://jre.cplire.ru/jre/may19/3/text.pdf.

X-RAY AND ACOUSTIC RADIATION GENERATION UNDER LASER RADIATION OF METAMATERIALS

[1.2]Belyanin A.F., [2.3]Bagdasaryan A.S., [2]Bagdasaryan S.A., [3]Pavlyukova E.R.
[1]Central Technological Research Institute of Technology, Moscow,
[2]Research and Production Enterprise "Radio Frequency and Telecommunication Technologies", Moscow,
[3]Institute of Radio Engineering and Electronics. V.A. Kotelnikov RAS, Moscow

Key words: opal matrices, 3D nanocomposites, laser radiation, X-ray radiation

Annotation. Nonlinear optical effects arising in opal matrices (lattice packings of SiO_2 spherical nanoparticles) upon pulsed laser excitation are researched. The analysis of the efficiency of converting laser radiation into acoustic vibrations of spherical SiO_2 nanoparticles forming an opal matrix is carried out. The results of measuring the characteristics of x-ray radiation induced by pulsed laser irradiation on samples based on opal matrices in the form of plates and films are presented. The conditions for the use of opal matrices and nanocomposites based on them as an effective source of x-ray radiation induced by pulsed laser radiation are determined.

———————— ♦ ————————

ЭЛЕКТОРОМАГНИТНОЕ ПОЛЕ ЗЕМЛИ ИНФРАНИЗКОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА: МОНИТОРИНГ, РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Грунская Л.В., Золотов А.Н., Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Бушуев А.С., Назаров С.А.
Владимирский государственный университет имени А.Г.Столетова и Н.Г.Столетова, г. Владимир,
grunsk@vlsu.ru

Ключевые слова: поле земли, инфранизкочастотный, мониторинг

Аннотация. Изучение вариаций E_z в инфранизкочастотном диапазоне (ИНЧ) осуществляется по результатам мониторинга электрического поля приземного слоя атмосферы на физическом экспериментальном полигоне ВлГУ в течение длительного промежутка времени (1972-2020гг.) и по данным станций Гидрометеорологического центра (Душети, Воейково, Верхнее Дуброво).

Унитарные вариации электрического поля Земли (глобальные в электромагнитном поле инфранизкочастотного диапазона на всем Земном шаре) хорошо согласуются с глобальной грозовой активностью и могут интерпретироваться как процессы заряда-разряда сферического конденсатора Земля-ионосфера. Интерес к изучению инфранизкочастотного электромагнитного поля приземного слоя атмосферы (ЭМПЗ) связан с рядом важных геофизических задач: изучение влияния приливных процессов геофизического и астрофизического происхождения на ЭМПЗ; исследование возможности предсказания крупных сейсмических событий по результатам мониторинга ЭМПЗ; изучение влияния инфранизкочастотного природного электромагнитного поля в приземном слое на показатели здоровья человека.

Наличие унитарной составляющей в записях электрического поля в приземном слое атмосферы позволяет видеть следы крупных геофизических процессов, происходящих практически в любой точке земного шара. Например, крупные землетрясения, извержения вулканов, тайфуны, а также наблюдения в электрическом поле на физическом экспериментальном полигоне одного из крупных сейсмических событий в Китае.

В процессе длительных непрерывных регистраций электрической составляющей электромагнитного поля Земли в инфранизкочастотном диапазоне на физическом полигоне было зарегистрировано, что в отдельных случаях предшественниками землетрясений являются строго периодичные сигналы в ИНЧ диапазоне, появляющиеся за 10-12 часов до землетрясения и столько же после землетрясения. Это так называемые микросейсмические колебания - сейсмические волны (события очень редкие), которые обычно регистрируются в диапазоне частот от 0,03 Гц до 100 Гц. Одно из подобных явлений в Китие было зарегистрировано в августе 1997 года многоканальным приемным комплексом ВлГУ.

Важная задача связана с выявлением предвестников крупных сейсмических событий, что является необходимым условием для спасения жизни людей в экстремальных ситуациях. Предложено устройство - Сигнализатор изменений главных компонент (СИГК), представляющий собой прибор, прежде всего, предназначенный для обнаружения реперных точек (предвестников) при анализе временных рядов (ВР) вертикальной составляющей электрического поля и/или геомагнитного поля в пограничном слое атмосферы Земли (или ВР иной природы, например, ВР концентрации радона на геофизических полигонах), с целью прогнозирования сильных землетрясений. Представлены этапы формирования сигнала на выходе СИГК на

примере землетрясения на Суматре с высокой магнитудой землетрясений (более 7 баллов по шкале Рихтера). С использованием СИГК выявлена реперная точка, предшествующая землетрясению.

Изучение вариаций E_z в инфранизкочастотном диапазоне (ИНЧ) осуществляется по результатам мониторинга электрического поля приземного слоя атмосферы на физическом экспериментальном полигоне ВлГУ в течение длительного промежутка времени (1972-2020гг.) и по данным станций Гидрометеорологического центра (Душети, Воейково, Верхнее Дуброво).

Унитарные вариации электрического поля Земли (глобальные в электромагнитном поле инфранизкочастотного диапазона на всем Земном шаре) хорошо согласуются с глобальной грозовой активностью и могут интерпретироваться как процессы заряда-разряда сферического конденсатора Земля-ионосфера. Интерес к изучению инфранизкочастотного электромагнитного поля приземного слоя атмосферы (ЭМПЗ) связан с рядом важных геофизических задач: изучение влияния приливных процессов геофизического и астрофизического происхождения на ЭМПЗ [1-5]; исследование возможности предсказания крупных сейсмических событий по результатам мониторинга ЭМПЗ [6-9]; изучение влияния инфранизкочастотного природного электромагнитного поля в приземном слое на показатели здоровья человека [10-11].

На рисунке 1 приведен пример записи электрического поля инфранизкочастотного диапазона на физическом полигоне ВлГУ.

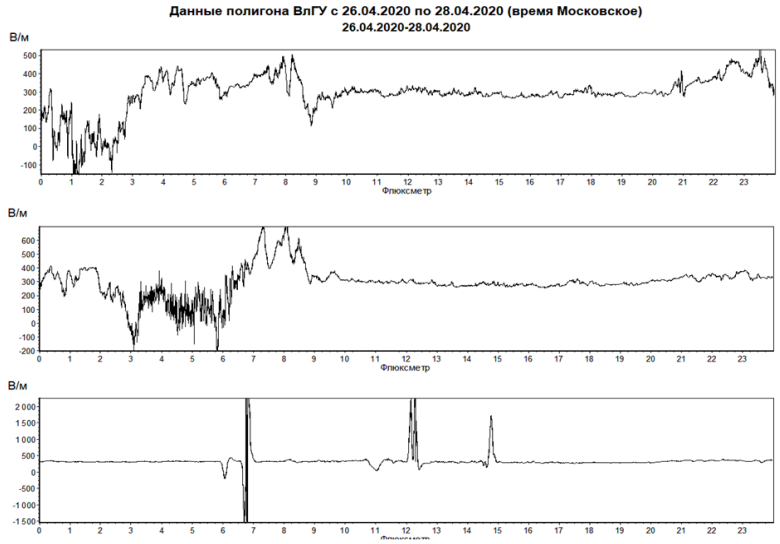


Рисунок 1 - Пример записи электрического поля инфранизкочастотного диапазона на физическом полигоне ВлГУ за трое суток 26.04.20-28.04.20.

На рисунке 2 приведены результаты синхронных наблюдений унитарной составляющей электрического поля приземного слоя атмосферы по разнесенным в пространстве на тысячи километров станциям (полигон ВлГУ и станция Воейково. Можно отметить хорошее совпадение основных закономерностей по станциям Воейково и полигона ВлГУ. Обе станции находятся в полевых условиях вдали от крупных городов.

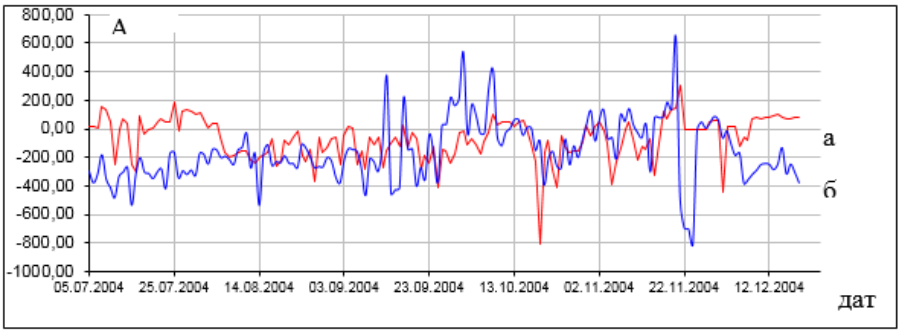


Рисунок 2 - Совмещенный ход Ez (среднесуточные данные) по двум станциям: а –Воейково, б – полигон ВлГУ

Наличие унитарной составляющей в записях электрического поля в приземном слое атмосферы позволяет видеть следы крупных геофизических процессов, происходящих практически в любой точке земного шара. Например, крупные землетрясения, извержения вулканов, тайфуны, а также наблюдения в электрическом поле на физическом экспериментальном полигоне ВлГУ одного из крупных сейсмических событий в Китае (рисунок 3).

Каждое успешное наблюдение сейсмоэлектромагнитных сигналов важно, поскольку сейсмоэлектродинамика как теория, описывающая возбуждение электромагнитного поля землетрясениями, нуждается в экспериментальной проверке. Поиск таких сигналов связан с немалыми трудностями, так как по теоретическим оценкам это должны быть слабые сигналы, трудно выделяемые на фоне помех. Появление значительных по сравнению с помехами сигналов явление достаточно редкое.

В процессе длительных непрерывных регистраций электрической составляющей электромагнитного поля Земли в инфранизкочастотном диапазоне на физическом полигоне ВлГУ было зарегистрировано, что в отдельных случаях предшественниками землетрясений являются строго периодичные сигналы в ИНЧ диапазоне, появляющиеся за 10-12 часов до землетрясения и столько же после землетрясения. Это так называемые микросейсмические колебания - сейсмические волны (события очень редкие), которые обычно регистрируются в диапазоне частот от 0,03 Гц до 100 Гц.

Одно из подобных явлений было зарегистрировано в августе 1997 года многоканальным приемным комплексом ВлГУ. 13 Августа 1997 года в 8ч13м 33,3 с. (по данным Обнинска и WWW.iris.vashington.ed/SPYDER) в Китае (Сычуань) произошло землетрясение с магнитудой M=6 (рисунок 3).

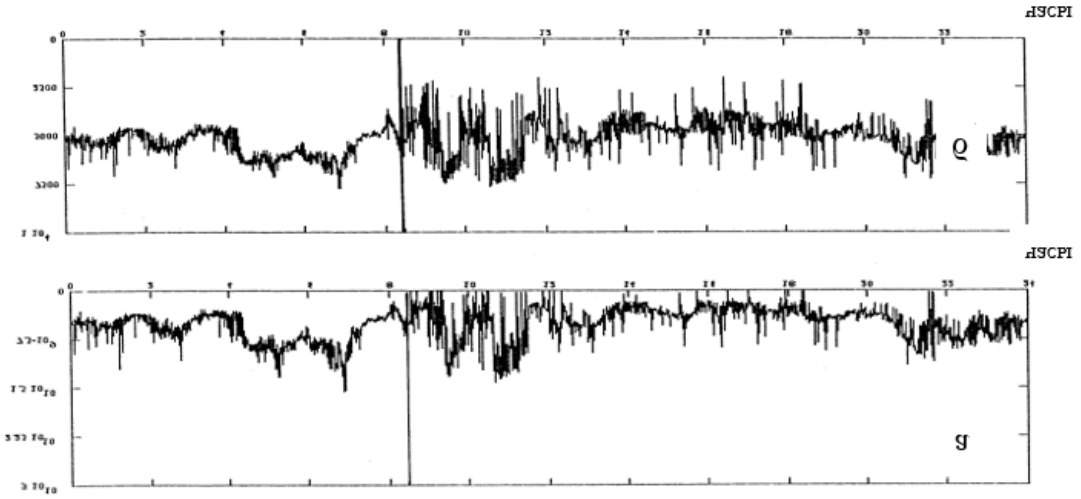


Рисунок 3 - Результат синхронного перемножения (а) и сложения (б) по трем приемным каналам в момент землетрясения (Сычуань, Китай; 13.08.97; 8ч. 13м. 33.3с. – М 6)

На рисунке 3 приведен результат поканального перемножения синхронных регистраций за 5 часов до землетрясения, во время землетрясения и 8 часов позже по трем приемным каналам E_z. Линией отмечен момент землетрясения. По регистрациям хорошо визуально просматривается момент землетрясения и резко изменившийся характер вариаций E_z после момента землетрясения, также визуально наблюдается практически строго периодический сигнал (микромейсмические колебания) по каналам за несколько часов до и после момента землетрясения.Был рассчитан амплитудный спектр полученных реализаций на временном интервале, предшествующем землетрясению (9.08.97г.-11.08.97г.), по временному интервалу в районе(12.08.97г.-14.08.97г.) и по временному интервалу после землетрясения (15.08.86г.-17.08.97г.), (рис.4.10а,б). Анализ позволил выявить изменения в характере спектра сигнала и зарегистрировать частоту микросейсмических пульсаций. Для данного землетрясения она оказалась равной 0,00007296 Гц.

В таблице приведены примеры возможных типов электромагнитных предвестников землетрясений по данным E_z полигона ВлГУ.

Таблица 1

	Дата и время землетрясения (данные IRIS)	Тип электромагнитного предвестника землетрясения, зарегистрированный в электрическом поле физического полигона ВлГу	Момент времени до землетрясения, соответствующий признаку, ч	Длительность признака, ч	Маг ни-туд а
1	04-04-2006 02:30:28, Мексика	Сейсмогравитационные колебания амплитудой ~200 В/м Резкое снижение уровня поля, вплоть до изменения знака (с 100 В/м до -850 В/м)	15 6,5	15 0,5	6,0
2	29-04-2006 16:58:06, Восточная Сибирь	Сейсмогравитационные колебания амплитудой ~200 В/м Снижение уровня поля с -100 В/м до -700 В/м	11 2	7 0,5	6,6
3	22-06-2006 10:53:11, Курильские о-ва	Резкие сейсмогравитационные колебания амплитудой до ~600 В/м	18	5	6.1
4	16-07-2006 11:42:41, Чили	Сейсмогравитационные колебания амплитудой ~350 В/м	25	14	6.2

5	27-07-2006 11:16:40, сев. Суматра, Индонезия	Резкие сейсмогравитационные колебания амплитудой до 2400 В/м	10	4	6,1
6	11-08-2006 14:30:40, Мексика	Резкое снижение уровня поля с -700 В/м до -1500 В/м	10	0,5	6,1
7	24-08-2006 21:50:36, п-ов Камчатка	Снижение уровня поля с -400 В/м до -700 В/м	10	5	6,5

Важная задача связана с выявлением предвестников крупных сейсмических событий, что является необходимым условием для спасения жизни людей в экстремальных ситуациях. Предложено устройство - Сигнализатор изменений главных компонент (СИГК) [6], представляющий собой прибор, прежде всего, предназначенный для обнаружения реперных точек (предвестников) при анализе временных рядов (ВР) вертикальной составляющей электрического поля и/или геомагнитного поля в пограничном слое атмосферы Земли (или ВР иной природы, например, ВР концентрации радона на геофизических полигонах), с целью прогнозирования сильных землетрясений.

На рисунке 4 представлены этапы формирования сигнала на выходе СИГК на примере землетрясения на Суматре с высокой магнитудой землетрясений (более 7 баллов по шкале Рихтера). На верхнем графике представлен ВР, на втором сверху графике — ВР коэффициентов разложения (были использованы все собственные вектора (СВ) кроме 1-го, несущего информацию о медленных изменениях ВР), на третьем и четвертом сверху графиках приведены величина произведения в абсолютном (третий график) и логарифмическом масштабе (на нижнем графике показано в дБ отношение модуля произведения к квантили модуля произведения). Как видно из третьего и четвертого графиков, значительное увеличение величины произведения предшествует возникновению землетрясения. На верхнем графике — ВР составляющей F геомагнитного поля Земли на японской геофизической станции Какиока в период до и после землетрясения (по оси абсцисс — дискретное время часах, по оси ординат — напряженность в нТл). На втором сверху графике — коэффициенты разложения по собственным векторам ковариационной матрицы (по оси абсцисс — время в часах, по оси ординат — коэффициенты разложения, размерность ковариационной матрицы, использовались все СВ, исключая первый, который несет информацию о «медленных» изменениях). На третьем рисунке сверху - произведение проекций на собственные векторы (по оси абсцисс — время в часах, по оси ординат отмасштабированное произведение, вертикальной линией с надписью «землетрясение» отмечен момент землетрясения). На нижнем рисунке — отношение произведения проекций на собственные векторы к квантили в децибелах (по оси абсцисс — время в часах, по оси ординат — отношение в дБ, показана та часть графика, для которой отношение больше 0 дБ).

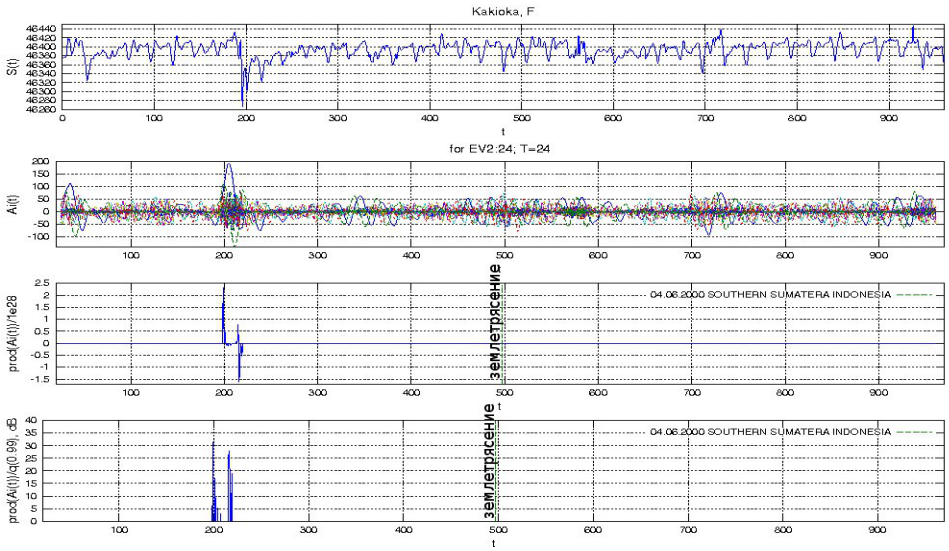


Рисунок 4 - Выявление с использованием СИГК реперной точки, предшествующей землетрясению в южной Суматре (Индонезия).

Библиографический список

1. Грунская Л.В., Золотов А.Н., Бушуев А.С., Сныгина И.А. / Универсальная система удаленного сбора данных для мониторинга характеристик природной среды // Динамика сложных систем –XXI век. Москва: Издательство «Радиотехника» - № 4 .-2018. - с.28-42.

2. Грунская Л.В., Экспериментальные и теоретические исследования вариаций напряженности электрического поля, обусловленных солнечными и лунными приливами в приземном слое атмосферы / Л. В. Грунская, В. Н. Морозов //Известия вузов. Физика. – 2005. – № 8. – С. 33 – 39.

3. Л.В.Грунская, В.В.Исакевич, Д.В.Исакевич, Рубай Д.В., Золотов А.Н. Исследование воздействия лунных приливов на электромагнитное поле пограничного слоя атмосферы с помощью метода собственных векторов/ Известия высших учебных заведений. Физика. 2013. Т. 56. № 4. С. 65-70.

4. Грунская Л. В., Исакевич В. В., Исакевич Д. В. / Исследование воздействия релятивистских двойных звездных систем на электрическое поле земли // Известия вузов. Физика. - 2019г.- т.62. - №1.- с. 47-53.

5. Грунская, Л.В. Оценка параметров электрического поля приземного слоя атмосферы на основе метода корреляционного прием: Монография / Л.В. Грунская.- Владимир: Владимирский государственный университет 2010. – 123 с.

6. Патент № 141416 «Сигнализатор изменений главных компонент» от 28.04.2014, Авторы: Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Грунская Л.В., Фирстов П.П.

7. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Грунская Л.В. О возможностях айгеноскопии при анализе временных рядов наблюдений // Научно-практическая конференция «Сейсмические технологии», Москва, ИФЗ РАН, 18-20 апреля 2017 г. - ISBN 978-5-904807-55-9,-стр.119-122.

8. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Грунская Л.В. О некоторых возможностях айгеноскопии// Приборы и системы разведочной геофизики» Общероссийский научно-технический журнал. – 2016.- с.69-75.

9. П. П. Фирстов, Д. В. Исакевич, В. В. Исакевич, Д. И. Будилов, Е. О. Макаров, Л. В. Грунская / Выделение методом айгеноскопии предвестниковых аномалий Жупановского землетрясения 30 января 2016 г. с mw=7.2 и глубиной очага 171 км (Камчатка)//Вестник КРАУНЦ. Физ.-мат. науки. 2017. № 4(20). С. 109-120. ISSN 2079-6641.

10. Широбоков, А.В. Влияние геофизических факторов на здоровье человека / А.В. Широбоков, И.А. Лещев, Л.В. Грунская, В.Н. Буренков, Е.Г. Яскин, А.И. Ершов // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2012. - №6.-С.62-66.

11. Грунская Л.В., Влияние геофизических характеристик пограничного слоя атмосферы на некоторые показатели здоровья населения / Л.В. Грунская, В. Н. Буренков, И. А. Лещев, Л. Т. Сушкова, Е. Г. Рыжова, М. И. Дегтерева // Биотехносфера. - 2011. - №5-6 (17-18). - с.59-65

ELECTROMAGNETIC FIELD OF THE EARTH OF THE INFRAN FREQUENCY RANGE: MONITORING, RESEARCH RESULTS

Grunskaya L.V., Zolotov A.N., Isakevich V.V., Isakevich D.V., Bushuev A.S., Nazarov S.A.
Vladimir State University named after A.G. Stoletov and N.G. Stoletov, Vladimir,
grunsk@vlsu.ru

Keywords: earth field, infralow-frequency, monitoring

Annotation. The study of Ez variations in the infra-low-frequency range (ILF) is carried out according to the results of monitoring the electric field of the atmospheric surface layer at the VLU physical experimental site for a long period of time (1972 -2020) and according to the data of the stations of the Hydrometeorological Center (Dusheti, Voeikovo, UpperDubrovo).

The unitary variations of the Earth's electric field (global in the electromagnetic field of the infra-low-frequency range throughout the globe) are in good agreement with global lightning activity and can be interpreted as charge-discharge processes of the Earth-ionosphere spherical capacitor. The interest in studying the infra-low-frequency electromagnetic field of the atmospheric surface layer (EMFE) is associated with a number of important geophysical problems: studying the influence of tidal processes of geophysical and astrophysical origin on ILF; study of the possibility of predicting large seismic events based on the results of EMFE monitoring; study of the influence of the infra-low-frequency natural electromagnetic field in the surface layer on human health indicators.

The presence of the unitary component in the records of the electric field in the surface layer of the atmosphere allows us to see traces of large geophysical processes taking place almost anywhere in the world. For example, large earthquakes, volcanic eruptions, typhoons as well as observations in an electric field at the physical experimental site of one of the major seismic events in China.

During continuous continuous recordings of the electric component of the Earth's electromagnetic field in the infra-low-frequency range at the physical range, it was recorded that in some cases, the precursors of earthquakes are strictly periodic signals in the ILF range, appearing 10-12 hours before the earthquake and the same amount after the earthquake. These are the socalled microseismic vibrations - seismic waves (events are very rare), which are usually recorded in the frequency range from 0.03 Hz to 100 Hz. One of these phenomena in China was registered in August 1997 by the multi-channel reception complex of VSU.

An important task is to identify the precursors of major seismic events, which is a prerequisite for saving lives in extreme situations. A device is proposed — the Signaling device for changes in the main components (SCHMC), which is a device primarily intended for detecting reference points (precursors) in the analysis of time series (TS) of the vertical component of the electric field and / or geomagnetic field in the boundary layer of the Earth's atmosphere (or TS of a different nature, for example, the VR of the concentration of radon at geophysical ranges), in order to predict

strong earthquakes. The stages of signal formation at the SCHMC output are presented on the example of an earthquake in Sumatra with high earthquake magnitude (more than 7 points on the Richter scale). Using SCHMC, a reference point was identified that preceded the earthquake.

———————— ♦ ————————

ДВУХВОЛНОВЫЙ YAG:ND ЛАЗЕР С САМООБРАЩЕНИЕМ ВОЛНОВОГО ФРОНТА ДЛЯ ЛАЗЕРНО-ИСКРОВЫХ/РАМАНОВСКИХ СИСТЕМ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ

[1,2]Лебедев В.Ф., [3]Федина М.А., [4]Федин А.В.
[1]Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения,
[2] Университет ИТМО, г. Санкт-Петербург,
[3]Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники» г. Москва,
[4]Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, г.Владимир,
a_fedin@list.ru

Ключевые слова: лазер, двухволновый, дистанционный мониторинг

Аннотация. В статье описаны подходы к построению лазерной системы, генерирующей излучение одновременно на двух длинах волн, в инфракрасном и ультрафиолетовом диапазоне, на основе импульсного Nd: YAG-лазера с самофазным сопряжением. Задача рассматривается в направлении дистанционных измерений с использованием лазерно-индуцированной пробойной спектроскопии.

В настоящее время все больший интерес проявляется к лазерным методам активной спектроскопии для дистанционного анализа окружающей среды. К наиболее востребованным относятся лазерно-искровая эмиссионная спектроскопия (ЛИЭС) и Рамановская спектроскопия (СКР), позволяющие дистанционно проводить химический анализ веществ в любом агрегатном состоянии на расстоянии от десятков до сотен метров. Уже опубликован ряд ЛИЭС- и СКР-исследований при экологическом мониторинге окружающей среды: воды, льда, почв, биоматериалов.

Эти два вида спектроскопии имеют ряд общих особенностей. Исследования в обоих видах спектроскопии проводят с применением импульсных лазеров и дисперсионных спектрографов в актуальных спектральных диапазонах с практически одинаковым спектральным разрешением. СКР позволяет получить информацию о веществах, а также идентификацию органических молекулах по колебательным спектрам. Техника ЛИЭС позволяет определить элементный состав веществ, включая многие микроэлементы из спектра их атомного излучения. Преимущества ЛИЭС также ярко проявляются в возможности одновременного многоэлементного химического анализа вещества с концентрациями на уровне единиц ppm. Объединение этих методов в одной лазерной установке существенно увеличивает достоверность получаемых результатов.

В большом количестве работ убедительно продемонстрировано существенное увеличение интенсивности аналитического сигнала в виде линейчатого спектра излучения плазмы при использовании парных лазерных импульсов с подстраиваемой задержкой между ними [1–4]. Причем первый импульс осуществляется на основной гармонике, а последующий – на второй или третьей гармонике. ЛИЭС/СКР -системы обычно создаются по двухканальной схеме с использованием двух отдельных лазеров, работающих в режиме активной модуляции добротности. Такая схема существенно ее усложняет, приводит к увеличению массогабаритных параметров и усложняет применение метода в полевых условиях и в режиме реального времени.

Для получения парных лазерных импульсов может быть успешно применен Nd:YAG-лазер с пассивной модуляции добротности. В этом случае период следования импульсов излучения определяется начальным пропусканием пассивного лазерного затвора (ПЛЗ). Ранее была предложена ЛИЭС-система с высокими энергетическими (энергия импульса 230 мДж) и пространственными ($M^2 \leq 1{,}2$) характеристиками лазерного пучка на основе Nd:YAG-лазера с самообращением волнового фронта (самоОВФ) [3]. Особенностью лазера являлось использование только одного Nd:YAG-активного элемента (АЭ) размером Ø8×180 мм. Генерация осуществлялась на основной гармонике ($\lambda = 1064$ нм). Использование компактного спектрометра с программным комплексом, реализующим устойчивую обработку спектров в условиях пространственной и временной нестабильности лазерно-индуцированной плазмы [5], сделали возможной эффективную работу ЛИЭС-системы при дистанционных измерениях, как в автоматическом режиме, так и в режиме реального времени.

Дальнейшее совершенствование указанного подхода заключается в формировании сложно-спектральных импульсов излучения, когда в импульсе присутствует не только возбуждающая спектральная составляющая, но и усиливающая, а также поддерживающая длительное свечение плазмы. Такой подход может быть реализован путем синхронного сложения инфракрасного (ИК) и ультрафиолетового (УФ) импульсов.

При этом важной проблемой остается качество лазерного излучения. С этой точки зрения актуальными явились идеи обращения волнового фронта. Привлекательность концепции самоОВФ состоит в том, что весь процесс компенсации искажений волнового фронта производится в реальном времени в элементах лазера, которые формируют искажения. Она позволяют создавать низкопороговые самонакачивающиеся ОВФ–зеркала.

Самое основное – самоОВФ позволяет получить одночастотное, поляризованное излучение с расходимостью близкой к дифракционному пределу. С помощью специальных схем лазерных систем можно создавать набор самонакачивающиеся ОВФ–зеркал в одном крупногабаритном активном элементе или в нескольких активных элементах. Тем самым формируются динамические само ОВФ резонаторы.

В настоящей работе предлагается лазерная система, генерирующая излучение одновременно на двух длинах волн, в ИК (1064 нм) и УФ (355 нм) диапазоне на основе импульсного самоОВФ Nd:YAG-лазера. Оптическая схема лазера приведена на рисунке 1.

Лазер накачки на основной длине волны $\lambda_1 = 1064$ нм состоит из двух Nd:YAG-АЭ 1 и 2 размером ∅7×120 мм, четырех плоских поворотных зеркал 3 и концевого отражателя 4. Основное отличие самоОВФ-лазера от лазера [3] заключается в том, что в процессе развития генерации происходит включение пространственного дифракционно-связанного динамического петлевого резонатора на решетках усиления в АЭ 1 и АЭ 2 с пассивной модуляцией добротности фототропным кристаллом LiF:F_2^- 2.

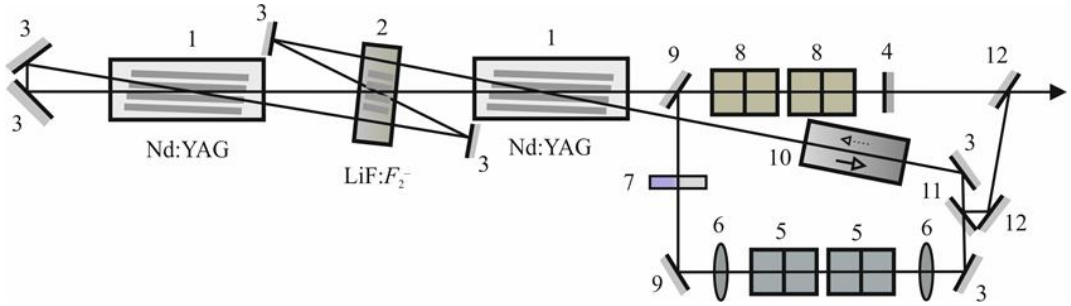


Рисунок 1 – Оптическая схема самоОВФ-лазера с генерацией синхронизированных импульсов на длинах волн 1064 и 355 нм: 1 – Nd:YAG-активные элементы; 2 – LiF:F2–-пассивный затвор; 3 – поворотные зеркала; 4 – концевое дихроичное зеркало (R1064 ≈ 100%, R355 ≈ 0%); 5 – кристаллы DKDP (преобразователи во вторую гармонику); 6 – линзы; 7 – фазовая пластинка; 8 – кристаллы BBO (преобразователи в третью гармонику); 9 – дихроичное поворотное зеркало (R532 ≈ 100%, T1064 ≈ 100%); 10 – вентиль Фарадея; 11 – делительное зеркало (R1064 ≈ 10%); 12 – дихроичные поворотные зеркала (R1064 ≈ 100%, T355 ≈ 100%)

Процесс генерации начинается с шумового излучения АЭ 1 и 2. По мере развития генерации в инвертированной среде АЭ внутрирезонаторными пересекающимися пучками записываются динамические голографические решетки. На образовавшихся решетках происходит частичное рассеяние излучения в петли, вызывая дальнейшее нарастание потока излучения и увеличение дифракционной эффективности решеток. Возникающая параметрическая обратная связь, включающая взаимный рост решеток и потока излучения, приводит к формированию адаптивно подстраивающегося резонатора лазера.

Излучение накачки на основной длине волны λ_1 поступает во внешнюю оптическую схему 5–7 удвоения частоты излучения за один проход, предназначенную также для согласования излучения на основной длине волны и на длине волны второй гармоники (ГВГ) $\lambda_2 = 532$ нм в преобразователе частоты 5 на кристаллах DKDP, для последующего преобразования в третью гармонику (ГТГ) в преобразователе 8 на кристаллах BBO. Кристаллы DKDP были выбраны исходя из лучших условий преобразования типа *o-o-e*, поскольку излучение λ_1 самоОВФ-лазера линейно поляризовано со степенью не менее 0,96, и отсутствия сноса волны накачки в процессе ГВГ-преобразования.

Оптическая схема ГВГ включает линзы 6, и фазовую пластинку 7, обеспечивающую поворот поляризации излучения на длине волны λ_2 второй гармоники для согласования его с излучением на основной длине волны λ_1 в ГТГ-преобразователе частоты 8. Для этого в ГВГ-преобразователе поворотные зеркала 3 на длине волны λ_1 направляют основное излучение в кристаллы DKDP 5, а поворотные зеркала 9 на длине волны λ_2 – преобразованное излучение в кристаллы BBO 8. Вентиль Фарадея 10 исключает влияние паразитного излучения на развитие генерации в самоОВФ-лазере.

Излучение третьей гармоники на длине волны $\lambda_3 = 355$ нм выводится через дихроичное зеркало 4 ($R_{1064} \approx 100\%$, $R_{355} \approx 0\%$) на основную выходную оптическую ось. Делительное зеркало 11 отводит часть основного излучения ($\lambda_1 = 1064$ нм) и с помощью поворотных зеркал 12 также направляет на основную выходную оптическую ось. Таким образом, импульсы излучения на длинах волн $\lambda_1 = 1064$ и $\lambda_3 = 355$ нм распространяются соосно. Отражение делительного зеркала 11 выбирается из условия равенства энергии выходных импульсов на длинах волн λ_1 и λ_3. Длина оптического пути основного излучения с помощью поворотных зеркал 12 выбирается так, чтобы его импульсы и ГТГ-импульсы были синхронны.

Определение режимов генерации самоОВФ-лазера может быть проведено на основе численного моделирования согласно методике, изложенной в работах [6,7]. По результатам расчета выбрны два основных режима. При начальном пропускании LiF:F_2^--ПЛЗ $T_0 = 20$ % генерируется цуг из двух импульсов длительностью $\tau_i = 20$ нс с энергией $W_i = 400$ мДж каждый. При увеличении начального пропускания до $T_0 = 28$ % число импульсов в цуге возрастает до трех, их длительность до $\tau_i = 26$ нс, а энергия до $W_i = 430$ мДж.

Пучок излучения самоОВФ-лазера близок к дифракционному, параметр его качества M^2 не хуже 1,2. Поэтому дополнительной коллимации пучка лазерного излучения не требуется.

Для выполнения условия равенства энергий выходных импульсов на длинах волн λ_1 и λ_3 применен способ преобразования части основного лазерного излучения с длиной волны λ_1 в кратные гармоники, основанный на компенсации пространственного сноса излучения в нелинейных кристаллах DKDP и BBO, а также оптимальной подстройки ориентации поляризации взаимодействующих волн. Для этого использовался широко известный метод Бойда–Клейнмана [8,9], позволяющий оптимизировать преобразование в нелинейном оптическом кристалле в случае фокусировки Гауссова пучка в приближении заданного поля накачки.

В соответствии с этим методом при оптимальной фокусировке мощность излучения второй гармоники $P_{2\omega}$ в зависимости от мощности излучения накачки составляет:

$$P_{2\omega} = \gamma_{SHG} P_{1\omega}^2$$

коэффициент γ_{SHG} квадратичной нелинейности для одночастотного излучения определяется как

$$\gamma_{SHG} = \frac{16\pi^2 d_{eff}^2}{\varepsilon_0 c n^2 \lambda_1^3} \cdot l \cdot H_{BK},$$

где d_{eff} – коэффициент эффективной квадратичной поляризованности нелинейного кристалла; ε_0 – электрическая постоянная; c – скорость света в вакууме; $n = n(\lambda_1) \approx n(\lambda_2)$ – показатель преломления среды для основной гармоники; l – длина нелинейного кристалла; H_{BK} – функция Бойда–Клейнмана, определяющая параметры фокусировки излучения накачки в кристалл и в общем случае определяемая по формуле:

$$H_{BK} = \frac{1}{4a} \int\int_{-a}^{a} \frac{e^{i\varphi(x-x')} e^{-B^2(x-x')/a}}{(1+ix)\cdot(1-ix')} \cdot dx \cdot dx'.$$

Здесь $a = l/b$ – параметр фокусировки, b – конфокальный параметр. Согласно анализу Бойда–Клейнмана [8] оптимальное условие фокусировки выполняется при $l/b = 2{,}84$, тогда $H_{BK} = 1{,}068$. Следовательно, выражение для $P_{2\omega}$ примет вид:

$$P_{2\omega} = 1{,}068 \frac{16\pi^2 d_{eff}^2}{\varepsilon_0 c n^2 \lambda_1^3} \cdot l \cdot P_{1\omega}^2.$$

Тогда при общей длине $l = 40$ мм нелинейных кристаллов и интенсивности $I_{1\omega} > 0{,}3$ Вт/см^2 эффективность ГВГ-преобразования будет достигать $P_{2\omega}/P_{1\omega} = 0{,}43$.

Для обеспечения такой ГВГ-эффективности должны быть выполнены условия: параметр $b = 14$ мм и длина зоны Релея $z_R = 7$ мм. И тогда можно определить оптимальное значение величины $f = \sqrt{\pi z_R \omega_0^2 / \lambda}$ = 105 мм. Поэтому в оптической схеме лазера использована ближайшая к этой величине положительная линза с $f =$ 100 мм (поз. 6 на рис. 1).

С целью повышения эффективности преобразования лазерного излучения в кратные гармоники применили способ компенсации пространственного сноса излучения в нелинейных элементах. Хотя обычно угол сноса мал и лежит в пределах от нескольких миллирадиан до нескольких десятков миллирадиан (для λ_1 угол сноса составляет 0 мрад, для λ_2 – 25 мрад), тем ни менее, уменьшение полезной длины взаимодействия приводит к снижению эффективности преобразования. Для компенсации пространственного сноса луча обычно используется одна или несколько пар нелинейных кристаллов [10,11]. Кристаллы в паре отличаются между собой направлением угла сноса лазерного излучения так, чтобы компенсировать суммарный угол сноса, но ориентированы таким образом, чтобы удовлетворить условиям углового фазового синхронизм. В представленной схеме лазера используются два парных кристалла расположенных последовательно (см. рис. 1). Появляющаяся в первом кристалле из пары разность фаз между двумя взаимодействующими волнами в этом случае компенсируется во втором кристалле из пары путем его поворота вокруг оси излучения до 180°.

Для преобразования излучения в третью гармонику может быть использована схема с «псевдо-внутрирезонаторным преобразованием». То есть кристаллы BBO (поз. 8 на рис. 1) расположены вне динамического резонатора самоОВФ-лазера, но излучение, отраженное от концевого дихроичного зеркала (поз. 4 на рис. 1) участвует в формировании решеток усиления [12], возбуждаемых внутри АЭ (поз. 1 и 2 на рис. 1).

Основываясь на подходе [8], чтобы избежать подавления ГТГ-генерации, вызванного фазовым сдвигом, возникающем после фокусировки за релеевской зоной, преобразование в третью гармонику построили без фокусировки луча. Кристаллы BBO были выбраны, как и ранее, исходя из лучших условий преобразования типа *о-о-е*, поскольку излучение λ_1 самоОВФ-лазера и λ_2 ГВГ-преобразователя линейно поляризованы, а также условия отсутствия их сноса в процессе ГТГ-преобразования. Для согласования излучений с длинами волн λ_1 и λ_2 использована фазовая пластинка (поз. 7 на рис. 1).

Тогда в соответствии с методом [13] мощность излучения третьей гармоники $P_{3\omega}$ в зависимости от мощности излучения накачки будет определяться выражением:

$$P_{3\omega} = \frac{3k^2 d_{eff}^2}{4\varepsilon_0 c^2 n_3 n_1 \lambda_1^2 \omega_0^4} \cdot P_{1\omega}^3 \cdot |J_3|^2$$

где k – волновое число; n_1 и n_3 – показатели преломления на длинах волн λ_1 и λ_3 соответственно; J_3 – интеграл, определяющий соответствие фаз в процессе преобразования, в соответствии с формулой:

$$J_3 = \frac{ib}{2}\left[1 + \alpha \cdot e^{-\alpha} \int_{-\alpha}^{\infty} \frac{e^{-t} dt}{t}\right]$$

где параметр $\alpha = b \cdot \Delta k / 2$ и при $\Delta k \to 0$ интеграл $|J_3|^2 \to |b/2|^2$. Тогда выражение для $P_{3\omega}$ примет вид:

$$P_{3\omega} = \frac{3\pi^4 d_{eff}^2}{\varepsilon_0 c^2 n_3 n_1 \lambda_1^4} \cdot P_{1\omega}^3$$

Для кристалла BBO эффективность ГТГ-преобразования будет достигать величины $P_{3\omega} / P_{1\omega} = 0{,}35$, а общая эффективность преобразования достигнет значения 0,15.

В результате на выходе рассмотренной на Рис.1 схемы лазера будут генерироваться цуги из двух или трех импульсов, каждый из которых в свою очередь будет состоять из двух синхронных импульсов с энергией до 40 мДж каждый на длинах волн 1064 и 355 нм.

Первые проведенные эксперименты подтверждают эффективность и перспективность применения петлевого самоОВФ-лазера в дистанционной ЛИЭС системе [14]. Таким образом, представленный в настоящей работе петлевой самоОВФ-лазер с преобразованием в кратные гармоники и высоким качеством лазерного пучка может быть основой при создании линейки простых, а значит и более надежных, дистанционных ЛИЭС/СРС-систем с легко подстраиваемыми под конкретную задачу параметрами (масштабирование по энергии импульса, выбор режима цуга импульсов с настраиваемыми временными характеристиками, генерация на нескольких гармониках).

Библиографический список

1. Laser-induced breakdown spectroscopy: theory and applications / Eds S. Musazzi, U. Perini. N.Y.: Springer, 2014. 565 p.
2. A Comparative Study of the Laser Induced Breakdown Spectroscopy in Single- and Collinear Double-Pulse Laser Geometry / Sun D., Su M., Dong C., Wen G. // Plasma Science and Technology. 2014. V. 16. N 4. P. 374–379.
3. Компактная лазерная система для дистанционных измерений методом лазерно-искровой эмиссионной спектроскопии на основе Nd : YAG-лазера с самообращением волнового фронта / В.Ф. Лебедев, К.В. Павлов, Г.В. Бурковский, А.В. Федин // Письма в ЖТФ, 2019, том 45, вып. 9. С. 13–15.
4. Concept and Design of a Compact Laser System for Remote Measurements Using Laser-Induced Breakdown Spectroscopy / V.F. Lebedev, K.V. Pavlov, M.A. Fedina, and A.V. Fedin // Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics, 2020, Vol. 84, No. 3, pp. 336–338.
5. Real-time qualitative study of forsterite crystal – melt lithium distribution by laser-induced breakdown spectroscopy / Lebedev V.F., Makarchuk P.S., Stepanov D.S. // Spectrochimica Acta - Part B: Atomic Spectroscopy - 2017, Vol. 137, pp. 23-27.
6. On the Influence of Reflective Gain Holograms on the Dynamics of Lasing in a Loop Laser Cavity / T.T. Basiev, A.V. Fedin, V.V. Osiko, S.N. Smetanin // Laser Physics.– 2003.– Vol. 13, № 7, pp. 903–908.
7. Мощные неодимовые лазеры с дифракционно-связанными петлевыми резонаторами на решетках усиления / Басиев Т.Т., Гаврилов А.В., Сметанин С.Н., Федин А.В. // Монография.– Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та, 2009.– 162 с.
8. Parametric interaction of focused Gaussian light beams / Boyd G., Kleinman D. // Journal of Applied Physics.– 1968.– Vol. 39, № 8.– pp. 3597–3639.
9. Nonlinear optics / Robert W. Boyd.– Amsterdam: Acad. press, 2003.– 578 p.
10. Increased acceptance bandwidths in optical frequency conversion by use of multiple walk-off-compensating nonlinear crystals / Smith A.V., Armstrong D.J., Alford W.J. // JOSA B.– 1998.– Vol. 15, № 1.– pp. 122–141.
11. Patent № 6544330 United States of America, C30B 029/30. Bonded, walk-off compensated optical elements: Filed Date 2001-02-14: Publication Date 2003-04-08 / Christopher A. Ebbers.– 8 c.

12. Одномодовый ИАГ:Nd–лазер с самнакачивающимся фазово-сопряженным петлевым резонатором / Басиев Т.Т., Федин А.В., Гаврилов А.В., Сметанин С.Н., Кялбиева С.А. // Квантовая электроника.– 27, № 2.– 1999.– С. 145–148.

13. Anomalies in optical harmonic generation using high-intensity laser radiation / Michelle S. Malcuit, Robert W. Boyd, William V. Davis, and Kazimierz Rzaewski // Phys. Rev. A, 41:3822–3825, Apr 1990.

14. Разработка макета лазерной системы дистанционного анализа веществ методом лазерно-искровой эмиссионной спектроскопии / Лебедев В.Ф., Макарчук П.С // Интерэкспо Гео-Сибирь 2015.– 2015.– Т. 5, № 1.– С. 130–134

TWO-WAVE YAG: ND LASER WITH A SELF-PHASE CONJUGATION FOR LIBS / RAMAN REMOTE ENVIRONMENTAL MONITORING SYSTEMS

[1,2]Lebedev V.F., [3]Fedina M.A., [4]Fedin A.V.
[1]St. Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, St. Petersburg,
[2] ITMO University, St. Petersburg,
[3]National Research University Moscow Institute of Electronic Technology, Moscow,
[4]Vladimir State University Named after Alexander and Nikolay Stoletovs, Vladimir, a_fedin@list.ru

Keywords: laser, two-wave, remote monitoring

Annotation. The article describes the approaches to constructing of a laser system that generates radiation simultaneously at two wavelengths, in the infrared and ultraviolet range, based on a pulsed Nd:YAG laser with self-phase conjugation. The problem is considered in the direction of remote measurements using laser-induced breakdown spectroscopy.

———————— ♦ ————————

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РЕКУРРЕНТНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ УРОВНЯ АВАРИЙНОСТИ НА ДОРОГАХ ОБЩЕГО ПОЛЬЗОВАНИЯ

Абаляев А.Ю., Грунская Л.В., Лещев И.А.
Владимирский государственный университет имени А.Г.Столетова и Н.Г.Столетова, г.Владимир,
ice_aya@bk.ru, grunsk@vlsu.ru, ivanradist@yandex.ru

Ключевые слова: рекуррентность, нейронные сети, аварийность, дороги

Аннотация. Данная работа посвящена прогнозированию среднего уровня аварийности на дорогах общего пользования.

Взаимосвязь дорожно-транспортных происшествий по Владимирской области с гео- и гелиофизическими характеристиками осуществляется на основе результатов мониторинга электромагнитных полей на физическом экспериментальном полигоне и данных солнечной активности. Проводился анализ взаимодействия гелио- и геофизических факторов (числа Вольфа, электрическое поле Земли, магнитное поле Земли) с дорожно – транспортными происшествиями по Владимирской области по данным Управления Государственной инспекции безопасности дорожного движения УМВД России по Владимирской области. На отдельных участках временных рядов была выявлена значимая корреляция между вертикальной составляющей напряженности электрического поля, магнитным полем Земли, числами Вольфа, количеством ДТП, количеством погибших и раненых [1-8].

Актуальность данной темы обусловлена стойким высоким уровнем дорожно-транспортного травматизма. Ежегодно в России в дорожно-транспортных происшествиях (далее ДТП) погибают около 30 тысяч и получают ранения свыше 180 тысяч человек.

Прогнозирование уровня аварийности на дорогах общего пользования является важной задачей, т. к. позволяет оценить количество дорожно-транспортных происшествий (ДТП), их влияние на экономику региона и, самое главное, необходимый уровень готовности экстренных служб для устранения последствий ДТП. Для прогнозирования уровня аварийности использовались данные о количестве ДТП из открытых источников [9]. Приведённые обезличенные данные об изменении аварийности в течение года даны на рисунке 1.

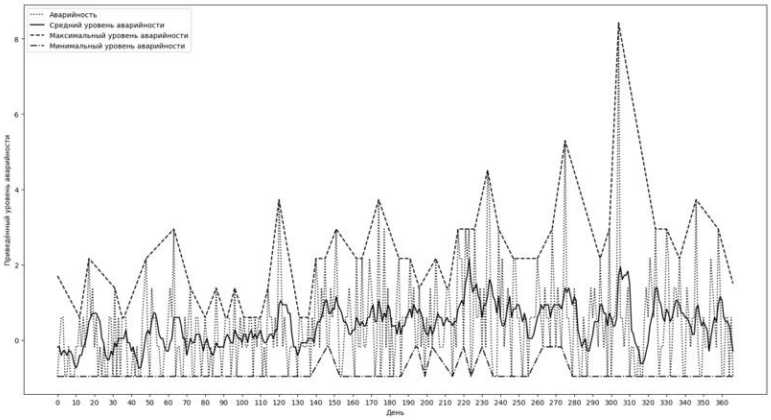


Рисунок 1 - Изменение аварийности в течение года (по данным 2001-2010 гг.)

Анализ приведённых на рисунке 1 данных показывает, что уровень аварийности носит высоковариативный характер. Кроме того, на него оказывает влияние целый ряд факторов: календарные, сезонные, погодные, географические, социальные, экономические и др. Оно носит разнонаправленный характер, а совместное влияние различных факторов приводит как к резким всплескам, так и к снижению аварийности практически до нуля. Эти особенности затрудняют прямое прогнозирование количества ДТП с использованием статистических методов.

Использование нейронных сетей (НС) позволяет не только эффективно решать широкий круг задач классификации и прогноза, но и учитывать влияние, в том числе неявное, разного рода дополнительных, как известных, так и неизвестных на момент составления прогноза, факторов на величину прогнозируемого параметра. Для прогнозирования временных рядов можно использовать рекуррентные нейронные сети (РНС), в частности создаваемые и обучаемые с помощью пакета Tensor Flow [10].

Для повышения эффективности процесса обучения РНС исходная информация об аварийности на протяжении 10 лет была разбита на три составляющие (рис.1): средний уровень аварийности, полученный с помощью метода скользящего среднего с шириной окна равной семи дням, и верхняя и нижняя огибающие, позволяющие оценить вариативность уровня аварийности. Данная работа посвящена прогнозированию среднего уровня аварийности.

Для решения задачи прогнозирования была создана РНС состоящая из двух слоёв долгой краткосрочной памяти (LSTM) [11] и выходного слоя из 7 элементов, позволяющая прогнозировать изменение уровня аварийности на следующие семь дней за пределами текущего периода. Массив информации об аварийности был разбит на две части: обучающая - из 3000, и контрольная - из 652 элементов, выборки. Каждая из них была разбита на последовательности, состоящие из 32 значений за период перед прогнозируемым и 7 контрольных значений из прогнозируемого периода, которые были объединены в пакеты, используемые для обучения и контроля, каждый из которых содержит по 128 последовательностей. Процесс обучения РНС состоит из некоторого количества эпох, на протяжении каждой из которых проводится как корректировка весов синапсов на основании данных из обучающей выборки, так и контроль процесса обучения по данным из контрольной выборки. Как правило, каждая эпоха продолжается до достижения локального минимума функции ошибки РНС, после чего, случайным образом, из имеющихся пакетов, формируется набор данных для обучения на новой эпохе. Однако, такая схема не всегда позволяет избежать т. н. «переобучения» НС. Поэтому, для оценки пригодности использования РНС в процессе прогнозирования уровня аварийности на дорогах общего пользования проведено исследование влияния на точность получаемого прогноза не только количества эпох обучения, но и число предъявлений РНС каждой последовательности из набора обучающей выборки (повторов) в течение каждой эпохи. Полученные значения целевой функции ошибки на обучающей и контрольной выборках приведены в таблице 1.

Таблица 1- Величины ошибок обучения и прогноза РНС

№ п/п	Количество		Ошибка	
	Эпох	Повторов	Обучения	Прогноза
1	10	200	0.4974	0.5621
2	30	200	0.4731	0.5544
3	10	400	0.4843	0.5678
4	30	400	0.4522	0.5925
5	20	300	0.4734	0.5574
6	10	300	0.4905	0.5721
7	30	300	0.4612	0.5941

8	20	200	0.4836	0.5677
9	20	400	0.4657	0.5673

Анализ данных, представленных в табл. 1 показывает, что как при увеличении количества эпох обучения, так и при увеличении количества повторов в течение каждой эпохи, происходит изменение ошибок обучения и прогноза. При этом, величина ошибки прогноза, полученной на контрольной выборке, оказывается выше, чем в обучающей. Это связано с тем, что данные из контрольной выборки не оказывали влияния на изменение весов синапсов РНС. Увеличение количества эпох приводит к уменьшению ошибки обучения. Однако, если число повторов в каждой эпохе достигает 300 и более, происходит увеличение ошибки прогноза. Увеличение количества повторов также приводит к снижению ошибки обучения, а ошибку прогноза оставляет практически без изменений.

В целом можно отметить тот факт, что увеличение количества эпох обучения приводит к существенному уменьшению ошибки обучения, что, в реальных условиях, может способствовать увеличению точности прогноза.

Пример прогноза среднего приведённого уровня аварийности для произвольно выбранной последовательности входящей в состав контрольной выборки приведен на рисунке 2.

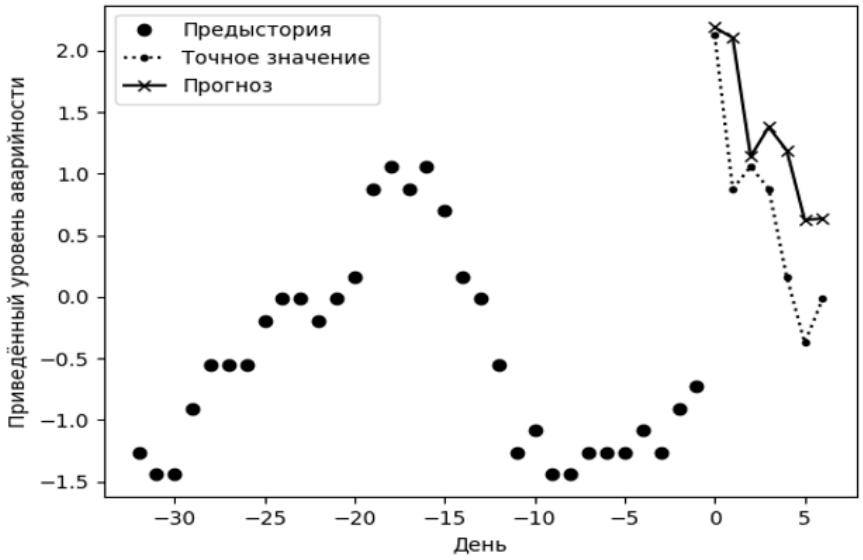


Рисунок 2 - Прогноз приведённого уровня аварийности для случая обучения РНС в течение 10 эпох при 300 повторах в каждой

Анализ данных, приведённых на рис. 2, показывает, что в целом, с помощью РНС удаётся спрогнозировать тенденцию изменения средней аварийности, однако, в некоторых деталях прогноз оказывается недостаточно точным. Так, локальный максимум в середине кривой прогноза оказывается сдвинут на день относительно кривой точного значения, а наблюдаемый минимум в конце кривой, соответствующей точному значению аварийности, на кривой прогноза отсутствует.

В целом, исходя из изложенного выше, можно сделать вывод о возможности использования РНС для прогнозирования изменения среднего уровня аварийности с достаточной точностью. Однако, с целью улучшения точности прогноза необходима как реализация прогноза максимального и минимального уровня аварийности, так и учёт дополнительных, природных, факторов, влияющих на прогнозируемую величину.

Библиографический список

1. Грунская Л.В., Исакевич В.В., Ефимов В.А. Разработка программно-аппаратного комплекса для исследования воздействия геофизических и техногенных факторов на электрическое поле приземного слоя атмосферы // Биомедицинская радиоэлектроника, 2008, №6, стр. 87-93

2. Грунская Л.В. Исследование взаимосвязи дорожно-транспортных происшествий по Владимирской области с гео- и гелиофизическими характеристиками/ Грунская Л.В., Лещев И.А., Исакевич В.В., Широбоков А.В., Сушкова Л.Т. // Биотехносфера. Санкт-Петербург: Издательство "Политехника". 2013. - № 3(27). - С. 26-34.

3. Грунская, Л.В. Программно-аппаратный комплекс исследования электромагнитных полей пограничного слоя атмосферы / Л.В. Грунская, В.В. Исакевич, А.А. Закиров, Д. В. Рубай, Д. В. Исакевич, А.С. Батин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2012. №6.- С.42-47.

4. Широбоков, А.В. Влияние геофизических факторов на здоровье человека / А.В. Широбоков, И.А. Лещев, Л.В. Грунская, В.Н. Буренков, Е.Г. Яскин, А.И. Ершов // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2012. - №6.-С.62-66.
5. Грунская Л.В., Влияние геофизических характеристик пограничного слоя атмосферы на некоторые показатели здоровья населения / Л.В. Грунская, В. Н. Буренков, И. А. Лещев, Л. Т. Сушкова, Е. Г. Рыжова, М. И. Дегтерева // Биотехносфера. - 2011. - №5-6 (17-18).-с.59-65.
6. Грунская Л.В., Исакевич В.В., Ефимов В.А. Разработка программно-аппаратного комплекса для исследования воздействия геофизических и техногенных факторов на электрическое поле приземного слоя атмосферы // Биомедицинская радиоэлектроника, 2008, №6, стр. 87-93
7. Официальный сайт ГИБДД МВД России: http://www.gibdd.ru/section/stat
8. Регионы России. Социально-экономические показатели 2010: http://www.gks.ru/wps/wcm/connect/rosstat/
9. https://гибдд.рф.
10. https://www.tensorflow.org.
11. https://www.tensorflow.org/api_docs/python/tf/keras/layers/LSTM.

USE OF RECURRENT NEURAL NETWORKS FOR FORECASTING THE ACCIDENT LEVEL ON GENERAL USE ROADS

Abalyaev A.Yu., Grunskaya L.V., Leshchev I.A.
Vladimir State University named after A.G. Stoletov and N.G. Stoletov, Vladimir,
ice_aya@bk.ru, grunsk@vlsu.ru, ivanradist@yandex.ru

Keywords: recurrence, neural networks, accident rate, roads

Annotation. This work is devoted to forecasting the average accident rate on public roads. The interconnection of road traffic accidents in the Vladimir region with geo-and heliophysical characteristics is based on the results of monitoring of electromagnetic fields at a physical experimental site and data on solar activity. An analysis was made of the interaction of heliophysical and geophysical factors (Wolf numbers, the Earth's electric field, Earth's magnetic field) with traffic accidents in the Vladimir Region according to the Office of the State Road Safety Inspectorate of the Ministry of Internal Affairs of Russia for the Vladimir Region. In some parts of the time series, a significant correlation was revealed between the vertical component of the electric field strength, the Earth's magnetic field, Wolf numbers, the number of accidents, the number of dead and wounded.

The relevance of this topic is due to the persistent high level of road traffic injuries. About 30 thousand people die and more than 180 thousand people are injured in road accidents (hereinafter referred to as road accidents) in Russia annually. Predicting the accident rate on public roads is an important task, because it allows you to estimate the number of road traffic accidents (RTAs), their impact on the economy of the region and, most importantly, the necessary level of emergency preparedness to deal with the consequences of an accident.

A neural networks successfully used for wide range classification and prediction tasks, and they can consider of wide range factors, including not formalized or not described explicitly.

A possibility to predict of average accident rate change by RNN shown. Accuracy of results can be improved by consider of low and high level of accidents rate and other, mainly natural, factors.

———————— ♦ ————————

ФОРМИРОВАНИЕ ВОЛОКОННЫХ РЕШЕТОК ПОКАЗАТЕЛЯ ПРЕЛОМЛЕНИЯ УЛЬТРАКОРОТКИМИ ЛАЗЕРНЫМИ ИМПУЛЬСАМИ ДЛЯ СЕНСОРНЫХ УСТРОЙСТВ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ СОСТОЯНИЯ ОБЪЕКТОВ И ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ

[1*]Черников А.С., [1]Кочуев Д.А., [1]Хорьков К.С., [1]Давыдов Н.Н., [1]Прокошев В.Г., [1,2]Черников Р.С.
[1]Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, *an4ny.che@gmail.com
[2]Федеральное казенное образовательное учреждение высшего образования «Владимирский юридический институт Федеральной службы исполнения наказаний», г. Владимир

Ключевые слова: лазерный импульс, волоконный, контроль, окружающая среда

Аннотация. В статье описывается изготовление волоконных брэгговских решеток (FBG) третьего порядка в одномодовом оптическом волокне (SMF-28e +) через полимерное покрытие с использованием линейного метода с помощью ультракоротких лазерных импульсов. Вписанные FBG имеют приемлемые спектральные характеристики и могут использоваться в качестве чувствительных элементов для сенсорных устройств для мониторинга состояния объектов и окружающей среды.

Технологии измерения физических параметров, основанные на применении разнообразных оптоволоконных устройств, являются одной из наиболее быстроразвивающихся областей прикладной оптики.

Самое широкое применение получили волоконные решетки показателя преломления – волоконные брэгговские решетки (ВБР) представляющие собой участок оптического волокна (ОВ), в котором сформирована продольная периодическая структура с периодом Λ [1]. Сформированные волоконные решетки показателя преломления выступают в качестве чувствительного элемента сенсорных устройств. Особенностью ВБР как оптического элемента является то, что при прохождении через ОВ с записанной решеткой, излучение частично или полностью будет отражено от нее на резонансной длине волны. Внешнее воздействие, приложенное к ОВ с записанной в нём ВБР, приводит к изменениям его геометрических параметров (период решетки Λ) и/или показателя преломления, что в свою очередь вызывает сдвиг резонансной длины волны и приводят к изменениям параметров (фазы, интенсивности, поляризации) распространяющегося в волокне сигнала.

Наличие чувствительности или нечувствительности решетки к характерному виду воздействия, позволяет использовать их в качестве чувствительных элементов сенсорных устройств, измеряющих различные физические параметры: температуру, давление, деформацию, перемещение и т.д.

Используя ВБР, удаётся создавать датчики физических величин, удовлетворяющие противоречивым требованиям: малые габариты и масса, возможность работы в критических условиях (высокие температуры, агрессивные среды и пр.), нечувствительными к внешним электромагнитным помехам, полная пожаро- и взрывобезопасность, кроме того возможность мультиплексирования позволяет организовывать и объединять в единую систему мониторинга большое количества датчиков. Благодаря этим уникальным свойствам они широко используются в решении различных научных и практических задач, в которых необходимо производить измерения различных физических параметров в сфере мониторинга и осуществления контроля над состоянием объектов и окружающей среды.

В настоящее время основными методами записи ВБР являются: метод фазовой маски, интерферометрический метод, метод пошаговой записи. Выбор технологии записи определяется прежде всего требованиями к записываемой решётке. При этом физические механизмы, отвечающие за модификацию показателя преломления оптической среды ОВ существенно различаются, а получившиеся ВБР обладают различными свойствами и характеристиками.

Особое внимание стоит уделить записи ВБР фемтосекундным лазерным излучением. За счет высокой интенсивности ультракоротких импульсов проявляются такие механизмы взаимодействия излучения с высокопрозрачной средой, как многофотонное поглощение и ударная ионизация. При этом происходит необратимое изменение показателя преломления без механического разрушения материала. Данным методом удаётся производить запись в волокнах без увеличения их фоточувствительности, путём сильного легирования сердцевины, а также в ОВ с чисто кварцевой сердцевиной [2]. Появляется возможность записи ВБР непосредственно через защитную оболочку. Записанные таким способом ВБР обладают высокими прочностными характеристиками и высокой термостойкостью.

В последнее десятилетие большое внимания уделяется технологии изготовления ВБР, используя фемтосекундные лазерные источники излучения. Данная технология подразумевает модификацию показателя преломления среды в объеме светонесущей сердцевины оптического волокна воздействием ультракоротких лазерных импульсов. В ходе прямой записи фемтосекундными лазерными импульсами, волоконная решетка показателя преломления, состоящая из множества отдельных модифицированных областей, разделенных заданным периодом, формируется путем перемещения ОВ в процессе записи при помощи системы позиционирования. К преимуществам данной технологии можно отнести возможность гибкого изменения параметров записываемых решеток, а именно: период, протяженность, возможность изготовления решеток с линейно изменяемым периодом (чирпированные ВБР), что в свою очередь позволяет гибко изменять спектральных характеристики записанных ВБР.

Для изготовления ВБР в качестве источника излучения была использована фемтосекундная Yb:KGW-лазерная система (длина волны – 1029 нм, частота следования импульсов 10 кГц, длительность импульса – 280 фс). В качестве фокусирующей оптики использовался ×100 объектив с высокой числовой апертурой NA = 0.7. Во экспериментах по записи ВБР использовалось стандартное одномодовое ОВ Corning SMF-28e+ с акрилатным защитным покрытием, при этом изготовление ВБР осуществлялось непосредственно через защитную полимерную оболочку, т.е. в данном случае отсутствовала необходимость в выполнении процедуры снятия защитной оболочки, что является несомненным преимуществом. Позиционирование и перемещение образца (волокно) в плоскости X-Y осуществляется с помощью прецизионной двухкоординатной платформы. Движение по оси Z осуществлялось с помощью прецизионного моторизованного привода. Для выставления корректного положение плоскостности образца было использовано устройство угловой коррекции, это в свою очередь необходимо для обеспечения равномерной модификации среды по всей длине записываемой ВБР. Чтобы компенсировать влияние геометрии поверхности ОВ на процесс фокусировки, волокно устанавливалось между двумя пластинами из плавленого кварца, пространство между которыми заполнялось иммерсионной жидкостью (1,4729) с показателем преломления, приблизительно равным показателю преломления волокна, таким образом, что геометрия поверхности образца, представленного на пути распространения сфокусированного лазерного излучения становилась плоской [3].

Экспериментальная схема, применяемая для изготовления ВБР фемтосекундным лазерным излучением представлена на рисунке 1.

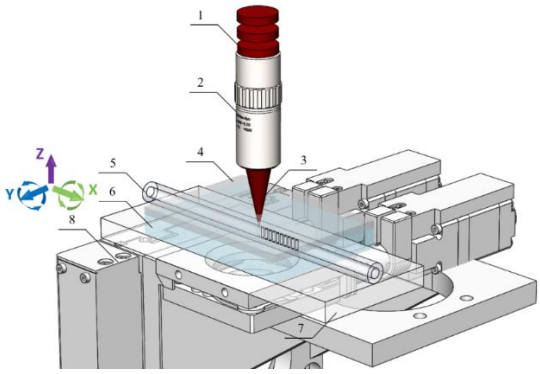


Рисунок 1 – Экспериментальная схема изготовления ВБР фемтосекундным лазерным излучением: 1 – фемтосекундное лазерное излучение; 2 – фокусирующая объектив; 3 - сфокусированное излучение; 4 – кварцевая пластина; 5 – оптическое волокно; 6 – иммерсионная жидкость; 7 – кварцевая пластина; 8 – X-Y-Z система позиционирования.

Данная экспериментальная схема позволяет формировать ВБР методами поточечной и построчной записи фемтосекундным лазерным излучением. Запись осуществлялась при энергии лазерных импульсов E = 150 нДж, при таком воздействии модифицируемая область полностью пересекает светонесущую сердцевину ОВ в плоскости Z, при этом диаметр каждого отдельной вписанной области, с модифицированным показателем преломления составлял 0,8 мкм, что, в свою очередь, позволяет изготавливать ВБР второго и более высоких дифракционного порядка с периодом $\Lambda \sim 1$ мкм и выше с отсутствием перекрытия областей. Исходя из линейных размеров изготовленных структур, период ВБР выбирался с учетом второго и третьего дифракционных порядков. На рисунке 2 представлены изображения ВБР третьего дифракционного порядка $\Lambda = 1{,}605$ мкм, изготовленных методом построчной записи фемтосекундным лазерным излучением (протяженность 4 мм).

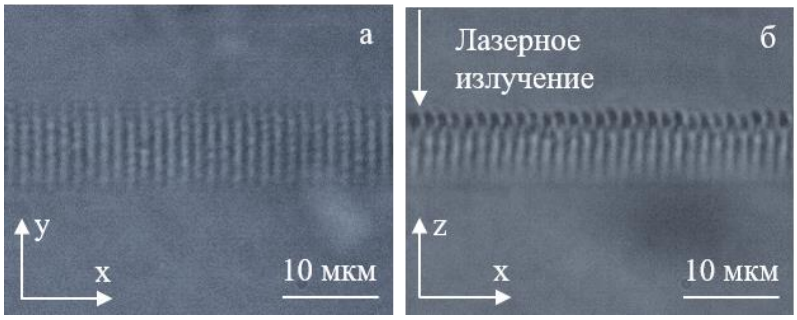


Рисунок 2 – Изображения записанных ВБР третьего дифракционного порядка ($\Lambda = 1{,}605$ мкм): а – вид сверху; б – вид сбоку.

При использовании метода построчной записи скорость движения системы позиционирования во время лазерного воздействия составляла 80 мкм/с, а скорость перемещения при выключенном излучении 400 мкм/с, длина каждой строки составляла 10 мкм.

Спектральные характеристики записанных ВБР были измерены с помощью оптического модуля опроса датчиков (оптический интеррогатор). Спектр отражения ВБР третьего дифракционного порядка представлен на рисунке 3 (протяженность решетки 4 мм).

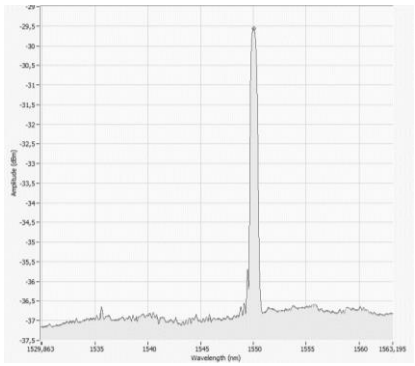


Рисунок 3 – Спектр отражения ВБР.

На рисунке 3 видно наличие одного ярко выраженного пика отражения на резонансной длине волны 1550 нм, побочные пики отсутствуют, что говорит о хорошем качестве записанной решетки.

Учитывая тот факт, что внешнее воздействие (температура, различного рода нагрузки и т.д.) на волокно с записанной решеткой приводит к изменению ее оптических и механических свойств (показатель преломления, период), что напрямую сказывается на спектральных характеристиках (смещение резонансной длины волны). Данная особенность позволяет использовать ВБР как основной элемент волоконно-оптических датчиков для измерения различных физических параметров. Измеряя изначальный спектр отражения ВБР и изменившейся из-за внешнего воздействия на решетку спектр отражения, можно определить величину смещения резонансной длины волны, следовательно, и значения измеряемых физических параметров (температура, деформация, и др.). Благодаря ряду уникальных свойств, использование точечных волоконно-оптических датчиков на основе решеток показателя преломления позволяет осуществлять комплексный мониторинг состояния объектов и окружающей среды с высокой точностью и возможностью работы в агрессивных средах, а также в неблагоприятных условиях.

В ходе данной работ были изготовлены ВБР третьего дифракционного порядка в стандартном одномодовом ОВ методом построчной записи фемтосекундным лазерным излучением через защитное полимерное покрытие. Используемый подход позволяет производить запись ВБР второго и более высоких дифракционных порядков. Изготовленные решетки обладают приемлемыми спектральными характеристиками и могут быть использованы в качестве чувствительных элементов сенсорных устройств, применяемых для осуществления мониторинга параметров состояния объектов и окружающей среды.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования РФ (№075-03-2020-046/1 от 17.03.2020, госзадание ВлГУ ГБ-1187/20).

Библиографический список

1. Васильев, С.А., Волоконные решетки показателя преломления и их применение / С.А. Васильев, О.И. Медведков, И.Г. Королев, А.С. Божков, А.С. Курков, Е.М. Дианов // Квантовая электроника. – 2005. – Т.35. – № 12. – С. 1085–1103.

2. Варжель С.В., Волоконные брэгговские решетки // СПб: Университет ИТМО. – 2015. – 65 с.

3. A. S. Chernikov, K. S. Khorkov, D. A. Kochuev, R. V. Chkalov, V. G. Prokoshev, and N. N. Davydov, Line-by-line fiber Bragg grating fabrication by femtosecond laser radiation, In Journal of Physics: Conference Series. 1164 (2019) 012015.

FABRICATION OF REFRACTIVE INDEX FIBER GRATINGS BY ULTRASHORT LASER PULSES FOR SENSOR DEVICES FOR MONITORING THE STATE OF OBJECTS CONDITION AND ENVIRONMENT

[1*]Chernikov A.S., [1]Kochuev D.A., [1]Khorkov K.S., [1]Davydov N.N., [1]Prokoshev V.G., [1,2]Chernikov R.S.
[1]Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, Vladimir, *an4ny.che@gmail.com
[2]Vladimir Law Institute of the Federal Penitentiary Service, Vladimir

Keywords: laser pulse, fiber, control, environment

Annotation. The article describes fabrication of third-order fiber Bragg gratings (FBGs) in single-mode optical fiber (SMF-28e+) through the polymer coating using line-by-line method by ultrashort laser pulses. Inscribed FBGs have acceptable spectral characteristics and can be used as sensitive elements for sensor devices for monitoring the state of objects condition and environment.

ВЛИЯНИЕ МОЩНОСТИ ДОЗЫ ЭЛЕКТРОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ЭНЕРГИЕЙ 1 МэВ НА СОДЕРЖАНИЕ БАКТЕРИЙ В ОХЛАЖДЕННОЙ ИНДЕЙКЕ

[1,2]Черняев А.П., [1]Близнюк У.А., [1]Борщеговская П.Ю., [3]Гордонова И.К., [1]Ипатова В.С.,
[1]Леонтьев В.А., [3]Никитина З.К., [1]Студеникин Ф.Р., [1]Шинкарев О.В., [2]Юров Д.С.
[1]Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, физический факультет, Москва,
[2]Научно-исследовательский институт ядерной физики им. Д.В. Скобельцына, Москва,
[3]Всероссийский научно-исследовательский институт лекарственных и ароматических растений, Москва,
uabliznyuk@gmail.com

Ключевые слова: радиационная обработка, ускоренные электроны, мясо индейки, мощность дозы, микробиологические параметры

Аннотация. Статья посвящена изучению влияния физических параметров радиационной обработки электронным излучением с энергией 1 МэВ, таких, как доза и мощность дозы, на концентрацию микроорганизмов в мясе охлажденной индейки.

Качество и безопасность пищевой продукции оказывают огромное влияние на здоровье человека. Из-за несоблюдения санитарных норм и условий транспортировки продукты питания могут являться источником патогенных бактерий и микроорганизмов, вызывающих различные заболевания, а в некоторых случаях и эпидемии [1].

Существуют различные типы обработки (термические, химические), позволяющие предотвратить размножение патогенов, приводящих к порче продукции, и, тем самым, увеличивающие ее сроки хранения. Однако, добавление консервантов, фумигантов и других химических препаратов потенциально может вызывать различные типы заболеваний.

Радиационные технологии с успехом зарекомендовали себя во многих сферах промышленности как эффективный и экологически безопасный метод обработки широкого спектра продукции и материалов. Обработка продуктов питания ионизирующим излучением позволяет не только продлить их сроки хранения путем подавления размножения бактерий и микроорганизмов, но и в некоторых случаях полностью стерилизовать пищевую продукцию. К примеру, дозы до 1 кГр позволяют контролировать заражение паразитами зерновых культур, обработка в дозах 2-3 кГр способствуют увеличению сроков хранения мяса и рыбы, а дозы свыше 6 кГр полностью стерилизуют большинство видов пищевой продукции [2-3].

При использовании радиационной обработки наиболее важно подобрать физические параметры, а именно энергию и тип излучения; диапазон доз, необходимый для достижения целей обработки; мощность дозы; методику облучения. Воздействие в дозах, выходящих за «рабочий диапазон», может либо не привести к достаточному подавлению патогенов, либо значительно изменить качество продукта (нарушение структурной целостности, изменение органолептических и физико-химических свойств). Также важную роль играет методика облучения (энергия и тип частиц, мощность излучения, схема обработки продуктов со сложной геометрией и достаточно сильной неоднородностью по химическому составу). Например, неправильное геометрическое распределение потока частиц по объему продукта может привести к «переоблучению» некоторых его частей. Некорректно подобранный тип излучения может оказать эффект только на поверхность объекта, не достигнув достаточного ингибирования микрофлоры по всему объему образца. Таким образом, изучение воздействий различных параметров обработки ионизирующим излучением на биологические, физико-химические и органолептические свойства пищевой продукции являются актуальным [4 8].

Данная работа описывает исследование влияния мощности дозы электронного излучения с энергией 1 МэВ на концентрацию микроорганизмов в мясе птицы.

В качестве объекта исследования использовалось охлажденное мясо индейки. Образцы массой (0.3 ± 0.05) г, помещенные в стерильные пробирки объемом 2 мл, облучались на ускорителе электронов непрерывного действия УЭЛР-1-25-Т-001 с энергией 1 МэВ и средней мощностью пучка 25 кВт. Во время эксперимента образцы облучались с двух противоположных сторон для достижения равномерности облучения.

Компьютерное моделирование с использованием программного кода GEANT 4 было выполнено для оценки дозы, поглощенной образцами с учетом технических характеристик ускорителя, методики облучения, а также геометрии образцов. Все эксперименты проводились при температуре 18 °C. Мощность дозы облучения варьировали изменением значений тока пучка электронов, которые менялись в диапазоне от 60 нА до 6 мкА. В ходе каждого сеанса облучения измерялось значение заряда, поглощенного пластиной, на которой располагались опытные образцы, после чего рассчитывалась итоговая поглощенная доза.

Мощность дозы, поглощенной образцами, составляла 1 Гр/с, 10 Гр/с и 100 Гр/с. В таблице 1 указаны величины среднего значения заряда, поглощенного пластиной, а также соответствующие ему времена облучения образцов, ток пучка и рассчитанные значения доз, поглощенных образцами. Погрешность в определении заряда, поглощенного подложкой, составляла не более 3 %.

Таблица 1 - Параметры облучения охлажденной индейки

N	$t_{exposure}$ (сек)		*I* (нА)	*Q* (нКл)		*D* (кГр)
	1 сторона	2 сторона		1 сторона	2 сторона	
P = 1 (Гр/сек)						
1	1427 ± 1	1433 ± 1	60	76100 ± 2280	75990 ± 2270	3 ± 0.1
2	974 ± 1	909 ± 1	60	5 2200 ± 1560	51990 ± 1550	2 ± 0.08
3	475 ± 1	478 ± 1	60	26000 ± 780	26300 ± 780	1 ± 0.04
4	128 ± 1	126 ± 1	60	6490 ± 190	6480 ± 190	0.25 ± 0.01
P = 10 (Гр/сек)						
5	139 ± 1	144 ± 1	600	76200 ± 2280	75940 ± 2270	3 ± 0.1
6	115 ± 1	110 ± 1	600	52100 ± 1550	52400 ± 1570	2 ± 0.08
7	56 ± 1	55 ± 1	600	26200 ± 780	26180 ± 780	1 ± 0.04
8	12 ± 1	12 ± 1	600	6550 ± 210	6670 ± 200	0.25 ± 0.01
P = 100 (Гр/сек)						
9	15 ± 1	16 ± 1	6000	77260 ± 2310	77300 ± 2310	3 ± 0.1
10	12 ± 1	12 ± 1	6000	50600 ± 1510	52900 ± 1580	2 ± 0.08
11	5 ± 1	5 ± 1	6000	26600 ± 790	26060 ± 780	1 ± 0.04
12	1 ± 0.5	1 ± 0.5	6000	7100 ± 210	7030 ± 200	0.25 ± 0.01

Все образцы облучались в дозах 0.25 кГр, 0.5 кГр, 1 кГр, 2 кГр и 3 кГр. После облучения куски мяса индейки гомогенизировали и разбавляли в физиологическом растворе в соотношении 1:3. Концентрация жизнеспособных клеток измерялась в КОЕ/г в облученных и необлученных образцах через 3 дня после обработки.

На рисунке 1 представлена зависимость концентрации жизнеспособных клеток в мясе охлажденной индейки от дозы облучения при различной мощности дозы.

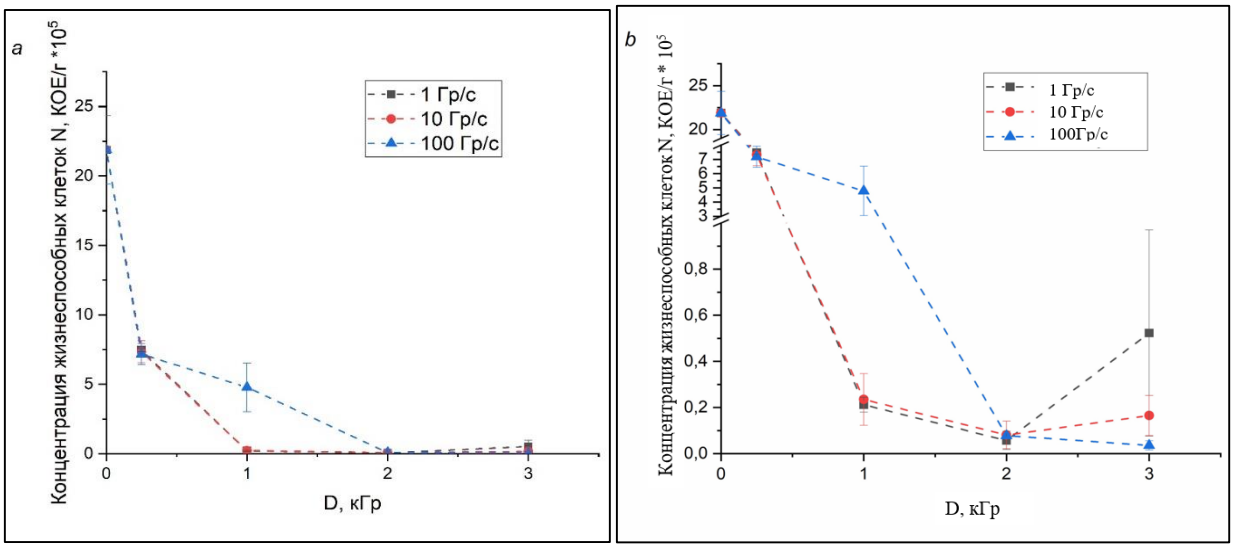


Рисунок 1 – Зависимость концентрации жизнеспособных клеток в мясе охлажденной индейки от дозы облучения при обработке ускоренными электронами с мощностями дозы 1 Гр/с, 10 Гр/с и 100 Гр/с

Как видно из рисунка 1, с увеличением дозы уменьшается количество жизнеспособных клеток в образцах. Интерес представляет зависимость количества клеток от мощности дозы. Для наглядности представлен рис.1 (б) с разрывом по оси *y*. Из рисунка 1 видно, что у образцов, облученных в дозах 0.25 кГр и 1 кГр, наблюдалось большее подавление патогенной микрофлоры при мощности дозы 1 Гр/с и 10 Гр/с по сравнению с мощностью дозы 100 Гр/с. При облучении в дозе 3 кГр наблюдалось более эффективное подавление микроорганизмов в мясе индейки при мощности дозы 100 Гр/с. При облучении в дозе 2 кГр микробиологические показатели образцов практически совпадали при различных мощностях дозы.

Таким образом, микробиологические показатели охлажденного мяса индейки после воздействия на него электронного излучения с энергией 1 МэВ с мощностями доз 1 Гр/с, 10 Гр/с, 100 Гр/с показали нелинейную зависимость эффекта от мощности дозы излучения. При облучении в дозах 0.25 кГр и 1 кГр более эффективно подавляло микрофлору мяса птицы электронное облучение с мощностью дозы 1-10 Гр/с. При воздействии в дозе 3 кГр более сильное снижение количества бактерий наблюдалось при мощности дозы 100 Гр/с по сравнению с 1 Гр/с и 10 Гр/с.

Библиографический список

1. Зайцева Н.В., Тутельян В.А., Шур П.З., Хотимченко С.А., Шевелева С.А. // Гигиена и санитария. 2014. Т.93. № 5. С. 70-74.
2. Ершов Б.Г. Радиационные технологии: возможности, состояние и перспективы применения // Вестник РАН. 2013. Т. 83. № 10. 885 с.
3. Черняев А.П. Радиационные технологии. Наука. Народное хозяйство. Медицина // Москва: Книжный дом «Университет». 2018. 310 с.
4. CAC, 2003. CODEX STAN 106-1983, Rev.1-2003. Codex Alimentarius Commission. General Standard for Irradiated Foods // Codex Alimentarius. 2003. FAO/WHO, Rome.
5. Statement Summarizing the Conclusions and Recommendations from the Opinions on the Safety of Irradiation of Food adopted by the BIOHAZ and CEF Panels. European Food Safety Authority. EFSA Journal. 2011. 9(4): 2107. 57 p.
6. Oraei M., Motallebi A., Hoseini E. // International Journal of Food Science and Technology. 2012. V. 47. № 5. P. 977–984.
7. Bliznyuk U.A., Avdyukhina V.M., Borchegovskaya P.Yu., Rozanov V.V., Studenikin F.R., Chernyaev A.P., Yurov D.S. // Bull. Russ. Acad. Sci.: Phys. 2018. V. 82. P. 740–744.
8. Avdyukhina V.M., Bliznyuk U.A., Borchegovskaya P.Yu., Buslenko A.V., Ilyushin A.S., Kondratieva E.G., Krusanov G.A., Levin I.S., Sinitsyn A.P., Studenikin F.R., Chernyeav A.P. // Mosc. Univ. Phys. Bull. 2018. V. 73. P. 334–338.

INFLUENCE OF DOSE-RATE CAUSED BY 1 MeV ELECTRON BEAM ON TOTAL QUANTITY OF MICROORGANISMS IN CHILLED TURKEY

[1,2]Chernyaev A.P., [1]Bliznyuk U.A., [1]Borchegovskaya P.Yu., [3]Gordonova I.K., [1]Ipatova V.S.,
[1]Leontiev V.A., [3]Nikitina Z.K., [1]Studenikin F.R., [1]Shinkarev O.V., [2]Yurov D.S.
[1]Lomonosov Moscow State University, Moscow,
[2]Skobeltsyn Institute of Nuclear Physics Lomonosov Moscow State University, Moscow,
[3]Russian Research Institute of Medical and Aromatic Plants, Moscow,
uabliznyuk@gmail.com

Keywords: irradiation treatment, accelerated electrons, turkey meat, dose rate, microbiological parameters

Annotation. The increase in shelf life of products without a negative impact on the quality of the foodstuff is a current topic of researchers across the globe. Considering that traditional treatment methods include the use of different chemicals, preservatives and supplements which can potentially inflict harm on human health, the global community of scientists tends to adhere to alternative methods such as irradiation treatment.

This study is to research the impact of the dose-rate caused by 1 MeV electrons at different doses on the microbiology of chilled turkey.

Cube turkey meat samples weighing (0.3 ± 0.05) g placed in 2 ml Eppendorf plastic tubes were used to determine microbiological parameters after irradiation. The samples were irradiated with the doses ranging from 0.25 kGy to 3 kGy. The control samples were under the same conditions as the samples exposed to ionizing radiation.

1 MeV accelerator allowed to change the beam current to simulate different dose rates. Dose rate was determined as (1 ± 0.04) Gy/sec, (10 ± 0.03) Gy/sec and (100 ± 3) Gy/sec.

The study shows the nonlinear dependence of microorganisms in chilled turkey irradiated with 1 MeV accelerated electrons in the range from 0.25 kGy to 3 kGy on the dose rate.

Irradiation with the doses of up to 1 kGy represents a more significant decrease in total quantity of bacteria in turkey meat treated with the dose rate of 1 Gy/sec and 10 Gy/sec. In contrast, irradiation with the doses exceeding 3 kGy shows a more considerable decrease in the amount of bacteria at a dose rate of 100 Gy/sec.

Microbiological parameters of the samples irradiated with 2 kGy coincide within a statistical margin of error at all dose rates.

According to the previous research, irradiation method using accelerated electrons with the doses from 1 kGy to 2 kGy with the dose-rates ranging from 1 Gy/sec to 10 Gy/sec has proved to be efficient in bacterial growth inhibition and don't affect organoleptic properties of treated turkey.

———————— ♦ ————————

ФОРМИРОВАНИЕ ИНТЕРФЕЙСОВ НАНОАНТЕНН ПОСРЕДСТВОМ СЕЛЕКТИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ АБЛЯЦИИ ТОНКОПЛЕНОЧНЫХ ПОКРЫТИЙ

[1]Чкалов Р.В., [1]Кочуев Д.А., [1]Васильченкова Д.Г., [2]Покрышкин Н.С.
[1]Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых, г. Владимир,
[2]НИЯУ МИФИ, г. Москва,
j.larenax@gmail.com

Ключевые слова: оптические антенны, бикомпонентные структуры, наноантенны

Аннотация. Работа посвящена проблеме создания интерфейсов металлических наноантенн для задач быстрого прототипирования биомедицинских сенсоров и сенсоров контроля окружающей среды высокого разрешения. Представлена технология формирования топологии микро- и наноразмерных элементов методом селективной лазерной абляции тонкопленочных покрытий. Показана возможность использования фемтосекундного лазерного комплекса для быстрой апробации различных геометрических конфигураций интерфейсов оптических антенн.

Наноантенны являются оптическим эквивалентом классических антенн, используемых для приема и передачи информации на радио- и микроволновых частотах. Подобно радиочастотным антеннам, наноантенны способны эффективно преобразовывать оптическое излучение в сильно локализованные поля (приемные антенны), и осуществлять обратную трансформацию (передающие антенны).

Характерной особенностью подобных антенн является способность усиливать фотофизические явления. Данное свойство, в частности, делает наноантенны чрезвычайно перспективными элементами для применения в оптоплазмонике для решения задач генерации поверхностных плазмон-поляритонов (ППП). Подобные антенны представляют собой двухкомпонентную структуру, включающую в себя диэлектрическую подложку, покрытую тонкой металлической пленкой.

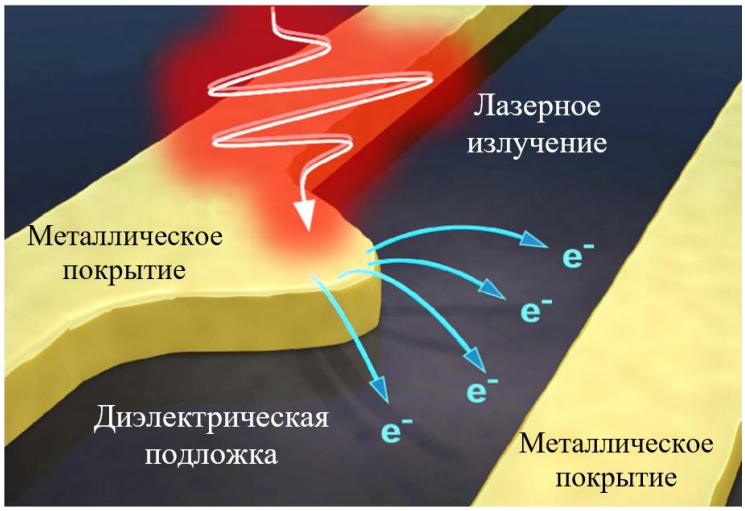


Рисунок 1 – Принцип функционирования оптической антенны

Поверхностные плазмоны генерируются в результате взаимодействия света подходящей частоты с электронами проводящей поверхности на границе раздела металл / диэлектрик, что заставляет электроны колебаться в резонансе со световой волной, и приводит к образованию электромагнитного поля, распространяющегося вдоль поверхности до полного затухания в материале (Рис.1). Величина напряженности электрического поля антенны напрямую зависит от типа используемого металла, пространственной геометрии, ширины зазора между наноструктурами, радиуса кривизны поверхности. Таким образом, изменение параметров интерфейсов антенн позволяет управлять положением частот, на которых наблюдаются максимум усиления напряженности локального поля, а также их амплитуды.

В настоящий момент опубликован ряд научных работ, описывающих успешное использование элементов наносхем на базе ППП для выполнения задач классических электронных схем, таких как передача информации и логические вычисления [1,2]. Подобные элементы доказали способность функционирования в диапазоне длин волн, включая ИК-область спектра, что позволяет использовать их как для широкополосной передачи сигналов, так и для интеграции в кремниевые микросхемы. Принимая во внимание многообразие источников и детекторов сильно локализованных полей (группы атомов, молекул, люминисцентные клетки, квантовые точки и т.д.), можно утверждать, что область практической применимости наноантенн в ближайшей перспективе является соизмеримой с их классическими аналогами. В настоящее время наноантенны уже успешно применяются в ближнепольной микроскопии, спектроскопии комбинационного рассеяния. Чрезвычайно эффективным является использование подобных наноразмерных структур в качестве биомедицинских сенсоров и сенсоров контроля окружающей среды высокого разрешения [3].

Существует множество методов микро- и наноразмерных технологий получения и обработки тонкопленочных элементов. Неоспоримым достоинством тонкопленочных технологий является их гибкость, выражающаяся в возможности подбора материалов с оптимальными характеристиками и получения практически любой требуемой конфигурации элементов. При этом допуски, с которыми выдерживаются отдельные параметры, могут достигать единиц процентов.

Для формирования топологии проводящего, резистивного или диэлектрического слоев тонкопленочных элементов наиболее активно применяются следующие методы: масочный (материал покрытия напыляют на подложку через съемные маски) и фотолитографический (пленку наносят на всю поверхность подложки, после чего вытравливают с определенных участков). Несмотря на достаточно высокую эффективность традиционных методов, данные технологические подходы обладают весьма существенными недостатками, главным из которых является необходимость использования шаблонов. Сложность и большая длительность процесса создания шаблонов, многоступенчатость операций обработки делают подобный подход неприменимым для быстрого изготовления и апробации различных геометрических конфигураций элементов, в особенности наноразмерных порядков.

Ввиду вышесказанного, наиболее актуальным решением задачи получения элементов наносхем, в частности наноантенн, является применение технологии фемтосекундной лазерной записи для формирования топологической структуры элементов на поверхности подложки (Рис.2). В отличие от импульсов большей длительности, где основными механизмами являются тепловое испарение и взрывное вскипание, для фемтосекундного излучения важными составляющими становятся десорбция возбужденных частиц с поверхности мишени, нелинейное поглощение, развитие лавинной ионизации, неравновесное электронное и колебательное возбуждение вещества мишени, а также эффекты, связанные с перегревом вещества выше термодинамической точки. Характерными особенностями воздействия лазерных импульсов длительностью менее пикосекунд являются сверхбыстрая передача энергии излучения обрабатываемому материалу и чрезвычайно низкий отвод тепла из зоны воздействия, что позволяет заведомо минимизировать возникновение

термических искажений. Данные условия позволяют использовать для удаления участков материала значительно меньшую среднюю мощность излучения и энергию импульсов, ввиду локализации в строго ограниченной области лазерного пятна. Таким образом, технология селективной лазерной абляции ультракороткими импульсами предлагает превосходное решение для прецизионной управляемой обработки тонкопленочных покрытий и формирования микро- и наноразмерных элементов.

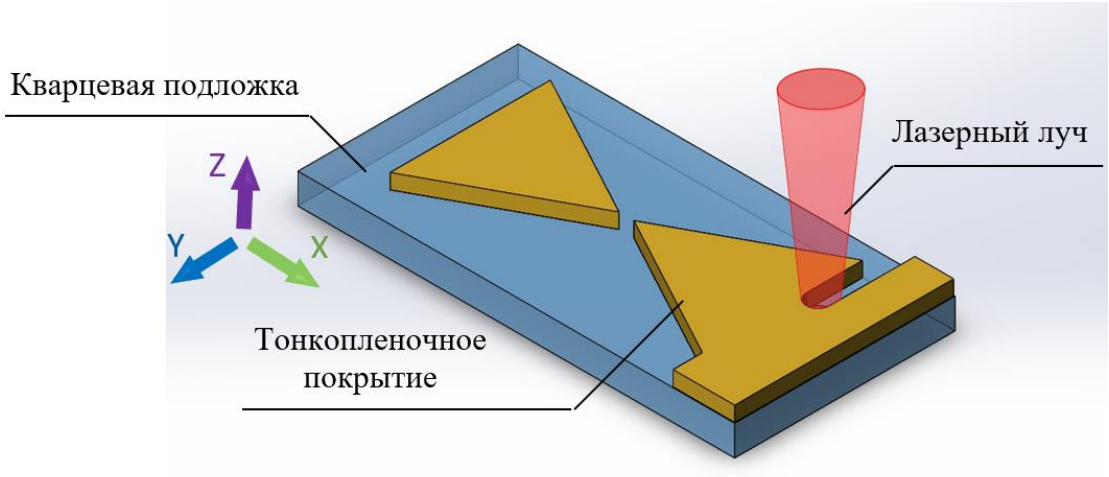


Рисунок 2 – Формирование интерфейса наноантенны методом селективной лазерной абляции

Отработка методики формирования тонкопленочных наноразмерных элементов осуществляется при помощи аппаратно-программного комплекса фемтосекундной лазерной микрообработки (Рис.3), работающего под управлением программного обеспечения собственной разработки. Установка основана на Yb:KGW лазерной системе, длина волны излучения λ = 1030 нм (с возможностью работы на второй (λ = 515 нм) и четвертой (λ = 257 нм) гармониках), максимальная частота следования импульсов f = 10 кГц, энергия в импульсе E ≈ 150 мкДж, длительность импульса τ ≈ 280 фс. Комплекс оснащен нанопозиционной системой перемещения образцов Aerotech ANT130-XY (диапазон перемещения 110 мм, минимальный инкремент движения 1 нм, точность выставления для протяженности рабочей области ±250 нм), что позволяет добиться чрезвычайно высокого разрешения пространственного позиционирования, необходимого для записи геометрически сложных структур. Система была апробирована на примере выполнения задач селективной лазерной абляции тонкопленочных покрытий [4].

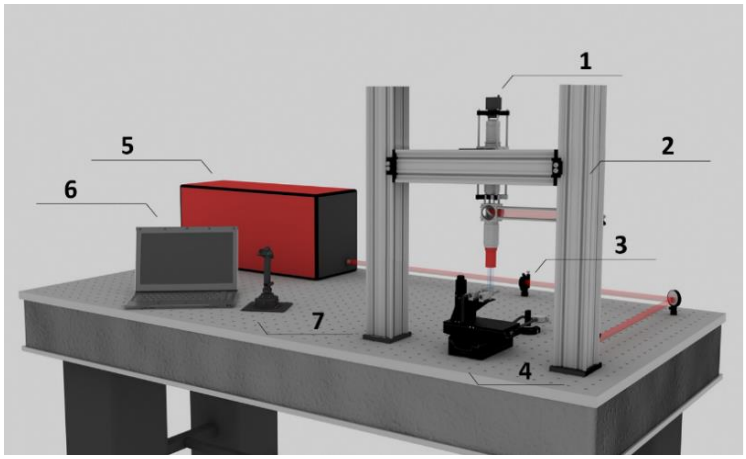


Рисунок 3 – Комплекс фемтосекундной лазерной микрообработки: 1 – камера, 2 – портально-перископическая система, 3 – поляризационный ослабитель, 4 – система пространственного позиционирования, 5 – фемтосекундный лазер, 6 – ПК, 7 – джойстик

Представленная установка позволяет формировать как базовые типы интерфейсов плазмонных наноантенн (с плоским оконечником, с конусным оконечником, «галстук-бабочка»), так и комбинированные экспериментальные интерфейсы сложной геометрии (Рис.4). Отдельные геометрические параметры элементов могут достигать нанометрового порядка. Так, в работах [5,6] продемонстрирована возможность получения структур размеров значительно меньших дифракционного предела оптического диапазона излучения обработки.

В качестве материала проводящего слоя подложки используются следующие виды металлов: золото, серебро, медь. Исследования характеристик, формируемых наноразмерных структур осуществляются методами растровой электронной и атомно-силовой микроскопии.

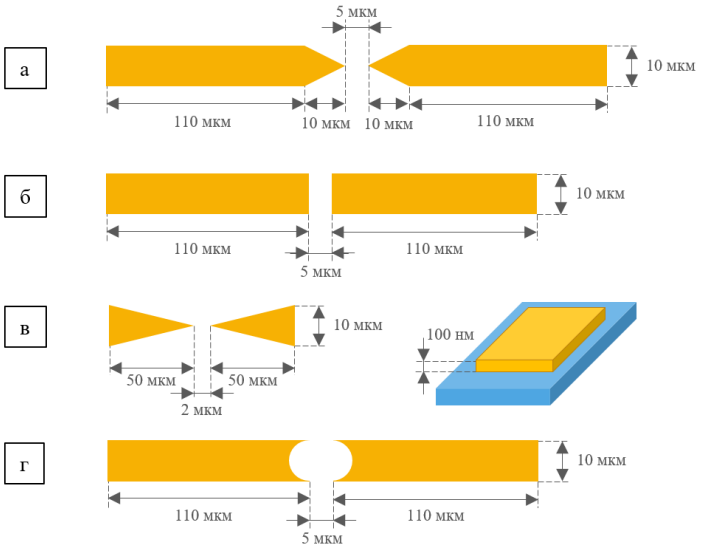


Рисунок 4 – Интерфейсы плазмонных наноантенн: а – с конусным оконечником; б – с плоским оконечником; в – «галстук-бабочка»; г – интерфейс экспериментальной геометрии

Использование ультракоротких лазерных импульсов в качестве инструмента для селективного удаления участков тонкопленочных покрытий предлагает уникальный подход для быстрого прототипирования и апробации различных геометрических конфигураций интерфейсов оптических антенн. Правильно подобранный режим воздействия позволяет избежать физического и термического повреждения прилегающей поверхности, а также недопустить изменения морфологии диэлектрической подложки.

Библиографический список

1. Huang W. et al. Versatile visual logic operations based on plasmonic switching in label-free molybdenum oxide nanomaterials //Analytical chemistry. – 2018. – Т. 90. – №. 3. – С. 2384-2388.

2. Yarahmadi M., Moravvej-Farshi M. K., Yousefi L. Subwavelength graphene-based plasmonic THz switches and logic gates //IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology. – 2015. – Т. 5. – №. 5. – С. 725-731.

3. Yesilkoy F. et al. Phase-sensitive plasmonic biosensor using a portable and large field-of-view interferometric microarray imager //Light: Science & Applications. – 2018. – Т. 7. – №. 2. – С. 17152-17152.

4. Chkalov R. V. et al. Femtosecond laser-induced formation of low-dimensional thin-films elements //Journal of Physics: Conference Series. – IOP Publishing, 2019. – Т. 1164. – №. 1. – С. 012009.

5. Kuchmizhak A. A. et al. Multi-beam pulsed-laser patterning of plasmonic films using broadband diffractive optical elements //Optics letters. – 2017. – Т. 42. – №. 14. – С. 2838-2841.

6. Wang A. et al. Mask- free patterning of high- conductivity metal nanowires in open air by spatially modulated femtosecond laser pulses //Advanced Materials. – 2015. – Т. 27. – №. 40. – С. 6238-6243.

FORMATION OF NANOANTENNAS INTERFACES BY SELECTIVE LASER ABLATION OF THIN-FILM COATINGS

[1]Chkalov R.V., [1]Kochuev D.A., [1]Vasilchenkova D.G., [2]Pokryshkin N.S.
[1]Vladimir State University, Vladimir,
[2]NRNU MEPhI, Moscow,
j.larenax@gmail.com

Keywords: optical antennas, bicomponent structures, nanoantennas

Annotation. The work is devoted to the problem of creating interfaces of metallic nanoantennas for rapid prototyping of biomedical and environmental control sensors of high-resolution. The technology of micro- and nanoscale elements topology formation by the method of selective laser ablation of thin-film coatings is described. The possibility of using the femtosecond laser complex for rapid prototyping of various geometric configurations of optical antennas interfaces is shown.

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ВЕТРОЭНЕРГОУСТАНОВКИ С ВЕРТИКАЛЬНОЙ ОСЬЮ ВРАЩЕНИЯ ДЛЯ ВОЗДУШНОЙ СРЕДЫ И ГИДРОСФЕРЫ КАК АЛЬТЕРНАТИВНЫЙ ВАРИАНТ УГЛЕРОДНОЙ ЭНЕРГЕТИКЕ

Орлов Ю.А., Арефьев Е.В., Орлов Д.Ю.
Владимирский государственный университет имени А.Г.Столетова и Н.Г.Столетова, г. Владимир

Ключевые слова: ветроэнергоустановки, ось вращения, гидвросфера

Аннотация. Ветроэнергетические установки (ВЭУ) с горизонтальной осью вращения широко используются в США, Китае, Канаде, Японии, Германии и других высокоразвитых странах. В пользу развития альтернативных источников энергии высказались такие страны как Германия и Япония, которые отказались от использования ядерной энергетики.

Из имеющихся публикаций, Британское министерство транспорта всерьез рассматривает вопрос перенесения запрета на продажу бензиновых и дизельных автомобилей с 2040 на 2035 год, т.е. через 15 лет. Уже сейчас в Норвегии половина машин это электрокары или гибриды [4].

Концерн Daimler решил прекратить инвестиции в разработку ДВС и концентрируется на электрических технологиях. Аналогичные решения принимаются в концернах Volkswagen и компании Volgo [5].

По принципу действия большинство конструкций с горизонтальной осью вращения используют подъемную силу (рисунок 1), а некоторые конструкции силу сопротивления (рисунок 3).

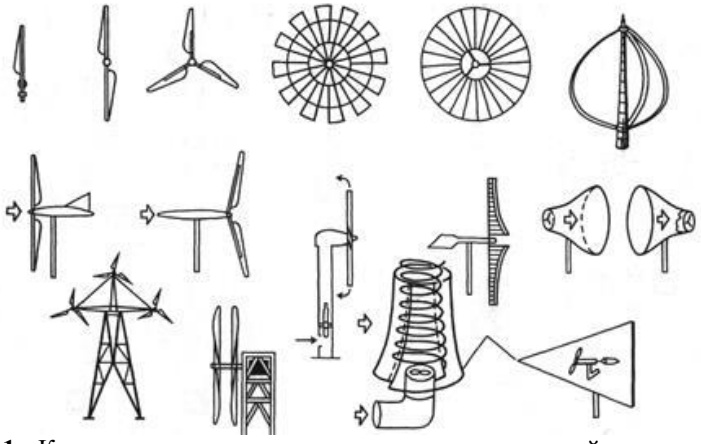


Рисунок 1 - Конструкция ветрогенераторов с горизонтальной осью вращения

Как видно из рисунка, число лопастей в ветроколесах может изменяться от одной до пятидесяти.

Недостатком конструкций ветрогенераторов с горизонтальной осью вращения является наличие дополнительного устройства для ориентации на направление ветра, который в ветрогенераторах большой мощности устраняется путем ориентации с помощью электроники.

Другим существенным недостатком ВЭУ большой мощности, является наличие экологических проблем, когда от вращающихся лопастей ВЭУ в Германии ежегодно гибнут десятки тысяч птиц. Кроме того наличие звуковых колебаний более 100 дБА приводит к миграции не только птиц, но и людского населения. Там, где построены гигантские ветроустановки с громадными мачтами и ветроколесами, шум неблагоприятно воздействует не только на природу, но и на организм человека. [4], [5].

Конструктивно для работы ВЭУ с горизонтальной осью вращения необходима мачта высотой от 5 метров до 100 метров. Зависимость мощности ВЭУ от высоты мачты и диаметра колеса показана на рисунок 2.

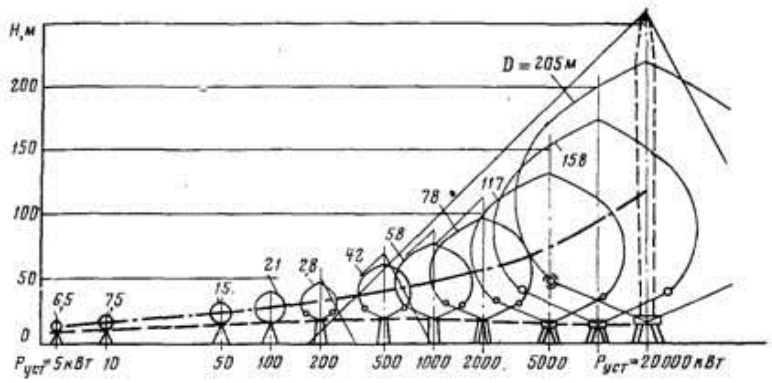


Рисунок 2 - Зависимость мощности ВЭУ от высоты мачты диаметра колеса

В технических характеристиках на выпускаемые серийно в России ветроустановки, например, ВЭУ-1/2.6 с диаметром ветрового колеса *D=2,6м,* заявлено, что при скорости ветра *3 м/с* можно получить *0,03 кВт* электрической мощности, а при устойчивой скорости ветра 10 м/с электрическая мощность может возрасти до *1 кВт*. [3]

Цена такой установки в полной комплектации с генератором, контроллером, 9 метровой мачтой, аккумулятором, кабелем и инвертором составляет *40 тыс. рублей* [3]. Если учесть, что энергопотребление среднего коттеджного дома составляет 5 *кВт·ч* в день, а тарифная плата за электроэнергию *4 руб/кВт·ч,* срок окупаемости такой электроустановки составит 5 лет.

Чрезмерно высокая цена и большие сроки окупаемости ВЭУ средней и большой мощности является главным препятствием для потенциальных покупателей.

По данным голландских производителей ВЭУ, срок окупаемости иностранных конструкций может составлять 15-16 лет. Существуют также дополнительные затраты связанные с техническим обслуживанием, которые для установок мощностью *200 кВт* могут составлять 10 тыс. долларов в год.

Покупка такой ВЭУ импортного производства для российских промышленников явно не привлекательна в силу вышеуказанных причин.

С точки зрения импортозамещения для российских условий нужны недорогие ВЭУ со сроком окупаемости 2-3 года, технологичные в производстве и простые в обслуживании.

Альтернативными решением существующих проблем может быть применение ветрогенераторов с вертикальной осью вращения, показанные на рисунок 3.

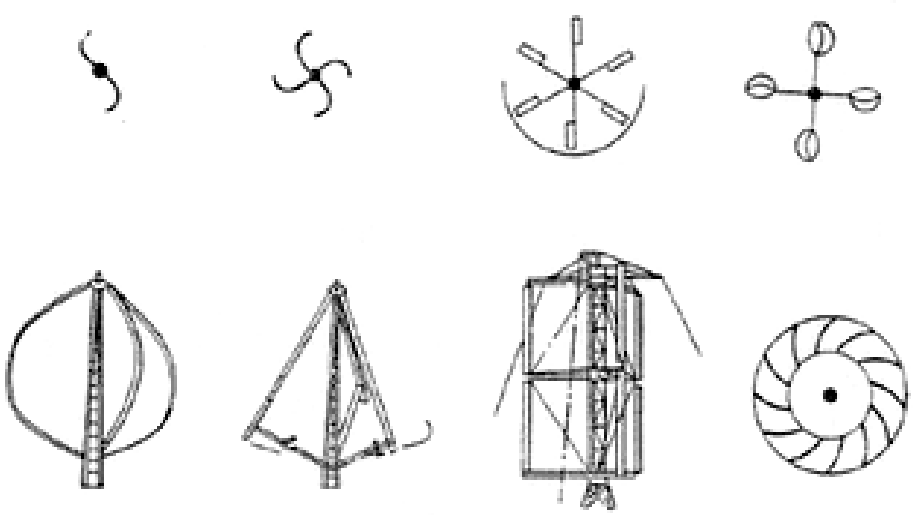


Рисунок 3 - Конструкция ветрогенераторов с вертикальной осью

Такие конструкции имеют важные технологические преимущества перед ВЭУ с горизонтальным расположением ОСИ:

1. отпадает необходимость в устройствах для ориентации на ветер;
2. упрощается и облегчается конструкция ввиду уменьшения гироскопических нагрузок в лопастях большого диаметра;
3. ветрогенераторы можно устанавливать на плоских кровлях зданий любого назначения от жилых до промышленных, а также школах, больницах, кинотеатрах, гаражах и т.д.;
4. для установки подобных ВЭУ не требуется выделение дополнительных земель для размещения ветропарков;
5. конструкция генератора, мультипликатора, контроллера и накопителя энергии может располагаться внутри здания, а лопасти и мачта снаружи здания;
6. к.п.д. такой установки теоретически может быть выше 50%, что не достижимо для ВЭУ с горизонтальной осью вращения.
7. простые в обслуживании, нет необходимости использовать подъемники или краны для ремонта;
8. нет затенения.

Принцип работы ветрогенераторов, разработанных во Владимирском государственном университете, изложена в патентах на изобретение № 2432494 и № 2484294. [1], [2]

Схема выполнения таких устройств показана на рисунок 4.

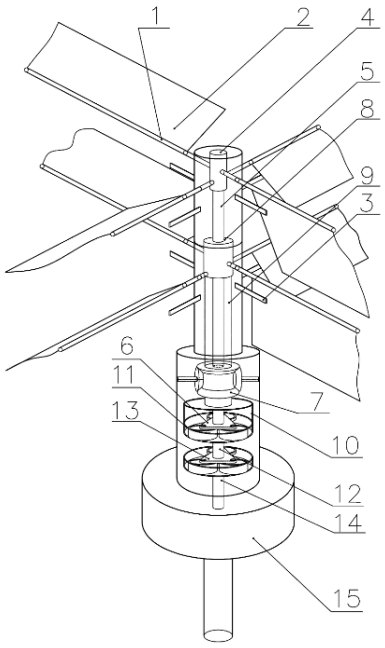


Рисунок 4 - Устройство ветроустановки

Принцип работы такого устройства основан на использовании силы сопротивления потоку набегающего воздуха.

Поток воздуха воздействует на поворотные лопасти (2), расположенных крестообразно на махах (1), снабженных ограничителями от осевого перемещения. Одна из каждой пары лопастей, разворачиваясь под воздействием потока воздуха, доходит до упора (3) с амортизаторами, а противоположная лопасть занимает в это время положение вдоль потока воздуха. При этом воздушный поток, воздействующий на лопасти (2) создает вращающий момент, под действием которого начинают вращаться оголовки (4) и (8), и соединенные соответственно с ними вертикальный вал (5) и трубчатый вал (9). Вертикальный вал (5) передает вращение через предохранительную муфту и муфту обгона (на чертеже не указаны) на водило (6), а с трубчатого вала (9) через конический редуктор (боковые шестерни конического редуктора установлены в стаканах на подшипниках) с ведомой шестерни (7), трубчатый вал (10), муфту предохранительную, муфту обгона (на чертеже не указаны) – на эпицикл (11) верхнего (первого) планетарного ряда. Суммарная увеличенная скорость с солнечной шестерни (12) поступает на водило (13) второго ряда и увеличенная скорость с солнечной шестерни (14) второго ряда поступает через эластичную муфту на электрогенератор 15, двухрядный планетарный ускоритель снабжен муфтой-тормозом.

Экспериментальные исследования установки в условиях с малоэтажными постройками и высотными домами населенного пункта на крыше здания высотой *2,5 м* при скорости ветра *3 м/с* и диаметре лопастей *2,0 м* с генератором на постоянных магнитах разработки в Научно-исследовательском проектно-конструкторском технологическом институте электромашиностроения (ВНИПТИЭМ) показали выработку мощности *0,03 кВт.*

Ежедневная выработка энергии при скорости ветра *V=10 м/с* с увеличением высоты здания до *20 м* позволит получить мощность *1 кВт*, что достаточно для бесплатного электроснабжения на освещение одно-двухкомнатной квартиры городского типа и другие бытовые нужды в течении суток. Очень важно, что принцип работы устройства позволяет объединить энергию водной среды и ветра в одной установке. Например ее можно установить на морской или речной платформе с использованием энергии воды и ветра.

ВЭУ подобного типа в силу простоты конструкции достаточно низкой себестоимости изготовления и эксплуатации могут быть использованы для обеспечения электроэнергией объектов с малым энергопотреблением.

Могут быть удобны в применении для питания автономных объектов, таких как маяки, метеостанции, системы наблюдения и сбора данных, освещение населенных пунктов и дворовых территорий жилых зданий в тепличных комбинатах, фермерских хозяйствах, кемпингах и придорожных учреждениях социально-бытового обслуживания.

Учитывая постоянный рост тарифов на потребление электроэнергии в РФ, особенно для промышленных нужд создание простых в производстве и обслуживании универсальных ВЭУ российского производства представляется весьма перспективным для потребителей из малого и среднего бизнеса, а также различных слоев населения, как в экономическом, так и экологическом аспектах.

Придет время через 2-3 десятилетия мир откажется от загрязняющих атмосферу углеводородов, а перейдет на экологически чистые источники энергии.

Библиографический список

1. Патент на изобретение № 2484294 от 10.06.2013 г. Соколов Ю.С., Орлов Ю.А., Максимов И.В.
2. Патент на изобретение № 2432494 от 27.10.2011 г. Соколов Ю.С., Орлов Ю.А., Максимов И.В.
3. Материалы сайта Powerinfo [Электронный ресурс]. – URL: http:// electroveter.ru/ (дата обращения: 12.01.2020).
4. Материалы сайта Powerinfo [Электронный ресурс]. – URL: http:// www.powerinfo.ru/ (дата обращения: 12.01.2020).
5. Материалы сайта Kodges [Электронный ресурс]. – URL: http:// www.kodges.ru/ (дата обращения: 12.01.2020).

DEVELOPMENT AND RESEARCH OF A WIND TURBINE WITH A VERTICAL AXIS OF ROTATION FOR THE AIR AND HYDROSPHERES AS AN ALTERNATIVE TO CARBON ENERGY

Orlov Yu.A., Arefiev E.V., Orlov D.Y.
Vladimir State University named after A.G. Stoletov and N.G. Stoletov, Vladimir

Keywords: wind power plants, rotation axis, hydrosphere

Annotation. Wind turbines with a horizontal axis of rotation are widely used in the USA, China, Canada, Japan, Germany and other highly developed countries. In favor of the development of alternative energy sources, countries such as Germany and Japan spoke out that abandoned the use of nuclear energy.

From the available publications, the British Department of Transportation is seriously considering moving the ban on the sale of gasoline and diesel cars from 2040 to 2035, i.e. in 15 years. Already in Norway, half of the cars are electric cars or hybrids [4].

———————— ♦ ————————

ОКИСЛЕНИЕ КАТЕХОЛА ИММОБИЛИЗОВАННЫМИ КЛЕТКАМИ АКТИНОБАКТЕРИЙ RHODOCOCCUS QINGSHENGII GLMm1

Кувичкина Т.Н., Капаруллина Е.Н., Доронина Н.В., Решетилов А.Н.
Федеральный исследовательский центр, «Пущинский научный центр биологических исследований Российской академии наук», Институт биохимии и физиологии микроорганизмов им. Г.К. Скрябина г. Пущино. E-mail: kuv@ibpm.pushchino.ru

Ключевые слова: Rhodococcus qingshengii, окисление, катехол, биосенсор амперометрический, кислородный электрод

Аннотация. Недавно из глины Мертвого моря нами выделен штамм. Он охарактеризован как Rhdococcus qingshengii Gl Mm 1. Показано, что новый изолят может быть использован в качестве биорецептора лабораторной модели амперометрического биосенсора для определения катехола.

Производное фенола - катехол–(пирокатехи́н, 1,2-дигидроксибензол, орто-диоксибензол) впервые выделен в 1839 году химиком из Германии Х. Рейншем при сухой перегонке экстракта катехина, полученного из акации катеху. Катехол используется для получения адреналина (медпрепарат), ализарина (служит преимущественно в производстве полиграфических и художественных красок), гваякола (производство душистых веществ: ванилина, санталидола, эвгенола и изоэвгенола; лекарственных препаратов папаверина и фтивазида; является отдушкой в пищевой и парфюмерной промышленности). Катехол относится к аллергенам, а также имеет мутагенные и канцерогенные свойства, способен вызывать сильное раздражение кожи и дерматиты [1]. Существует методы определения катехола: капиллярный зонный электрофорез и ВЭЖХ-УФ [2], которые требуют сложного и дорогостоящего оборудования.

Альтернативным методом определения катехола является микробный биосенсор, так как он обладает высокой чувствительностью и простотой конструкции. Кроме того, для анализа необходим меньший объем пробы. Микроорганизмы деструкторы катехола обладают системой ферментов, окисляющих катехол с потреблением молекулярного кислорода. Потребление кислорода деструкторами позволяет применять их в качестве биорецепторов амперометрических биосенсоров, где в качестве преобразователя используется кислородный электрод типа Кларка. Известно, что аэробные бактерии деструкторы могут быть биорецепторами амперометрического биосенсора, регистрирующего сигналы на введение в кювету катехола и/или фенола [3,4,5].

Цель данной работы – исследование окисления катехола штаммом *Rhodococcus qingshengii* GLMm1 биоосенсорным методом.

Штамм GLMm1 выделили из глины Мертвого моря на среде 5/5. На основании секвенирования гена 16S рРНК исследуемый штамм принадлежал виду *Rhodococcus qingshengii* JCM15477^{T}, поскольку имел 100% сходство с типовой культурой. Для изучения биосенсорным методом биомассу (конец экспоненциальной фазы роста) отделяли центрифугированием, дважды промывали калий-фосфатным буфером. Суспензию клеток

использовали для иммобилизации. Иммобилизованные клетки (ИмК) получали методом физической адсорбции на носителе (хроматографическая стеклобумага GF/A). В качестве преобразователя использовали кислородный электрод Кларка. Регистрируемым параметром являлась максимальная скорость изменения выходного сигнала dI/dt (нА/с), связанная пропорциональной зависимостью со скоростью изменения концентрации потребленного кислорода в измеряемом водном образце.

Для измерения pH-зависимости использовали 50 мМ калий-фосфатный буфер в диапазоне значений pH 5,7-10,9. Максимальный ответ ИмК штамма *Rh. qingshengii* GLMm1 наблюдали при pH 6,5. Калий-фосфатный буфер с таким значением pH использовали в дальнейших экспериментах. Далее изучили зависимость ответов распознающего элемента от ионной силы в диапазоне от 25 до 500 мМ NaCl. Показано, что штамм *Rh.qingshengii* GLMm1 выдерживал высокие концентрации соли до 500 мМ NaCl, что, вероятно, связано с источником выделения штамма. На рисунке 1 представлена градуировочная зависимость ответов биосенсора на основе *Rh. qingshengii* GLMm1 от концентрации катехола. Показано, что скорость окисления катехола повышалась по мере повышения его концентрации. Нижний предел определения составил 10 мкМ катехола. Оценку субстратной специфичности биорецептора на основе *Rh. qingshengii* GLMm1 проводили по следующим субстратам: катехол, фруктоза, L(-)-арабит, D-глюкоза, D-сорбит, D(+)-целлобиоза, метиламин, диметиламин. На рисунке 2 представлена субстратная специфичность и показано, что наибольшие соизмеримые ответы наблюдали для катехола, фруктозы. Время анализа пробы с отмывкой биорецептора составляло 20 мин. Долговременная стабильность биорецептора с ИмК *Rh. qingshengii* GLMm1 при хранении электрода в при +4 С в 50 мМ калий-фосфатном буферном растворе pH 6,5 составляла 12 суток.

Таким образом, показано, что новый штамм *Rh. qingshengii* GLMm1, может быть использован как основа биосенсора для определения катехола.

Библиографический список

1. Новый справочник химика и технолога. Радиоактивные вещества. Вредные вещества. Гигиенические нормативы / Редкол.: Москвин А. В. и др. СПб.: АНО НПО «Профессионал», 2004.1142 с.

2. Тищенко Е.А., Ципко Т.Г., Воронова О.Б. Электрофоретическое определение соединений фенольной природы в растворимом кофе // Аналитика и контроль. 2018.Т. 22, № 2 С. 197-205.

3. Xu J.-L., He J., Wang Z.-C., Wang K., Li W.-J., Tang S.-K., Li S.-P. *Rhodococcus qingshengii* sp. nov., a carbendazim-degtading bacterium // International Journal of Systematic and Evolutionary Microbiology. 2007. V. 57. P. 2754-2757.

4. Макаренко А. А., Безвербная И.П., Кошелева И.А., Кувичкина Т.Н., Ильясов П.В., Решетилов А.Н. Бактерии из почв месторождений Западной Сибири как основа биосенсоров для определения фенола// Прикл. биохим. микробиол. 2002. Т. 38. № 1. С. 29-34.

5. Кувичкина Т.Н., Носулич В.Е., Капаруллина Е.Н, Доронина Н.В., А.А. Макаренко, А.Н. Решетилов Подход к поиску и выделению микроорганизмов деструкторов фенола// Материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Экология родного края: проблемы и пути их решения» г. Киров 16-18 апреля 2019 г. С. 242-246.

CATECHOL OXIDATION BY IMMOBILIZED CELLS OF ACTINOBACTERIA RHODOCOCCUS QINGSHENGII GLMm1

Kuvichkina T.N., Kaparullina E.N., Doronina N.V., Reshetilov A.N.
Federal Research Center, "Pushchino Scientific Center for Biological Research of the Russian Academy of Sciences", G.K. Scriabin Institute of Biochemistry and Physiology of Microorganisms of Russian Academy of Sciences, Pushchino. E-mail: kuv@ibpm.pushchino.ru

Keywords: Rhodococcus qingshengii, oxidation, catechol, amperometric biosensor, oxygen electrode.

Annotation. Recently, we isolated a strain from clay of the Dead Sea. It is characterized as Rhdococcus qingshengii Gl Mm 1. It is shown that the new isolate can be used as a bioreceptor in a laboratory model of an amperometric biosensor for determining catechol.

ЭЛЕКТРОДИНАМИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ОБСТАНОВКИ В ГОРОДЕ

Гаврилов В.М.
Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, г. Владимир, valerian.gavrilov@ mail.ru

Ключевые слова: компьютерное моделирование, ПО «FEKO», зона городской застройки, уровень напряженности поля

Аннотация. С помощью программы «FEKO» [1], [2], проведен электродинамический расчет распределения поля в зоне городской застройки, представленной трехмерной компьютерной моделью. Показана возможность оценки электромагнитной обстановки для выявления участков с уровнями поля превышающими санитарно допустимые нормы.

Прогнозирование уровней напряженности поля в зоне городской застройки является важным этапом оценки функциональных возможностей радиотехнических средств связи и вещания, экологических и санитарных исследований. Вероятностные методы расчета и моделирования, электромагнитных полей в условиях города достаточно хорошо известны и отработаны для сетей ТВ и ОВЧ ЧМ вещания [1]. Однако развитие теории и практики современных СВЧ средств связи стимулирует поиск новых более точных моделей, лучше соответствующих реальным условиям. В работе рассматривается расчет электромагнитного поля в городских условиях методом физической оптики. При этом на поверхностях сложной формы, включающих особенности типа клин, плавно изогнутая поверхность, острие и т. п. использовался метод краевых волн. Окружающее пространство при этом полагается однородным. Расчеты осуществлены с помощью программы *FEKO v5.5*. [2]. Исследования проводились на частоте 28 ГГц. Трехмерная модель рельефа и застройки микрорайона приведены на рисунке 1.

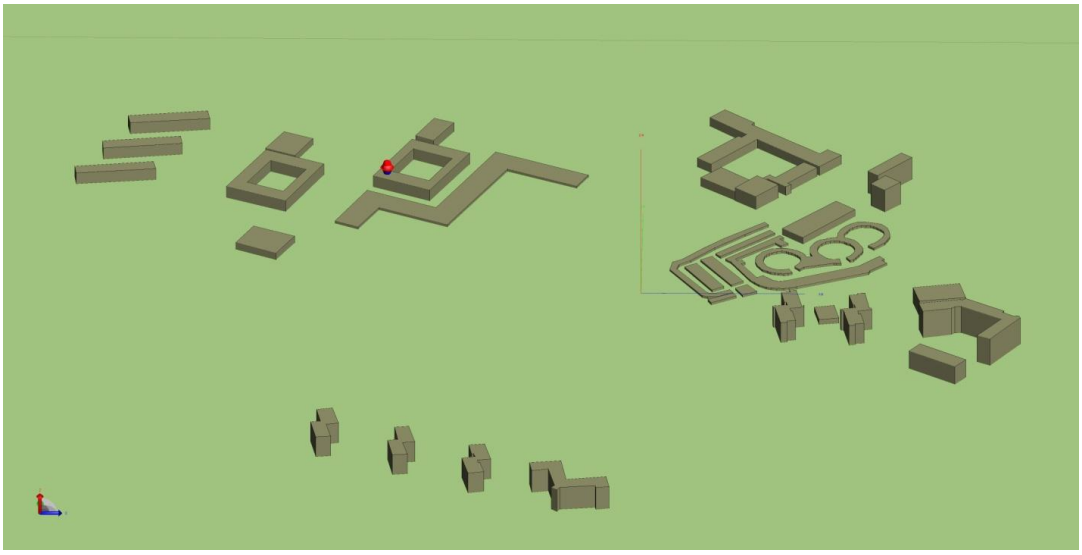


Рисунок 1 - Трехмерная модель рельефа и застройки микрорайона.

Параметры земной поверхности задавались значениями: ε=15, tgδ=0,06. Все строения полагались выполненными из бетона:ε=4.5, tgδ=0.15, и, сохраняя внешнюю форму зданий и сооружений, считались монолитными. Каждое здание описывалось комбинацией плоских поверхностей и линейных кромок. В качестве передающей антенны использовался полуволновый вибратор, согласованный на частоте 28 ГГц не хуже КСВ< 1.5. Вертикально ориентированный вибратор располагался в точке 1: на внешней кромке плоской крыши кольцевого корпуса высотой 15 метров с подвесом над поверхностью крыши 8 м. Мощность излучения задавалась равной 10 Вт. Распределение поля вычислялось в плоскости ХОУ расположенной над земной поверхностью на высоте 1м. Координаты излучателя на плоскости Х=-310 м, У=270 м. Результирующее поле в расчетных точках определялось суммой переотраженных и дифрагированных волн, возникающих на вертикальных и горизонтальных изломах. Полагалось, что пространственное затухание электромагнитных волн зависит только от расстояния до источника и обусловлено рассеянием волн в свободном пространстве.

На рисунке 2 приведено распределение электромагнитного поля в микрорайоне. Слева на рисунке приведена цветовая шкала интенсивности поля. Представленные результаты наглядно иллюстрируют экранирующее действие строений, а также дифракционные эффекты, обуславливающие появление поля в области тени. На рисунках 3 и 4 показаны зависимость поля от расстояния в двух ортогональных плоскостях параллельных *xOz* и *yOz* и проходящих через ось симметрии антенны.

Дифракционно сложный характер композиции естественных и искусственных объектов в области формирования электромагнитного поля приводят к образованию сравнимых по интенсивности переотраженных и дифрагированных волн. И, как следствие, к сильно осциллирующему по амплитуде распределению поля в микрорайоне.

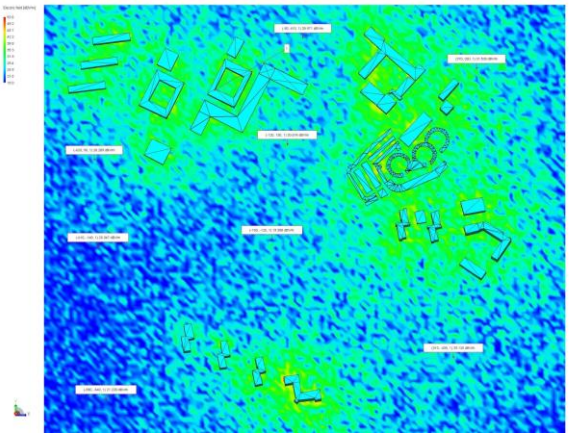


Рисунок 2 - Распределение электромагнитного поля в микрорайоне.

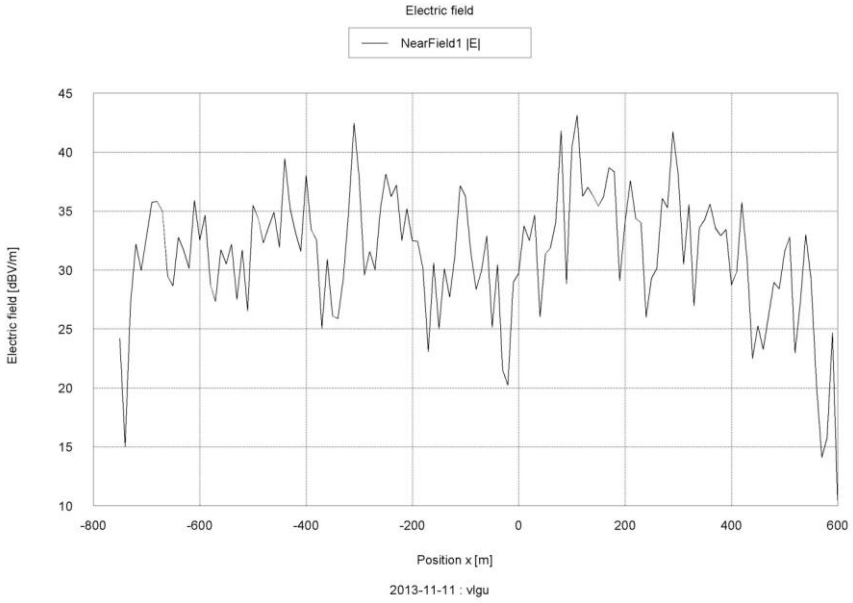


Рисунок 3 - Зависимость поля от расстояния в плоскости *yOz*, проходящей через ось симметрии антенны.

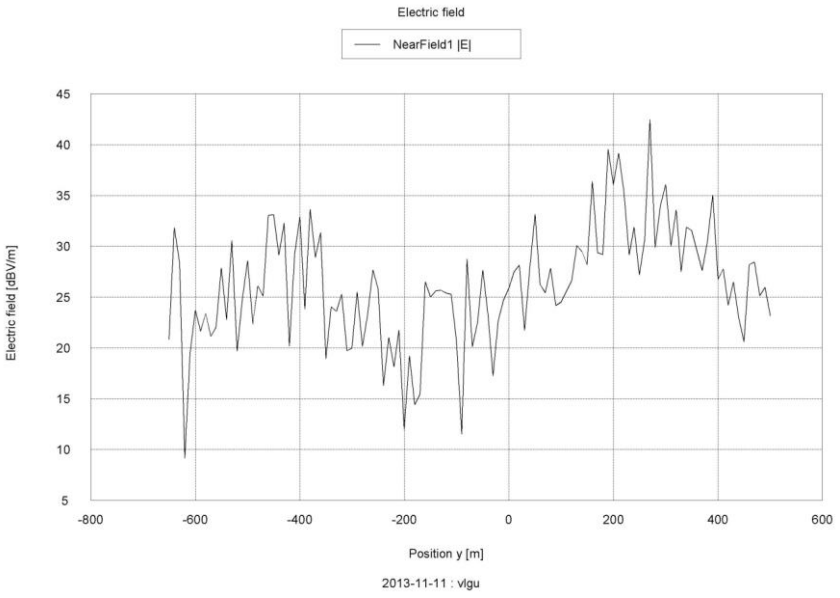


Рисунок 4 - Зависимость поля от расстояния в плоскости *xOz*, проходящей через ось симметрии антенны.

Характер распределения поля позволяет сделать заключение о невозможности в данном случае достоверной априорной оценки распределения поля в зоне городской застройки иначе как путем прямой электродинамической имитации с помощью компьютера на конкретной трехмерной модели городской застройки. Расчеты были выполнены на компьютере с параметрами: процессор *Intel Core I7*, видеокарта *GeForce GTX 210*, ОЗУ 32 ГГб. Длительность вычислений составило более 24 часов. Полученный опыт и результаты моделирования с помощью программы *FEKO* могут быть использованы для экологической оценки при разработке проектов сетей мобильной связи в современных промышленно-развитых центрах.

Библиографический список

1. Локшин М.Г., Шур А.А., Кокорев А.В., Краснощеков Р.А. Сети телевизионного и звукового ОВЧ ЧМ вещания: Книга. - Издательство: Радио и связь, 1988.

2. Банков С.Е., Курушин А.А. Практикум проектирования СВЧ структур с помощью FEKO – М. ЗАО «НПП «Родник», 2009, 200 с.

ELECTRODYNAMIC MODELING OF ELECTROMAGNETIC SITUATION IN THE CITY

Gavrilov V.M.
Vladimir state University named after A.G. and N.G. Stoletov, Vladimir,
valerian.gavrilov@ mail.ru

Keywords: computer modeling, SP "FEKO", a zone of urban development, level of tension of the field

Annotation. By means of the FEKO [1], [2] program, electrodynamic calculation of distribution of the field in a zone of the urban development presented by three-dimensional computer model is carried out. The possibility of assessment of an electromagnetic situation for identification of sites with the field levels exceeding sanitarno admissible norms is shown.

———————— ♦ ————————

СИНДРОМ ДЕФИЦИТА МАГНИТНОГО ПОЛЯ И ЕГО КОРРЕКЦИЯ

Гаврилов В.М.
Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, г. Владимир,
valerian.gavrilov@ mail.ru

Ключевые слова: дефицит магнитного поля, коррекция дефицита магнитного поля, геомагнитное поле, коэффициент ослабления, оценка и нормирование постоянного магнитного поля, постоянные магниты.

Аннотация: в данной статье рассматривается влияние магнитного поля на организм человека: особое внимание уделяется его дефициту, ведущим последствиям и необходимости коррекции.

Естественные магнитные поля сопровождают существование человека и предшествующих живых организмов миллионы лет. На разных временных этапах в зависимости от характера изменений магнитное поле способствовало или угнетало развитие биологического вида. В результате длительного отбора и адаптации появился современный человек, для которого существующие магнитные поля стали не только допустимым фоном, но и не обходимым условием биологического выживания.

В то же время, в теле человека имеется своё магнитное поле, возникающее вследствие протекания крови по сосудам. В разных органах оно может быть различно. В здоровом организме и в нормальных условиях имеется полное соответствие и взаимодействие внешнего и внутреннего магнитных полей.

Резкое усиление внешнего магнитного поля, например, при магнитной буре или в активной геомагнитной зоне всегда отрицательно сказывается на самочувствии человека. Однако избыток магнитного поля – ситуация временная. Более опасным является его постоянный дефицит.

Пятьдесят лет назад известный японский учёный Накагава описал новую болезнь, которой страдает огромное количество людей на Земле, и назвал её «синдромом дефицита магнитного поля человека». Доктор Накагава в результате многочисленных исследований пришёл к выводу, давшему возможность лечения большого количества заболеваний.

Главными проявлениями синдрома являются: общая слабость, повышенная утомляемость, сниженная работоспособность, плохой сон, головная боль, боли в суставах и позвоночнике, патология сердечно-сосудистой системы, гипер- и гипотония, нарушения пищеварения, кожные изменения, проблемы предстательной железы, гинекологические дисфункции и ряд других процессов. Дефицит магнитного поля не является единственной причиной указанных заболеваний, но составляет их весомую часть. Поэтому восстановление нормального магнитного присутствия в органах и системах человека ведёт к устранению важнейшей составной патологической цепочки и устраняет основу заболевания.

Механизм действия магнитного поля на живой организм выглядит следующим образом. В состав крови помимо других многочисленных компонентов входят ионы металлов, поэтому ток крови в сосудах приводит к

образованию вокруг сосудов магнитного поля. Поскольку сосуды снабжают кровью абсолютно все участки тела, то магнитное поле присутствует в организме повсюду. Уменьшение магнитного поля в окружающей среде приводит к нарушению магнитного поля в кровеносной системе, вследствие чего возникает нарушение кровообращения, нарушается транспортировка кислорода и питательных веществ к органам и тканям, что приводит к развитию болезни. Дефицит магнитного поля может вполне соперничать с дефицитом витаминов и минералов по степени вреда наносимого им организму.

Напряженность магнитного поля Земли меняется в значительных пределах и составляют 0,45Э в районе Киева, 0,7Э в приполярных районах и 0,1 – 0,3Э в экваториальном поясе. Средняя величина напряженности магнитного поля на земной поверхности в Европе составляет 0,5Э.

На первом этаже типового железобетонного дома из-за фактора изоляции от земной поверхности напряженность магнитного поля не превышает 0,18Э, а на десятом этаже меньше 0,018Э. В объемах экранированных замкнутой ферромагнитной поверхностью и изолированных от Земли она составляет порядка 0,01Э.

Существующие санитарные правила и нормы устанавливают временно допустимые уровни ослабления геомагнитного поля (ГМП) в производственных условиях. Оценка и нормирование ослабления производится путем определения интенсивности геомагнитного поля внутри помещения и на территории, прилегающей к нему с последующим расчетом коэффициента ослабления ГМП:

$$K_0^{ГМП} = \frac{|H_0|}{|H_B|},$$

где $|H_0|$ – модуль вектора напряженности магнитного поля на прилегающей территории; $|H_B|$ – модуль вектора напряженности магнитного поля на рабочем месте в помещении.

Временно допустимый коэффициент ослабления (ВДО) интенсивности геомагнитного поля на рабочих местах персонала в помещениях в течение смены (8 ч.) не должен превышать 2:

$$K_0^{ГМП} \leq 2.$$

Оценка и нормирование постоянного магнитного поля (ПМП) осуществляется по уровню магнитного поля дифференцированно в зависимости от времени его воздействия за смену для условий общего (на все тело) и локального (кисти рук, предплечья) воздействия.

Уровень ПМП оценивается в единицах напряженности магнитного поля А/м. Предельности допустимые уровни (ПДУ) напряженности ПМП на рабочих местах представлены в таблице 1.

Таблица 1

Время воздействия за рабочий день, минуты	Условия воздействия			
	Общее		Локальное	
	ПДУ напряженности, кА/м	ПДУ магнитной индукции, мТл	ПДУ напряженности, кА/м	ПДУ магнитной индукции, мТл
0 – 10	24	30	40	50
11 – 60	16	20	24	30
61 – 480	8	10	12	15

Из таблицы 1 следует, что оптимальный уровень скорректированного постоянного магнитного поля (0,5Э = 39,79 А/м) можно считать допустимым в помещениях круглосуточного пребывания.

Коррекцию дефицита магнитного поля целесообразно осуществлять в местах длительного пребывания людей (рабочие места, спальные помещения), создавая искусственное магнитное поле с помощью постоянных магнитов. Использование электромагнитов не целесообразно по следующим причинам: в настоящее время действует долговременная федеральная программа на поддержание энергосберегающих технологий, кроме того металлический контур значительных размеров будет оказывать существенное влияние на работу электронных устройств и будет создавать существенно неоднородное магнитное поле.

Современные технологии позволяют создавать постоянные магниты конструктивно удобные для реализации поставленной задачи: тонкие металлические пластины, ферромагнитные пленки на подложке из гибких синтетических материалов.

Таким образом, вопрос, рассматривающий дефицит магнитного поля в организме человека, требует тщательного исследования. Меры по проведению коррекции требуют подробного анализа, в последствии которого необходимо добиться баланса магнитного поля для оптимальной жизнедеятельности человека.

Библиографический список

1 Пресман, А.С. Электромагнитные поля и живая природа / А.С. Пересман. – М.: «Медицина», 1999. 21с.
2 Сейфулла, Р.Д. Магнитное поле Земли и здоровье человека / Р.Д. Сейфулла. – М.: ООО «Самполиграфист», 2013. – 120 с.
3 Улащик, В.С. Введение в основы физической терапии / В.С. Улащик. – М.: «Медицина», 1997. – 238с.
4 Ясногородский, В.Г. Электротерапия / В.Г. Ясногородский. – М.: «Медицина», 1996. – 210 с.

SYNDROME OF DEFICIENCY OF MAGNETIC FIELDS AND ITS CORRECTION

Gavrilov V.M.
Vladimir state University named after A.G. and N.G. Stoletov, Vladimir,
valerian.gavrilov@ mail.ru

Keywords: the deficit of the magnetic field, the correction of deficiency of the magnetic field, geomagnetic field, attenuation coefficient, assessment and rationing a permanent magnetic field, permanent magnet

Annotation. this article discusses the influence of magnetic field on the human body: special attention is given to deficit of the magnetic field, the consequences, arising from these influences, and correction.

———————— ♦ ————————

РАЗРАБОТКА ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ АГРОПРОМЫШЛЕННОГО ПРЕДПРИЯТИЯ НА БАЗЕ ГИС

Жигалов И.Е., Озерова М.И.
Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, г. Владимир,
ikgij@vlsu.ru, ozerovam@rambler.ru

Ключевые слова: ГИС, информационная система, предприятие

Аннотация. Статья посвящена вопросу создания информационных систем агропромышленного предприятия на базе ГИС. Выполнен аналитический обзор подобных систем, выделены основные задачи, которые решают такие системы, рассмотрены технологии создания, которые были применены при разработке информационной системы агропромышленного предприятия на базе ГИС, представлены некоторые результаты.

Агропромышленные предприятия составляют значительную часть производственного сектора экономики страны. Огромная площадь полей, большое количество транспортных средств, многочисленность людей, занятых в сельском хозяйстве определили потребность в разработке качественно новых методов управления земельными ресурсами и сельскохозяйственным производством. Одним из наиболее перспективных направлений повышения эффективности управления сельскохозяйственным производством является использование информационных систем на базе геоинформационных технологий [1].

Географическая информационно-аналитическая система «Управление сельскохозяйственным предприятием» (ГИАС УСХП) [2]. является комплексом программно-технических средств, обеспечивающих автоматизированную обработку технологических данных предприятия, выполнение расчетов и анализ полученной информации. Система функционирует на основе постоянного мониторинга техники предприятия с применением средств GPS/ГЛОНАС навигации.

К типичным функциям систем подобного рода следует отнести:

• мониторинг местоположений технических средств и процесса обработки земельных ресурсов;

• учет земельных ресурсов.

Помимо этих функций, проектируемая система будет иметь дополнительные:

• прогнозирование срока завершения земельных работ;

• учет технических средств и инвентаря.

В создавшихся условиях особая роль отводится современным технологиям мониторинга земель, ведению электронных карт, полученных с помощью космических снимков, навигационных GPS/ГЛОНАСС приборов [3]. Для решения этой задачи, например, в Самаре, разработана Геоинформационная система (ГИС) АПК [4]. Уже сейчас любой из сельхозтоваропроизводителей может обратиться в территориальное управление сельского хозяйства и получить фрагмент карты своих сельхозугодий с указанием четких границ полей, их точной площади. В настоящее время с помощью ГИС АПК можно получать паспорт поля с историей его обработки, сводную ведомость всех земель, обладателем или арендатором которых является сельхозтоваропроизводитель, результаты оценки состояния посевов на полях по данным космической съемки. ГИС Панорама-АГРО [5] позволяет выполнять следующие функции:

• ведение паспортов полей и их геопространственная привязка;

• сбор данных от объектов системы мониторинга, обработка информации и помещение результатов обработки в базу данных;

• визуализация объектов мониторинга и их характеристик на фоне карты;

• определение характеристик отдельных полей;

• учет фактически выполняемых работ.

Данная система имеет модули: «Технико-экономическое планирование», «Оперативное планирование», «Оперативный учет сельскохозяйственных работ», «Оперативный учет сельскохозяйственной продукции», «Финансовый учет», «Бюджетирование». Отраслевой геопортал ФГУП «ГВЦ Минсельхоза России» [6] состоит из следующих модулей:

1. Учет: земель по видам угодий; мелиорируемых земель;неиспользуемых земель; структуры посевных площадей по видам растительности; землепользования.

2. Анализ: пространственное представление и анализ табличных данных; результатов агрохимического и эколого-токсикологического обследования; анализ данных любой семантической сложности на основе SQL; выборки; использование тестовых полигонов и тестовых хозяйств для внедрения технологии распознавания сельскохозяйственных культур на основе данных дистанционного зондирования Земли.

Исходя из проведенного обзора, к типичным функциям систем подобного рода следует отнести:

• мониторинг местоположений технических средств и процесса обработкземельных ресурсов;

• учет земельных ресурсов.

Помимо этих функций, проектируемая система имеет дополнительные:

• прогнозирование срока завершения земельных работ;

• учет технических средств и инвентаря.

При проектировании системы использовался метод отслеживания местоположений технических средств за счет использования технологии GPS [7], на базе собранной информации выполняется контроль процесса обработки земельных ресурсов. Учет земельных ресурсов по данным дистанционного зондирования, картографическим материалам и выборочным наземным обследованиям создаётся векторный слой сельскохозяйственных земель [8]. Для построения вектора сельхозугодий используются космоснимки:

• высокого разрешения (<6м) для определения границ сельхозугодий (используются данные спутников SPOT 5, IRS-P6, Cartosat-1, GeoEye, EROS-A, B, IKONOS, QuickBird);

• многозональные снимки среднего разрешения для определения состояния полей (используются данные спутников: Landsat-5, Formosat-2, LANDSAT-5, DMC-2, IRS-P6).

Векторный слой создается путем оцифровки границ сельхозугодий по космоснимкам. В случае, когда их недостаточно, для уточнения границ используются картографические материалы (топографическая основа, кадастровые планы, схемы землеустройства или похозяйственного планирования). Объектами слоя становятся пахотные земли, представленные отдельными полями, пастбища, сенокосы, залежные земли и многолетние насаждения. Каждому объекту присваиваются атрибутивные данные с информацией об объекте землепользования. По актуальным данным слой регулярно обновляется (рисунок 1).

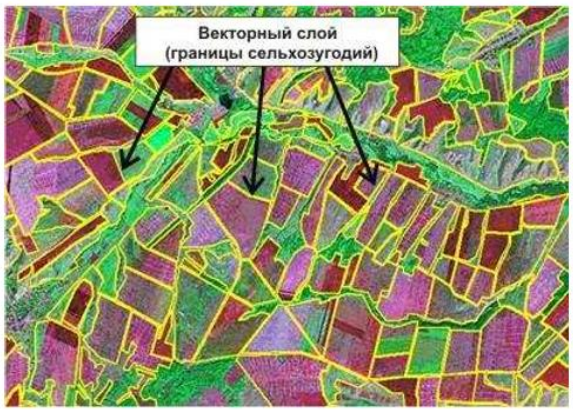


Рисунок 1 - Векторный слой сельскохозяйственных земель

В качестве платформы для разработки системы были выбраны свободная реализация Java Platform [9], Standard Edition — OpenJDK и Java Platform, Enterprise Edition (Java EE), предполагающие использование языка программирования Java. Было решено использовать в качестве платформы для разработки системы Java EE, разумно использовать технологии создания веб-сайтов, которые предлагает эта платформа. Для этих целей Java EE предоставляет технологию Java Servlet, а также ее расширение — технологию JavaServer Pages. Технология Java Servlet предоставляет веб разработчикам простой механизм для расширения функциональности веб-сервера и для доступа к существующим бизнес системам. Сервер можно представить, как апплет, выполняемый на серверной стороне, без интерфейса [10]. JavaServer Pages (JSP) предоставляет упрощенный, быстрый способ разработки динамического веб контента. Технология JSP позволяет быстро разрабатывать веб-ориентированные приложения, являющиеся сервер- и платформонезависимыми [11].

Самый универсальный вид мобильных приложений — MIDlet приложения на платформе Java Platform, Micro Edition. Такие программы поддерживаются как современными, так и устаревшими моделями телефонов.

Поэтому клиентское приложение подсистемы GPS мониторинга реализовано в виде MIDlet. В качестве источника картографических данных был выбран сервис OpenStreetMap — проект, который создает и предоставляет свободные географические данные [12].

Система состоит из двух подсистем:

• подсистема GPS мониторинга служит для сбора данных о местоположениях технических средств;

• основная подсистема решает все остальные задачи.

Основная подсистема и подсистема GPS мониторинга представляют собойклиент-серверные системы, то есть состоят из серверов и ряда клиентов. В подсистеме GPS мониторинга клиенты передают на сервер данные о местоположениях транспортных средств. В основной подсистеме клиенты передают на сервер запросы, по которым сервер возвращает им нужную информацию. Сервер основной подсистемы также взаимодействует с внешним сервисом, отправляяему запросы и получая в ответ необходимые картографические данные.

Основная подсистема и подсистема GPS мониторинга обслуживаются отдельными физическими серверами, которые взаимодействуют с общим сервером баз данных. Клиентская часть основной подсистемы представлена рядом персональных компьютеров, клиентская часть подсистемы GPS мониторинга — мобильные телефоны.

Физическая структура системы приведена на рисунке 2.

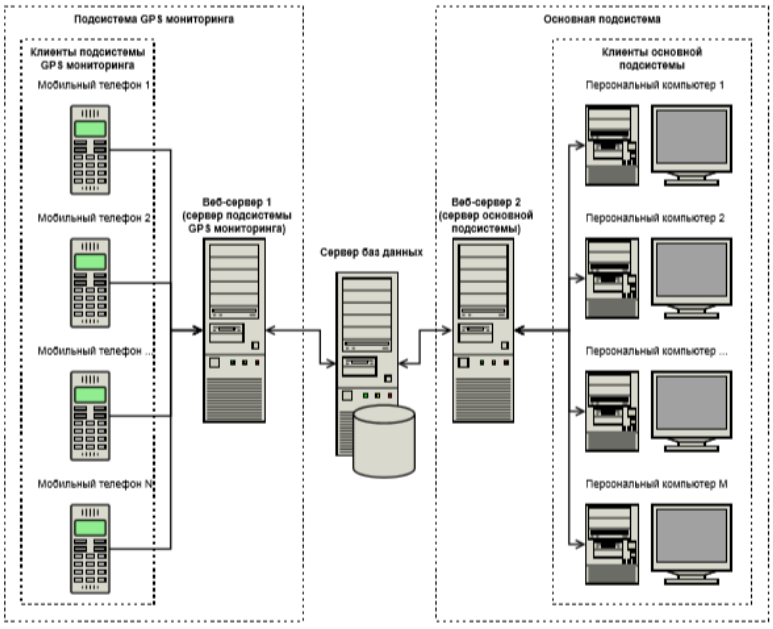


Рисунок 2 - Физическая структура системы

В системе предусмотрены следующие модули, разделенные по функциональному признаку:

• модуль мониторинга предназначен для отслеживания местоположений технических средств и наблюдения за процессом обработки земель: на карту выводятся слой с траекториями движения технических средств и слой с контурами земельных ресурсов, наблюдение за процессом об работки земель при этом возможно, так как траектории движения технических средств выводятся не в виде линий, а в виде многоугольников, образованных траекториями движения в качестве направляющих и отрезками, соответствующими ширине технических средств, в качестве образующих (таким образом обработанные земли — пересечения этих многоугольников и контуров земельных ресурсов);

• модуль прогнозирования предназначен для вывода статистической информации о продуктивности работы отдельных технических средств и прогноза на ее основе количества дней, необходимого для завершения обработки всех земель:

• модуль управления техническими средствами предназначен для управления сведениями о технических средствах и их типах (в данном модуле также осуществляется привязка мобильного телефона, установленного на техническом средстве и указания его IMEI, что дает возможность отслеживать его местоположение;

• модуль управления земельными ресурсами предназначен для управления сведениями о земельных ресурсах и их типах;

• модуль управления инвентарем предназначен для управления сведениями об инвентаре и хранилищах инвентаря.

Веб-сайт состоит из ряда JSP страниц, соответствующих модулям системы. Также присутствует страница, содержащая руководство пользователя системы (рисунок.3).

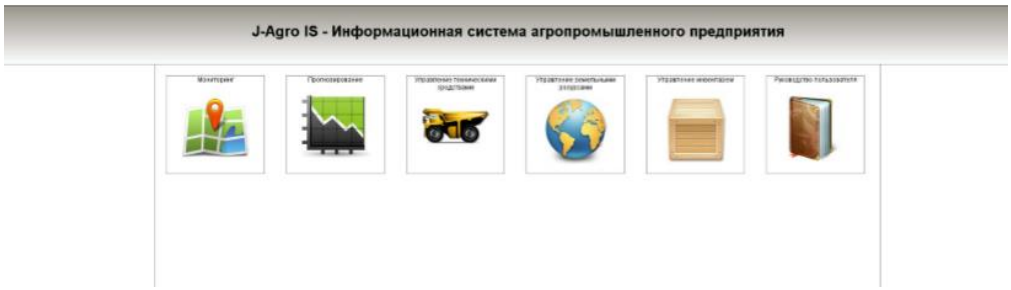


Рисунок 3 - Главная страница веб-сайта

В процессе тестирования модуля управления техническими средствами было создано несколько технических средств разных типов, к ним по очереди привязывался IMEI телефона, с помощью которого собирались исходные данные (рис. 4). При тестировании модуля управления земельными ресурсами было создано несколько земельных ресурсов разных типов (рисунок 5).

Рисунок 4 - Тестирование модуля управления техническими средствами

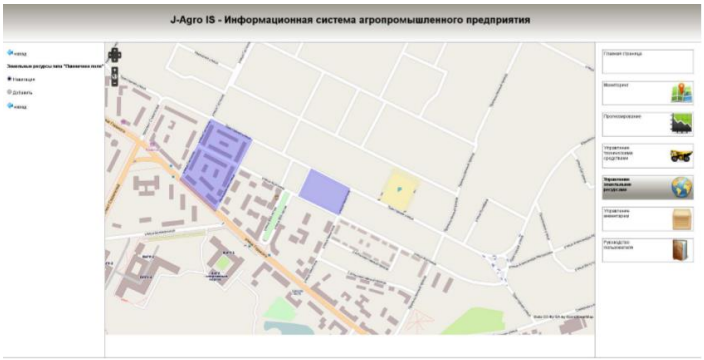


Рисунок 5 - Т Тестирование модуля управления земельными ресурсами

Библиографический список

1. Применение ГИС-технологий в сельском хозяйстве [Электронный ресурс] // Radix-Tools: [web-сайт]. http://www.radixtools.ru/publish-gisagriculture(25.03.2019)
2. Географическая информационно-аналитическая система ’Управление сельскохозяйственным предприятием’ (ГИАС УСХП) [Электронный ресурс] //ГИС ПАНОРАМА :: ГИС Карта 2011 : GIS ToolKit :: GIS WebServer: http://www.gisinfo.ru/projects/38.htm(30.03.2019);
3. GPS/GSM Tracking Device MODEL: AS-19B [Электронный ресурс] //Wireless Antennas of Taiwan APM Wireless Antennas Supplier: http://www.apm.com.tw/gps-tracking-system/01.htm(30.05.2019);
4. ГИС АПК [Электронный ресурс] // Самарский АПК-Министерство сельскогохозяйства и продовольствия Самарской области: http://samaraapk.ru/officials/informsystem/gisapk.php(30.03.2019).
5. Описание функционала ГИС [Электронный ресурс] // ГИС ПАНОРАМА :: ГИС Карта 2011 :: GIS ToolKit: GIS WebServer:http://www.gisinfo.ru/products/panagro_function.htm(30.03.2019).
6. Отраслевой геопортал ФГУП «ГВЦ Минсельхоза России»//Главный вычислительный центр МинсельхозаРоссии:http://www.gvc.ru/wpcontent/uploads/2012/05/Геопорталпрезентация.pdf (30.03.2019).
7. GPS Tracking: Open-Source GPS Tracking System//OpenGTS: [web-сайт]. http://opengts.sourceforge.net(25.03.2019).
8. Проведение инвентаризации земель [Электронный ресурс] // Главный вычислительный центр Минсельхоза России:http://www.gvc.ru/?page_id=1193(30.03.2019).
9. Java 2 Platform, Enterprise Edition (J2EE) Overview//Oracle and Sun: [web-сайт]. http://java.sun.com/j2ee/overview.html(25.05.2019).

10. GlassFish Server Open Source Edition//GlassFish - Open Source Application Server — Java.net: http://glassfish.java.net(29.05.2019).
11. JavaServer Pages Technology [Электронный ресурс] // Oracle |Hardware and Software, Engineered to Work Together:http://www.oracle.com/technetwork/java/javaee/jsp/index.html(25.05.2019)
12. RU:Заглавнаястраница]//OpenStreetMap Wiki:.http://wiki.openstreetmap.org/wiki/RU:Заглавная_страница(30.05.2019)

DEVELOPMENT OF THE INFORMATION SYSTEM OF AGRICULTURAL ENTERPRISE ON THE BASIS OF GIS

Zhigalov I.E., Ozerova M.I.
Vladimir state University named after A.G. and N.G. Stoletov, Vladimir,
ikgij@vlsu.ru, ozerovam@rambler.ru

Keywords: GIS, information system, enterprise

Annotation. The article discusses some issues of developing the information system of an agro-industrial enterprise based on GIS. An analytical review of such systems is carried out, the main tasks that solve such systems are highlighted, and creation technologies that were applied in the development of the information system of an agro-industrial enterprise based on GIS, some results are presented.

———————— ♦ ————————

О СРАВНЕНИИ СОВРЕМЕННЫХ ГЛОБАЛЬНЫХ УЛЬТРОВЫСОКОСТЕПЕННЫХ МОДЕЛЕЙ ГРАВИТАЦИОННОГО ПОЛЯ ЗЕМЛИ

[1]Конешов В.Н., [2]Дорожков В.В., [2]Малышева Д.А.
[1]Институт физики Земли им. О.Ю. Шмидта Российской академии наук (ИФЗ РАН), г. Москва,
[2]Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир,
slavakoneshov@hotmail.com, vlsudorozhkov@mail.ru, dmalysheva.npa@gmail.com

Ключевые слова: гравитационное поле, высокочастотные помехи, аномалии

Аннотация. В докладе представлены результаты оценки величины высокочастотных помех в современных сверхвысоких моделях гравитационного поля Земли. При получении оценок погрешностей было проведено сравнение значений гравитационных аномалий, рассчитанных с использованием современных моделей сверхвысокой степени в испытательных районах Мирового океана. Сравнительные оценки значений аномалий моделей гравитационного поля Земли показывают, что модели EGM2008, EIGEN-6C4 и GECO практически совпадают или близки по расчетным значениям аномалий.

Знание аномалий гравитационного поля Земли позволяет решать ряд фундаментальных и научно-практических задач: общеземных (уточнение формы и глубинного строения Земли), геологических (разведка, поиск и оконтуривание месторождений полезных ископаемых), освоения космоса, обороны государства (расчет полетов баллистических ракет, коррекция координат в инерционных навигационных системах), метрологических применений и т.д.

Возможности использования аномалий гравитационного поля в качестве источника информации определяются погрешностью используемой модели гравитационного поля Земли (ГПЗ). Эти возможности расширяются с увеличением объема исходной гравиметрической информации и уменьшением погрешности гравиметрических данных. Для получения оценки погрешностей высокочастотных составляющих поля может быть достоверно использован практически только один метод – сравнение с площадными гравиметрическими съемками, выполняемыми с высокой точностью и разрешающей способностью.

В последние годы заметен прогресс в области создания глобальных моделей гравитационного поля Земли (ГПЗ) высокой точности и пространственного разрешения. Это стало следствием, с одной стороны, общего улучшения гравиметрической изученности земного шара, как на суше, так и в Мировом океане, а с другой стороны, осуществления новых космических проектов в области изучения ГПЗ – GRACE и GOCE [1, 2, 3]. Эти проекты обеспечили не только высокий уровень точности определения характеристик ГПЗ, но и выход на новый уровень изучения его временных вариаций в планетарных масштабах. В результате детализации высокоточных спутниковых моделей геопотенциала с использованием данных сухопутных, морских и аэрогравиметрических съемок, а также спутниковой альтиметрии Мирового океана созданы новые глобальные комбинированные модели ГПЗ в виде сферических гармоник геопотенциала, в том числе ультравысокостепенные модели.

Первой из этих моделей была американская модель EGM2008 (2008 г.) до 2190-й степени, что теоретически обеспечивает ей весьма высокое пространственное разрешение – около 9 км (по длинам полуволн геоида). Благодаря своим точностным характеристикам и разрешающей способности модель EGM2008 нашла применение при анализе и обработке материалов гравиметрических съемок. Недавно к EGM2008 добавились

еще две аналогичные ультравысокостепенные модели ГПЗ, использующие сферические гармоники до 2190-й степени, обе – европейские, EIGEN-6C4 (2014 год) и GECO (2015 год). При внешнем сходстве эти модели в той или иной мере различаются между собой как по составу исходной информации, так и по методикам их обработки. В связи с этим привлекают внимание результаты сравнительных исследований таких моделей. Исследования такого рода важны с точки зрения мониторинга гравиметрической изученности земного шара в классе глобальных моделей ГПЗ и своевременного внесения изменений в практику обработки гравиметрической информации при появлении моделей с улучшенными характеристиками по точности и пространственному разрешению.

В ряде ранее опубликованных работ [4, 5, 6] приведены сравнительные оценки моделей EGM2008, EIGEN-6C4, GECO, полученные по различным методикам. В частности, сопоставлены оценки статистических характеристик модельных значений высот геоида и аномалий силы тяжести в различных регионах земного шара, включая районы Арктики и Антарктики, а также оценки расхождений моделей с различными видами контрольных данных. Однако в большинстве случаев полученные оценки ограничиваются районами суши, то есть не учитывают то обстоятельство, что в настоящее время возрастает актуальность задач, связанных с повышением точности и подробности определения характеристик аномального ГПЗ в Мировом океане, в том числе для целей навигации [6]. На сегодняшний день особый интерес вызывают сравнительные оценки моделей ультравысокостепенных моделей ГПЗ в районах Мирового океана, что послужило предпосылкой для проведения исследований.

В связи с многими современными задачами, связанными с информацией о гравитационном поле Земли, оказывается необходимым обоснованно выбрать из числа существующих наиболее адекватную модель. Обоснование выбора базируется на критерии минимальной среднеквадратической погрешности относительно средних значений аномалий по ансамблю всех существующих ультравысокостепенных моделей аномалий гравитационного поля планеты.

Также необходимо использовать созданные и совершенствовать методические приемы сравнения результатов морских и аэрогравиметрических съемок со значениями аномалий моделей гравитационного поля Земли и по результатам сравнения показать на характерные погрешности моделей в труднодоступных районах, обусловленных геологическими и географическими особенностями конкретных районов планеты.

Сравнительные исследования современных глобальных ультровысокостепенных моделей ГПЗ рассматриваются на примере упомянутых выше моделей EGM2008, EIGEN-6C4 и GECO.

Модель EGM2008 [6-9] создана при ведущей роли Национального агентства геопространственной разведки США (National Geospatial-Intelligence Agency, NGA) на замену модели EGM96 до 360-й степени, использовавшейся в качестве модели ГПЗ, обеспечивавшей поддержку общеземной геоцентрической системы координат WGS-84. Целью создания этой модели было доведение точности определения высот геоида до уровня средней квадратической погрешности 0,15 м, в несколько раз превышающего точностные характеристики модели EGM96. Низкочастотная часть формировалась на базе использования новой на тот период спутниковой модели геопотенциала ITG-GRACE03S до 180-й степени (2007 год), полученной на основе измерительной информации со спутников GRACE. Высокочастотная составляющая ГПЗ уточнялась за счет существенного обновления и дополнения исходных аномалий силы тяжести по трапециям 5' x 5' и методического повышения точности их обработки. Для модернизации каталога средних аномалий силы тяжести по трапециям 5' x 5' были использованы, в частности, ранее недоступные данные на территорию России, основанные на гравиметрических картах масштаба 1:1000000, данные Европейского, Азиатского, Арктического и других международных гравиметрических проектов. Кроме этого, использовались уточненные значения аномалий силы тяжести в Мировом океане, полученные из обработки данных спутниковой альтиметрии с использованием улучшенной модели динамической топографии морской поверхности. В итоге гравиметрическая изученность Земли по трапециям 5' x 5' была повышена, по сравнению с предшествующими моделями, с 65% примерно до 90%. Не обеспеченными исходной гравиметрической информацией остались только Антарктида и отдельные районы на территории Африки и Южной Америки. Эти районы были заполнены с использованием статистического прогноза и базовой спутниковой модели геопотенциала. Повышению точности обработки исходных аномалий силы тяжести способствовало использование глобальной цифровой модели рельефа 30" x 30" [10-11].

Модель EIGEN-6C4 [10-15] представляет собой совместную разработку Потсдамского исследовательского центра наук о Земле (GFZ) и Исследовательской группы по космической геодезии (GRGS) Национального космического агентства Франции. В качестве исходной информации использовались: спутниковые модели геопотенциала, полученные по лазерным траекторным наблюдениям спутников LAGEOS за период с 1985 по 2010 г. (до 30-й степени), межспутниковым измерениям GRACE за период с 2003 по 2012 г. (до 130-й степени) и данным спутниковой градиентометрии GOCE (до 235-й степени). Был использован массив альтиметрических высот геоида в Мировом океане, сформированный по данным модели DTU12; массив высот геоида на суше, вычисленных по модели EGM2008, усеченной до 370-й степени. Путем их уравнивания были определены гармонические коэффициенты до 370-й степени. Затем с использованием детальной информации в виде глобального массива аномалий силы тяжести, сформированного по данным модели DTU10, путем блочного-диагонального гармонического анализа были определены гармонические коэффициенты более высоких значений степени разложения (до 2190-й).

Модель GECO [16] получена специалистами Миланского политехнического института в сотрудничестве с компанией CReD. Целью создания данной модели было уточнение модели EGM2008 в диапазоне низких и средних частот с использованием данных спутниковой градиентометрии. В качестве исходной информации использовались:

- полный набор гармонических коэффициентов модели EGM2008 с оценками точности;
- «грид» стандартных отклонений погрешностей высот геоида, вычисленных по модели EGM2008;
- глобальная модель ГПЗ в виде сферических гармоник геопотенциала TIM R5 до 280-й степени, полученная по данным спутниковой градиентометрии GOCE.

В процессе вывода модели были вычислены два глобальных массива высот геоида на сферической сетке с разрешением 0,5 ° x 0,5 °, один – по модели EGM2008 до 359 степени, другой – по модели TIM R5 до 250 степени, после чего было выполнено их объединение по методу наименьших квадратов. Далее путем анализа объединенного массива были получены гармонические коэффициенты модели GECO до 359-й степени, а коэффициенты более высоких степеней (от 360 до 2190-й) были напрямую заимствованы из состава модели EGM2008.

Для получения оценки погрешностей высокочастотных составляющих поля может быть достоверно использован только один метод – сравнение с площадными гравиметрическими съемками, выполняемыми с высокой точностью и разрешающей способностью. Отдельные сравнения выполнялись в некоторых акваториях Мирового океана, но до настоящего времени нет детальных исследований по количественной оценке погрешности определения аномалий ГПЗ ультравысокостепенными моделями. Современные задачи требуют получения оценок этих погрешностей в области высоких частот, что подчеркивает необходимость исследования глобальных моделей ГПЗ, относящихся к категории моделей повышенной точности и пространственного разрешения, с охватом различных районов земного шара и использованием новой измерительной информации.

Основная задача данного доклада состояла в сравнении значений аномалий силы тяжести, вычисленных по каждой из трех исследуемых моделей, между собой (первый этап).

Второй этап заключается в сравнении значений аномалий силы тяжести с контрольными данными морских гравиметрических съемок в тестовых районах акватории Мирового океана, анализе и интерпретации полученных расхождений и разработке практических рекомендаций.

Работа выполняется при поддержке РФФИ, проект № 20-05-00524.

Библиографический список

1. GRACE Mission NASA - Gravity Recovery and Climate Experiment, 2014 [Электронный ресурс]. URL http://www.nasa.gov/mission_pages/Grace/.

2. GOCE Home Page - Observing the Earth. Our Activities // ESA 2015 [Электронный ресурс]. URL http://www.esa.int/Our_Activities/Observing_the_Earth/GOCE/.

3. GRACE Home Page - Gravity Recovery and Climate Experiment, 2016 [Электронный ресурс]. URL http://www.csr.utexas.edu/grace/.

4. Конешов В.Н., Непоклонов В.Б., Сермягин Р.А., Лидовская Е.А. Современные глобальные модели гравитационного поля Земли и их погрешности // Гироскопия и навигация. 2013, №1, С. 107 – 118.

5. Global Gravity Field Models // International Centre for Global Earth Models (ICGEM) [Электронный ресурс]. 2015. URL http://icgem.gfz–potsdam.de/ICGEM/International Centre for Global Earth Models (ICGEM).

6. Современные методы и средства измерения параметров гравитационного поля Земли. (Коллективная монография) // СПб., ГНЦ РФ АО «Концерн «ЦНИИ «Электроприбор», 2017, 389 С.

7. Pavlis, N.K., Holmes, S.A., Kenyon, S.C., Factor, J.K. An Earth Gravitational Model to Degree 2160: EGM2008; EGU General Assembly 2008. Vienna, Austria, April 13 - 18 2008.

8. Pavlis N.K., Holmes S.A., Kenyon S.C., Factor J.K. The development and evaluation of the Earth Gravitational Model 2008 (EGM2008) (2012) // Journal of Geophysical Research: Solid Earth. 2012. Vol. 117. [Электронный ресурс]. URL http://onlinelibrary.wiley.com/journal/ 10.1002/(ISSN)2169-9356 doi: 10.1029/2011JB008916.

9. Конешов В.Н., Непоклонов В.Б., Соловьев В.Н. Сравнение глобальных моделей аномалий гравитационного поля Земли с аэрогравиметрическими измерениями при трансконтинентальном перелете //Гироскопия и навигация. 2014, №2 (35), С. 86-94.

10. Shako R, Förste C, Abrikosov O, Bruinsma SL, Marty J-C, Lemoine J-M, Flechtner F, Neumayer KH and Dahle C. EIGEN-6C: A High-Resolution Global Gravity Combination Model Including GOCE Data, in F. Flechtner et al. (eds.), Observation of the System Earth from Space – CHAMP, GRACE, GOCE and future missions, Advanced Technologies in Earth Sciences, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013.

11. Shako R., Förste C., Abrikosov O., Bruinsma S., Marty J., Lemoine J., Flechtner F., Neumayer H., Dahle C. EIGEN-6C: A High-Resolution Global Gravity Combination Model Including GOCE Data; In Observation of the System Earth from Space – CHAMP, GRACE, GOCE and future missions. Science Report. 2014. № 20. P. 155–161.Springer, p. 155-161, doi: 10.1007/978-3-642-32135-1_20, Berlin-Heidelberg.

12. Andersen O. B., Knudsen P., Berry P. DNSC08 mean sea surface and mean dynamic topography models [Электронный ресурс] // J. of Geophys. Research. 2009. – Vol. 114. – Режим доступа: DOI: 10.1029/2008JC005179.

13. Andersen O. B. The DTU10 Gravity field and Mean sea surface, Second international symposium of the gravity field of the Earth (IGFS2) [Электронный ресурс]. 2013, Режим доступа: http://www.space.dtu.dk/english/Research/Scientific_data_and_models/Global_Marine_Gravity_Field.

14. Förste Christoph, Bruinsma Sean L., Abrikosov Oleg, Lemoine Jean-Michel, Marty Jean Charles, Flechtner Frank, Balmino G., Barthelmes, F., Biancale R. EIGEN-6C4. The latest combined global gravity field model including GOCE data up to degree and order 2190 of GFZ Potsdam and GRGS Toulouse // [Электронный ресурс] URL http://icgem.gfzpotsdam.de/ICGEM/documents/Foerste-et-al-EIGEN-6C4.pdf. 2014.

15. Исследование современных глобальных моделей гравитационного поля Земли (Коллективная монография) В. Ф. Канушин, А. П. Карпик, И. Г. Ганагина, Д. Н. Голдобин, А. М. Косарева, Н. С. Косарев // Новосибирск: СГУГиТ, 2015. – 270 с.

16. Gilardoni, M., Reguzzoni, M., Sampietro, D. GECO: a global gravity model by locally combining GOCE data and EGM2008; Studia Geophysica et Geodaetica, Vol 60, p. 228-247, doi: 10.1007/s11200-015-1114-4, 2016.

ON COMPARISON OF MODERN GLOBAL ULTRA-STEP-DEPENDENT MODELS OF EARTH'S GRAVITATIONAL FIELD

[1]Koneshov V.N., [2]Dorozhkov V.V., [2]Malysheva D.A.
[1]Earth Physics Institute O.Yu. Schmidt of the Russian Academy of Sciences (IFZ RAS), Moscow,
slavakoneshov@hotmail.com
[2]Vladimir state University named after Alexander Grigorievich and Nikolai Grigorievich Stoletovs,
vlsudorozhkov@mail.ru, dmalysheva.npa@gmail.com

Keywords: gravitational field, high-frequency interference, anomalies

Annotation. The report presents the results of evaluating the magnitude of high-frequency interference in modern ultra-high-degree models of the Earth's gravitational field. When obtaining error estimates, a comparison was made of the values of gravity anomalies calculated using modern ultra-high-degree models in the test areas of the World Ocean. Comparative estimates of the values of the anomalies of the Earth's gravitational field models suggest that the models EGM2008, EIGEN-6C4 and GECO practically coincide or are close in terms of the calculated values of the anomalies.

———————— ♦ ————————

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ТОЧНОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ С ПОМОЩЬЮ СПУТНИКОВЫХ НАВИГАЦИОННЫХ СИСТЕМ НА ГЕОФИЗИЧЕСКОМ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ ПОЛИГОНЕ ВЛГУ

Малышева Д.А., Дорожков В.В.
Владимирский государственный университет имени А.Г. и
Н. Г. Столетовых, г. Владимир,
dmalysheva.npa@gmail.com, vlsudorozhkov@mail.ru

Ключевые слова: спутниковая навигация, гравиметрия, точное позиционирование, ГЧП, дифференциальный режим, GNSS

Аннотация. В статье представлен критический анализ публикаций, методов и алгоритмов для точного позиционирования с использованием инструментов GNSS. Проведено исследование, сравнивающее методы дифференциальной и абсолютной (ППС) обработки данных в условиях навигационного обеспечения работы на подвижной основе. Экспериментальные работы по определению траектории движения проводились на территории Владимирского государственного университета (Владимирская область, «Запольское») и экспедиционной базы «Ледово» (Московская область, д. Долгое Ледово). На основании результатов анализа был сделан вывод о целесообразности дальнейших исследований с использованием метода (ГЧП).

В настоящее время все спутниковые измерения можно разделить на две группы, а именно: измерения с применением одного приемника и измерения, проводящиеся с помощью нескольких приемников.

Измерения с применением одного приемника можно назвать абсолютными, поскольку используемый приемник работает без привязки к точке с известными координатами. При стандартном решении задачи абсолютного определения местоположения используются кодовые псевдодальности полученные одним приемником, при этом спутниковые и атмосферные ошибки не учитываются, или учитываются недостаточно, что приводит к метровому уровню точности. Данный метод может использоваться при решении задач, не требующих высокой точности.

Метод PPP или технология высокоточного абсолютного определения координат, также работает с измерениями, полученными с одного приемника. Однако у данного метода есть ряд особенностей, позволяющих выделить его для отдельного рассмотрения.

Измерения с применением нескольких приемников подразумевают наличие приемника на объекте, чьи координаты необходимо вычислить – ровера, и как минимум одного неподвижного приемника – базовой станции, чьи координаты известны. Считается, что помехи, вызванные задержкой сигнала в атмосфере, будут идентичными в обоих приемниках, и, проводя обработку данных совместно, можно значительно улучшить получаемую точность позиционирования. Такой режим измерений принято называть дифференциальным режимом (Differential GPS).

В рамках режима DGPS разработан ряд методов выполнения измерений для решения различных задач: определения точных координат отдельных точек, последовательных измерений местоположения множества точек, непрерывных координатных определений в процессе движения и др.

Альтернативой использованию стандартных дифференциальных методов коррекции позиционирования с использованием ГНСС может являться метод PPP [1]. Основной особенностью данного метода является использование сторонних источников информации, не контактирующих непосредственно со спутниковым приемником. С использованием PPP задача определения местоположения может решаться, как в постобработке, так и в режиме, близком к режиму реального времени со снижением получаемой точности [2,3]. С помощью одного двухчастотного приемника ГНСС и с использованием данных о точных эфемеридах, ошибках часов навигационных спутников, метеорологических параметрах этот метод должен обеспечивать точность определения координат точек земной поверхности, близкую к точности дифференциального или относительного методов спутниковой геодезии. При этом использование наземных базовых станций не требуется.

Использование двухчастотных измерений обусловлено необходимостью устранения влияния ионосферной задержки, из-за которой ошибки определения расстояния до спутников ГНСС могут увеличиваться, на десятки метров. При помощи комбинирования двухчастотных измерительных данных, погрешность влияния ионосферы удается уменьшить до величины первых см. Использование данных о «точных» эфемеридах необходимо для исключения ошибок координат спутников. Ошибки в координатах спутников получаемых при использовании бортовых эфемерид достигают 1–3 метров, а при использовании «точных» эфемерид — 2–3 см.

В настоящее время метод PPP получил активное развитие в среде координатных определений. Однако, для целей аэрогравиметрии данная технология пока не нашла широкого распространения, и как следствие, не учитывает специфических требований, предъявляемых этой отраслью науки. Исследования по данному направлению в мировом научном сообществе носят эпизодический характер и не содержат систематизированного и всестороннего анализа данного вопроса [4,5].

С целью практического исследования метода PPP и сравнения с дифференциальным методом определения координат, на базе экспериментального полигона кафедры общей и прикладной физики Владимирского государственного университета (Владимирская область, д. Неверково) – геофизической обсерватории «Запольское» и экспедиционной базы "Ледово" ИФЗ РАН (Московская область, д. Долгое Ледово), был проведен ряд экспериментов по определению координат неподвижных (стационарных ГНСС-станций) и подвижных высоко динамичных объектов. В качестве подвижного основания использовался автомобиль, оснащенный аппаратурой ГНСС, с помощью которого выполнена серия измерений по маршруту д. Долгое Ледово – полигон ВлГУ.

Реализация данного эксперимента позволила набрать представительную статистику измерительной информации, на основе которой было выполнено сравнение координатных решений, полученных с использованием дифференциального и абсолютного PPP методов точного позиционирования. Результаты проведенного анализа измерения высоты приведены на рисунке 1.

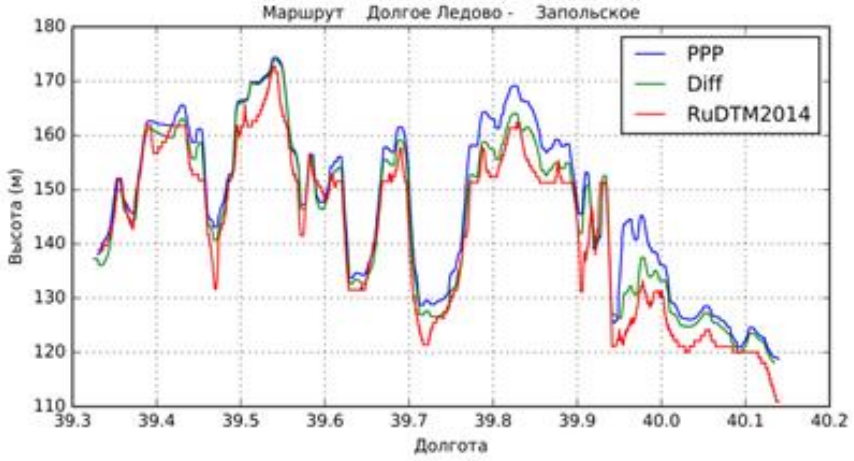


Рисунок 1 - Значения высоты ландшафта на пройденном маршруте, полученные по модели RuDTM2014 (красный) и по спутниковым измерениям: метод PPP (синий), дифференциальный метод (зеленый).

Анализ особенностей реализации технологии PPP показал необходимость выполнения предварительных статических наблюдений непосредственно до и после сеанса регистрации измерений на подвижном основании. Необходимость длительного измерительного сеанса обусловлена тем, что для точного позиционирования используются фазовые измерения, для корректной интерпретации которых необходимо выполнить разрешение фазовых неоднозначностей. Чтобы определить примерное количество времени необходимое для разрешения фазовых неоднозначностей было проведено определение координат неподвижной базовой станции

Для реализации метода определения абсолютных координат с использованием технологии PPP, в условиях навигационного обеспечения работ с подвижным основанием необходимо выполнять измерения двухчастотной аппаратурой, а также необходим длительный измерительный сеанс, для снижения влияния переходных процессов.

Работа выполняется при поддержке РФФИ, проект № 20-05-00524.

Библиографический список

1. Шевчук С. О. Исследование метода точного точечного позиционирования для геодезического обеспечения геолого-геофизических работ. Интерэкспо гео-сибирь, 2012, том 1, №1-2, С. 252-259.

2. Дробышев Н.В., Конешов В.Н., Конешов И.В., Соловьёв В.Н. Создание самолёта-лаборатории и методика выполнения аэрогравиметрической съёмки в арктических условиях. Вестник Пермского университета. Серия «Геология», 2011, № 3, С. 32-44.

3. Конешов В.Н., Дробышев Н.В., Железняк Л.К., Клевцов В.В., Соловьев В.Н. Методы и проблемы изучения гравитационного поля Мирового океана. М., Геофизические исследования, №5, 2006, С. 32-54.

4. Конешов В.Н., Соловьев В.Н., Погорелов В.В., Непоклонов В.Б., Афанасьева Л.В., Дробышев М.Н. «Об использовании аэрогравиметрических измерений для оценки региональных погрешностей аномалий силы тяжести, определенных по современным моделям гравитационного поля Земли» // Геофизические исследования. 2016 (в). Том 17 №3 с. 5-16 DOI: 10.21455/gr2016.3-1.

5. Голован А.А., Парусников Н.А. Математические основы навигационных систем. Часть 1. Математические модели инерциальной навигации. М: Из-во Московского университета 2010. 128 с.

RESEARCH OF THE METHOD OF PRECISE POSITIONING USING SATELLITE NAVIGATION SYSTEMS AT THE VLSU GEOPHYSICAL EXPERIMENTAL SITE

Malysheva D.A., Dorozhkov V.V.
Vladimir state University , Vladimir,
dmalysheva.npa@gmail.com, vlsudorozhkov@mail.ru

Keywords: satellite navigation, gravimetry, PPP, precise positioning, differential mode, GNSS

Annotation. The paper presents a critical analysis of publications, methods and algorithms for accurate positioning using GNSS tools. A research comparing the differential and absolute (PPP) data processing methods was conducted in the conditions of navigation support of work on a movable base. Experimental work to determine movement trajectory was carried out on the ground of Vladimir State University (Vladimir region, "Zapolskoye") and the expedition base "Ledovo" (Moscow region, d. Dolgoe Ledovo). Based on the results of the analysis, it was concluded that further research of the (PPP) method using were appropriate.

———————— ♦ ————————

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПЕРИОДИЧЕСКОГО ЗОНДИРУЮЩЕГО СИГНАЛА В РЕЖИМЕ СТРОБИРУЮЩЕЙ ДИСКРЕТИЗАЦИИ

Калюжный А.А., Поздняков А.Д.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых", кафедра радиотехники и радиосистем, г. Владимир, rtrs.vlsu.ru

Ключевые слова: Восстановление сигнала, дискретизация, стробирование, тестовый сигнал, зондирование

Аннотация. Рассмотрен способ восстановления периодических зондирующих сигналов. Полученный с помощью стробирующей дискретизации массив цифровых данных выстраивается в нужном порядке путем вычисления положения каждого отсчета при нелинейной трансформации временного масштаба. Компьютерное моделирование показало, что метод перестановки позволяет восстанавливать во временной области, как периодические сигналы, так и импульсные последовательности всех распространенных форм.

В биомедицинской практике все большее применение получают высокочастотные и сверхвысокочастотные зондирующие сигналы. Например, при диагностике заболеваний все большее значение приобретает диэлектрофорез клеток, проводимый с использованием периодических сигналов для исследования

поляризуемости биологических частиц. В каналах связи для телемедицины используются тестовые сигналы, с целью поддержания параметров в автоматическом режиме. Эти частоты, как правило, известны. При этом возникает задача восстановления и мониторинга параметров электрических колебаний в широкой области частот.

Стремительное развитие возможностей современной вычислительной техники существенно расширило сферы применения численных методов оценки параметров радиосигналов. Применение обработки сигналов цифровыми способами позволило совместить процессы обработки и получения массива дискретных отсчетов, полученных при стробировании. Для решения этой задачи достаточно использования персонального компьютера, оборудованного многоканальным аналого-цифровым преобразователем (АЦП). Чтобы получить достоверное представление об основных характеристиках сигнала, прежде всего, необходимо восстановить его на экране виртуального осциллографа.

В работах [1,2] рассмотрен метод восстановления формы периодического дискретизированного сигнала при когерентном стробировании, когда количество равномерных отсчетов N делается за один полный цикл M периодов сигнала. При этом отношение целых чисел $N/M=T_S/T_D$ является несократимой дробью, где T_S и T_D – периоды сигнала и дискретизации. Особенностью метода является перестановка получаемых мгновенных отсчетов, собранных путем стробирования в интервале целого числа периодов сигнала, частота которого измеряется или известна. На рис. 1 изображена схема, реализующая алгоритмы несинхронизированного стробирования. Блок вычислителя выполняет управление АЦП, путем установки для него доступной частоты дискретизации, а также перестановку полученных при стробировании дискретных отсчетов с последующим выводом графика на индикатор (монитор персонального компьютера). Если восстановление сигнала выполняется с априорно известной частотой, то необходимость включения в схему блок измерителя частоты отпадает.

Полученные массив дискретных отсчетов периодического сигнала располагается на оси времени в правильном порядке, который определяется в результате вычислений их положения (t_i) в соответствии с выражением:

$$t_i = jT_D - iT_S, \quad (1)$$

где j – порядковый номер (целое число) отсчета сигнала; i – целое число, для которого выполняется условие $T_S \geq jT_D - iT_S > 0$.

Моделирование и апробация метода перестановки отсчетов выявили задачу правильного выбора рабочей частоты дискретизации, для которой в периоде восстановленного сигнала укладывается целое число отсчетов N с равномерным шагом. При этом период дискретизации сигнала можно задать выражением: $T_D=MT_S/N$, где M – коэффициент трансформации временного масштаба, численно равный целому числу периодов сигнала укладывающихся в интервале сбора массива неповторяющихся отсчетов. Частота равномерной дискретизации

$$F_D=F_SN / M, \quad (2)$$

где F_S – частота сигнала, N/M – простая несокращаемая дробь;

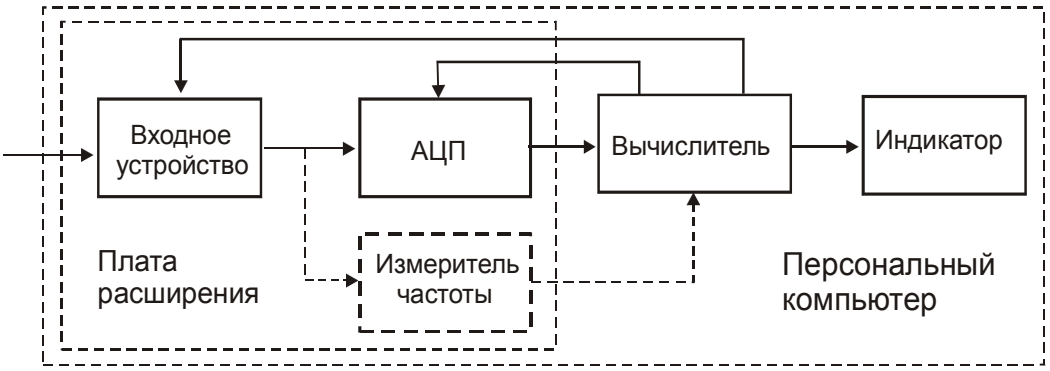


Рисунок 1 – Функциональная схема виртуального осциллографа

Метод восстановления периодического сигнала путем перестановки, накопления и усреднения, рассмотрен в работах [3-4]. Экспериментальные исследования показали, что указанным способом можно восстанавливать периодические последовательности треугольной, прямоугольной и других форм.

Для достижения такого широкого применения метода в выражении (1) вместо периода сигнала T_S следует ввести интервал $T_M=mT_T$, где m – число периодов тактовой частоты. При этом восстанавливаться будет последовательность импульсов с периодом T_T и общей длительностью m тактов. Отсчеты располагают на оси времени в соответствии с измененным выражением:

$$t_i = jT_D - iT_M, \quad (3)$$

где i – целое число, для которого выполняется условие $_{mTT} = T_M \geq jT_D - iT_M > 0$.

Рисунок 2 наглядно демонстрирует восстановление трех периодов гармонического сигнала 14 отсчетов. Частота сигнала (F_S) составляет 100 МГц, частота дискретизации (F_D) 36.5 МГц. Полученные элементы

дискретной выборки располагаются на графике в виде последовательности с 1 по 14, которая после перестановки принимает значение 11-7-3-14-10-6-2-8-9-5-1-12-13-4 и так далее для следующих двух периодов.

На рисунке 3 показаны результаты моделирования восстановления треугольного (а), пилообразного (б) и прямоугольного периодических сигналов при F_S = 100МГц, F_D=36.5 МГц для 60, 61 и 69 циклов соответственно. Очевидно, что предложенный метод позволяет восстанавливать во временной не только гармонические сигналы, но также импульсные последовательности различной формы.

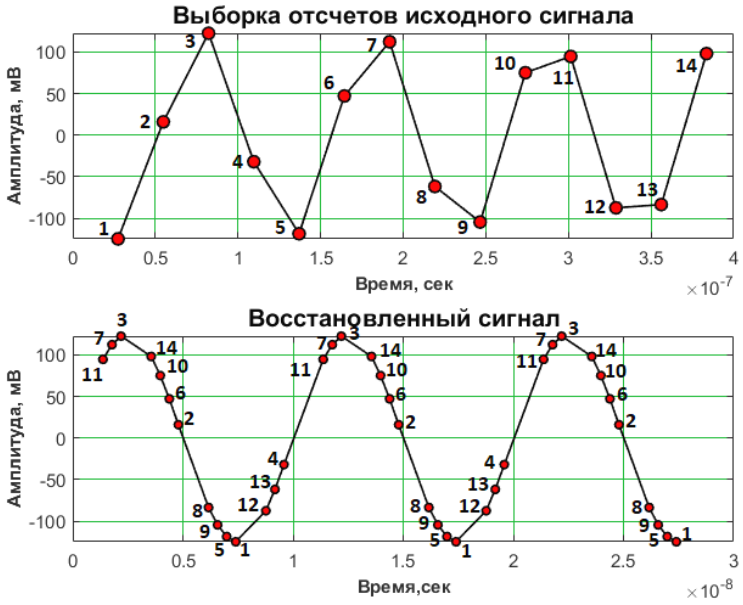
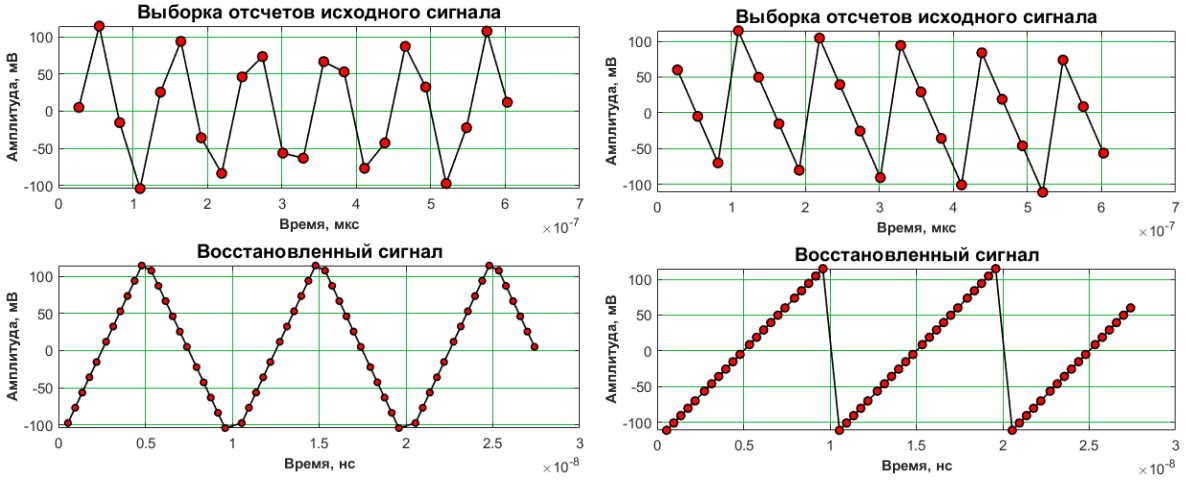
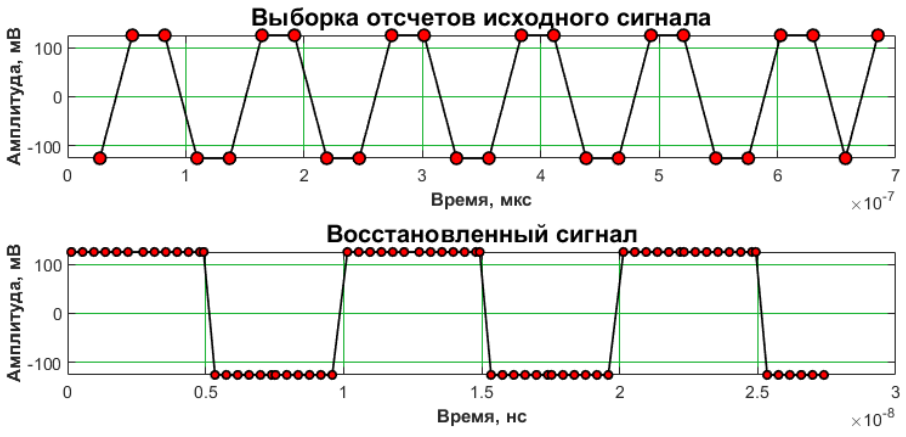


Рисунок 2 – Восстановление гармонического сигнала



а) б)



в)

Рисунок 3 – Восстановление гармонических колебаний различных форм.

Исследование и компьютерное моделирование предложенного метода восстановления периодического зондирующего сигнала позволили сделать следующие выводы:

1. Частоту дискретизации нелинейной трансформации временного масштаба следует выбирать такую, для которой в периоде восстановленного сигнала укладывается целое число *M* периодов сигнала и целое число отсчетов *N* с равномерным шагом, а отношение *N/M* было несократимым.
2. Отсчеты можно начинать в произвольный момент времени и фазы сигнала, при этом не требуется обеспечивать аппаратную или программную синхронизацию.
3. Метод позволяет восстанавливать сложные сигналы и периодические импульсные последовательности если эквивалентная частота дискретизации позволяет воспроизвести высшую гармонику спектра сигнала.
4. Восстановление периодического сигнала методом перестановки отсчетов расширяет возможности выбора рабочих частот дискретизации АЦП. Тем самым давая возможность расширить диапазон частот, применяемых при диэлектрофорезе, значительно увеличивая перечень объектов исследования.

Библиографический список

1. Никитин О.Р., Поздняков В.А., Поздняков А.Д. Восстановление формы сигнала на экране виртуального осциллографа (материалы конференции) Перспективные технологии в средствах передачи информации: Материалы докл. четвертой междунар. науч.-техн. конф. Владимир. - 2001. – С. 190 – 192.
2. Поздняков А.Д. Автоматизация экспериментальных исследований, испытаний и мониторинга радиосистем: [научное издание] / А. Д. Поздняков, В. А. Поздняков .— Москва : Радиотехника, 2004 .— 208 с.
3. Поздняков А. Д. Вычислительный метод восстановления формы дискретизированного периодического сигнала в компьютерных системах испытаний электронных средств / Поздняков А. Д., Поздняков В. А. // Проектирование и технология электронных средств. - 2008. - № 1. – с. 57 – 61.
4. Поздняков А.Д. Восстановление дискретизированного сигнала при несинхронизированном стробировании / А.Д. Поздняков, В.А. Поздняков, А.А. Калюжный // Методы и устройства передачи и обработки информации. - 2017. - Вып.19. - с. 4-7.

RESTORATION OF THE PERIODIC SENSING SIGNAL IN THE GATING DISCRETIZATION MODE

Kalyuzhnyy A.A., Pozdnyakov A.D.
Federal state budgetary educational institution of higher education "Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov", Department of radio engineering and radio systems, Vladimir. rtrs.vlsu.ru

Keywords: Signal recovery, sampling, gating, test signal, sounding

Annotation. A method for reconstructing periodic sounding signals is considered. An array of digital data obtained using gating sampling is built in the necessary order by calculating the position of each sample during non-linear transformation of the time scale. Computer simulation showed that the permutation method allows you to restore in the time domain, both periodic signals and pulsed sequences of all common forms.

———————— ♦ ————————

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ГЕОМАГНИТНОЙ АКТИВНОСТИ НА ЗНАЧЕНИЯ ПРОВОДИМОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК ЧЕЛОВЕКА

Виноградова Е.В.
Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, г. Владимир,
tikhonravova.elizaveta@mail.ru

Ключевые слова: геомагнитная активность, электропунктура, биологически активная точка

Аннотация. В статье представлены результаты исследования влияния геомагнитной активности на проводимость контрольных биологически активных точек (БАТ) условно задорого человека.

В статье представлены результаты исследования влияния геомагнитной активности на проводимость контрольных биологически активных точек (БАТ) условно задорого человека. Проведенный анализ полученных данных показал, что во время повышенной геомагнитной активности наблюдается увеличение проводимости контрольных биологически активных точек с последующим падением значений ниже первоначального уровня.

Магнитные бури негативно сказываются на состоянии здоровья по различным данным от 50 до 70% населения всего мира. У метеозависимых людей происходит ухудшение самочувствия, поскольку при изменении магнитного поля земли, в организме замедляется капиллярный кровоток, а именно образуются

агрегаты кровеносных телец. Из-за увеличения густоты крови, может повыситься уровень холестерина, возникать кислородное голодание органов и тканей [1].

В ходе исследования проводилось ежедневное мониторинговое обследование условно задорого человека в возрасте 24 лет в течение 30 дней. Измерения проводились вечером, в 18:00. Ставилась задача выявления связи между значениями проводимости контрольных биологически активных точек и изменениями естественных параметров внешней среды (флуктуациями геомагнитного поля). Геомагнитная активность оценивается с помощью баллов (1 - нет заметных возмущений, 2 - небольшие возмущения, 3 - слабая геомагнитная буря,4 - малая геомагнитная буря, 5 - умеренная геомагнитная буря, 6 - сильная геомагнитная буря, 7 - жесткий геомагнитный шторм, 8 - экстремальный шторм). Измерения БАТ проводились с помощью аппаратно-программного комплекса, использующего в качестве метода измерения не инвазионный метод электропунктурной диагностики, не оказывающий негативного влияния на организм человека, отличающийся непродолжительным временем исследования и доступностью [2]. Суть метода электропунктурной диагностики заключается в корреляции по средствам нейрогуморальной системы между электрокожными характеристиками отдельных БАТ и состоянием внутренних органов и систем человека [3,4].

Исследовались значения проводимости в нескольких контрольных измерительных БАТ (см. таблица 1). Основные диагностические точки расположены на тыльной и ладонной поверхностях кистей и на тыльной и боковой поверхностях стоп (см. рисунок 1,2) [5].

Таблица 1 – Контрольные измерительные БАТ

Номер БАТ	Орган или система, связанные с БАТ
1	Эндокринная система
2	Тонкий кишечник
3	Сердце
4	Иммунная система
5	Почка

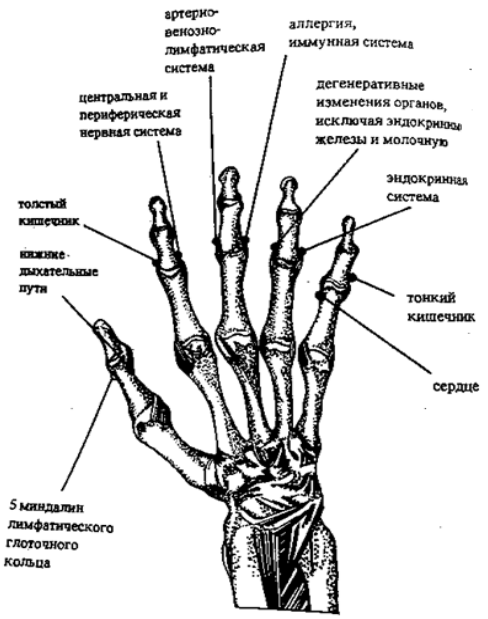


Рисунок 1 - Основные диагностические точки, расположенные на тыльной и ладонной поверхностях кисти

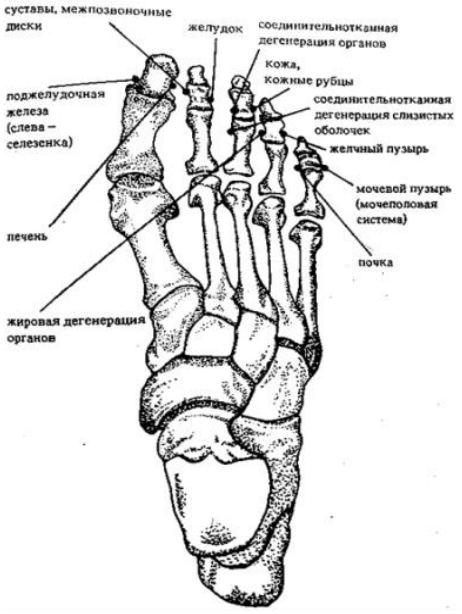


Рисунок 2 – Основные диагностические точки, расположенные на тыльной и боковой поверхностях стопы

После получения эксперементальных данных были построены диаграммы проводимости контрольных БАТ и геомагнитной активности. Диаграмма геомагнитной активности представлена на рисунке 3. Диаграмма проводимости контрольных БАТ представлена на рисунке 4.

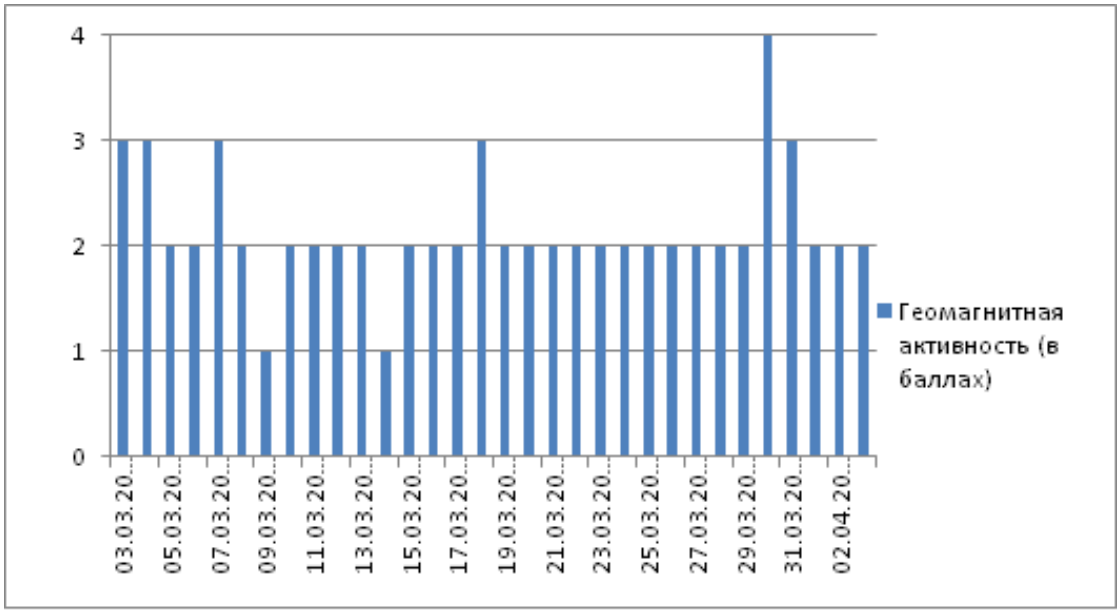


Рисунок 3 – Диаграмма геомагнитной активности

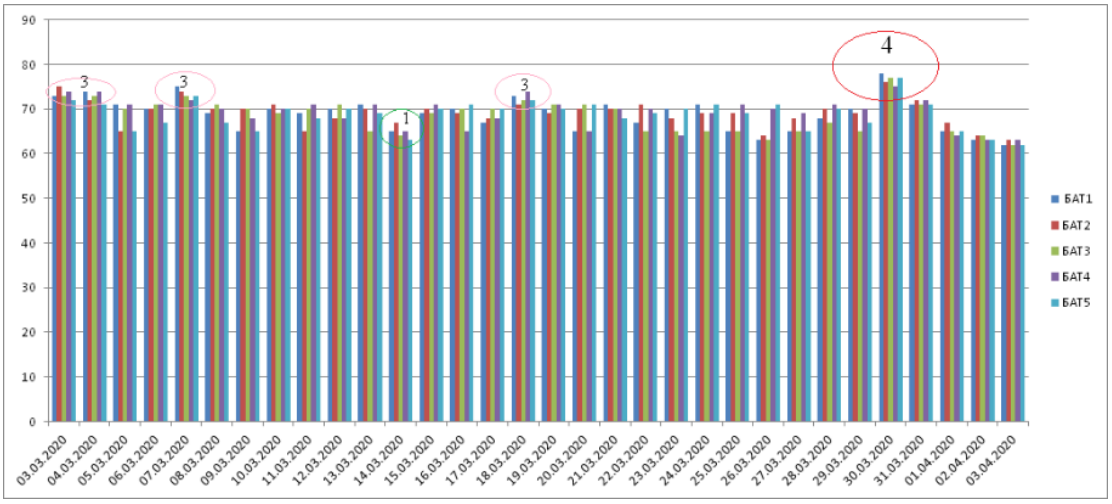


Рисунок 4 – Диаграмма проводимости контрольных БАТ

На диаграмме проводимости контрольных БАТ можно наблюдать области с повышенными значениями проводимости, зарегистрированными 3,4,7,18 марта. 30 марта были зарегистрированы наиболее высокие значения проводимости БАТ, а геомагнитная активность в этот день оценивалась максимальными 4 баллами за весь месяц. Наиболее низкие значения проводимости БАТ были зарегистрированы 14 марта, геомагнитная активность в этот день оценивалась минимальным 1 баллом. После резкого скачка 30 марта значений проводимости, 4 последующих дня наблюдается плавный спад значений.

Исходя из представленных диаграмм, можно сделать вывод, что во время слабой геомагнитной бури (3 балла) наблюдается увеличение проводимости всех биологически активных точек. Проведенный анализ полученных данных показал, что во время малой геомагнитной бури (4 балла), наблюдается резкое увеличение проводимости всех БАТ с дальнейшим падением значений ниже первоначального уровня с характерным временем процесса 1…3 суток (см. рисунок 5).

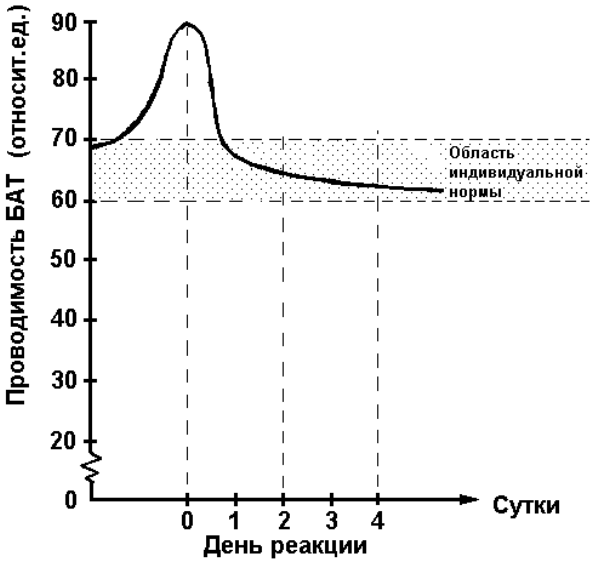


Рисунок 5 – Процесс резкого увеличения проводимости всех БАТ с дальнейшим падением значений ниже первоначального уровня с характерным временем процесса 1…4 суток

Библиографический список

1. Магнитные бури: природа и влияние на человека [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ria.ru/20091030/191289322.html // Заглавие с экрана. – (Дата обращения: 05.02.2020).

2. Тихонравова Е.В., Ахмедов М.Н., Исаков Р.В. Аппаратно-программный комплекс контроля лечения сердечно-сосудистых заболеваний // Сб. тр. XXXI Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. «Биомедсистемы-2018». – Рязань: ИП Коняхин (Book Jet), 2018. 520 с. С. 420-423.

3. Леднев И.А. Электропунктурная нейротерапия[Текст]: практическое пособие/И.А.Леднев. – Обинск: ЦИПК,1991. – 311 с.

4. Александров, Э. Новый Атлас Леднева (расширенный) [Текст]/Э. Александров. – Москва: Эледия, 2007. - 301 с.

5. Лупичев, Н.Л. Электропунктурная диагностика, гомеотерапия и феномен дальнодействия[Текст]/ Н.Л. Лупичев. – Москва: Ириус, 1990. - 124 с.

ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF GEOMAGNETIC ACTIVITY ON THE CONDUCTIVITY VALUES OF HUMAN BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS

Vinogradova E.V.
Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletov, Vladimir,
tikhonravova.elizaveta@mail.ru

Keywords: Geomagnetic activity, electropuncture, biologically active point

Annotation. The article summarizes the results of a study of the influence of geomagnetic activity on the conductivity of several biologically active points (BAP) of a conditionally expensive person. The analysis of the obtained data showed that during high geomagnetic activity there is a sharp increase in the conductivity of all biologically active points with a further decrease in the values below the initial level.

———————— ♦ ————————

ОЦЕНКА ПЛОТНОСТИ ПОТОКА ЭНЕРГИИ ОТ МОБИЛЬНЫХ ТЕЛЕФОНОВ

Самойлов В.С., Насир С.А.Х., Аль Тахар И.А.
Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, Владимир, Россия, ags@vlsu.ru

Ключевые слова: электромагнитное излучение, мобильная связь, смартфоны, поток энергии

Аннотация. Приведена оценки предельно допустимых уровней электромагнитного излучения смартфонами мобильной связи. За критерий безопасности принимается относительная интенсивность воздействия на человека электромагнитных полей от работающих на передачу смартфонов. Предельная для человека плотность потока электромагнитной энергии определена принятыми в Российской Федерации санитарными нормами и правилами.

Введение. Развитие технического прогресса привело к освоению радиочастотного спектра и к его интенсивному использованию. Количество используемых человеком радиоэлектронных систем бытового и промышленного применения неуклонно растет. Например, по данным аналитической компании Pew Research Center на июль 2018 года 59% опрошенных взрослых в мире являются владельцами смартфонов, а еще 31% пользуются простыми мобильными телефонами [1]. Но наряду с колоссальной пользой от широкого освоения эфира, возникла проблема, связанная с отрицательным влиянием электромагнитного излучения (ЭМИ) на биологические объекты и человека в том числе [2]. В настоящее время эта проблема обостряется в связи с активным освоением пятого поколения (5G) мобильной связи, работающей на более высоких частотах, включая диапазон миллиметровых волн [3].

Анализ проблемы. Воздействие высокочастотного электромагнитного излучения (ЭМИ) на организм человека проявляется в том, что клетки тела, являясь миниатюрными антеннами, принимают электромагнитную энергию от внешних излучателей электромагнитных полей и преобразуют ее в переменные электрические токи. Наведенные внешним излучением токи создают помехи нормальному функционированию нервной системы человека и выделяются в клетках организма в виде тепла, перегревая их и подталкивая к отмиранию или перерождению [4]. С ростом частоты облучающего ЭМИ длина волны приближается к размерам клеток организма и негативное воздействие на организм увеличивается.

Согласно нормам [5] в Российской Федерации интенсивность воздействия ЭМИ на человека независимо от режима и времени облучения не должна превышать предельно допустимые уровни (ПДУ). Для диапазона частот ниже 300 МГц определяются напряженности электрического и магнитного полей, а для диапазона частот выше 300 МГц регламентируется плотность потока энергии (ППЭ) на единицу площади.

ПДУ в диапазоне частот 30…300 МГц в соответствии с нормами [5] составляет $E_{\text{ПДУ}} = 3\,\text{В/м}$ для жилых и административных зданий при круглосуточном непрерывном облучении. В диапазоне частот от 300 МГц до 300 ГГц, плотность потока энергии от излучающих электромагнитное поле систем, согласно норм [4], не должна превышать величину $\text{ППЭ}_{\text{ПДУ}} = 10\,\text{мкВт/см}^2$.

Границы опасной зоны на частотах 30…300 МГц определяются равенством $E = E_{\text{ПДУ}}$, а на частотах выше 300 МГц плотность потока энергии рассчитывается в соответствии с выражением $\text{ППЭ} = E^2/3{,}77$ [мкВт/см²] и граница опасной зоны определяется равенством $\text{ППЭ} = \text{ППЭ}_{\text{ПДУ}}$.

Технология оценки допустимого для жилой застройки уровня излучения от радиоэлектронных средств основана на аналитическом определении величины критерия безопасности S. В качестве критерия безопасности принята относительная суммарная интенсивность воздействия электромагнитного поля от *i, j, k* излучающих радиоэлектронных систем на биологические объекты

$$S = \sum_{i=1}^{n}(E_i / E_{\text{ПДУ}})^2 + \sum_{j=1}^{n}(H_j / H_{\text{ПДУ}})^2 + \sum_{k=1}^{n}(\text{ППЭ}_k / \text{ППЭ}_{\text{ПДУ}}),$$

где: $E_{\text{ПДУ}}$ – предельно допустимый уровень (ПДУ) напряженности ЭМП для человека; $\text{ППЭ}_{\text{ПДУ}}$ – плотность потока энергии ЭМИ, предельно допустимая для человека.

Для диапазона частот от 30 до 300 МГц учитываются только *i* и *j* источники излучений, а для диапазона частот выше 300 МГц только *k* источники. Величина S характеризует степень воздействия ЭМИ на биологические объекты и при $S > 1$ длительное воздействие ЭМИ опасно для человека.

Плотность потока излучаемой антенной мобильного телефона или смартфона мощности определяется [6] выражением

$$П = \frac{PD}{4\pi R^2}, \frac{Вт}{м^2} = \frac{100PD}{4\pi R^2}, \frac{мкВт}{см^2}. \quad (1)$$

где: R – расстояние от центра антенны до расчетной точки, м; P – мощность на выходе антенны, Вт; G – безразмерный коэффициент усиления антенны относительно изотропного излучателя, определяемый в направлении максимального излучения;

В соответствии с выражением (1) определим границы опасной зоны при использовании человеком смартфонов в режиме передачи при непрерывно излучаемой мощности от 0,25 Вт до 0,75 Вт, в зависимости от расстояния R между смартфоном и передающим информацию человеком [7] и построим графики при разной мощности смартфона. Результаты расчета представлены на рисунке 1.

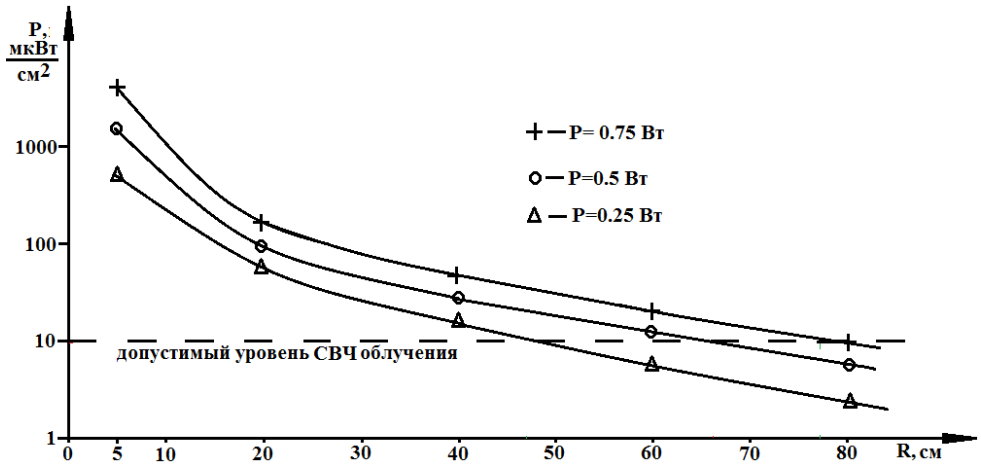


Рисунок 1 - Зависимость плотности потока энергии от расстояния до смартфона

Заключение. Из приведенных расчетов видно, что на пользователя мобильным телефоном действует ЭМИ, многократно превышающее допустимый уровень облучения. Для уменьшения такого влияния необходимо сокращать время непрерывной работы мобильных устройств связи на передачу.

Библиографический список

1. Электронный ресурс: https://www.ferra.ru/news/mobile/smartphone-penetration-rate-worldwide-26-06-2018.htm. Дата обращения 03.01.2020.

2. Зубарев Ю.Б., Григорьев О.А. Внимание: мобильный телефон / Вестник связи. - №9, 2019. - С. 46-48.

3. Самойлов А. Г., Самойлов С. А., Ву Ван Шон. Определение зоны жилой застройки около излучающих радиосистем / Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. № 6. С. 48-51.

4. Беляева Е.А., Хадарцева К.А., Паньшина М.В., Митюшкина О.А. Физиологическое значение различных колебаний и ритмов (обзор литературы) / Вестник новых медицинских технологий. – Электронный журнал. -2015, № 1.

5. СанПиН 2.2.4/2.1.8.055-96. Электромагнитные излучения радиочастотного диапазона (ЭМИ РЧ). Санитарные правила и нормы.

6. Самойлов А.Г., Самойлов С.А., Альшрайдэх А.М., Жоау А.Ф. Имитация многолучевых каналов передачи информации / Проектирование и технология электронных средств. - 2014, № 2. - С. 12-18.

7. Полушин П.А., Самойлов А.Г., Самойлов С.А. Адаптирующиеся высокочастотные генераторы для биомедицинских целей / Медицинская техника. - 2000, № 4. - С. 26-32.

ESTIMATION OF ENERGY FLUX DENSITY FROM MOBILE PHONES

Samoylov V.S., Nasir S.A.X., Al Tahar I.A.
Vladimir State University, Vladimir, Russia, ags@vlsu.ru

Keywords: electromagnetic radiation, mobile communications, smart phones, energy flow

Annotation. Estimates of the maximum permissible levels of electromagnetic radiation by mobile smartphones are given. The safety criterion is the relative intensity of exposure to a person of electromagnetic fields from smartphones working on the transmission. The maximum electromagnetic flux density for a person is determined by sanitary norms and rules adopted in the Russian Federation.

СЕКЦИЯ 8

ЭКОЛОГИЯ И ЗДОРОВЬЕ ЧЕЛОВЕКА

К АНАЛИЗУ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ И РИТМОГРАММ ПРИ СИНХРОННОЙ РЕГИСТРАЦИИ

Кузнецов А.А.
Владимирский государственный университет, г. Владимир, e-mail: artemi-k@mail.ru

Ключевые слова: ритмограмма, энцефалограмма, сопряжение, передаточная функция

Аннотация. Предложена и обоснована методика сопряженного анализа электрокардиограмм и электроэнцефалограмм по формам их цифровых реализаций, полученным при синхронной регистрации. Показана возможность выделения характеристик передаточной функции ЭКГ сигнала при сопоставлении его с ритмограммой. Обозначена нейрогенная природа и частотные характеристики передаточной функции

Постановка задачи. Тезис о том, что в ритме сердца закодирована информация обо всех процессах в организме [1 – 3], может получить необходимое подтверждение и наполнение. Представляя организм единой системой, следует признать, что все процессы в нем происходящие являются системными, а следовательно, и фазовые составляющие этих процессов также системны. Фазовые составляющие могут быть усвоенными экзогенными и генерируемыми внутри системы эндогенными ритмами. Так или иначе, эти биоритмы включены и составляют единый системный ритм организма, характеризуемый собственным частотным распределением, задаваемым извне и поддерживаемым сопряжением с ритмом сердца. Для бесконечного числа исходов функция распределения плотности вероятностей значений *R-R* интервалов (функция ритма) подчиняется нормальному закону. Для конечного числа исходов одномодальная гистограмма ритмограммы определяет функцию ритма сердца в норме. Вариабельность этой функции является синхронизирующей для всех составляющих динамики системного ритма. В пределах функции распределения максимального и минимального значений *R-R* интервалов вводится термин вариационного размаха *X*, или оптимальной (функциональной) ширины «полосы пропускания сигнала» в норме, представляющей диаграмму ритма сердца (ДРС). Расшифровать закодированную в ней информацию о здоровом организме принципиально невозможно, да и практически бесполезно. Можно лишь отметить непрерывно поддерживаемое сопряжение в форме своеобразной симметрии биоритмов и реактивности, которую и следует анализировать, полагая ответственными системы управления и регуляции ритма сердца [2].

Как известно, за управление и регуляцию ритма сердца отвечает продолговатый мозг и мост заднего мозга (варолиев мост). Продолговатый мозг отвечает за интенсивность и качество вегетативной и гуморальной регуляции ритма сердца, а также опосредованно механически через регуляцию дыхания, а мост – за эффективность проведения электрических генераторных сигналов [3]. Электроэнцефалограмма несет результирующую и распределенную от соответствующих электродов по разным дорожкам регистратора информацию об электрически пассивном, активном и реактивном состоянии разных областей головного мозга [3, 4]. Автор предполагает, что при синхронной записи электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и электрокардиограммы (ЭКГ) можно оценить степень сопряжения ЭЭГ и ЭКГ информаций в части причинно-следственных отношений. Но даже в дальнем предположении – реакции системы сердца, как следствия на внешний стимул, информация о котором предполагается кодированной во временной сигнал ЭЭГ, «длинно-временные приспособительные элементы регуляции» гуморального механизма выходят за рамки общепринятых длин записи ЭКГ и ЭЭГ сигналов. Причины отсутствия возможности достоверной оценки работы гуморального механизма регуляции при том, что его работа, так или иначе, сказывается на качестве ритма, следует далее обсудить.

Итак, для формирования нормального закона распределения вероятностей по параметру информационной энтропии I^* ритмограммы требуется 15 – 25 минут записи ЭКГ. Моментом формирования указанного распределения принимается момент времени записи, приходящейся на «колено» функции $I^*(\sigma, n)$. При заданном n (1000 отсчетов) и с ростом стандартного отклонения σ в рамках реальных значений (до 110 мс), на «спадающем эксцессе Е», указанный момент соответствует 15-той минуте записи. При заданном σ (60 мс), и с ростом n указанный момент соответствует 25-той минуте записи. Далее при росте n график функции $I^*(\sigma, n)$ меняется слабо – растет монотонно замедленно к насыщению до $n \to \infty$, когда «колено» функции $I^*(\sigma, n)$ вырождается в точку на графике $I^*(\sigma, n)$. Однако, качество записи сильно зависит от физиологического состояния человека. Так, на уровне 20 – 25 минут в состоянии покоя наступает момент «выбора»: напрячь или расслабить мышцы. В первом случае помимо возможного нарушения контакта электрода с кожей, нарастает вероятность психической и эмоциональной перезагрузки, во втором – психический и эмоциональный спад, сопровождающийся неконтролируемым расслаблением мышц и, далее, сном. Если выбора не происходит, то у

здорового человека возникает состояние дискомфорта, приводящее к психическому и эмоциональному выбросу: резким движениям,
учащенному дыханию, иногда потовыделению с резким ухудшением настроения. Если регистрации проводятся в лабораторных условиях в присутствии других людей, то вероятнее исходы по первому варианту, если же в домашних условиях – по второму. В первом случае значение I^* ожидаемо растет на 0,1 – 0,3 бит/отсчет, соответствуя 0,8 – 2 %, во втором – ожидаемо падает на 0,2 – 0,5 бит/отсчет, соответствуя 1,5 – 7 %. Но наиболее сильно на качестве записи сказывается третий вариант физиологического состояния, не соответствующего реальному функциональному состоянию организма. Здесь информационная энтропия может упасть на 15 – 20 %, искажая результаты всего исследования, поэтому автором и было предложено ограничивать запись длиной 20 минут, или n = 1200 отсчетов [5], что, однако, в 1,5 – 3 раза меньше интервала времени по фиксируемому результату гуморального отклика [3]. Таким образом, работа эндокринной системы выходит за рамки интервала времени регистрации. С одной стороны и в таком случае исследователи назначают «комфортные» условия ее работы, для которых система работает в «фоновом режиме» (режим контроля). Для молодых и здоровых людей, находящихся прогнозируемо в положении покоя относительно небольшой интервал времени, следует ожидать слабых (на уровне фоновых) проявлений регуляторных действий со стороны этой системы, что позволяет, переходя к физическим терминам, действием гуморального механизма регуляции ритма сердца на интервале времени регистрации ЭКГ допустимо пренебречь. С другой стороны, не существует и запретов на принятие «фонового уровня» работы гуморального механизма регуляции за его соответствие исходному нормальному уровню работы головного мозга, и при регистрации ЭЭГ технологически не учитывать, принимая его в масштабе за «точку отсчета».

Цель работы – анализ возможности выделения характеристик передаточной функции ЭКГ-сигнала и предикторов нейрогенного аритмогенеза.

Ритмограмма – форма реализации функционального ритма сердца

Устойчивое развитие заболевания или хроническая болезнь в указанном выше смысле определяются степенью и качеством десинхронизации в системном ритме с принципиальной невозможностью согласовывать биоритмы в сопряжении с единым функциональным ритмом сердца. В таких случаях на диаграмме ритма сердца (ДРС) выделяются «собственные полосы пропускания» (амплитудные уровни) [6, 7], пересекающиеся или отделенные друг от друга, но соответствующие биоритмам типов патогенеза. Автор выносит на обсуждение гипотезу о волновом мультипликативном характере взаимодействия ритма основного тона и гармоник патологий. При появлении и развитии уровневой структуры ДРС функция распределения плотности вероятностей значений *R-R* интервалов становится многомодальной по числу амплитудных уровней. При этом функциональный ритм сердца в норме (основной тон) может сохраняться в форме количественной характеристики одного из уровней.

При неконтролируемом интенсивном развитии заболевания число амплитудных уровней возрастает, что сопровождается быстрым увеличением ширины полосы пропускания ритма (вариационного размаха X). Эти утверждения базируются и на наблюдениях автора за такими изменением структуры ДРС при достоверном падении уровня функционального состояния организма (ФСО), а также на известных и объясняющих фактах [1 – 3]: 1. Сердечнососудистая система (ССС) охватывает детально и объемно весь организм; 2. Системность функционирования ССС обеспечивается единственно принципиально возможным механизмом – информативным ритмом сердца; 3. Нарушения ритма сердца – следствие десинхронизации и нарушения циклических функций каждого органа и организма в целом; 4. Внешние регуляторные системы работы сердца, воспринимая сигналы от органов, нивелируют отклонения ритма сердца от нормы; 5. Сигналы передаются по афферентным и эфферентным путям по механизму, основанному на принципах обратной связи и частотного и пространственного кодирования сигналов; 6. Защитные механизмы работы сердца имеют последовательно-параллельную структуру и собственные пороговые границы.

Так как структура проводящей системы сердца создана под системный ритм основного тона в норме, то длительная десинхронизация биоритмов может привести к процессу насильственного изменения этой структуры, который трактуется автором, как ишемическая болезнь сердца (ИБС). Необратимость длительного процесса предопределяет принципиальную невозможность излечения от ИБС, указывая лишь на возможность уменьшения скорости развития изменений. Одним из известных механизмов защиты при продолжающемся интенсивном патогенезе является генерация автоволновых процессов в миокарде, «включающих» механизм *re-entry* и запускающая аритмогенез. Возможно, количество мод как-то связано с числом максимумов на кривой функции плотности распределения вероятностей значений *R-R* интервалов на ДРС.

Амплитудные уровни, делящие ДРС по вертикали на своеобразные модальные полосы, имеют переменную топологическую структуру. При интенсивном патогенезе и, как следствие, стабильном ухудшении ФСО, ширина этих полос уменьшается за счет дробления или простого сжатия. В пределе (состояние комы) амплитудные уровни вырождаются по ширине распределения в одно значение *R-R* интервала (ярус). Каждый амплитудный уровень или вообще исчезает или представлен 1 – 3 ярусами значений *R-R* интервала. Поэтому автор и предложил описывать ДРС распределением значений *R-R* интервалов по ярусам [5 – 7], т.е. как информационную структуру. Если под ярусом на ДРС принимается фиксированное значение *R-R* интервала, то ДРС удобно даже визуально воспринимать и описывать в графической форме ярусной структуры без линий интерполяционных связей между соседними значениями *R-R* интервалов. В терминах распределения под

ярусом можно понимать значение единичного по ширине столбца гистограммы. Время разрешения регистрирующего ЭКГ прибора определяется частотой сканирования цифровой информации, поэтому все ярусы значений *R-R* интервалов разделены промежутками, кратными минимальному, равному времени разрешения, или времени дискретизации. Ясно, что такой «эффект квантования» фазовых состояний ритма сердца является ложным – приборным, но он удобен при анализе структур уровней и динамике переходных процессов. Как оказалось, использование категории числа ярусов и динамики их изменения более информативно для анализа ритма, чем использование категории дисперсии [7].

Электроэнцефалограмма – форма реализации управляющего ритма головного мозга

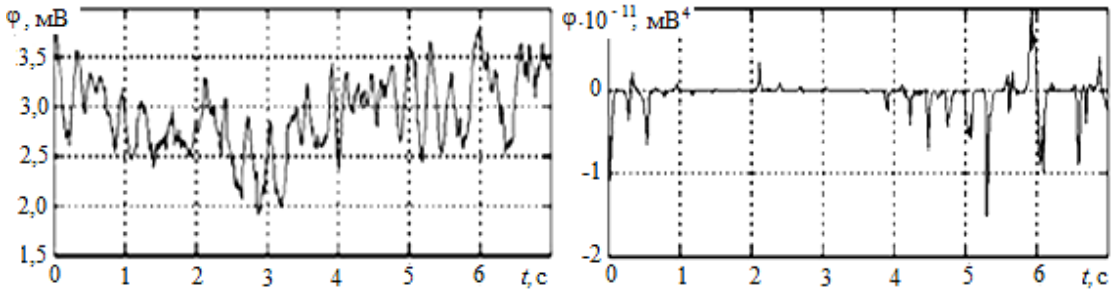
Системный процесс регуляции и управления организма человека включает в себя [1, 2]: 1. Моментную регуляцию электрической природы для синхронизации процессов; 2. Отложенную регуляцию химической, пептидной и гормональной природы, где управляющими параметрами являются интервалы времен запаздывания, для фазного упорядочения ритмических системных процессов; 3. Механическую регуляцию апериодических воздействий на органы сердечнососудистую систему при дыхании; 4. Биохимическую коррекцию усиления, подавления или сдвига фазы результирующего сигнала на мембранно-клеточном уровне.

Не имея практической возможности для исследования передаточных функций вегетативной и центральной нервной системы (ЦНС) при формировании результирующего системного сигнала в реализации электроэнцефалограммы (ЭЭГ), тем не менее, имеем принципиальную возможность проведения кросс – анализа ЭЭГ и ритмограмм при их синхронной регистрации. В условиях научного поиска появляется реальная возможность увязать воздействие на ритм сердца внешних стимулов посредством конвертированной ЭЭГ-информации [8, 9]. В рамках этого утверждения будем считать, что ЭЭГ несет частотно кодированную (с учетом передаточной функции экстерорецепторов и ЦНС) информацию об электрической активности головного мозга, т.е. о готовности мозга к управленческой реакции на прием изменений амплитудно-фазовых характеристик внешних стимулов. Такое динамическое состояние мозга, сопряженное с ритмом сердца, будем называть «режимом контроля» ритма сердца.

Тестируя головной мозг молодых здоровых организмов (при неизменных передаточных функциях нервной системы и ЭПСС), вероятно, можно выявить на частотной оси спектра ЭЭГ влияние разных ритмов (соизмеримых и несоизмеримых) на фазовые характеристики ЭКГ с оценкой их соответствия физическим характеристикам внешних стимулов. ЭЭГ не содержит в явном виде информацию о состоянии вегетативной и участков периферийной нервной системы, как о факторе передаточной функции, которая в свою очередь кодирована в ритмограмме. В таком случае анализ синхронных регистраций ЭЭГ и ЭКГ представляет интерес для изучения образов влияния внешних стимулов на ритм сердца.

Информационное сопряжение ритмограмм и ЭЭГ

При исследовании синхронных записей ЭЭГ по четырем ортогональным отведениям была сделана попытка выделения суммарного и общего свертки-сигнала. Суммарный сигнал получен сложением (рис. 1 *а*), а общий – перемножением (рис. 1 *б*). Было замечено, что структура суммарного сигнала ЭЭГ качественно напоминает локальную структуру участков ритмограммы с учетом хода изоэлектрической линии дыхательного ритма. Предварительный анализ фрактальной динамики ДРС и ЭЭГ методом Хаусдорфа [10] для указанных обследуемых позволил установить схождение значений фрактальных коэффициентов с точностью до 1 %, указывая на самоподобие ритмограмм и ЭЭГ.



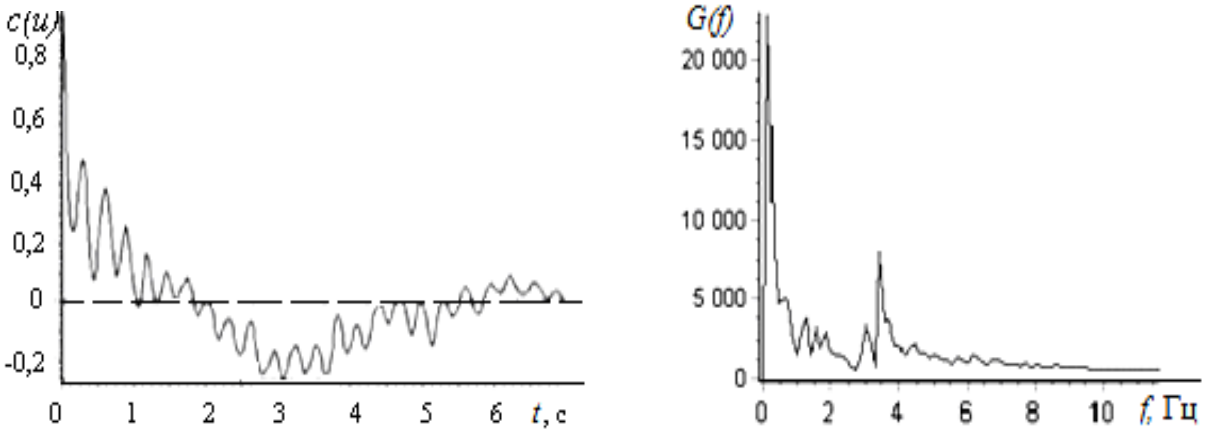
а *б*

Рисунок 1 - Результаты сложения (*а*) и перемножения (*b*) ЭЭГ всех стандартных отведений

Заметно, что увеличение среднего уровня электрического потенциала «генерирует» общий сигнал в форме периодических импульсов, что демонстрирует принцип частотного кодирования в действии.

Предполагается, что суммарный сигнал, полученный сложением ЭЭГ сигналов от всех электроэнцефалографических отведений, может служить источником информации обо всех ритмах головного мозга [1, 3]. На графике автокорреляционной функции (АКФ) такого сигнала (рис. 2 *а*) достоверно выделяются 2 периода (T_1 = 7 с, T_2 = 0,3 с), соответствующие частотам: 0,143 Гц и 3,44 Гц на спектре плотности мощности (СПМ) (рис. 2 *б*).

У обследуемого наблюдается сильная электрическая активность мозга с периодом 4 – 7 с, совпадающим с дыхательным полуциклом (см. рис. 1 *б*).



а *б*

Рисунок 2 - Автокорреляционная функция (*а*) и спектр плотности мощности (*б*) суммарного ЭЭГ сигнала (см. рис. 1 *а*)

Метод синхронного перемножения цифровых реализаций сравниваемых процессов, синхронно зарегистрированных с одинаковым временем разрешения, при определенных условиях приобретает смысл корреляционной обработки временных рядов. В качестве критерия оценки многофакторного коэффициента корреляции используется произведение мгновенных значений сигналов. Указанные условия включают центрирование и нормирование обеих реализаций. Центрирование приводит к тому, что значения математических ожиданий по обоим массивам данных обращаются в ноль, а нормирование приводит к тому, что среднеквадратическое отклонение (σ) становится равным единице. В этом случае парный коэффициент корреляции двух случайных величин *X* и *Y* принимает вид произведения двух синхронных значений временных рядов:

$$R_{xy} = \frac{< xy > - < x > \cdot < y >}{\sigma_x \cdot \sigma_y} = \frac{< xy > - 0}{1 \cdot 1} = < xy > .$$

По синхронному перемножению цифровых реализаций сигналов ЭЭГ можно судить об общем состоянии головного мозга. Добавление к исследованию хаосграммы позволит провести общий анализ фазовых составляющих ЭЭГ: СПМ содержит информацию о стационарных составляющих ЭЭГ; хаосграмма (ХГ) – о нестационарных составляющих ЭЭГ; расхождение фрактальных коэффициентов ЭКГ и ЭЭГ является индикатором десинхронизации процессов регуляции и ритма сердца и, следовательно, предиктором развития сердечных аритмий. Предполагается, что такая методика выделения сигналов может быть эффективна и в социологии и психологии, например, в применении к работе одного из каналов полиграфа («детектора лжи»).

Библиографический список

1. Биологические ритмы. В 2 т. Т. 1 : пер. с англ.; под ред. Ю. Ашоффа. – М. : Мир. 1984. 414 с.

2. Дубров, А. П. Симметрия биоритмов и реактивности/ А. П. Дубров. – М.: Наука. 1987. 238 с.

3. Шмидт, Р. Физиология человека: В 3 т. Т. 2. .; под ред. Р. Шмидта, Г. Тевса. – М.: Мир. 1996. 313с.

4. Кузнецов, А.А. Определение количественных характеристик вертикальной макроструктурной неоднородности диаграммы ритма сердца человека. Амплитудный метод анализа / А. А. Кузнецов // Измерительная техника. 2011. № 1. С. 62 – 65.

5. Кузнецов, А. Энтропия ритма сердца: методы донозологической диагностики/ А. Kuznetsov. – Saarbrücken, Germany: LAP LAMBERT Academic Publishig GmbH & Co. KG. 2012. 174 с.

6. Кузнецов, А.А. Методы анализа и обработки электрокардиографических сигналов: Новые подходы к выделению информации: монография/ А.А. Кузнецов. – Владимир: ВлГУ. 2008. 140 с

7. Кузнецов, А.А. Структурно-топологические особенности диаграмм ритма сердца/ А.А. Кузнецов //Инфокоммуникационные технологии. 2009. Т. 7, № 3. С. 80 – 85.

8. Кузнецов, А.А. Методика анализа кардио- и энцефалограмм человека/ А.А. Кузнецов// Агаджаняновские чтения (Aghajanian's reading). Материалы Всероссийской научно-практической конференции – М.: РУДН. 2016. С. 69 – 70.

9. Кузнецов, А.А. Об устойчивости энцефало-кардиологических отношений/ А.А. Кузнецов // Агаджаняновские чтения (Aghajanian's reading). Материалы Всероссийской научно-практической конференции. – М.: РУДН. 2016. С. 70 – 72.

10. Кузнецов, А. А. О технике оценки фрактальной размерности фазовых портретов динамических систем / А.А. Кузнецов, А.А. Плеханов // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. В 2-х кн. Кн. 1. – Владимир-Суздаль: ВлГУ. 2008. С. 152 – 157.

ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAMS AND RHYTHMOGRAMS DURING SYNCHRONOUS REGISTRATION

Kuznetsov A.A.
Vladimir State University, Vladimir, artemi-k@mail.ru

Keywords: rhythmogram, encephalogram, conjugation, transfer function

Annotation. A technique for conjugate analysis of electrocardiograms and electroencephalograms according to the forms of their digital realizations obtained by synchronous recording is proposed and justified. The possibility of highlighting the characteristics of the ECG signal transfer function when comparing it with a rhythmogram is shown. The neurogenic nature and frequency characteristics of the transfer function are indicated.

———————— ♦ ————————

ДИНАМИЧЕСКИЕ НАБЛЮДЕНИЯ ЗА ФУНКЦИОНАЛЬНЫМ СОСТОЯНИЕМ ОРГАНИЗМА СТУДЕНТОВ ПЕРВОГО КУРСА

Блохин М.М., Батоцыренова Т.Е.
Владимирский государственный университет, г. Владимир, tamara-vgu@yandex.ru

Ключевые слова: студент, первый курс, функциональное состояние, вариабельность сердечного ритма

Аннотация. В статье рассматриваются результаты сравнительной оценки функционального состояния организма первокурсников, поступивших в вуз с разницей примерно в десять лет - в 2008 и 2017 гг. методом анализа вариабельности сердечного ритма. У первокурсников 2017 года выявлено достоверное ухудшение функционального состояния организма по сравнению с их сверстниками, ставшими студентами в 2008 году независимо от пола.

Актуальность. Физическое состояние молодежи, поступающей в вуз, представляет практический интерес, прежде всего, для преподавателей кафедр физического воспитания, которые обеспечивают учебный процесс по дисциплине «Физическая культура». Как известно, с сентября 2013 года организация физического воспитания и образования в образовательных организациях предусматривает проведение ежегодного мониторинга физической подготовленности и физического развития обучающихся (абзац в редакции, введенной в действие с 1 сентября 2013 года Федеральным законом «О физической культуре и спорте в РФ» от 2 июля 2013 года № 185-ФЗ). В связи с этим представляются актуальными и скрининговые исследования функционального состояния организма обучающихся и прежде всего студентов первого курса, только поступивших в вуз.

Организация, объем и методы исследования. Исследование проведено в рамках мониторинга физического здоровья студентов ВлГУ, которое проводится в университете с 2008 года Центром содействия укреплению здоровья студентов. В работе представлены результаты исследования функционального состояния организма студентов первого курса, поступивших в вуз в 2008 году (n=473) и почти через 10 лет, в 2017 году (n=889). Всего обследовано 1362 чел., из них 764 девушек и 598 юношей. Метод исследования – анализ вариабельности сердечного ритма (ВСР) с использованием четырехканального комплекса Варикард 2.6 [3, с. 161]. Исследования проводились в условиях повседневной учебы в первой половине дня, в часы, отведенные по расписанию дисциплине «Физическая культура». Записи ЭКГ короткие (5 мин.), в положении сидя, в первом или втором стандартном отведении. Полученные результаты обработаны методами параметрической статистики.

Результаты исследования. Скрининг по ВСР с целью выявления студентов с нарушениями ритма сердца, проведенный в осеннем семестре 2008-2009 учебного года, выявил 35 первокурсников с аритмией различной степени из 473 обследованных, что составило 7,4%. В 2017-2018 учебном году из 889 первокурсников у 77 отмечена аритмия (8,7%). Более полная информация представлена в таблице 1. Как видно, к 2017 году отмечается тенденция увеличения количества первокурсников с нарушением ритма сердца независимо от пола. Первокурсники, у которых количество аритмичных сокращений сердца за пятиминутный отрезок записи ЭКГ составило более 4%, направлялись для консультаций в студенческую поликлинику. Под особый контроль брали этих студентов преподаватели кафедры физического воспитания, учитывая, что основная задача скрининга заключалась в предупреждении несчастных случаев на практических занятиях по физической культуре. Опыт начала 2000-х показал, что некоторые студенты с проблемами в работе сердца не подозревали о них, так как никогда у них не записывали ЭКГ. Лица, имеющие нарушения ритма сердца, исключались из дальнейшей обработки.

Таблица 1 – Результаты скрининга по ВСР первокурсников в 2008 и 2017 гг.

Группы	Год обследования	Количество обследованных, чел.	Выявленные аритмии		Кол-во аритмий	
			Кол-во, чел.	%	<4%	>4%
Девушки	2008	187	16	8,6	10	6
	2017	577	52	9	49	3

Юноши	2008	286	19	6,6	19	0
	2017	312	25	8	22	3

В таблице 2 приведены некоторые показатели ВСР юношей и девушек, поступивших в ВлГУ в 2008 и 2017 гг. У молодежи, поступившей в вуз в 2017 году, выявлены достоверно более высокие значения ЧСС при $p<0,01$ у девушек и $p<0,05$ у юношей по сравнению с их сверстниками, ставшими студентами в 2008 году. Соответственно у них отмечены достоверно меньшие значения средней длительности R-R интервалов (Mean) при уровне значимости $p<0,05$. У девушек в 2017 году отмечена тенденция увеличения вариабельности ритма сердца (SDNN), у юношей-первокурсников этого года произошло достоверное увеличение этого показателя ($p<0,05$). Достоверно более высокие значения LF, %, индекса централизации управления ритмом сердца (IC), показателя вегетативного баланса LF/HF ($p<0,01$), низкие значения HF, % ($p<0,01$) у первокурсников 2017 года, независимо от пола, свидетельствуют о некотором смещении вегетативного баланса в сторону преобладания активности симпатического отдела вегетативной нервной системы у них по сравнению со студентами первого курса 2008 года. Достоверные различия ($p<0,01$) между первокурсниками 2008 и 2017 гг., как у юношей, так и у девушек были выявлены и по интегральному показателю активности регуляторных систем (ПАРС), который широко используется при донозологическом контроле [1]. Последующий анализ функционального состояния организма первокурсников по ПАРС выявил следующую картину (таблица 3).

Количество студентов первого курса с удовлетворительной адаптацией, что соответствует зеленой зоне по шкале «Светофор» Р.М. Баевского [2] в 2008 году составило у девушек 38,6% и 30,3% у юношей, тогда как среди первокурсников 2017 года их количество уменьшилось и составило соответственно 28,6% и 19,2%.

Таблица 2 – Некоторые показатели ВСР первокурсников ВлГУ (M±m)

Показатели ВСР	Девушки		Юноши	
	2008 г.	2017 г.	2008 г.	2017 г.
	n=171	n=525	n=267	n=287
1. Частота пульса (ЧСС), уд./мин	81,6±0,8	84,4±0,5**	82,7±0,7	85,0±0,7*
2. Среднее значение длительности RR интервалов (Mean), мс	745,8±6,9	724,7±4,4*	739,6±6,3	720,4±6,1*
3. Среднее квадратическое отклонение (SDNN), мс	50,8±1,4	51,6±1,0	50,7±1,3	55,2±1,3*
4.Число аритмий (NArr), % (Общее число аритмий)	0	0	0	0
5. Индекс напряжения регуляторных систем (SI), у.е.	165,4±11,6	226,8±14,6*	229,3±40,3	229,0±22,0
6. Суммарная мощность спектра (TP),мс2	2671,5±135,6	2833,9±280,9	2873,2±164,3	3271,7±323,1
7. Суммарная мощность HF, мс2	1081,8±74,7	1027,0±171,8	821,1±50,2	917,8±201,5
8. Суммарная мощность LF, мс2	986,0±69,1	1059,1±85,9	1307,3±96,6	1518,0±107,6
9. Мощность HF, %	42,2±1,3	31,9±0,7**	32,3±0,9	25,7±0,8**
10. Мощность LF, %	41,6±1,2	47,7±0,6**	50,1±0,9	55,1±0,8**
11. LF/HF	1,4±0,1	2,2±0,1**	2,2±0,1	2,9±0,1**
12. Индекс централизации (VLF+LF)/HF (IC)	2,0±0,2	3,2±0,1**	2,9±0,1	3,9±0,1**
13. ПАРС	4,0±0,1	4,5±0,1**	4,6±0,1	5,1±0,1**

*- <0.05; ** <0.01.

В то же время в 2017 году существенно увеличилось количество лиц с напряжением и перенапряжением регуляторных систем организма (желтая и оранжевая зоны), как у девушек до 67,6%, так и у юношей до 72,1%. В 2008 году количество таких студентов составляло соответственно 58,5% и 61,4%. Отмечалась тенденция увеличения количества первокурсников со срывом адаптации (красная зона) как среди девушек, так и среди юношей в 2017 году по сравнению с 2008 годом.

Таблица 3 – Распределение студентов по группам функциональных состояний (%)

ПАРС	Девушки		Юноши	
	2008 г. (n=171)	2017 г. (n=525)	2008 г. (n=267)	2017 г. (n=287)
1-3 (физиологическая норма)	38,6	28,6	30,3	19,2
4-5 (донозологические состояния)	40,4	41,5	36,7	35,2
6-7 (преморбидные состояния)	18,1	26,1	24,7	36,9
8-9 (срыв адаптации)	2,9	3,8	8,2	8,7

Заключение. Таким образом, проведенное исследование выявило, что у молодежи, поступившей в вуз в 2017 году, по сравнению с первокурсниками 2008 года, отмечалось уменьшение количества лиц с удовлетворительной адаптацией – у девушек на 10%, у юношей на 11,1%. Количество лиц с преморбидными состояниями, или с резко выраженным перенапряжением регуляторных систем организма (оранжевая зона), увеличилось у первокурсников 2017 года - на 8,0 % у девушек и на 12,2 % у юношей. Следует отметить и увеличение лиц со срывом адаптации. Таким образом адаптация первокурсников 2017 года к новым социальным и психоэмоциональным условиям обучения проходит с большими затратами функциональных резервов, «биосоциальная плата» за адаптацию оказывается выше.

Библиографический список

1. Агаджанян, Н.А. Проблемы адаптации и учение о здоровье./ Н.А. Агаджанян, Р.М. Баевский, А.П. Берсенева - М.: РУДН, 2006. - 284 с. ISBN(1) 5-209-00239-Х.
2. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. М.: Медицина, 1979. - 295с.
3. Семенов, Ю. Н. Аппаратно-программный комплекс "Варикард" для оценки функционального состояния организма по результатам математического анализа ритма сердца. Вариабельность сердечного ритма. / Ю.Н. Семенов, Р.М. Баевский / - Ижевск: Удмуртский гос. ун-т, 1996. - С. 160-162.

DYNAMIC OBSERVATIONS OF THE FUNCTIONAL STATE OF THE BODY OF FIRST-YEAR STUDENTS

Blokhin M.M., Batotsyrenova T.E.
Vladimir State University, Vladimir, tamara-vgu@yandex.ru

Keywords: student, first year, functional state, heart rate variability.

Annotation. The article discusses the results of a comparative assessment of the functional state of the body of first-year students who entered the University with a difference of about ten years - in 2008 and 2017. the method of analysis of heart rate variability. First-year students in 2017 showed a significant deterioration in the functional state of the body in comparison with their peers who became students in 2008, regardless of gender.

НОВЫЕ ПОДХОДЫ К УПРАВЛЕНИЮ ПАРАМЕТРАМИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

[1,2,3]Северин А.Е., [1,2]Петрова М.В., [4]Сушкова Л.Т., [5]Семенов Ю.Н., Крамм М.Н.[3], Шалимова Е.В.[3]
[1]ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов» г. Москва;
[2]Федеральный научно-клинический центр реаниматологии и реабилитологии г. Москва;
[3]ФГБОУ ВО "Национальный исследовательский университет "МЭИ" г. Москва;
[4]ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых» г. Владимир;
[5]ООО Институт внедрения новых медицинских технологий «РАМЕНА» г. Рязань

Ключевые слова: аппараты искусственной вентиляции легких, кардиогемодинамика, венозный возврат крови, управление, вариабельность сердечного ритма

Аннотация. Рассматриваются различные режимы искусственной вентиляции легких и способы автоматического управления параметрами ИВЛ. Обосновывается целесообразность введения в контур управления параметрами ИВЛ параметров сердечного ритма, что уменьшит негативное влияние на сердечную деятельность колебаний внутригрудного давления при ИВЛ.

Замещение дыхательной функции человека аппаратом искусственного дыхания имеет достаточно длительную историю. В экспериментах на животных в XIXвеке использовались меха, снабженные клапанами, которые обеспечивали направленный ток воздуха через легкие. Это использовал Л.Фредерик в 1890 г в своем знаменитом опыте с перекрестным кровообращением, Отто Франк и Генри Старлинг, когда исследовали миогенную регуляцию сердца на сердечно-легочном препарате и т.д. Но широкое распространение ИВЛ принято датировать с эпидемии полиомиелита, которая разразилась в Европе и Америке в XX веке. Именно тогда 12 октября 1928 года впервые был использован аппарат искусственного дыхания "железные легкие". Авторами устройства были Луи Агассис Шоу (Shaw, L.A) и Филип Дринкер (Drinker, P.) [1].

Принцип действия этого аппарата воспроизводил физиологические процессы во время дыхания: давление в железной капсуле, герметизированной кожными манжетами в области шеи и нижней части грудной клетки, снижалось, что вызывало вдох, затем оно повышалось, что давало возможность легким совершить выдох. Эти аппараты функционировали до 70-х годов прошлого века. Осложнений от их длительного применения было немного. Так, некоторые пациенты применяли эти аппараты непрерывно в течение более 50 лет. Связано это, кроме прочего, с тем, что при ИВЛ с их помощью воспроизводились физиологические

процессы, характерные для дыхания: создание и увеличение отрицательного давления в легких на вдохе и повышение давления в легких на выдохе. При этом, изменения гемодинамики также происходили естественным (физиологическим) образом: на вдохе венозный возврат крови к сердцу повышался из-за усиления присасывающего действия грудной клетки, а на выдохе снижался вследствие повышения давления в легких и грудной полости. Изменения венозного возврата отражались на изменениях ритма сердца: в начале вдоха ритм замедлялся, а затем, когда кровь приливала к устью полых вен и правому предсердию, увеличивался. Это, так называемая, «дыхательная аритмия», которая синхронизировала сердечную деятельность с дыханием.

Современные аппараты ИВЛ используют не физиологический принцип дыхания: вдох производится нагнетанием воздуха в легкие с повышением внутрилегочного давления и уменьшением венозного возврата крови к сердцу, а выдох - напротив, при снижении внутрилегочного давления и повышения притока крови к сердцу. В этих условиях нарушается физиологический механизм, синхронизирующий сердечную деятельность и дыхание. Отсюда и осложнения, возникающие при длительной искусственной вентиляции легких.

В анестезиологической литературе все это хорошо известно, но до настоящего момента компьютерное управление аппаратом ИВЛ осуществляется исключительно по параметрам, связанным с дыханием, а именно, по объему вдоха, частоте дыхания и давлению в газовой магистрали аппарата ИВЛ, которое стремятся ограничить для минимизации возможной баротравмы легких.

В последних модификациях аппаратов ИВЛ в качестве управляющих параметров введены: сатурация артериальной крови кислородом и регистрация импульсов с диафрагмального нерва, которую осуществляет специальный внутрипищеводный датчик. Величина дыхательного объема в последних модификациях аппаратов ИВЛ также может меняться, но не в соответствии с изменениями гемодинамики, а случайным образом, подчиняясь генератору случайных чисел, встроенному в программу компьютера аппарата ИВЛ.

Анализ этих нововведений в конструкцию аппаратов ИВЛпоказывает, что происходит «физиологизация» аппаратного дыхания с учетом физиологических механизмов, связанных с дыханием.

В связи с этим непонятно, почему в этой достаточно сложной архитектуре управления аппаратом ИВЛ до настоящего времени не нашлось места для монитора ЭКГ, который бы являлся одним из управляющих сигналов, подстраивающих параметры вентиляции (объемные, частотные параметры ИВЛ, а также изменения давления в газовых магистралях) с параметрами сердечного ритма. Представляется, что наработанные данные по вариабельности сердечного ритма (ВСР)[3, 4] при их использовании в качестве одного из управляющих сигналов в определении параметров ИВЛ могли бы существенно снизить частоту гемодинамических нарушений при длительном применении искусственной вентиляции легких.

Библиографический список

1.Shaw, L.A; Drinker, P. "An apparatus for the prolonged administration of artificial respiration: I. A Design for Adults and Children". J Clin Invest. (1929), 7 (2): 229–47. doi:10.1172/JCI100226. PMC 434785.PMID 16693859.

2.Осложнения ИВЛ (Пресс-релиз фирмы KRANZ) (Электронный ресурс) // http://www.kranz.ru/press-centr1/stati/oslozhneniya-ivl.

3.Баевский Р. М., Кириллов О. И., Клецкин С. З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе (рус.). — М.: Наука, 1984. — 224 с.

4.Bashan A., Bartsch R. P., Kantelhardt J. W., Havlin S., Ivanov P. C. Network physiology reveals relations between network topology and physiological function (англ.) // Nature Communications : journal. — 2012. — Vol. 3. — P. 702.

NEW APPROACHES TO MANAGING LUNG ARTIFICIAL VENTILATION PARAMETERS

[1,2,3]Severin A.E., [1,2]Petrova M.V., [4]Sushkova L.T., [5]Semenov Yu.N.,
[3]Kramm M.N., [3]Shalimova E.V.
[1]FGAOU VO "Peoples' Friendship University of Russia" Moscow;
[2]Federal Scientific and Clinical Center for Resuscitation and Rehabilitation, Moscow;
[3]FSBEI of HE "National Research University" MPEI "Moscow;
[4]FSBEI of HE "Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs "Vladimir;
[5]OOO Institute for the Introduction of New Medical Technologies "RAMENA" Ryazan

Keywords: ventilators, cardiohemodynamics, venous return of blood, control, heart rate variability

Annotation. Various modes of mechanical ventilation and methods of automatic control of ventilation parameters are considered. It justifies the feasibility of introducing into the control circuit the parameters of the mechanical ventilation parameters of the heart rhythm, which will reduce the negative effect on the cardiac activity of fluctuations in the chest pressure during mechanical ventilation.

ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНАЯ МЕТЕОЛАБИЛЬНОСТЬ И МЕТЕОЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ ВЗРОСЛЫХ ЖИТЕЛЕЙ РЕСПУБЛИКИ КРЫМ С РАЗНЫМ СОСТОЯНИЕМ ЗДОРОВЬЯ

Залата О.А., Евстафьева Е.В., Астафуров Д.Д., Слюсаренко А.А., Прасолов Н.С.
ФГАОУ ВО «КФУ им. В.И. Вернадского», Медицинская академия им. С. И. Георгиевского,
г. Симферополь, olga_zalata@mail.ru, astafurov2001@mail.ru

Ключевые слова: Климат, метеочувствительность, метеолабильность, заболевания сердечно-сосудистой системы, взрослые, возраст

Аннотация. Известно, что такие внешние воздействия, как солнечное излучение, изменения геомагнитного поля и выходящие за рамки нормы погодные колебания, негативно воздействуют на организм человека. Целью нашего исследования стало выявление связи между параметрами погоды, геомагнитной обстановки, солнечного излучения и психоэмоциональными индикаторами взрослых жителей Республики Крым различных групп здоровья, возраста и уровней физической активности. Согласно результатам, психоэмоциональная метеочувствительность резко возрастает в более старших группах добровольцев. Увеличение метеочувствительности также ассоциировано с наличием острых или хронических кардиоваскулярных заболеваний и сниженным уровнем физической подвижности. Температура атмосферного воздуха, общая облачность, скорость ветра, геомагнитные индексы и некоторые параметры солнечного излучения имели наибольшее воздействие.

В современных условиях глобального изменения климата на планете роль климатических, гелио- и геомагнитных факторов становится все более существенной и вынуждает пересмотреть взгляды на многие экологические, социально-экономические, а также медицинские аспекты человеческой жизни. Спектр проблем, изучаемых климатической физиологией, расширяется, при этом все больше вопросов становятся остро актуальными и требуют решения.

Согласно учению о функциональных системах П. К. Анохина и закону У. Эшби организм человека как система должен обладать «достаточным разнообразием», то есть объемом адаптационных резервов, превосходящим требования, предъявляемые организму воздействием внешней среды. Способность человеческого организма компенсировать климатические воздействия, сохраняя гомеостаз, ряд авторов рассматривает как метеолабильность, хотя в общепринятой терминологии этот термин является синонимом понятию метеочувствительности как повышенной реактивности организма к действию метеофакторов. В данной статье метеолабильность рассматривается как амплитуда изменений метеофакторов, в границах которой системы организма могут благополучно справляться с их влиянием – т. н. физиологическая метеочувствительность. Ее уровень в значительной степени обусловлен приспособительными резервами организма. Еще Г. М. Данишевский (1962 г.) предположил, что при их ограниченности или отсутствии формируются метеопатические реакции, объясняющиеся проявлением патологической метеочувствительности (МЧ) и выражающиеся в нарушении нормального функционирования систем организма. Мишенями негативного воздействия геомагнитных, погодных и солнечных факторов являются разные системы органов человека. Больше всего подвержены дыхательная [1], сердечно-сосудистая [2-4] и нервная системы [5-13]. Однако еще в конце 19 в. Ч. Ломброзо в своем капитальном труде описал влияние метеорологических явлений на психическую деятельность человека. Результаты современных научных исследований также свидетельствуют о связи между погодными явлениями и изменениями психической активности человека, теснота которой варьирует в зависимости от сезона года [5-6, 8], возраста человека [9, 13], его фенотипических особенностей и функционального состояния. Особое внимание уделяется значимости физической активности в формировании метеолабильности [11].

С 2017 года на базе лаборатории медико-экологического мониторинга с оценкой риска кафедры физиологии нормальной Медицинской академии им. С. И. Георгиевского ФГАОУ ВО «КФУ им. В. И. Вернадского» проводится изучение воздействия метеофакторов на состояние здоровья населения Республики Крым (РК) и функциональное состояние систем организма, в том числе влияние метеофакторов на показатели когнитивной деятельности молодых людей и психоэмоциональное состояние когорт населения разного возраста и состояния здоровья [3, 5-9].

Материалы и методы. К участию в исследовании на добровольной основе были привлечены 4 группы лиц с различным состоянием сердечно-сосудистой системы (ССС) и уровнем физической активности. Первую группу составили пациенты СП «Кардиологический диспансер» ГБУЗ РК «РКБ им. Семашко» (Группа ССС-1), страдающие следующими острыми и хроническими кардиоваскулярными заболеваниями: гипертоническая болезнь II-III стадий со степенью риска III-IV (высокий и очень высокий риск); ишемическая болезнь сердца; сердечная недостаточность с или без снижения фракции выброса левого желудочка; инфаркт миокарда острого или подострого периода с или без патологии зубца Q на ЭКГ в покое; постинфарктный кардиосклероз.

Средний возраст лиц, составивших группу ССС-1, составил 60,2 ± 7,2 лет (n=22; 16 мужчин и 6 женщин). Физическая активность лиц данной группы была условно ограничена в связи с основными заболеваниями ССС; контрольные измерения показателей у лиц этой группы проводились в период с 14.01.2020 г. по 19.02.2020 г.

Вторую (ССС-2) и третью (ССС-3) группы составили пациенты ГБУЗ РК «Крымский республиканский клинический госпиталь для ветеранов войн» со средним возрастом 79,9 ± 4,1 года (n=16; 8 мужчин и 8 женщин) и 76,2±6,2 года (n=19; 6 мужчин и 13 женщин) соответственно, также имеющие хронические заболевания ССС.

Различие между данными двумя группами определялось двигательным режимом — лица группы ССС-3 посещали занятия лечебной физической культуры (ЛФК), в то время как физическая активность группы ССС-2 была ограничена палатным режимом. Период проведения исследования в группе пациентов ССС-2 продолжался с 22.01.2020 г. по 24.01.2020 г., а в группе ССС-3 — с 15.01.2020 г. по 31.01.2020 г.

Четвертая группа добровольцев являлась контрольной. Лица данной выборки не состояли на учете по заболеваниям ССС, не страдали хроническими заболеваниями и вели среднестатистический для их возраста образ жизни со средним уровнем физической подвижности. Средний возраст в группе составил 45,6±8,5 года (n=30; 4 мужчины и 26 женщин). Период исследования – с 20.01.2020 г. по 31.01.2020 г. Все респонденты были проинформированы о целях и задачах исследования и подписали лист информационного согласия (Протокол Биоэтического заключения №11 от 19.05.2016 г.). Исследование соблюдает требования Федерального закона РФ от 21 ноября 2011 г. № 323-ФЗ «Об основах охраны здоровья граждан в Российской Федерации», Федерального закона «О персональных данных» от 27 июля 2006 года № 152-ФЗ, включая изменения.

В течение периода исследования у каждого добровольца методом опроса однократно определяли показатели ситуационной (СТ) и личностной (ЛТ) тревожности по шкале тревоги Спилбергера-Ханина (State-Trait Anxiety Inventory – STAI), уровни тревоги и депрессии по госпитальной шкале тревоги и депрессии (Hospital Anxiety and Depression Scale – HADS).

Показатели метео-, геомагнитной и солнечной активности регистрировались в трехчасовые промежутки времени соответственно дням и времени опроса респондентов. Фиксировались следующие параметры: температура воздуха (T, ℃), экстремумы температуры воздуха в течение суток (Tmin и Tmax, ℃), общая облачность (N, %), относительная влажность воздуха (U, %), атмосферное давление на уровне метеостанции (Po, мм. рт. ст.), скорость ветра (Ff, м/с), Ap- и Kp-индексы возмущенности магнитного поля Земли, поток радиоизлучения солнца с длиной волны 10.7 см (F10.7, с. е. п.), плотность протонов (Dp, $см^{-3}$) и скорость солнечного ветра (Vsw, км/с), минимальное и максимальное количество зарегистрированных протонов солнечного излучения датчиком «CELIAS/MTOF Proton Monitor» на космическом аппарате Солнечной и гелиосферой обсерватории (SOHO) за 30 секунд (PMmin и PMmax). Данные были получены из сводок и архивов интернет-источников https://rp5.ru, http://www.pogoda.by, https://tesis.lebedev.ru, http://www.pogodaiklimat.ru, http://umtof.umd.edu/pm.

Для сбора, сопоставления, систематизации и хранения полученных в процессе исследования данных, использовали ПО Microsoft Excel 2016 и Microsoft Access 2016. Для статистического анализа применяли программный пакет Statistica 12.0. Ввиду отсутствия признаков подчинения исследуемых показателей закону нормального распределения вероятностей для анализа использовали непараметрические методы анализа с определением медианы (Me), значений квартилей (p25 ÷ p75), коэффициента ранговой корреляции Спирмена (для определения тесноты взаимосвязей между параметрами) и U-критерия Манна-Уитни (для определения значимости различий показателей групп).

Результаты и обсуждение. Средние погодные показатели за весь период исследования составили: T=2,5℃; Po=739,4 мм. рт. ст.; U=76,5%; Ff=2,3 м/с. При сравнении с многолетней средней температурой, достигающей 0,1℃ в январе и 0,8℃ в феврале, заключили, что погода в указанный период была аномально теплой. Значение медианы T также смещено в большую сторону и составило 3,0℃.

В ходе анализа показателей психологического тестирования было определено, что медиана ЛТ лиц всех групп варьировала в границах 38,0−43,0 баллов (умеренная тревожность) по STAI, причем максимум приходился на основную группу лиц с кардиоваскулярными заболеваниями (ССС-1), а минимум — на геронтологическую группу с повышенной физической активностью (ССС-3). Данные показатели описывают чрезмерную стрессовую реактивность на достаточно широкий круг раздражителей как конституциональную черту большинства добровольцев всех групп исследования.

Определенные нами медианы СТ лиц всех групп, за исключением группы контроля, соответствовали высокому уровню тревожности (≥45,0 баллов). Это говорит о том, что представители групп ССС-1, ССС-2 и ССС-3 в своем большинстве находились в состоянии напряженности, субъективного дискомфорта и, возможно, возбуждения симпатической нервной системы. Статистически достоверно были различимы значения СТ в группе ССС-2 (p=0,003) с данным показателем в группе контроля (рис.1). Медианы значений по шкале HADS указали на отсутствие достоверно выраженных симптомов тревоги и депрессии, однако определялось статистически значимое различие показателей депрессии между группами ССС-1 (p=0,02), ССС-2 (p=0,02) и группой контроля. Отсутствие статистически значимых различий показателей STAI и HADS группы ССС-3 и группы контроля может говорить о большей психоэмоциональной подвижности лиц преклонного возраста, занимающихся ЛФК.

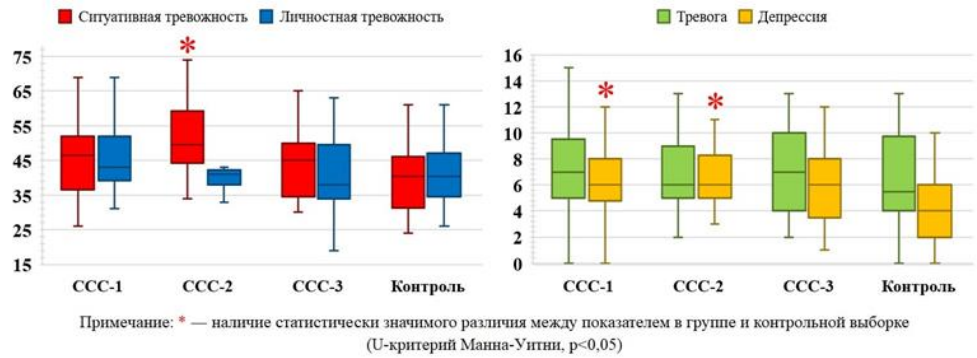


Рисунок 1 – Диаграммы значений показателей по шкалам STAI и HADS в группах

Для определения тесноты связи между уровнями СТ, ЛТ, тревоги и депрессии добровольцев и актуальными в момент опроса параметрами погодного, геомагнитного и солнечного воздействий использовался расчёт коэффициента ранговой корреляции по Спирмену. Были выявлены прямые умеренно статистически значимые корреляции для группы ССС-1 (6 связей), для группы ССС-2 (10 связей) и по одной для ССС-3 и контрольной групп (рисунок 2).

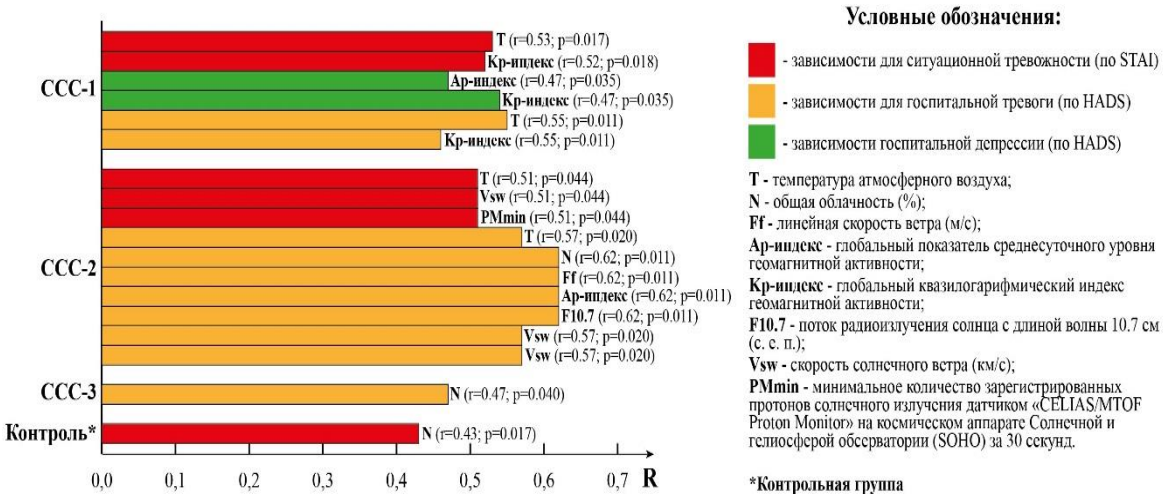


Рисунок 2 – Результаты расчета коэффициентов ранговой корреляции Спирмена для показателей

Полученные данные могут свидетельствовать о более существенной психоэмоциональной метеочувствительности геронтологической группы с хроническими заболеваниями (ССС-2), чем у более молодых лиц с хроническими заболеваниями ССС. При этом показатели психоэмоционального состояния добровольцев геронтологической группы с повышенной физической активностью (ССС-3) имели наименьшее число статистических связей с внешними факторами наряду с контрольной группой условно здоровых респондентов среднего возраста. Более выраженная метеолабильность группы ССС-3 в течение периода исследования может быть обусловлена с более высоким уровнем физической активности, чем в группах лиц с патологией ССС и ограничением физической активности.

Результаты подтверждают факт уменьшения приспособительных возможностей организма при наличии хронического заболевания, в данном случае кардиоваскулярного, и в результате возрастных изменений, в том числе, в отношении метеолабильности и метеочувствительности. Однако и в этом случае физическая активность обеспечивает формирование более адекватных механизмов адаптации к переменчивым погодным факторам и климатическим условиям региона проживания [11].

Работа выполнена в рамках реализации проекта кафедры физиологии нормальной «Разработка рекомендаций по адаптации населения различных возрастных групп к воздействию температурных волн жары», Программа фундаментальных исследований Президиума РАН РФ (2017-2020 гг.).

Выводы.

1. Показатели ситуационной и личностной тревожности испытуемых всех групп в течение зимнего периода климатического мониторинга соответствовали умеренному уровню. При этом уровень ситуационной тревожности период был статистически значимо выше у пациентов с острой и хронической кардиопатологией и у геронтологических пациентов с ограничением физической активности, чем у практически здоровых добровольцев контрольной группы.

2. Психологические показатели (по HADS и STAI) у взрослых больных, имеющих острую и хроническую патологию сердечно-сосудистой системы, значимо коррелировали с погодными (T) и геомагнитными (Ap- и Kp-индексы) показателями, при этом у лиц преклонного возраста с ограничением двигательной активности они зависели как от погодных факторов (T, N, Ff), так и от гелио- (F10.7, Vsw, PMmin) и геомагнитных - (Ap-индекс) параметров.

3. Среди лиц с хроническими заболеваниями (в том числе кардиоваскулярными) с ограничением физической подвижности более метеочувствительными оказались пациенты старшей возрастной группы.

4. Уровень психофизиологической метеолабильности пациентов преклонного возраста, занимающихся лечебной физической культурой, превосходил таковой у представителей групп с хроническими заболеваниями и достигал уровня практически здоровых добровольцев, что свидетельствует о высокой эффективности физической активности в качестве фактора, улучшающего адаптационные возможности организма в условиях резких климатических изменений.

Библиографический список

1. Jo E. J., Lee W. S., Jo H. Y., Kim C. H., Eom J. S., Mok J. H., Kim M. H., Lee K., Kim K. U., Lee M. K., Park H. K. Effects of Particulate Matter on Respiratory Disease and the Impact of Meteorological Factors in Busan, Korea // Respiratory Medicine. N124, 2017. P. 79–87.

2. Козловская И. Л., Булкина О. С., Лопухова В. В., Чернова Н. А., Иванова О. В., Колмакова Т. Е., Шубина А. Т., Фомичева О. А., Сорокин Е. В., Талицкий К. А., Старостин И. В., Буза В. В., Бязрова Ф. Ф., Лукошкова Е. В., Ермишкин В. В., Емелина С. В., Рубинштейн К. Г., Карпов Ю. А. Влияние времени года и температуры воздуха на состояние пациентов со стабильной ишемической болезнью сердца // Доктор.ру. № 119 (2), 2016. С. 5–11.

3. Залата О. А., Астафуров Д. Д., Курзина Е. А., Слюсаренко А. Е., Евстафьева Е. В. Практические подходы к оценке метеочувствительности у пациентов разного возраста с патологией сердечно-сосудистой системы // Сборник трудов конференции «Мотивационные аспекты физической активности», 14 февраля 2020, Великий Новгород. С. 21–29.

4. Parry M., Green D., Zhang Y., Hayen A. Does Particulate Matter Modify the Short-Term Association between Heat Waves and Hospital Admissions for Cardiovascular Diseases in Greater Sydney, Australia // International Journal of Environmental Research and Public Health. N 16 (18), 2019. P. 3270.

5. Пасечникова И. А., Микульская А. С., Сеферова Л. Ф. Тымченко С. Л., Залата О. А. Реактивность психоэмоционального состояния у крымских студентов-медиков в связи с климатической аномалией сентября 2017 года // Сборник тезисов участников III научной конференции профессорско-преподавательского состава, аспирантов, студентов и молодых ученых «Дни науки КФУ им. В.И. Вернадского», 3 ноября 2017, Симферополь. С. 212–214.

6. Пасечникова И. А., Тымченко С. Л., Залата О. А. Состояние тревожности у студентов-медиков в связи с климатической аномалией сентября 2017 года в Крыму // II Всероссийская научно-практическая конференция «Агаджаняновские чтения», 26-27 января 2018 г., Москва. С.193–195.

7. Залата О. А., Щеголева М. Г., Глушак Д. Н., Кондакова Ю. М. Особенности метеочувствительности высших психических функций у студентов разного пола // Сборник материалов XIII Международной научной конференции “Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии” ФРЭМЭ’2019, 3-5 июля 2018 г., Владимир. С. 397-401.

8. Залата О. А., Тымченко С. Л., Глушак Д. Н., Когдакова Ю. М. Зависимость характеристик произвольного внимания и психоэмоциональных характеристик личности студентов от метеофакторов в разные сезоны года // Материалы VIII международной конференции по Когнитивной науке, 18-21 октября 2018, Светлогорск. С. 395–397.

9. Evstafeva E. V., Tymchenko S. L., Zalata O. A., Bogdanova A. M. Effects of Meteorological Factors on Higher Mental Functions and Autonomic Nervous System in Southern Population // The New Armenian Medical Journal. N 13 (2), 2019. P. 34–42.

10. Бехбудова Д. А., Бахшалиев А. Б., Ахмедова Т. А. Метеочувствительность среди работников умственного труда // Евразийский кардиологический журнал. № 1, 2018. С. 12–15.

11. Ерошенков А. В., Таютина Т. В., Лысенко А. В., Недоруба Е. А., Дарбинян А. А. Повышенная метеочувствительность как фактор риска развития тревожно-депрессивных нарушений у спортсменов // Современные проблемы науки и образования. № 1-1, 2015. С. 1399.

12. Цепко О. А., Иванова Н. Л. Влияние факторов погоды на психические функции студентов в экстремальныхусловиях // Мир науки, культуры, образования. № 4 (41), 2013. С. 103–106.

13. Водолажский Г. И., Водолажская М. Г. Мозговая метеочувствительность здоровых взрослых людей. Гендерный аспект // Вестник Адыгейского государственного университета. Серия 4: Естественно-математические и технические науки. № 4 (171), 2015. С. 41–46.

PSYCHOEMOTIONAL METEOLABILITY AND METEOSENSITIVITY OF ADULT RESIDENTS OF THE CRIMEA WITH DIFFERENT HEALTH STATE

Zalata O.A, Evstafeva E.V., Astafurov D.D., Slusarenko A.A., Prasolov N.S.
"V.I. Vernadsky Crimean Federal University" Medical Academy named after S.I. Georgievsky, Simferopol
olga_zalata@mail.ru, astafurov2001@mail.ru

Keywords: Climate, meteosensitivity, meteolability, cardiovascular pathology, adults, age.

Annotation. It has been already found out that the exposure of such external factors, as sun radiation, geomagnetic field transformations and an abnormal weather parameters, is harmful for the human organism. Our aim was an investigation the connectivity between the weather, geomagnetic and solar exposure parameters and pshychoemotional state indicators of the adult Crimean residents of different age and health groups and different level of physical activity. According to the results, the phychoemotional meteosensitivity extremely rises among the older groups. Meteosensitivity increase is also associated with presence of acute or chronic cardiovascular condition and the reduced physical activity. The air temperature, cloudiness, wind velocity, geomagnetic indexes and the solar radiation parameters were found out to be the most affecting factors.

———————— ♦ ————————

МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ ДЛЯ ОЦЕНКИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ РЕЗЕРВОВ

Томчук А.А.
ФГБОУ ВПО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург,
aatomchuk@stud.eltech.ru

Ключевые слова: физиологический резерв, метод и алгоритм обработки, биомедицинские сигналы.

Аннотация. Данная статья посвящена разработке методов обработки биомедицинских сигналов для оценки физиологического резерва организма человека

Стремительно меняющиеся условия жизни ставят человека перед необходимостью постоянно адаптироваться к ним. Процесс адаптации к одним и тем же условиям среды у разных людей может значительно отличаться скоростью, выраженностью и полнотой в зависимости от индивидуальных особенностей. Объективно охарактеризовать возможности человеческого организма, его натренированность, а также способность к адаптации в целом позволяет такой медико-биологический показатель как физиологический резерв (ФР). ФР организма – это совокупность показателей функционального состояния организма человека, отражающих энергетические затраты организма не только в условиях физических нагрузок (ФН), но и в процессе жизнедеятельности. ФР отражает физиологические особенности человеческого организма, готовность к энергетическим затратам при ФН различного уровня. Традиционный подход для решения данной проблемы заключается в проведении различных проб, позволяющих оценивать состояние испытуемого до и после тренировки. Однако такие методы исследования не обеспечивают необходимую точность оценки динамики ФР организма, так как ФР является интегральным показателем, зависящим от широкого ряда физиологических показателей, которые необходимо регистрировать синхронно, чтобы регистрация всех диагностически значимых показателей (ДЗП) производилась не только при одинаковых стационарных условиях, но и при одинаковом начальном состоянии испытуемого. Поэтому разработка методов обработки биомедицинских сигналов (БМС) для оценки ФР организма человека является актуальной проблемой. Таким образом, целью работы является разработка методов обработки биомедицинских сигналов. Для решения поставленной проблемы необходимо решить ряд задач. Рассмотрим каждую из них подробнее.

Формирование комплекса биомедицинских ДЗП, отражающих физиологический резерв организма человека при физической нагрузке**.** Физиологический резерв организма человека – один из значимых показателей, характеризующий компенсаторную и адаптационную способности организма. Кроме того, данный параметр отражает энергетические затраты организма в условиях ФН.

Органы и системы органов человеческого организма работают непрерывно, особенно во время физической активности. При увеличении степени тяжести ФН организм вынужден работать в более напряженном режиме, поддерживая обменные процессы, чтобы своевременно обеспечивать достаточный уровень энергии для деятельности организма и уровень кислорода, который так важен не только для работы мышц, вовлеченных в работу, но и для всего организма в целом. Для обеспечения непрерывного выполнения этой работы происходит сжигание углеводов в клетках организма, увеличивается потребление кислорода, поэтому увеличивается кровоток и частота дыхания (ЧД). Увеличение кровотока сопровождается ростом значений частоты сердечных сокращений (ЧСС), частоты пульса (ЧП) и артериального давления (АД).

Известно, что при выполнении физической работы важным условием является обеспечение ритмичного поступления кислорода в клетки мышц. Для снижения степени утомляемости мышц и повышения качества и продолжительности тренировки требуется больший объем кислорода, который, зачастую, система дыхания не

способна обеспечить в должной мере. Поэтому контроль за дыханием организма человека, несомненно, важен. В этой связи, определение ЧД и ее динамики для оценки резервов организма человека, безусловно, целесообразно. Также при увеличении ФН уровень оксигенации крови уменьшается. Именно поэтому степень насыщения артериальной крови кислородом – сатурация крови (SpO_2) – является важным признаком для оценки состояния организма человека.

Кроме того, в спортивной физиологии изменение метаболизма при ФН характеризуется изменением вариабельности сердечного ритма (ВСР). Во время ФН симпатическая нервная система будет обеспечивать стимуляцию органов и стенок кровеносных сосудов, вызывая повышение ЧСС, ЧП, АД, ЧД и т.д. Эта вариация контролируется нервной системой. Поэтому признаком этого процесса является ВСР. Этот показатель позволяет охарактеризовать общую активность механизмов, изменяющих показатели метаболизма для достижения оптимального приспособительного ответа, адаптационную реакцию всего организма человека. Также, при оценке ФР целесообразно учитывать такой параметр, как индексом напряженности Баевского (ИНБ), который указывает на то, какого типа вегетативная нервная система преобладает у конкретного человека, в нашем случае, организма человека – симпатическая или парасимпатическая. Другими словами, данный параметр отражает степень напряжения регуляторных систем и централизации управления сердечным ритмом. ДЗП получают в результате обработки комплекса биомедицинских сигналов. На основе анализа полученных показателей формируется заключение о физическом потенциале организма человека и способностях его организма к восстановлению. Сформированный комплекс диагностически значимых параметров включает в себя: ВСР, ИНБ, ЧСС, ЧП, АД, ЧД и SpO_2 . Оценка этих показателей комплексно отражает потенциальные возможности организма человека. Для съема и регистрации синхронных биомедицинских сигналов и данных организма человека, предлагается использовать носимое устройство организма человека [1].

Разработка алгоритмов обработки и анализа биомедицинских сигналов организма человека**.** В процессе проведения медико-биологического исследования на биомедицинские сигналы накладываются различные помехи, которые затрудняют дальнейшую обработку сигналов, негативно влияют на точность результата и, как следствие, препятствуют объективной оценке ФР. Возможные источники помех: сетевая наводка, контактный шум датчиков и электродов, артефакты, связанные с движением, артефакты от мышечных сокращений, смещение базовой линии, аппаратный шум [2]. В связи с этим, до обработки и анализа биомедицинских сигналов необходимо провести предобработку и предварительную фильтрацию для снижения уровня помех во время съема и регистрации. Для каждого биомедицинского сигнала существуют свои алгоритмы подавления помех. После предварительной обработки можно проводить дальнейший анализ биомедицинских сигналов. В первую очередь, требуется выделить характерные точки синхронных БМС (ЭКГ, тонометр, сигнал пульсоксиметра, сигнал дыхания). Для каждого сигнала выделение таких точек осуществляется с помощью разных алгоритмов. Рассмотрим подобно алгоритмы выделения характерных точек синхронных БМС.

Выделение R – зубцов ЭКГ сигнала. Наиболее значимыми параметрами ЭКГ, которые исследуют при любой диагностике и анализе биений сердца, являются амплитуда и форма QRS-комплекса. Выделение R – зубцов QRS-комплексов играет очень важную роль в задачах обработки биомедицинских сигналов. Для анализа требуется использовать алгоритм, который наиболее точно может выделять R – зубцы среди других составляющих ЭКГ. Существует широкий ряд алгоритмов, предназначенных для распознавания и выделения R – зубцов. Нами был выбран широко используемый алгоритм Пана – Томпкинса [3]. Данный алгоритм позволяет получить высокие показатели чувствительности и специфичности. Кроме того, для своей реализации он требует значительно меньшей вычислительной мощности. Эффективность данного метода подтверждается в работе [4]. Схема данного алгоритма представлена на рисунке 1. На основе местоположения R-зубцов осуществляется вычисление среднего значения ЧСС и значения ВСР.

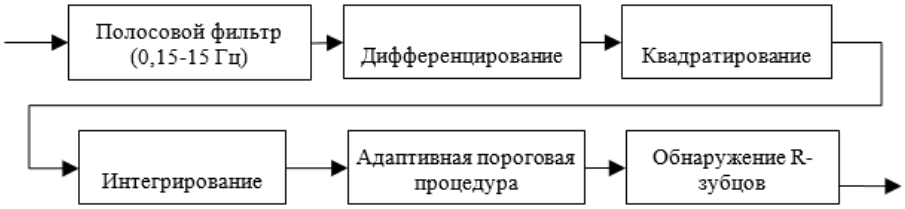


Рисунок 6 – Алгоритм выделения R-зубцов

Выделение Б-пиков пульсового сигнала. Для решения данной задачи нами был разработан алгоритм на основе модифицированного алгоритма Пана – Томпкинса. Данный алгоритм обладает хорошей способностью к детектированию максимумов пульсового сигнала. Разработанный алгоритм осуществляется в несколько шагов: фильтрация с применением фильтра нижних частот (ФНЧ, $f_{ср}$= 5 Гц), дифференцирование, квадратирование, применение интегрирующего фильтра, осуществление адаптивной коррекции порогов характерных точек пульсового сигнала и процедура для поиска точных максимумов точек – Б-пиков. Размах

колебаний ПС оценивается в интервале между двумя соседними сокращениями сердца. На основе полученных значений осуществляется вычисления среднего значения ЧП и SpO_2.

Оценка частоты дыхания. При исследовании сигналов дыхания часто применяются методы спектрального анализа. При это достаточно успешно. Исходя из этого, нами был разработан алгоритм оценки ЧД с помощью БПФ. За основу было взято вычисление спектральной плотности мощности (СПМ). Разработанный алгоритм представлен на рисунке 2.

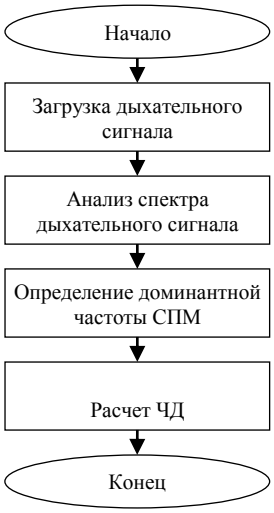


Рисунок 2 – Алгоритм оценки ЧД

Формирование интегрального показателя для оценки физиологических резервов организма человека. Для комплексной оценки ФР по комплексу ДЗП предлагается использовать схему, разработанную в [5]. Частные ДЗП, регистрируемые в различные моменты времени, необходимо представить в нормированном виде, так как они могут иметь разную размерность, диапазон изменения и т.д. А нормирование позволяет представить исследуемые параметры в одной метрической шкале. Таким образом, после проведения процедуры нормирования относительные значения частных показателей будут изменяться в диапазоне от 0 до 1,0. В ходе проведения исследования производился замер всех показателей по завершении каждого этапа тренировки с разным уровнем ФН. Мерой интегрального показателя является площадь многогранника, полученного для каждого теста [6].

Заключение. Таким образом, для комплексной оценки потенциальных возможностей организма человека и предсказания его результатов, необходима оценка ФР организма человека с помощью комплекса биомедицинских сигналов, регистрируемых в процессе тренировки. Предложенные методы обработки БМС обеспечивают высокую точность и достоверность оценки ФР организма человека. Полученные результаты могут быть использованы тренерами и врачами спортивной медицины для оценки эффективности тренировочного процесса организма человека с учетом степени его натренированности и потенциальных возможностей его организма.

Библиографический список

1. Туен Н.Ч., Хыу Ч.Ч., Тхач Н.М., Юлдашев З.М. Система и алгоритм интеллектуальной обработки и анализа биомедицинских сигналов в системах удаленного мониторинга состояния здоровья человека. Известия высших учебных заведений России. Радиоэлектроника. 2018;(5):71-80. https://doi.org/10.32603/1993-8985-2018-21-5-71-80.

2. Немирко А.П., Математический анализ биомедицинских сигналов и данных / Немирко А.П., Манило Л.А., Калиниченко А.Н. - М.: ФИЗМАТЛИТ, 2017. - 248 с.

3. Pan J., Tompkins W.J. A real-time QRS detection algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1985, vol. BME-32, issue 3, pp. 230-236. DOI: 10.1109/TBME.1985.325532.

4. Рослякова А.В., Чупраков П.Г. Сравнительный анализ алгоритмов обнаружения R-зубца электрокардиосигнала. // Вятский медицинский вестник, 2012. № 2. С. 29-35.

5. Nguyen M.T., Yuldashev Z.M., Nguyen Tr.T., Tran Tr.H., Daminova E.A., Tomchuk A.A. Development of a method and a system for evaluation sportsman's physiological reserves. XIV Russian-Germany Conference on Biomedical Engineering (RGC-2019) AIP Conference Proceedings. 2019, vol. 2140, issue 1. DOI: 10.1063/1.5121973.

6. Thach N.M., Tuyen N.T., Huu T.T. Метод и система оценки физиологических резервов организма человека во время тренировок. Известия высших учебных заведений России. Радиоэлектроника. 2019;22(3):122-129. https://doi.org/10.32603/1993-8985-2019-22-3-122-129.

METHODS OF PROCESSING BIOMEDICAL SIGNALS FOR EVALUATING THE PHYSIOLOGICAL RESERVES

Tomchuk A.A.
Saint-Petersburg State Electrotechnical University "LETI" named after V. I. Ulyanov (Lenin), Saint-Petersburg, aatomchuk@stud.eltech.ru

Keywords: physiological reserve, method and algorithm for processing, biomedical signals

Annotation. The article is devoted to development of methods for processing biomedical signals to assess the physiological reserves of a human body. The purpose of the study: to identify diagnostic indicators from biomedical signals that are important for determining the level of physiological reserve, dynamics of changes in the training process, as well as in the recovery process. The developed methods include pre-processing of biomedical signals, processing and extracting of diagnostically significant indicators that characterize the work of various systems of the human's body, and also allow to form an integral indicator of the physiological reserve, reflecting the energy expenditure of the human's body, as well as its potential.

———————— ♦ ————————

СТОХАСТИЧЕСКАЯ И ХАОТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКИ КАДЕНЦИИ ХОДЬБЫ: БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ, ВОЗРАСТНЫЕ И ГЕНДЕРНЫЕ АССОЦИАЦИИ

Логинов С.И., Кинтюхин А.С., Снигирев А.С.
Сургутский государственный университет г. Ханты-Мансийск, logsi@list.ru

Ключевые слова: каденция, ходьба, индекс ходьбы, потребление О2, возраст, квазиаттракторы

Аннотация. Цель. С позиций стохастики и теории хаоса выявить взаимосвязь каденции ходьбы с её метаболической стоимостью при 3 и 6 МЕТ. Материал и методы. Участвовали добровольцы молодого (n=37) и среднего возрастов (n=34). Они ходили по беговой дорожке со скоростью 2÷7 км/ч в течение 5 минут на каждой скорости. Регистрировали потребление кислорода, частоту дыхания, частоту сердечных сокращений, параметры шага: длительность полного шага, длину шага, длительность переноса и время опоры ноги. Рассчитывали индекс ходьбы (ИХ). Результаты. Получены математические модели зависимости затраты энергии (Е, МЕТ) от величины каденции ходьбы (КХ, шаг/мин). ИХ увеличивается с увеличением скорости ходьбы 2÷7 км/ч в 15,3-23,75 раза у мужчин и в 19,4-12,6 раза у женщин, что может свидетельствовать о нарастании нестабильности нейролокомоторных механизмов регуляции ходьбы. Предположение подтверждается 4-х кратным увеличением площади квазиаттрактора. При 3 МЕТ каденция составляет у молодых мужчин и женщин 92 и 94 шаг/мин, у лиц среднего возраста – 74 и 86, а при 6 МЕТ – 142, 143 и 126 и 133, соответственно. Заключение. По мере роста скорости тредмила величины каденции увеличиваются у мужчин и женщин. С возрастом показатели каденции снижаются.

Введение. Известно, что пешая ходьба используется не только как способ передвижения из пункта «А» в пункт «Б», она часто выступает в качестве физического упражнения в процессе оздоровительной тренировки и является методом выбора в арсенале средств физической реабилитации [1]. Для разных целей ходьба выполняется с разной интенсивностью. Например, низкоинтенсивная ходьба с расходом энергии менее 3 МЕТ используется для обычных прогулок, умеренноинтенсивная (расход энергии от 3 до 6 МЕТ) хорошо подходит для поддержания уже имеющейся физической формы, а высокоинтенсивная с расходом энергии более 6 МЕТ применяется для повышения физической подготовленности [2]. Между тем, механизм действия темпа ходьбы, определяемого длиной шага, и ритма ходьбы, задаваемого частотой шагов, не совсем понятен. Вместе эти два параметра определяют каденцию ходьбы (шаг/мин) [3], которая при ходьбе более 10 минут без остановки выбирается человеком непроизвольно по принципу референдума [4].

Цель настоящей работы состоит в том, чтобы выяснить закономерности расхода энергии при разных каденциях ходьбы у людей разного возраста и пола с позиций стохастики и теории хаоса.

Контингент и методы исследования. Исследование проведено с участием добровольцев 2-х возрастных групп Сургутского государственного университета. Группу молодых людей составили студенты (n=37, возраст 19,8±1,85 лет, 19 мужчин и 18 женщин). Группу людей среднего возраста составили родители студентов и сотрудники университета (n=31, возраст 41,7±9,55 лет, 18 мужчин и 13 женщин), всего 68 человек. До начала исследования все участники предоставили справки от терапевта о состоянии здоровья и подписали информированное согласие. Независимой переменной являлась ходьба на беговой дорожке Matrix со скоростью 2÷7 км/ч по 5 мин на каждой скорости. Общая продолжительность теста составляла 30 минут. Для изучения параметров дыхания и основного обмена использовали метаболограф Fitmate Pro фирмы COSMED (Италия). В качестве зависимых переменных регистрировали частоту дыхания (ЧД, раз/мин), потребление кислорода ($ПО_2$, мл/мин), относительное потребление кислорода ($ОПО_2$, мл/мин/кг), частоту сердечных сокращений (ЧСС, уд/мин). Данные $ПО_2$ и ЧСС усредняли каждые 15 сек, передавали на персональный компьютер для отображения и сохраняли во внутренней базе данных для последующего анализа. Шаги регистрировали с помощью видеокамеры GoPro Hero 6 Black, с частотой 120 кадров/сек. Рассчитывали длительность полного

шага (ДПШ, сек), амплитуду моды (АМ, %), индекс ходьбы (ИХ, у.е.), длительность шага (ДШ, мм), измеряли длину ноги (м), длину и массу тела (м, кг). Индекс ходьбы, рассчитывали по формуле: ИХ = АМо/(2 × Мо × dX), где Мо – значение модального класса, сек; АМо – амплитуда моды, %; dX – вариационный размах (разность между наибольшим и наименьшим значением интервала), сек. Статистическое оценивание проводили с помощью пакета программ Statistica, v.10 (StatSoft, США). Рассчитывали среднее арифметическое ($\bar{X}$), среднеквадратическое отклонение (SD), 0,95 доверительный интервал (±0,95 ДИ), проводили регрессионный анализ. Для оценки достоверности наблюдаемых различий использовали двусторонний t-test для связанных и не связанных групп, а также непараметрический критерий Уилкоксона, Манна, Уитни при уровне значимости $p \leq 0,05$. В качестве альтернативы стохастическому методу по значениям параметров длины шага (x_1) и скорости шага (x_2) строили квазиаттракторы (КА) и определяли площади (SG), полученных КА, по формуле $S = \Delta x1 \times \Delta x2$, где $\Delta x1$ - вариационный размах по координате x_1 (ДШ), а Δx_2 – вариационный размах по координате x_2, скорость изменения длины шага. что позволяло рассматривать вариабельность шагов как хаотический процесс [5].

Результаты исследования. По мере увеличения скорости ходьбы у молодых людей достоверно повышались величины потребления кислорода, при скорости 5 км/ч и далее возрастали ЧСС и ЧД (табл. 1).

Таблица 1 - Динамика показателей кардиореспираторной системы молодых людей ($\bar{X}$±SD), n=37.

Показатель	Скорость ходьбы, км/ч					
	2	3	4	5	6	7
Мужчины, (19,5±2,4), n=19						
ЧД, экс/мин	23,2±2,9	23,9±4,2	24,6±6,0	26,4±6,2▲	27,8±5,8▲	32,2±5,8▲
$ПО_2$, мл/мин	720±150*	770±167*	944±216*▲	1060±246▲	1324±291▲	1675±430▲
$ОПО_2$, мл/кг/мин	9,8±1,3*	10,9±1,1	12,8±1,2▲	15,0±1,4▲	18,8±2▲	23,6±2,7▲
ЧСС, уд/мин	98,3±16,6	98,3±16,1	105,7±16,9	110,2±16,6▲	121,8±19,2▲	135,5±21,6▲
Женщины, (20,1±1,5), n=18						
ЧД, экс/мин	22,8±3,7	22,9±2,9	25,3±4,2	27,2±3,2▲	30,3±3,6▲	32,9±4▲
$ПО_2$, мл/мин	498±114	570±135	710±154▲	888±218▲	1174±330▲	1411±254▲
$ПО_2$, л/кг/мин	8,4±1,3	9,8±1,5	12,0±1,8▲	15,3±2,4▲	18,8±2,4▲	24,1±2,5▲
ЧСС, уд/мин	82±27,4	90,8±15,3	101,5±13,9	112,8±14,2▲	127,7±14,8▲	146,6±18,4▲

Условные обозначения: ▲ – уровень значимости различий по сравнению с данными при 2 км/ч у мужчин и женщин, * – уровень значимости различий между показателями мужчин и женщин, $p \leq 0,05$. (X±SD) – среднее арифметическое и стандартное отклонение. ЧД – частота дыхания, экс/мин, ЧСС – частота сердечных сокращений, уд/мин, $ПО_2$ – потребление кислорода, мл/мин, $ОПО_2$. – относительное потребление кислорода, мл/кг/мин.

С увеличением скорости ходьбы у молодых индивидов изменялась временная и биомеханическая структура шага. Уже на скорости 3 км/ч уменьшалась длительность полного шага, длительность опоры и переноса ноги, увеличивались длина шага и индекс ходьбы ($p<0,05$) (табл. 2).

Таблица 2 - Динамика параметров ходьбы молодых людей ($\bar{X}$±SD), n=37

Показатель	Скорость ходьбы, км/ч					
	2	3	4	5	6	7
Мужчины, (18,5±2,4), n=19						
ДПШ, сек	0,71±0,09	0,63±0,031*	0,56±0,033*	0,50±0,039*	0,46±0,045*	0,42±0,021*
ИХ, у.е.	107±66	309±179*	609±332*	1280±568*	1393±763*	1642±926*
ДШ, мм	359±46	446±27*	510±28*	558±46*	597±58*	619±37*
ДОН, сек	0,29±0,32	0,23±0,29	0,16±0,27*	0,09±0,26*	0,19±0,19*	0,11±0,21*
ДПН, сек	0,24±0,027	0,23±0,012	0,21±0,013	0,20±0,014*	0,18±0,017*	0,14±0,09*
Женщины, (20,1±1,5), n=18						
ДПШ, сек	0,75±0,06	0,63±0,03*	0,55±0,02*	0,50±0,04*	0,45±0,02*	0,41±0,02*
ИХ, у.е.	80±49	409±235*	795±315*	1381±938*	1447±694*	1554±751*
ДШ, мм	366±39	420±36*	483±38*	514±32*	563±44*	594±39*
ДОН, сек	0,38±0,3	0,23±0,3	0,12±0,28*	0,15±0,24*	0,05±0,24*	0,02±0,21*
ДПН, сек	0,25±0,02	0,23±0,01	0,21±0,01*	0,20±0,01*	0,18±0,01*	0,17±0,01*

Условные обозначения: ДПШ – длительность полного шага, сек; ИХ – индекс походки, у.е.; ДШ – длина шага, мм; ДОН – длительность опоры ноги, сек; ДПН – длительность переноса ноги, сек; * – достоверно при уровне значимости $p \leq 0.05$, между 2 км/ч и 3÷7 км/ч.

Для лиц среднего возраста выявлена сходная картина, отличающаяся только абсолютной величиной показателей (табл. 3, 4).

Таблица 3 - Динамика показателей кардиореспираторной системы людей среднего возраста ($\bar{X}$±SD), n=31.

Показатель	Скорость ходьбы, км/ч					
	2	3	4	5	6	7
Мужчины, (41,1±9,4) n=18						
ЧД, экс/мин	21,3±3,7	21,5±3,7	22,2±3,6	23,1±3,7$^{\#}$	24,1±4,1$^{▲\#}$	27,3±4,8$^{▲\#}$
$ПО_2$, мл/мин	743±134	881±162$^{▲}$	1016±190$^{▲}$	1197±216$^{▲}$	1452±250$^{▲}$	1785±306$^{▲}$
$ОПО_2$, мл/кг/мин	9,5±1,7	11,3±2$^{▲}$	13,0±2,3$^{▲}$	15,3±2,5$^{▲}$	18,6±2,6$^{▲}$	22,8±2,9$^{▲}$
ЧСС, уд/мин	88,3±11,6	92,5±11,6	98,6±11,1$^{▲\#}$	105,8±11,6$^{▲\#}$	116,3±12$^{▲\#}$	131,8±12,4$^{▲\#}$
Женщины, (42,3±9,7) n=13						
ЧД, экс/мин	22,2±3,3	23±3,8	24,2±3,9	26±4,2$^{▲}$	28,7±4,9$^{▲}$	32,3±4,9$^{▲}$
$ПО_2$, мл/мин	715±149	845±148$^{▲}$	972±179$^{▲}$	1147±218$^{▲}$	1337±229$^{▲}$	1607±249$^{▲}$
$ОПО_2$, мл/кг/мин	9,8±1,5	11,7±1,5$^{▲}$	13,4±1,6$^{▲}$	15,8±2,3$^{▲}$	18,4±2,3$^{▲}$	22,2±2,9$^{▲}$
ЧСС, уд/мин	94,3±11,8	99,9±10,2	109,5±13,6$^{▲}$	119,1±15,6$^{▲}$	133,1±17,8$^{▲}$	151,3±16,3$^{▲}$

Условные обозначения: те же, что в таблице 1. $^{▲}$ – p <0,05 по сравнению со скоростью 2 км/ч, $^{\#}$ – p <0,05 между мужчинами и женщинами в соответствующей ячейке.

Таблица 4 - Динамика параметров ходьбы людей среднего возраста (X±SD), n=31

Показатель	Скорость ходьбы, км/ч					
	2	3	4	5	6	7
Мужчины, (41,1±9,4) n=18						
ДПШ, сек	0,7±0,1	0,6±0,04	0,6±0,03	0,5±0,02*	0,5±0,04	0,4±0,02
ИХ, у.е.	124±103	469±156*	816±519	1422±640*	1897±580	2945±1514
ДШ, мм	355±45	441±39*	515±25	566±45*	625±31	646±52
ДОН, сек	0,1±0,4	0,2±0,3	0,2±0,3	0,1±0,3	0,2±0,5	0,1±0,2
ДПН, сек	0,3±0,1	0,2±0,01	0,2±0,01	0,2±0,01	0,2±0,01	0,1±0,2
Женщины, (42,3±9,7) n=13						
ДПШ, сек	0,6±0,2	0,6±0,05	0,5±0,1*	0,4±0,1*	0,4±0,1*	0,4±0,02
ИХ, у.е.	209±357	546±310*	793±687*	1264±734*	1668±553*	2637±1403
ДШ, мм	346±57	421±46*	506±35*	537±48*	608±37*	627±61
ДОН, сек	0,3±0,3	0,2±0,3	0,1±0,3	0,1±0,2	0,1±0,2	0,2±0,01
ДПН, сек	0,2±0,1	0,2±0,01	0,2±0,04	0,2±0,03	0,2±0,03	0,2±0,01

Условные обозначения: те же, что в таблице 3

Индекс ходьбы лиц среднего возраста существенно выше, чем у молодых людей Он начинает увеличиваться независимо от возраста уже при скорости движения ленты транспортера 3 км/ч и возрастает далее, в гораздо большей степени, чем у лиц молодого возраста (табл. 2, 4).

Нами получены математические модели зависимостей величины расхода энергии от величины каденции у молодых людей и лиц среднего возраста (рис. 1). Зависимости отображаются уравнениями следующего вида: $Е_{мм}$=3,3076-0,0436Кд+0,0004$Кд^2$ и $Е_{мж}$=2,2226-0,0314Кд+0,004$Кд^2$ – для молодых мужчин и женщин. Для лиц среднего возраста уравнения имеют вид: $Е_{см}$=6,176-0,1016Кд+0,0008$Кд^2$ и $Е_{сж}$=5,173-0,0836Кд+0,007$Кд^2$, где Е – величина энергии в МЕТ, Кд – каденция в шагах за 1 минуту.

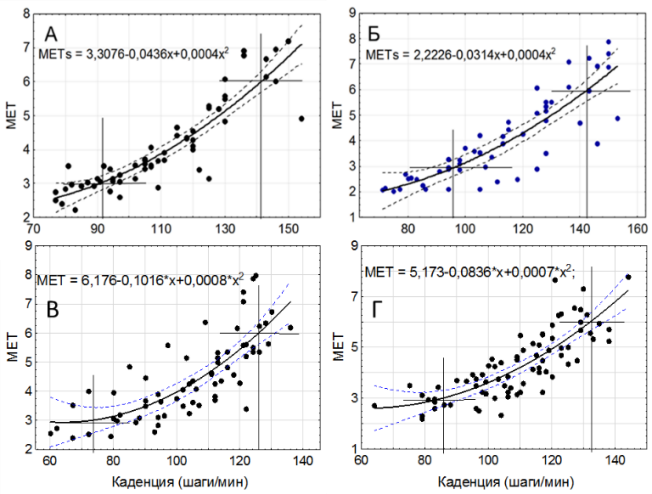
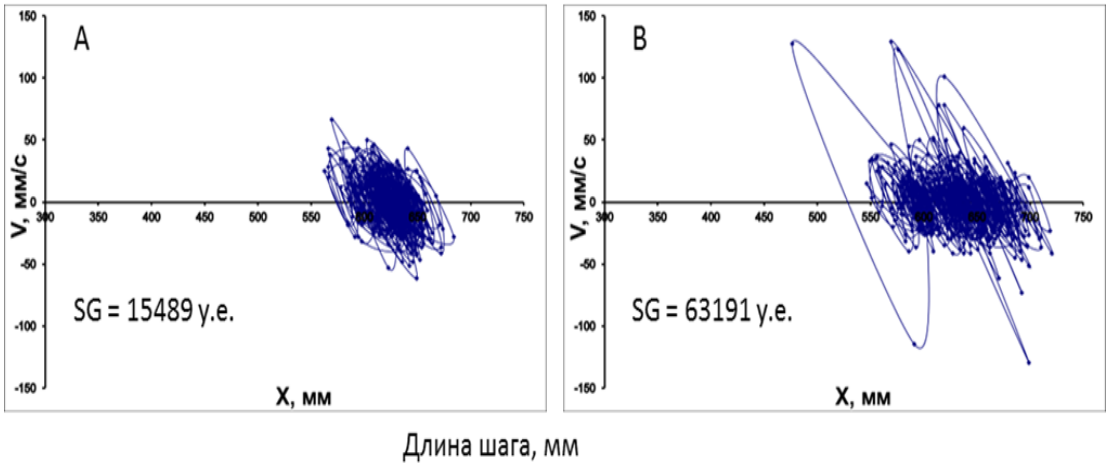


Рисунок 1 - Зависимость расхода энергии в МЕТ при различной каденции ходьбы у молодых мужчин (А) и женщин (Б), мужчин (В) и женщин (Г) среднего возраста. Пересечением горизонтальных и вертикальных линий обозначены величины каденции при 3 и 6 МЕТ. Пунктирные линии отображают 0,95 доверительный интервал.

Из данных, представленных на рис. 1 видно, что ходьба с затратой энергии в 3 МЕТ осуществляется при каденции 92 шага в минуту у молодых мужчин и 94 шага в минуту у молодых женщин. Ходьба в 6 МЕТ соответствует каденции величиной 142 шага в минуту у молодых мужчин и 143 шага в минуту у молодых женщин (рис. 1 А, Б). У лиц среднего возраста при аналогичных затратах энергии величины каденции оказались существенно ниже, как у мужчин среднего возраста (74 при 3 МЕТ и 126 шагов в минуту при 6 МЕТ), так и женщин среднего возраста (86 при 3 МЕТ и 133 шага в минуту при 6 МЕТ) (рис. 1 В, Г).

Обсуждение. Ходьба представляет собой упорядоченный ряд шагов с характерной частотой и длиной шага, присущей конкретному индивиду, что и определяется как походка. Результирующая скорость задается соотношением длины шага (ДШ) и времени шага (ВШ) (скорость шага, СШ = ДШ / ВШ), что характеризует темпо-ритмическую составляющую ходьбы или каденцию. Теоретически, бесконечная комбинация ДШ и ВШ может дать на выходе много моделей походки с разной скоростью передвижения. На практике управление движением обеспечивает высокую согласованность ходьбы в ряду «шаг за шагом» лишь с небольшими остаточными пошаговыми колебаниями [6]. Такая высокая согласованность на основе предпочтительных, спонтанно выбранных величин длины и времени шага совпадает с минимальными затратами энергии [7]. Ограничение ходьбы с помощью заданной скорости беговой дорожки изменяет статистическую стабильность на нестабильность [6]. Вместе с тем, вопрос о том, как формируется нестабильность (вариабельность) ходьбы при разных скоростях движения беговой дорожки остается недостаточно изученным.

В нашей работе режимы ходьбы были качественно и количественно разными с тем, чтобы моделировать вариабельность в ряду «шаг за шагом». Скорость 2 км/ч была слишком медленной, а скорость 7 км/ч – слишком большой. Скорости 4 и 5 км/ч были признаны многими участниками как предпочтительные (комфортные). Именно после этих скоростных режимов существенно возрастала статистическая нестабильность ходьбы. Изменялась структура шага. Увеличивалась длина шага, длительность опоры ноги достигала своих критически низких значений, тогда как время переноса ноги изменялось в меньшей степени. Эти адаптивные перестройки сопровождались существенным ростом индекса ходьбы, как стохастического показателя нестабильности походки. Рассчитанные нами фазовые портреты квазиаттракторов вариабельности ходьбы при комфортной скорости 5 км/ч и некомфортной скорости 7 км/ч в целом подтвердили переход к хаотическому регулированию процесса ходьбы, о чем свидетельствует четырехкратное увеличение площади квазиаттраткора с 15489 условных единиц (у.е.) при скорости 5 км/ч до 63191 у.е. при скорости 7 км/ч (рис. 2). Оценка вариабельности походки с позиций стохастики и теории хаоса предоставляет новые интересные результаты, подтверждающие хаотический характер ходьбы, однако данные требуют дальнейших исследований.



Рисуноу 2 - Изменение площадей квазиаттраткора соотношения скорости шага (V, мм/с) и длины шага (X, мм) при скорости движения тредмила 5 км/ч (А) и 7 км/ч (В).

Библиографический список

1. Pearson M., Dieberg G., Smart N. Exercise as a therapy for improvement of walking ability in adults with multiple sclerosis: a meta-analysis // Arch. Phys. Med. Rehabil. 2015. V. 96. N 7. P. 1339-1348.e7. doi: 10.1016/j.apmr. 2015.02.011.

2. Tudor-Locke C., Han H., Aguiar E.J., Barreira T.V., Schuna J.M., Kang M., Rowe D.A. How fast is fast enough? Walking cadence (steps/min) as a practical estimate of intensity in adults: a narrative review // Br. J. Sports. Med. 2018. V. 52. N 12. P. 776-788. doi: 10.1136/bjsports-2017-097628.

3. Tudor-Locke C., Schuna J.M., Han H., Aguiar E.J., Larrivee S., Hsia D.S., Ducharme S.W., Barreira T.V., Johnson W.D. Cadence (steps/min) and intensity during ambulation in 6-20 year olds: the CADENCE-kids study // Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act. 2018. V. 15. N 1. 20. doi: 10.1186/s12966-018-0651-y.

4. Логинов С.И., Кинтюхин А.С., Брагинский М.Я., Снигирев А.С. Каденция и биоэнергетика ходьбы молодых людей на Севере // Теория и практика физической культуры. 2019. №11. С. 93–95.
5. Еськов В.М., Еськов В.В., Вохмина Ю.В., Гавриленко Т.В. Эволюция хаотической динамики коллективных мод как способ описания поведения живых систем // Вестник Московского университета. 2016. № 2. С. 3–15.
6. Terrier P., Turner V., Schutz Y. GPS analysis of human locomotion: further evidence for long-range correlations in stride-to-stride fluctuations of gait parameters. // Hum. Mov. Sci. 2005. V. 24, N 1. P. 97–115.
7. Donelan J.M., Kram R., Kuo A.D. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. // Proc. Biol. Sci. 2001. V. 268. Issue 1480. P. 1985–1992. doi.10.1098/rspb. 2001.1761.

STOCHASTIC AND CHAOTIC EVALUATIONS OF WALKING CADENCY: BIOMECHANICAL, AGE AND GENDER-RELATED ASSOCIATIONS

Loginov S.I., Kintyukhin A.S., Snigirev A.S.
Surgut state university, Khanty-Mansiysk, logsi@list.ru

Keywords: cadence, walking, walking index, O2 consumption, age, quasiattractors

Annotation. From the standpoint of stochastics and chaos theory, to identify the relationship of walking cadence with its metabolic value at 3 and 6 MET. **Material and methods.** Volunteers of young (n = 37) and middle ages (n = 34) participated. They walked on a treadmill at a speed of 2–7 km / h for 5 minutes at each speed. Recorded oxygen consumption, respiratory rate, heart rate, step parameters: duration of a full step, step length, transfer duration and leg support time. The walking index (WI) was calculated. **Results.** Mathematical models of the dependence of energy consumption (E, MET) on the value of the cadence of walking (KX, step / min) are obtained. VI increases with an raise in walking speed 2–7 km / h by 15.3–23.75 times in men and 19.4–12.6 times in women, which may indicate an increase in the instability of the neuro-locomotor mechanisms of regulation of walking. The hypothesis is confirmed by a 4-fold increase in the square of the quasiattractor. At 3 MET, cadence in young men and women is 92 and 94 steps / min, in middle-aged people - 74 and 86, and at 6 MET - 142, 143 and 126 and 133, respectively. **Conclusion**. As the speed of the treadmill increases, the values of cadence increase in men and women. With age, cadence values decline.

———————— ♦ ————————

ОБМЕННЫЕ ЭЛЕКТРОННЫЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ КАК ОСНОВНОЙ ФАКТОР ПОДДЕРЖАНИЯ УСТОЙЧИВОСТИ ГОМЕОСТАЗА ОРГАНИЗМА

[1]Стехин А.А., [2]Пьянзина И.П., [1]Яковлева Г.В., [2]Минин И.В., [1]Карасев А.К.
[1]ФГБУ «Центр стратегического планирования и управления медико-биологическими рисками» МЗ России, г. Москва, E-mail: Stekhin-aa@mail.ru,
[2]ООО «ИмпериумВалео», E-mail: slavirina@mail.ru

Ключевые слова: электронные взаимодействия, гомеостаз, окружающая среда

Аннотация. Нелокальные обменные электронные взаимодействия биологических объектов с окружающей средой – новое направление в науке, основанное на нелокальном квантовом сопряжении между самоподобными водными структурами, что подтверждается экспериментально установленными закономерностями, полученными авторами доклада [1, 2]. Базис физического механизма обменного электронного взаимодействия между водными структурами основан на структурных особенностях организующей фазы воды, представленной метастабильными состояниями полиморфных льдов, стабилизируемых при нормальном атмосферном давлении электростатическим полем, формируемым делокализованными электронами в нанополостях (фаза ассоциированной воды) [2].

Делокализация электронов и протонов в ячейках фазы ассоциированной воды (монополярные структуры полиморфного льда-VI, переносящие заряд отрицательного знака, и полиморфного льда-VII (VIII), имеющие заряд положительного знака - «ассоциаты» фазы) формируется за счет «замораживания» электронов (протонов) электрическим полем поверхности льдов напряженностью порядка 108-1010В/см (согласно работам И.М. Свищева) и приобретения ими свойств высокотемпературной сверхпроводимости 2 рода (по типу гранулированных сверхпроводников с on/off – перемежаемостью) [2].

В основе макроскопических квантовых эффектов, проявляемых системой делокализованных электронов, находится понятие «квантовой когерентности», которое, по взглядам Владко Ведрала и Сет Ллойда [3-5], играет центральную роль в биологических системах. Производными от квантовой когерентности являются пространственные и временные параметры квантовой нелокальности, под которым понимается связь пространственно-разделенных состояний или процессов посредством квантового потенциала в теории де Бройля-Бома [6], ответственного за взаимодействия разнесенных в пространстве и времени событий (так называемая транзакционная интерпретация квантовой механики). В квантовой механике (Копенгагенская интерпретация) такие связи принято называть нелокальными корреляциями, но не transaction.

Обменные электронные взаимодействия водных структур организма выполняют важнейшую биологическую функцию, направленную на поддержание электрической неравновесности для обеспечения устойчивости гомеостаза (для устойчивости гомеостаза количество отрицательных зарядов в организме должно превышать количество зарядов положительного знака). Мерой электрической неравновесности является объемная доля фазы ассоциированной воды в структурах организма, которая варьирует в пределах от 9 до 23%, стабилизируемая электрическими зарядами отрицательного знака. Оптимальные значения доли фазы ассоциированной воды в организме соответствуют устойчивости адаптации (20-23%). Низкие значения доли фазы (менее 12-14%) соответствуют патологическим состояниям органа, наблюдаемым при заболеваниях, а также при старении. Содержание фазы ассоциированной воды ниже 12% приводят к срывам адаптации [7].

Фаза ассоциированной воды, особенно представленная пероксидными анион-радикалами, выполняет первичные регуляторные функции в клеточных структурах организма, управляя конформационными процессами, лиганд-рецепторным взаимодействием, везикулярным транспортом, клеточным циклом, транскрипцией ДНК и другими функциями, включая межклеточные информационно-энергетические обмены, а также обмены между клетками и внешней средой. Внешняя среда как источник электронов является активным участником гомеостатической регуляции систем организма, формирующей его эпигенез. Управление эпигенезом, осуществляемое изменением структурно-энергетического состояния фазы ассоциированной воды, позволяет компенсировать нежелательные (патологические) внешние стимулирующие и ингибирующие воздействия на транскрипцию ДНК, поддерживая гомеостаз организма на оптимальном уровне.

Экспериментально выявленная связь НИЗ с электрофизическим состоянием окружающей среды выдвигает необходимость изучения механизмов его поддержания при появлении и срыве адаптационного процесса, определяющего последующую патологию организма. Организм представляет собой макроскопическую квантовую систему, каждый орган и каждая клетка которого находятся в электронном взаимодействии не только друг с другом, но и с подобными по свойствам структурами в окружающей среде [8]. Именно по причине нелокальных связей, здоровье и заболевания существенно зависят от электрофизического состояния окружающей среды. Эта связь осуществляется посредством обменного взаимодействия электронных квантовых осцилляторов. В результате происходит перенос заряда и информации в форме самоподобных волновых пакетов электронов.

Экспериментально выявлено, что при физическом возбуждении воды ее электронная активность падает, так как значительная часть волновой функции переносится на квантово-сопряженные объекты, то есть возникают своеобразные квантовые «качели» [8]. После изменения направленности процесса ситуация изменяется на противоположную. Энергия электронов перераспределяется в сторону обработанного внешним полем образца воды и через него транслируется в живой организм. Разрывы квантовых связей – малоизученное явление, биологическая значимость которого огромна в силу того, что прерывание потока электронов между внешними донорами и клетками организма приводит к метаболическим нарушениям, а при отсутствии источников электронов наступает гибель организма.

Наличие «квантовых качелей» при обменных электронных процессах объясняет колебательные режимы энергетического состояния воды в клетках и системах организма и связанные с ними временные изменения ее окислительно-восстановительного состояния и электромагнитной активности. «Квантовые качели» формируются системой сопряженных электронов в цепочечных структурах фазы ассоциированной воды и структурах организма, которые кооперативно самоорганизуются в макроскопическое квантовое состояние, способное к периодическому пространственному и временному перераспределению плотности коллективизированной волновой Ψ-функции на квантово-сопряженные структуры [1, 8].

Экспериментально фиксировались перераспределения плотности коллективизированной волновой Ψ-функции электронов в пространственно разнесенных образцах воды, один из которых подвергался обработке электромагнитным излучением или механическому возмущению (вращению). Параллельно регистрировались изменения электрохимических показателей воды и концентрации в ней пероксидных анион-радикалов, формируемых в результате квантовой конденсации электронов на парамагнитном кислороде в фазе ассоциированной воды (гидратированный электрон→супероксид анион-радикал→пероксид анион-радикал) [1].

На основе изученных явлений предлагается методология нелокальной диагностики и коррекции функционального состояния систем организма человека, которая позволяет регистрировать квантовую информация об объекте (организме) по эмиссионным характеристикам бозе-конденсата электронов в воде (квантовая диагностика состояния систем организма) и их коррекцию по системе обратной связи с использованием препаратов системного гомеостатического действия («MatrixSalutem», «Visum» и др.). Приборно-методическое обеспечение измерений электронного квантового потенциала основано на квантовом смешении бозе-конденсатов фазы ассоциированной воды и гранулированных композиций из алмазных азотно-вакансионных центров (NV-) [2].

Основу методики нелокальной коррекции функционального состояния человека (далее методика) составляют процедуры подготовки квантово-коррелированных образцов воды (активации), формирования их квантового сопряжения между собой и с организмом человека, нелокальный перенос (возбуждение) плотности квантовых состояний коллективизированной Ψ-функции из удаленного образца на водные структуры организма человека, в результате которых фазой ассоциированной воды организма вырабатываются регуляторные сигналы. Квантово-коррелированные с организмом человека состояния водных структур (с

измененным структурно-энергетическим распределением фазы ассоциированной воды, в котором присутствуют пероксидные ассоциаты («MatrixSalutem», «Visum» и др.), обеспечивает сбалансированное информационное сопряжение для квантового переноса электронов между внешней средой и системами организма [4].

Поддержание квантово-коррелированных состояний также имеет важное значение в технологиях продолжительного сохранения биоэнергетической активности питьевой воды и продуктов питания [9]. Очевидно, что потребление природно несовместимых продуктов питания (например, генетически модифицированных и синтетических [10]) отражают их биологическую инертность, так как в конечном счете их длительное потребление приводит к электронной блокировке организма человека с окружающей средой с возможным последующим перерождением клетки или другим патологиям. Важная биологическая роль обменных электронных взаимодействий систем организма с окружающей средой выдвигают новые требования к гигиене в целом, сущностной составляющей эпидемиологического и санитарно-гигиенического мониторинга, направленной на формирование внешних условий для сохранения здоровья людей, определяющих их витальную значимость в части наиболее узкого звена для риска здоровья и жизни – дефицита электронов во всех сферах своего проявления.

Библиографический список

1. Стехин А.А., Яковлева Г.В. Квантовое поведение воды: Свойства электронной подсистемы ассоциатов воды. Электронный дефицит как фактор риска здоровью. - М.: Ленанд, 2019. 304 с.
2. Stekhin A., Yakovleva G., Pronko K., Zemskov V. Water as the main regulator of intracellular processes. Clin.Pract. 2018; 15(5): 841-855.
3. Vedral V. Living in a Quantum World. Scientific American. 2011.
4. Tennie F., Vedral V., Schilling C. Universal upper bounds on the Bose-Einstein condensate and the Hubbard star. Phys. Rev. 2017; B96: 064502.
5. Lloyd Seth. Computational capacity of the universe. Physics Review Letters. 2002; 88: 237901. http://arxiv.org/abs/quant-ph/0110141v1.
6. David Peat. Infinite Potential: The Life and Times of David Bohm. 1997.
7. Farasuk N. F., Rakhmanin Yu. A. Water - the structural basis of adaptation. Moscow-Smolensk, 2004.
8. Стехин А.А., Яковлева Г.В., Марасанов А.В., Карасев А.К., Иксанова Т.И., Гукасов В.М., Шовкопляс Ю.А. Обменные электронные взаимодействия как основа биофизических регуляторных процессов. Медицина и высокие технологии. 2019; 1: 5-15.
9. Stekhin A., Yakovleva G., Pronko K., Zemskov V. Regulatory function of macroscopic quantum states of electrons in cell metabolism. Clin. Practice. 2018; 15(3): 707−715. DOI: 10.4172/clinical-practice.1000399.
10. Joaquín A. Marrón-PonceMSc, Mario Flores PhD, Gustavo Cediel PhD, Carlos Augusto Monteiro PhD, Carolina Batis PhD. Associations between Consumption of Ultra-Processed Food and Intake of Nutrients Related to Chronic Non-Communicable Diseases in Mexico. Journal of the Academy of Nutrition and Dietetics. 2019; 119(11): 1852-1865.

EXCHANGE ELECTRONIC INTERACTIONS AS THE MAIN FACTOR OF MAINTAINING THE SUSTAINABILITY OF ORGANISM HOMEOSTASIS

[1]Stekhin A.A., [2]Pyanzina I.P., [1]Yakovleva G.V., [2]Minin I.V., [1]Karasev A.K.
[1]-FSBI Center for Strategic Planning and Biomedical Risk Management, Ministry of Health of Russia, Moscow, E-mail: Stekhin-aa@mail.ru,
[2]-LLC “ImperiumValeo”, E-mail: slavirina@mail.ru

Keywords: electronic interactions, homeostasis, environment

Annotation. Nonlocal exchange electronic interactions of biological objects with the environment is a new direction in science, based on nonlocal quantum conjugation between self-similar water structures, which is confirmed by experimentally established laws obtained by the report authors. The physical mechanism basis of the exchange electronic interaction between water structures is based on the organizing water phase structural features, which is represented by polymorphic ice metastable states stabilized at normal atmospheric pressure by an electrostatic field formed by delocalized electrons in nanocavities (associated water phase).

МЕЖДИСЦИПЛИНАРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ЗДОРОВЬЯ: ПОДХОД НЕЙРОПСИХОЛОГИИ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ РАЗЛИЧИЙ

Будыка Е.В.
Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, г. Москва,
Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова, г. Москва, ev-mgu@yandex.ru

Ключевые слова: здоровье, студенты, нейропсихология индивидуальных различий, функциональная асимметрия

Аннотация. Представлены результаты исследований, свидетельствующие о возможностях нейропсихологического анализа индивидуальных особенностей здоровья студентов. Обнаружено, что различия объективных и субъективных показателей здоровья связаны преимущественно с особенностями латеральной организации зрительной системы. Выявлено, что для юношей с левосторонними признаками в зрительной системе были характерны лучшие объективные показатели здоровья на фоне низких субъективных его оценок.

Введение. Прослеживающаяся в междисциплинарных исследованиях здоровья «условно здорового» человека недооценка типологических особенностей определила актуальность настоящей работы. Использовали подход, разработанный в дифференциальной нейропсихологии, которая исследует мозговые механизмы индивидуальных различий, и в том числе здоровья [5, 8]. В качестве основы типологии индивидуальных различий нейропсихология, в частности, рассматривает межполушарные взаимоотношения, косвенно отражающиеся в латеральной организации основных анализаторных систем: моторной, слуховой и слухоречевой, зрительной [10]. Предполагается, что в зависимости от набора признаков асимметрии в указанных сферах у человека преобладает левополушарная или правополушарная стратегия переработки информации и регуляции функций, и это, соответственно, определяет его индивидуальные особенности.

Цель работы состояла в анализе индивидуальных различий объективных и субъективных характеристик здоровья студентов в зависимости от особенностей латеральной организации основных анализаторных систем.

Для её достижения в работе были поставлены следующие задачи:

1. Определить по объективным характеристикам градации индивидуального здоровья студентов.
2. Провести сравнительный анализ объективных и субъективных показателей здоровья обследованных студентов.
3. Описать для каждого испытуемого присущие ему латеральные признаки в основных анализаторных системах.
4. Проанализировать объективные и субъективные проявления здоровья у студентов, различающихся латеральными признаками.

Материалы и методы.

В нескольких сериях исследований участвовали студенты-юноши I–III курсов университета (n=142, средний возраст 19,2±1,3 г), различающиеся признаками латеральной организации моторных и сенсорных функций. Студенты, по данным поликлиники учебного заведения, были «условно здоровыми» и не имели на момент обследования острых или хронических заболеваний.

Объективными показателями индивидуального здоровья служили результаты анализа вариабельности сердечного ритма (ВСР) по Р.М. Баевскому [2]. Полученные для каждого испытуемого данные являлись основой «донозологической диагностики» [1].

Субъективные показатели были проанализированы при помощи методики самооценки здоровья и анкетного опроса для выявления жалоб, указывающих на эмоциональную дезадаптацию и вегетативные расстройства [5]. Дополняли анализ оценкой уровня личностной и реактивной тревожности по тесту Спилбергера-Ханина.

Латеральные признаки в анализаторных системах выявляли по схеме Е.Д. Хомской, И.В. Ефимовой [10], определяя мануальную моторную, слухоречевую и зрительную асимметрии.

При математической обработке полученных данных использовали корреляционный анализ по Спирмену, а также критерий согласия Пирсона.

Результаты и обсуждение

На основании результатов оценки параметров регуляции деятельности сердечно-сосудистой системы и квалификации полученных показателей в соответствии с критериями, принятыми при донозологической диагностике [1], было обнаружено, что удовлетворительной адаптацией (по интегративному показателю активности регуляторных систем – ПАРС) характеризовались 34,7% обследованных студентов. Уровень их здоровья квалифицировался как физиологическая норма. Состояние функционального напряжения выявлено у 42,2% испытуемых, а перенапряжения – у 18,9% обследованных юношей. У 4,2% испытуемых отмечено истощение регуляторных механизмов. Полученные данные аналогичны имеющимся в литературе, в частности, описанным у студентов Владимирского государственного университета [3, 4].

Анализ значений индекса напряжения (ИН) показал, что в обследованной выборке было 78,7% студентов, у которых его величины находились в оптимальных границах, а у остальных ИН свидетельствовал или о напряжении регуляторных систем, или об утомлении [1].

Объективные физиологические показатели были сопоставлены с субъективными данными. Корреляционный анализ обнаружил, что значения самооценки здоровья, определяемой с помощью предложенных ранее шкал [5, 10], были связаны с объективными физиологическими показателями. Выявленные связи были сложными. В частности, если значения индекса напряжения в состоянии относительного покоя, полученные при анализе вариабельности сердечного ритма (ВСР), находились в соответствующих нормативных пределах, то при уменьшении ИН повышались значения самооценки здоровья и самочувствия (коэффициент корреляции r=-0,55 при p=0,05). Если же величины ИН в покое были выше нормы (что отражает увеличение степени напряжения регуляторных систем) или ниже нормы (что наблюдается при утомлении), то такие значения ИН коррелировали с низкой самооценкой здоровья (r до 0,96 при p от 0,05 до 0,10). Изложенные особенности, на наш взгляд, свидетельствовали о достаточно адекватных оценках обследованными студентами своего здоровья.

Выявлена отрицательная корреляция (r=-0,74, p=0,05) самооценки здоровья и уровня личностной тревожности: при более высоком уровне тревожности субъективные характеристики здоровья и самочувствия были ниже.

Основные параметры ВСР были сопоставлены с особенностями латеральной организации анализаторных систем обследованных испытуемых. Была выявлена преимущественная связь указанных параметров с признаками асимметрии в зрительной системе, что отмечалось и в наших предыдущих работах [6]. В таблице 1 представлено распределение студентов, различающихся зрительной асимметрией, по группам, выделяемым при донозологической диагностике [1].

Таблица 1 - Распределение испытуемых, различающихся латеральными признаками в зрительной системе, по группам функциональных состояний (%)

	Классы функциональных состояний			
Группа	Физиологическая норма	Состояние функционального напряжения	Состояние перенапряжения	Состояние истощения регуляторных систем
С правосторонними признаками, n=48	31,3	43,8	22,8	2,1
С симметрией, n=34	32,4	38,2	20,6	8,8
С левосторонними признаками, n=10	50,0	50,0	–	–

Из таблицы 1 видно, что студенты с левосторонними латеральными признаками в зрительной системе «попадают» преимущественно в группу, характеризующуюся объективно более высоким уровнем здоровья. Эти результаты соответствуют имеющимся в литературе данным о значении левого профиля функциональной сенсомоторной асимметрии для более высоких адаптационных возможностей индивидуума [7].

Затем были выделены группы испытуемых с высокой и низкой самооценками здоровья и самочувствия, и внутри них было проанализировано соотношение испытуемых с разными признаками асимметрии в зрительной системе (табл. 2).

Таблица 2 - Соотношение (%) разных латеральных признаков в зрительной системе у испытуемых, различающихся самооценками здоровья

	Высокая самооценка здоровья	Низкая самооценка здоровья
Правосторонние признаки, n=48	75,1	43,9
Симметрия, n=34	18,7	39,6
Левосторонние признаки, n=10	6,2	16,5

Данные, представленные в табл. 2, иллюстрируют различия соотношений признаков зрительной асимметрии у студентов с высокими и низкими самооценками здоровья. Высокие значения достоверно (по критерию χ^2) чаще отмечались у студентов с правосторонними признаками зрительной асимметрии, а низкие – у юношей с симметрией или левосторонними признаками в зрительной системе.

Описанные результаты, проиллюстрированные таблицами 1 и 2, свидетельствует о «расхождении» объективных и субъективных показателей здоровья, которое, в данном случае опосредуется особенностями латерализации в зрительной сфере. На существование индивидуальных и индивидуально-психологических различий лиц с разными признаками зрительной асимметрии указывалось в литературе ранее [9].

Высокими показателями реактивной тревожности чаще характеризовались испытуемые-амбидекстры (с симметрией в мануальной моторной системе).

Выводы

1. Обнаружено, что индивидуальные различия объективных и субъективных показателей здоровья обследованных студентов связаны преимущественно с особенностями латеральной организации их зрительной системы.

2. Выявлено, что для юношей с левосторонними признаками в зрительной системе были характерны лучшие объективные показатели здоровья и низкие субъективные его оценки.

Библиографический список

1. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. – М.: Медицина, 1997. – 236 с.
2. Баевский Р.М., Семенов Ю.Н., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В., Гаврилушкин А.П. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем // Вестник аритмологии. – 2001. – №24. – С. 65-87.
3. Батоцыренова Т.Е. Опыт организации мониторинга физического здоровья студентов Владимирского государственного университета // Всероссийский физкультурно-спортивный комплекс «Готов к труду и обороне (ГТО)» и массовый спорт в системе здорового образа жизни населения: материалы междунар.научно-практ.конф. Электронное изд. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2016. – С. 21-27.
4. Батоцыренова, Т.Е., Миронова Ю.А., Блохин М.М., Олейник М.М. Донозологический подход к оценке уровня здоровья // Физическая культура, спорт, наука и образование: Сборник трудов Всероссийской научно-методической конференции, посвященной 85-летию кафедры физического воспитания и спорта МГУ имени М.В.Ломоносова. – Москва: Издательство Московского университета, 2019. – С. 71–75.
5. Ефимова И.В., Будыка Е.В. Межполушарная функциональная асимметрия и проблема индивидуального здоровья // Руководство по функциональной межполушарной асимметрии. – М.: Научный мир, 2009. - С. 692-727.
6. Ефимова И.В., Батоцыренова Т.Е., Брусов В.В., Будыка Е.В. Анализ вариабельности сердечного ритма у студентов с различными латеральными признаками в моторной и сенсорных системах // Фундаментальные и прикладные проблемы нейронаук: функциональная асимметрия, нейропластичность и нейродегенерация. Мат. Второй Всерос. конф. с междунар. участием / Под ред. М.А. Пирадова, С.Н. Иллариошкина, В.Ф. Фокина. – М.: ФАНО, ФГБНУ «Научный центр неврологии». – 2016. – с.106-112.
7. Леутин В.П., Николаева Е.И. Функциональная асимметрия мозга: мифы и действительность. – СПб.: Речь, 2005. - 368 с.
8. Москвин В.А., Москвина Н.В. Межполушарные асимметрии и индивидуальные различия человека. – М.: Смысл, 2011. – 367 с.
9. Фокин В.Ф., Пономарева Н.В., Медведев Р.Б. и др. Когнитивные и вегетативные характеристики больных дисциркуляторной энцефалопатией с правым и левым ведущим глазом // Асимметрия: эл.журнал. – 2015. – № 3. – С. 4-13. URL: http://j-asymmetry.com/2015/
10. Хомская Е.Д., Ефимова И.В., Будыка Е.В., Ениколопова Е.В. Нейропсихология индивидуальных различий: учебное пособие для студентов учреждений высш. проф. образования. – М.: Издательский центр «Академия», 2011. - 160 с.

INTERDISCIPLINARY HEALTH STUDIES: AN APPROACH TO THE NEUROPSYCHOLOGY OF INDIVIDUAL DIFFERENCES

Budyka E.V.
Lomonosov Moscow State University, Moscow.
A.I. Yevdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow

Keywords: health, students, neuropsychology of individual differences, functional asymmetry

Annotation. Research results are presented that testify to the possibilities of neuropsychological analysis of individual characteristics of students' health. It was found that differences in objective and subjective health indicators are mainly associated with the features of the lateral organization of the visual system. It was revealed that for young men with left-sided signs in the visual system, the best objective indicators of health were characteristic against the background of low subjective assessments of it.

СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ ЦЕЛЕЙ, НАПРАВЛЕНИЙ И ТЕХНИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРОЦЕССОВ ЗРИТЕЛЬНОГО ВОСПРИЯТИЯ И ПАМЯТИ ЧЕЛОВЕКА

Брумштейн Ю.М., Молимонов Д.А., Кривенко А.И., Гроцкая А.Ю.
Астраханский государственный университет, г.Астрахань, e-mail: brum2003@mail.ru

Ключевые слова: системный анализ, зрительное восприятие, память

Аннотация. Имеется достаточно много работ по исследованию зрительного восприятия (ЗрВ) и зрительной памяти (ЗрП) человека [1,4]. Однако недостаточно разработаны следующие вопросы: методики тестирования показателей ЗрВ и ЗрП в увязке с техническими и программными средствами их реализации;

способы оценки результатов тестирования/тренинга – в т.ч. для отдельных лиц – разовых, по сериям тестов, за период времени; для групп лиц и т.д. Поэтому целью данной работы является попытка устранить эти недочеты.

Общая характеристика проблематики. Основные направления исследования (оценки) характеристики ЗрВ и ЗрП человека. (**а**) Выявление дефектов зрения и степени их выраженности. (**б**) Скорость восприятия зрительной информации – не требующей и требующей «использования памяти». (**в**) Характеристики восприятия динамических объектов: перемещающихся, вращающихся, меняющих форму и/или цвет и пр. (**г**) Параметры стереоскопического восприятия объектов. (**д**) Показатели зрительного внимания человека (ЗВЧ), включая его концентрацию при наличии помех [2]; утомляемость ЗВЧ во времени, переключаемость ЗВЧ и пр. (**е**) Характеристики, связанные со ЗрП – кратковременной и долговременной: «объемы» ЗВЧ и ЗрП [3]; устойчивость хранения информации в ЗрП; скорость доступа к объектам в памяти. При этом для разных типов объектов качество их запоминания, идентификации и пр. часто отличается. (**ж**) Скорости реакций при ЗрВ стимулов: для безусловных рефлексов (зрачковые реакции на вспышки света); условных рефлексов; «динамических стереотипов» действий; действий требующих анализа поступающей информации, принятия решений, их реализации. Помимо тестирования (исследования, оценки) ЗВЧ и ЗрП возможно проведение и тренингов.

Варианты проведения тестирования/тренинга. (1) Без использования или с использованием «функциональных физических нагрузок», визуальных, звуковы и иных видов помех. (2) Для обоих глаз одновременно или для каждого глаза «по отдельности» (при этом для разных глаз результаты могут различаться).

Варианты оценок характеристик ЗрВ или ЗрП для отдельного теста: в качественной форме (обычно по типу «Да» или «Нет»); в полуколичественной форме (например, по 3-4 градациям); в виде числовых значений.

Типичные варианты получения ответов. (**v1**) Нажатие тестируемым кнопки – реальной или экранной. (**v2**) Выбор в явной форме между «Да-Нет» или из «Больше-Равно-Меньше». (**v3**) Выбор в экранном меню единственного ответа из числа предложенных, ключая «Все другие ответы неправильные». (**v4)** Выбор нескольких ответов из числа предложенных**.** (**v5)** Подбор параметра путем вращения регулятора или перемещения ползунка – в т.ч. с нажатием кнопки для фиксации ответа [3]. (**v6) В**вод ответа с клавиатуры. (**v7) П**рименение джойстика. (**v8) Г**олосовой ввод ответов. (**v9)** Жестовое управление. **(v10)** Комбинированные варианты.

Восприятие изображений ряда объектов (включая технические объекты, изображения людей, животных и пр.) требует их «ассоциирования» с образами, хранящимися в памяти человека. Для письменного текста необходима «идентификация» букв (в т.ч. и с использованием «контекста»); группировка их в слова. Идентификация особо сложна для стилизованных шрифтов или рукописных текстов с «не выработанным» почерком.

Типичные цели проведения исследований ЗрВ и ЗрП [3,4]: определение целесообразности использования людьми очков, контактных линз и пр.; оценка пригодности персонала для выполнения определенных видов профессиональной деятельности; оценка текущего физиологического состояния человека– в т.ч. при предсменном контроле; определение динамики восстановления «профессиональных навыков» после перерывов в работе; оценка скорости «утомляемости» ЗрВ и кратковременной ЗрП; выявление некоторых заболеваний, патологических состояний, травм; оценка эффективности лечебных мероприятий; мониторинг изменения состояния человека в процессе реабилитации; определение (оценка) эффективности проводимых тренингов ЗрВ и ЗрП. При этом для «кодированной визуальной информации», включая числовой материал и тексты, целесообразно использовать специальные параметры для скоростей ее ЗрВ, точности распознавания, объемов ЗрП.

Варианты решений для тестирования/тренинга ЗрВ и ЗрП. (**а**) «Не компьютеризованные» тесты, включая офтальмологические настенные «таблицы с буквами» для оценки остроты зрения [4]; устройства для исследования периметрии поля зрения; тесты на бумаге для изучения концентрации внимания; таблицы Рабкина – для выявления дальтонизма и пр. (**б**) Только программные средства для использования на ПЭВМ, планшетах, мобильных устройствах. На ПЭВМ могут использоваться штатные средства (монитор, клавиатура, мышь) и дополнительные (джойстик, микрофон, видеокамера и пр.). Для улучшения мотивации испытуемых могут применяться «игровые режимы» – индивидуальные или групповые. (**в**) Аппаратно-программные средства, включая следующее. (*в1*) Тренажеры, имитирующие «среды производственной деятельности» – при этом в ряде случаев осуществляются тренинги принятия и реализации решений в реальном времени. (*в2*) Компьютеризованные проекторы букв и иных символов – для определения остроты зрения, наличия астигматизма и пр. [1].

Ниже последовательно рассматриваются основные группы (направления) исследований

Группа 1. Тесты на восприятие объектов, не использующие ЗрП. Выделим подгруппы. (**а**) Тесты «с выбором» ответов типа «Да-Нет» на вопросы об идентичности изображений двух статических объектов. Виды объектов (здесь и далее): геометрические фигуры, в т.ч. с их «заливкой», рисунки, фото, «трехмерные детали» и пр. Сравниваться могут такие параметры. (*а1*) Геометрические размеры объектов с одинаковыми угловыми положениями. (*а2*) Углы поворотов двух объектов равного размера. (*а3*) Сочетания «Размер» и «угол поворота» объектов. (*а4*) Яркости двух объектов. (*а4*) Цветности двух объектов при их одинаковой яркости. (*а5*) Сочетания «яркости» и «цветности» объектов. (*а6*) Сочетания размера, угла поворота, цветности и яркости. (*а7*)

Наличие (или отсутствие) каких-то деталей на втором изображении по сравнению с первым. Виды ошибок в ответах для пунктов «*а1…а7*»: «Да» вместо «Нет»; «Нет» вместо «Да». Информативные параметры для этого (и последующих) тестов: длительности выбора ответов; сочетания длительностей и правильностей ответов. (**б**) Аналоги заданий «*а1…а7*», но с вопросами типа «Для второго объекта параметр больше, равен или меньше чем у первого?» для следующих параметров. (*б1*) Размеры. (*б2*) Углы поворота по часовой стрелке. (*б3*) Яркости объектов. (*б4*) Количества «дополнительные деталей» изображений. Для каждого из заданий подгруппы «б» возможен один верный ответ и два неверных. (**в**) Тесты с динамически изменяющимися изображениями. Оценки результатов – обычно количественные. Примеры. (*в1*) Показываются два объекта. Размеры одного из них программно изменяются во времени, но с сохранением формы. Тестируемый должен нажать на кнопку в тот момент, когда, по его мнению, эти размеры будут одинаковы. В зависимости от содержания теста кнопка может нажиматься однократно или неоднократно. В последнем случае возможен «гистерезис» для оценок при увеличении и уменьшении размеров программно изменяемого объекта. Ошибки определения моментов «равенства размеров» будут иметь знак; их величины лучше оценивать не как абсолютные, а по отношению к размеру неизменного объекта. (*в2*) Показываются два объекта, один из которых совершает медленные возвратно-вращательные движения. Кнопка должна нажиматься в тот момент, когда углы поворота объектов кажутся одинаковыми. (*в3*) Комбинация изменений одного из объектов по пунктам «*в1*» и «*в2*», но с разной периодичностью во времени. (*в4*) Показываются два объекта одинакового цвета, у одного из них плавно меняется яркость. Кнопка нажимается в момент восприятия яркостей как одинаковых. Возможен «гистерезис восприятия» при увеличении и уменьшении яркости изменяемого объекта. (*в5*) Показываются два объекта, у одного из них цвет плавно меняется при сохранении одинаковой яркости объектов. Кнопка нажимается в моменты восприятия цветов как совпадающих. В этом тесте возможно одновременное изменение яркости трех «основных» цветов. Поэтому целесообразны «интегральные» оценок для «ошибок» – на основе отличий по этим трем цветам. (*в6*) Показываются два объекта. У одного из них независимо меняются яркость и цветность. Кнопка нажимается в те моменты, когда объекты кажутся одинаковыми. (*в7*) У одного из объектов плавно (и независимо друг от друга) меняются размеры, угол поворота, цветность, яркость. Кнопка нажимается в те моменты, когда оба объекта кажутся одинаковыми. (**г**) Тесты на однократный подбор параметров тестируемым лицом. (*г1*) Показываются два объекта одинаковой формы, но разного размера. Необходимо подобрать (вращением регулятора, передвижением ползунка и пр.) размер второго объекта аналогично размеру первого, затем нажать кнопку. Изменяемый параметр обычно можно регулировать плавно. Ошибку точности подбора лучше оценивать как «относительную в процентах, со знаком». (*г2*) Раздельно показываются два одинаковых объекта, повернутых друг относительно друга. С помощью регулятора необходимо повернуть второй объект в положение аналогичное первому и нажать кнопку. (*г3*) Показываются два объекта с разными размерами, повернутые друг относительно друга. Необходимо для второго объекта подобрать «размер» и «угол поворота», нажать кнопку. (*г4*) Показываются два объекта разной яркости. Нужно подобрать яркость второго объекта одинаковую с первым, затем нажать кнопку. (*г5*) Показываются два объекта разного цвета и яркости. Необходимо подобрать для второго объекта цветность и яркость аналогичную первому; затем нажать кнопку. (*г6*) Показываются два объекта, различающиеся размерами, углами поворотов, цветностью и яркостью. В этом задании надо подбирать уже 5 параметров: размер, угол поворота, яркости трех базовых цветов. (**д**) Показываются разные изображения единственной «трехмерной детали». С помощью мыши нужно «развернуть» (drag and drop) второе изображение аналогично первому, нажать кнопку. (**е**) Тесты на «сопровождение» тестируемым в реальном времени изменений параметров объекта-образца. (*е1*) Показываются два объекта одинаковой формы. Размер одного объекта в некоторые периоды времени постоянен, а в другие – плавно изменяется под управлением программы для ЭВМ. Тестируемый должен все время «подбирать» размер второго объекта так, чтобы он был равным размеру первого. Важны оценки двух типов параметров. (*1*) «Запаздывание» реакций тестируемого на изменения размеров объекта-образца (в секундах) – они могут зависят, в частности, и от концентрации его внимания. (*2*) Различия подобранных параметров по отношению к образцу: максимальные абсолютное и относительное отличия за период тестирования (по модулю и/или с учетом знаков); «среднеинтегральное» значение модулей относительных отклонений за время теста; коэффициенты вариации по отношению к этим «среднеинтегральным значениям». (*е2*) Показываются два объекта, один из которых часть времени совершает плавные возвратно-вращательные движения. При управлении другим объектом испытуемый должен стараться синхронно воспроизводить эти же повороты. Оценки различий: максимальные абсолютные угловые отличия (в большую и меньшую сторону); «среднеинтегральное» значение для модулей отличий. (*е3*) У объекта, управляемого программой, часть времени могут меняться размеры и углы поворота. Тестируемый должен «синхронно» менять те же параметры для другого объекта. «Различия» при воспроизведении нужно оценивать по отдельности для параметров «размер» и «угол поворота». (*е4*) Показываются два объекта одинакового цвета. Яркостью одного из объектов управляет программа, а второго – тестируемый. Его задача – поддерживать яркость второго объекта такой же, как и объекта-образца. (*е5*) Показываются два объекта. Яркостью и цветом первого управляет программа, а второго – тестируемый в режиме «сопровождения». (*е6*) Показываются два объекта. Программа управляет размерами, углом поворота, цветностью, яркостью первого объекта – они могут меняться в различных сочетаниях. Тестируемый в режиме «сопровождения» управляет параметрами второго объекта, стараясь поддерживать их одинаковыми с первым.

Группа 2. Тесты в отношении концентрации зрительного внимания. Мы рассмотрим, в основном, особенности компьютерной реализации некоторых тестов. (**а**) Методика Мюнстенбергера. Поиск слов в сплошной последовательности букв без пробелов, причем длина слов может быть различной. Варианты ответов. (*а1*) Набор на клавиатуре найденных слов с соблюдением их последовательности и разделителями в виде запятых. Затем введенная строка символов сравнивается с «эталонным ответом». (*а2*) Тестируемый выделяет найденные слова «цветовой заливкой», а затем «текст с выделениями» автоматически обрабатывается. (**б**) Таблицы Шюльте – обычно они квадратные, размером 5 ×5 клеток. В них надо последовательно выбрать числа от 1 до 25 – это удобно делать «щелчком мышью» или «нажатием пальцем на сенсорном дисплее». (*б1*) Автоматическая генерация неповторяющихся чисел от 1 до 25 со случайным расположением их по клеткам, цвет шрифта черный на белом фоне. Информативны: общие затраты времени на тест и на поиск каждого числа; динамика изменения продолжительностей поиска чисел; нарушения последовательности выбора чисел. (*б2*) Используется таблица 5 ×5, но генерируются неповторяющиеся числа в интервале от 1 до 99 – т.е. числа в таблице будут «не последовательными». (*б3*) Реализуется вариант «*б1*» или «*б2*» но для воспроизводимых чисел цвет выбирается случайно из набора «Красный-Зеленый-Синий» или из семи основных цветов спектра. При этом кроме концентрации внимания оценивается и его «переключаемость» между цветами. (*б4*) Цвета чисел – только черные, а для цветов «заливок» ячеек могут использоваться различные наборы цветов: «белый-красный-зеленый-синий»; 16-ти цветный набор и пр. (**в**) Корректурная проба. Испытуемый должен найти части текста, отличающиеся по размеру шрифта; по начертанию (например, курсив, вместо прямого шрифта); по жирности символов. Варианты с «орфографическими ошибками» могут применяться только для лиц, хорошо знающих язык. Выбор текстов для воспроизведения на мониторе осуществляется из «базы текстов» разной сложности. Варианты реализации. (*в1*) Испытуемый исправляет все найденные ошибки с помощью клавиатуры, затем осуществляется автоматическое сравнение текста с эталоном. (*в2*) Испытуемый выделяет найденные ошибки цветовой заливкой, затем осуществляется автоматическая обработка ответа. (**г**) Тест спутанных линий (ТСЛ). Испытуемый должен мысленно проследить путь каждой линии от начальной клетки к конечной. При компьютерной реализации типичны следующие операции: щелчком мышью на одной из «не использованных» клеток в левом столбце выбрать очередную линию; мысленно проследить ее прохождение на «рабочем поле»; осуществить щелчок на «конечной» клетке линии в правом столбце. Параметры, определяющие сложность ТСЛ. (*1*) Показатель «извилистости линии». Оценивается как среднее (по всем линиям) значение отношений «Фактическая длина линии : Расстояние по прямой между клетками для этой линии в левом и правом столбцах». (*2*) Среднее (в расчете на одну линию) количество точек пересечения с другими линиями. (*3*) «Плотность» расположения линий на рабочем поле. Может оцениваться как отношение суммарной длины всех линий к общей площади рабочего поля, на котором проходят линии. Для ТСЛ информативны параметры: правильность выполнения теста в целом (при отсутствии неверно выбранных клеток в правом столбце); доля правильно выбранных клеток – при частично верном ответе на тест; время, израсходованное на тест (если не было ограничения по времени); количество фактически «обработанных» линий – при прерывании теста по предельному времени; длительности прослеживания каждой из линий в ТСЛ и статистические показатели для этого набора времен. В варианте тренинга при неверном ответе «по одной линии» могут предоставляться «дополнительные попытки». При этом будут информативны дополнительные характеристики по тесту, включая среднее количество попыток на одну линию. При компьютерной реализации ТСЛ достаточно просто воспроизвести визуальные помехи, включая статические и динамические фоновые изображения для рабочего поля, звуковые помехи. Описанные ТСЛ удобно использовать на компьютерах и планшетах. На смартфонах при большом количестве линий изображения могут быть слишком мелкими, требовать «зрительного напряжения». В типичных случаях ТСЛ реализуются так – для каждой линии «одно начало – один конец». Однако возможны и варианты типа «Одно начало–Два конца» – с использованием разветвлений на рабочем поле по крайней мере для части линий. (**д**) Таблица Страупа со словами, представляющими собой названия цветов. При этом слова написаны не теми цветами, которые они «называют». В этом тесте целесообразен последовательный голосовой ввод ответов «по словам» с «мысленным переходом» с одного слова на другое. Может воспроизводиться статическое изображение (отдельное слово, единственная строка с последовательностью слов, несколько строк со словами); горизонтальная бегущая строка слов; бегущая вертикальная «полоса» со словами. Информативны: доли ошибок; длительности ответов по каждому слову.

Группа 3. Тесты для оценки характеристик кратковременной (оперативной) зрительной памяти. (**а**) Испытуемому последовательно во времени (но с небольшой паузой) показываются два графических объекта. (*а1*) Он должен оценить идентичны ли они – например, для заданий «*а1*»…«*а6*» в «Группе 1». (*а2*) Аналог «а1» данной группы, но с вопросом, предполагающим три варианта ответов. Для определенности могут использоваться задания по типу пункта «б» в «Группе 1». Изменение сложности: раздельное управление длительностями показа каждого из объектов; изменение длительностей пауз между такими показами; использование помех (визуальных, звуковых) во время пауз. Для большой серии заданий может оцениваться динамика процесса «утомления» кратковременной ЗрП. (**б**) Объект для запоминания – набор из нескольких логически не связанных слов на языке, известному испытуемому. Возможные варианты показа объектов после паузы во времени. (*б1*) Единственный набор слов – с вопросом «Совпадает или нет?». (*б2*) Несколько вариантов наборов слов – из них необходимо выбрать правильный. Эти варианты могут отличаться не только набором

слов, но и порядком их следования. (**в**) Аналог «б», но для разных слов используются разные цвета – и при демонстрации объектов, и при воспроизведении ответов. При этом дополнительно оценивается и «цветовая память». (**г**) Объект для запоминания – число (или числа) с разделителями (дефисы, пробелы) или без них. Управление сложностью – изменение количества символов в числе, длительности его демонстрации. Варианты ответов при «второй демонстрации», обычно ограниченной по времени. (*г1*) Для единственного числа – ответ на вопрос типа «Совпадает или нет?». (*г2*) Показывается несколько вариантов числовых ответов – из них нужно выбрать единственный правильный. В режиме тренинга при неверном ответе могут даваться «повторные попытки». Для «*г1*» и «*г2*» возможны модификации тестов с использованием цветов для чисел – для проверки не только «числовой», но и «цветовой» памяти. (*г3*) Испытуемый должен ввести с клавиатуры запомненное число после обязательной паузы по времени. В режиме тренинга если очередной введенный символ неверен, то должен выдаваться звуковой сигнал и даваться возможность повторной попытки ввода. (*г4*) Голосовой ввод ответа – путем произнесения последовательности цифр. (*г5*) Более сложное задание – для запомненного числа, подсчитать сумму его цифр. При этом кратковременная память используется и для проведения вычислений. Для получения ответов могут применяться те же варианты, что и для пунктов «*г1*»…«*г4*». (*г6*) Для запомненного числа подсчитать суммы цифр, стоящих на четных и нечетных позициях. Варианты получения ответов – аналогично пунктам «*г1*»…«*г4*». (**д**) Объект для запоминания – буквенно-цифровой код. Изменение его длины обеспечивает управление сложностью теста. Варианты ответов – аналогично пунктам «*г1*»… «*г4*». Усложненный вариант задания – введенная строка рассматривается как «шестнадцатеричное число», в которой используются буквы «a,b,c,d,e,f», Испытуемый должен это число мысленно перевести в десятичную форму и ввести ответ – по одному из вариантов типа «*г1*»…«*г4*». При этом если «обязательная пауза» не используется, то информативно и время до начала ввода ответа. (**е**) Объект для запоминания – столбец десятичных чисел. Сложность теста может управляться длиной чисел (предполагается, что она одинаковая) и/или количеством чисел в столбце. Варианты получения ответов – по типу «*г1*» … «*г4*». Более сложное задание – столбец чисел надо не только запомнить, но и подсчитать его сумму, которая будет ответом. Варианты ввода ответов – также по типу «*г1*»…«*г4*». (**ж**) Объект для запоминания – лицо человека. После паузы показывается набор лиц, в т.ч. возможно представленных в разных ракурсах, с разными прическами, при разном освещении и т.д. Тестируемый должен выбрать среди них «правильное» изображение или ответ типа «Нужного изображения среди представленных нет». (**з**) Объект для запоминая – несколько лиц людей. После обязательной паузы демонстрируется другой набор лиц (возможно с измененными ракурсами, прическами, макияжем, украшениями и пр.). Испытуемый должен выбрать среди них только те, которые показывались ранее «для запоминания». (**и**) Аналог «**з**», но демонстрируемыми объектами являются животные. При запросах ответов они могут показываться в иных ракурсах. **(к)** Аналог «**з**» но «для запоминания» показываются: технические устройства, здания, растения и пр. **(л)** Аналог «з», но для запоминания показываются «геометрические фигуры». При использовании цветов может проверяться и цветовая память.

Группа 4. Тесты долговременной зрительной памяти. Б*о*льшая часть тестов может быть взята аналогично группе 3, но с больш*о*й длительностью паузы – вплоть до нескольких часов или даже суток. При этом первоначальная демонстрация объектов может, при необходимости, осуществляться и «на бумаге».

Группа 5. Тесты на субъективную оценку длительности демонстрации объектов. Ими могут быть. (1) Геометрические фигуры, в т.ч. разных цветов, с заливкой внутренних частей и без. (2) Рисунки разной степени сложности. (3) Фрагменты чертежей. (4) Схемы электрические принципиальные. (5) Фотографии людей, предметов одежды, украшений, деталей. (6) GIF-анимаццции. (7) Строки текстов с логически связанными и не связанными словами. (8) Числа. (9) Буквенно-цифровые коды. (10) Звукозаписи. (11) Видеоролики. (12) Аудио-видеоролики. Испытуемый должен мысленно оценить продолжительности демонстрации для каждого из объектов. Варианты теста: показ менее 1 сек; демонстрация показаний таймера с «ошибочными» данными и пр.

Варианты ввода ответов: выбор одного из предложенных вариантов чисел; ввод с клавиатуры; установка ползунка на числовой шкале, голосовой ввод. Информативны абсолютные и относительные ошибки для оценок испытуемым продолжительностей демонстрации, в т.ч. при наличии различного рода помех.

Выводы.

1. Зрительное восприятие различных видов объектов человеком, их распознавание, запоминание, манипуляции с ними в памяти важны для производственной и бытовой деятельности человека.

2. Могут оцениваться различные показатели зрительного восприятия и памяти, в т.ч. связанные с качеством цветоразличения; со зрительным вниманием; со зрительной памятью, в т.ч. «цветовой», «на числа», «на лица» и пр.

3. Для реализации предлагаемых методик необходима разработка специального программного обеспечения, в т.ч. для установки на сервера с целью обеспечения группового тестирования, применения мобильными пользователями.

Библиографический список

1. Алиев Д.А.Г., Нурудинов М.М., Алиева М.А.Г. Эволюция методов исследования остроты зрения //Глаз. 2019. Т. 21. № 4 (128). С. 7-14.

2. Брумштейн Ю.М., Кривенко А.Н., Нежников Р.И., Молимонов Д.А., Захаров Д.А. Визуальные

динамические стимулы в психофизиологическом тестировании //Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине-2019: Сб. статей Всероссийской школы-семинара, посвященной 110-оетию Саратовского государственного университета им. Н.Г.Чернышевского / под. Ред. проф. Ан.В.Скрипаля.-Саратов: Изд-во Саратовский источник, 2019.- с.170-175

3.Брумштейн Ю.М., Рамазанова Л.Ш., Молимонов Д.А., Тишкова А.С., Нежников Р.И. Методы и технические решения для оценки точности восприятия испытуемыми яркостно-цветовых характеристик объектов, объемов и устойчивости их цветовой памяти //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии- 2019, №2, с.215-233

4.Скорик Ю.А., Елисеев Н.П., Григорьев А.А. Анализ методик и совершенствование оценки зрительных функций наблюдателя //Вестник Московского энергетического института. Вестник МЭИ. 2018. № 2. С. 95-101

SYSTEM ANALYSIS OF GOALS, DIRECTIONS AND TECHNICAL SOLUTIONS FOR RESEARCH PROCESSES AND HUMAN MEMORY

Brumstein Yu.M., Molimonov D.A., Krivenko A.I., Grotskaya A.Yu.
Astrakhan State University, Astrakhan, e-mail: brum2003@mail.ru

Keywords: system analysis, visual perception, memory

Annotation. There is a lot of work on the study of visual perception (Sp) and human visual memory (Sp) of a person. However, the following issues are not sufficiently developed: testing methods for the indicators of ZrV and ZrP in conjunction with the hardware and software for their implementation; ways to evaluate the results of testing / training - including for individuals - one-time, in a series of tests, for a period of time; for groups of persons, etc. Therefore, the aim of this work is an attempt to eliminate these shortcomings.

———————— ♦ ————————

ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЙ СПОСОБ И СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПОСЛЕПРОИЗВОЛЬНОГО ВНИМАНИЯ

Данилов Д.И.
Тульский Государственный Универститет, г.Тула, danilovdmitryi@yandex.ru

Ключевые слова: Психофизиология, система, способ, оценка внимания

Аннотация. Эта статья фокусируется на проблеме изучения и разработки новых путей для оценки послепроизвольного внимания

В настоящее время внимание имеет неоспоримую роль во всех сферах жизни человека. Следовательно, необходимо развивать не только способы повышения качества данного состояния, но и способы его оценки. Наиболее точный анализ внимания поспособствует предотвращению многих неблагоприятных исходов в любой деятельности, в которой участвует исследуемый субъект. Для достижения данной цели, помимо субъективных данных (результатов различных тестирований), следует особенно выделять объективные – результаты психофизиологических исследований.

По информации из научной литературы [1] – внимание имеет несколько видов: непроизвольное, произвольное и послепроизвольное. Необходимо анализировать каждый отдельно, а особую роль отвести оценке последнего. Для получения объективных данных необходимо применить аппаратную систему.

Предполагается, что послепроизвольное внимание возможно оценить с помощью методов аудиометрии в комбинации с различными способами психофизиологической оценки внимания [3]. Предлагается рассмотреть комбинированный метод использования аудиометра и электроэнцефалографа в качестве системы получения данных для проверки послепроизвольного внимания. Введения нового параметра – степени притупления слуха, который был бы прямо пропорционально связан со степенью «концентрации» внимания позволило бы ввести шкалу для проведения анализа данного параметра. Возможно будет установлена взаимосвязь между данным параметром и свойствами исследуемого состояния, а также со степенью вовлеченности.

При участии в некоторых видах деятельности, происходит вовлечение человека в тот или иной процесс, его внимание концентрируется на каком-либо объекте или объектах. Предполагается, что именно в этот момент, его слух притупляется или же концентрируется на определенном источнике звука. Предложенный способ позволит определить с помощью методов аудиометрии, насколько сильно «ослабевает» деятельность слухового аппарата, или на каком именно источнике сконцентрирован слух.

Для этого перед началом исследования необходимо проведение тестирования на выявление индивидуальных предпочтений испытуемых, что позволит подобрать для каждого потенциальные объекты внимания. Под ними следует понимать визуальные (видео, подборка изображений, текст) и звуковые (аудио дорожка записанной речи, звуки техники и т. д.) представления (в данном случае воспроизводимые файлы).

Применение способа в исследовании предполагается двумя вариантами:

1) получением субъективной оценки (рисунок 1) испытуемого о его слухе во время исследования;

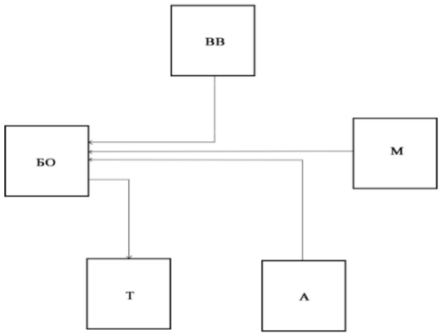


Рисунок 1 - Структурная схема аппаратной системы первого варианта реализации способа

2) получение объективной оценки (Рисунок 2) с помощью дополнительного применения ЭЭГ.

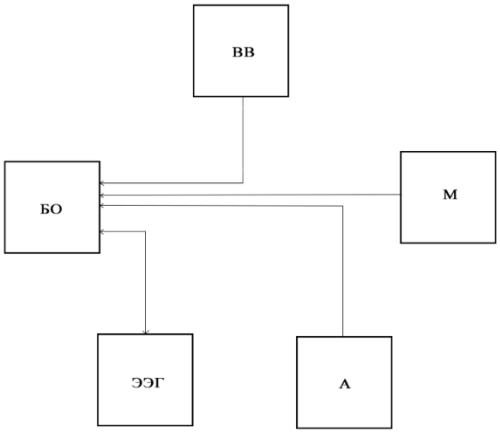


Рисунок 2 - Структурная схема аппаратной системы второго варианта реализации способа

По завершению предварительного тестирования, выбрав один из вариантов, процесс исследования необходимо проводить так:

Выполняется подбор воспроизводимых файлов, исходя из выявленных тестом личных предпочтений. Затем обеспечивается обстановка, которая оказывает минимальное влияние на испытуемого, что может обеспечить естественность ответной реакции организма на внешние воздействия. Рекомендуется выделить время на привыкание испытуемого к аппаратуре (носимому аудиометру, шлему ЭЭГ), в связи с тем, что у большинства людей подобные процедуры могут вызвать волнение.

1) Для получения субъективной оценки используется первый вариант аппаратной системы(Рис.1). Заведомо здоровому испытуемому(БО) демонстрируются воспроизводимые файлы (например, на мониторе(М) компьютера) на которые он потенциально способен обратить своё внимание. В различные интервалы времени с помощью аудиометра(А) генерируются звуковые волны. Также осуществляется внешнее воздействие (ВВ) - подача звуковых раздражителей, различных по Гц и дБ, которые соответствуют тембрам человеческого голоса, работе аппаратуры, сигнализации, хлопкам и т. д. Следует отметить, что нежелательно использование музыкальных произведений, в силу того, что композиции обычно охватывают весь спектр звуковых частот и громкостей. Моменты подачи раздражителей сопровождаются записью моментов времени, которые соотносятся с ходом времени демонстрации или/и трансляции. Затем происходит опрос(тестирование(Т)) испытуемого, определяется какие звуки были услышаны и их соответствие по Гц и дБ – определяются заглушенные частоты.

2) Для получения объективной оценки используется предложенная система для второго варианта(Рис.2): проводится похожая процедура, но отсутствует этап опроса; применяется электроэнцефалограф(ЭЭГ), электроды которого накладываются над проекциями головного мозга, отвечающими за работу зрительного

анализатора [2]. На протяжении всего процесса происходит запись электроэнцефалограммы, которая затем расшифровывается и соотносится с данными аудиометра (процесс идентичен проведению стандартной процедуры аудиометрии с использованием ЭЭГ).

По завершению происходит анализ полученных данных для выявления частот и громкостей, что позволит судить о том, насколько изменяется работа слухового аппарата во время концентрации внимания, процесса послепроизвольного внимания. Выбор потенциальных объектов внимания и «раздражителей» широк, что позволит провести большое количество испытаний, чтобы сделать выводы и опровергнуть или подтвердить гипотезу о возможности применения такого способа.

При подтверждении возможно множество вариантов использования описанного способа, например: экономические выгодные тестирования, тренировки внимания; развитие и исследование данной области; подготовка специалистов к определенным ситуациям; совершенствование различных тренажёров человека-оператора; возможно моделирование данного процесса и применение в робототехнике, формировании искусственного интеллекта и т. п.

Библиографический список

1. Александрова Ю.И. Психофизиология: учебник для вузов – 3-е изд., доп. и перераб. – М.[и др.]: Питер, 2011. – 464с..

2. Данилова Н.Н. Психофизиология: Учебник для вузов / Н. Н. Данилова. — М.: Аспект Пресс, 2012.— 368с

3. Немов, Р.С. Общая психология. В 3-х т.Общая психология: Учебник / Р.С. Немов. - М.: Юрайт, 2012. - 2472 с.

4. Попечителев Е.П. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы: Учебник/Текст Н.А. Кореневский, Е.П. Попечителев, С.П. Серегин; Курск. гос. техн. ун-т. – Курск: ОАО «ИПП «Курск», 2009. – 986с.

PSYCHOPHYSIOLOGICAL METHOD AND SYSTEM OF EVALUATING POST -INVOLUNTARY ATTENTION

Danilov D.I.
Tula State University, Tula, danilovdmitryi@yandex.ru

Keywords: Psychophysiology, system, method, assessment of attention

Annotation. This article focuses on the problem of developing new ways to explore attention. This article also describes the system of devices that can be used to implement the proposed method. This method allows the researcher to obtain a subjective and objective assessment of post-involuntary attention using audiometry methods.

———————— ♦ ————————

ПСИХОЛОГИЧЕСКИЕ И ПСИХОСОМАТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ РЕЗИСТЕНТНОСТИ ИНФЕКЦИОННЫМ ЗАБОЛЕВАНИЯМ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ

Литвинова Н.Ю.
ФГБОУ «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых», г. Владимир,
L N7766@mail.ru

Ключевые слова: внутриличностный конфликт, детско-родительские отношения, социальная маска, психосоматические истории и сценарии

Аннотация. В статье рассматривается проблема эмоциональных дисгармоний человека как одна из причин, предрасполагающих его к инфекционным заболеваниям верхних дыхательных путей. Обосновывается целесообразность формирования привычки мыслить позитивно, воспринимать, интерпретировать окружающую действительность через оптимально гармоничные эмоции и этим самым способствовать укреплению, оптимизации собственного иммунитета и резистентности, инфекционным заболеваниям верхних дыхательных путей. Рекомендуется обращение к психологической практике, основанной на теоретической идее теста – опросника Смысложизненных ориентаций (СЖО), Д.А. Леонтьева.

Актуальность проблемы сохранения здоровья в период пандемии COVID - 19 не нуждается в аргументации.

Кроме соблюдения, безусловно, важнейших медицинских рекомендаций, для сохранения здоровья в условиях угрозы инфекционных заболеваний важно разобраться с психологическими составляющими рассматриваемой проблемы.

Медицинская статистика указывает, что до 40% пациентов обращаются к врачам общей практики по поводу заболевания дыхательных путей (инфекции верхних дыхательных путей, вирусный грипп и простудные

заболевания). Кривые заболеваемости указывают на взаимосвязь между психическими факторами, развитием и клиникой инфекционных заболеваний.

Представляется возможным указать ряд фактов психоаналитических исследований личности, указывающих на взаимосвязь психосоциальных факторов, течения заболевания и его преодоления: восприимчивость человека к респираторным вирусам зависит от его эмоционального состояния; структура личности определяет специфическую картину болезни в течение инфекционного заболевания; существует временная взаимосвязь между уменьшением Т и В лимфоцитов и изменением жизненной ситуации; кашель означает освобождение от невыполнимых эмоций, напряжения и конфликтов, связанных с гневом, агрессией и страхом.

Исследователи психоаналитического направления указывают: если защитные силы организма снижаются под влиянием соматических или психологических факторов, то вирусы могут распространяться путем трансфера из клетки в клетку. В нормальных условиях этот процесс контролируется и подавляется Т – лимфоцитами, что происходит вследствие цитотоксичекого действия или активации микрофактов. Современные иммунологические исследования показали, что внутренние и внешние нагрузки (стрессы) легко нарушают это равновесие и могут быть причиной возникновения болезни.

В связи с вышесказанным, иммунную систему в последнее время определяют как связующее звено в функциональной психосоматической цепи. Интуитивные знания опытных врачей о том, что характер реакции на инфекции или на течение инфекционного заболевания зависит также от эмоциональных факторов опираются на дифференцированные исследования иммунной системы. В соответствии с результатами, которых реакции иммунной системы на психические нагрузки проявляются следующим образом: индивидуальная история жизни, через особенности субъективных переживаний во многом определяет ход истории болезни. Таким образом, мы сталкиваемся с необходимостью осознания природы психосоматических историй, как провокатора снижения резистентности инфекционным заболеваниям верхних дыхательных путей.

Мир вариативных комбинаций психосоматических историй бесконечен в контекстах жизнедеятельности разных людей. Первое, что следует принять к сведению в процессе рефлексии рассматриваемой проблемы: большинство психосоматических сценариев обнаруживают союз с психосоматической картиной депрессии и головной боли. В структуре психологической картины последних, психоаналитики отмечают внутриличностный конфликт неудовлетворенных личностных потребностей (в основных видах жизнедеятельности) как пусковой механизм дисфункции здоровья.

С обыденной точки зрения, может показаться, что речь идет о проходящих временных проблемах эмоционального характера (утомление, усталость, непонимание, проявление особенностей темперамента и.т.п). Однако чаще всего, депрессия (лавированная, маскированная) и головные боли – это» верхушка айсберга» потенциальных заболеваний, или развивающихся хронически. Рассмотрим несколько возможных психосоматических сценариев, в которых присутствуют депрессия и головные боли, вроде бы как сами собой проходящие эмоциональные проблемы. Отметим, что, несмотря на многовариативность психосоматических историй, при отсутствии единого механизма их формирования, представляется возможным выделить в них нечто общее. А именно: жизненная ситуация всегда предшествует инициации психосоматической истории. Сценарий ее развития представляет собой следующую закономерную цепочку событий, окрашенных переживаниями: детско-родительские отношения, внутриличностный конфликт (результат «выученного урока» взаимодействия с внешней действительностью в детско-родительских отношениях), его кодирование» социализированной маской поведения» (результат социальной адаптации более или мене благополучной). Наиболее отчетливо эта троичная закономерность просматривается в семейных (близких) отношениях и профессиональной деятельности.

В частности, содержания внутриличностных конфликтов пациента, страдающего от гипертензии и пациента с диагнозом «ожирение» имеют четкий вектор приложения переживаний, а именно – отношения (и в семье, и в профессии).

Суть внутри личностного конфликта гипертоника - это переживание, энергизированное доминантой сохранения покровительственных отношений со стороны референтных лиц. Ради таковых он жертвует собственными потребностями, интересами и не рассчитывает свои физические и психические ресурсы. Таким образом, источник благополучия для гипертониканаходится вовне, а и именно в отношениях с его личностными авторитетами. Таким образом, психосоматический сценарий переживания гипертоника вызван «неоправданными» ожиданиями, разочарованиями в другом из – за его неумения быть благодарным и возвращать «не обещанные долженствования». На уровне поведения гипертоник проявляется через враждебность и жажду самоутверждения, при неумении свободного отреагирования эмоций.

Внутриличностный конфликт пациента с диагнозом «ожирение» характеризуется переживанием неполноценности, ущербности собственного «Я», ожиданием от внешнего мира потенциальной опасностии, следовательно, готовности защищаться, от него (от мира) в том числе и через проявление разных форм агрессивного поведения. Кроме этого, для поведения пациента с диагнозом «ожирение» характерны типичные черты: ранимость, чувство вины, стыда, зависимость от мнения других, ощущение внутренней пустоты, потерянности, внутренней задерганности, апатически – мрачного настроения и признаки бегства в одиночество.

По факту, это стремление найти внешнюю опору, могущую стать неисчерпаемым источником безусловной любви и заботы [1].

При сравнении смысла содержания внутриличностных конфликтов рассматриваемых психосоматических историй, появляется восприятие их как частей единого травмирующего процесса, пропитанного депрессивными переживаниями и конечно симптоматикой головной боли (с позиции лингвистического анализа: взаимодополнение содержания и использование параллельных языковых конструкций для усиления передаваемого смысла).

Обратимся к анализу детско-родительских отношений пациентов с рассматриваемыми диагнозами (гипертензия и ожирение) [1,2].

С точки зрения классического психоанализа, это были отношения, в которых ребенок получил опыт проживания потерь расположения родных, близких и научился контролировать свою враждебность, т.е. скрывать ее. Прижизненно приобретеннаянеоптимальная самооценка, генерирует паттерны отношений, запрещающиеосмысление фрустрирующих ситуаций. Однако их психофизиологическая компенсация у гипертоников проявляется формированием тенденции к повышению внутреннего давления (сдерживания агрессии, враждебности), а у пациентов с ожирением пищевым «подкреплением» (модель поведения бывшего ребенка по отношению к родительским наказаниям).

Также пусковым психологическим механизмом этих психосоматических сценариев могут быть переживание опыта потери значимого объекта (отделение от родителей, разрыв с близким человеком, утрата родственников).

Если же рассуждать о социализированной маске поведения, то пациенты с диагнозом гипертензии считают, что жизнь навязывает им роль «ломовой лошади». Они часто оказываются в ситуациях, где чрезмерно помогают и близким людям, и коллегам, даже если их об этом не просят. Если им приходится выполнять важные поручения, они не могут совладать с излишним чувством ответственности, в результате проявляют по отношению к другим враждебность, агрессивность, беспомощность перед необходимостью организовать трудовой процесс. Все это компенсируется подчеркнуто социально - правильным поведением: так формируется хроническое состояние напряжения переходящее в гипертонию.

Пациенты с диагнозом ожирения отягощены переживаниями стрессов отвержения, которые становятся хроническими поводами к импульсивной еде (перееданиям). В результате наступают общая подавленность, гневливость, страхи перед одиночеством и чувство пустоты. Переедание временно переключает негативные эмоции в направление свободное от депрессивных переживаний [1,2].

Несколько разными путями идут пациенты, но к очень похожим результатам определенного этапа жизнедеятельности: и те, и другие демонстрируют специфический способ мышления, проявляющийся в оценивании себя как неполноценных, слабых, недостойных, но могущих стать успешнее при условии обеспечения тотальных благополучных отношений с референтными лицами (неосознанная потребность в других как потенциальных донорах поддержки, заботы и любви). В результате очевидны модели поведения: жертвенно – угождающее (гипертоническая), либо пассивно-рецептивная (при ожирении) [1,2].

Также можно проследить, удивительное пересечение содержательных линий психосоматических историй (детско-родительские отношения, внутри личностный конфликт, социализированная маска поведения) при ишемической болезни сердца (ИБС) и булимии. И вновь мы наблюдаем присутствие в этих историях симптомов депрессии и головных болей. Вектор приложения переживаний, в рассматриваемых случаях заболеваний, - профессиональная деятельность.

«Я-концепции» таких пациентов очень похожи: лабильное самовосприятие, а именно когнитивный диссонансотносительно структуры самооценки в обоих сценариях имеют место быть. С одной стороны, пациенты производят впечатление векторных личностей, самодостаточных, эмоционально - устойчивых; с другой стороны, они склонны к депрессии, педантичны и застревают в поисках решения проблемы; булимики не удовлетворены собственным телом, пациенты ИБС характеризуются чувством неполноценности, ощущением неблагополучия [1,2].

Стратегии целеполагания также имеют общий стержень**.** Пациенты с ИБС стремяться добиться социально высокого успеха в профессиональной деятельности, невзирая на свои реальные физические и психические ресурсы. Ради достижения этой цели человек работает на износ, часто проявляя гиперответственность, не умеет сотрудничать с другими. Близкие межличностные отношения выстраивает и переносит с трудом, комфортнее ощущает себя в сфере профессиональных, деловых отношений.

Пациенты с диагнозом булимия также, ставят себе нереалистичные социальные цели в сфере профессиональной деятельности (преимущественно); проваливаются в депрессию, когда сталкиваются с неуспешностью. К тому - же, достижение целей блокируется депрессивно - мрачным самоощущением и самовосприятием.

Детско-родительские отношения таких пациентов характеризовались директивным стилем, импульсивностью в коммуникациях, отсутствием общих интересов, взаимной поддержки, эмпатии, насилием, конфликтностью, негативными ассоциациями переживаний отвращения, вины, стыда и.т.п. Отмечался высокий уровень ожиданий социального успеха в семье, при отсутствии проблемно-решающего взаимодействия между ее членами (отсутствие сотрудничества) и как следствие переживание преждевременного неудачного опыта самостоятельности ребенком.

В таком контексте семейных отношений формировался выбор специфичных потребностей и мотивов (смысложизненных ориентаций): предрасположение человека к сердечно – сосудистым заболеваниям в одном

случае, нарушениям пищевого поведения в другом. Накопленные негативные переживания были отреагированы через синдром крушения (во взрослом возрасте) в случае диагноза ИБС, либо в бесконечных приступах переедания и избавления от еды (Булимия).

В реальной взрослой жизни (социальная маска), у пациентов обоих типов, часто наступает перенапряжение в профессии (которое они пытаются компенсировать самоприказами к перфекционизации), причиной которого, является недостаточная для выполняемой деятельности квалификация и компетентность. Особенностью жизнедеятельности булимиков является поведенческий стереотип: пылкое увлечение - резкий разрыв (потеря интереса и мотивации).

Разрыв, в случае диагноза ИБС проявляется в синдроме сверх компенсации (хроническая потребность личностного роста, реальность психического истощения) трудно обратимых последствиях - «надломе жизненной линии», синдроме крушения, которые проявляются в вынужденных ограничениях социальной активности (по причине утраты здоровья) и сожалениях о нереализованных планах.

В жизни булимика результатом является специфический способ мышления, а именно несформированность операции дифференциации и дискриминации воспринимаемой информации, которая компенсируется эмоциональной нестабильностью, импульсивностью со страхом потери контроля, низкой фрустрационной толерантностью и высокой потребностью во внешнем позитивном подкреплении. Вследствие этого, пациент не осознает свое внутреннее состояние, что приводит к диффузному чувству внутренней угрозы, полностью овладевающей им. В любом случае, гиперактивность и враждебность пациентов обращаются против их здоровья.

Подобных психосоматических сценариев, реализующихся по рассматриваемому сценарию (детско – родительские отношения, внутриличностный конфликт, социальная маска) под покровом, казалось - бы, безобидных, депрессии и головной боли огромное множество. Следовательно, для решения задачи формирования способности противостоять им (прежде всего, психосоматике депрессии и головной боли) с помощью привычки мыслить позитивно, воспринимать, интерпретировать окружающую действительность через оптимально гармоничные эмоции и этим самым способствовать укреплению, оптимизации собственного иммунитета и резистентности инфекционным заболеваниям верхних дыхательных путей, необходимо обратиться к психологическим практикам. Речь идет о психологической практике, позволяющей осознать психосоматическую цепочку: детско-родительские отношения, внутриличностный конфликт, социальная маска [3].

Такую возможность представляет психотерапевтическая технология, основанная на теоретической идее теста – опросника Смысложизненных ориентаций (СЖО), Д.А. Леонтьева [4,5].

Технология, по сути, является процессом рефлексии кластеров убеждений: ЛК-Я (концепция Я), Цели жизнедеятельности, Процесса жизнедеятельности, ЛК-Ж типичных/повторяющихся событий в жизнедеятельности, Результат жизнедеятельности на конкретном ее этапе. Каждый кластер описывается с точки зрения идеального содержания убеждения (способствующего социально – психологической адаптации личности), содержания по факту (в соответствии с диагнозом), рекомендуемой работой над ошибками, способствующей трансформации способа восприятия, мышления, действия. Цель психотерапевтического процесса - соотнести фактическое индивидуальное содержание установок, убеждений и идеальное. Далее, максимально сделать их конгруэнтными.

Содержание кластеров убеждений [4,5].

Я - концепция психологически здоровой личностиотличается внедрением здорового образ жизни, рациональными и позитивными установки (относительно себя, других, жизнедеятельности в целом), правильно расставленными приоритетами.

Целеполагание здорового человека характеризуется осознанностью, направленностью и временной перспективой жизни. Содержание цели отражает наполненность (цельность) личности интересами и мотивами, направленными на общественно – полезную деятельность.

Процесс жизни характеризуется как интересный, креативный, насыщенный позитивными переживаниями смыслом созидания.

События жизни отражаются в осознанных установках личности и являются средством контроля и управления жизнью через принимаемые решения [6,7].

Результатом работы технологии являетсяосознание троичной закономерности (детско-родительские отношения, внутри личностный конфликт, социальная маска), позволяющее оптимизировать качественные характеристики эмоционально – волевой сферы личности и таким образом, повысить резистентность перед опасностью инфекционных заболеваний верхних дыхательных путей.

Психологическая практика СЖО осуществляется через методики МАК (метафорические ассоциативные карты), телесно – ориентированные практики (ТОП) и возможности цветодиагностики индивидуально – психологических особенностей личности.

Библиографический список

1. Малкина – Пых И.Г. Психосоматика. Москва: Эксмо,2009
2. Курпатов А.В. Психосоматика. Москва: ЗАО «ОЛМА Медиа Групп», 2007.

3. Литвинова Н.Ю. Психологические ресурсы совладающегоповеденияв жизнедеятельности человека. Владимир: ВлГУ, 2015.
4.Леонтьев Д.А. Психология смысла. М.: Смысл, 2003.
5. Тест СЖО Леотьева Д.А. https://go.mail.ru/search
6. Франкл В. Психотерапия на практике. СПб: Речь, 2001.
7. Иновационная психотерапия. Под редакцией Д.Джоунса.СПб: Питер,2001.

PSYCHOLOGICAL AND PSYCHOSOMATIC ASPECTS OF RESISTANCE TO INFECTIOUS RESPIRATORY DISEASES

Litvinova N.Yu.
FSBEI «Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir», LN7766@mail.ru

Keywords: intrapersonal conflict, parent-child relationships, social mask, psychosomatic stories and scenarios

Annotation. The article considers the problem of human emotional disharmonies as one of the reasons predisposing it to infectious diseases of the upper respiratory tract. The expediency of forming the habit of thinking positively, perceiving, interpreting the surrounding reality through optimally harmonious emotions is substantiated and thereby contribute to strengthening, optimizing one's own immunity and resistance to infectious diseases of the respiratory tract. It is recommended that you turn to psychological practice based on the theoretical idea of the test - a questionnaire on the Meaning of Life Orientations (SJO), D.A. Leontiev.

———————— ♦ ————————

ЛОГОПЕДИЧЕСКИЙ ВЕКТОР В ДИАГНОСТИКЕ ДИСФАГИИ У ПАЦИЕНТОВ С ЗАБОЛЕВАНИЕМ ЦНС

Усенкова Е.В.
ФГБОУ «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых», г. Владимир, руководитель логопедической службы в РЦ «Три сестры» г. Москва, e.usenkova22@yandex.ru

Ключевые слова. Дисфагия, аспирационная пневмония, инсульт

Аннотация. Дисфагия является тяжелым осложнением после ОНМК, дегенеративных заболеваний, операционных вмешательств на головном мозге, ЧМТ. Нарушения глотания часто связаны с высоким риском развития аспирационной пневмонии, приводящей к дыхательной недостаточности, высокому уровню инвалидизации и летальному исходу.

Острое нарушение мозгового кровообращения является актуальной острейшей проблемой во всем мире. Из мировых источников Global Burder Diseases ежегодно 6,5 миллиона случаев из 10,3 миллиона заканчиваются смертью пациента. Инсульты превосходят по частоте над инфарктами миокарда сердца. Академик Епифанов В.А. сообщает, что 40-45% пациентов умирают в течение года после инсульта. Вследствие перенесенного инсульта в большинстве случаев возникают когнитивные нарушения в разной степени проявления, от тяжелой деменции до легких когнитивных расстройств. На фоне перенесенного инсульта часто развивается тяжелое инвалидизирующим пациента состояние, проявляющееся нарушением глотания. Одним из осложняющих признаков тяжелых заболеваний, таких как деменция, цереброваскулярные заболевания головного мозга, при котором происходит нарушение иннервации функции нервных путей, отвечающих за с дружественную работу мышц в акте глотания, является дисфагия.

Качество жизни пациента с нарушением глотания кардинально меняется в отрицательную сторону и приводит к тяжелейшим осложнениям и последствиям со стороны функции дыхательной системы, вплоть до дыхательной недостаточности, ввиду нарушения терморегуляции, нарушение метаболизма газообразных продуктов, дегидратации тканей, большого скопления углекислого газа, нарушении оснащением кислорода легких, рискуя в развитии аспирационной пневмонии и угнетению сознания пациента. Все это приводит в стойкой инвалидизации и социальной дезадаптации пациента, в значительной мере ухудшая прогноз на выздоровление, осложняет и усложняет реабилитацию пациента.

В данных (EUSI, 2003) обязательна диагностика нарушений функции глотания у категории пациентов, перенесших инсульт, а коррекция нарушений глотания с применением специального питания должны входить в основной список по лечению инсульта. Ответственность за безопасность пациента разделяют между собой все члены междисциплинарной бригады, в состав которой входят врачи-неврологи, логопед, диетолог, физический терапевт, медицинские сестры, эрготерапевт, психолог. Однако логопед является ключевым специалистом по проблеме дисфагии и организует работу бригады по профилактике аспирации, пневмонии и дыхательной недостаточности.

Физиология акта глотания. Физиологический акт глотания зависит от точных координированных движений мышц губ, языка, глотки, гортани и верхнего отдела пищевода и расположенными на них рецепторами, афферентными, эфферентными волокнами и сенсорными, двигательными ядрами V, IX, X, V, VII,

IX, X, XII пар. Центральным звеном регуляции глотания выступает ствол. Произвольная регуляция акта глотания осуществляется двусторонним влиянием корковых центров глотания и включает:

1. Произвольная фаза - пища транспортируется в cavum oris, губы плотно смыкаются. Пища пережевывается. Формируется пищевой болюс с помощью языка, щек, неба. Если у пациента существуют проблемы с зубами или протезами, то он нуждаются в дополнительном времени для завершения этой фазы.

2. Ротовая фаза - пищевой болюс продвигается вперед с помощью языка к задней поверхности ротовой полости, запуская глотательный рефлекс. Вследствие недостаточной подвижности языка и мягкого нёба в этой фазе возникают следующие проблемы: а) неконтролируемый пищевой комок; б) «поспешное глотание».

3.Глоточная фаза - начинается с запуска глотательного рефлекса, при этом гортань поднимается и наклоняется вперед, надгортанник опускается, голосовые складки смыкаются. Вследствие отсутствия или слабости движений задних мышц языка, нарушений подъема гортани, закрытия воздухоносных путей и ларингиального смыкания в этой фазе мы видим следующие проблемы: а) остатки пищи на валекулах, аспирация после глотания; б) остатки пищи у основания воздухоносных путей, аспирация после глотания; в) проникновение пищи в воздухоносные пути, аспирация во время глотания; г) аспирация во время глотания из-за нарушения ларингиального смыкания.

4.Пищеводная фаза осуществляется закрытием верхнего сфинктера пищевода, предотвращая попадание пищи в легкие. За счет пищеводной перистальтики пища продвигается в желудок. Если происходи нарушение пищеводной перистальтики, то это может привести к пищевой аспирации в дыхательных путях.

Клиника. Клиническая картина синдрома дисфагии включает – невозможность проглотить пищу, чувство «кома» в горле, гиперсаливацию, дисфонию, изжогу, срыгивание, похудение, кашель при глотании, поперхивания, затрудненное дыхание.

В диагностике пациента с нарушением глотания, данные фиксируются в:

1) Опроснике EAT-10 [8];

2) Оценке неврологического и соматического статуса;

3) Оценке ментальных функций;

4)Оценке мимико-артикуляционной мускулатуры, стоматологического и трофологического статуса, оценка кашлевого толчка;

3) Шкалы оценки функции глотания MASA;

4) «Золотой стандарт», включающий, эндоскопию до и во время акта глотания и видеофлюороскопию акта глотания. Эндоскопия проводится с использованием загустителя Resource Thicken Up Clear, видеофлюороскопия глотания с добавлением рентген-контрастного вещества.

6) Методы нейровизуаллиционной диагностики головы, шеи.

Всем специалистам мультидисциплинарной бригады (МДБ), а также ухаживающим за пациентом родственником необходимо знать предостерегающие знаки и симптомы, приводящие к нарушению глотания. Предостерегающими знаками и симптомами дисфагии являются: трудности при пережевывании: плохая гигиена полости рта; нарушение саливации; выпадение пищи изо рта; меняющийся, «булькающий» хриплый голос или временная потеря голоса; регургитация пищи; нарушение дыхания (затрудненность, укороченность); признаки утомления во время пищи; пневмония, инфекции респираторной системы, повышение температуры тела; отказ от пищи, увеличение времени приема пищи; «ощущение» пищи («застревание» в горле во время глотания). При выявлении указанных знаков и симптомов необходимо срочно обратиться к специалисту, а именно к логопеду. Логопед составляет инструкцию для медицинского персонала и ухаживающих и вывешивает над постелью пациента: как, чем, в какой позе и каким количеством кормить; составляет и записывает план ведения пациента в истории болезни; ведет работу над восстановлением и автоматизацией глотка; регулярно проводит повторные обследования пациента и при улучшении меняет способы питания и диеты. При невозможности кормления «через рот» предлагается альтернативное кормление: назогастральный зонд. При длительных проблемах с глотанием решается вопрос о целесообразности постановки гастростомы. При более легкой степени выраженности дисфагии выполняются специальные упражнения, восстанавливающие определенные фазы глотания, подбираются специальные «мягкие» диеты, жидкости разной консистенции (от консистенции нектара, до консистенции пудинга). В течение суток пациент должен употребить не менее 2 литров жидкости.

Предпочтительнее короткие (10-15 минут) занятия, проводимые несколько раз в день, поскольку тренировки нарушения глотания не только требуют четкости действий и профессионализма, но и не безопасны для больного, они должны проводиться лишь высококвалифицированным клиническим логопедом прошедшим специальное обучение, по нарушению глотания с медицинским профилем.

Таким образом, можно выделить несколько ключевых моментов в реабилитации пациентов с нарушением глотания. Прием пищи пациентом осуществляется только сидя. Важно правильное позиционирование пациента и подбор консистенции проглатываемой пищи для наиболее эффективного реабилитационного прогноза. В течение 30-40-60 минут пациента лучше оставить в вертикальном положении во избежание заброса содержимого желудка в дыхательные пути. Парентеральное питание (назогастральный зонд) проводится при отсутствии возможности обеспечить адекватное энтеральное питание: грубые нарушения функции глотания, коматозное и сопорозное, делириозное состояние пациента.

Всегда надо помнить о том, что раннее кормление через рот, а не через назогастральный зонд или гастростому, имеет большое психотерапевтическое значение, как для самого пациента, так и для членов его семьи, уменьшая эмоциональную напряженность и способствуя когнитивной реориентации данной категории пациентов.

Библиографический список

1. Белова А.Н. Нейрореабилитация: руководство для врачей, - 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Антидор, 2012.
2. Евзельман М.А. Нарушение речи при локальных поражениях головного мозга: учебно-методическое пособие для врачей. – Орёл, 2008.
3. Кадыков А.С., Черникова Л.А., Шахпаронова Н.В. Реабилитация неврологических больных. – М.: «МЕДпресс-информ», 2013.
4. Кадыков А.С. Адаптация к нарушениям общения // Медицинская реабилитация / под ред. В.М. Боголюбова. – Москва-Пермь: ИПК «Звезда», 2014.
5. Методологические рекомендации по организации неврологической помощи больным с инсультом в Санкт-Петербурге // Под ред. Сорокоумова В.А. – СПб., 2012.
6. Cichero J. A. Thickening agents used for dysphagia management: effect on bioavailability of water, medication and feelings of satiety // Nutrition Journal. 2013; 12: 54.
7. Belafsky P. C., Mouadeb D. A., Rees C. J. et al. Validity and reliability of the Eating Assessment Tool (EAT-10) // Annals of Otology, Rhinology & Laryngology. 2008; 117 (12): 919–924.
8. Swallowing Function Rehabilitation Training Using for Preventing of Pneumonia after Stroke [Электронный ресурс] / W. Wang, H. Yang, B. Li [et al.]// Chinese J. of Nosocomiology. — 2009. — Vol. 24. — Режим доступа к журн.: http://en.cnki.com. cn/Article_en/CJFDT0TAL-ZHYY200924018.htm

SPEECH THERAPY VECTOR IN THE DIAGNOSIS OF DYSPHAGIA IN PATIENTS WITH CNS DISEASE

FSBEI «Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir», head of speech therapy service at Three sisters RC Moscow, e.usenkova22@yandex.ru

Keywords: dysphagia, aspiration pneumonia, stroke

Annotation. Dysphagia is a severe complication after onmc, degenerative diseases, surgical interventions on the brain, and TBI. Swallowing disorders are often associated with a high risk of aspiration pneumonia, leading to respiratory failure, high levels of disability, and death.

———————— ♦ ————————

ЭМПИРИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ СУБЪЕКТИВНОГО БЛАГОПОЛУЧИЯ СТУДЕНТОВ ТЕХНИЧЕСКИХ СПЕЦИАЛЬНОСТЕЙ

Филатов В.О., Филатова О.В.
ФГБОУ «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых», г. Владимир, ofilvladimir@yandex.ru, filatov_vitaliy1990@mail.ru

Ключевые слова: студент, субъективное благополучие, учебно-профессиональная деятельность, эффективность

Аннотация. В статье авторы проводят теоретический анализ актуальных подходов к определению понятия «субъективное благополучие» и его структуре в современной психологии. Проанализированы результаты эмпирического исследования особенностей субъективного благополучия у студентов технических специальностей, обучающихся в вузе. Сделан вывод о характере взаимосвязей между субъективным благополучием студентов и их эффективностью в учебно-профессиональной деятельности.

В настоящее время отсутствует универсальное определение категории «субъективное благополучие». Мнения отечественных и зарубежных исследователей в этом вопросе разделены. Проблема субъективного благополучия личности стала занимать центральное место не только в социальной психологии, но и в других научных отраслях знания, относительно недавно. К субъективному благополучию обращаются при изучении различных проблемных областей: процессов адаптации, социализации, самоактуализации, экономической эффективности личности, социально-экономического развития общества, здравоохранения и многих других. Философы в зависимости от приверженности к конкретной концепции структуру субъективного благополучия

раскрывают с позиций гедонистического либо эвдемонистического подходов. Российские психологические исследования традиционно базируются на идеях комплексного подхода.

Родоначальниками данной проблематики в зарубежной психологии признаны такие ученые как Н. Брэдберн и Э. Динер. Брэдберн Н., опубликовавший в 1969 году первую монографию «Структура психологического благополучия» (The structure of psychological well-being), одним из первых указал на важность изучения данного проблемного поля. В своей работе автор использовал понятие «субъективное благополучие» не как синоним термина «счастье». По мнению ученого, «субъективное благополучие» - сложный феномен, включающий в себя комплекс чувств. Данный комплекс чувств есть разница между позитивными и негативными эмоциями, имеющий накопительную особенность. Результатом такого аккумулирования является соответствующий аффект. Данная теория позволила автору разработать одну из первых психодиагностических методик «The affect balance scale» для количественного измерения субъективного благополучия личности.

Э. Динер проводивший исследования по данной проблеме расширил структурный состав субъективного благополучия до трех позиций: позитивный и негативный аффекты, субъективная удовлетворенность жизнью. В своей модели Динер предложил выделять два основных компонента в структуре субъективного благополучия: когнитивный и эмоциональный.

В монографии «Путь к процветанию: новое понимание счастья и благополучия» основоположника позитивной психологии М. Селигмана понятие «субъективное благополучие» рассматривается как трехкомпонентное явление, поэтому оно шире, чем «счастье». Таким образом, различия между этими понятиями имеют субъективные и объективные причины.

М. Аргайл полностью не разделял термин «счастье» от понятия «благополучие». Благополучие личности - «истинное состоянием человека», соответствующее фактической работе мозга. Оно проявляется в поведении и в выражении лица человека.

Исследования как отечественных, так и зарубежных исследователей разделились и в соотнесении понятий «субъективное благополучие» и «психологическое благополучие». По мнению С.Ю. Семеновича, Э. Динера, К. Риффа и др. субъективное благополучие является частью психологического благополучия. Н.К. Бахарева, Е.Е. Бочарова, Л.В. Куликов, Р.М. Шамионов считают наоборот, психологическое благополучие включено в субъективное. К. Рифф, опираясь на теории А. Маслоу, Г. Олпорта, К. Роджерса, К.Г. Юнга, Э. Эриксона и др., предложил шестикомпонентную модель благополучия, рассматривая благополучие как интегральный показатель, объединяющий самопринятие, позитивные отношения с окружающими, автономию, управление окружающей средой, цель в жизни и личностный рост.

Существует и точка зрения о тождественности этих двух понятий (Н. Брэдберн, Е.Н. Панина и др.). Несмотря на противоречивые взгляды относительно понятий «счастье», «субъективное благополучие» и «психологическое», эти понятия характеризуются интегральным характером, вовлеченностью личности в социальные отношения и общественную жизнь.

В нашем исследовании мы придерживались модели субъективного благополучия Л.В. Куликова, который определяет благополучие как слаженность психических процессов и функций, ощущение целостности, внутреннего равновесия, выделяя в нем два компонента – когнитивный и эмоциональный. Субъективное благополучие, по мнению ученого, складывается из социального, духовного, физического (телесного), материального и психологического благополучия и взаимосвязаны между собой. Каждый вид благополучия имеет собственную структуру.

Важным обстоятельством в формировании субъективного благополучия личности являются качественные характеристики социализации. Однако эмпирических исследований, посвященных вопросу о месте субъективного благополучия в процессе социализации, равно как и влияния его на эффективность учебно-профессиональной деятельности студентов технических специальностей явно недостаточно.

В организованном исследовании мы субъективное благополучие личности определяем как сложное интегральное социально-психологическое образование, формирующееся на основе критериальных признаков благополучной, счастливой жизни, усваиваемых в процессе социализации личности; ее внутренних детерминант, проявляющихся в сферах взаимоотношений, отношений к объектам окружающей действительности, в эффективности деятельности.

Исследуя особенности субъективного благополучия студентов технических специальностей во взаимосвязях с эффективностью учебно-профессиональной деятельностью, мы предполагали наличие прямо пропорциональной корреляционной зависимости между данными параметрами. В исследовании был использован комплекс психодиагностических методов: экспертные оценки (оценочные шкалы), тестовый («Шкала субъективного благополучия» Д. Белла), наблюдение, анкетирование, математико-статистический анализ (коэффициент корреляции Пирсона, Q-критерия Розенбаума) (см. Таблицы № 1. Гистограмма 1).

Исследование проводилось на базе ФГБОУ ВО «Владимирского государственного университета им. А.Г. и Н.Г. Столетовых» (ВлГУ) г. Владимир в 2018-2019 гг. Выборку составили 30 студентов - юношей в возрасте 20-21 год.

На начальном этапе исследования все испытуемые были поделены по критерию субъективного благополучия на две подгруппы. В первую выборку вошли студенты с высокими показателями по интегральной

шкале субъективного благополучия (n1= 22), вторую - со средними показателями по интегральной шкале субъективного благополучия (n2= 8).

Таблица 1 - Средние групповые значения психологической диагностики в двух выборках испытуемых

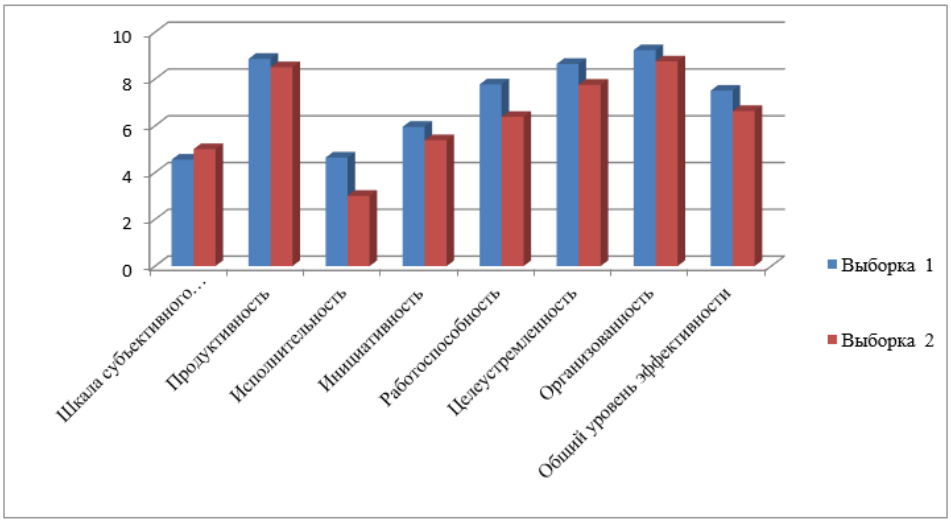
	Шкала субъективного благополучия	Продуктивность	Исполнительность	Инициативность	Работоспособность	Целеустремленность	Организованность	Общий уровень эффективности
Группа 1	4,55	8,86	4,64	5,95	7,77	8,64	9,23	7,5
Группа 2	5	8,5	3	5,38	6,38	7,75	8,75	6,63

Как видно из табличных данных, студенты из Выборки 1 с высокими показателями эффективности учебно-профессиональной деятельности, характеризуются средним уровнем выраженности субъективного благополучия с тенденцией к занижению (ср.гр.зн. = 4,55 стена). Юноши ощущают благополучие поскольку обладают определенными социально желательными качествами и системой ценностей, принятыми в социуме. Они довольны собственной жизнью. Образ их жизни соответствует их представлениям о хорошей жизни, и это соответствует их ожиданиям. Проживая те или иные жизненные ситуации, они склоны переживать приятные эмоциональные переживания, положительные эмоции.

Поскольку учебно-профессиональная деятельность является значимой частью этого периода их жизни, то они стремятся к высоким показателям ее эффективности (ср.гр.зн. = 7,5 балла). Студенты демонстрируют высокий уровень продуктивности (ср.гр.зн. = 8,86), работоспособности (ср.гр.зн. = 7,77), организованности в собственной работе (ср.гр.зн. = 9,23) и целеустремленности (ср.гр.зн. = 8,64). Увлеченность собственной деятельностью, творческий подход иногда делают их недостаточно исполнительными (ср.гр.зн. = 4,64), что влечет к некоторым разочарованиям и эмоциональному дискомфорту.

Студенты из второй выборки, не смотря на более низкие показатели собственной эффективности в деятельности, характеризуются в незначительной степени более высокими показателями уровня субъективного благополучия (ср.гр.зн. = 5 стенов). Все процессуальные и результативные показатели эффективности деятельности у них ниже. Однако в своей работе они могут продуктивно, целеустремленно и организованно действовать, достигая результата.

Гистограмма 1. Средние групповые значения результатов исследования субъективного благополучия у студентов технических специальностей с разными показателям эффективности учебно-профессиональной деятельности



Сравнительный анализ с применением Q-критерия Розенбаума не позволил нам выявить значимых различий между двумя выборками по уровню субъективного благополучия, однако различия имеются по шкале «Исполнительность» - параметру эффективности учебно-профессиональной деятельности. Юноши выборки 1 более исполнительны (Qэмп. = 12 при p≤ 0,05). При выполнении работы они могут более точно следовать рекомендациям, инструкциям и требованиям, управлять собственным поведением, несмотря на помехи и усталость.

Результаты статистического анализа с применением коэффициента ранговой корреляции Спирмена позволил выявить взаимосвязь между уровнем субъективного благополучия и параметрами эффективности (см. Таблицы № 2-3).

Таблица 2 - Результаты корреляционного анализа по выборке студентов с высокими параметрами эффективности учебно-профессиональной деятельности

Параметр	Шкала субъективного благополучия	Продуктивность	Исполнительность	Инициативность	Работоспособность	Целеустремленность	Организованность	Общий уровень эффективности
Шкала субъективного благополучия	1							
Продуктивность	0,08	1						
Исполнительность	**-0,65**	0,11	1					
Инициативность	0,03	**-0,37**	-0,10					
Работоспособность	**0,67**	0,09	**-0,57**	-0,05				
Целеустремленность	**0,47**	-0,06	**-0,39**	**-0,40**	0,34			
Организованность	0,21	**0,51**	0,32	0,03	0,34	-0,01		
Общий уровень эффективности	0,02	-0,16	-0,19	0,06	0,21	0,02	-0,02	1

Анализ данных по Выборке 1 позволил выявить существование прямой пропорциональной зависимости между уровнем субъективного благополучия и процессуальными параметрами эффективности учебно-профессиональной деятельности студентов технических специальностей: работоспособностью (гэмп. = 0,67 при $p \leq 0,05$). и целеустремленностью (гэмп. = 0,47 при $p \leq 0,05$). Обратная зависимость выявлена между субъективным благополучием личности и исполнительностью студента (гэмп. = - 0,65 при $p \leq 0,05$).

Таблица 3 - Результаты корреляционного анализа по выборке студентов со средними параметрами эффективности учебно-профессиональной деятельности

Параметр	Шкала субъективного благополучия	Продуктивность	Исполнительность	Инициативность	Работоспособность	Целеустремленность	Организованность	Общий уровень эффективности
Шкала субъективного благополучия	1							
Продуктивность	**-0,44**							
Исполнительность	0	-0,31	1					
Инициативность	0	**-0,52**	**0,58**					
Работоспособность	**0,53**	-0,08	**-0,56**	**-0,41**				
Целеустремленность	0	**0,46**	-0,29	-0,13	-0,06			
Организованность	0	**0,80**	-0,36	-0,66	-0,01	-0,26		
Общий уровень эффективности	**0,60**	4,05	**-0,42**	0,06	**0,62**	-0,18	0,07	1

Анализ данных по Выборке 2 показал наличие других взаимосвязей между уровнем субъективного благополучия и параметрами эффективности учебно-профессиональной деятельности студентов технических специальностей. Показатели по шкале субъективного благополучия имеют прямую пропорциональную связь с общим уровнем эффективности деятельности (гэмп. = 0,6 при $p \leq 0,05$) и работоспособностью (гэмп. = 0,53 при $p \leq 0,05$) – процессуальный параметр. Обратная зависимость выявлена между субъективным благополучием личности и продуктивностью студента (гэмп. = - 0,44 при $p \leq 0,05$).

Таким образом, субъективное благополучие студентов технических специальностей – это интегральная характеристика личности, которая имеет сложную многокомпонентную структуру. В структуре многие авторы выделяют как внешние, так и внутренние факторы. С одной стороны, на формирование их субъективного благополучия оказывают влияние социально-психологические качества личности, процесс социализации. С другой стороны, социальная активность студентов и их социальные навыки, способствующие эффективности их учебно-профессиональной деятельности и достижений.

Библиографический список

1. Аргайл М. Психология счастья [Текст] / М.Аргайл // СПб.: Питер, 2003. - 271 с.
2. Батурин Н.А. Теоретическая модель личностного благополучия [Текст] / Н.А. Батурин, С.А. Башкатов, Н.В. Гафарова // Вестник Южно-Уральского государственного университета. Серия: Социально-гуманитарные науки. - 2013. - Т. 6. №4. - С.4-14.
3. Гадаборшева З.И. Формирование психологической устойчивости личности студентов педагогического вуза. [Текст] / З.И. Гадаборшева // Пятигорск: ПГЛУ, 2015. – 28 с.
4. Григоренко Е.Ю. Психологическое благополучие студентов и определяющие его факторы. [Текст] / Е.Ю. Григоренко // Проблемы развития территории. - 2009. - № 4 (48) – С. 98-105.
5. Кораблина Е.П. Корреляты субъективного благополучия студентов разных специальностей. [Текст] / Е.П. Кораблина // СПб.: СПбГУ, - 2016. – 85 с.
6. Розанов В.О. Счастье и совершенстве человека. [Текст] / В.О. Розанов // М.: Прогресс, 1981. - 345 с.
7. Песчанская Е.В. Пять компонентов счастья в народном пантеоне китайской благопожелательной картины [Текст] / Е.В. Песчанская // Мир науки, культуры, образования. - 2013. - № 3(40). - С. 372-374.
8. Филатова О.В. Особенности психо-эмоциональных состояний у студентов-первокурсников в период экзаменационных сессий. [Текст] / О.В. Филатова, Ю.Н. Рунова // «Молодежь и будущее: профессиональная и личностная самореализация» сб. материалов VIII Всероссийской научно-практической конференции по психологии с международным участием 27 марта 2019 г. – Владимир: «Транзит-ИКС», 2019. – С. 189-193.
9. Шкала субъективного благополучия [Текст] / Н.П. Фетискин, В.В. Козлов, Г.М. Мануйлов // Социально-психологическая диагностика развития личности и малых групп. – М., Изд-во Института Психотерапии. - 2002. - С.467-470.
10. Ященко Е.Ф. Психологические особенности и самоактуализации и субъективного благополучия профессионалов в сфере образования и культуры [Текст] / Е.Ф. Ященко // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 10 (часть 7) – С. 1602-1606.

AN EMPIRICAL STUDY OF THE FEATURES OF SUBJECTIVE WELL-BEING OF STUDENTS OF TECHNICAL SPECIALTIES

Filatov V.O., Filatova O.V.
FSBEI «Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir»,
ofilvladimir@yandex.ru, filatov_vitaliy1990@mail.ru

Keywords: student, subjective well-being, educational and professional activities, effectiveness.

Annotation. In this article the authors make a theoretical analysis of actual approaches to the definition of the concept "subjective well-being" and its structure in modern psychology. The results of an empirical study of the features of subjective well-being of students of technical specialties studying at the university are analyzed. The conclusion about the nature of the relationship between the subjective well-being of students and their effectiveness in educational and professional activities was made.

———————— ♦ ————————

СОРЕВНОВАТЕЛЬНАЯ СРЕДА И ЭМОЦИОНАЛЬНЫЕ СОСТОЯНИЯ БОРЦОВ ГРЕКО-РИМСКОГО СТИЛЯ

Филатов Д.О., Зобков В.А.
ФГБОУ «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых», г. Владимир.
e-mail: filvladimir1993@mail.ru, zobkov@gmail.com

Ключевые слова: спортсмен, психическая надежность, соревновательная деятельность, соревновательная среда.

Аннотация. В статье описаны результаты эмпирического исследования особенностей эмоциональных состояний, психической надежности у борцов греко-римского стиля в условиях соревнований. На основе сравнительного статистического анализа сделан вывод о восприимчивости борцов к факторам внешней значимости в спортивной соревновательной среде.

Попытки психологов объяснить причины человеческого поведения становятся несостоятельными без учета факторов внешней среды. Влияние этих факторов преломляется через психику, которая выполняет отражательную и регуляторную функции. Регуляторную функцию психики неизбежно связывают с раскрытием механизмов психической регуляции [9]. В качестве таких регуляторов может быть названа интегральная характеристика личности - психическая надежность. Оценить ее важность и значение в жизни человека для осуществления сознательного управления своими действиями невозможно без подробного анализа ее

структуры и механизмов функционирования. Роль психической надежности для человека имеет высокую практическую значимость в виду многообразия видов человеческой деятельности и ее активности.

Спорт - это эмоционально насыщенный и сопровождающийся яркими чувственными переживаниями болельщиков и спортсменов вид деятельности [5]. Без эмоциональных переживаний не происходит ни одно из соревнований. Спорт увлекает своей зрелищностью и насыщенностью спортивных действий. Спортивные состязания не оставят равнодушным ни одного болельщика, в этом положительное влияние спорта на личность. Но эмоциональные переживания спортсмена в период соревнований могут и оказывают как позитивное, так и негативное воздействие на его организм и поведение [2, 3]. Спортсмены преодолевают множество трудностей при подготовке и принятии старта, выполнении спортивной задачи. Соревновательная деятельность составляет важнейшую отличительную особенность спорта [4].

Спортивная деятельность, а особенно ее соревновательная часть, отличается высокой эмоциогенностью. Возникновение эмоциональных реакций болельщиков и спортсменов, их развитие и протекание зависит от множества внешних и внутренних факторов. Факторы внешней среды оказывают сильное воздействие на предстартовое состояние спортсменов [10].

Спортивная деятельность связана с преодолением спортсменами различных трудностей:

- переживания самого спортсмена накладывают отпечаток на его собственный результат;
- за столь короткий промежуток времени как старт спортсмен проживает множество эмоциональных переживаний, зачастую абсолютно разных модальностей;
- быстрые переходы от одних чувств к другим не всегда поддаются сознательному контролю и своевременной коррекции самим спортсменом [1].

Содержание соревновательной деятельности и факторы, которые влияют на ее результат, определяют программы подготовки спортсменов. Однако, далеко не секрет, что даже хорошо подготовленный спортсмен может все «потерять» уже на старте, если не будет готов к старту психологически. Поэтому анализ программ подготовки борцов греко-римского стиля к соревнованиям показал, что в настоящее время основной упор делается на техническую и физическую стороны. Психологическая готовность анализируется при рассмотрении достигнутого результата, постфактум. Спортсмен, не достигнув запланированного результата, вспоминает негативно окрашенные соревновательные события и аккумулирует их в своей памяти. Происходит накопление неудовлетворенности достигнутым результатом, возникает и может развиваться внутреннее напряжение, которые отрицательно сказываются на спортивных результатах борца.

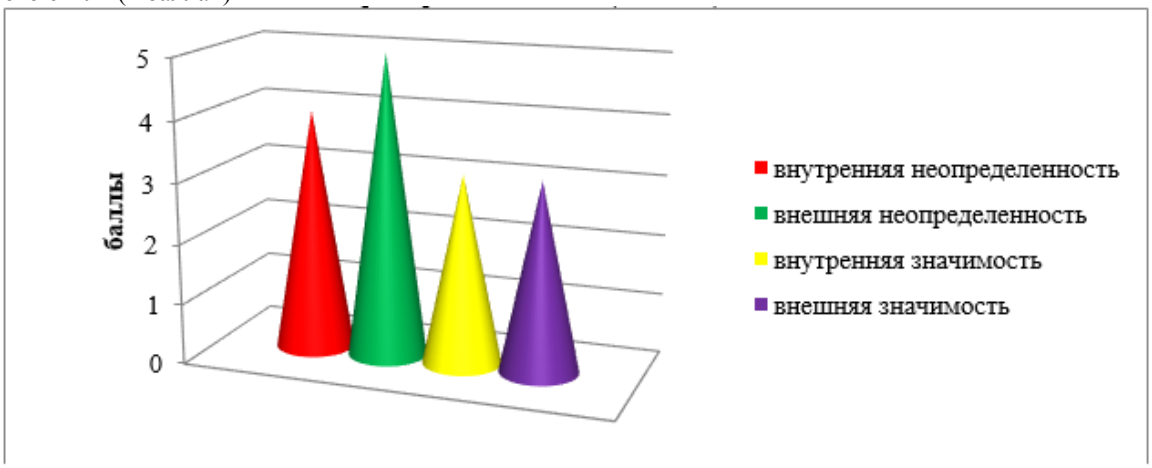
Мы предприняли попытку определения и изучения особенностей влияния внешних факторов (соревновательной среды) на личные переживания и эмоциональные состояния спортсменов – борцов греко-римского стиля [6, 8]. С этой целью была сформирована выборка, куда вошли борцы греко-римского стиля в возрасте от 17 до 22 лет. Все респонденты активно участвуют в соревновательной деятельности.

На начальном этапе исследования мы изучили особенности эмоциональной чувствительности спортсменов к стрессовым факторам внешней и внутренней среды с применением методики В.Э. Мильмана (см. Таблица 1, Гистограмма 1).

Таблица 1 - Восприимчивость к стрессовым факторам внешней и внутренней среды у борцов греко-римского стиля на этапе соревнований (ср. гр. значения (в баллах))

	внутренняя неопределенность	внешняя неопределенность	внутренняя значимость	внешняя значимость
M̄	4	5	3,143	3,143

Гистограмма 1 - Восприимчивость к стрессовым факторам внешней и внутренней среды у борцов греко-римского стиля (в баллах)



Анализ данных показал, что групповые значения борцов имеют следующую представленность.

внутренняя неопределенность	Низкая значимость	Средняя значимость	Высокая значимость
%	57	29	14

У 14 % опрошенных факторы данной группы могут провоцировать возникновение нежелательных эмоциональных состояний и переживаний.

внешняя неопределенность	Низкая значимость	Средняя значимость	Высокая значимость
%	14	59	29

29 % борцов считают данную группу факторов наиболее влиятельной на результат соревнований.

внутренняя значимость	Низкая значимость	Средняя значимость	Высокая значимость
%	57	43	-

Данную группу факторов борцы не считают весомой и значимой для индивидуального результата на соревнованиях.

внешняя значимость	Низкая значимость	Средняя значимость	Высокая значимость
%	43	57	-

Среди факторов внутренней значимости происходящих соревнований, наибольшее значение, по мнению 57 % опрошенных борцов, имеют факторы внешней значимости. Командные цели и задачи тренера наиболее важны для борцов, чем свои собственные.

Важное значение в условиях соревнований имеет психическая надежность спортсмена – интегральная психическая характеристика личности, которая проявляется в умении абстрагироваться от внешних факторов, как положительной, так и негативной направленности; оценить текущую ситуацию в условиях временного дефицита и принять правильное решение, оптимальное для данной соревновательной обстановки.

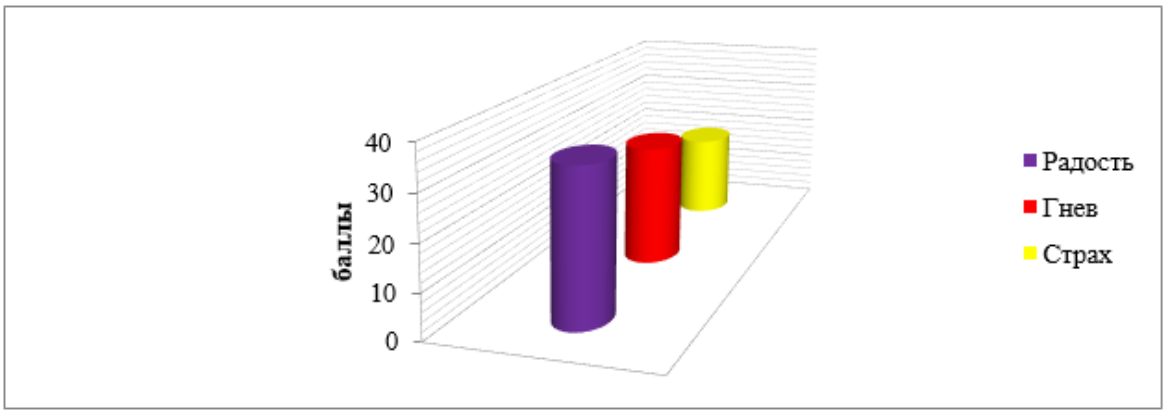
Соревновательная среда способствует возникновению у спортсменов определенных эмоций и психических состояний, которые оказывают влияние на результат в их индивидуальном и командном зачете. Изучение качественно-модальных эмоциональных особенностей спортсменов было проведено по Опроснику Л.А. Рабиновича (см. Таблица 2, Гистограмма 2).

Таблица 2 - Качественно-модальные эмоциональные особенности у борцов греко-римского стиля на соревнованиях (в %)

	Радость	Гнев	Страх
высокий уровень	71	14,5	-
средний уровень	29	71	57
низкий уровень	-	14,5	43

В период соревнований у большинства борцов греко-римского стиля (71%) преобладает эмоция радость. Данная эмоция является преобладающей, однако было зафиксировано большое количество спортсменов и со средним уровнем выраженности таких эмоций как гнев (71 %) и страх (57 %). Борцам характерна эмоциональная вовлеченность в соревновательный процесс и спортивный азарт.

Гистограмма 2 - Качественно-модальные эмоциональные особенности у борцов греко-римского стиля на соревнованиях (в %)



По шкале Ч.Д. Спилберга для измерения уровня тревожности и как личного свойства, и как состояния нами были получены следующие результаты (см. Таблица 3, Гистограмма 3).

Таблица 3 - Особенности проявления тревожности у борцов на соревнованиях

	Ситуативная тревожность	Личностная тревожность
высокий уровень	14,5	14
средний уровень	71	86
низкий уровень	14,5	-

Гистограмма 3 - Выраженность личностной и ситуативной тревожности у борцов на соревнованиях

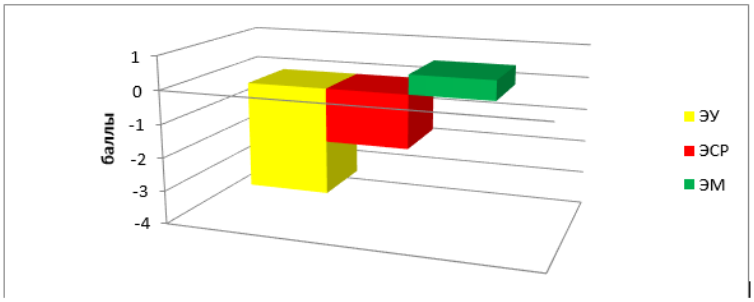
Ситуативная тревожность у 71% борцов имеет средний уровень выраженности. Низкий и высокий уровень ситуативная тревожность преобладает у 14% респондентов. У большинства опрошенных 86% борцов имеет средний уровень выраженности личностной тревожности, у 14% - высокий уровень.

Нами был проведен опрос борцов по методике В.Э. Мильмана «Выявление индивидуальных различий психической соревновательной надежности» (см. Таблица № 4, Гистограмма 4). Автор методики психическую надежность определяет как комплексную характеристику спортсмена, которая складывается из соревновательной эмоциональной устойчивости (ЭУ), эмоциональной саморегуляции (ЭСР) и эмоциональной мотивации (ЭМ).

Таблица 4 - Индивидуальные различия психической соревновательной надежности у борцов греко-римского стиля на этапе соревнований (в баллах)

	ЭУ	ЭСР	ЭМ
$\bar{M}$	-3,14	-1,57	0,571

Гистограмма 4 - Индивидуальные особенности психической соревновательной надежности у борцов греко-римского стиля (в баллах)



Полученные данные указывают, что большинство респондентов 57% имеют средний уровень соревновательной эмоциональной устойчивости (ЭУ). Высокий уровень ЭУ зафиксирован лишь у 14% борцов; 29 % борцов имеют низкие показатели ЭУ.

Эмоциональная саморегуляция (ЭСР) у борцов недостаточно сформирована и развита. Лишь 14% респондентов характеризуются высоким уровнем. Не могут в условиях соревнований 34% опрошенных борцов собраться и продемонстрировать свои спортивные навыки на высоком уровне, как это они делают в условиях тренировки. Факторы внешней среды препятствуют их концентрации на текущей спортивной задаче. У 43% борцов зафиксирован средний уровень ЭСР.

Важное значение в условиях соревнований приобретают волевые качества личности спортсмена как компонент психической надежности [7]. Мы провели диагностику волевых качеств личности по методике М.В. Чумакова (см. Таблица 5, Гистограмма 5).

У 14% опрошенных спортсменов был зафиксирован высокий уровень выраженности ответственности; по 29 % - решительность и целеустремленность.

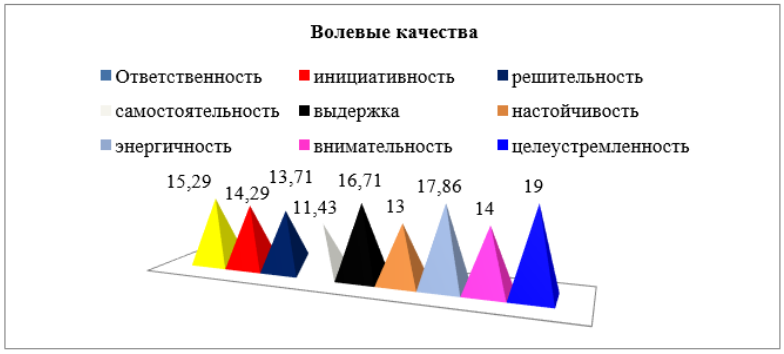
Средний уровень ответственности, энергичности, целеустремленность, решительности и самостоятельность выявлен у 71 % респондентов, а 86% спортсменов продемонстрировали средний уровень внимательности. У всех спортсменов волевые качества: инициативность, выдержка и настойчивость имеют средний уровень выраженности.

Таблица 5 - Выраженность волевых качеств личности у борцов греко-римского стиля (в баллах)

	Ответственность	инициативность	решительность	самостоятельность	выдержка	настойчивость	энергичность	внимательность	целеустремленность	итоговый балл
M̄	15,29	14,29	13,71	11,43	16,71	13	17,86	14	19	135,3

Спортивная тренировка должна быть направлена на развитие волевых качеств личности: ответственности, самостоятельности, энергичности и внимательности. В ходе психологической диагностики были выявлены спортсмены с низкими показателями развития этих волевых качества личности.

Гистограмма 5 - Волевые качества личности у борцов греко-римского стиля (в баллах)



На завершающем этапе эмпирического исследования для выявления достоверности различий в особенностях эмоциональных состояний борцов на соревнованиях и в другие периоды спортивной

деятельности нами был проведен математический анализ с применением U-критерия Манна-Уитни. Значимые различия были выявлены **по методике** «Определения эмоциональной чувствительности к стрессовым факторам» В.Э. Мильмана шкале «внешняя значимость» $U_{эмп}$**=10,5 при** $p \leq 0.05$. В соревновательный период борцы становятся наиболее восприимчивы к факторам конкурентной среды, (реакции болельщиков, тренера и др.).

Таким образом, для профилактики и предупреждения нежелательных эмоциональных проявлений у борцов греко-римского стиля на соревнованиях, на наш взгляд, необходимо проводить индивидуальные психологические консультации с учетом уровня сформированности у них психической надежности и стрессоустойчивости к факторам соревновательной среды.

Библиографический список

1. Бабаков А.И. Физическая и волевая подготовка борцов на поясах на основе использования методики самовоспитания [Текст] / А.И. Бабаков, С.В. Ульянкин // Владимир: ВлГУ, 2012. – 104 с.

2. Вяткин Б.А.Управление психическим стрессом в спортивных соревнованиях [Текст] / Б.А. Вяткин // М.: ФиС, 1981 – 112 с.

3. Генов Ф. Психологические особенности мобилизационной готовности спортсмена. [Текст] / Ф. Генов // М.: ФиС, 1971. – 244 с.

4. Горская Г.Б. Психологическое обеспечение многолетней подготовки спортсменов. [Текст] / Г.Б. Горская // Краснодар, 1995 – 184 с.

5. Ильин Е. П. Психология спорта [Текст] / Е.П. Ильин // СПб.: Питер, 2012. – 352 с/

6. Истратова О. Н. Психодиагностика. Коллекция лучших тестов. [Текст] / О. Н. Истратова, Т. В. Эксакусто. // РнД: Изд-во Феникс, 2016. – 376 с.

7. Крук В. М. Психология надёжности специалиста. История и современность. [Текст] / В.М. Крук // Вестник Московского государственного областного университета. Серия: Психологические науки: Научный журнал. - 2010.- № 3. – С.150-158.

8. Леонова А.Б. Психодиагностика функциональных состояний человека [Текст] / А.Б. Леонова // М: МГУ, 1984 – 200 с.

9. Кузнецова А.С., Титова М.А., Злоказова Т.А. Психологическая саморегуляция функционального состояния и профессиональная успешность [Текст] / А.С. Кузнецова, М.А. Титова, Т.А. Злоказова // Вестник Московского университета. Серия 14: Психология, издательство Изд-во Моск. ун-та (М.), 2019. - № 1. - С. 51 - 68.

10. Филатова О.В., Филатов В.О. Психологическая структура личности спортсменов в период профессиональных кризисов [Текст] / О.В. Филатова, В.О. Филатов // Вестник ВлГУ. Серия: Педагогические и психологические науки. - 2018. - Выпуск 34(53). – Владимир: ВлГУ, 2018. – С. 123-137.

SPORTS COMPETITIONS AND EMOTIONAL STATES OF WRESTLERS GREEK-ROMAN STYLE

Filatov D.O., Zobkov V.A.
FSBEI Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir,
filvladimir1993@mailx.ru, zobkov@gmail.com

Keywords: athlete, mental reliability, competitive activity, competitive environment

Annotation. The article presents the results of an empirical study of the characteristics of emotional states, psychically stability of Greco-Roman style wrestlers in competitions. Based on a comparative statistical analysis, a conclusion is drawn about the sensitivity of wrestlers to factors of external importance in the competitive environment in competitions.

КОРРЕЛЯЦИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ ОБСТАНОВКИ И ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА

[1]Фортова Л.К., [1]Юдина А.М., [2]Овчинников О.М., [2]Амосова О.С.
[1]ФГБОУ «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых», г. Владимир,
flk33@mail.ru, anna-yudina@mail.ru,
[2]ВЮИ ФСИН России, г. Владимир, omo33@mail.ru, Amosova.o.s@mail.ru

Ключевые слова: человек, здоровье, жизнь, экология, ксенобиотики, стресс

Аннотация. В данной статье авторы связывают состояние воздушной, водной, твердой сфер и экологии в целом со здоровьем человека. Показана роль ксенобиотиков – веществ, искусственно полученных человеком и не встречающихся в природе. Проанализировано влияние факторов окружающей среды на здоровье человека. Сделан вывод, что гармоничное развитие системы человек - общество-природа-техника – залог сохранения не только здоровья, но и жизни гомо сапиенс.

Мы живем в эпоху глобальных перемен, когда, с одной стороны, компьютеризация, урбанизация, технологизация общества позволили перейти на новый уровень реализации производительных сил человечества, а, с другой стороны, акцентировали свое влияние на экологию и человека. Таким образом экологические смыслы первой среды обитания постепенно вытесняются другой культурной, а теперь уже и киберсредой. Явление по своей сути довольно противоречивое, создает, с одной стороны, большое количество возможностей для реализации человека многоаспектно, но, с другой стороны, изобретения человечества в глобальных масштабах достигли такого роста, что могут стать причиной гибели планеты.

Антропогенное загрязнение твердой, водной и воздушной оболочек биосферы достигло колоссальных размеров, а возможности ее самоочищения явно истощены. В то же время, город наступает на некогда самобытные территории, выжигая, бетонируя, закрывая естественные потоки движения воды, роста деревьев, изменяя большое количество экосистем. Какие бы изменения ни происходили в обществе, критерием его благополучия является качество здоровья граждан.

Главными причинами нарушения состояния здоровья человека выступают:

-загрязненная атмосфера, гидросфера, шум, радиация, электромагнитное излучение;

-увеличение количества генно-модифицированных и рафинированных пищевых продуктов, низкое качество пищевых добавок;

- гиподинамия, дистрессы, злоупотребление ПАВ (психоактивными веществами) [1, с. 139-144], погружение, зависание в виртуальном пространстве и замена реальной действительности виртуальной.

Еще К.А. Тимирязев, известный ученый, в своих трудах доказывал, что как биологический вид гомо сапиенс человек рассчитан примерно на 120 лет жизни. Если смерть наступает раньше, значит эксплуатация организма была очень жестокой, и он не выдержал. Существует понятие «усталость металла», когда после длительной эксплуатации металл не выдерживает и ломается. Мы сделаны из материала, более нежного и хрупкого, чем металл и природа не могла предугадать, что человеческий организм будет подвергнут таким перегрузкам.

От современного человека цивилизация требует не только новых тенденций развития, но постоянное улучшение функционирования homo sapience. Таким образом, социально-политические, экономические аспекты способствуют созданию комплексной экологической ситуации через ценности, поведение, мировоззренческие парадигмы. Кризисы инициируют условия неопределенности для человечества и того хрупкого экологического баланса, который пока еще удается сохранить усилиями многих волонтеров и научного-исследовательского сектора. Здоровье и экология выступают настолько социально обусловленной проблематикой, что вопрос высаженного сквера и построенного нового элемента городской инфраструктуры не должны даже сопоставляться по значимости. Загрязнение вод Байкала, Каспия, таяние ледников, появление озоновых дыр, потепление климата - весомые аргументы, чтобы остановиться и изменить вектор развития в сторону сохранения экологически пригодной среды обитания для человека. Но социальная дезинтеграция должна нивелироваться большим количеством научно осмысленных проектов, направленных, если не на восстановление экологической обстановки и здоровья человека, то на превенцию изменения экосистем.

Воздействие природно-экологических и социально-экологических факторов уменьшают продолжительность жизни человека, у женщин, в среднем, до 69, у мужчин - до 60 лет. В России живут на 14 лет меньше, чем в Европе и на 12 лет меньше, чем в Америке. Япония представляет собой пример страны, где констатирована самая высокая продолжительность жизни – 82 года. У представителей африканской страны Зимбабве продолжительность жизни, вследствие недополучения необходимых питательных веществ и несоблюдения элементарных гигиенических норм, 36 лет, самая маленькая. А ведь Япония пережила атомные бомбардировки, и количество врожденных заболеваний крови до недавних пор было высоким. Жители Африки живут бедно, в условиях антисанитарии, дети не защищены ни государством, ни родителями. Инфекционные заболевания, дистрофия –основные причины низкой продолжительности жизни.

В феврале 2020 года мир столкнулся с новым потрясением, который не ожидал встретить: распространение коронавирусной инфекции, которая бьет и по «группе риска» (пожилые, люди с хроническими заболеваниями, ослабленные), и по среднему возрасту, и по юным жизням. Кроме серьезных осложнений (на легкие, сердце, головной мозг), эта инфекция уже привела к огромному количеству смертей. Во всем мире умерло 128667[2] человек, в России –226 [3]. К сожалению, режим самоизоляции, который правительство попросило соблюдать граждан, срабатывает не всегда: многие семьи выходят гулять с детьми, на природу и количество заразившихся растет семимильными шагами, подтверждая, что человеческий фактор усугубляет то, что надо уничтожить.

Панические настроения, дистресс выступают факторами, влияющими на психоэмоциональное здоровье человека во время пандемии коронавируса. Происходит деформация категорий, определяющих важные витальные понятия, притупляющие инстинкты самосохранения. Туннельность мышления, гиперболизация, игнорирование проблем своего собственного здоровья под влиянием гормона стресса кортизола порождают соматические состояния, когда человеку действительно плохо, и, действительно, больно, но причина в социально-экологических факторах, влияющих на восприятие главной ценности - жизни.

Что же представляет собой «здоровье» человека? По формулировке ВОЗ, это как объективное, так и субъективное состояние физического, психического и социального комфорта, позволяющее человеку реализоваться как полноценному гражданину, способного творить, созидать, совершенствовать себя и

окружающих. Здоровый человек быстро приспосабливается к меняющимся условиям социума, у него есть желание и интерес трудиться и социализироваться.

Здоровье человека сохраняется в здоровой окружающей среде.

То пространство, которое нас окружается, складывается под влиянием природных факторов и деятельности человека.

Охрана здоровья граждан- основополагающее условие функционирования общества, за которое государство несет ответственность.

21 век принес проблемы и социально-экономического, и демографического, и экологического характера. Грязная атмосфера, генно модифицированные продукты, загрязненная гидросфера, литосфера инициируют развитие патологии у всех страт населения, что не может не оказывать влияния на качество жизнедеятельности человека [4, с. 37-37].

Экологический фон в крупных промышленных городах крайне неблагоприятно сказывается на здоровье населения, актуализируя соматические и инфекционные заболевания.

Достаточно часто по отношению к тем болезням, в этиологии которых большое значение играет окружающая среда, применяются такие термины, как «экоболезнь», «антропологическая патология», «экологически обусловленные болезни», «экопатология», «патологии цивилизации». Иногда встречается выражение «болезни, обусловленные образом жизни». И это выражение достаточно точно показывает роль самого человека в состоянии функционирования его организма. Образ жизни занимает 50% среди болезней, констатированных у человека. Употребление психоактивных веществ (ПАВ), гиподинамия, дистрессы, болезненная праздность негативно влияют на функционирование организма человека. 20% ученые отводят наследственности в происхождении заболеваний человека, 20% занимает загрязнение окружающей среды, а 10% отводится некачественной, недобросовестной, непрофессиональной работе органов здравоохранения [5].

«Образ жизни» - это не только вредные привычки, но и состояние той среды, в которой он живет: воздуха, воды, пищевых продуктов.

Анализируя литературу по проблеме экологической патологии, мы выделили общие черты болезней, в основе которых лежит проблемная экология. Техногенно модифицированная окружающая среда определенного ареала – это первый характерный признак. Ответ популяции состоит в повышенной заболеваемости, смертности, уменьшения продолжительности жизни.

Другая черта болезней техногенного происхождения – их массовость, но первыми заболевают наиболее чувствительные к действию фактора среды.

Третий признак экологически детерминированных болезней –лонгитюдное воздействие этиологических факторов малой интенсивности. Это все агенты внешней среды, независимо от их природы.

Профилактическая медицина рассматривает здоровье как симбиоз биосистемы и окружающего пространства.

На здоровье человека оказывают влияние различные факторы- природно-экологические и социально-экологические.

Природно-экологические факторы оказывают влияние на человека в определенных условиях: при наличии или отсутствии гипобарии, гипоксии, радиации, электростатического напряжения воздуха, колебаний электромагнитного и гравитационного полей и многое другое.

Аномалии почвы, водной оболочки, воздушной оболочки вкупе с наличием эпидемических очагов патологии, появлением аллергенов естественно-природного характера негативным образом отражаются на физическом и психическом здоровье человека.

Инфекционные болезни с природной очаговостью (наличием возбудителя заболевания, переносчиков болезни, животных, в организмах которых хранится очаг инфекции в конкретных природных условиях), составляют содержание природно-экологических факторов. Пути заражения человека –млекопитающие, грызуны, насекомые, птицы.

Малярия, клещевой энцефалит (поражается вещество головного мозга), боррелиоз (поражаются крупные суставы), туляремия (поражаются внутренние органы) – примеры инфекционных заболеваний природной очаговости. Чтобы бороться с малярией, осушали болота, в которых живет малярийный комар, в качестве борьбы с клещами – опрыскивают территории, зараженную этими насекомыми, инсектицидами.

Социально-экологические факторы включают влияние городской среды, ее загрязнений на здоровье жителей. Они детерминированы производственными отношениями, такими, как законодательство о труде, практика государственного и общественного контроля за его соблюдением.

Социально –психологические факторы показывают отношение работника к труду, дают представление о психологическом климате в коллективе.

Социально-экономический уклад оказывает влияние на человека с помощью его социально-правового положения, материального благосостояния, через общую и правовую культуру, образовательный уровень.

Чрезвычайно опасны для здоровья человека ксенобиотики – вещества, искусственно полученные человеком, и, как правило, не встречаемые в природе.

Многие ксенобиотики вызывают поражение всех органов и систем, и, что особенно серьезно-центральной нервной системы (головного и спинного мозга). Происходит снижение коэффициента интеллектуального развития, констатируется ММД (минимальная мозговая дисфункция), возникают

психопатоподобные формы нарушения поведения, невротические реагирования на окружающих и обстоятельства, снижается успеваемость школьников. В то же время, эта корреляция пока не изучена в должной мере, а информация об ухудшении состояния центральной нервной системы у несовершеннолетних в ареалах экологического кризиса явно занижена и не соответствует реальности.

Зоны экологического неблагополучия – это источники пищевой аллергии у новорожденных и детей раннего возраста, патологии органов уха, горла, носа, легких, пищеварительной системы (гастриты, дуодениты, язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки, энтериты, колиты), проблем с сосудами (вегето-сосудистая дистония по гипотоническому, по гипертоническому, смешанному типу, кардиальному, болезнь Рейно, атеросклероз, рассеянный склероз), недостаточность интеллектуального развития, врожденные аномалии развития [6 , с. 4-9].

Пульмонологи и репродуктологи уже доказали, что загрязнение воздушной оболочки чревато не только больными легкими (пневмонией, плевритом, саркодоилезом), но и проблемами в области репродукции: увеличивается число случаев спонтанных абортов, мертворождений, аномального развития плода, осложнений в родах, осложнений беременности, протекания послеродового периода, ранней неонатальной патологии [7, с. 15-18].

Общая заболеваемость и ее структура по отдельным органам и системам (дыхательная, сердечно-сосудистая, опорно-двигательная, пищеварительная, выделительная, кровеносная, нервная система, склонность к аллергическим состояниям, органы чувств, эндокринная система, нарушения метаболизма, иммунитета) являются наглядным критерием оценки здоровья населения, которое проживает в городах с различной степенью загрязнения биосферы [8].

Анализ вариантов отклонения от нормального развития ребенка под влиянием деструктивных факторов биосферы позволяет представить всю серьезность влияния вредных веществ на жизнедеятельность детей и разработать методы предупреждения и реабилитации действия экологически разрушающих факторов на индивидуальное развитие несовершеннолетних.

Сензитивность групп населения к загрязнению биосферы детерминирована многими факторами_ возрастом, полом, общим физическим и психологическим статусом, предшествующими заболеваниями, температурой, влажностью воздуха. Пожилые люди, дети, курильщики, люди, страдающие хроническими заболеваниями, коронарной недостаточностью, астмой – наиболее подвержены влиянию патогенных агентов.

Нам представляется, что для того, чтобы своевременно и грамотно выявить региональную заболеваемость населения, детерминированную токсическими реагентами, желательно применять всю палитру современных методов гигиено-эпидемиологического исследования в симбиозе с оценкой качества среды обитания, когда зафиксирован рост числа болезней, выступающих лакмусовой бумажкой в конкретном регионе. Анализ причин экологической патологии должен происходить на базе социально-гигиенического мониторинга и эколого-гигиенической экспертизы.

В 80-е годы XX века возникло понятие «экологически чистый продукт». Он практически не содержит вредных веществ, поскольку производится из натурального сырья по современным технологиям или выращивают на незагрязненной территории, без использования пестицидов и минеральных веществ. В то же время, мы должны понять, что абсолютно экологически чистых продуктов получить не представляется возможным и, следовательно, употребление данной дефиниции неправомерно [9].

Анализируя состояние качества окружающей среды в крупном городе, ученые изучают ее загрязненность патогенными реагентами, их влияние на человека и на социальное пространство.

Сегодня в России оздоровить среду, в которой человек живет, работает и отдыхает можно, опираясь на санитарно-эпидемиологический контроль и охрану технотипов.

Для сохранения венца эволюции (по Тейяру де Шардену) [10] – гомо сапиенса, необходимо обеспечить качественное состояние природной среды, детерминирующей гомеостаз человека- социума-природы и технических средств.

Библиографический список

1. Фортова, Л.К. К вопросу о природе девиаций и их превенции [Текст] /Л.К. Фортова, А.М. Юдина// «Вестник Владимирского государственного университета имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых. Серия: Педагогические и психологические науки» – 2018. – № 4. – С. 139-145.

2. КОРОНАВИРУС. Карта коронавируса Covid-19 онлайн. Статистика распространения коронавируса в мире на 15 апреля 2020 [Электронный ресурс]. URL: https://coronavirus-monitor.info/#stats (дата обращения: 15. 04.2020)

3. КОРОНАВИРУС. Карта коронавируса Covid-19 онлайн. Статистика распространения коронавируса в России на 15 апреля 2020 [Электронный ресурс]. URL: https://coronavirus-monitor.info/country/russia/(дата обращения: 15. 04.2020)

4. Демина, А.И. Система показателей, характеризующих качество жизни населения [Текст] / А.И. Демина, Е.И. Демина // ФЭН-наука. – 2012. - № 3. – С. 35–37.

5. Лисицын, Ю.П. Общественное здоровье и здравоохранение: Учеб. для студентов мед. вузов / Ю.П. Лисицын. - М.: ГЭОТАР-МЕД, 2002 (РГУП Чебоксар. тип. N1). - 517 с.

6. Лим, Т.Е. Влияние транспортных загрязнений на здоровье человека [Текст] / Т.Е. Лим// Экология человека. – 2010 – №1. – С. 4-9.
7. Уральшин, А.Г., Ингаляционный риск от воздействия выбросов промышленных предприятий Магнитогорска [Текст] / А.Г. Уральшин А.Г., А.П. Гаврилов, Н.А. Брылина и др.// Гигиена и санитария. – 2007 - №3. – С.15-18.
8. Экология и здоровье детей [Текст] / Ю. С. Акоев, И. И. Балаболкин, М. М. Бржезовский и др.; под. ред. акад. М. Я. Студеникина, проф. А. А. Ефимовой. - Москва : Медицина, 1998. - 383 с.
9. Реймерс, Н.Ф. Природопользование: Словарь-справочник [Текст]/ Н. Ф. Реймерс. – М.: Мысль, 1990. - 637 с.
10. Тейяр де Шарден, П. Феномен человека [Текст]; Божественная среда : [перевод с французского] / П. Тейяр де Шарден. - Москва : АСТ : Астрель, 2011. – 446 с.

CORRELATION OF ENVIRONMENTAL AND HUMAN HEALTH

[1]Fortova L.K., [1]Yudina A.M., [2]Ovchinnikov O.M., [2]Amosova O.S.
[1]FSBEI Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir,
flk33@mail.ru, anna-yudina@mail.ru,
[2]VUI FSIN of Russia, Vladimir, omo33@mail.ru, Amosova.o.s@mail.ru

Keywords: people, health, life, ecology, xenobiotics, stress

Annotation. Annotation In this article, the authors associate the state of the air, water, hard spheres and ecology as a whole with human health. The role of xenobiotics, substances artificially obtained by humans and not found in nature, is shown. The influence of environmental factors on human health is analyzed. It is concluded that the harmonious development of the human-society-nature-technology system is the key to preserving not only health, but also the life of homo sapiens.

———————— ♦ ————————

КОПИНГ-СТРАТЕГИИ ПОВЕДЕНИЯ У БОЛЬНЫХ С ОНКОЛОГИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ

Шаманин Н.В.
ФГБОУ «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых», г. Владимир,
shamanin_1983@mail.ru

Ключевые слова: человек, здоровье, копинг, болезнь, отношения, стресс

Аннотация. В данной статье автором проведено изучение копинг-стратегий поведения больных с онкологическими заболеваниями. Изучены психологические и физиологические концепции стресса, а также современные подходы к пониманию психологии совладающего поведения в работах зарубежных и отечественных ученых, рассмотрены ряд исследований копинг - стратегий поведения у больных онкологическими заболеваниями.

Исследования копинг-стратегий поведения у больных с онкологическими заболеваниями обусловлена проблемой сохранения здоровья человека, которая является на сегодняшний день одной из главных не только в медицине, но и психологии. В последние годы происходит пересмотр роли факторов, определяющих здоровье.

В современных реалиях наблюдается устойчивый рост интереса к изучению психологической составляющей онкологических заболеваний. Однако исследования в данной области направлены, прежде всего, на изучение проблемы влияния онкологических заболеваний на психическую деятельность человека, на особенности его реагирования на болезнь, а также проявления стресса при заболевании. Изучению же копинг-стратегиям поведения больных с онкологическими заболеваниями внимания уделяется недостаточно.

Исследованиям физиологических и психологических механизмов, особенностей проявления стресса посвящены работы Г.Селье, Р. Лазарус, А.А. Велфорд, П. Фресс, Т. Кокс, Дж. С. Эверли, Ю.Г. Чирков, В.Гошек, Ю.Б. Абрамов, М.А. Уколова, А.В. Вальдман, А.А. Виру, К.И. Погодаев, В.Л. Марищук, Л.А. Китаева-Смыка, Л.М. Аболина, А.И. Робу, Ф.З. Меерсон, М.Г. Пшенникова и др. Проблематикой, связанной с исследованиями преодолевания людьми стресса, типами копинг-стратегий поведения занимались Р. Лазарус, С. Фолкман, Л. П. Гримак, Л.Г. Дикая, А. Б. Леонова, В.И. Медведев, П.В. Симонов, Т. Л. Крюкова, В.А. Бодров, С.К. Нартова-Бочавер, Н. Хаан, П. Вонг и др. Копинг-стратегии поведения у больных с онкологическими заболеваниями изучали Н.Д. Лакосина, К.А.Скворцов, В.А.Ромасенко, А.Карамелла, П.Поли, Ф.Атески, Е.Хейм, Л.И. Вассерман, Е.А. Трифонова, А.С. Дудниченко, Л.Н. Дышлевая, А.Ю. Дышлевой, О.В Андрианов, Г.А. Ююкова, О.В. Романов, И.В Костиченко, А.Ю. Бергфельд, М.В. Яркова и др.

Анализируя литературу по проблеме изучения копинг-стратегий поведения у больных с онкологическими заболеваниями, можно выделить следующие основные положения.

1. Людям, страдающим от онкологических заболеваний, не всегда доступно осознание причин своих субъективных эмоциональных переживаний. Механизмы селективности восприятия используются при

осознании своего эмоционального состояния вне зависимости от факта наличия онкологических заболеваний в анамнезе. Субъектом анализируется интенсивность эмоциональных переживаний, а также социальный контекст, в котором эти переживания проявляются.

2. Мужчины, страдающие онкологическими заболеваниями, значительно чаще осознают интенсивность своих эмоциональных переживаний при анализе своего эмоционального опыта, чем женщины, которые, в свою очередь в большей степени способны локализировать свои эмоциональные переживания и определить эмоциональный тон ощущений, выступающих в качестве первоисточника информации. При анализе своего эмоционального опыта женщины, страдающие онкологическими заболеваниями фокусируют своё внимание на своей физиологической составляющей и своем теле. На женщин в большей степени, чем на мужчин, влияют неизбежные изменения во внешнем виде, которые возникают в следствии оперативного вмешательства, химиотерапии, радиологического и других видах лечения.

3. Вне зависимости от пола, всем лицам, страдающим онкологическими заболеваниями, свойственны некоторые общие особенности их психического состояния. У лиц с онкологическими заболеваниями в большей степени преобладает негативный психоэмоциональный фон, наблюдается снижение двигательной активности, возникают нарушения в работе многих систем жизнедеятельности организма.

4. В качестве одного из показателей профилактики возникновения рецидива онкологического заболевания необходимо не только не диагностировать уровень его актуального психического состояния, но и изучать содержание психоэмоционального опыта.

Для практического изучения копинг-стратегий поведения больных с онкологическими заболеваниями было проведено исследование в хирургическом отделении Областного клинического онкологического диспансера г. Владимира. В исследовании принимали участие 20 взрослых испытуемых с онкологическими заболеваниями (10 чел.) и пациентов с доброкачественными образованиями (10 чел.).

Исследование проводилось отдельно с каждым испытуемым: проводилась предварительная беседа о цели диагностики, сообщалось об анонимности исследования, последующем индивидуальном обсуждении результатов диагностики и пр.

В эмпирическом исследовании проблемы, мы изучили копинг-стратегии и уровень стресса у испытуемых с онкологическими заболеваниями и пациентов с доброкачественными образованиями.

Установлено, что у испытуемых с доброкачественными образованиями согласно показателям копинг-стратегий поведения преобладают: самоконтроль и планирование решения проблемы. Следовательно, для испытуемых с доброкачественными образованиями характерно вытеснение и сдерживание эмоций, вследствие чего происходит более сдержанная реакция на ситуацию. Они преодолевают имеющиеся проблемы за счет анализа данных обстоятельств, опираясь на имеющийся опыт. Этот вид стратегии не типичен для онкологических больных.

У испытуемых с злокачественными заболеваниями согласно показателям копинг - стратегий поведения преобладают: принятие ответственности и поиск социальной поддержки. Данные пациенты обвиняют себя в возникновении проблемы и берут на себя ответственность за ее решение, при этом у них проявляется самокритичность и самообвинение, что приводит к появлению чувства вины за происходящее с ним.

Этим пациентам необходимо сочувствие, понимание, поддержка, помощь, получить которую они могут путем общения с близкими им людьми, знакомыми.

Анализируя показатели, полученные по этим шкалам, можно сказать, что у пациентов с доброкачественными заболеваниями преобладает сознательная психологическая работа над своими мыслями и чувствами направленными на выздоровление, что является источником духовно-душевного спокойствия.

В результате сравнительного анализа психологического стресса у испытуемых с злокачественными заболеваниями и испытуемых с доброкачественными образованиями установлено, что уровень психологического стресса среднестатистического больного с онкологическими заболеваниями равен 126,1 балла, что на 30,4 балла больше, чем у среднестатистического больного с доброкачественными образованиями. Данные показатели указывают на высокий уровень стресса, что проявляется дезадаптацией и психическим дискомфортом. Организм под действием большого количества стрессовых факторов перестаёт сопротивляться, что приводит к быстрой утомляемости. В этот период снижается сопротивление внешним факторам, что может привести к возникновению заболевания. Возникают сигналы тревоги на фоне истощения организма. В этот период пациентам необходима психологическая и психотерапевтическая помощь, либо минимизирование стрессовых факторов. При длительном присутствии стресса в жизни человека в реакцию организма вовлекаются эндокринные системы, вследствие чего происходит нарушение функций работы внутренних органов.

При изучении уровня депрессии установлено, что у испытуемых с злокачественным заболеванием преобладает умеренная депрессия, такие люди много грустят, склонны к меланхолии, теряют интерес к обыденным вещам, включая работу и семейные ценности, у таких испытуемых отмечается заниженная самооценка, а также они страдают от нагнетающего чувства вины. У испытуемых с доброкачественными образованиями преобладает шкала - отсутствие депрессии, но также имеет место показатель легкой депрессии. По данным экспертов - легкая депрессия не проявляется особыми нарушениями социального плана и не приводит к смещению жизненных приоритетов, но главное - не дать ей развиваться дальше.

При изучении основных видов установок (мотивации) к лечению установлено, что у испытуемых с злокачественным заболеванием преобладает показатель «иная мотивация - пассивная позиция». Такие пациенты не готовы психологически принять онкологию как очень серьезное и тяжелое заболевание, требующее длительного и сложного лечения. Эти пациенты могут отказаться от всех видов лечения или выбрать один - менее болезненный, такое отношение к лечению приводит к ухудшению состояния пациента или усугублению самого заболевания. У пациентов имеющих доброкачественные образования преобладает характерная установка на достижение инсайта, так как пациентам удается успешно справиться с эмоциональным состоянием, так как потенциал на выздоровление у них преобладает.

Достоверность полученных эмпирических различий подтверждена статистическим методом U-критерий Манна-Уитни.

По результатам проведенного исследования были сделаны следующие обоснованные выводы:

1. Показатели копинг-стратегий поведения у испытуемых с злокачественными заболеваниями -это принятие ответственности и поиск социальной поддержки. У пациентов выражен компонент самокритики и самообвинения, чувство вины за происходящее с ним.

2. Показатели высокого уровня стресса указывают на проявления дезадаптации и психического дискомфорта. Организм под действием большого количества стрессовых факторов перестаёт сопротивляться, что приводит к быстрой утомляемости.

3. У испытуемых с злокачественными заболеваниями наблюдается выраженная депрессия, они требуют пристального внимания со стороны психолога. Несвоевременная помощь таким пациентам может привести к тяжелым последствиям, вплоть до суицида.

4. В отношение к болезни у испытуемых с злокачественным заболеванием преобладает иная мотивация - пассивная позиция. Эта группа пациентов не готова психологически принять онкологию как очень серьезное и тяжелое заболевание, требующее длительного и сложного лечения.

В данной статье был проведен теоретический анализ литературы по теме исследования, проведенное исследование копинг - стратегий поведения у больных с онкологическими заболеваниями включало в себя теоретическое изучение психологических и физиологических концепций стресса, современных подходов к пониманию психологии совладающего поведения в работах зарубежных и отечественных ученых, рассмотрение ряда исследований копинг - стратегий поведения у больных онкологическими заболеваниями.

Таким образом, цель исследования достигнута, задачи решены, гипотеза исследования подтвердилась.

Библиографический список

1. Абабков В.А. Переадаптация к стрессу. Основы теории, диагностики, терапии. – СПб.: Речь.
2. Абрамов Ю.Б. Особенности эмоционального стресса у крыс в сигнальной и бессигнальной ситуациях // Стресс и его патологические механизмы: Материалы Всесоюз. симпоз. - Кишинев: Штиинца, 2016. - С. 46-47.
3. Балабанова Е. С. Гендерные различия стратегий совладания с жизненными трудностями // Социологические трудности. 2018. № 4.
4. Бергфельд А.Ю. Эмоциональный опыт как теоретический конструкт// Философия. Психология. Социология.2015. Вып. 1 (1). С. 38-47.
5. Вассерман Л.И., Щелкова О.Ю. Медицинская психодиагностика: Теория, практика и обучение. СПб.: Филологический факультет СПбГУ; М.: Издательский центр “Академия”, 2016; с. 327–329
6. Володина, Л. Н. Типы отношения к болезни и возможные пути психокоррекции у пациенток с раком молочной железы / Л. Н. Володина, Б. Ю. Володин // Организация онкологической службы, лечение и реабилитация больных злокачественными опухолями основных локализаций: материалы межрегион. науч.-практ. конф., Рязань, 1996.
7. Медведев В.И. Психологические реакции человека в экстремальных условиях // Экологическая физиология человека. Адаптация человека к экстремальным условиям среды. – М.: Наука, 2016. С. 625–672.
8. Нартова-Бочавер С.К. «Coping behavior» в системе понятий психологии личности // Психологический журнал. 2018. № 5. С. 20–30.
9. Погодаев К.И. К биологическим основам "стресса" и "адаптационного синдрома" // Актуальные проблемы стресса. - Кишинев: Штиинца, 2016.-С. 211-229.
10. Юркова Г.А., Романова О.В. Психологические особенности смысловой сферы онкологических больных // Будущее клинической психологии. Пермь, 2008. С. 89-94.

COPING STRATEGIES OF BEHAVIOR IN PATIENTS WITH ONCOLOGICAL DISEASES

Shamanin N.V.
FSBEI Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir,
shamanin_1983@mail.ru

Keywords: man, health, coping, illness, relationship, stress

Annotation. In this article, the author studied the coping strategies for the behavior of patients with cancer. The psychological and physiological concepts of stress, as well as modern approaches to understanding the psychology of coping behavior in the works of foreign and domestic scientists, are studied, a number of studies of coping strategies for behavior in patients with cancer are examined.

———————— ♦ ————————

СРАВНЕНИЕ И ОБЗОР МЕТОДОЛОГИЙ ОБРАБОТКИ ЭКГ В ЗАДАЧАХ ОБНАРУЖЕНИЯ QRS

Дахва М.С.
Марийский государственный университет, г. Марий Эл,
eng_dahwah@yahoo.com.

Ключевые слова: ЭКГ, QRS, электрическая активность

Аннотация. QRS-комплекс — наиболее выраженная часть ЭКГ- сигнала. Он фиксирует электрическую активность в сердце во время сокращения желудочка, а время его возникновения дает очень много полезной информации о состоянии сердца. Благодаря своей характерной форме QRS-комплекс служит основой для автоматического определения частоты сердечных сокращений. Именно он является ключевым параметром, который используется во всех схемах классификации сердечного цикла. Также он используется в алгоритмах сжатия данных ЭКГ. Именно поэтому с обнаружения QRS начинается работа практически всех алгоритмов автоматического анализа ЭКГ. Создание и разработка программного обеспечения для исследования и анализа QRS является важнейшей научной задачей уж более 30 лет. Эволюция этих алгоритмов четко отражает большие достижения в области компьютерных технологий. Скорость вычислений на компьютерах прошлого века существенно ограничивала в возможностях ученых того времени. Но в настоящее время производительность алгоритмов значительно увеличена и теперь исследователи могут анализировать данные огромного объема, что открывает перед человечеством совершенно новые возможности в изучении сердечной деятельности.

Целью данной статьи является сравнение существующих методик и алгоритмов анализа ЭКГ по критериям чувствительности и их особенностям в обнаружении QRS-комплекса. Для получения ответа на этот вопрос, следует обратиться к работам по теоретическому анализу методов и алгоритмов обработки электрокардиограммы и обнаружения ее пиков. В работе также рассматриваются следующие темы: первая и вторая производная ЭКГ, методы на основе цифровых фильтров, скрытая марковская модель, алгоритм Пана – Томпкинса, преобразования Гильберта – Хуанга и Вейвлета, а также метод быстрого преобразования Фурье.

Результаты исследования могут быть использованы для выбора метода предварительной обработки сигнала ЭКГ, позволяющего повысить достоверность полученных результатов обработки и анализа ЭКГ-сигнала. В этой работе также представлен обновленный обзор современных методов обнаружения QRS, который может послужить удобным справочным материалом для будущих исследований в этой области, будучи основанным на 41 статьях, рассмотренных в этой работ.

Введение. По данным всемирной организации здравоохранения, сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) являются основной причиной смерти во всем мире. Автоматический анализ электрокардиограммы (ЭКГ) был предметом интенсивных исследований в течение последних трех десятилетий и хорошо известен в области биомедицинской инженерии. Особый интерес для анализа ЭКГ обусловлен его ролью, как эффективного неинвазивного метода исследования, который предоставляет полезную информацию для выявления, диагностики и лечения заболеваний сердца [1]. Электрокардиограмма (ЭКГ) стала широко используемым диагностическим инструментом в клинической практике. Описание результатов ЭКГ выполняется врачом, применяющим исключительно визуальную процедуру, которая может быть разделена на две отдельные стадии. На первом этапе он распознает некоторые характерные особенности ЭКГ (то есть различные сердечные комплексы, сердечные сегменты и т. д.) и измеряет их параметры (то есть длительности, амплитуды и т. д.). На втором этапе он сравнивает полученные результаты с нормами и возможными вариантами отклонений, и на основании этих данных делает выводы о состоянии здоровья сердца пациента [2]. Технический прогресс последних десятилетий обеспечил существенный прорыв, в плане компьютерной обработки результатов ЭКГ. Успехи ученых позволили разработать новые устройства и компьютерные инструменты, которые внесли значительный вклад в клиническую кардиологию, а также позволили использовать возможность мониторинга и анализа сигналов ЭКГ по принципу «пульс за пульсом». В конечном счете, это исследование направлено на предоставление современного обновления алгоритмов обнаружения QRS, основанных на различных перспективах медицинских и инженерных исследований.

Методы

Первая производная

Метод использования алгебраической производной [3]. Алгоритм работает по принципу первой производной $y_0(n)$от данного сигнала $x(n)$:

$$y_0(n) = [x(n) - x(n-2)] \qquad (1)$$

Методы, основанные на производных, часто используются в анализе в реальном времени или для больших наборов данных, поскольку они не требуют обширных вычислений. Эти методы имеют то преимущество, что не требуют ручной сегментации данных, обучения алгоритмов или специфических для пациента модификаций, которые часто требуются для других методов [4].

Одним из наиболее популярных методов обнаружения QRS на основе первой производной с одним отведением является алгоритм Гамильтона – Томпкинса [5]. Первая производная – один из его основных этапов. Производная используется для предварительного скрещивания сигналов ЭКГ в процессе распознавания ЭКГ по Штейнбергу в качестве второго шага [7]. В логике распознавания была взята производная от сигнала для локализации сегмента RS [8]. Этот метод используется в автономной обработке, где методы LOOK BACK и LOOK AHEAD могут вывести максимум.

Для достижения определения отрицательной производной в реальном времени требуется периодическое сравнение дифференцированного сигнала с эмпирическим порогом [9]. При этом точность может быть значительно улучшена, если дифференцировать QRS после фильтрации и до обнаружения порога [10]. Дифференцирующая или полосовая фильтрация часто используется для получения сигнала, который может быть получен путем определения порога для обнаружения комплекса QRS. Однако эти методы напрямую не предоставляют информацию о продолжительности QRS или любых других морфологических особенностях комплекса QRS [11]. Технически, сравнительные исследования показывают, что первая производная помогает уменьшить отклонения движения и смещения базовой линии, но не справляется с высокочастотным шумом [12]. Что касается выбора параметров, исследователи ранее использовали первую производную в различных комбинациях, без обоснования своего выбора. Кроме того, все обработанные сегменты ЭКГ имели одинаково фиксированные длины и пороги. В попытке оценить числовую эффективность этого метода, следует отметить, что амплитуда и первый класс производных алгоритмов просты и включают в себя всего одно уравнение для выделения признаков. Однако в этом классе алгоритмов сложность становится очевидной, если происходит сегментация. Следовательно, порядок сложности напрямую зависит от количества обработанных сегментов

Первая и вторая производная

Некоторые алгоритмы вычисляют первую и вторую производные измеренных ЭКГ-сигналов независимо друг от друга. Вторая производная получается следующим образом:

$$y_1(n) = [x(n) - 2x(n-2) + x(n-4)] \quad (2)$$

Из формул (1), (2) составляется следующее уравнение для получения первой и второй производной:

$$y_2(n) = 1{,}3y_0(n) + 1{,}1y_1(n) (3)$$

Линейная комбинация величин первой и второй производных используется для выделения области комплекса QRS. Хотя этот метод не совсем оправдан: несмотря на то, что вторая производная способствует выделению более высоких частот комплекса QRS, к сожалению, очень сильные помехи создает шум, который требует существенно большего сглаживания. Этот подход включает в себя просто линейную комбинацию величин первой и второй производных и используется для выделения области QRS по отношению к остальным компонентам ЭКГ. QRS, полученный простым суммированием первой и второй производных, имеет тенденцию иметь выемку рядом с центром комплекса QRS [11]. Из-за простоты вычислений этот метод использовался в ранней разработке аппаратных и программных подходов для обнаружения QRS [4,13,14,15]. Метод второй производной может быть использован до применения преобразования Гильберта с последующим порогом [16].

Методы на основе цифровых фильтров

Цифровые фильтры используются для обнаружения различных характеристик сигнала на электрокардиограмме человеческого сердца. Особенностью формы, представляющей интерес, является комплекс электрокардиограммы QRS [17].

В общем, дискретный фильтр математически описывается приведенным уравнением:

$$Y(n) = \sum_{i=0}^{I} b_i x(n-i) + \sum_{j=0}^{J} a_j y(n-j) \quad (4)$$

где x и y – входные и выходные значения, a и b – коэффициенты фильтра. Такое представление и спецификация известны как разностное уравнение.

a_j=0 – фильтр с конечной импульсной характеристикой (нерекурсивный фильтр, КИХ-фильтр).

a_j≠0 – фильтр с бесконечной импульсной характеристикой (рекурсивный фильтр, БИХ-фильтр).

В математике и при обработке сигналов Z-преобразование преобразует дискретный сигнал времени в представление сложной частотной области. Одностороннее Z-преобразование подходит в большинстве ситуаций (5).

Определение также используется для оценки Z-преобразования входной импульсной характеристики системы с дискретным временем. Таким образом, используя Z-преобразование, мы можем найти передаточную функцию H, которая дает выходные данные фильтров для каждого возможного входа (7), (8), (9).

$$X(z) = Z\{x[n]\} = \sum_{n=0}^{\infty} x[n] * z^{-n} \quad (5)$$

где

$$z = Ae^{j\varphi} = A(cos\varphi + jsin\varphi) \quad (6)$$

где x[n] –входные дискретные значения, n – целое число, z –комплексное число, A – магнитуды, j – Мнимая единица и φ – фаза.

$$Y(z) = X(z) * H(z) \quad (7)$$

где Y(z) – выходной сигнал, X(z) – входной сигнал и H(z) – передаточная функция.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \sum_{n=0}^{\infty} h(k) * z^{-n} \qquad (8)$$

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \cdots + b_N Z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \cdots + a_M Z^{-M}} \qquad (9)$$

Чтобы рассчитать частотную характеристику, нам нужно найти связь между уравнением Фурье и Z-преобразованием. Из разностного уравнения (8) получаем уравнение, представленное ниже.

K здесь – частотная характеристика. Вы можете видеть, что частотная характеристика является периодической функцией частоты с периодом, равным периоду выборки.

$$K(\omega) = H(e^{j\omega T}) = \sum_{n=0}^{\infty} h(k) * e^{-j\omega T} \qquad (10)$$

где K(ω) – импульсная переходная функция.

Литература указывает на наличие набора сложных детекторов QRS, которые хорошо работают при наличии умеренного шума. Эти детекторы обычно используют полосовой фильтр с центральной частотой в диапазоне 10-17 Гц [6]. Исследователи из Японии в научно-исследовательском институте мозга университета Ниигата исследовали применение алгоритма, в котором ЭКГ фильтруется параллельно двумя разными фильтрами с разными частотами среза, фильтры нижних и верхних частот вместе образуют полосовой фильтр, который может быть реализован с помощью целочисленной арифметики для обеспечения работы в реальном времени. Затем следует дифференцирование, возведение в квадрат и усреднение по времени сигнала [7].

В Польше в Силезском технологическом университете был разработан новый подход к проблеме обнаружения комплекса QRS в шумном сигнале ЭКГ. ЭКГ-Сигнал фильтруется блоком параллельных FIR фильтров[18].

Скрытая марковская модель

Скрытая марковская модель – это стохастический конечный автомат, характеризующийся следующим набором параметров:

$$\lambda = (A, B, \pi) \qquad (11)$$

где A является матрицей состояния переходных вероятностей, B - вероятность наблюдения Иπ - вероятность начального состояния.

Одним из способов охарактеризовать СММ является структура матрицы переходов A, которая может быть полностью связной (эргодической). Тем не менее, левая-правая структура больше подходит для моделирования сигнала ЭКГ.

Наблюдения СММ O=($o_1o_2…o_T$)являются непрерывными представлениями сигнала (признаки сигнала), моделируемыми гауссовой функцией плотности вероятности:

$$b_j(o_t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi|U_j|}} exp \qquad (12)$$

где o_t вектор наблюдения во времени t,μ_j средний вектор и U_j ковариационная матрица в состоянии j. Размер вектора наблюдения o_t относится к числу различных символов наблюдения (непрерывных или дискретных), используемых для представления сигнала.

Скрытые марковские модели (СММ) доказали свой потенциал и гибкость в качестве эффективного класса статистических моделей для описания последовательных наборов данных [19]. Учёные из Питсбурга Кост и Кано в 1989 году [20] исследовали применение СММ для обнаружения форм сигналов QRS в ЭКГ и были первыми, кто продемонстрировал полезность СММ как перспективного метода. Основной целью этого метода является вывод наблюдаемой последовательности данных функцией вероятности, согласно цепи Маркова [21]. В случае наличия сигналов ЭКГ потенциальными состояниями являются зубец P, комплекс QRS и зубец T. Дополнительным преимуществом этого метода является то, что он обнаруживает не только комплексы QRS, но также волны P и T. ВНаучно-исследовательском институте в Питсбурге были исследованы реализации СММ в плане применимости полосовой фильтрации к ЭКГ-сигналам [20, 21]. Исследователи из Туниса в своей работе в 2008 году [22] применили вейвлет к ЭКГ-сигналам до применения СММ. Проблемы, возникающие в этом методе, включают в себя необходимую ручную сегментацию для обучения перед анализом записи. Эта ручная сегментация включает в себя определение количества состояний, вероятностей перехода и выходных функций. Кроме того, базовая (скрытая) последовательность состояний полученных данных неизвестна, и, следовательно, параметры СММ не могут быть просто получены с использованием формул оценки вероятности. В частности, от 15 до 50 параметров, все из которых должны быть зафиксированы в течение всей процедуры. Тем не менее, СММ чувствителен к шуму, чувствителен к колебаниям базовой линии, смещению постоянного тока и ВСР.

Группа ученых во главе с Родриго представляет оригинальный подход скрытой модели Маркова (СММ) для онлайн-сегментации и классификации электрокардиограмм [23]. Каркас СММ был посещен из-за его способности обнаруживать QRS, сегментации и классификации.

Пан и томпкинс

Пан и Томпкинс (ПТ) представили основную эволюцию в обработке сигналов ЭКГ в 1985 году [6]. Обнаружение QRS было реализовано через пять этапов обнаружения, как показано на рисунке 1.

В этом процессе необработанный сигнал ЭКГ передается в аналого-цифровой преобразователь с частотой дискретизации около 200 Гц после фильтрации аналоговым полосовым фильтром, чтобы ограничить

полосу сигнала ЭКГ при частоте около 50 Гц до оцифровки. Этап предварительной обработки, который состоит из полосового фильтра, каскадного фильтра нижних частот и фильтра верхних частот. Фильтр нижних частот используется для ограничения рабочего диапазона сигнала ЭКГ, а также для уменьшения влияния высокочастотных шумов, в то время как фильтр верхних частот используется для выделения начала каждого комплекса QRS.

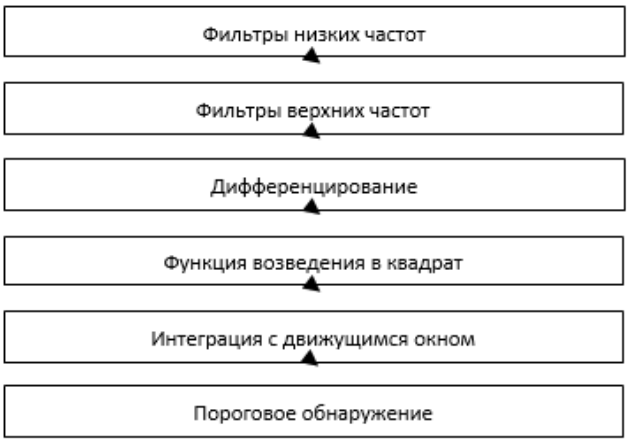


Рисунок 1 - Алгоритм Пана – Томпкинса.

После проведения дифференцирования по сигналу выполняется возведение в квадрат, уравнение этой операции:

$$y[n] = \upsilon_r \qquad (13)$$

где υ_r-дифференцированый сигнал.

Целью интеграции движущегося окна является получение признаков формы волны в дополнение к угловому коэффициенту волны R. Рассчитывается по:

$$y(n) = \frac{1}{N}[\upsilon_r(n-(N-1)T) + \upsilon_r(n-(N-2)T) + \cdots + \upsilon_r(n)] \qquad (14)$$

где T - период выборки, N - количество выборок в ширине окна интеграции.

Этот результат затем передается через те же алгоритмы локального обнаружения пиков и порогов, что и исходный полосовой фильтрованный сигнал, для идентификации информации об угловом коэффициенте QRS. Затем сравниваются все потенциальные пики QRS, обнаруженные как в отфильтрованных, так и в преобразованных формах волны. Только те, которые появляются в обоих обработанных сигналах, классифицируются как истинные комплексы QRS. На выходе получается поток импульсов с указанием местоположения комплексов QRS.

Быстрое преобразование фурье

Реализовать преобразование Фурье (15) и обратное преобразование Фурье (16) соответственно. Для X и Y длины n эти преобразования определены следующим образом:

$$Y(k) = \sum_{j=1}^{n} X(j) W_n^{(j-1)(k-1)} \qquad (15)$$

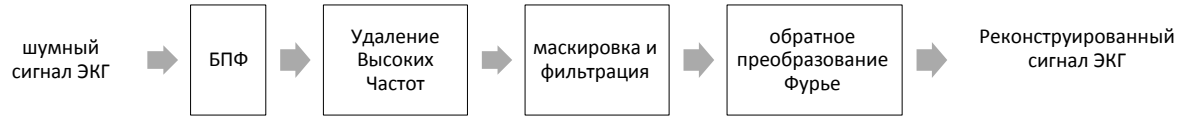
$$X(j) = \frac{1}{n}\sum_{k=1}^{n} Y(k) W_n^{-(j-1)(k-1)} \qquad (16)$$

где $W_n = e^{(-2\pi i)/n}$

где X – вектор, а Y – преобразованный в частотную область гауссов импульс.

Идея использования быстрых преобразований Фурье, дискретных вейвлетов и преобразования Гильберта-Хуанга в обработке сигналов заключается в повышении точности обнаружения опорных точек ЭКГ. Хотя многие предыдущие исследования доказали, что быстрое преобразование Фурье (БПФ) не является подходящим методом при обработке нестационарных и нелинейных сигналов, в последние десятилетия БПФ привлекло многих исследователей благодаря своей способности разбивать сигнал на множество более простых компонентов. Основным препятствием для этого метода является то, что он позволяет получить разрешение сигнала вдоль своей временной области в бесконечный частотный диапазон.

Усовершенствование сигнала ЭКГ с помощью быстрого преобразования Фурье, которое можно достичь с помощью предложенной методики, показано на рисунке 2 [24].



Ресунок 2 - Блок-схема методики обработки ЭКГ

В Марийском государственном университете было применено быстрое преобразование Фурье для удаления низких частот и далее восстановления ЭКГ с помощью обратного быстрого преобразования Фурье, а затем с помощью адаптивного порогового определения был обнаружен зубец R [25].

Вейвлет-преобразование

Вейвлет-преобразование в последнее время стало одним из наиболее популярных инструментов для анализа сложных сигналов в различных областях техники и медицины [26].

Непрерывное вейвлет-преобразование для функции x(t), относительно действительного вейвлета $\psi(t)$ описывается следующим образом:

$$W_\psi(s,\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi_{s,\tau}(t)dt \qquad (17)$$

где,

$$\psi_{s,t}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}}\psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \qquad (18)$$

s и τ называются масштаб и параметры перевода, соответственно $W_\psi(s,\tau)$

обозначает коэффициенты вейвлет-преобразования и ψ это фундаментальный вейвлет.

Дискретное вейвлет-преобразование использует значения масштаба и положения, основанные на степенях двух. Значения s и τ: $s=2^j$, $\tau = k * 2^j$

$$\psi_{s,t}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}}\psi\left(\frac{t-k*2^j}{2^j}\right) \qquad (19)$$

В литературе имеется ряд нескольких исследовательских работах, основанных на методе ВП относительно обнаружения QRS. Вейвлет-система с множественным разрешением для обнаружения пиков P, Q, R, S и T — писал в 2012 году Мухопадья из Индийского технологического института [27].

Мартинес и др. разработали надежный алгоритм, который применял ДВП непосредственно к оцифрованному сигналу ЭКГ без какой-либо предварительной фильтрации. В любом случае сигнал ЭКГ может быть предварительно обработан как обычно для снижения уровня шума. Тем не менее, при вычислении ДВП неявно выполняется фильтрация в частотной области, что делает систему устойчивой и позволяет прямое применение поверх необработанного сигнала ЭКГ [28].

Для определения характеристик ЭКГ Бахура и др. разработали алгоритм, основанный на вейвлет-преобразовании (ВП), подходящий для реализации в реальном времени. Обсуждается производительность этого алгоритма, оценивается его точность и проводится сравнение с аналогичным алгоритмом, реализованным на языке Си. Для стандартной базы данных аритмии MIT / BIH этот алгоритм правильно обнаруживает 99,7% комплексов QRS [29].

Франкалансия с группой коллег разработали алгоритм для анализа сигнала ЭКГ и распознавания комплекса QRS, волны P и T используя компоненты детализации вейвлет-преобразования с различным частотным содержанием. Локализация комплекса QRS во времени была выполнена на компонентах более высокой частоты, и после вычитания волны P и T были обнаружены на низкочастотных компонентах [30].

Вирджилио и др. разработали метод, который поддерживается в масштабе времени представления. Содержание частоты QRS различается по единой шкале, поэтому возможна локализация времени опорных точек QRS, которая позволяет вычитать комплекс QRS и, следовательно, обнаруживать P и T волны [31].

Кадамбе и др. разработали детектор комплекса QRS, основанный на диадическом вейвлет-преобразовании, который устойчив к изменяющейся во времени морфологии комплекса QRS и шуму [32].

Группа учёных из китайского университета Сиань Цзяотун разработала алгоритм, основанный на вейвлет-преобразованиях (ВП) для обнаружения характерных точек ЭКГ с мультимасштабной характеристикой ВП. Частота обнаружения комплексов QRS превышает 99,8% для базы данных MIT / BIH [33]

Преобразование гильберта—хуанга

Метод эмпирической модовой декомпозиции (ЭМД) был впервые предложен исследователями из Нанкинского университета информационных наук и технологий в 2008 году [34]. Этот метод был введен для улучшения анализа нелинейных и нестационарных сигналов. Ключевая роль этого метода заключается в том, что он разбивает любой сложный набор данных на небольшие и конечные числа встроенных функций моды (ВФМ), все в соответствии с определенными критериями.

Как только ЭМД раскладывает сигнал на функции, происходит преобразование Гильберта для преобразования всех выбранных функций встроенного режима в частотную область. Аналитический сигнал z (t) реального сигнала x (t) получается по уравнениям:

$$z(t) = x(t) + iy(t) = a(t)e^{i\emptyset(t)} \qquad (20)$$

$$\mathrm{a(t)} = [\mathrm{x^2(t) + y^2(t)}]^{1/2} \qquad (21)$$

$$\emptyset(t) = arctan\left[\frac{y(t)}{x(t)}\right] \qquad (22)$$

где$a(t)$ и $\emptyset(t)$ –амплитуда и фаза $z(t)$.

Замечательным преимуществом этого подхода является то, что, когда необработанный сигнал ЭКГ раскладывается на несколько ВФМ, группирование этих ВФМ дает сигнал с более выделенными комплексами QRS. Он также снижает шум, вызванный ЭКГ, за счет исключения всех нежелательных разложенных фрагментов, которые не соответствуют основным условиям метода. И, следовательно, эту процедуру можно рассматривать как адаптивную фильтрацию. Литература показывает, что алгоритм ЭМД был использован в

нескольких формулах. Исследователи из Центрального Южного университета Хуаньа, Китай, применили ЭМД к сигналам ЭКГ с последующим пороговым обнаружением [35]. Алгоритм был также применен к сигналам ЭКГ с сингулярностью и порогом в работе бангладешских ученых из государственного университета Дакки [36]. Они применяли фильтр высоких частот к сигналам ЭКГ до фильтрации ЭМД, а затем исследовали пороговые значения. Алгоритм ЭМД характеризуется устойчивостью к шуму, так как первые ВФМ могут отсеять шум и сохранить содержание QRS по отношению к другим компонентам сигнала [35]. Таким образом, первый ВФМ обычно улучшает отношение сигнал/шум. С другой стороны, хотя количество произведенных ВФМ прямо пропорционально длине сигнала, длина этих сегментов не определяется экспериментально.

Обработанные сегменты, а также критерии отбора ВФМ являются результатом применения метода проб и ошибок. Кроме того, класс алгоритма является численно простым и содержит по меньшей мере девять шагов с более чем несколькими конкретными уравнениями для извлечения. Сложность, очевидно, выше, чем у алгоритмов на основе производных и цифровых фильтров, но алгоритм ЭМД снижает шум более эффективно. Однако степень сложности, безусловно, выше при увеличении количества обработанных сегментов ЭКГ. Все физиологические сигналы меняются со временем из-за физиологического статуса и, следовательно, классифицируются как нелинейные и нестационарные. Одним из лучших методов для анализа таких сигналов, которые обычно не следуют регулярному шаблону или остаются неподвижными, является преобразование Гильберта-Хуанга (ПГХ). ПГХ преодолевает все ограничения БПФ и ДВП, упомянутые ранее. ПГХ представляет собой комбинацию ЭМД и преобразования Гильберта (ПГ).

Сравнение методов

Таблица 1 - Производительность алгоритмов обнаружения QRS

метод	**Устойчивость к шуму**	**Вычислительная нагрузка**
Первая производная	-не удаляет высокочастотный шум +уменьшить артефакты движения и смещения базовой линии	+прост и содержит одно уравнение для извлечения признаков.
Первая и вторая производная	-шум сигнала не удаляется должным образом	+простой и содержит до четырех уравнений для извлечения признаков. -Сложность этого класса происходит от сегментации ЭКГ.
Методы на основе цифровых фильтров	увеличивает отношение SNR в соответствии к характеру используемого фильтра и его порядку	+простой
Скрытая марковская модель	+чувствительный к шуму	-значительная вычислительная сложность
Пан и Томпкинс	+чувствительный к шуму	+простой
Быстрое преобразование Фурье	+высокий SNR -неудаляетнизкочастотныйшум	-значительная вычислительная сложность
Вейвлет-преобразование	+высокая степень точности даже при высоком уровне шума	- вычислительная сложность
Преобразование Гильберта-Хуанга	+адаптивная фильтрация	- вычислительная сложность

Таблица 2 - Сравнение основано на алгоритмах, используемых на этапах усовершенствование и обнаружения QRS, и субъективной численной эффективности.

Исследование	Используемый метод	Чувствительность%	Точность%
Mahoudeaux et al [37]	Первая производная ЭКГ	99.83	99
Chen et al [38]	Цифровые фильтры	99.55	99.49
Coast et al [39]	СММ	99.82	98.90
Pan and Tompkins [6]	Пан и Томпкинс	99.76	96,56
Ghaffari et al [40]	Непрерывный ВП	99.91	99.72
Benitez et al []	Преобразование Гильберта	99.81	99.83

Выводы. Публикация множества алгоритмов обнаружения QRS позволяет провести их сравнение. Алгоритмическое сравнение критериев оценки было проведено в таблице 1, на основе устойчивости к шуму и количества используемых уравнений (например, умножения, сложения, дифференцирования). Чем выше числовая эффективность, тем быстрее алгоритм и наоборот. Как показано в таблице 2, каждый представленный алгоритм был классифицирован по своей числовой эффективности, следовательно, более высокая

чувствительность даёт более высокую надежность. Разнообразие алгоритмов обнаружения QRS, представленных в этом обзоре, отражает необходимость надежного обнаружения QRS при обработке ЭКГ сигналов.В настоящее время достижимые показатели обнаружения отражают только общую производительность алгоритмов. Эти цифры скрывают проблемы, которые все еще присутствуют в случае шумных или патологических сигналов. Удовлетворительного решения этих проблем до сих пор не найдено. Тем не менее, последние достижения в технологиях классификации, такие как новые методы мягких вычислений, не были в значительной степени перенесены на проблему обнаружения QRS. Так что осталось еще много инструментов для дальнейших улучшений. Многие из представленных алгоритмов вообще не тестировались по стандартной базе данных или какой-либо другой базе данных. Это затрудняет сравнение и оценку результатов. Что касается проблем, оставшихся при обнаружении QRS, в частности, алгоритмического поведения в случае шумных и патологических сигналов, то только сопоставимая и воспроизводимая оценка в стандартной базе данных может показать прогресс, достигнутый новым методом.

Библиографический список

[1] A. H. Kadish, A. E. Buxton, H. L. Kennedy, B. P. Knight, J. W. Mason, C. D. Schuger, C. M. Tracy, W. L. Winters Jr, A. W. Boone, M. Elnicki, J. W. Hirshfeld Jr, B. H. Lorell, G. P. Rodgers, C. M. Tracy, H. H. Weitz, ACC/AHA clinical competence statement on electrocardiography and ambulatory electrocardiography// Journal of the American College of Cardiology, 2001, vol. 38, no. 7, P . 3169–3178.

[2] Watanabe K., Bhargava V., Froelicher V.,Computer analysis of the exercise ECG: a review // Progress in Cardiovascular Diseases, 1980, vol. 22, no. 6, P . 423-446.

[3] Li, Q., Mark, R. G., & Clifford, G. D., Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources using signal quality indices and a Kalman filter // Physiological measurement, 2008, vol. 29, no. 1, C . 15-32.

[4] U. Kohler, C. Hennig, and R. Orlgmeister,The principles of software QRS detection // IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2002, vol. 21, no. 1, P. 42–57.

[5] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1986, , vol. 33, no. 12, P . 1157–1165.

[6] J. Pan, W. J. Tompkins, A real-time QRS detection algorithm // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985, vol. 32, no. 3, P . 230-236.

[7] M. Okada, A digital filter for the QRS complex detection // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1979, vol. 26, no. 12. P. 700-703.

[8] S. A. Steinberg, C. A. Caceres, Pattern recognition in the clinical electrocardiogram // Institute of Radio Engineers transactions on bio-medical electronics, 1962, vol. 9, no. 1, P . 23-30.

[9] W. P. Holsinger,K.M. Kempner, M. H. Miller, A QRS preprocessor based on digital differentiation // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1971, vol. 18, no. 3, P . 212-217.

[10] J. Fraden, M. R. Neuman, QRS wave detection // Medical and Biological Engineering and Computing, 1980, vol. 18, no. 2, P . 125-132.

[11] M. L. Ahlstrom, W. J. Tompkins, Automated high-speed analysis of Holter tapes with microcomputers // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1983, vol. 30, no. 10, P . 651-657.

[12] F. Zhang, Y. Lian Y, Novel QRS detection by CWT for ECG sensor // In Biomedical Circuits and Systems Conference IEEE, 2007, vol. 30, no. 10, P. 211-214.

[13] J Rami, B. O. Al-Tabbaa, QRS Detection and Heart Rate Variability Analysis. A Survey // Biomedical Science and Engineering, 2014, vol. 2, no. 1, P . 13-34.

[14] G.M. Friesen, T. C. Jannett, M. A. Jadallah, S. L. Yates, S. R. Quint, H.T. Nagle, A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, vol. 37, no. 1, P .85-98.

[15] I. I. Christov, Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold // BioMedical Engineering OnLine, 2004, vol. 3, no. 1, P. 3-28.

[16] C. Vidal, P. Charnay, P. Arce, Enhancement of a QRS detection algorithm based on the first derivative, using techniques of a QRS detector algorithm based on non-linear transformations // In 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 2009, P. 393-396.

[17] R. Lakhwani, A. Singh, S. Ayub, J.P. Saini, Comparison of Different Digital Filters for QRS Complex Extraction from Electrocardiogram // Fourth International Conference on Computational Intelligence and Communication Networks, 2012, P. 276-282.

[18] J. Leski, E. Tkacz, A new parallel concept for QRS complex detector // 14th Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1992, P. 555-556.

[19] G. D. Clifford,F Azuaje, Advanced methods and tools for ECG data analysis // London: Artech house,2006, P. 55-57.

[20] A. A. Cost,G. G. Cano, QRS detection based on hidden Markov modeling // The Annual International Conference of the Engineering in IEEE,1989, P. 34-35.

[21] S. Petrutiu, J. Ng, G. M. Nijm, H. Al-Angari, S. Swiryn, A. V. Sahakian, Atrial fibrillation and waveform characterization // Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2006,vol. 3, no. 1, P. 24-30.

[22] S. Krimi, K. Ouni, N. Ellouze, An Approach Combining Wavelet Transform and Hidden Markov Models for ECG Segmentation // Theory to Applications 3rd International Conference on IEEE, 2008, P. 1-6.

[23] V. Rodrigo, D. Bernadette, J. Boudy, ECG Signal Analysis Through Hidden Markov Models // IEEE transactions on biomedical engineering, 2006, vol. 53, P.1541-1549.

[24] K. Bawa, P. Sabherwal, R-Peak Detection by Modified Pan-Tompkins Algorithm // International Journal ofAdvancements in Research& Technology, 2014 vol.3, no. 5, P. 30-33.

[25] M. S. Dahwah, A. N. Leukhin. A Comparison of 5 Algorithms for R Peaks Detection in an ECG Signal // Вестник ПГТУ, 2018, vol. 3, no. 39, P 20-39.

[26] F. Portet, G. Carrault, Piloting real-time QRS detection algorithms in variable contexts // European Medical & Biological Engineering Conference, 2005, P.1-7.

[27] S. Mukhopadhyay,S. Biswas, A.B. Roy, N. Dey, Wavelet Based QRS Complex Detection of ECG Signal // Journal of Engineering Research and Applications, 2012, vol. 2, no. 3, P .1209-1563.

[28] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A.P. Rocha, P. Laguna, A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2004, vol. 51, no. 4, P. 570-581.

[29] M. Bahoura, M. Hassani, M. Hubin, DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis //Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1997, vol. 52. P. 3544.

[30] L. Keselbrener, M. Keselbrener, S. Akselrod, Nonlinear high pass filter for R-wave detection in ECG signal // Medical Engineering & Physics,1997, vol. 19, no. 5, P.738–741.

[31] D. Virgilio, C. Francaiancia, S. Lino, S. Cerutti, ECG fiducial points detection through wavelet transform // Canadian Medical and Biological Engineering Conference, 1997, P. 1051-1052.

[32] S. Kadambe, R. Murray, G.F. Bartels, Wavelet transform-based QRS complex detector // IEEE Transactions on Biomedical Engineering,1999, vol. 46, no. 7, P. 838-848.

[33] C. Li, C. Zheng, C.Tai, Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1995, vol.42, no.1, P. 21-28.

[34] X. Hongyan,H. Minsong, A new QRS detection algorithm based on empirical mode decomposition // International Conference on based on empirical Mode Decomposition, 2008, P. 693-696.

[35] J.T. Tang, X.L. Yang, J.C. Xu, Y. Tang, Q. Zou, X.K. Zhang, The Algorithm of R peak detection in ECG // Fourth International Conference on IEEE, 2008, P.624-627.

[36] A. Arafat, K. Hasan, Automatic detection of ECG wave boundaries using empirical mode decomposition // IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, 2009, P. 461-464.

[37] P. M. Mahoudeaux et al., Simple microprocessor-based system for on-line ECG analysis // Medical & Biological Engineering & Computing, 1981, vol. 19, P. 497- 500.

[38] S. Chen, H.C. Chen, H.L. Chan, A real-time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2006, vol.82, no.3, P 187-195.

[39] D.A. Coast , R.M. Stern , G.G. Cano ,S.A. Briller, An Approach to Cardiac Arrhythmia Analysis Using Hidden Markov Models // IEEE transactions on biomedical engineering, 1990, vol. 37, P. 826 – 836.

[40] A. Ghaffari, H. Golbayani, M. Ghasemi, A new mathematical based QRS detector using continuous wavelet transform // Computers and Electrical Engineering, 2008, vol.34, no.2, P. 81-91.

[41] D.S. Benitez, P.A. Gaydecki, A. Zaidi, A.P. Fitzpatrick, A new QRS detection algorithm based on the Hilbert transform // Proceedings of Computers in Cardiology,2000, vol.27, P. 379-382.

COMPARISON AND REVIEW OF THE METHODOLOGYS IN ECG PROCESSING FOR QRS COMPLEX DETECTION

Dahwah M.S.
Mari State University, Mari El,
eng_dahwah@yahoo.com.

Keywords: ECG, QRS, electrical activity

Annotation. The time of QRS occurrence provides a lot of information about the state of the heart. QRS is the key parameter that is used in all cardiac cycle classification schemes. That is why practically all algorithms of automatic ECG analysis begin with the detection of QRS.

The purpose of this article is to compare existing methods and algorithms for ECG analysis. It was turned to work on the theoretical analysis of methods for processing an electrocardiogram and detecting peaks. This work is cover the following topics: the first and second derivatives, methods based on digital filters, the hidden Markov model, the Pan - Tompkins algorithm, the Hilbert and Wavelet transforms, as well as the fast Fourier transform. The results of the study can be used to select a method of processing ECG signal, which will make the analysis more reliable. This work also provides an updated overview of modern QRS detection methods, which can serve as a convenient reference material for future research in this area, based on 41 articles reviewed in this work.

ПОИСК ОСНОВНОГО ТОНА ДИНАМИКИ ПАРАМЕТРОВ РИТМА СЕРДЦА

Кузнецов А.А.
Владимирский государственный университет, г. Владимир, e-mail: artemi-k@mail.ru

Ключевые слова: ритм сердца, метод скользящего среднего, основной тон, регуляция, контроль

Аннотация. Метод «скользящих средних» в применении к реализации ритма в форме цифрового ряда последовательности *R-R* интервалов позволяет эффективно выделять низкочастотные сигналы. Использование комбинированных диаграмм оконных выборок иных параметров с размером окна, равным интервалу осреднения, позволяет обойти недостатки метода скользящего среднего и провести наглядный сравнительный анализ динамики изменения параметров ритма. Динамика оконных значений стандартного отклонения опережает соответствующие изменения среднего значения *R-R* интервалов и количества информации по низкочастотному периодическому сигналу основного тона. Предложена параметрическая модель управления, регуляции и контроля над ритмом сердца. На базе положений модели обоснован выбор размера окна, равный интервалу осреднения.

Введение. Существует множество вычислительных статистических методов, предназначенных для сглаживания и выравнивания исходных данных в поисках исходных низкочастотных сигналов и фильтрации высокочастотных производных гармоник. Последние имеют как естественную природу и фактическое влияние на предмет исследования, так и искусственную природу, связанную с погрешностями математического аппарата, особенно в части обработки и спектрального анализа [1]. Наиболее часто применяют графический метод, позволяющий решения некоторых нелинейных задач свести к линейным с использованием логарифмической шкалы. К ним же относят метод наименьших квадратов и метод «скользящих средних» [2]. Метод скользящих (подвижных) средних относится к наиболее простым по технологии применения методам и входит в состав вычислительных процедур программного обеспечения *Excel* всех версий. Однако, известны и трудности при анализе результатов его применения: исходного и осредненного рядов. К ним относятся результирующие смещение сглаженных значений и «обрезка» начальных и конечных значений цифрового ряда. Величины смещения и интервалы «обрезки» растут при увеличении интервала осреднения. Эти проблемы исчезают, если объектами сравнительного анализа выбрать цифровые ряды параметров ритмограммы, определяемые и формируемые по одинаковым оконным выборкам.

Цель работы – поиск динамических закономерностей ритма в диапазонах очень низких (VLF) и ультранизких (ULF) частот длинноволновых факторов влияния.

Материалы и методы. Двадцатиминутные регистрации электрокардиограмм производились монитором Холтера с накопителем информации «*AnnA Flash*2000» в программе «*EScreen*» [3, 4] в режиме покоя (сидя). Группу анализа составили диаграммы ритма сердца 40 молодых (19 – 21 год) условно здоровых обследуемых (УЗО). В качестве примера типичного объекта анализа на рис. 1 приведена диаграмма ритма сердца (ДРС) УЗО Е-вой М. (21 год). Данные рис. 1 указывают на хорошее общее состояние обследуемой с небольшим смещением баланса вегетативной системы в сторону превалирования симпатического влияния.

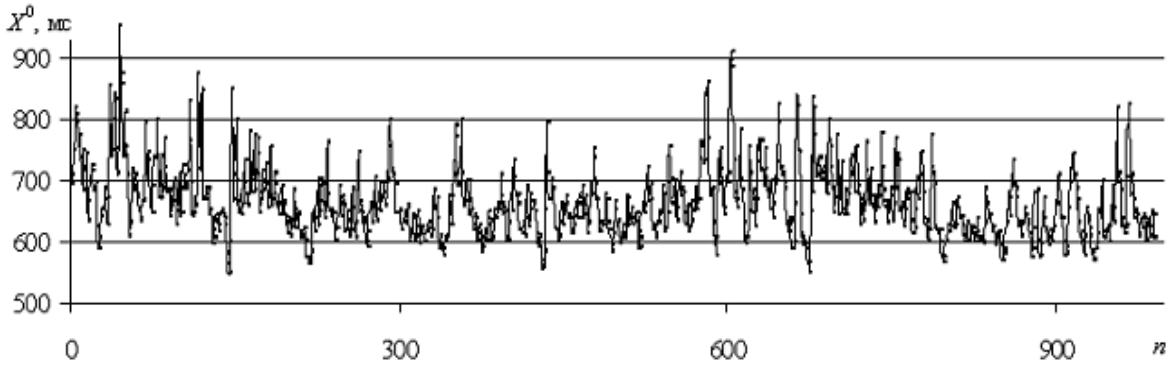


Рисунок 1 - Графическая реализация ритмограммы Е-вой М.: X^0 – значения *RR*- интервалов. Объем выборки n = 991, среднее значение $\langle X \rangle$ = 664 мс, стандартное отклонение σ = 57,0 мс, выборочное количество информации I_Σ = 6911 бит, информационная энтропия $I^* = I_\Sigma / n$ = 7,0 бит

Известно, что спектр плотности мощности ритмограммы сердца здоровых молодых людей имеет пренебрежимо малый вклад в диапазоне высоких частот (HF), а состояние физического и эмоционального покоя для этой группы людей минимизирует вклад дыхательных ритмов низких частот (LF) [5 – 7]. Для задач поиска динамических закономерностей ритма сердца в норме эти диапазоны частот не является превалирующими, поэтому для отслеживания текущих изменений состояния здорового организма применяется метод «скользящих средних». Здесь скользящее окно размером Δn = 100 *R-R* интервалов «вырезает» из исследования эти диапазоны и означает формирование цифрового ряда (выборки) значений X^o, каждый член которого является средней величиной 100 последовательных значений *R-R* интервалов в скользящем окне с единичным шагом Δ сдвижки [2]. Выборка, представленная средними оконными значениями *R-R* интервалов,

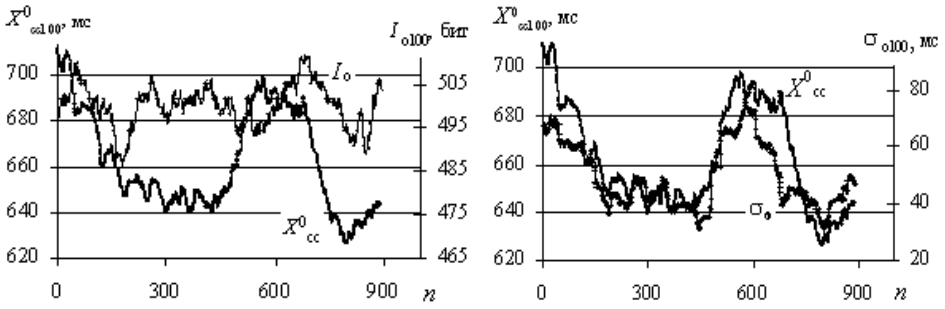
содержит информацию о диапазоне частот, ограниченном «снизу» объемом выборки, а «сверху» – размером окна. При применении метода скользящего среднего в заданных параметрах к рассматриваемому случаю (рис. 1) диапазон частот составляет $7{,}6{\cdot}10^{-4}$ – $7{,}5{\cdot}10^{-3}$ Гц. В принятом условном разделении диапазонов частот [6] он захватывает левую границу диапазона VLF и правую часть диапазона ULF. Эта частотная область является малоисследованной [5], несмотря на то, что в норме на нее приходится подавляющая часть спектральной плотности мощности ритма сердца [7].

Состояние организма человека оценивается по кластеру параметров ритма сердца, который традиционно составляют частота сердечных сокращений (ЧСС), наполнение, ригидность, жесткость пульса. В нашем случае ЧСС определена средним значением *R-R* интервала, наполнение оценивается величиной стандартного отклонения, а ригидность и жесткость – количеством информации I_Σ и информационной энтропией I^* ДРС [7].

В качестве трехпараметрической оконной выборки автором использовался исходный ряд ритмограммы, обработанный методом скользящего среднего, а также два цифровых ряда оконных значений стандартного отклонения (σ_o) и количества информации (I_o) [7 – 9], рассчитанных по интервалу осреднения размера окна. В этом случае и объемы сравниваемых выборок оказались одинаковыми и равными n – (Δ+1), где n – объем исходной выборки ритмограммы.

Результаты и обсуждение

На рис. 2 *а* приведены комбинированные графические диаграммы параметров ДРС (рис. 1): диаграмма $X^0_{cc100}(n)$ скользящего среднего $X^0(n)$ по интервалу осреднения Δn = 100 и диаграмма $I_{0100}(n)$ расчетной оконной выборки количества информации, полученная методом скользящего окна размером n_o = 100 . Видно, что ритм сердца содержит колебания с периодом около 600 *R-R* интервалов (400 с). Размер n_o = 100 окна, сканирующего исходную ритмограмму, при шаге дискретизации 1 мс, определяет динамику оконной функции $I(n_0)$ в форме почти прямой горизонтальной линии со слабыми (5 %) флуктуациями в норме. Однако, динамика флуктуаций согласуется с динамикой изменения средних оконных значений *R-R* интервалов при урежении пульса, и не согласуется с ними при учащении пульса. При этом на уровне 485 – 490 бит качество динамики флуктуаций резко меняется: функция $I_0(n)$ выходит на стационарный режим 500 бит с 1% по амплитуде флуктуациями. При достижении $X_{o\,min}$ величина I_o монотонно растет и возвращается на исходный уровень.



а *б*

Рисунок 2 - Комбинированные диаграммы параметров ритма $X^0_{cc100}(n)$, $I_{0100}(n)$ (*а*), $X^0_{cc100}(n)$, $\sigma_{0100}(n)$ (*б*)

Увеличение X^0 (урежение пульса) сопровождается инерционным и нелинейным снижением функции $I_0(n)$ до 495 бит, а затем, на амплитудных значениях – ростом. Обращает внимание повторение качеств участков диаграммы $I_o(n)$ на колебательном режиме с периодом 600 *R-R* интервалов при разном уровне участков $X_o(n)$. Такая качественная взаимосвязь далее не меняется. Функция $I_0(n)$ ведет себя как управляющая по отношению к $X_o(n)$.

На рис. 2, *б* приведены: диаграмма $X^0_{cc100}(n)$ скользящего среднего $X_0(n)$ по интервалу осреднения Δn = 100 и диаграмма $\sigma_{0100}(n)$ расчетной оконной выборки стандартного отклонения, полученная методом скользящего окна размером n_o = 100. Очевидно, высокое динамическое согласование этих оконных функций. По запаздыванию отдельных элементов функции $X_0(n)$ относительно хода функции $\sigma_0(n)$ складывается впечатление, что функция $\sigma_0(n)$ является ведущей ритма на колебательном режиме с периодом 600 *R-R* интервалов. На момент начала роста σ_o величина среднего оконного интервала X_o резко падает, и только затем монотонно растет. На рис. 2 *а, б* видны участки, как согласованного и даже синхронного динамического поведения этих функций (Δn = 0 – 200; 250 – 450; 800 - 900), так и полностью рассогласованного поведения (Δn = 200 – 250; 450 – 800), приходящегося на участки диаграммы учащения пульса. Выход функции $I_0(n)$ из участка стационарности сопровождается падением уровня I_0 и приходится на максимумы функции $\sigma_0(n)$ и первой производной $X' = dX^0/dn$. Последующий максимум функции $I_0(n)$ запаздывает на шаг окна Δn = 100. На среднем уровне значений функции $\sigma_o(n)$ динамика рассматриваемых функций качественно согласована (рис. 2, *б*).

При увеличении интервала осреднения (рис. 3) диаграмма «стягивается» по горизонтали, поэтому интервалы запаздывания по фазе отдельных структурных элементов все менее различимы. Однако и при больших интервалах осреднения размера скользящих окон очевидна ведущая роль количества информации и

дисперсии на колебательном режиме с периодом 600 *R-R* интервалов ритма сердца. Применение метода скользящего среднего «вырезает» из динамики функции $X_o(n)$ частотные составляющих диапазонов LF и HF и практически не влияет на средний уровень ритма и его дисперсию при росте размера окна сканирования в пределах 100 – 300. При этом средний уровень функции $I_o(n)$ растет линейно [6, 8].

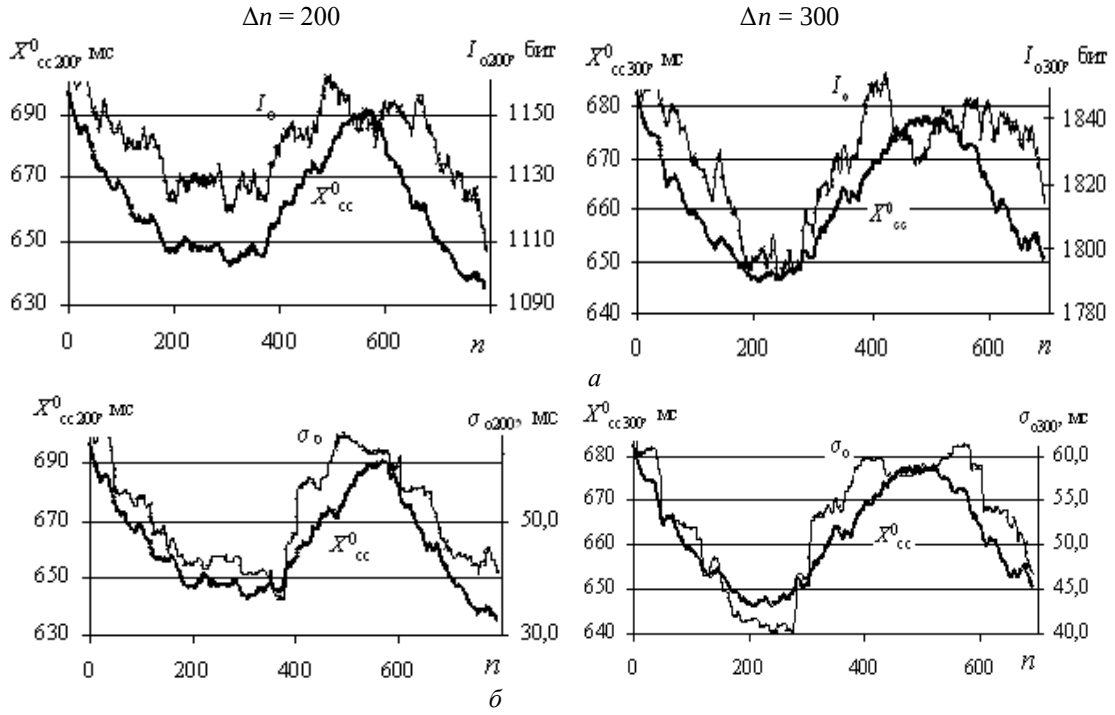


Рисунок 3 - Комбинированные диаграммы параметров ритма $X^0_{cc}(n)$, $I_0(n)$ (*а*), $X^0_{cc}(n)$, $\sigma_0(n)$ (*б*) для разных интервалов и размеров скользящих окон (Δ*n*) для исходной реализации (см. рисунок 1)

Число ярусов [5, 7] на ДРС двадцатиминутных записей ЭКГ здоровых молодых людей в состоянии покоя лежит в диапазоне 300 – 500, а для размера окна Δ*n* = 100 (около 1,5 минут) – в пределах 20 – 60 [4, 6]. При этом механизм выбора единицы ритма в норме основан на предпочтении мало-амплитудных переходов (1 – 7) мс, а на диаграммах ритма сердца здоровых молодых людей эти переходы составляют (1 – 3) мс [7]. Чтобы обеспечить несоответствие количества оконных и выборочных ярусов на ДРС при превалировании мало-амплитудных переходов в норме и наиболее однородно задействовать и высокие, и низкие ярусы по механизму устойчивого непрерывного выбора, необходим низкочастотный волновой процесс. По ДРС в норме «идет волна». Методом скользящих средних на параметрических диаграммах (рис. 2, 3) отчетливо выделяется низкочастотный периодический ритм с периодом около 600 значений *R–R* интервалов. На диаграммах ритмов других УЗО кроме указанного ритма выделяются ритмы с соизмеримыми периодами 200, 400, 600, 800, 1200 *R–R* интервалов. Один или два ритма с указанными периодами в норме на ДРС зафиксированы у всех УЗО. Исходя из этого автор полагает, что минимальный размер выборки для анализа вариабельности ритма сердца (ВСР) должен быть кратен максимальному полупериоду (2,5 – 3 минуты), а оптимальный размер выборки должен быть не меньше 1 – 4 полных максимальных периодов (5 – 20 минут). Полученные величины интервалов времени определяют длину записи регистрации ЭКГ и рекомендованы без пояснений в стандартах на измерение и анализ ВСР [6]. Заметим, что на ДРС больных людей низкочастотные моды с периодами Δ*n* = 400, 600, 800 и 1200 представлены фрагментарно или исчезают полностью, а на соответствующих графиках $I_o(n)$ выделяется не стационарность [9].

Рассмотрим динамику параметров ритма сердца в норме по «ходу волны» на диаграммах (рис. 2, 3). Падение X_o (рост ЧСС) происходит за счет сокращения интервала общей паузы для кардиоциклов на ЭКГ и сопровождается падением соответствующих значений σ и I_o. С одной стороны, на этом участке диаграммы ритма при уменьшении σ уменьшается и вариационный размах Δ*X*, поэтому уменьшается общее число ярусов при постоянном размере окна n_o = 100. С другой стороны техника расчета величины *I* указывает [7 – 9], что чем больше рабочих ярусов $k_я$* [5] на диаграмме ритма при заданном *n*, тем больше эта величина, т.е. $I_o \sim k_я$*. Иными словами, при уменьшении I_o должно уменьшаться и количество рабочих ярусов $k_я$* при уменьшении Δ*X*. При постоянном значении n_o это может означать, что заполняются уже работающие захватываемые Δ*X* ярусы. Однако, на определенном уровне величина I_o перестает уменьшаться и даже незначительно растет (см. рис. 2, *а*). Это может означать лишь рождение новых рабочих ярусов в полосе уменьшенного Δ*X*. Это, в свою очередь, указывает на рост плотности рабочих ярусов и на уменьшение межъярусных промежутков и уменьшение межъярусных переходов. При этом вклад высоких частот снижается (см. рис. 1). Все это указывает

на текущую коррекцию режима ритма сердца в сторону нормы. Утонение ΔX в норме определяет увеличение плотности фазовых состояний на ДРС за счет открытия новых рабочих ярусов. Расширение ΔX в норме приводит к падению плотности фазовых состояний на диаграмме ритма. Очевидно, что такие изменения должна хорошо описывать динамика фрактальной и корреляционной размерности [9, 10].

На участках падения X_o динамика $X_o(n)$ и $I_o(n)$ качественно одинаковая: величины X_o и I_o меняются синхронно, но динамика функции $I_o(n)$ корректирует динамику $X_o(n)$ ограничением в амплитудных значениях (см. рис. 2, *а*, 3, *а*). Механизм коррекции (защиты) ритма исполняет функцию текущего контроля числа рабочих ярусов $k_я$* внутри ΔX. Величина $k_я$* с ростом $I_o(n)$ восстанавливается, а $\sigma_o(n)$ стабилизируется. Последующий по ходу «волны» рост $X_o(n)$ происходит за счет увеличения интервала общей паузы для кардиоциклов на ЭКГ и обозначает последовательное подключение граничных ярусов с уширением полосы ΔX на ДРС. Функция стандартного отклонения $\sigma_o(n)$ растет резко и ступенчато, а $X_o(n)$ – синхронно, но более плавно, $I_o(n)$ – растет незначительно и немонотонно. Защитный механизм коррекции и внешний долго-периодичный стимул конкурируют.

Можно предположить, что текущая корректировка ЧСС является реакцией на заданные изменения в динамике дисперсии внешнего стимула, характеризующей его вариации. В рамках этого предположения дисперсионные характеристики результирующего внешнего управляющего стимула включены в том или ином виде в состав ритма сердца. Ритм сердца подстраивается функцией $I_o(n)$ текущего выбора фазы под заданную дисперсию внешнего стимула. Таким образом, входным сигналом является дисперсия внешнего стимула, оператором эволюции – информационная энтропия I* [9], а выходным сигналом – ритм сердца.

Упорядоченность в динамике ритма сердца привносят крайне-низкочастотные ритмы экзогенной природы. Хаотическую составляющую ритма сердца обеспечивают эндогенные ритмы посредством вегетативной нервной системы. Первые обеспечивают работу эволюционных механизмов и долго-периодичных процессов, вторые – быстрый системный отклик и подстройку ритмов под меняющиеся условия. Поэтому первые обеспечивают глобальную устойчивость системного ритма и являются управляющими, а вторые – локальную устойчивость и синхронизацию и являются регулирующими и контролирующими.

В заключении необходимо сказать о неизбежной потере информации параметрическим цифровым рядом при использовании метода «скользящих средних». Очевидно (см. рис. 1 – 3), что чем больше размер окна n_o, тем теснее корреляционная связь между функциями $X_0(n)$ $\sigma_0(n)$ и $I_o(n)$, и динамика оконных значений этих функций хорошо согласована в диапазоне ULF на основном тоне (опорной волне). Рассогласование поведения этих функций начинает проявляться и нарастать при уменьшении размера окна сканирования, т.е. при расширении диапазона в сторону более высоких частот (см. рис. 1, 2). На рис. 4 приведен результат небольшого анализа поведения выборочной информационной энтропии I* и стандартного отклонения σ при применении метода скользящего среднего к исходному ряду (см. рис. 1) с разными интервалами осреднения Δn (от 50 до 600). С ростом величины интервала осреднения, информационное обеднение ритма нарастает и характеризуется падением σ по линейному закону, а I* – ожидаемо по логарифмическому закону. Резкая потеря информации начинается при $\Delta n > 100$ («колено» функции I*(Δn)). Известно [9], что максимум информационной размерности диаграммы ритма в норме определяет объем минимальной выборки (размер окна) Δn =100 – 200 *R-R* интервалов. Следовательно, элементарной сформированной структурой является участок 100 – 200 *R-R* интервалов на ДРС, который прогнозируется механизмом управления ритма (оператором эволюции) в рамках структурной единицы интервала времени под заданные условия покоя.

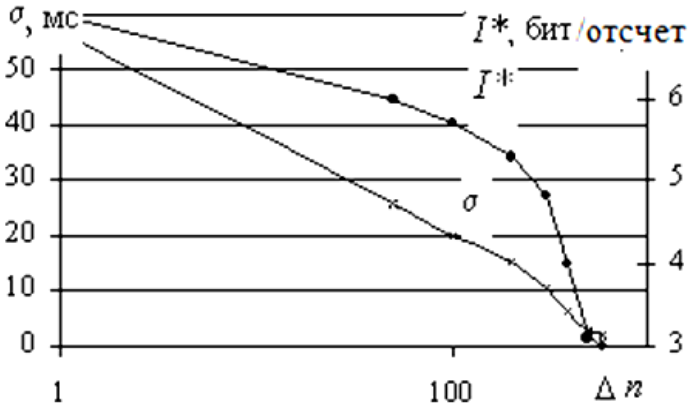


Рисунок 4 - Графики зависимости $\sigma(\Delta n)$ и I*(Δn)

Выводы

1. Наличие низкочастотных колебаний на ДРС характерно и наиболее информативно для ритма сердца в норме, поэтому в диапазоне ULF любое текущее изменение X_o сопровождается соответствующими изменениями величин I*$_o$ и σ_o. Формирование ритма проводится на базе динамики стандартного отклонения и количества информации на волновом режиме с периодом основного тона 600 *R-R* интервалов

2. Изменение качества динамики функции $I_0(n)$ на участке диаграммы учащения пульса с выходом в норму понимается как проявление защитного механизма ритма сердца. Непрерывная функция коррекции ритма обязана обладать способностью непрерывного прогноза определенного числа последующих значений *R-R* интервалов для возможности формировать функцию ритма с тенденцией на меняющиеся условия.

3. Упорядоченность в динамике ритма сердца привносят управляющие крайне-низкочастотные экзогенные ритмы, обеспечивая глобальную устойчивость в работе эволюционных механизмов и долго-периодичных процессов системного ритма. Хаотическую составляющую ритма сердца привносят регулирующие и контролирующие эндогенные ритмы, посредством вегетативной нервной системы, и с обеспечением локальной устойчивости быстрым системным откликом и синхронизации подстройкой ритмов под меняющиеся условия.

4. Минимальный размер выборки для анализа ВСР должен быть кратен максимальному полупериоду (2,5 – 3 минуты), а оптимальный размер выборки должен быть не меньше 1 - 4 полных максимальных периодов (5 – 20 минут) захваченного ритмом сердца влияния внешнего низкочастотного стимула. В противном случае полигон распределения будет искусственно смещен.

Библиографический список

1. Бендат, Дж. Основы теории случайных шумов и ее применения/ Дж. Бендат: пер. с англ. Ю.П. Леонова, Э.Л. Наппельбаума, Ю.А. Ярошевского/ под ред. В.С. Пугачева. – М.: Наука. 1965. 464 с.

2. Поллард, Дж. Справочник по вычислительным методам статистики/ Дж. Поллард: пер. с англ/ под ред. Е. М. Четыркина. – М.: Финансы и статистика, 1982. 344 с.

3. Прилуцкий, Д. А. Накопитель ЭКГ «*AnnA Flash*2000»/ Д.А. Прилуцкий, А.А. Кузнецов, В.В. Чепенко [и др.]// Методы и средства измерений физических величин. – Н.Новгород: НГТУ, 2006. С. 31.

4. *Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: http://www.mks.ru*

5. Кавасма, Р. Автоматизированный анализ и обработка электрокардиографических сигналов. Методы и система/ Р. Кавасма, А. Кузнецов, Л. Сушкова/ под ред. Л.Т. Сушковой. – М.: Сайнс-пресс, 2006. 144 с

6. *Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use// European Heart Journal*. 1996. V.17. *P*. 354 – 381.

7. Кузнецов, А.А. Методы анализа и обработки электрокардиографических сигналов: Новые подходы к выделению информации: монография/ А.А. Кузнецов. – Владимир: ВлГУ. 2008. 140 с.

8. Блюменфельд, Л. А. Информация, термодинамика и конструкция биологических систем/ Л.А. Блюменфельд// СОЖ, 1996. №7. С. 88 – 92

9. Кузнецов, А. А. Энтропия, количество информации и информационная размерность *RR*-интервалограммы/ А.А. Кузнецов// Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – М.: Радиотехника. № 6, 2008. С. 15 – 19.

10. Кузнецов, А.А. О технике оценки фрактальной размерности фазовых портретов динамических систем/А.А. Кузнецов, А.А. Плеханов// Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. ФРЭМЭ'2008. В 2-х кн. Кн. 1. – Владимир-Суздаль: ВлГУ. 2008. С. 152 – 157.

THE BASE TONE OF A HEART RHYTHM PARAMETERS DYNAMICS

Kuznetsov A.A.
The Vladimir state university, Vladimir, e-mail: artemi-k@mail.ru

Keywords: a heart rhythm, a «sliding average» method, the base tone, regulation, control

Annotation. Application of a «sliding average» method to realization of a rhythm in the form of digital lines of a *RR*-intervals sequence allowing evidently allocating low-frequency signals. Use of the combined diagrams window samples other parameters with the size of a window equal to an interval of averaging, allows to bypass lacks of a sliding average method and to lead the visual comparative analysis of a rhythm parameters dynamics. The window values of a standard deviation outstrips changes of average value of R-R interval and information quantity on a low-frequency periodic signal of base tone. The management, regulation and control parametric model caring out. On the base of data model the choice of the size of the window, equal to an interval of averaging is proved.

———————— ♦ ————————

БИОДИНАМИЧЕСКОЕ ОСВЕЩЕНИЕ КАК ФУНКЦИЯ УПРАВЛЕНИЯ СОСТОЯНИЕМ ЧЕЛОВЕКА

Бадалян Н.П., Колесник Г.П., Белякова Д.А.
ФГБОУ «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых», г. Владимир, norayrbadalyan@mail.ru

Ключевые слова: биодинамическое освещение, ритм, излучение

Аннотация. Изложены основные вопросы взаимосвязи интеллектуальной, управляемой системы освещения общественных, административных и производственных помещений с естественными суточными (циркадными) ритмами человеческой деятельности. Отмечено влияние синей и желтой составляющих видимого спектрального диапазона солнечного излучения на работоспособность человека, бодрствование и отдых в суточном цикле, а также необходимость корректировки суточного ритма в условиях отсутствия естественного освещения. Подчеркивается необходимость использования требований свода правил СП 52.13330.2011 и рекомендаций санитарных норм СанПиНа. 2.2.2/2.4.1340-03 при реализации биодинамической системы освещения с ограниченными пульсациями на уровне 1-3 % от общего светового потока светодиодной лампы. Приведены примеры и показаны пути решения практической реализации заданной цветовой температуры для установки в светильниках двух независимо регулируемых групп светодиодов с низкой и высокой яркостью.

По определению – «биодинамическое освещение как функция управления состоянием человека» – является интеллектуальной системой освещения, отличие от обычной системы освещения, которой заключается в автоматическом изменении цветовой температуры (индекса цветопередачи) в зависимости от времени суток и сезона, с целью корректировки циркадных ритмов человека.

Влияние цветовой температуры излучения Солнца (спектральный состав солнечного излучения) на состояние и работоспособность человека замечена давно, и это обстоятельство использовали дизайнеры в своих цветовых решениях в помещениях с тяжелыми условиями работы, например, с повышенной температурой и влажностью. Поэтому наряду с отслеживанием изменения магнитного поля Земли, зависимого от излучения Солнца, и его влияние на человеческий организм, важен также спектр излучения приборов искусственного освещения, поскольку современный человек проводит большую часть суток при искусственном освещении. Образ жизни современного человека, по сути, игнорирует естественный цикл дня и ночи, циркадные (суточные) ритмы наших организмов сбиваются, нарушая эволюционный 24-ч суточный физиологический ритм к изменению которого наиболее чувствительны люди старшего возраста.

Циркадным ритмам, (в переводе с латыни «почти суточный»), подчиняются фазы бодрствования и сна, а также максимальной работоспособности человека, как это отражено на рис. 1. Однако, точность биологических часов организма человека, сформированных в процессе эволюции, под влиянием солнечного излучения, недостаточна для поддержания циркадного ритма, на протяжении хотя бы нескольких недель. Поэтому, для подстройки циркадного ритма необходимо, либо солнечное (естественное) излучение, либо искусственное определенного спектра, желательно близкого к солнечному [1].

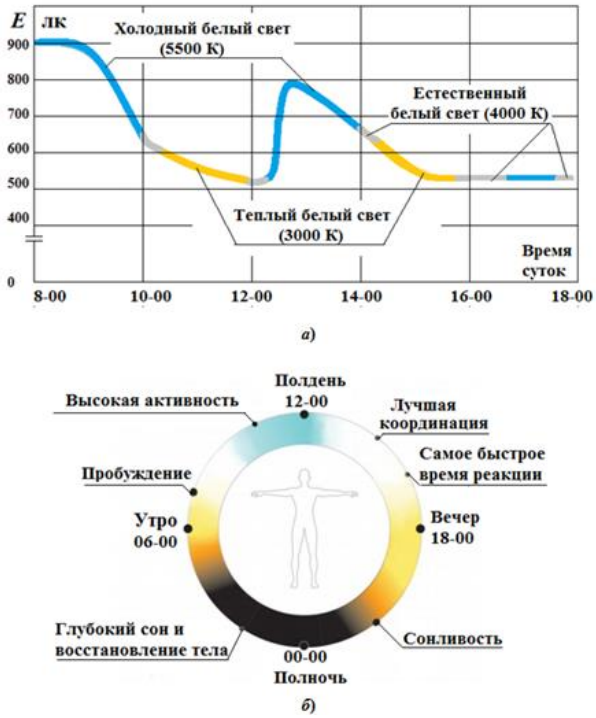
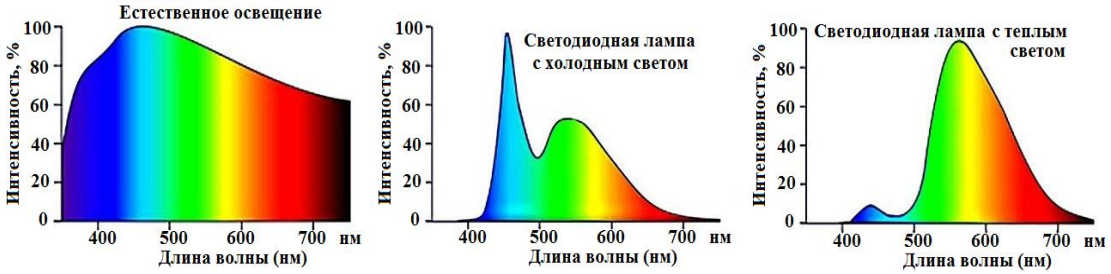


Рисунок 1 - Циркадный ритм человека: а) – график изменения цветовой температуры в светлое время суток; б) – активность человека в функции цветовой температуры.

Энергия света, (электромагнитное излучение с длиной волны от 380 до 780 нанометров), попадающего в глаза и на кожу человека, запускает в его организме биологические процессы. Спектральная плотность излучения (СПИ) видимого диапазона (рис. 2,*а*) определяет энергию света в диапазоне чувствительности зрения, разделяя его на ночное и дневное, характеризуемое спектральной чувствительностью приемника излучения.

Источники света, в зависимости от используемых компонентов излучения, отличаются цветовой температурой (индексом цветопередачи) и характеристикой спектральной плотности излучения. Выбирая тот или иной источник света для освещения рабочего места или места отдыха можно обеспечить наиболее комфортные условия и, по возможности, откорректировать циркадный ритм человека. Так, например, холодный белый свет (цветовая температура 4000 – 5500 градусов Кельвина (К)) способствует концентрации внимания, повышению работоспособности, энергичности и бодрости, а теплый белый свет (цветовая температура 2500 – 3000 К) вызывает расслабление, дает возможность отдохнуть и способствует повышению выработки меланина (гормона сна). Поэтому рекомендованная цветовая температура источников света для офисов, образовательных и оздоровительных учреждений составляет примерно 4500 К. Однако, для комфортного отдыха предпочтительнее источники теплого белого света, поэтому возникает вопрос проектирования либо источников света с регулируемой цветовой температурой, либо создание соответствующих осветительных систем.



а) б) *в*)

Рисунок 2 - Спектральная плотность солнечного излучения (*а*), светодиодных ламп с холодным (*б*) и теплым (*в*) светом

При проектировании осветительной установки конкретного типа помещения обычно исходят из назначения помещения, выпускаемой продукции, его габаритов, материалов отделки, норм освещенности и цветовой температуры [2, 3]. В этом случае проектировщик руководствуется требованиями свода правил СП 52.13330.2011 [4], одновременно решая задачу энергосбережения и энергоэффективности (Федеральный Закон № 261–ФЗ), используя методику расчета минимальной освещенности в расчетной точке «точечным методом» с учетом неравномерного распределения освещенности на рабочей поверхности произвольной формы.

Однако в случае биодинамического освещения, кроме регламента СП 52.13330.2011, для реализации осветительной установки необходимы источники света с регулируемым (желательно с привязкой к местности) спектром излучения и цветовой температурой и максимум сведений о характере выполняемой работы, ее продолжительности, времени суток, возрасте работников. Эти требования соответствуют статье 23 «Требования к обеспечению освещения, пункт 2» Федерального Закона № 384-ФЗ от 30.12.2009 г. «В расположенных в надземных этажах зданий и сооружений помещениях, в которых по условиям осуществления технологических процессов исключена возможность устройства естественного освещения, должно быть обеспечено искусственное освещение, достаточное для предотвращения угрозы причинения вреда здоровью людей» [5].

Отметим, что в соответствии с рекомендациями СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 при реализации биодинамической осветительной установки необходимо обеспечить приемлемый уровень пульсаций суммарного светового потока светодиодов с различной цветовой температурой, поскольку они питаются от различных источников питания (драйверов), обуславливающих пульсации светового потока на частотах от 100 до 400 Гц. Наличие пульсаций светового потока свыше 1 – 3 % инициирует утомляемость, раздражение и т.д., что может свести на нет положительное влияние биодинамического освещения [6]. Поэтому при выборе светодиодных светильников необходимо ориентироваться на производителей с мировым брэндом, например, таких как «LG», «Philips», «Verbatim», «Esylux Nova», светодиодные светильники которых имеют практически нулевой уровень пульсаций светового потока.

Для проектирования источников света с регулируемой цветовой температурой и осветительных установок на их основе в настоящее время во многих странах проводятся исследования по изучению влияния света на суточный ритм человека и определяются возможности его корректировки. Освоение технологии производства новых энергосберегающих и с высокой световой отдачей (светотехнический коэффициент полезного действия, люмен/ватт) источников света, таких как светодиодные, плазменные и индукционные лампы позволяет в полной мере решить эту проблему. Отметим, что по регулировочным характеристикам для регулировки спектра излучения по алгоритму циркадных ритмов на современном этапе технического прогресса в большей степени пригодны светодиоды и светильники на их основе.

Однако с точки зрения соответствия циркадным ритмам человека в светодиодном освещении необходимо решить некоторые технологические вопросы. Современные мощные светодиоды белого света имеют мощную синюю составляющую спектра (рис. 2,*б*), так как они построены на кристалле синего излучения, которая действует на человека стимулирующим образом в утренние часы или в тех случаях, когда ему требуется высокая степень сосредоточенности, но то же действие синяя составляющая излучения ночных

светильников оказывает на человека в ночные часы во время сна, что вызывают серьезные проблемы со здоровьем и становятся причинами заболеваний, поскольку синий свет подавляет выработку мелатонина – гормона, который способствует наступлению сна. Сотни исследований доказали, что из-за синего излучения в неподходящее время на 65% повышается риск заболевания раком груди и на 37% – диабетом, а также значительно растет вероятность осложнения сердечно-сосудистых и многих других заболеваний. Отметим, что с учетом изложенного появляется настоятельная необходимость в рекомендации замены синих (ночных) светильников в лечебных учреждениях желтыми.

Для расслабления человеку наиболее полезны желтые цвета, к которым человеческий глаз обладает максимальной чувствительностью, и красные составляющие света (рис. 2,*в*). Поэтому для учета циркадного ритма человека целесообразно создавать такие осветительные системы, спектр излучения которых адаптирован с циркадным ритмом и по мере совершенствования технологии светодиодного освещения эти задачи успешно решаются средствами микроэлектроники.

В настоящее время разрабатывают и внедряют системы, в которых реализуется основные требования к биодинамическому освещению: – синяя составляющая спектра излучения для стимулирующего воздействие, а желтая – успокаивающего. Как правило, эти системы регулируют цветовую коррелированную температуру. Например, для стимулирующего эффекта цветовая температура освещения устанавливается равной 5000 – 6000 К (холодный белый свет), а в часы отдыха она составляет 2700 К (желтый свет). Для решения подобной задачи в светильниках установлены две группы светодиодов — с низкой цветовой температурой (1800 – 2400 К) и с высокой цветовой температурой (6500 – 8000 К). Для решения подобной задачи в светильниках установлены две группы светодиодов — с низкой цветовой температурой (1800–2400 К) и с высокой цветовой температурой (6500–8000 К). При расчете таких осветительных установок можно считать, что в одной световой точке установлено два светильника с различным спектром излучения. Значение нормируемой освещенности на рабочей поверхности определится суммарным световым потоком этих светильников. Отметим, что условие неизменности суммарного светового потока при раздельной регулировке каждого, должно строго выполнятся ввиду возможного нарушения нормированной освещенности. Световой поток каждой группы светодиодов независимо, но в нужной пропорции, в соответствии с законами смешения цветов Грассмана [3], плавно регулируется (диммируется) и после смешения излучений в оптической системе светильника получают нужную (заданную) цветовую температуру суммарного излучения и желаемый уровень освещенности. В этом случае реализуется взаимосвязь между цветом и спектральным распределением излучения.

Разработанный интеллектуальный датчик самочувствия B.E.G. Pure Colour Welness Detector позволяет автоматически управлять освещением и учитывать такие параметры, как уровень естественного (дневного) света и цветовую температуру. Эта уникальная технология позволяет влиять на качество освещения, благотворно воздействовать на самочувствие людей и экономить потребление электроэнергии и улучшать энергоэффективность осветительных установок.

Однако не все создатели систем биодинамического освещения считают определяющим фактором цветовую температуру и на первое место ставят спектральную плотность излучения (СПИ). Например, разработчики системы биодинамического освещения Американского сообщества дизайнеров интерьеров (American Society of Interior Designers – ASID) реализовали такую осветительную систему в их вашингтонской штаб-квартире. Но при реализации проекта необходимо определить правильный уровень спектральной плотности излучения с учетом многих факторов, в том числе, средний возраст сотрудников компании, их пол, показатель массы тела, общее состояние здоровья и даже репродуктивные способности, а также географическое местоположение каждого конкретного здания, сторона света, на которую выходят окна, высота рабочих столов в офисе, время восхода и заката и пр.

С учетом изложенного можно сделать вывод, что для создания качественного освещения и полномасштабного учета биодинамической осветительной системой поведенческой или биологической реакции человека не достаточно того, чтобы его цветовая температура составила 4000 или 3500 К и индекс цветопередачи превышал 90 ед. при заданном уровне освещенности, а необходимо обеспечить требуемую спектральную плотность излучения (СПИ), что фактически свидетельствует о необходимости максимальной имитации естественного света с характеристиками натурального дневного освещения (рис. 2,*а*). Под эти требования попадают помещения офисных, образовательных, учреждений здравоохранения и др. в которых люди находятся в течение рабочего дня. Изложенное в большей степени относится и жилищно-коммунальному хозяйству (ЖКХ).

Исследования, проводимые компанией Circadian Lightпоказали, что системы освещения с регулируемым спектром реализованные с помощью источников фиолетового свечения оказывают большее стимулирующее воздействие, чем источники излучения синего света, но без вредных последствий. Компания Circadian Light изготавливает комплекты офисной светотехники, в том числе: потолочных ламп, световых полос и подвесных светильников, которые устраняют вредоносное биоактивное синее излучение в ночные часы. Циркадная светотехника на основе светодиодов от компании Plessey обеспечивает регулируемое освещение и изменяет его биоактивную синюю составляющую в автономном режиме.

Более совершенной системой биодинамического освещения является продукция компании Luma, которая выпускает настольные лампы на датчиках касания, которые работают на основе запатентованной технологии Hue от Philips для ZigBee-управления светодиодными лампами, что дает возможность менять цветовую

температуру освещения, его цвет и освещенность по собственному усмотрению в ручном режиме. Отметим, что в этом случае возможно резкое отличие цветовых температур соседних помещений, что потенциально вносит дискомфорт для посетителей.

Перспективным вариантом биодинамического освещения является привязка изменения параметров освещения к месту и дате, что предполагает наличие в системе встроенного GPS-датчика. В этом случае освещенность и цветовая температура меняются по определенному алгоритму, зависящему от продолжительности светового дня на конкретную дату и координат объекта. Отметим, что при этом не обязательно копировать внешнее естественное освещение, поскольку продолжительность рабочего дня не обязательно совпадает с продолжительностью светового дня, но в определенные часы можно увеличить синюю составляющую излучения, чтобы взбодрить человека, а далее просто имитировать продолжение светового дня. Подобные решения реализованы в блоке управления SunLync производства американской компании Healthe, снабженный встроенным GPS-датчиком, и который предусматривает возможность выбора одной из пяти программ в зависимости от психофизиологических особенностей и рода занятий пользователя.

Имеющиеся на светотехническом рынке простейшие блоки управления биодинамического освещения, подобные Healthe, представляют собой контроллеры с патентованным программным обеспечением. Более сложные системы управления биодинамическим освещением представляют собой компьютеры, работающие под управлением специальной версии с операционной системой Linux, например, блок управления офисного торшера EsyLux Prana, что значительно расширяет их функциональные возможности. Еще более привлекательный вариант реализации биодинамического освещения с использованием контроллера PureColour с интерфейсом DALI, который устанавливается в систему офисного освещения как датчик DALI, что позволяет использовать его с самыми разными светильниками.

С учетом изложенного можно сделать вывод, что поскольку биодинамическое освещение, максимально приближенное к циркадному ритму человека, позволяет повысить производительность труда и улучшить состояние здоровья работников, то компании будут стремиться внедрять биодинамическое освещение на всех уровнях управления и производства, привлекая тем самым квалифицированные кадры. Однако существует опасность, ввиду отсутствия нормативной базы биодинамического освещения, появления алгоритмов интенсификации повышенной производительности труда во вред здоровью сотрудников или её снижения во вред производителю-конкуренту.

Библиографический список

1. Алексей Васильев. Биодинамическое освещение: долой усталость и бессонницу. Электротехнический рынок. № 4-5 (88-89). 2019.

2. Колесник Г. П. Электрическое освещение: основы проектирования: учеб. пособие – Владимир, ВлГУ. 2006. – 128 с.

3. Справочная книга по светотехнике / под ред. Ю. Б. Айзенберга. – М.: Энергоатомиздат, 1995. – 528 с.

4. СП 52.13330.2011. Свод правил (СНиП). ЕСТЕСТВЕННОЕ И ИСКУССТВЕННОЕ ОСВЕЩЕНИЕ. Актуализированная редакция СНиП 23-05-95*.

5. Федеральный закон от 30 декабря 2009 г. N 384-ФЗ «Технический регламент о безопасности зданий и сооружений».

6. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 "Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы», утвержденные Главным государственным санитарным врачом Российской Федерации 30 мая 2003 года.

BIODYNAMIC LIGHTING AS A HUMAN STATE MANAGEMENT FUNCTION

Badalyan N.P., Kolesnik G.P.
FSBEI «Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir»,
norayrbadalyan@mail.ru

Keywords: biodynamic lighting, beat, radiation

Annotation. The main issues of interrelation of intellectual, managed, and system of public, administrative, and industrial premises with natural (circadian) rhythms of human activity are described. The influence of the blue and yellow components of the visible range of the Sun's spectral radiation on human performance, wakefulness and rest in the daily cycle, as well as the need to adjust the circadian rhythm in the absence of natural light, was noted.

The necessity of using the requirements of the code of rules of SP 52.13330.2011 and recommendations of sanitary norms of SanPiN is emphasized 2.2.2/2.4.1340-03 when implementing a biodynamic lighting system with limited pulsations at the level of 1-3 % of the total luminous flux of the led lamp.

Examples are given and ways of solving the practical implementation of the set color temperature for installing two independently adjustable groups of LEDs with low and high brightness in luminaires are shown.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ УРОВНЯ ПСИХОЛОГИЧЕСКОГО СТРЕССА ПРИ ДЛИТЕЛЬНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ ФАКТОРОВ

Безносова В.Э., Аполлонова И.А., Николаев А.П.
Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, г. Москва

Ключевые слова: Стресс, хронический стресс, адаптационные возможности, частота сердечных сокращений, пульсометр, неинвазивные методы, инвазивные методы

Аннотация. В статье представлено описание стадий развития стресса, приведены возможные последствия длительного стресса на организм, инвазивные и неинвазивные методы регистрации уровня стресса, обоснован выбор устройства для системы регистрации длительного стресса, представлена система регистрации уровня стресса при длительном воздействии стрессора на организм. Система состоит из следующих блоков: пульсометр (устройство, регистрирующее ЧСС), сервер (хранение, обработка, анализ данных), мобильное устройство, компьютеры, пользователь, врачи и психологи (медицинские и психологические центры). Создание безопасной, защищенной, доступной системы, которая включает в себя точный сбор данных, грамотную программу анализа, обработки данных, качественное соединение и обратную связь позволит людям своевременно выявлять истощение организма и предотвращать различные заболевания.

Введение. На сегодняшний день большое количество людей подвергается постоянному стрессу, особенно в больших городах [5]. Непрекращающийся шум машин, огромное количество людей, спешка, волнения, бесчисленное множество зрительных и шумовых сигналов, ежедневно преследующих жителей крупных городов. Перенасыщение информацией и эмоциями способствует быстрому истощению и выгоранию [6]. Организм человека не может долго выдерживать такие нагрузки, и в результате происходит снижение адаптационных возможностей, что приводит к определенным соматическим нарушениям.

Длительный стресс увеличивает риск нарушения защитных систем организма, т.е происходит его истощение, в результате чего он перестает адаптироваться к воздействию различных стрессоров [7]. Таким образом, хронический стресс может спровоцировать ряд серьезных нарушений со стороны вегетативной нервной системы (ВНР), тем самым подвергая опасности кровеносную, репродуктивную, иммунную системы, органы ЖКТ, нарушая метаболические процессы. Также длительное воздействие стрессоров влияет и на психоэмоциональное состояние человека.

Своевременное выявление и оценка уровня хронического стресса позволит предотвратить появление различных заболеваний функциональных систем, эмоционального перенапряжения, что очень важно для поддержания здоровья. Выявление «истощения» организма поможет исключить многие нежелательные несчастные случаи, связанные с решением людьми сложных технических задач, такие как управление техническими системами, диспетчерские системы, принятие решений в экстренных эвакуационных ситуациях.

Методы регистрации маркеров стресса

Оценить уровень стресса можно с помощью двух методов – инвазивного и неинвазивного. К неинвазивным параметрам диагностики стресса можно отнести визуальные маркеры стресса (мышечно-двигательные, мышечно-экспрессивные (мимика), глазодвигательные реакции, расширение зрачка, раздражительность, упадок сил) и физиологические (частота сердечных сокращений (ЧСС), артериальное давление (АД), кожно-гальваническая реакция (КГР), частота и глубина дыхания (ЧД. ГД)) [9].

Нейроэндокринными биомаркерами инвазивной оценки хронического стресса являются кортизол, дегидроэпиандростерон, альдостерон, норадреналин, дофамин и другие гормоны. Потенциальными источниками для идентификации биомаркеров стресса являются кровь, моча и спинномозговая жидкость (таблица 1) [3],[8].

Таблица 1 -- Инвазивные маркеры оценки уровня стресса

Параметр	**Отклонения при хроническом стрессе**
Адреналин в моче, крови	Уровень повышается [1], [3]
Кортизол в крови, моче	Уровень повышается [2]
Норадреналин в крови, моче	Уровень повышается при остром стрессе, при хроническом уменьшается [8]
Альдостерон в плазме крови	Уровень повышается при остром стрессе. Уровень снижается при хроническом стрессе [8]
Дофамина в крови, моче	Уровень снижается при хроническом стрессе, при остром увеличивается [3]
5 -Дегидроэпиандростерон (DHEA) и 5 – дегидроэпиандростерона сульфат (DHEA-S) в крови	Уровень уменьшается при хроническом стрессе (ПТСР) [9]
Внеклеточный серотонин (5-НТ)	Уровень снижается при стрессе [7]
Бета-эндорфин (ВЕ) в плазме крови	Уровень снижается, повышается при остром [2]
Лей-энкефалин	Уровень снижается [5]

Инсулиноподобный фактор роста (IGF-1) в сыворотке крови	Уровень снижается [3]
Соматотропин (СТГ) в сыворотке крови	Уровень снижается, при остром стрессе повышается [8]
Грелин (GHRL) в плазме крови	Уровень повышается. (Зависит от приема пищи, времени суток, возраста) [4]
Лептин (LEP) в сыворотке крови	Уровень повышается при эмоциональном стрессе [1], [3]
Инсулин в сыворотке крови	Уровень снижается [2]
С-реактивный белок (CRP) в сыворотке	Уровень повышается [8]
Интерлейкин-1 (IL-1) в плазме крови	Уровень повышается (были замечены случаи) [5]
Общий холестерин (ХС) в плазме сыворотке	Уровень снижается при хроническом стрессе, депрессивных состояниях [1]
Альбумин в сыворотке	Уровень снижается при хроническом стрессе
Гликированный гемоглобин (HbA1c) в крови	Повышается при хроническом стрессе длительностью более 3 месяцев 20
Содержание 17-ГОКС в моче и крови хроматографически	Уровень повышается [6]

Для регистрации длительного стресса необходим такой прибор, который обладает следующими свойствами: высокой точностью, длительной непрерывной регистрацией параметров, незаметностью и удобством ношения прибора (портативностью), длительным временем работы (не менее суток), простотой передачи данных об изменении физиологических параметров, визуализацией результатов анализа в режиме реального времени [1].

Таким образом, инвазивные методы регистрации уровня стресса не подходят [4]. По таблице 2 также видно, что не подходят видеомониторинг, стационарные ЭЭГ, ЭКГ, ЭМГ, ЭОГ, т.к. данные методы территориально ограничены. Подходящим методом регистрации длительного стресса является метод фотоплетизмографии, с помощью которого возможна регистрация ЧСС в портативных пульсометрах (в данном случае запястных). Также в настоящее время существует множество диагностических тестов эмоционального перенапряжения, поэтому в дальнейшем помимо прибора для оценки стресса желательно проводить ряд психологических тестов для более точной оценки [2].

Система оценки стресса

Система оценки уровня стресса при длительном воздействии стрессора на организм включает в себя блок пользователя, медицинский и психологический центры, устройство регистрации параметра, мобильное устройство, компьютер и сервер, в котором происходит хранение, анализ, обработка данных. Человек взаимодействует с пульсометром - передает ему ЧСС. Пульсометр собирает данные о ЧСС и отправляет их на мобильное устройство через Bluetooth. Мобильное устройство передает данные на сервер по протоколу HTTP. Сервер включает в себя API для взаимодействия с клиентами, приложение для обработки, анализа данных и базу данных. Врачи (медицинские центры) и психологи (психологические центры) взаимодействуют с системой при помощи компьютера с установленным web-браузером. Пользователь также может взаимодействовать с системой через компьютер. Врач или психолог может получить данные пользователя только с его соглашения. Таким образом, пользователь получит обратную связь - получит данные от врача или психолога о состоянии своего здоровья.

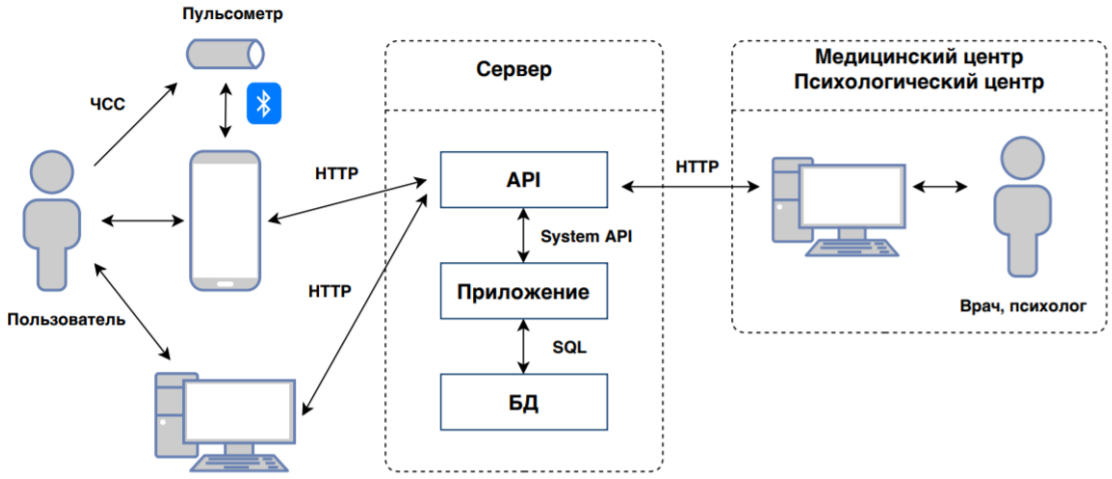


Рисунок 1 - Система оценки уровня стресса при длительном воздействии стрессора на организм.

Выводы. При длительном воздействии стрессора на организм увеличивается риск возникновения различных заболеваний со стороны физиологических систем и психоэмоционального состояния человека. Создание системы регистрации длительного стресса организма позволит людям своевременно выявлять истощение адаптационных способностей, а данные с пульсометров помогут врачам и психологам качественно оценить состояние пациента.

Библиографический список

1. Грушко А.И., Леонов С.В. Использование систем регистрации движений глаз в психологической подготовке спортсменов. Национальный психологический журнал. 2013. №2(10). С. 106–116
2. Журавлев А.К., Ключников М.М., Нечушкин Ю.В., Семикин Г.И., Михальчик С.В., Конончук В.В. Физическое и психическое здоровье биржевого трейдера и его диагностика // Живая психология. 2018. Т. 5. № 4. С. 301-310.
3. Кунельская Н.Л., Гусева А.Л., Чистов С.Д. Уровень бета – эндорфина, хронический стресс и депрессия при вестибулярной патологии. Журн.- Вестник оториноларингологии. - РНИМУ им. Н.И. Пирогова. 2015. С.12-16
4. Музыченко Ю.Н., Zhang L., Аполлонова И.А., Николаев А.П., Маликова С.Г., Писарева А.В.. Разработка метода оценки влияния хронического стресса на организм человека. 13-я Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2018». 2018. С.418-422.
5. Пашков А.А., Дахтин И.С., Харисова Н.С. Электроэнцефалографические биомаркеры экспериментально индуцированного стресса. Журн.- Вестник ЮУГУ. 2017. №4. С. 68-82.
6. Смелышева Л.Н., Кузнецов А.П., Архипова О.А., Ковалёва Г.А., Киселева М.М. Модуляция значений лептина и инсулина в условиях эмоционального напряжения. Журн. - Вестник КГУ. 2016. №2. С.23-26.
7. Трушина Д.А., Ведясова О.А., Павленко С.И. Пространственная картина ритмов у электроэнцефалограммы у студентов – правшей с разными уровнями тревожности в покое и во время экзаменационного стресса. Журн. - Ульяновский медико-биологический. 2016. №2. С. 141-150.
8. Шабанов П.Д., Виноградов П.М., Лебедев А.А, Роик Р.О., Морозов В.И. Грелиновая система мозга участвует в контроле эмоционально-исследовательского поведения и двигательной активности крыс, выращенных в условиях стресса социальной изоляции. Обзоры по клинической фармакологии и лекарственной терапии. 2017. Т. 15. № 4. С. 38–45.
9. Perlmutter D., Loberg K. Brain marker. The power of gut microbes to heal and protect your brain for life. 2019. pp. 336. ISBN 978-5-00146-065-7

DETERMINING THE LEVEL OF PSYCHOLOGICAL STRESS DURING PROLONGED EXPOSURE TO FACTORS

Beznosova V.E., Apollonova I.A., Nikolaev A.P.
Moscow State Technical University n. a. N.E. Bauman, Moscow

Keywords: stress, chronic stress, adaptive capabilities, heart rate, heart rate monitor, non-invasive methods, invasive methods

Annotation. This article describes the stages of stress development, provides the possible consequences of prolonged stress on the body, invasive and non-invasive methods for recording the level of stress, it also justifies the choice of a device for the registration of long-term stress and provides a system for recording the level of stress with prolonged exposure to the stressor on the body. The system consists of the following blocks: a heart rate monitor (a device that records heart rate), a server (storage, processing, data analysis), a mobile device, computers, a user, doctors and psychologists (medical and psychological centers). The creation of a safe, secure, affordable system, which includes accurate data collection, a competent program of analysis, data processing, high-quality connection and feedback, will allow people to detect exhaustion and prevent various diseases in time.

ВЛИЯНИЕ ПСИХОФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ НА СОСТОЯНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК

Богатов Н.М., Богатова А.Н., Сухих С.А.
ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар, bogatov@phys.kubsu.ru

Ключевые слова: психофизические процессы, биологические активные точки, внешняя среда

Аннотация. Организм человека является открытой энергетической системой. Агрессивное действие внешней среды требует от человека адаптации к современным социально-экономическим условиям, техногенным факторам, возрастающим психофизиологическим, информационным нагрузкам. Процессы

регуляции организма реализуются как на уровне отдельных функциональных систем, так и посредством их взаимодействия [1], они оказываются важнейшим фактором достижения физиологической, психологической и социальной адаптации. Способность к саморегуляции посредством управления психоэнергетическим потенциалом является индивидуальной характеристикой человека.

Биологически активные точки (БАТ), представляют собой проецируемые на кожу участки наибольшей активности системы взаимодействия, объединяющей покровы тела, нервную систему, внутренние органы. В них на разной глубине (от нескольких миллиметров до нескольких сантиметров) расположены нервные рецепторы, воспринимающие воздействие и передающие их к внутренним органам [2]. Функциональные свойства БАТ позволяют участвовать им в процессах регулирования энергетического равновесия организма. Физические свойства БАТ отличаются от свойств окружающих их участков кожи. БАТ имеют относительно низкое по сравнению с окружающей кожей электрическое сопротивление. Через эти точки постоянно проходит слабый переменный электрический ток, характеристики которого зависят от параметров внешнего электрического поля, физиологического состояния самих точек и организма в целом. В норме между поверхностью кожи и подлежащими тканями существует разность потенциалов. Теплоотдача с поверхности кожи в зонах БАТ происходит более интенсивно, вследствие более интенсивных обменных процессов по сравнению с другими участками кожи [3].

Тепловое поле биологически активных точек имеет различную структуру. Выделены три типа БАТ, в окрестности которых распределение температуры имеет локальный минимум (тип 1), локальный максимум (тип 2), не имеет локального экстремума (тип 3) [4].

При изменении функционального состояния органов и систем организма человека происходит изменение интенсивности инфракрасного излучения областей БАТ, обусловленное изменением интенсивности микроциркуляции кровотока и окислительных процессов в областях БАТ, рефлекторно-сегментарно связанных с исследуемыми органами и системами [5]. На этой закономерности основан способ тепловизионной экспресс-диагностике внутренних органов [6]. Тепловизионные методы в медицинской диагностике предложены в работах [7, 8].

В данной работе развивается концепция, согласно которой воздействие сознания субъекта изменяет энергоинформационный обмен в организме, отражающийся в состоянии БАТ. Изменение состояния БАТ определяется термографированием. Изучение физических свойств БАТ при различных воздействиях актуально для создания методик регуляции состояния организма.

Цель исследования – определить изменение состояния биологически активных точек, участвующих в процессах биоэнергетического обмена, стимулированных воздействием сознания субъекта.

Методика исследования включала три этапа: 1 – определение начального функционального и психоэмоционального состояния испытуемых, 2 – методически организованный сеанс саморегуляции, 3 – определение функционального и психоэмоционального состояния испытуемых после сеанса саморегуляции. Длительность сеансов саморегуляции составляла 20 ÷ 30 минут. На первом и третьем этапах функциональное состояние организма испытуемых оценивалось методом регистрации теплового излучения поверхности тела (тепловизор Testo 885-2).

Изменение радиационной температуры тела, регистрируемое с помощью тепловизора, отражает реакцию функциональных систем организма на внешние и внутренние воздействия. Рассмотрим изменение теплового поля в окрестности БАТ в результате внутренних воздействий, использующих последовательно две техники саморегуляции: т1 – «дыхание через биологически активную точку С-7» на левом запястье, т2 – «дыхание в мозг». Характерные изменения радиационной температуры Δt в результате воздействий для БАТ лица приведены на рисунке 1, для БАТ руки на рисунке 2: Δt_{10} - изменение радиационной температуры после сеанса т1 относительно начального состояния, Δt_{21} - изменение радиационной температуры после сеанса т2 относительно предыдущего состояния (после сеанса т1), Δt_{20} - изменение радиационной температуры после сеанса т2 относительно начального состояния.

Седативная точка С7 – одна из основополагающих точек меридиана сердца С [2, 3], расположена у лучевого края сухожилия локтевого сгибателя запястья. Техника саморегуляции «дыхание через биологически активную точку С7» ставит своей целью достижение психического равновесия путем нормализации функций сердца.

В результате сеанса саморегуляции т1 радиационная температура БАТ С7, МС7 Р8, Р9 возросла, а БАТ МС6, МС8 уменьшилась (рисунок 2). Наибольшее значение Δt_{10} = 1,4 °С получено для БАТ С7. Стандартное отклонение распределения температуры в окрестности БАТ С7 уменьшилось в 1,9 раз. Произошло перераспределение энергии в направлении БАТ С7.

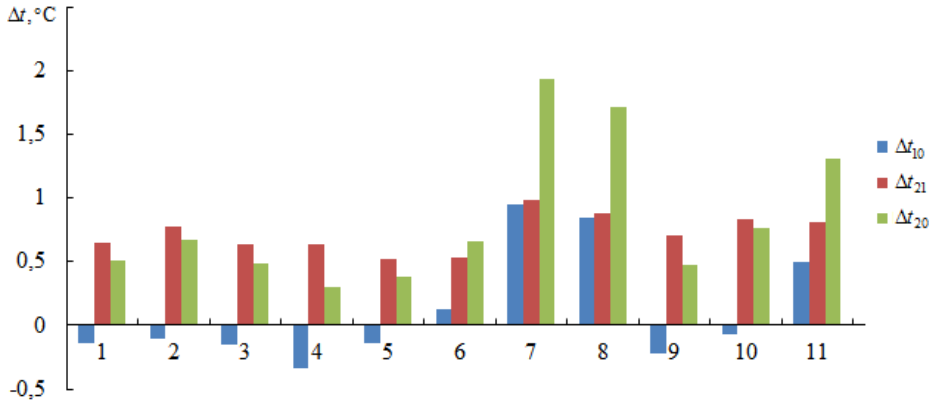


Рисунок 1 – Характерные изменения Δt в результате сеансов т1 и т2 для БАТ лица:
1 – VG24, 2 – PC2, 3 – V1 right, 4 – V1 left, 5 – E1 right, 6 – E1 left, 7 – IG18 right, 8 – IG18 left, 9 – VG27, 10 – VC24, 11 – PC19

Для большинства БАТ, расположенных на лице, кроме IG18, PC19, $\Delta t_{10} < 0$, а для IG18, PC19 $\Delta t_{10} > 0$ (рисунок 1). Следует отметить выравнивание температур симметричных БАТ E1 прав. и лев.

Связь между осознанным дыханием и нейронной активностью является предметом современных исследований [9]. В основе лежат важные нейрофизиологические особенности человека: способность контролировать ритм дыхания, изменять мозговую активность в процессе осознанного дыхания, зависимость синхронности ритмов передачи нейронных сигналов и ритмов тела от дыхания. В стволовой части мозга существует нервная цепь, отвечающая за связь между мозгом и дыханием. Эта нервная цепь также регулирует эмоциональные реакции [10]. Организм является целостной, взаимосогласованной системой, в процессах регуляции которого важнейшую роль играют нейрогуморальные реакции. Техника саморегуляции «дыхание в мозг» ставит своей целью активизацию мозгового кровообращения и гармонизацию работы функциональных систем организма.

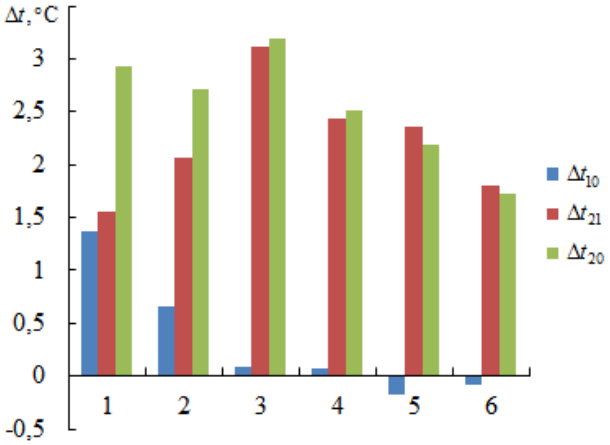


Рисунок 2 – Характерные изменения Δt в результате сеансов т1 и т2 для БАТ левой руки:
1 – C7, 2 – MC7, 3 – P9, 4 – P8, 5 – MC6, 6 – MC8

В результате сеанса саморегуляции т2 радиационная температура t_2 всех изучаемых БАТ увеличилась по сравнению с начальной t_0 и t_1 после сеанса т1. Наибольшее увеличение температуры БАТ лица зафиксировано для IG18, PC19. Стандартное отклонение температуры для всех БАТ руки, кроме MC8, уменьшилось, а для MC8 вернулось к исходному значению, так как увеличилось после сеанса т1. Разброс средней температуры между исследованными БАТ руки сократился с 1,7 °C до 1 °C. Повышение температуры БАТ после сеанса саморегуляции обусловлено висцерокожным симпатическим рефлексом вследствие активизации кровообращения, процессов метаболизма внутренних органов и систем.

Вероятность f увеличения температуры БАТ в результате двух сеансов психотехник т1 и т2, рассчитанная по группе участников 80 человек, показана на рисунке 3 и рисунке 4. Погрешность измерения радиационной температуры тепловизором Testo 885-2 составляет 0.02 °C, поэтому учитывалось изменение температуры БАТ $|\Delta t| > 0.02$ °C. Большинство участников успешно справились с психотехникой сеанса т2.

Таким образом, достигнут результат саморегуляции – более равномерное распределение энергии и гармонизация работы функциональных систем организма.

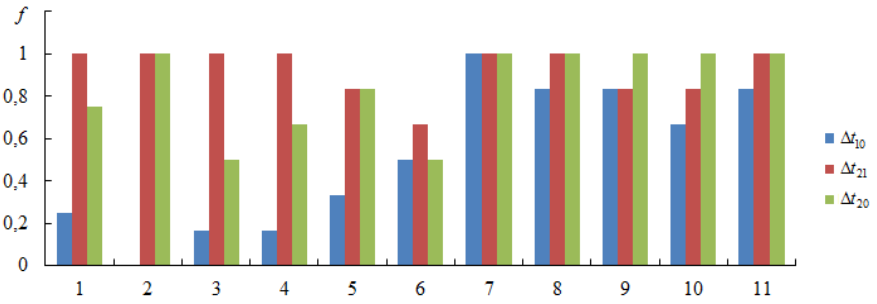


Рисунок 3 – Вероятность увеличения температуры БАТ лица в результате сеансов т1 и т2:
1 – VG24, 2 – PC2, 3 – V1 right, 4 – V1 left, 5 – E1 right, 6 – E1 left, 7 – IG18 right, 8 – IG18 left, 9 – VG27, 10 – VC24, 11 – PC19

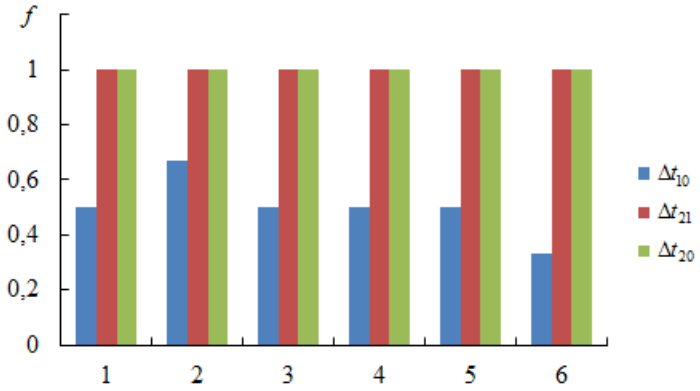


Рисунок 4 – Вероятность увеличения температуры БАТ руки в результате сеансов т1 и т2:
1 – C7, 2 – MC7, 3 – P9, 4 – P8, 5 – MC6, 6 – MC8

Контроль функционального состояния организма в процессе сеансов саморегуляции подтверждает, что использованные методики саморегуляции приводят к положительному изменению функциональных и психоэмоциональных состояний испытуемых. Результативность сеансов зависит от способности испытуемых к концентрации во внутреннем пространстве, их физиологических и психологических особенностей.

Тепловизионный метод является средством объективного контроля результатов энергоинформационного обмена в организме. Тепловое поле поверхности тела отражает индивидуальные особенности организма. Изменение параметров теплового поля в результате процессов саморегуляции имеет индивидуальные отличия, связанные с физиологическим и психологическим состоянием человека.

Библиографический список

1. Анохин П.К. Очерки по физиологии функциональных систем / П.К.Анохин. М.: Медицина, 1975. 448с.

2. Колтовой Н.А. Биологически активные точки / Н.А. Колтовой. Москва, 2018. 338 с.

3. Якупов Р.А. Электростимуляционная рефлексотерапия / Р.А. Якупов // Альтернативная медицина, 2005, №1, С. 9 – 12.

4. Богатов Н.М. Определение состояния биологически активных точек тепловизионным методом / Н.М. Богатов, А.Н. Богатова, С.А. Сухих // Коллективная монография. Выпуск 8. Современные проблемы физики, биофизики и инфокоммуникационных технологий. Краснодар: ЦНТИ, 2019, С. 177–187.

5. Вогралик В.Г. Закономерность изменения интенсивности инфракрасного излучения в областях акупунктурных точек покровов тела человека / В.Г. Вогралик, М.В. Вогралик, М.В. Голованова// Российская академия естественных наук - Регистрация научных открытий, Раздел биология и медицина, Диплом №115, Приоритет открытия 8 декабря 1986 г.

6. Сизова В.Ф. Способ экспресс-диагностики патологии внутренних органов/ В.Ф. Сизова, О.Э. Нижегородов // Российское агенство по патентам и товарным знакам. Патент на изобретение № 2088137. Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений Российской Федерации 07 декабря 1997 г.

7. Иваницкий Г.Р. Возможности термографии в современной медицине: исследование пространственного изменения температуры кожи человека при введении перфторана / Г.Р.Иваницкий, А.А.Деев, Е.И.Маевский и др. // Доклады академии наук. Физиология, 2003, Т. 393, № 3, С. 419–423.

8. Иваницкий Г.Р. Особенности теплового проявления подкожных источников нагрева на поверхности тела человека / Г.Р.Иваницкий, А.А.Деев, Т.Н.Пашовкин и др. // Доклады академии наук. Биохимия, биофизика, молекулярная биология, 2008, Т. 420, № 4, С. 551–555.

9. Rassi E. Coupling and Decoupling between Brain and Body Oscillations / E. Rassi, G. Dorffner, W. Gruber, M. Schabus, W. Klimesch // Neuroscience Letters, 2019, V. 711, P. 1 – 7.

10. Yackle K. Breathing control center neurons that promote arousal in mice / K. Yackle, L.A. Schwarz, K. Kam, J.M. Sorokin, J.R. Huguenard, J.L. Feldman, L. Luo, M.A. Krasnow // Science, 2017, V. 355, P. 1411–1415.

INFLUENCE OF PSYCHOPHYSICAL PROCESSES ON THE STATE OF BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS

Bogatov N.M., Bogatova A.N., Sukhih S.A.
Kuban State University, Krasnodar, bogatov@phys.kubsu.ru

Keywords: psychophysical processes, biological active points, external environment

Annotation. The aggressive action of the external environment requires a person to adapt to modern socio-economic conditions, technogenic factors, increasing psychophysiological, informational loads. The processes of body regulation are implemented both at the level of individual functional systems, and through their interaction. They are the most important factor in achieving physiological, psychological and social adaptation. The ability to self-regulation through the management of psycho-energetic potential is an individual characteristic of a person.

———————— ♦ ————————

СОЗДАНИЕ ИСКУССТВЕННОГО МИКРОКЛИМАТА

Оленев Е.А., Сушкова Л.Т.
ФГБОУ «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых», г. Владимир, kafbmi@mail.ru

Ключевые слова: искусственный микроклимат, активный воздухораспределитель

Введение. Для создания комфортных условий в помещении очень большое значение имеет кондиционирование воздуха. Особую сложность представляет собой создание искусственного микроклимата в помещениях малого объема. Примером таких помещений являются салоны транспортных средств, космические корабли и орбитальные станции, поскольку подаваемый в эти помещения воздух должен иметь малую начальную скорость, так как быстро перемещающийся воздух может вызвать как простуду, так и неприятные ощущения у людей.

Известные способы создания искусственного микроклимата, как правило, требуют сложной аппаратуры, занимающей большой объем, что затрудняет применение таких устройств в помещениях малого объема. Кроме того, возрастают неудобства и трудоемкость при эксплуатации таких сложных систем, обусловленные необходимостью очистки их от размножающихся в них патогенных грибков и бактерий. В связи с этим, проблема создания искусственного микроклимата в помещениях малого объема является актуальной.

Материалы и методы. Во Владимирском государственном университете разработан новый способ вентиляции помещения, суть которого заключается в создании воздушной струи из вихревых колец с малой начальной скоростью. Это позволяет им перемещаться на расстояние от 3 до 5м, что не вызывает у людей каких-либо неприятных ощущений.

В этом случае вентиляция осуществляется активным воздухораспределителем, формирующим воздушные кольца в виде тора, которые перед движением в зону комфорта предварительно подвергаются тепло-влажностной обработке. Это позволяет получать в помещении микроклимат с нужными параметрами.

По сравнению с известным вентилятором активный воздухораспределитель (АВР), наряду с малой потребляемой мощностью, имеет следующие преимущества:

1. Воздушное кольцо приятно воздействует на кожу открытых участков тела, не вызывая обветривания и других неприятных ощущений.

2.Воздушная струя (3 ÷ 5 м) формируется при очень низкой начальной скорости воздуха (0,4 – 1 м/с).

3. При малой производительности обеспечивается бесшумная работа (менее 30 дБ).

4.Вращающиеся детали отсутствуют, и, как следствие, не создаются мельчайшие частички абразивного характера, не требуется смазка и обеспечивается надежная работа в любых климатических условиях.

Структурная схема устройства активного воздухораспределителя представлена на рисунке 1.

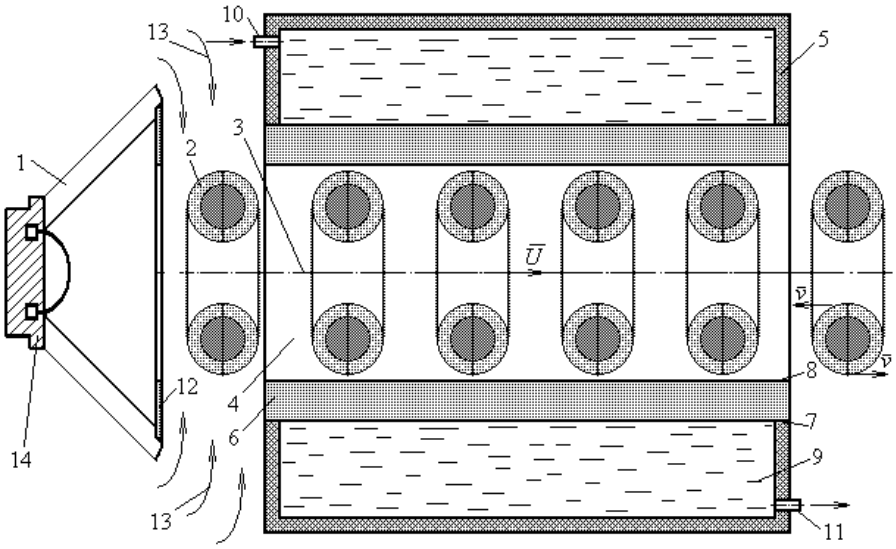


Рисунок 1 - Структурная схема устройства активного воздухораспределителя.

Устройство содержит формирователь (1) воздушных колец (2), которые перемещаются со скоростью вдоль геометрической оси (3) через трубу (4). Данная труба 4 охвачена емкостью 5, которая выполнена из материала с порами (6), и имеет электропроводные наружную (7) и внутреннюю (8) поверхности. Емкость 5 заполнена водой (9), проток которой через емкость осуществляется посредством входной (10) и выходной (11) труб. Воздушное кольцо (тор) закручен в сечении со скоростью $\bar{v}$.

Работа активного воздухораспределителя реализуется следующим образом.

В трубу 4 с помощью формирователя 1 подается приточный воздух. Для изменения параметров приточного воздуха, его закручивают в направлении, при котором в сечении плоскостью, проходящей через геометрическую ось 3 струи:

- вектор скорости $\bar{v}$ элемента струи, находящегося в ближней к оси точке сечения, совпадает с направлением движения струи,

- а вектор скорости элемента струи, находящегося в дальней от оси точке сечения, направлен против ее направления движения.

При этом подачу воздуха чередуют с прерыванием. Сформированный таким образом тор увеличивается по мере продвижения по трубе 4. При этом он поверхностью касается ее пористой стенки. Таким образом, описанная подача приточного воздуха напоминает движение дымовых колец, пускаемых курильщиком.

Поры 6 находятся в электрическом поле, которое создается путем подачи на поверхности 7 и 8 напряжения от источника тока.

Для осушения воздуха электрическое поле формируют в направлении, при котором находящаяся в порах стенки влага перемещается наружу. Для лучшего отбора влаги из воздуха и лучшего удержания ее на стенке внутреннюю поверхность 8 трубы выполняют из гигроскопического материала. Впитываемая из воздуха гигроскопической поверхностью влага перемещается к наружной поверхности 7 и переходит в емкость 5.

Для увлажнения воздуха формируется электрическое поле в направлении, при котором находящаяся в порах стенки влага перемещается внутрь, к поверхности 8. При соприкосновении воздушных колец с влажной внутренней поверхностью трубы происходит увеличение их влажности.

Регулирование температуры воздуха осуществляется путем изменения температуры воды, протекающей через емкость 5.

Формирователь 1 воздушных колец 2 (рисунок 1) выполнен на базе типовой электродинамической головки (громкоговорителя). Головка имеет корпус и камеру с плоским жестким днищем (маской) 12, в центре которого располагается отверстие с острыми кромками, формирующее из подтекающего воздуха 13 струю воздуха из колец 2. Вторым днищем камеры является воздухонепроницаемая мембрана громкоговорителя. Колебания мембраны осуществляются путем взаимодействия с постоянным магнитом 14 электромагнитного поля катушки, возбуждаемого генератором инфранизкой частоты.

При низкой интенсивности (мощность динамика порядка 4 Вт, частота до 16 Гц) устройство не создает дискомфортных по шуму условий для человека. При работе устройства на частоте собственного резонанса образуются устойчивые струи воздуха. Наибольшая производительность наблюдается при частоте колебаний мембраны, совпадающей с собственной частотой колебаний системы, т.е. при работе в резонансном режиме. Мощность воздушной струи увеличивается при снижении высоты цилиндрической камеры.

Скорость воздуха в струе может быть увеличена за счет:

а) уменьшения относительной величины выходного отверстия в днище (уменьшение его диаметра, если отверстие круглое),

б) снижения относительной суммарной поверхности отверстий, когда их несколько.

Электрическое поле противодействует образованию патогенных бактерий и грибков на стенках трубы, этому же способствует и движение проточной воды 9 в емкости 5.

Заключение. Предложенная авторами система отличается простотой конструкции, надежностью и работает бесшумно в режиме инфра низкой частоты. Она позволяют поддерживать заданные параметры влажности воздуха равномерно во всем помещении, в то время как существующие устройства увлажнения воздуха создают заданную влажность, как правило, в локальном объеме. Кроме того, благодаря низкой начальной скорости воздушных колец, они деликатно воздействуют на открытые участки тела человека, не создавая при этом неприятных ощущений (не охлаждая и не обветривая кожу).

Библиографический список

1.Патент Оленев Е.А., Бочкова М.А. Способ вентиляции помещения/ Пат. РФ 2232353 МПК F24F7/02

CREATING AN ARTIFICIAL MICROCLIMATE

Olenev E.A., Sushkova L.T.
FSBEI «Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir», kafbmi@mail.ru

Keywords: artificial microclimate, active air distributor

Annotation. Air conditioning is very important for creating comfortable conditions in the room. A particular challenge is a creation of an artificial microclimate in premises of small volume. Known methods of creating an artificial microclimate, as a rule, require complex equipment that occupies a large volume, which makes it difficult to use such devices in small rooms. In addition, the inconvenience and complexity of operating such complex systems are increasing, due to the need to clean them from pathogenic fungi and bacteria that grow in them. In this regard, the problem of creating an artificial microclimate in small rooms is urgent.

Vladimir state University has developed a new method of room ventilation, the essence of which is to create an air jet from vortex rings with a low initial velocity. This allows them to move at a distance of 3 to 5 m, which does not cause people any unpleasant sensations.

In this case, ventilation is carried out by an active air distributor that forms air rings in the form of a torus, which are pre-subjected to heat and humidity treatment before moving to the comfort zone. This allows you to get a microclimate in the room with the necessary parameters.

In comparison with the known fan, the active air distributor (AVR), along with low power consumption, has the following advantages:

1. the Air ring has a pleasant effect on the skin of open areas of the body, without causing chapping and other unpleasant sensations.

2. the Air stream (3 □ 5 m) is formed at a very low initial air velocity (0.4-1 m/s).

3. with low performance, silent operation is provided (less than 30 dB).

4. there are no Rotating parts, and as a result, the smallest particles of an abrasive nature are not created, no lubrication is required and reliable operation is provided in all climatic conditions.

The block diagram of the active air distributor device is shown in figure 1.

Patent Olenev E. A., Bochkova M. A. Method of room ventilation/ Pat. RF 2232353 MPC F24F 7/02

———————— ♦ ————————

МЕДИЦИНСКИЕ АСПЕКТЫ ПЕРВИЧНОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ СО СВЕРХВЫСОКИМ РАЗРЕШЕНИЕМ

Зайченко К.В., Жмылева А.А., Логачев Е.П., Лучкова М.Н., Устинова Д.М.
Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург
kvz235@mail.ru

Ключевые слова: электрокардиосигнал, кардиосистемы, сверхвысокое разрешение.

Аннотация. Одной из важнейших проблем, стоящих как перед медиками, так и перед техническими специалистами в области медицинских диагностических кардиосистем, является выявление новейших нозологических диагностически значимых маркеров и признаков нормальной и, особенно, патологической физиологии сердечно-сосудистой системы человека. Для решения поставленной задачи разработан новый авторский метод электрокардиографии сверхвысокого разрешения (ЭКГ СВР) [1], в основе которого заложена идея расширения амплитудного и частотного диапазонов регистрации и обработки электрокардиосигналов (ЭКС) с целью фиксации патологических изменений не только в классических зонах их обработки, но и в зонах, считающихся артефактами. В ходе его реализации ведется разработка алгоритмических, программных и аппаратных средств для выделения полезных кардиосигналов на фоне шумов и помех, а также для их

обработки, в которых используются достижения как современных электрокардиографических методик, так и способов, подходов и алгоритмов обработки сигналов в радиолокационных системах.

Ниже приводятся отдельные результаты такого развития метода ЭКГ СВР, которые в совокупности можно отнести к процедурам первичной обработки ЭКС СВР.

Многоканальная обработка ЭКС СВР

На базе результатов синтеза оптимальных и подоптимальных алгоритмов и структур обнаружения отдельных компонент полезного электрокардиосигнала был разработан электронный блок, реализующий многоканальную обработку ЭКС СВР с каждого отведения [2]. В этом блоке заложено оптимальное сочетание аналоговых и цифровых методов обработки кардиосигналов, что позволяет надежно выделять все их компоненты за счет расширения амплитудного и частотного диапазонов их регистрации до минимального уровня амплитуды полезного сигнала около 10 нВ и до его максимальной обрабатываемой частоты около 2 кГц. Для этого в каждом отведении регистрации ЭКС осуществлено разделение каналов на низкочастотные (НЧ) и высокочастотные (ВЧ). НЧ-каналы реализуются в аналоговой схемотехнике, а все ВЧ-каналы в цифровой обработке ЭКС. При разработке аналоговых каналов за счет использования самой современной элементной базы, в том числе, низкошумящих усилителей, а также специальных схемотехнических решений реализованы: высокий входной импеданс, симметрия плеч дифференциального каскада и минимальный уровень собственных шумов. Кроме того, удалось увеличить коэффициент усиления полезного сигала до предельных значений (порядка 10^3 …10^4). Это позволило обеспечить требуемое сверхвысокое разрешение ЭКС в аналоговой части электронного блока по амплитуде. Помимо решения задачи выделения низкочастотных составляющих сигнала, НЧ-каналы используются в качестве каналов синхронизации и источника информации для всех трактов обработки ЭКС в этом блоке и всех процедур вторичной обработки данных, извлеченных из ВЧ-каналов данного отведения. Для реализации ВЧ-каналов используются цифровые фильтры, позволяющие выделять необходимые для анализа отдельные компоненты полезного кардиосигнала. Такая цифровая обработка дает возможность сформировать в каждом отведении требуемое количество отдельных ВЧ-каналов. Это позволяет не только расширить динамический диапазон обработки высокочастотных составляющих ЭКС, но также идентифицировать и раздельно обработать все его отдельные полезные компоненты.

Применение процедур адаптации при первичной обработке ЭКС СВР

При реализации метода ЭКГ СВР единственным способом удовлетворения всех требований к алгоритмам и структурам обработки ЭКС является адаптация разрабатываемых процедур и их схемотехнических решений к характеристикам сигналов в трактах электронного блока обработки ЭКС СВР [2]. Анализ показал, что использование только аналоговых или только цифровых способов адаптации не может привести к удовлетворительному решению: аналоговые способы отличаются сложной схемотехнической реализацией, а цифровые не оказывают необходимых воздействий на аналоговую обработку сигналов до аналого-цифрового преобразования (АЦП). В связи с этим предложена адаптивная регулировка параметров разработанной системы обработки ЭКС, основанная на комплексном сочетании современных достижений в области аналоговой схемотехники, аналого-цифрового и цифро-аналогового преобразований (АЦП-ЦАП) и цифровой обработки информационных сигналов в зависимости от их характеристик в различных каналах блока. Так, при реализации высокоточного АЦП была предложена двухступенчатая процедура преобразования. На первой ступени определяется грубое значение амплитуды ЭКС, а на второй используются максимальные возможности высокоразрядного (до 24 бит) многоканального АЦП в определенном на первой ступени преобразования узком амплитудном диапазоне. В других процедурах адаптации используется предварительный анализ характеристик ЭКС СВР и отдельных его элементов. Он включает в себя оценку амплитуды и формы предварительно регистрируемого кардиосигнала, что позволяет в реальном времени оптимально варьировать величины коэффициентов усиления и частотные характеристики различных каналов обработки сигналов в каждом из отведений с использованием обратной связи с выхода блока АЦП-ЦАП. Реализация процессов адаптации и их контроль происходят из персонального компьютера через шины обмена информацией и управления [2].

Первичная цифровая обработка ЭКС СВР

К следующему этапу реализации метода ЭКГ СВР отнесем процедуры первичной цифровой обработки сигналов. Среди них разработан комплекс методик, алгоритмов и программ, реализующих следующие процедуры: фильтрация сетевой помехи, стабилизация изоэлектрической прямой (изолинии), поиск характерных точек ЭКС, проведение спектрального анализа сигнала, а также его анализ методом гистограмм. В дальнейшем этот перечень процедур может быть расширен.

На рисунке 1 приведена блок-схема, описывающая алгоритм первичной цифровой обработки ЭКС СВР.

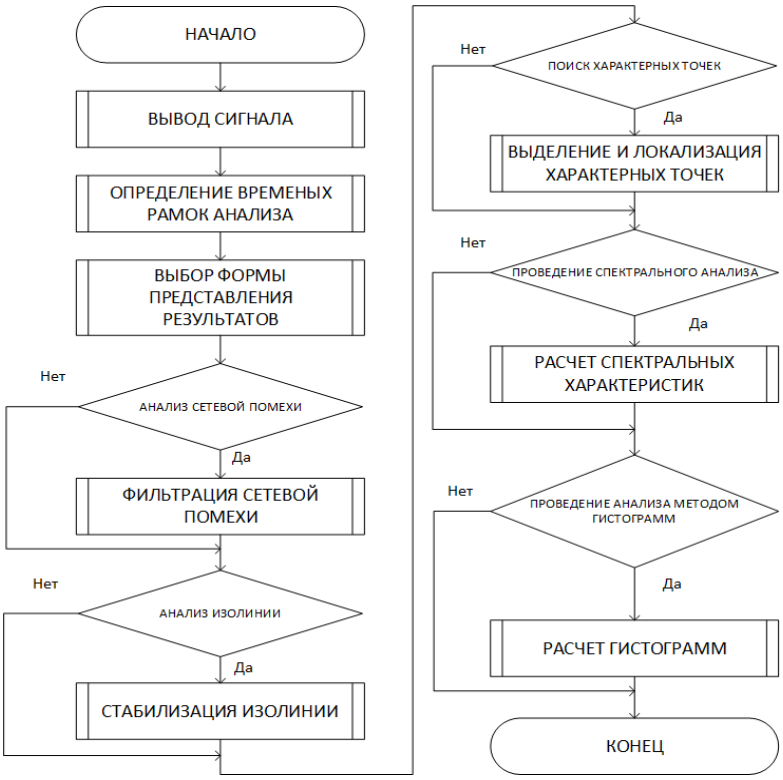


Рисунок 1 – Блок-схема процедур первичной цифровой обработки ЭКС СВР

Для минимизации ошибок, влияющих на дальнейший анализ ЭКС, используется предварительная цифровая фильтрация сетевой помехи с частотой 50 Гц и ее гармоник, вызванных сетью переменного тока. Затем в комплексе рис.1 следует процедура стабилизации изолинии, основанная на фильтрации низкочастотных помех, возникающих от биологического объекта исследования (дыхание, тремор мышц и т.п.), и искажающих ее.

Для исследования тонкой структуры ЭКС СВР важную роль играют разработанные отдельные процедуры выделения и локализации положения всех характерных точек ЭКС, их алгоритмическое и программное обеспечение. Они реализуют обнаружение и фиксацию положений как экстремумов отдельных зубцов и выбросов в каждом кардиоцикле, так и точек пересечения кардиосигнала с его изолинией. При дальнейшей разработке метода ЭКГ СВР выделение и локализация характерных точек являются важным инструментарием, позволяющим реализовать различные высокоточные процедуры вторичной цифровой обработки сигналов, связанные как с синхронизацией кардиосигналов, так и с выявлением диагностически значимых маркеров и признаков патологических процессов. Такие процедуры являются предметом отдельного исследования.

Следующие этапы обработки ЭКС СВР (рисунок 1) основываются на использовании классических статистических методов обработки сигналов [3], позволяющих определить интересующие нас качественные и количественные характеристики исследуемых ЭКС со всех отведений и каналов блока. Среди них особое место занимают процедуры спектрального анализа и построения гистограмм ЭКС СВР, которые удалось внедрить в процесс экспериментальных исследований кардиопатологий на животных [4].

Для расчета спектральных характеристик сигнала, а именно спектральной плотности мощности, используется метод Уэльча [5], состоящий из четырех основных этапов: разбиение исходного сигнала на перекрывающиеся сегменты и определение степени их перекрытия; выбор наиболее предпочтительной весовой функции; вычисление периодограммы для каждого сегмента; усреднение полученного результата. При определении степени перекрытия сегментов учитывается как количество самих сегментов, так и точек их перекрытия. Оптимальное значение степени перекрытия зависит от выбранной весовой функции и на практике составляет величину от 50% до 75%. Выбирая окно или весовую функцию при реализации метода Уэльча, необходимо обеспечить достаточное разрешение по частоте, а также минимизировать эффект растекания спектра сигнала, который характеризуется возможным перераспределением энергии от отдельной частотной компоненты спектра к ее соседним составляющим. Для обработки ЭКС СВР было выбрано гладкое окно высокого разрешения Ханна [5] с малым уровнем боковых лепестков. На следующем этапе вычисления спектральной плотности мощности выполняется перемножение каждого сегмента на весовую функцию, а затем полученные периодограммы усредняются по количеству всех сегментов. Результат выводится в виде графика зависимости спектральной плотности мощности от частоты, который представлен на рисунке 2.

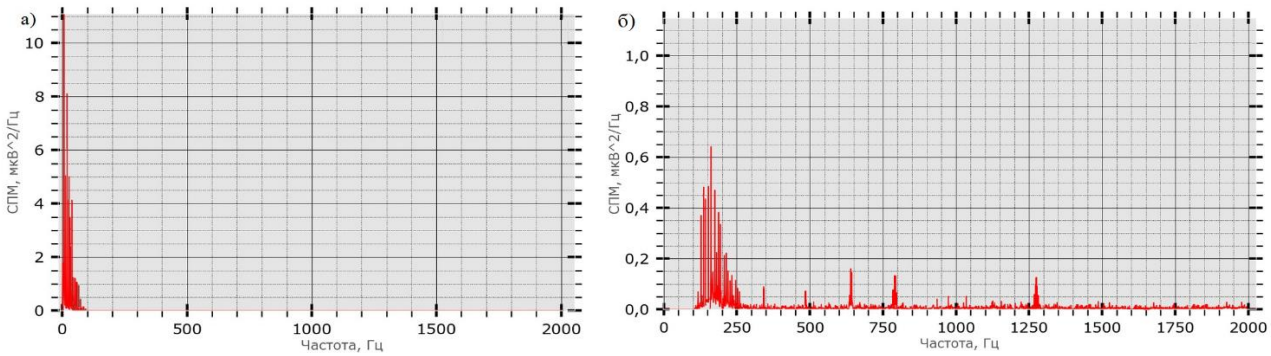


Рисунок 2 – Спектральная плотность мощности сигналов ЭКС СВР: а) в НЧ-канале; б) в ВЧ-канале

Оценить частоту появления мгновенных значений напряжений, обрабатываемых ЭКС СВР из НЧ- и ВЧ-каналов, позволяет статистический метод гистограмм [6], примеры которых показаны на рисунке 3.

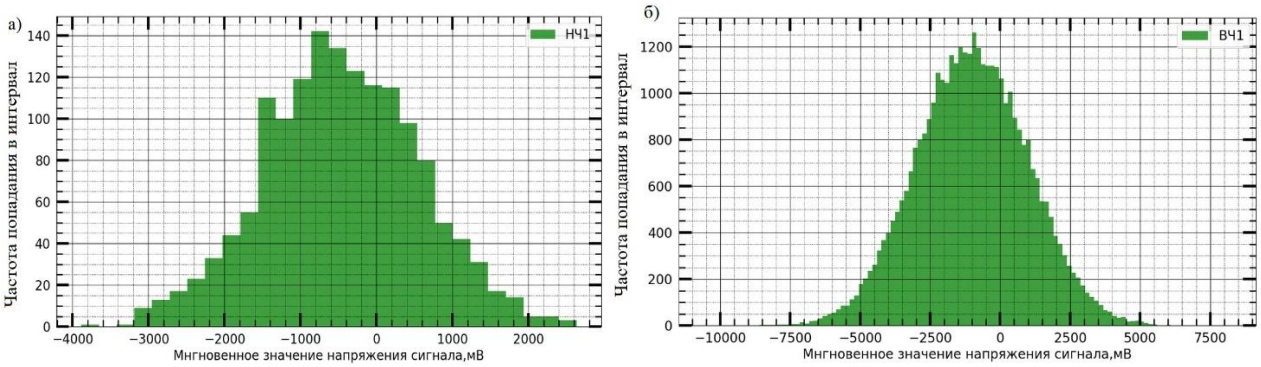


Рисунок 3 – Гистограммы ЭКС СВР: а) в НЧ-канале; б) в ВЧ-канале

Для реализации этого метода применен алгоритм: вычисление разницы между наибольшим и наименьшим значениями мгновенного напряжения сигнала на анализируемом участке; определение различными методами [6] количества интервалов формирования кривой гистограммы; вычисление ширины (границ) каждого интервала; подсчет количества попаданий мгновенного значения напряжения сигнала в полученные интервалы. В соответствии с данным алгоритмом реализовано программное обеспечение, позволяющее отображать полученный результат в виде гистограмм частоты появления мгновенных значений напряжения обрабатываемого сигнала (рис. 3).

Заключение. В настоящее время сотрудниками ИАП РАН и Федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени В. А. Алмазова» проводятся серии экспериментов на подопытных животных (крысах) по специально разработанной авторской методике [4]. В ходе этих экспериментов осуществляется моделирование ишемии миокарда, во время которого производятся записи ЭКС. В дальнейшем ведутся исследования данных записей с применением изложенных в этой статье подходов, методов и алгоритмов.

Осуществлено внедрение процедур спектрального анализа и построение гистограмм ЭКС СВР в процесс проведения экспериментов по созданию искусственной ишемии у подопытных животных. Использование полученных в режиме реального времени характеристик по обоим методам анализа сигналов позволяет контролировать и корректировать процесс моделирования данной патологии, а именно производить, в случае необходимости, повторную окклюзию левой коронарной артерии [4]. Это позволило уменьшить количество ошибок, которые приводят к неудачному окончанию эксперимента и потере дорогостоящего подопытного животного.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, грант №18-29-02057 мк.

Библиографический список

1. Гуляев Ю.В., Зайченко К.В. Электрокардиография сверхвысокого разрешения. Задачи. Проблемы. Перспективы // Биомедицинская радиоэлектроника .2013. № 9. С. 5-15.

2. Зайченко К.В., Жмылева А.А., Устинова Д.М., Храпов С.О. Радиолокационные методы обработки сигналов при реализации электрокардиографии сверхвысокого разрешения. Данный сборник.

3. Левин, Б. Р. Теоретические основы статистической радиотехники / Б. Р. Левин. Изд. 3-е, перераб. и доп. М.: Радио и связь, 1989. 656 с.

4. Зайченко К.В., Гуревич Б.С., Жмылева А.А., Князев А.А., Логачев Е.П. Методика электрокардиографических исследований при проведении экспериментов по созданию искусственной ишемии у подопытных животных // Медицинская техника. 2019. №4.

5. Лайонс Р. Цифровая обработка сигналов. М.: Бином. 2006.

6. Халафян, А.А. Statistica 6. Статистический анализ данных / А.А. Халафян. ООО Бином-Пресс, Москва, 2007. 512 с.

MEDICAL ASPECTS OF PRIMARY PROCESSING PROCEDURES OF ULTRA HIGH RESOLUTION ELECTROCARDIAC SIGNALS

Zaichenko K.V., Zhmyleva A.A., Logachev E.P., Luchkova M.N., Ustinova D.M.
Institute for analytical instrumentation Russian academy of sciences, St. Petersburg
kvz235@mail.ru

Keywords: electrocardiogram, cardiosystems, ultra-high resolution.

Annotation. In order to select the new nosological diagnostically important markers and signs of normal and, especially, pathological physiology of cardiovascular system, a new author's method of ultra high resolution electrocardiography (UHR ECG) has been developed on the basis of extension of electrocardiac signals (ECS) registration and processing amplitude and frequency ranges. During its realization performance the development of algorithmic, software, and apparatus means is being performed for selection of useful ECS at noise and obstacle background as well as for their processing. The advantages of the modern ECG methods as well as approaches and algorithms of signal processing in radar systems are used for this purpose. The separate results of such UHR ECG method development have been listed which can be in general related to UHR ECS primary processing procedures. One of them is the signals multichannel processing which is realized in the electronic unit. This processing provides selection and identification of all useful components of ECS at expense of its high-frequency and low-frequency components segregation. In order to control the separate parts of the unit while the input information signals characteristics variations, the adopting procedures have been realized which combine the possibilities of analog circuitry, analog-to-digital and digital-to-analog conversions, and the signals digital processing. The complex of methods, algorithms, and software units for the signals primary digital processing has been developed which realize the following procedures: power network obstacle filtering, isoline stabilization, search of ECS characteristic points, signal spectral analysis performance, and the signal analysis by histogram method. In order to study the listed here approaches, methods, and algorithms, the series of experiments of artificial ischemia modeling at experimental animals are carried out. Due to the real time application of the spectral analysis and histograms composition procedures in these experiments it became possible to control and correct this pathology modeling process and to decrease amount of errors which cause the unsuccessful finish of experiment and loosing of expensive experimental animal.

———————— ♦ ————————

РАДИОЛОКАЦИОННЫЕ МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ ПРИ РЕАЛИЗАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ СВЕРХВЫСОКО РАЗРЕШЕНИЯ

Зайченко К.В., Жмылева А.А., Устинова Д.М., Храпов С.О.
Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург
kvz235@mail.ru

Ключевые слова: электрокардиография, радиолокационные методы

Аннотация. Введение. Использование радиолокационных (РЛ) технологий и методов обработки сигналов [1, 2] для исследований биоэлектрической активности различных живых систем позволило реализовать новые высокоэффективные подходы для извлечения ранее не доступной для исследователей информации. Одним из таких результатовстала разработка нового авторского метода электрокардиографии сверхвысокого разрешения (ЭКГ СВР) [3], который предназначен для исследования тонкой структуры электрокардиосигналов (ЭКС) с конечной целью ранней диагностики кардиопатологий. Этот метод был предложен и разрабатывается в последние годы коллективом одной из ведущих научных школ РФ «Радиоэлектронные и информационные средства оценки физиологических параметров живых систем» (РЭИС ЖС) во главе с профессором, д.т.н. К.В. Зайченко. Советом по грантам Президента Российской Федерации коллектив научной школы РЭИС ЖС был признан победителем конкурса ведущих научных школ РФ - Свидетельство НШ-3455.2012.8.

Постановка задачи

При электрофизиологических исследованиях биоэлектрической активности сердца регистрируемые сигналы *y(t)* являются слабыми и шумоподобными, однако, содержат полезный электрокардиосигнал, состоящий из отдельных компонент (ОК), в том числе, низкоамплитудные и высокочастотные информационно значимые составляющие -микропотенциалы, которые имеют важное диагностическое значение для выявления кардиопатологий. Кроме того, в *y(t)* имеются шумовые *w(t)* и помеховые *n(t)* сигналы различной природы.

Такой подход позволяетпоставить задачу разработки аппаратного, алгоритмического и программного обеспечения в полном соответствии с современными теориями оптимальной и подоптимальной обработки полезных сигналов на фоне шумов и помех.

Из теории построения радиолокационных систем известно, что оценке параметров случайных сигналов предшествует установление наличия или отсутствия самого сигнала – его обнаружение. Для этого в соответствии с положениями и требованиями теорий статистических решений и обнаружения сигналов были разработаны необходимые модели всех перечисленных составляющих регистрируемого на входе системы сигнала *y(t)*. Были созданы феноменологические и биофизические, а на их основе математические модели всех составляющих входного процесса, отражающие их статистические свойства. Все это позволило перейти к выполнению таких задач, как непосредственный синтез оптимальных и подоптимальных алгоритмов и структур обнаружения отдельных компонент полезного электрокардиосигнала, а также применения его результатов при разработке электронного блока обработки ЭКС СВР.Решению этих задач и посвящена данная работа.

Синтез оптимальных и подоптимальных алгоритмов и структур обнаружения отдельных компонент полезного электрокардиосигнала

Итак, нас интересует оценивание частоты ω отдельной компоненты (ОК) полезногоЭКС *s(t)*, для которой необходимо обеспечить требуемое разрешение при решении задачи его обнаружения. К этой же процедуре сводится и выделение совокупности ОК полезного ЭКС. В связи с этим необходимо синтезировать оптимальные алгоритмы обнаружения отдельных компонент, позволяющие производить также предварительную грубую оценку интересующих нас параметров входного электрокардиосигнала. На первом этапе решения задачи обнаружения будем считать, что на входе системы имеется случайный процесс *y(t)=s(t)+w(t)* в виде ОК полезного сигнала *s(t)* с частотой ω на фоне белого шума *w(t)* со спектральной плотностью мощности N_0. К шуму *w(t)* в данном случае в предварительном решении задачи синтеза мы свели все помеховые воздействия на электрокардиосигнал и используем в этих и дальнейших разработках процедур синтеза и анализа специально созданные модели всех составляющих сигналов на входе канала обнаружения.

Запишем выражение для логарифма отношения правдоподобия $L(y)$, которое полностью определяет структуру оптимального устройства обработки при условии, что входная реализация $y(t)$ представляет собой нормальный случайный процесс:

$$L(y) = \frac{1}{N_0}\sum_{i=1}^{k}\frac{\bar{\gamma}_{\mathrm{i}}^{S}}{\bar{\gamma}_{\mathrm{i}}^{S}+\bar{N}_0}\left|\int_0^T \tilde{y}(t)e^{-j\omega_i t}dt\right|^2 = \frac{1}{\bar{N}_0}\sum_{i=1}^{k}\left(1-\frac{\bar{N}_0}{\bar{C}_i}\right)\left|\int_0^T \tilde{y}(t)e^{-j\omega_i t}dt\right|^2, \quad (1)$$

где $\bar{\mathrm{C}}_i = \bar{\gamma}_i^S + \overline{N_0}$ – состоятельная оценка ожидаемого значения суммы, как мы полагаем в данном случае, априори известного i-ого собственного значения полезного сигнала $\bar{\gamma}_{\mathrm{i}}^{S}$ и спектральной плотности мощности шума N_0, полученные по методике, изложенной [3]. Известно[4], что при собственных функциях в виде комплексных экспонент, собственные значения представляют собой отсчеты энергетического спектра полезной ОК полезного ЭКГ $s(t)$ на данных частотах:$\bar{\gamma}_{\mathrm{i}}^{S} = \int_0^T \tilde{K}_s(\tau)e^{-j\omega_i t}\,d\tau$,где $\tilde{K}_s(\tau)$– корреляционная функция полезного сигнала.

Из материалов [5] следует, что состоятельной оценкой энергетического спектра может являться усредненная по реализациям периодограмма

$$\bar{C}_i = \frac{1}{M}\sum_{m=1}^{M}|\tilde{y}_i|_m^2, \quad (2)$$

где $\tilde{y}_i = \int_0^T \tilde{y}(t)e^{-j\omega_i t}\,dt$; M — число усредненных отсчетов реализаций. Кроме того, состоятельные оценки $\bar{\mathrm{C}}_i$ (2) могут быть получены также усреднением по ω, если система обладает необходимым разрешением по частоте. Аналогично для оценивания $\bar{N}_0$ необходимо выделить измерительный канал, в котором априори отсутствует полезный сигнал, и произвести усреднение периодограмм:

$$\bar{N}_0 = \frac{1}{M}\sum_{m=1}^{M}|\tilde{y}_i|_m^2 \ . \quad (3)$$

Из выражения (1) для $L(y)$ следует, что оценки спектральных характеристик содержат операции преобразования Фурье и могут быть выполнены в различных устройствах фильтрации и спектрального анализа.

На рис. 1, представлена синтезированная структурная схема обнаружителя отдельной компоненты полезного ЭКС $s(t)$ с рассеянием по частоте ω. Схема позволяет одновременно с решением задачи обнаружения ОК полезного сигнала произвести грубую оценку ее частоты $\hat{\omega}_i$.На рис. 1пунктиром обведены операции, выполняемые устройством спектральной обработки (УСО).

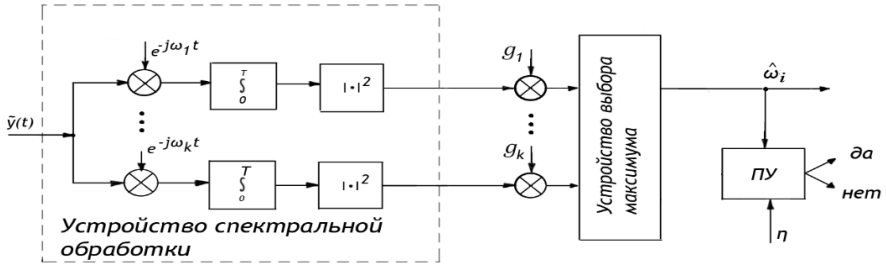


Рисунок 1 – Структурная схема обнаружителя отдельной компоненты полезного электрокардиосигнала с рассеянием по частоте с грубой оценкой ее частоты

В каналах обработки УСО происходит вычисление состоятельных оценок как $\overline{N}_0$ (3), так и, как и предполагалось изначально при синтезе (1), значений $\bar{C}_i$ (2) в соответствии с известными априори γ_i^s, по которым рассчитываются весовые функции

$$g_i = 1 - \overline{N}_0/\bar{C}_i \qquad (4)$$

Выходные данные каждого канала устройства спектральной обработки умножаются на соответствующие весовые функции, в результате чего формируются отсчеты $L(\omega_i)$. Их максимальное значение с учетом нормировки по $1/\overline{N}_0$ сравнивается с порогом η, значение которого определяется критерием обнаружения. Эти процедуры соответствуют принятию решения не только об обнаружении ОК полезного ЭКС, но одновременно и о грубой оценке значения частоты $\hat{\omega}_i$по номеру канала с максимальным откликом.

Следует отметить, что в рассмотренном случае синтеза устройство спектральной обработки сигналов может быть реализовано в виде различных многоканальных систем фильтрации электрокардиосигналов с достаточно высоким разрешением по частоте, а также с использованием различных спектро анализаторов.

Полученные под оптимальные процедуры обработки справедливы и для обнаружения нескольких ОК полезного ЭКС $s(t)$ с неперекрывающимися спектрами, параллельно обрабатываемых в многоканальной электрокардиографической системе обнаружения. Однако в схемной реализации данный подход может быть использован без существенных потерь в виде многоканальной структуры для обработки нескольких ОК полезного ЭКС и с перекрывающимися спектрами.

Подробно описанный процесс синтеза оптимальных и подоптимальных алгоритмов и структур обнаружения отдельных компонент полезного электрокардиосигнала изложены в [6].

Реализация РЛ-методов и подходов при обработке сигналов и данных в разработанном электрокардиографическом электронном блоке

Использование синтезированных нами алгоритмов и структур обнаружителя с грубой оценкой частоты ОК полезного ЭКС позволило разработать структурную схему электронного блока обработки ЭКС СВР, представленную на рис.2.

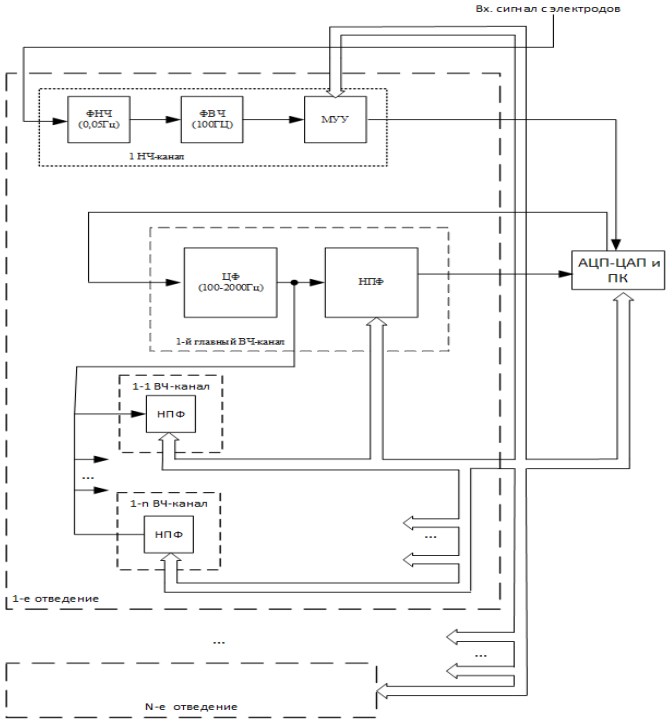


Рисунок 2 - Структурная схема электронного блока обработки ЭКС, разработанная в соответствии с результатами решения задачи оптимизации

На рисунке 2 обозначены: МУУ — масштабирующий управляемый усилитель; ФНЧ — фильтр нижних частот; ФВЧ – фильтр верхних частот; НПФ — нелинейный полосовой фильтр;АЦП–ЦАП —аналого-цифровой и цифро-аналоговый преобразователи; ПК- персональный компьютер.

В этом блоке не только реализованы синтезированные выше подоптимальные процедуры обработки электрокардиосигналов, но и заложена возможность применения целого ряда РЛ-методов и подходов к их обработке. Прежде всего отметим, что в схеме рис.2 реализован вытекающий из приведенного выше синтеза многоканальный способ регистрации и обработки ЭКС в каждом отведении, обеспечивающий разделение НЧ- и ВЧ- составляющих. Это позволяет не только значительно увеличить отношение сигнал/шум в каждом канале блока, но и реализовать выбор оптимальных частотных диапазонов обработки ЭКС в отдельных каналах, особенно в зоне его высокочастотных составляющих. Кроме того, в разработанном блоке в каждом отведении (рис.2) НЧ-каналы используются в качестве каналов синхронизации и источника информации для всех ЭКГ-трактов обработки ЭКС и всех процедур вторичной обработки данных, извлеченных из ВЧ-каналов данного отведения. Стоит отметить, что НЧ-каналы реализуются в аналоговой схемотехнике, а все ВЧ-каналы в цифровой обработке ЭКС. За счет этого в каждом отведении возможно выделение n отдельных ВЧ-каналов, что позволяет не только расширить динамический диапазон обработки высокочастотных составляющих сигнала, но и идентифицировать все отдельные компоненты ЭКС данного отведения.

При дальнейшей обработке ЭКС СВР на основе использования РЛ-методик измерения времени задержки отраженных сигналов в электронном блоке возможно применение таких подходов, как высокоточные методы временно́й синхронизации циклов ЭКС и алгоритмов оценки временно́го положения выделенных характерных точек ЭКС с помощью процедур временно́й привязки сигнальных выбросов ЭКС и синхронизации как по R-зубцам, так и по другим выделенным характерным точкам ЭКС. Это позволяет провести последующее масштабирование сформированной выборки кардиоциклов ЭКС, а также их синхронное накопление на всем протяжении единичного кардиоцикла [3].

Для настройки параметров системы в зависимости от изменений характеристик сигналов в различных трактах ЭКГ- блока, предусмотрена с использованием обратной связи параметров отдельных устройств с выхода блока АЦП-ЦАП их адаптивная регулировка [7]. Помимо этого, адаптация применяется и в большинстве вышеперечисленных процедур обработки ЭКС.

Заключение. В работе проведен синтез подоптимальныхалгоритмов и структур построения блока обработки ЭКС СВР. На основе полученных решений разработаны структурная схема электронного блока (рис.2), алгоритмическое и программное обеспечение обработки электрокардиосигналов, содержащих диагностически важные высокочастотные низкоамплитудные составляющие (микропотенциалы).Перечисленные результаты получены в полном соответствии с современными теориями и методами (в том числе, радиолокационными) обработки полезных сигналов на фоне различного рода шумов и помех.Разработана последовательность процедур, решающих ряд актуальных задач при обработке электрокадиосигнлов для дальнейшего диагностирования нормальных и патологических состояний сердечно-сосудистой системы.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, грант №18-29-02057 мк.

Библиографический список

1. Перов А.И. Статистическая теория радиотехнических систем. М.: Радиотехника. 2003. 400 с.

2. Ван Трис Г. Теория обнаружения, оценок и модуляции. В 4 т. Т. 3. Обработка сигналов в радио- и гидролокации и прием случайных гауссовых сигналов на фоне помех. М.: Советское радио. 1977. 662 с. .

3. Зайченко К.В. Информационная система съема и обработки сигналов с датчиков биоэлектрической активности живых систем // Датчики и системы. № 2. 2015.

4. Трухачев А.А. Радиолокационные сигналы и их применения. М.: Военное издательство. 2005. 320 с.

5. Грибанов Ю.И., Мальков В.Л. Погрешности и параметры цифрового спектрально-корреляционного анализа. М., 1984. 158с.

6. Гуляев Ю.В, Дмитриев В.Ф., Зайченко К.В. и др. Фильтрация и спектральный анализ радиосигналов. Алгоритмы, структуры, устройства. М.: Радиотехника. 2020. Монография в печати.

7. Зайченко К.В., Жмылева А.А., Логачев Е.П., Лучкова М.Н., Устинова Д.М. Медицинские аспекты первичной обработки электрокардиосигналов со сверхвысоким разрешением. Данныйсборник.

RADAR METHODS OF SIGNAL PROCESSING WHILE UHR ECG REALIZATION

Zaichenko K.V., Zhmyleva A.A., Ustinova D.M., Khrapov S.O.
Institute for analytical instrumentation Russian academy of sciences, St. Petersburg
kvz235@mail.ru

Keywords: electrocardiography, radar methods

Annotation. Application of radar technologies and methods for signals processing provided realization of the new high-efficiency author's method of heart bioelectric activity investigations – ultra high resolution electrocardiography (UHR ECG). It produces the possibility to select from ECG signals information which earlier was inaccessible for investigators. In order to realize UHR ECG method, the development of hardware and software are carried out in complete correspondence with modern theories of useful signals optimal and sub-optimal processing with noise and obstacles background, as well as measurements of certain components parameters, are carried out. According to the principles and requirements of statistical decisions theory and signals detection theory the synthesis of optimal and sub-optimal algorithms and detection structures of useful electrocardiac signal (ECS) certain components has been performed. Due to the synthesis 1st stage performance the structural circuit has been formed of the certain components detector with scattering by frequency. This circuit allows simultaneously to accept decision on its detection and to perform rough estimation of frequency value. The synthesis has shown the necessity of UHR ECS processing electronic unit development on the base of the spectral analysis multichannel devices application. Taking into consideration the synthesis results, the structural circuit of the multichannel processing unit of UHR ECS detected from each wire. This circuit provides realization of application of diverse radar methods and approaches for ECS processing. Among them one can find high-accuracy methods og ECS cycles time synchronization; algorithms for time position estimation of the detected characteristic points; methods and algorithms of the unit several parts as well as UHR ECS processing procedures adopting to the input signal characteristics. All mentioned above provides solution of the set of actual and non-trivial problems regarding cardiovascular system normal and pathologic states diagnostics.

———————— ♦ ————————

МЕТОД РАСШИРЕНИЯ ЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА АКУСТООПТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

Зайченко К.В., Гуревич Б.С.
Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург
kvz235@mail.ru

Ключевые слова: электрокардиосигнал, акустооптическая обработка, ЛЧМ-колебание

Аннотация. Акустооптическая обработка электрокардиосигналов (ЭКС) является новым методом, который был впервые предложен авторами в работе [1] и развит в работах [2, 3]. Основным отличительным достоинством этого метода является применение безынерционных акустооптических анализаторов спектра (АОС) с временным интегрированием [4] в качестве устройства, реализующего преобразование Фурье при обработке регистрируемых ЭКС. По принципу работы АОС с временным интегрированием аналогичен акустооптическому коррелятору. При этом в анализаторе спектра обязательно применение опорного ЛЧМ-сигнала с прямоугольной огибающей, а в качестве второго, информационного сигнала, используется ЛЧМ-колебание, модулированное по амплитуде анализируемым ЭКС.

Анализ показывает [2, 4], что если принять время накопления заряда на фотодетекторе равным длительности ЛЧМ-колебания, то накопленные заряды будут пропорциональны спектру мощности анализируемого сигнала. При этом время накопления в современных линейках или матрицах фотодетекторов может достигать единиц секунд. Разрешимый частотный интервал для АОС такого типа определяется временем накопления фотоприемника, поэтому он может составлять величину порядка десятков-сотен герц. Однако общая разрешающая способность такого устройства не превышает ее значения для АОС с пространственным интегрированием [5], поэтому полоса анализируемых частот может оказаться крайне невысокой и всего на 2-3 порядка превышать разрешимый частотный интервал (доли Гц – единицы Гц).

Очевидно, для обработки сигналов стандартной электрокардиографии (ЭКГ) такие характеристики являются вполне подходящими. Вместе с тем в последние годы появились более совершенные методы ЭКГ, среди которых по своим характеристикам выделяется ЭКГ сверхвысокого разрешения (ЭКГ СВР) [6]. Метод ЭКГ СВР обеспечивает регистрацию ЭКС на всей протяженности кардиоцикла в более широких амплитудном и частотном диапазонах в условиях воздействия различных шумов и помех. При этом минимальная граница амплитудного диапазона составляет порядка десяти нановольт, а максимальная верхняя граница частотного диапазона может превышать 2000 Гц. Такие параметры регистрации ЭКС достигаются благодаря использованию самой современной элементной базы радиоэлектроники, широких возможностей цифровой обработки сигналов, оптимальному сочетанию аналоговых и цифровых методов и средств обработки информационных сигналов, а также разработке целого ряда новых алгоритмических, программных и схемотехнических решений. Очевидно, что возможности обычных АОС с временным интегрированием могут оказаться недостаточными для обеспечения наилучшего разрешения по частоте в требуемом для метода ЭКГ СВР частотном диапазоне.

Таким образом, требуется использование иной схемы акустооптического устройства, позволяющего обеспечить работу в более широкой полосе частот, характерной для метода ЭКГ СВР одновременно с сохранением разрешения по частоте порядка десятых долей герца. В качестве одного из вариантов такого устройства может быть применен АОС с временным интегрированием на базе сверхразрешающих ячеек Брэгга

[7]. Такие ячейки могут быть созданы на основе традиционных монокристаллов диоксида теллура, в которых возбуждается медленная сдвиговая волна. Эффект сверхразрешения (то есть обеспечения разрешения более 1000 частотных интервалов во всей полосе частот сигнала), согласно [7], может быть реализован на базе ячеек Брэгга с очень большой временной апертурой (временем, необходимым для пересечения фронтом акустической волны апертуры светового пучка), составляющей не менее 50…70 мкс. Для этого необходимо применять монокристаллы исключительно высокого качества длиной не менее 50 мм. Более того, при использовании медленной сдвиговой акустической волны даже самое незначительное отклонение акустического пучка от кристаллографической оси [110] ведет к сильному росту скорости акустической волны, что, в свою очередь, приводит к разрушению формы акустического пучка. Таким образом, увеличение полосы частот такого устройства предъявляет столь жесткие требования к качеству кристалла и к технологии изготовления ячейки Брэгга, что их производство в виду крайне низкого процента годных ячеек становится столь дорогим, что это не компенсируется преимуществами акустооптической обработки ЭКС. Кроме того, большая временная апертура вызывает снижение быстродействия АОС.

В качестве альтернативы предлагается использовать АОС с комбинированным пространственно-временным интегрированием. В этом устройстве высокая разрешающая способность по частоте, характерная для устройств с временным интегрированием, удачно сочетаются с широкой полосой частот обработки ЭКС, что определяется особенностями анализаторов спектра с пространственным интегрированием. Функциональная схема такого устройства показана на рисунке 1.

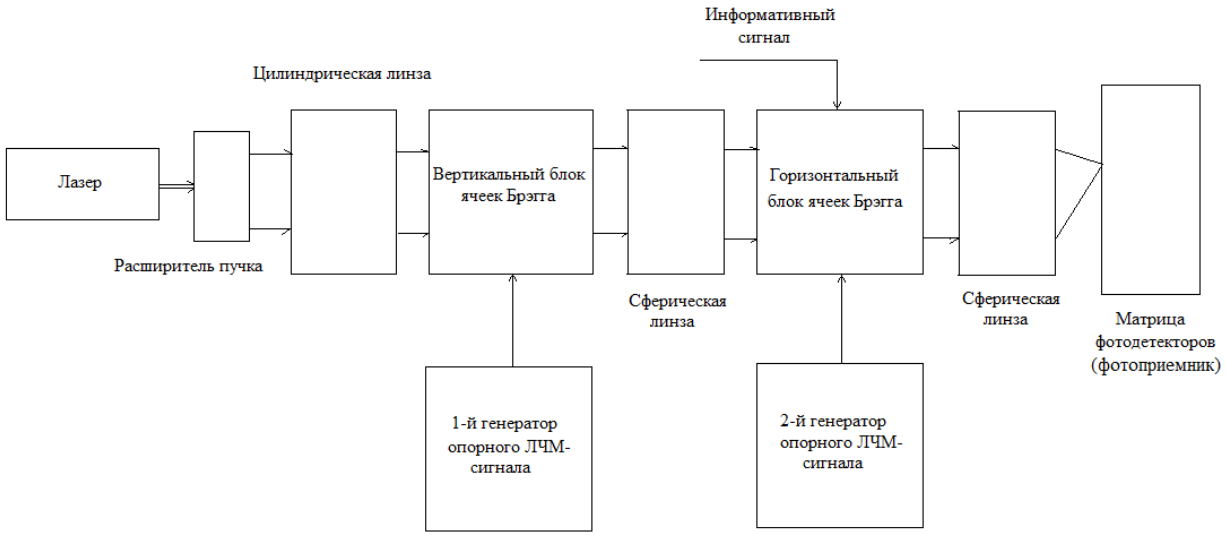


Рисунок 1 – Функциональная схема АОС с пространственно-временным интегрированием

Устройство содержит два блока по две одинаковых ячейки Брэгга [8]. Первая пара ячеек расположена непосредственно за цилиндрической линзой, обеспечивающей необходимую форму коллимированного пучка света. Эти ячейки ориентированы встречно друг другу и запитываются одним и тем же опорным электрическим сигналом s_0. Этот сигнал характеризуется линейной частотной модуляцией (ЛЧМ) и может быть описан как

$$s_0(t)=A\cos(\omega_1 t + gt^2/2),$$

где ω_1 – угловая частота, а g – коэффициент пропорциональности, описывающий крутизну линейной модуляции по частоте. Первая сферическая линза обеспечивает фокусировку первого дифракционного порядка после первой ячейки в вертикальном блоке на апертуру первой ячейки в горизонтальном блоке, а первого дифракционного порядка после второй ячейки вертикального блока – на апертуру второй ячейки горизонтального блока. На первую ячейку Брэгга горизонтального блока подается также ЛЧМ сигнал с периодом, равным L/v, где L – размер апертуры ячейки, а v – скорость акустической волны. На вторую ячейку горизонтального блока подается анализируемый сигнал, модулирующий по амплитуде ЛЧМ-колебание. Вторая сферическая линза фокусирует в плоскости ПЗС-матрицы (фотоприемника) двумерную картину, соответствующую спектру обрабатываемого сигнала. При этом одномерный спектр как бы развернут в растр таким образом, что считывание по вертикали соответствует грубым, а по горизонтали – точным частотным отсчетам.

Для осуществления акустооптической обработки сигналов ЭКГ СВР в их расширенном частотном диапазоне с разрешением по частоте в доли герца необходимо разработать модификацию АОС на базе линейки фотодетекторов с увеличенным временем накопления. Анализ показал, что стандартная КМОП-линейка типа *elis*-1024 обеспечивает время накопления порядка 1 с при комнатной температуре. Увеличение времени накопления до 10…20 с на этой линейке обеспечивается ее охлаждением до температуры примерно -10 ℃, с

помощью малогабаритного и недорогого охлаждающего элемента Пельтье. Присоединение такого устройства принудительного охлаждения к фотоприемнику АОС осуществляется посредством термоинтерфейса, например термопасты.

Длительное накопление при нормальной интенсивности засветки может привести к насыщению фотоприемника и фактически к нарушению линейности отклика, что, в свою очередь, вызовет искажениям в обработке сигналов. Для их устранения необходимо вводить компенсирующую нелинейную коррекцию. Эти обстоятельства приводят к тому, что чрезмерно большое время накопления вызывает падение отношения сигнал/шум, что приведет к потере информации. В связи с этим оптимум температуры охлаждения выбирается так, чтобы заряд, полученный при большом времени накопления, не искажал линейности функции передачи устройства обработки.

Предложенный метод акустооптической обработки ЭКС обеспечивает полосу их анализа, равную $10^4…10^5$ разрешимых спектральных интервалов. Все изложенное позволяет утверждать, что применение АОС с пространственно-временным интегрированием обладает высокой эффективностью для безынерционной спектральной обработки ЭКС, полученных методом ЭКГ СВР.

Финансовая поддержка работы была обеспечена грантом Российского фонда фундаментальных исследований № 18-07-00830.

Библиографический список

1. Париевский И.А., Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Возможность применения акустооптических методов для обработки сигналов электрокардиографии сверхвысокого разрешения// В сб. Wave electronics and its application in the information and telecommunication systems. St.Petersburg, Russia. 2017. P. 171-174.

2. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Метод расчета характеристик многоэлементных фотоприемников для акустооптических устройств обработки биоэлектрических сигналов // Научная сессия ГУАП: сб. докл.: В 3 ч. Ч. II. Технические науки/ СПб: ГУАП. СПб. 2019. С. 147-149.

3. Zaichenko K.V., Gurevich B.S. Early diagnostics of ischemia by means of electrocardiographic signals processing using acousto-optic Fourier processors with time integration // Proceedings of SPIE. 2019. V. 11075. P. 110751U.

4. Проклов В.В., Ушаков В.Н. Акустооптические процессоры спектрального типа. М.: Радиотехника. 2012.

5. Наумов К.П., Ушаков В.Н. Акустооптические сигнальные процессоры. М.: Science Press. 2002.

6. Гуляев Ю. В., Зайченко К. В.Электрокардиография сверхвысокого разрешения. Задачи. Проблемы. Перспективы // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. №9. С. 5 – 15.

7. Barocsi A., Jakab L., Szarvas G. et al. Latest results in developing acousto-optic power-spectrum and DOA analyzer systems // European Optical Society Topical Meetings Digest Series.1996. V. 10. P. 39-40.

8. Зайченко К.В., Гуревич Б.С., Мажник И.В. Обработка сигналов электрокардиографии сверхвысокого разрешения с помощью акустооптических фурье-процессоров с временным интегрированием // Научная сессия ГУАП: сб. докл.: В 3 ч. Ч. II. Технические науки/ СПб: ГУАП. СПб. 2018. С. 52-55

METHOD OF FREQUENCY RANGE EXTENSION OF ELECTROCARDIAC SIGNALS ACOUSTO-OPTIC PROCESSING

Zaichenko K.V., Gurevich B.S.
Institute for analytical instrumentation, Russian academy of sciences, St. Petersburg
kvz235@mail.ru

Keywords: electrocardiogram, acousto-optic processing, chirped vibration

Annotation. The basic distinctive feature of electrocardiac signals (ECS) acousto-optic processing method which was proposed by authors 3 years ago, is application of acousto-optic spectrum analyzers (AOS) with time integration as devices providing Fourier transform of the recorded ECS. The AOS with time integration operation principle is the same as acousto-optic correlator operation principle. However, instead of one of information signals the reference linear frequency modulated (LFM) signal with rectangular envelope is used. The other signal is also LFM signal modulated by amplitude with the ECS to be analyzed. If the charge accumulation time at the photodetector is accepted to be equal to LFM cycle duration, so the accumulated charge is proportional to the analyzed signal spectrum. On a level with that the accumulation time in the modern 1D or 2D arrays can attain several seconds. The resolvable frequency interval for this kind of AOS is defined by the photodetector accumulation time. However, the total resolving power of such AOS does not exceed that of AOS with space integration, so the range of analyzed frequencies can look too small (by 2-3 order bigger than the resolvable frequency interval which is of 0.2…5 Hz).

These characteristics are suitable for standard ECS processing. However for the processing of the advanced electrocardiography signals, for example, ultra high resolution electrocardiography (UHR ECG) this frequency range

can look insufficient because this method provides ECS recording with frequencies exceeding 2000Hz. Evidently, the possibility of AOS with time integration can be too weak in order to provide the optimal frequency resolving power in the range which is necessary to provide for UHR ECG. In order to solve this problem we propose to use AOS with combined time and space integration. This device successfully combines high frequency resolving power which is inherent to the devices with time integration and wide frequency range of simultaneous processing which is connected with the features of AOS with space integration. The structural circuit of the proposed device for ECS processing application is stated and discussed.

The problem of high frequency resolution which is often required for processing of ECS especially in their low-frequency part of range, can be solved by application of multielement photodetectors with durable charge accumulation time. If this time does not exceed one second, so some cooling methods for the photodetector array can be used, for example, application of Peltier cells due to which the accumulation time can be increased up to 10…20 seconds.

The considered device can provide the processing frequency range which occupies 10^4…10^5 resolvable spectral intervals. All listed above allows to conclude that it is reasonable to state that application of AOS with combined time and space integration, is highly efficient for spectral processing of ECS obtained by the UHR ECG method.

———————— ♦ ————————

СПЕЦИФИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ СПЕКТРАЛЬНЫМИ ПРОЦЕССОРАМИ

Зайченко К.В., Гуревич Б.С.
Институт аналитического приборостроения РАН, г. Санкт - Петербург
kvz235@mail.ru

Ключевые слова: спектральными процессорами, электроэнцефалография, электроэнцефалографические сигналы

Аннотация. Электроэнцефалография (ЭЭГ) представляет собой эффективный метод съема и регистрации сигналов электрической активности головного мозга и центральной нервной системы, благодаря которому становится возможной диагностика многих патологий, связанных с их функционированием. Источником информации о возникновении и развитии таких патологий являются снимаемые и обрабатываемые электроэнцефалографические сигналы (ЭЭС), характерные особенности которых свидетельствуют о признаках наступления заболеваний. В отличие от других типов биоэлектрических сигналов ЭЭС отличаются бóльшим разнообразием. Поэтому для получения информации необходимо обеспечить регистрацию и обработку:

- всех характерных ритмов ЭЭГ, в том числе альфа-, бета-, дельта- и тэта-ритмов;
- апериодических и квазипериодических элементов ЭЭГ-сигнала, характерных для различных патологий головного мозга и центральной нервной системы, включая пики, острые волны и спайки;
- сложных комплексов периодических и апериодических элементов, таких, как комплекс «медленная волна – острая волна» и «медленная волна – пик»;
- всех типов вызванных потенциалов (ВП), связанных с воздействием различного вида стимулов, раздражающих рецепторы и эффекторные пути.

Традиционные методы ЭЭГ включают в себя съем, регистрацию и анализ электроэнцефалографических сигналов в частотном диапазоне до 150Гц. Это обстоятельство вносит определенные ограничения на диагностические возможности ЭЭГ [1], поскольку многие элементы различных типов ЭЭС, в частности, передние фронты ВП, а также острые волны и пики включают в себя значительно более высокочастотные составляющие. Их анализ может позволить выявить новые, ранее не известные признаки патологий. С этой целью предлагается использовать применение методов и подходов, использованных ранее при создании нового метода электрокардиографии – электрокардиографии сверхвысокого разрешения (ЭКГ СВР) [2]. Суть метода состоит в том, что, кроме стандартного канала с полосой частот до 100 Гц, с каждого отведения дополнительно снимается еще и высокочастотный сигнал с расширением полосы частот до 2000 Гц.

Рассмотрим возможность распространения метода ЭКГ СВР на съем, регистрацию и обработку электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов. По аналогии с методом ЭКГ СВР такой комплекс методов регистрации и обработки может рассматриваться как электроэнцефалография сверхвысокого разрешения (ЭЭГ СВР) [3].

Метод ЭЭГ СВР обеспечивает регистрацию ЭЭГ-сигналов на всей их протяженности, а при обработке квазипериодических составляющих на всей длительности их вариабельных циклов в необходимых амплитудном и частотном диапазонах. Все это осуществляется в условиях воздействия различных шумов и помех, в том числе связанных с жизнедеятельностью других систем организма, например, сердечно-сосудистой системы. Минимальная граница достижимого сегодня амплитудного диапазона составляет порядка десяти нановольт, а максимальная верхняя граница частотного диапазона может достигать 2000 Гц. Такие значения границ амплитудного и частотного диапазонов могут быть достигнуты только при использовании самой

современной элементной базы электроники, последних достижений электронных и информационных технологий, в частности, широких возможностей цифровой обработки информационных сигналов, оптимального сочетания аналоговых и цифровых методов и средств их обработки, а также при разработке целого ряда новых специальных схемотехнических, алгоритмических и программных решений.

Новый метод ЭЭГ СВР и устройства для его реализации обеспечивают выявление любых типов ВП, апериодических и квазипериодических, а также всех других составляющих ЭЭС на фоне шумов и помех и анализ их тонкой структуры. Существующий стандартный метод ЭЭГ обладает по сравнению с ЭЭГ СВР ограниченными возможностями, что обусловлено прежде всего ограничениями амплитудного и частотного диапазонов обработки сигналов.

Расширение амплитудного и частотного диапазонов исследуемых ЭЭГ-сигналов сопровождается значительным ростом влияния помех, связанных с влиянием электромагнитных полей. В стандартном частотном диапазоне регистрации до 150 Гц лежит основная гармоника сетевой частоты (50 Гц) и одна дополнительная (100 Гц), а при расширении диапазона регистрации до 2000 Гц таких дополнительных гармоник становится около двух десятков. Существенно возрастают и другие внешние помеховые воздействия - наводки от электромагнитных излучений различной природы. В связи с этим особую сложность представляет обнаружение и измерение параметров полезных сигналов, особенно ВП малой амплитуды, на фоне различного рода нестационарных помех.

Для реализации метода ЭЭГ СВР необходимо разработать комплекс методов обработки ЭЭС, который позволил бы выделить характерные элементы этих сигналов и определить их свойства. Наиболее эффективными методами обработки считаются Фурье- и вейвлет-анализ. В частности, классический спектральный анализ может быть успешно применен, когда необходимо определять только усредненные во времени спектральные компоненты, представленные в анализируемом сигнале. Кроме того, эффективно может быть применен метод оконного преобразования Фурье (ОПФ). Алгоритм этого метода состоит из следующей последовательности процедур: 1) разделение записи ЭЭС на короткие перекрывающиеся фрагменты; 2) применение для каждого фрагмента быстрого преобразование Фурье с оконной функцией, например, окном Хэмминга; 3) сдвиг окна на число значений, равных разности w - n, где w – длина окна, n – число значений, которые перекрываются в каждом сегменте.

В силу такого алгоритма спектр, полученный при помощи ОПФ, является произведением сигнала и оконной функции, а результат оконного преобразования Фурье зависит от обоих параметров w и n. Поэтому при использовании ОПФ оказывается невозможным одновременно обеспечить хорошее разрешение как по времени, так и по частоте. Чем ỳже окно, тем выше разрешение по времени, но ниже по частоте, то есть узкое окно не обеспечивает необходимой точности измерения частот в структуре исследуемого сигнала. Таким образом, фиксированный размер окна в методе ОПФ не позволяет описать локальные свойства паттернов ЭЭГ.

Отметим, что все спектральные преобразования ЭЭС могут быть осуществлены спектральными процессорами спектрального двух видов - симулированными программным способом либо реализованными аппаратными средствами.

Другой метод обработки ЭЭС – вейвлет-анализ - позволяет получить информацию об изменении частотных характеристик сигнала во времени, то есть узнать, в какие именно моменты времени возникают те или иные частотные компоненты. Следовательно, метод непрерывного вейвлет-преобразования особенно хорошо подходит к изучению ВП, поскольку его результаты содержат информацию не только о распределении энергии сигнала по частотам, но и о моментах времени, в которые происходят эти быстрые модуляции частот. В вейвлет-анализе используются окна различных размеров, благодаря чему удается найти оптимальный компромисс для частотно-временного разрешения анализируемого сигнала.

Вейвлет преобразование функции *f(t)* представляет собой свертку

$$CWT_f(a,b) = \langle f(t), \psi_{a,b}(t) \rangle = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt,$$

где a и b – параметры, определяющие масштаб и смещение функции ψ, являющейся материнским вейвлетом.

При обработке ЭЭС, полученных в режиме ЭЭГ СВР важную роль играет выбор материнского вейвлета, или ядра вейвлет-преобразования. Существуют две возможности – выбрать один из хорошо исследованных стандартных материнских вейвлетов, либо использовать специально созданный вейвлет, сформированный с учетом заранее известных особенностей обрабатываемого сигнала. В существующей практике чаще всего используются стандартные материнские вейвлеты. Однако анализ показал, что многообразие форм ЭЭГ-сигналов говорит о том, что во многих случаях конечного набора стандартных материнских вейвлетов оказывается недостаточно и необходимо разрабатывать новый набор этих функций, особенно для обработки ВП. В этом случае при разработке могут быть использованы данные оригинальных материнских вейвлетов, повторяющих форму возбуждающего сигнала для ВП.

Для реализации вейвлет-обработки ЭЭС более пригодными являются процессоры корреляционного типа. На один из входов такого процессора подается обрабатываемый ЭЭС в чистом виде, либо в виде сигнала несущей частоты, промодулированного по амплитуде ЭЭС. На второй вход аналогичным образом подается материнский вейвлет-сигнал.

Помимо программно симулированных и аппаратных электронных процессоров, которые осуществляют спектральную или вейвлет-обработку ЭЭС, возможно применение акустооптических методов, которые ранее считались непригодными для обработки биоэлектрических сигналов, поскольку акустооптические устройства предназначены для работы в области более высоких частот. Авторами было предложено использовать акустооптические процессоры с временным интегрированием для обработки биоэлектрических сигналов, сначала электрокардиографических [4], а затем и ЭЭС [5]. Смысл этого предложения состоит в том, что устройства с временным интегрированием, включающие в себя две ячейки Брэгга, на которые подаются входной информационный сигнал и опорное ЛЧМ-колебание, обеспечивают спектральное разрешение, определяемое многоэлементным фотоприемником (ПЗС или КМОП), входящим в состав данного устройства [6].

Такие устройства, чаще называемые акустооптическими спектроанализаторами (АОС) с временным интегрированием, были разработаны для увеличения разрешения АОС по частоте. Принцип действия этих устройств аналогичен принципу работы акустооптических корреляторов. Различие состоит в том, что в качестве одного из двух сигналов, участвующих в операции корреляции, используется опорный ЛЧМ-сигнал, промодулированный прямоугольной огибающей. Информационный сигнал модулирует аналогичный ЛЧМ-сигнал по амплитуде. Анализ работы такого устройства показывает, что время накопления заряда на линейном многоэлементном фотоприемнике равно длительности ЛЧМ-колебания, а накопленный на фотоприемнике заряд пропорционален спектру мощности анализируемого сигнала. Таким образом, нижняя граница спектрального диапазона обрабатываемого сигнала с помощью АОС такого типа определяется временем накопления линейного фотодетектора. Ее величина может составлять единицы герц и даже меньше, в зависимости от типа линейки фотоприемника. Однако частотный диапазон анализируемого сигнала будет превышать разрешаемый интервал всего на 2…3 порядка, поэтому этот диапазон не превысит одного-двух килогерц в зависимости от характеристик применяемых ячеек Брэгга.

Обработка ЭЭС, особенно полученных в режиме СВР, вполне эффективно может осуществляться рассмотренными спектральными процессорами, в частности, для таких задач, как анализ острых волн и пиков, и, в особенности, передних фронтов ВП. Это приводит к возможности диагностики развития ряда патологий головного мозга и центральной нервной системы в том числе их ранних стадий.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, грант № 19-07-00768.

Библиографический список

1. Каплан А.Я. Нестационарность ЭЭГ: методологический и экспериментальный анализ//Успехи физиологических наук. 1998. Т.29. №3.

2. Гуляев Ю.В., Зайченко К.В. Электрокардиография сверхвысокого разрешения. Задачи. Проблемы. Перспективы. Вып. 9. Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. С. 5-14.

3. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Электроэнцефалография в расширенных амплитудном и частотном диапазонах // Научная сессия ГУАП: сб. докл.: В 3 ч. Ч. II. Технические науки/ СПб: ГУАП. СПб. 2019. С. 150-152.

4. Zaichenko K.V., Gurevich B.S. Early diagnostics of ischemia by means of electrocardiographic signals processing using acousto-optic Fourier processors with time integration // Proceedings of SPIE. 2019. V.11075, P. 110751U.

5. Zaichenko K.V., Gurevich B.S. Features of electroencephalographic signals acousto-optic processing// Proceedings of SPIE. 2020. V 11360. P. 1136003.

6. Проклов В.В., Ушаков В.Н. Акустооптические процессоры спектрального типа. М.: Радиотехника. 2012.

7. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Метод расширения частотного диапазона акустооптической обработки электрокардиосигналов. Материалы этой конференции

SPECIFIC FEATURES OF ELECTROENCEPHALOGRAPHIC SIGNALS PROCESSING BY SPECTRAL PROCESSORS

Zaichenko K.V., Gurevich B.S.
Institute for analytical instrumentation, Russian academy of sciences, St. Petersburg
kvz235@mail.ru

Keywords: spectral processors, electroencephalography, electroencephalographic signals

Annotation. Electroencephalography (EEG) represents very efficient method of acquisition and registration of electric activity signals of cerebrum and central nervous system due to which the diagnostics of numerous pathologies

connected with their activity become possible. The collected and processed electroencephalographic signals (EES) are the information source regarding these pathologies occurring and development, and characteristic features of these signals can appoint to the signs of diseases beginning. Despite the other kinds of bioelectric signals, EES are more diverse. Hence, in order to obtain the necessary information, it is necessary to provide registration and processing not only characteristic EEG rhythms, but also EES aperiodic and quasi periodic elements, different complexes such as "slow wave- sharp wave" or "slow wave – peak", and even all kinds of evoked potentials.

The common EEG methods include EES acquisition, registration, and processing in frequency range up to 150 Hz. This circumstance introduces certain limitation of EEG diagnostics possibilities. It is evident that numerous elements of EES different kinds, for instance, evoked potentials leading fronts as well as sharp waves and peaks include the components with much bigger frequencies, and their analysis can select the new, earlier unknown signs of pathologies. In order to find these signs, we have proposed to apply methods and approaches which were used earlier in advanced electrocardiography method – ultra high resolution electrocardiography. This method involves additional of the signal in the frequency range up to 2000 Hz. Moreover, due to application of the modern element base and new information technologies of the noisy signals processing, the minimum level of the signal recording was shifted down to 10 nV.

In this talk the possibility of this method features and advantages to acquisition, registration, and processing of EES. Hence, the new EEG method can be considered as ultra high resolution electroencephalography (UHR EEG). In order to realize UHR EEG method, it was necessary to develop the complex of EES processing methods which would allow to select the characteristic elements of these signals and to define their peculiarities. One of the strongest processing methods is the spectrum analysis method. It has been shown that good processing efficiency can be provided by means of short-time-Fourier-transform method. All the EES spectral transforms are performed by means of spectral-type processors, both simulated by software and created by apparatus means.

Also another method of UHR EES processing has been considered – wavelet analysis. It has been found that the diversity of EES kinds and their features sows that the standard set of mother wavelet functions looks to be insufficient, and it is necessary to develop a new set of these functions, especially for the evoked potentials processing. Despite the devices providing spectral processing, the wavelet analysis of EES is more convenient to be performtd by the processors of correlation type. These processors must have not less than 2 inputs, one of which is fed by EES to be processed, and another – by mother wavelet signal.

Acousto-optic methods of EES processing are also considered and it has been shown that application of acousto-optic spectrum analyzers with time integration or with combined time and space integration can be successfully used for different kinds of EES. This kind of the bioelectric signals processing can be used for analysis of sharp waves and peaks, and especially of evoked potentials leading fronts. It opens the possibility of diagnostics of cerebrum and central nervous system different pathologies at early stage of their development.

Научное издание

Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии

Труды XIV международной научной конференции «ФРЭМЭ’2020»
с научной молодежной школой имени И.Н. Спиридонова
Владимир-Суздаль, 1-3 июля 2020 г.

Под общей редакцией д.т.н., проф. Л.Т. Сушковой

Печатается в авторской редакции

РЕЦЕНЗЕНТЫ:

Л.В. Грунская, д.т.н., профессор; Т.Е. Батоцыренова, д.б.н., профессор; П.А. Полушин, д.т.н, профессор; В.М. Емельяненко, д.м.н.; Е.А. Оленев, д.т.н., профессор ; Е.К. Левин, д.т.н.; А.В. Самородов, к.т.н., доцент; Н.Н. Давыдов, д.т.н., профессор; А.Е. Северин, д.б.н.; Р.В. Исаков к.т.н., доцент.

Компьютерная верстка: *Пугачева Е.А., Заварзин С.В., Шелепа М.А.*

Заказ № 1409. Подписано в печать 25 июня 2020 г.
Бумага офсетная: плотность 65 г/м^2. Гарнитура Таймс.
Тираж 50 экз.

Отпечатано в ООО «Графика»
с готовых оригинал-макетов без изменения содержания
г. Александров, Красный пер., 13
Тел.: 8(49244) 3-20-10, 3-20-11
e-mail: algortip@mail.ru