

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ  
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

НОВГОРОДСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ  
ИМЕНИ ЯРОСЛАВА МУДРОГО

---

Автор-составитель Н. П. Корнышев

**ОСНОВЫ  
ТЕЛЕВИДЕНИЯ.  
СИСТЕМЫ  
ПРИКЛАДНОГО  
НАЗНАЧЕНИЯ**

*Курс лекций*

**ЧАСТЬ 2  
ТЕЛЕВИЗИОННАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ**

ВЕЛИКИЙ НОВГОРОД  
2014

УДК 621.397.13(075.8)  
ББК 32.94я73  
К67

Печатается по решению  
РИС НовГУ

**Р е ц е н з е н т ы:**

доктор физико-математических наук, профессор **М. И. Бичурин**  
кандидат технических наук, генеральный директор ОАО «НИИ ПТ  
«Растр» **В. И. Челпанов**

**Корнышев, Н. П.**

К67 Основы телевидения. Системы прикладного назначения: курс лекций. Часть 2. Телевизионная визуализация / авт.-сост. Н. П. Корнышев; НовГУ им. Ярослава Мудрого. – Великий Новгород, 2013. – 154 с.

Рассматриваются основные принципы построения телевизионных систем прикладного назначения, в частности, системы телевизионной визуализации для криминалистики, биологии и медицины.

Курс предназначен для студентов радиотехнических специальностей, занимающихся по программам подготовки магистров.

УДК 621.397.13(075.8)  
ББК 32.94я73

© Новгородский государственный  
университет, 2014  
© Н. П. Корнышев, 2014

**ОГЛАВЛЕНИЕ**

ПРЕДИСЛОВИЕ.....	6
ЛЕКЦИЯ 1.....	7
1.1. Свойства зрения и свойства света.....	7
1.2.....	9
ЛЕКЦИЯ 2.....	14
2.1. Система телевизионной визуализации как система связи и информационная машина .....	14
ЛЕКЦИЯ 3.....	24
3.1. Телевизионные спектральные системы.....	24
3.2.....	
ЛЕКЦИЯ 4.....	33
4.1. Телевизионные системы в биологии и медицине.....	33
4.2.....	33
4.3.....	34
4.4.....	38
ЛЕКЦИЯ 5.....	42
5.1. Телевизионная визуализация газоразрядного свечения .....	42
ЛЕКЦИЯ 6.....	42
6.1. Фундаментальные ограничения при телевизионной визуализации .....	42
ЛИТЕРАТУРА .....	152

## ПРЕДИСЛОВИЕ

Дисциплина «Основы телевидения» входит в базовую часть профессионального цикла дисциплин подготовки по направлению 210400.68 - «Радиотехника». В данном лекционном курсе, предлагаемом для подготовки магистров по специальности «Радиотехника», рассматриваются основные принципы построения телевизионных систем прикладного назначения, в частности, системы телевизионной визуализации для криминалистики, биологии и медицины. В процессе изучения дисциплины студенты получают углубленные теоретические знания по вопросам построения телевизионных устройств и систем прикладного назначения.

В настоящее время имеется целый ряд учебников и учебных пособий по основам телевидения, однако, для учебного курса, читаемого в пределах одного семестра в объеме, ограниченном 18 учебными часами, количество изложенного в них материал является весьма значительным. Поэтому для изложения в курсе лекций из достаточно большого количества источников был выбран ряд актуальных разделов, иллюстрирующих задачи, решаемые прикладными телевизионными системами и принципы их построения.

В задачи дисциплины входит:

- формирование представлений о целях и задачах прикладного телевидения;
- формирование представлений о физических основах и методах телевизионной визуализации.

В результате изучения дисциплины студенты должны:

*Знать:*

- физические основы и методы телевизионной визуализации,
- основные принципы построения устройств и систем прикладного назначения,
- физические основы и методы преобразования «свет-сигнал» и «сигнал-свет».

*Уметь:*

- производить анализ научно-технической и патентной информации и выбор критериев для качественной оценки телевизионных систем прикладного назначения,
- формулировать цель и задачи, решаемые телевизионной системой прикладного назначения
- осуществлять оценку ограничений, действующих для проектируемой телевизионной системы.

*Владеть:*

- навыками работы с телевизионными устройствами и системами прикладного назначения,
- навыками применения программами моделирования на ЭВМ работы прикладных телевизионных устройств и систем.

При составлении настоящего лекционного курса были использованы также статьи из научно-технических журналов «Вопросы радиоэлектроники», сер. «Техника телевидения», «Системы и средства связи телевидения и радиовещания» и материалы из сборников трудов международных научно-технических конференций. В части разделов курса использованы также некоторые научные результаты, полученные автором-составителем в процессе разработок и исследований в области прикладного телевидения.

Излагаемый в настоящем издании материал находится в тесной увязке с курсом практических занятий. Материал изложен компактно, выстроен в строгой логической последовательности по направлению от простого к более сложному, причем последующие сведения базируются на предыдущих. Автор-составитель надеется, что настоящий курс лекций будет полезен при изучении студентами принципов построения телевизионных систем и устройств прикладного назначения.

## ЛЕКЦИЯ 1

### 1. Свойства зрения и свойства света

Практически ни один из учебников по телевидению не обходится без рассмотрения особенностей строения зрительного анализатора человека и его свойств, в частности, контрастной чувствительности, разрешающей способности (остроты зрения), инерционности и др., поскольку учет свойств зрения позволяет оптимизировать телевизионную систему, в которой оператор является конечным звеном.

Такие эффекты зрительного восприятия, как улучшение контрастной чувствительности и разрешающей способности по мере возрастания яркости фона, лучшее зрительное восприятие темных объектов на светлом фоне (объектов с отрицательным контрастом) по сравнению со зрительным восприятием светлых объектов на темном фоне (объектов с положительным контрастом), эффект «расползания» белых пятен, когда при одинаковых размерах белое пятно на черном фоне кажется больше черного пятна на белом фоне, обычно трактуются исключительно, как свойства зрения. Эти свойства достаточно давно исследованы экспериментально.

Однако, возникает вопрос действительно ли вызван тот или иной зрительный эффект исключительно свойством зрения или его причиной является более фундаментальное свойство, а именно: свойство света, которое от зрения не зависит. Иными словами, если эффект является свойством света, то такой эффект должен быть присущ не только зрительному анализатору (глазу), но и визуализирующей технической системе. Если зрительный эффект является свойством зрения, т. е. адаптацией, вызванной светом, то такой эффект отсутствует в визуализирующей системе, если, конечно, в ней адаптационный механизм технически не реализован.

Проведем количественную оценку указанных выше зрительных эффектов на основе известной формулы А. Роуза, связывающей такие характеристики системы, как контрастную чувствительность (пороговый контраст), пороговое отношение сигнал-шум, разрешающую способность, а также число фотонов, попадающих в элементы фотоприемника.

Подобное рассмотрение позволяет объяснить ряд эффектов зрения свойствами света, которые в свою очередь, как известно, определяются фундаментальным фактором, а именно, его квантовой природой. Вместе с тем, количественная оценка вызываемого зрительного эффекта (например, выигрыш в отношении сигнал-шум или выигрыш в контрастной чувствительности) позволяет учитывать этот фактор при построении систем телевизионной визуализации, в которых оператор является получателем визуальной информации.

Обратимся вначале к закону Вебера-Фехнера, согласно которому психофизиологическое раздражение, вызываемое источником света про-

порционально логарифму яркости  $B$  этого источника. Действительно, реакция глаза, т.е. приращение зрительного ощущения  $dA$  на относительный контраст  $\frac{dB}{B}$  может быть выражена соотношением  $dA = C \frac{dB}{B}$ . Интегрируя обе части выражения получаем  $A = C \ln B + C'$ , где  $A$  – интегральное зрительное ощущение,  $C$  и  $C'$  – постоянные коэффициенты.

С учетом формулы А.Роуза [3], а именно:

$$K_{\text{пор}} = \frac{\Psi_{\text{пор}}}{d\sqrt{n}} \quad (1),$$

где  $K_{\text{пор}}$  – пороговый контраст,  $\Psi_{\text{пор}}=1,2\dots m$  – пороговое отношение сигнал-шум,  $n$  – среднее число фотонов на единицу площади,  $d$  – размер элемента изображения, а величина  $\frac{1}{d}$ , соответственно, характеризует разрешающую способность, интегральное зрительное ощущение может быть выражено следующим образом:

$$A = C \ln \frac{\Psi_{\text{пор}}^2}{d^2 K_{\text{пор}}^2} + C' \quad (3).$$

Действительно, если  $\Delta n$  – разность между числом фотонов на единицу площади в «сигнальных» элементах и элементах фона, то для сюжетов с малоразмерными объектами число фотонов в элементах фона  $n_{\text{ф}} \approx n$ . Таким образом, относительный контраст может быть выражен, как  $\frac{\Delta n}{n}$ , соответственно, приращение зрительного ощущения  $dA = C \frac{dn}{n}$ , а интегральное зрительное ощущение  $A = C \ln(n) + C'$ , где число фотонов определенное из формулы (1).

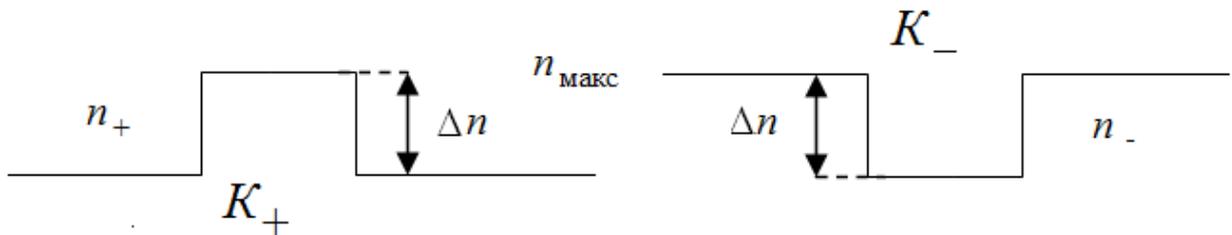
Начнем рассмотрение свойств света и зрения с эффекта улучшения контрастной чувствительности и разрешающей способности зрения, возникающего при повышении освещенности объекта, который наиболее очевидным образом вытекает из формулы А.Роуза.

Действительно, из (1) следует, что увеличение яркости фона ведет к увеличению среднего числа фотонов  $n$  на единицу площади и, соответственно, при  $d = \text{const}$  и априорно заданном значении  $\Psi_{\text{пор}} = \text{const}$  к уменьшению порогового контраста, т.е. к росту контрастной чувствительности. Аналогичным образом рост  $n$  при обнаружении объекта с заданным контрастом  $K_{\text{пор}} = \text{const}$  при данном  $\Psi_{\text{пор}} = \text{const}$  обеспечивает повышение разрешающей способности  $\frac{1}{d}$ . Это в свою очередь и приводит к росту интегрального зрительного ощущения  $A$ , определяемого по формуле (3). Таким

образом, рассмотренный зрительный эффект объясняется не свойством зрения, а свойством света.

Аналогичным образом, может быть объяснено и такое свойство, обычно приписываемого зрению, как лучшее восприятие отрицательного контраста по сравнению с положительным. Как видно на рис.1.1, относительный контраст для изображений с положительным контрастом (позитив)  $K_+$  и с отрицательным контрастом (негатив)  $K_-$  одинаков:

$K_+ = K_- = \frac{\Delta n}{n_{\text{макс}}}$ . Однако, нетрудно заметить, что при размерах объектов меньших по сравнению с фоном, среднее число фотонов в негативном изображении больше чем в позитивном:  $n_- > n_+$ .



**Рис.1.1.** К определению интегрального зрительного ощущения от объектов с положительным (слева) и отрицательным (справа) контрастом

Таким образом, при  $d=const$  и априорно заданном значении  $\Psi_{\text{пор}}=const$  пороговый контраст для негативного изображения согласно формуле Роуза меньше, чем пороговый контраст для позитивного изображения:  $K_{\text{пор}+} > K_{\text{пор}-}$ . Это в свою очередь и приводит к росту интегрального зрительного ощущения  $A$ , определяемого по формуле (3). Следовательно, рассмотренный зрительный эффект также объясняется не свойством зрения, а свойством света.

Количественная оценка изменения порогового контраста при наблюдении изображений малоразмерных объектов в негативе и позитиве может

быть выполнена следующим образом. Поскольку  $K_{\text{пор}+} \approx \frac{\Psi_{\text{пор}}}{d\sqrt{n_+}}$ ,

$$K_{\text{пор}-} \approx \frac{\Psi_{\text{пор}}}{d\sqrt{n_-}}, \text{ а } n_+ \approx n_- - \Delta n, \text{ то } \frac{K_{\text{пор}+}}{K_{\text{пор}-}} \approx \sqrt{\frac{n_-}{n_- - \Delta n}} = \sqrt{\frac{1}{1 - \frac{\Delta n}{n_-}}} = \sqrt{\frac{1}{1 - K_{\text{пор}-}}}$$

и, соответственно,  $K_{\text{пор}+} \approx K_{\text{пор}-} \sqrt{\frac{1}{1 - K_{\text{пор}-}}}$  (4).

Очевидны, ограничения для данного выражения:  $K_{\text{пор-}} < 1$ ,  $K_{\text{пор+}} \leq 1$ .

Соответствующие зрительные ощущения определяются соотношениями  $A_+ = C \ln \frac{\Psi_{\text{пор}}^2}{d^2 K_{\text{пор+}}^2} + C'$  (5) и  $A_- = C \ln \frac{\Psi_{\text{пор}}^2}{d^2 K_{\text{пор-}}^2} + C'$  (6).

С практической точки зрения представляет интерес выигрыш в пороговом контрасте и зрительном ощущении при переходе от позитива к негативу. Из (4) следует квадратное уравнение  $K_{\text{пор-}}^2 + K_{\text{пор+}}^2 K_{\text{пор-}} - K_{\text{пор+}}^2 = 0$ , решая которое относительно  $K_{\text{пор-}}$ , получаем положительное значение

$$K_{\text{пор-}} = \frac{K_{\text{пор+}}^2}{2} (\sqrt{K_{\text{пор+}}^2 + 4} - 1) \quad (7).$$

Обратим внимание также на то, что закон Вебера-Фехнера, представленный в виде выражений (5) и (6) характеризует зрительное ощущение в зависимости от параметров визуализирующей системы, а именно:

контрастной чувствительности  $\frac{1}{K_{\text{пор}}}$ , разрешающей способности  $\frac{1}{d}$  и

априорно заданного порогового отношения сигнал-шум  $\Psi_{\text{пор}}$ . Таким образом, рассматриваемые выражения наглядно иллюстрируют достаточно очевидный факт о том, что, чем выше для визуализирующей системы установлен порог принятия решения о наличии объекта, чем выше ее контрастная чувствительность и разрешающая способность, тем больше степень зрительного ощущения, создаваемого этой системой.

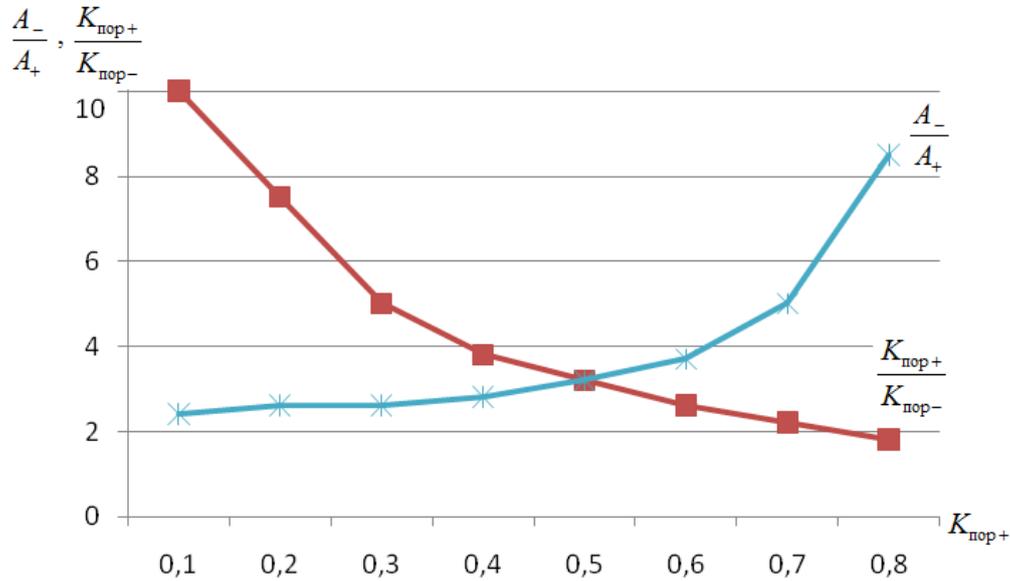
В табл.1.1 приведены результаты количественной оценки по формуле (7) выигрыша в пороговом контрасте и результаты количественной оценки по формулам (5) и (6) выигрыша в зрительном ощущении при переходе от позитива к негативу для априорно заданного порогового отношения сигнал-шум  $\Psi_{\text{пор}}=1$ .

Таблица 1.1

Количественная оценки выигрыша в пороговом контрасте и в зрительном ощущении при переходе от позитива к негативу

$K_{\text{пор+}}$	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	
$K_{\text{пор-}}$	0,01	0,02	0,04	0,08	0,13	0,19	0,27	0,37	0,5	
$\frac{K_{\text{пор+}}}{K_{\text{пор-}}}$	10	10	7,5	5	3,8	3,2	2,6	2,2	1,8	
$\Psi_{\text{пор}}=1$	$A_+$	4,6	3,2	2,4	1,8	1,4	1,0	0,7	0,4	0,2
	$A_-$	9,2	7,8	6,2	4,6	3,9	3,2	2,6	2,0	1,7
	$\frac{A_-}{A_+}$	2	2,4	2,6	2,6	2,8	3,2	3,7	5	8,5

На рис. 1.2 показаны графики для параметров, приведенных в данных таблицах.



**Рис. 1.2.** Графики, иллюстрирующие результаты оценки выигрыша в пороговом контрасте и в зрительном ощущении при переходе от позитива к негативу при  $\Psi_{\text{пор}}=1$

Таким образом, процесс изменения в зрительном восприятии при смене полярности изображения можно представить как некоторое звено системы, изменяющее полярность изображения с негатива на позитив и имеющее коэффициент мощности шума  $F = \frac{\Psi_{\text{вх}}^2}{\Psi_{\text{вых}}^2} > 1$ , где  $\Psi_{\text{вх}} = \sqrt{n_-}$  и  $\Psi_{\text{вых}} = \sqrt{n_+}$  – отношение сигнал-шум на входе и на выходе звена, соответственно. Соответствующее изменение порогового контраста на входе и выходе такого звена выражается в виде  $K_{\text{пор}+} = K_{\text{пор}-} \sqrt{F}$ .

С учетом того, что  $n_+ \approx n_- - \Delta n$  имеем  $\sqrt{F} \approx \sqrt{\frac{n_-}{n_- - \Delta n}} = \sqrt{\frac{1}{1 - \frac{\Delta n}{n_-}}} = \sqrt{\frac{1}{1 - K_{\text{пор}-}}}$  и соответствующую оценку в из-

менении порогового контраста:  $K_{\text{пор}+} \approx K_{\text{пор}-} \sqrt{\frac{1}{1 - K_{\text{пор}-}}}$ .

Соотношения приведенные выше получены с использованием классической формулы Роуза, выведенной для объектов с отрицательным контрастом. Для малоконтрастных объектов с положительным контрастом в предлагается уточненная [4] формула Роуза:

$$K_{\text{пор}+}^2 = \frac{\Psi_{\text{пор}}^2}{(1 + d\sqrt{n})^2} \quad (8).$$

Нетрудно видеть, что при больших значениях  $n$

$$K_{\text{пор}+}^2 \approx K_{\text{пор}-}^2 = \frac{\Psi_{\text{пор}}^2}{(d\sqrt{n})^2} \quad \text{и, следовательно, } A_+ \approx A_-. \quad \text{Однако, при малом}$$

контрасте, т.е. малых значениях  $n$  имеем  $K_{\text{пор}+}^2 < K_{\text{пор}-}^2$ . Определим значение  $n$  из формулы (8).

Т.к.  $K_{\text{пор}+}^2 (d^2 n + 2d\sqrt{n} + 1) = \Psi_{\text{пор}}^2$ , то получаем квадратное уравнение относительно  $\sqrt{n}$ :  $K_{\text{пор}+}^2 d^2 n + 2K_{\text{пор}+}^2 d\sqrt{n} + (K_{\text{пор}+}^2 - \Psi_{\text{пор}}^2) = 0$ , решение которого выражается в виде:

$$\sqrt{n} = \frac{-2dK_{\text{пор}+}^2 \pm \sqrt{4K_{\text{пор}+}^4 d^2 - 4K_{\text{пор}+}^2 d^2 (K_{\text{пор}+}^2 - \Psi_{\text{пор}}^2)}}{(d\sqrt{n})^2 K_{\text{пор}+}^2} = -1 \pm \frac{\Psi_{\text{пор}}}{K_{\text{пор}+} d}. \quad \text{Отсюда}$$

$$n = \left( \frac{\Psi_{\text{пор}}}{K_{\text{пор}+} d} - 1 \right)^2.$$

Таким образом, интегральное зрительное ощущение для объектов с отрицательным контрастом определяется выражением

$$A_- = C \ln \left( \frac{\Psi_{\text{пор}}^2}{d^2 K_{\text{пор}-}^2} \right) + C' \quad (9), \quad \text{а для объектов с положительным контрастом –}$$

$$\text{выражением } A_+ = C \ln \left( \frac{\Psi_{\text{пор}}}{K_{\text{пор}+} d} - 1 \right)^2 + C' \quad (10). \quad \text{Анализ выражений (9) и (10)}$$

показывает, что при  $d = \text{const}$  и априорно заданном значении  $\Psi_{\text{пор}} = \text{const}$  для объектов с  $K_{\text{пор}+}^2 = K_{\text{пор}-}^2$ , получается разное интегральное зрительное ощущение, причем,  $A_- > A_+$ .

Таким образом, вышеприведенные рассуждения для случая малоконтрастными объектами также подтверждают вывод о том, что рассматриваемый зрительный эффект лучшего восприятия изображения объектов с отрицательным контрастом по сравнению с объектами, имеющими отрицательный контраст, объясняется не свойством зрения, а свойством света.

Рассмотрим эффект «расползания» белых пятен, который заключается в том, что белое пятно на черном фоне кажется больше, чем черное пятно такого же размера на белом фоне. В этот эффект объясняется «иррадиацией света», заключающейся в рассеянии света на границе черного и белого, когда каждая точка яркостного перепада не идеальна и дает кружок

рассеяния, наползающий на черное. Иными словами, «расползание» белых пятен объясняется свойством света.

Проведем простой эксперимент. Если данный эффект является свойством света, то он должен проявляться как для глаза, так и для любого матричного фотоэлектронного преобразователя. Т.е. телевизионная камера, сканер и т. п. устройства при регистрации позитивного и негативного изображения объекта одного размера должны давать при воспроизведении на экране монитора изображения разных размеров. Однако, в силу постоянства разрешающей способности передающего и приемного устройства это не наблюдается. Значит, это не свойство света?

Обратимся снова к формуле Роуза. Рассмотрим идеальный случай, когда контраст объектов равных размеров в позитиве и в негативе составляет 100%, т.е.  $K_+ = K_- = 1$ . При таком большом сигнале можно считать флуктуации пренебрежимо малыми и  $\Psi_{\text{пор}+} = \Psi_{\text{пор}-}$ . Тогда из формулы

$$\text{Роуза следует равенство: } K_{\text{пор}+} = \frac{\Psi_{\text{пор}+}}{d_+ \sqrt{n_+}} \approx \frac{\Psi_{\text{пор}-}}{d_- \sqrt{n_-}} = K_{\text{пор}-}.$$

Анализ этого равенства показывает, что при преобладании фона в изображении, т.е. при  $n_- > n_+$ , а также при  $\Psi_{\text{пор}+} = \Psi_{\text{пор}-}$ , должно выполняться условие  $d_+ > d_-$ . Иными словами, при изменении среднего числа фотонов на единицу площади сохранение равного порогового контраста и отношения сигнал-шум, как в позитивном, так и негативном изображении, может быть достигнуто за счет соответствующего изменения размера элемента изображения, т.е. изменения разрешающей способности. Причем, уменьшение среднего числа фотонов в позитиве требует увеличения размера элемента (уменьшения разрешения) для обеспечения сохранения контрастной чувствительности.

В результате уменьшение разрешающей способности приводит к размытию яркостного перепада, а значит и к увеличению площади изображения белого пятна на черном фоне.

Учет независимых флуктуаций сигнала и фона дает аналогичный результат. Действительно, суммарные флуктуации в позитиве соответствуют суммарным флуктуациям в негативе, а, значит, полученные выше соотношения сохраняются. Нетрудно видеть, что степень изменения разрешающей способности для рассматриваемого случая зависит от величины яр-

$$\text{костного перепада: } \frac{d_+}{d_-} = \sqrt{\frac{n_-}{n_+}}.$$

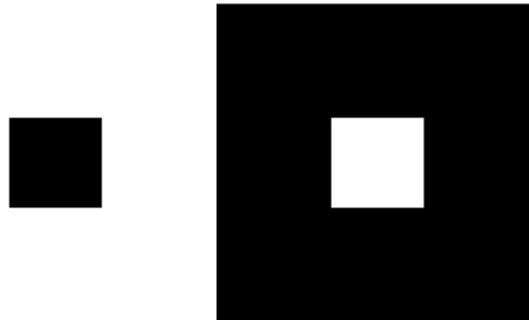
Приблизительно оценим это изменение в цифрах. Пусть для простоты оценки черный фон близок к идеальному:  $n_+ \approx 10$  фотонов на  $\text{мкм}^2$ , а белый фон соответствует величине, близкой к потенциально доступному числу

фотонов в элементе твердотельного фотоприемника:  $n_- \approx 1000$  фотонов на  $\text{мкм}^2$  [6, с.50]. Тогда  $\left(\frac{d_+}{d_-}\right)^2 = \frac{n_-}{n_+} = 100$ , что соответствует предельному укрупнению апертуры до размера  $10 \times 10$  относительно исходного  $1 \times 1$ .

Для неидеального черного фона, для которого можно принять  $n_+ \approx 100$  фотонов на  $\text{мкм}^2$ , при  $n_- \approx 1000$  фотонов на  $\text{мкм}^2$  имеем  $\left(\frac{d_+}{d_-}\right)^2 = 10$ ,

что приблизительно соответствует укрупнению апертуры до размера  $3 \times 3$  относительно исходного  $1 \times 1$ . Таким образом, реальная оценка эффекта снижения разрешения при наблюдении позитивного изображения белого пятна по отношению к негативу соответствует эффекту укрупнения апертуры в 3 раза, а рассмотренный выше близкий к идеальному случай эквивалентен укрупнению апертуры в 10 раз.

Проведем эксперимент по сравнению визуального восприятия синтезированных тестовых изображений пятна в позитиве и негативе. При формировании изображения пятна в позитиве воспользуемся стандартной программой Paint. Для формирования негатива квадрат размером  $\approx 10\%$  от общего белого фона с относительным значением яркости 255 «зальем» черным цветом с относительной яркостью, равной 0. Для формирования позитива инвертируем полученное изображение (рис. 1.3).



**Рис.1.3.** Синтезированные изображения тест-объектов: негатив (слева), позитив (справа). Черное соответствует уровню 0, белое уровню 255

Визуальное сравнение подавляющим большинством наблюдателей показывает на кажущееся увеличение размера белого пятна.

Проведем еще один эксперимент. Искусственно увеличим размер исходного черного пятна (негатив) путем НЧ-фильтрации на величину, соответствующую кажущемуся «расползанию» белого пятна (позитив), и визуально их сравним. Если увеличенное изображение негатива визуально будет соответствовать исходному позитиву, то наша оценка эквивалентности НЧ-фильтрации с масками вышеуказанных размеров процессу увели-

чения белых и черных пятен при визуальном наблюдении близка к действительности.

Для увеличения размера негатива (черного пятна) поступим следующим образом. Подвергнем пятно с помощью программы Photoshop операции «размытие» в рамке с размером окрестности 1 и 3 элемента, что соответствует НЧ-фильтрации с масками, соответственно,  $3 \times 3$  и  $10 \times 10$  элементов. Полученное изображение ограничим по уровню фона, получив тем самым требуемое увеличение размера пятна. На рис.1.4 наглядно видно увеличение черного квадрата в результате обработки.

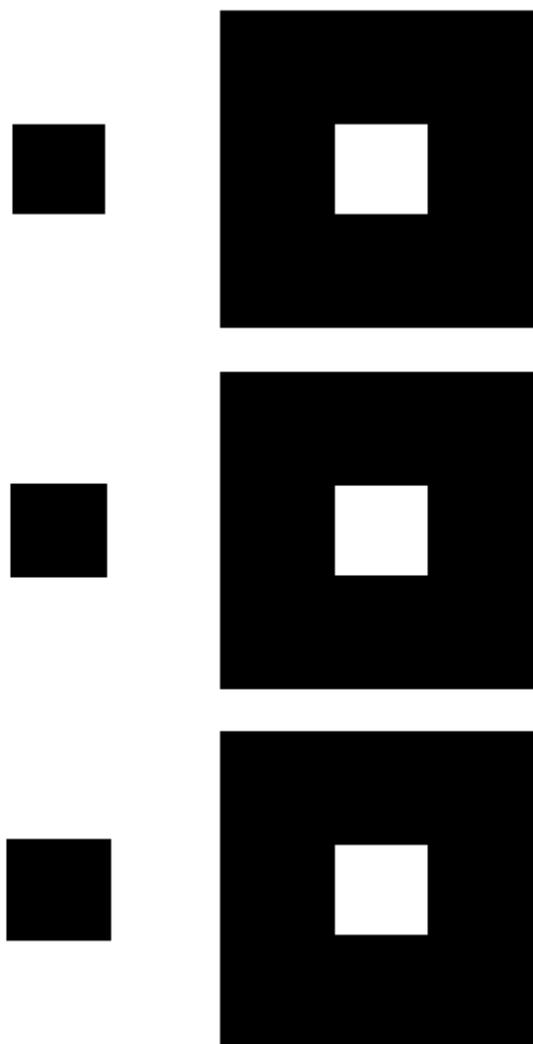


**Рис.1.4.** Исходный черный квадрат (слева), «сглаженный» в маске  $3 \times 3$  и ограниченный на уровне фона (в центре), «сглаженный» в маске  $10 \times 10$  и ограниченный на уровне фона (справа)

На рис.1.5 представлен ряд изображений пятен для визуального сравнения их размеров. Практически все испытуемые при визуальном наблюдении данного теста уверенно говорят о меньшем размере черного квадрата в верхнем ряду по сравнению с белым. Подавляющее большинство испытуемых говорят об одинаковых размерах черного и белого пятна, представленных в центре. Значительно меньшая часть испытуемых считают, что пятна одинаковых размеров находятся внизу.

Таким образом, проведенный эксперимент показывает на то, что зрительный эффект увеличения размера белого пятна на черном фоне при 100% контрасте соответствует эффекту укрупнения апертуры в 3раза из-за уменьшения числа фотонов поступающих на зрительный анализатор. Иными словами, глаз обладает автоматикой, обеспечивающей обмен разрешающей способности и чувствительности при необходимости обеспечения одинакового порогового контраста как для светлых объектов на темном фоне, так и для темных объектов на светлом фоне. При уменьшении среднего числа фотонов на элемент изображения (позитив) разрешающая способность уменьшается, а чувствительность повышается и, наоборот, при увеличении среднего числа фотонов на элемент изображения (негатив) чувствительность уменьшается, а разрешающая способность повышается.

Таким образом, эффект «расползания» белых пятен следует объяснять не свойством света, а свойством зрения. Отметим также, что телевизионная камера, не обладающая подобного рода автоматикой, принципиально не может обеспечить одинаковую контрастную чувствительность при наблюдении позитивного и негативного изображений объектов.

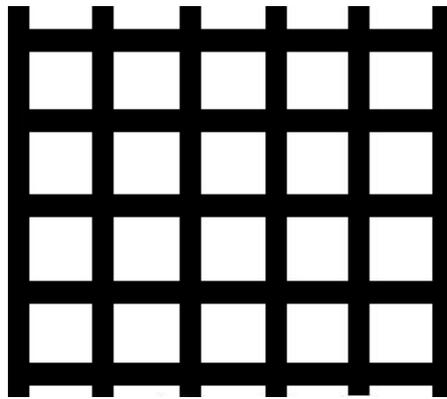


**Рис.1.5.** Синтезированные изображения, представленные в качестве теста для визуального сравнения: 1)исходный позитив (справа) с белым квадратом одного размера, 2) исходный негатив с черным квадратом того же размера (слева вверху), 3)«увеличенный» в маске  $3 \times 3$  негатив (слева в центре), 4)«увеличенный» в маске  $10 \times 10$  негатив (слева внизу)

Известный зрительный эффект (рис.1.6) «мерцания» кажущегося изменения контраста черной решетки, наиболее выраженное в ее узлах и объясняемое свойством света («иррадиацией»), на самом деле наглядно иллюстрирует рассмотренное выше свойство зрения.

Действительно, эффект «мерцания» объясняется неустойчивостью срабатывания «автоматики» глаза на данном сюжете, когда зрительный анализатор пытается то обменять разрешение на контрастную чувствительность и обеспечить равный контраст, то, наоборот, в обмен на понижение контраста обеспечить более высокое разрешение для восприятия черной решетки на белом фоне.

К свойствам зрения, безусловно, следует отнести широко используемые в телевидении эффекты временного и пространственного интегрирования. В частности эти эффекты обеспечивают повышение отношения сигнал-шум при визуальном наблюдении. Эффект временного интегрирования (ЭВИ) обусловлен, как известно, инерционностью зрения, а эффект пространственного интегрирования (ЭПИ) – алгоритмом пространственной обработки изображения, реализуемым в зрительном анализаторе. Если для проявления ЭВИ требуется видеопоследовательность, то ЭПИ проявляется при наблюдении одиночного кадра изображения. Остановимся более подробно на ЭВИ, а затем рассмотрим ЭПИ и результат их совместного действия.



**Рис.1.6.** Зрительный эффект «мерцания» – кажущееся изменение контраста черной решетки, наиболее выраженное в ее узлах, и белых ячеек

Известно, что инерционность зрения (время задержки), обуславливающая ЭВИ для глаза человека составляет  $\approx 0,1-0,2$ с. Как отмечает А. Роуз, это время, очевидно, оптимизировано процессом эволюции, поскольку соответствует времени реакции человека на внешний раздражитель, а именно: времени прохождения нервных импульсов до коры головного мозга и от коры головного мозга до периферии, т.е. исполнительных органов (рук, ног и т.п.).

Уменьшение инерционности зрения при данной разрешающей способности привело бы к увеличению количества информации, передаваемого по каналу связи (зрительному нерву) в мозг и, в свою очередь, потребовало бы повышения быстродействия периферии. Увеличение инерционности зрения, очевидно, недопустимо из соображений обеспечения выживания в окружающей среде (реакция на опасность). Разрешающая способность глаза, как указывает А. Роуз, тоже является результатом оптимизации. Действительно, уменьшение инерционности зрения за счет уменьшения разрешающей способности также недопустимо из-за фактора выживаемости, поскольку в этом случае можно самым вовремя не заметить мелкие съедобные предметы и погибнуть от голода.

Известно, что глаз перестает замечать отдельные кадры уже при частоте  $f \approx 10$  Гц. Таким образом, число кадров  $n=10$  можно принять для приближенной оценки ЭВИ при стандартных параметрах разложения. Тогда достигаемый за счет ЭВИ выигрыш в отношении сигнал-шум  $\Psi$  составляет не менее  $\sqrt{10} \approx 3$  раз.

Оценка выигрыша в отношении сигнал-шум за счет ЭПИ менее очевидна. Так А. Роуз отмечает эффект ЭПИ в связи с  $\approx 10$ -кратным различием в оценках отношения сигнал-шум визуализирующей системы с использованием в качестве теста изображения черно-белых полос и точечных объектов.

Из формулы Роуза следует, что различимость объекта пропорциональна его линейным размерам. Так для одинаковой различимости объект с контрастом 50% должен иметь в 2 раза, а объект с контрастом 10% в 10 раз большие линейные размеры, чем объект со 100% контрастом.

Из этого следует, что рост  $\Psi$  за счет ЭПИ соответствует отношению  $\frac{d_{\text{из}}}{d_{\text{эл}}}$ , где  $d_{\text{из}}$  — площадь изображения объекта, а  $d_{\text{эл}}$  — площадь элемента разложения (пикселя).

Такое утверждение, справедливое для точечных объектов, и, очевидно, что предположение о том, что рост  $\Psi$  за счет ЭПИ соответствует отношению  $\frac{S_{\text{из}}}{S_{\text{эл}}}$ , где  $S_{\text{из}}$  — площадь изображения объекта, а  $S_{\text{эл}}$  — площадь элемента разложения (пикселя), для протяженных объектов дает неверный результат. Действительно, такая оценка является явно завышенной, т. к. согласно ей отношение сигнал-шум при наблюдении протяженного объекта и при наблюдении точечного должно отличаться в несколько сотен раз, а для мегапиксельных фотоприемников даже в тысячу раз, что не соответствует действительности.

Уместно предположить, что эффект ЭПИ должен быть сопоставим с эффектом ЭВИ. В противном случае, возможно, достаточно было бы только одного, наиболее эффективного механизма улучшения зрительного восприятия. С другой стороны, имеются экспериментальные данные, свидетельствующие о том, что уверенное визуальное обнаружение объектов за счет ЭПИ и ЭВИ достигается при системном (сигнальном) отношении сигнал-шум  $\Psi \geq 0,05$ . Эти данные сопоставимы с результатом оценки роста отношения сигнал-шум от ЭВИ и ЭПИ примерно в 3-4 раза для каждого эффекта, что дает общий рост  $\Psi$  в 9-16 раз. Действительно, тогда по отношению к  $\Psi=1$  в изображении, предъявляемом на экран видеопросмотрового устройства, совместное действие ЭВИ и ЭПИ дает возможность снизить предельное системное отношение сигнал-шум до величины  $\Psi \approx 0,1-0,06$ .

Исходя из вышеприведенных соображений, в качестве алгоритма, моделирующего действие ЭПИ, может быть использован алгоритм внутрикадровой пространственной обработки, осуществляющий усреднение в скользящем окне с размером  $m=3\times 3$  или  $m=4\times 4$  элемента (НЧ-фильтрация) и обеспечивающий соответствующее повышение отношения сигнал-шум  $\sqrt{m}$  раз.

При адаптации формы и направления движения скользящего окна к ориентации протяженного объекта эффект ЭПИ при моделировании может быть усилен. Так, например, для горизонтальной полосы с шириной на пределе разрешения системы, т. е. в один элемент разложения, НЧ-фильтрация в одномерном окне  $m=9\times 1$  элемент, ориентированном по горизонтали, даст существенное (до 3-х кратного) повышение контрастной чувствительности по сравнению с НЧ-фильтрацией в квадратном окне из такого же числа элементов  $m=3\times 3$ .

Таким образом, суммарное шумоподавление за счет ЭПИ при наблюдении теста в виде полос, действительно, может достигать 9-12 раз, что соответствует данным А.Роуза.

### Выводы

1. Зрительный эффект, являющийся свойством света, должен быть присущ не только зрительному анализатору (глазу), но и визуализирующей технической системе.
2. Зрительный эффект, являющийся свойством зрения, т. е. адаптацией, вызванной светом, должен отсутствовать в визуализирующей системе при отсутствии в ней технически реализованного адаптационного механизма.
3. Зрительный эффект, проявляющийся в улучшении контрастной чувствительности и разрешающей способности по мере возрастания яркости фона, является свойством света.
4. Зрительный эффект, проявляющийся в лучшем восприятии темных объектов на светлом фоне (объектов с отрицательным контрастом) по сравнению с восприятием светлых объектов на темном фоне (объектов с положительным контрастом).
5. Зрительный эффект «расползания» белых пятен является свойством зрения.
6. Эффект временного интегрирования, присущий зрению, позволяет получить 3-х кратный выигрыш в отношении сигнал-шум при визуальном наблюдении объектов.
7. Эффект пространственного интегрирования, присущий зрению, эквивалентен действию НЧ-фильтрации в скользящем окне и позволяет получить выигрыш в отношении сигнал-шум в 3-9 раз при визу-

альном наблюдении объектов в зависимости от их размеров и конфигурации.

### ***Контрольные вопросы***

1. В чем заключается эффект временного интегрирования зрения?
2. В чем заключается эффект пространственного интегрирования зрения?
3. Приведите примеры зрительных эффектов, вызываемых свойствами света.

### **Литература**

1. *Халфин А.М. Основы телевизионной техники. Сов. радио. М. 1955. 580с. (С.67)*
2. *Домбругов Р.М. Телевидение. Киев. Высш.шк. 1979. 176с. (С.17).*
3. *Роуз А. Зрение человека и электронное зрение. Пер. с англ. 1977. 216с.]*
4. *Корнышев Н.П. Оценка порогового контраста слабо люминесцирующих объектов. Вопросы радиоэлектроники. Сер. «Техника телевидения».СПб. Вып.2. 2010. С.56-65.*
5. *Артамонов И.Д. Иллюзии зрения. М. Наука. 1964.104с. (с.36)*
6. *Березин В.В. Твердотельная революция в телевидении. М. Радио и связь / В.В. Березин, А.А. Умбиталиев, Ш.С. Фахми, А.К. Цыцулин, Н.Н. Шипилов / Под редакцией А.А. Умбиталиев и А.К. Цыцулина /, 2006. 300с.(с.50)*
7. *Карасик В.Е., Орлов В.М. Лазерные системы видения. Учебное пособие. Изд. МГТУ им. Баумана. 2001. 352с. (с.251)*

## Лекция 2

### 2.1. Система телевизионной визуализации как система связи и информационная машина

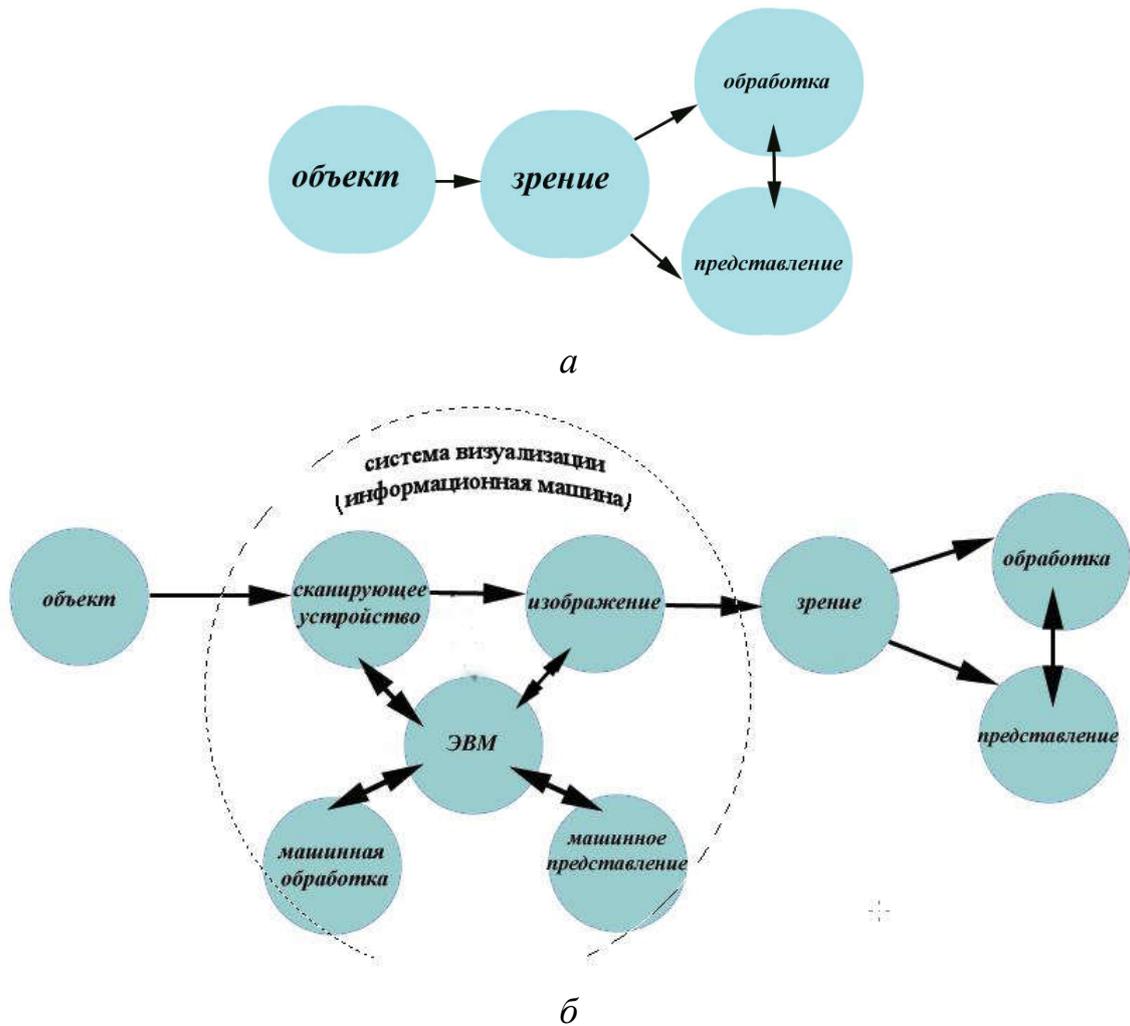
Задачей любой системы визуализации является получение и передача информации о тех или иных пространственных неоднородностях структуры исследуемого объекта посредством электрического сигнала и его преобразование в видимое изображение. Основным принципом для технической реализации подобной системы является принцип развертки, заключающийся в разбиении картины распределения пространственных неоднородностей объекта на отдельные элементы и в последовательном получении и передаче информации об этих элементах методами электросвязи.

Можно выделить следующие разновидности неоднородностей, которые могут быть визуализированы при помощи технических средств:

- 1) неоднородности распределения яркости видимого света;
- 2) неоднородности цветового распределения;
- 3) неоднородности отражения в различных участках видимого, ультрафиолетового и инфракрасного диапазона спектра;
- 4) неоднородности люминесценции;
- 5) неоднородности теплового излучения;
- 6) неоднородности структуры, влияющие на прохождение проникающего излучения, например рентгеновского;
- 7) неоднородности магнитного поля и др.

Слово «визуальный», согласно толковому словарю, означает «относящийся к непосредственному зрительному восприятию», т.е. видимый. Визуализировать, таким образом, означает сделать видимым посредством тех или иных технических средств или, иначе говоря, получить изображение, поскольку слово «изображение» означает создание образа, доступного непосредственному зрительному восприятию. В литературе тем не менее часто встречаются термины «рентгеновское изображение», «инфракрасное изображение», «акустическое изображение». В таких сочетаниях слово «изображение» употребляется для характеристики вида исходного распределения пространственных неоднородностей объекта и подчеркивает специфику получения этого изображения.

С помощью зрения прежде всего осуществляется обработка информации с целью извлечения различных аспектов реального мира. Однако мозг обладает возможностью представления обработанной информации для принятия решения. Непосредственное взаимодействие зрения и объекта, таким образом, можно представить в виде схемы (рис. 2.1, а).



**Рис. 2.1.** Взаимодействие объекта и зрения человека:  
*а* – непосредственное; *б* – через систему визуализации

Система визуализации как информационная машина, призванная расширить возможности зрения человека, становится, по сути дела, промежуточным звеном (посредником) между объектом и зрительным анализатором (рис. 2.1, *б*). Поэтому обработка и представление информации становится основной задачей, решаемой такой информационной машиной, наряду с задачей непосредственного получения исходной визуальной информации.

С точки зрения проектировщика, использующего методы визуализации и компьютерные технологии для создания информационной машины, требуется знать, каким образом «запрограммировать» зрение [8]. При этом под программированием зрения понимается не только собственно программирование на ЭВМ, но и реализация того или иного метода визуализации с точки зрения максимально возможного (или оптимального) качества сигнала визуализируемого объекта.

Основой такой информационной машины становятся:

1) сканирующее устройство, согласованное с априорно известными характеристиками объекта и преобразующее отклик объекта (излучение,

магнитное поле и др.) в электрический сигнал (видеосигнал) двумерного изображения, несущий информацию о пространственном распределении величины этого отклика;

2) преобразователь «сигнал – свет» (монитор), согласованный с характеристиками зрительного анализатора человека и обеспечивающий возможность наблюдения получаемого изображения;

3) ЭВМ, обеспечивающая возможность управления режимами работы сканирующего устройства, возможность обработки изображений с целью улучшения их визуального восприятия и количественного анализа, а также возможность интерпретации (представления) получаемых результатов в виде дополнительной текстовой, табличной и графической информации.

Д. Марр [8] выделяет три уровня рассмотрения информационной машины в процессе проектирования (рис. 2.2).

Первый (верхний) уровень – информационная теория, которая формально определяет вид входной и выходной информации и показывает возможность и целесообразность его использования.

Второй (центральный) уровень – алгоритм, который определяет способ преобразования входной информации в выходную как последовательность технически реализуемых операций.

Третий (нижний) уровень – техническая реализация, которая определяет подробности конкретной физической реализации алгоритма как детальную схему системы включая архитектуру ЭВМ и программное обеспечение.

По сути, различия в уровнях заключаются в том, что на первом уровне определяется, что делает система, на втором – как она это делает, а на третьем – какими техническими средствами это осуществляется.

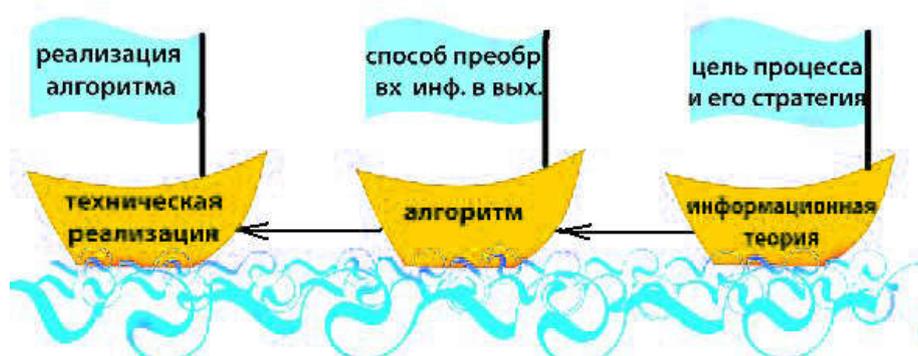


Рис. 2.2. Уровни рассмотрения информационной машины

Техническая реализация системы визуализации (рис. 2.3) с учетом возможности обработки и представления информации с помощью ЭВМ по определенному алгоритму требует наличия *источника информации*, которым является сканирующее устройство со своей спецификой в зависимости от решаемой задачи, *приемника информации*, в возможные функции которого входят обработка и представление, заключающееся в синтезе сигнала, пригодного для отражения на экране воспроизводящего устройства как

непосредственно самого изображения пространственных неоднородностей, так и форм представления информации об этом изображении (графиков, диаграмм, таблиц и т.п.), и *канала связи* между источником и приемником. Таким образом, система визуализации относится к системе связи, осуществляющей фактически связь субъекта с внешним миром.

## 2.2. Модели системы связи

К моделям систем предъявляют противоречивые требования. С одной стороны, они должны быть достаточно просты, чтобы их можно было тщательно проанализировать, с другой – достаточно сложны, чтобы правильно отражать действительность. Развитие систем связи определялось совершенствованием их моделей [9; 10]. Наиболее простая и охватывающая все виды связи, в том числе двустороннюю связь между отправителем и получателем (адресатом), модель была предложена Р. Хартли.



Рис. 2.3. Модель (схема) Хартли

К. Шеннон при создании математической теории связи дополнил модель шумящим каналом и выделил в ней ряд элементов системы. Классическая модель системы связи К. Шеннона содержит три основные части: источник информации, канал с шумом, искажающим сигнал, передаваемый источником, и приемник. Таким образом, по Шеннону модель любой телевизионной системы можно представить в виде структурной схемы, показанной на рис. 2.4.

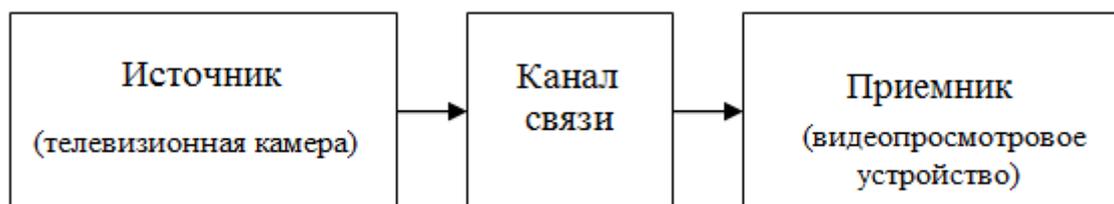


Рис. 2.4. Структурная схема телевизионной системы как системы связи

Более детализированной является модель, в которой выделены кодеры источника и канала, а также соответствующие им декодеры:

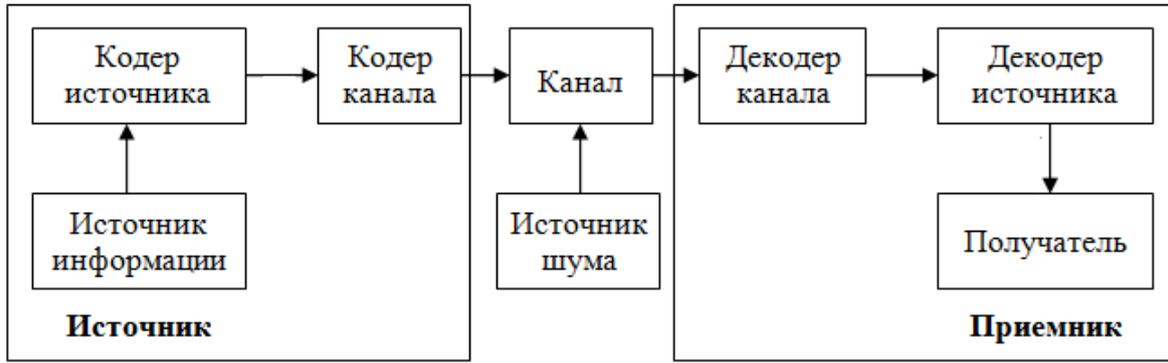


Рис. 2.5. Детализированная модель (схема) Шеннона

Кодер источника преобразует информацию в электрический сигнал, имеющий определенную форму представления (например, аналоговую или цифровую). Кодер канала преобразует сигнал в форму, необходимую для передачи по каналу связи (например путем модуляции несущей частоты для передачи по эфиру или в световое излучение для передачи по волокну). Декодеры канала и источника выполняют функции, обратные кодерам.

Систему визуализации, как и любую систему связи, можно представить в виде обобщенной модели (рис. 2.6).

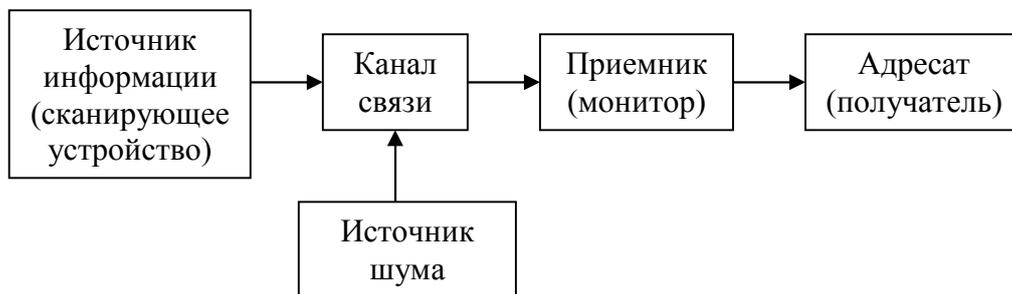


Рис. 2.6. Модель системы визуализации по К. Шеннону

*Источник информации* – сканирующее устройство, поэлементно преобразующее те или иные пространственно-временные неоднородности исследуемого объекта (например любое электромагнитное излучение в видимом, ультрафиолетовом, инфракрасном, рентгеновском диапазонах спектра, излучаемое или отражаемое объектом и окружающей его средой) в электрический сигнал.

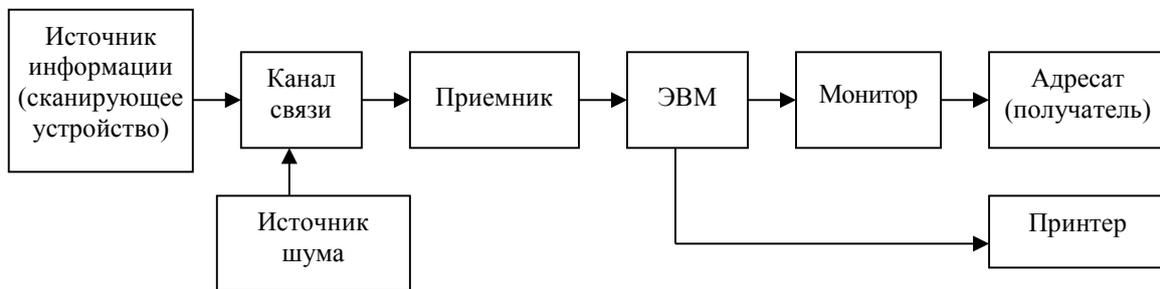
*Канал связи* предназначен для передачи электрического сигнала на расстояние.

*Источник шума* оказывает искажающее воздействие на передаваемый по каналу связи сигнал.

*Воспроизводящее устройство* преобразует электрический сигнал в форму сообщения – изображение на экране монитора, пригодное для восприятия зрением человека.

*Получатель* – человек-оператор.

Современные системы предполагают не только визуализацию изображения на приемной стороне, но и его запоминание и хранение, а также обработку с целью улучшения визуального восприятия и получения количественных характеристик. Данные функции выполняются при использовании ЭВМ и специализированного программного обеспечения. Поэтому ЭВМ в современных системах становится их составной частью и при этом принимает на себя функции воспроизведения изображений. В связи с проникновением компьютерных технологий в сферу визуализации часто проводят аналогию между системой «глаз – мозг», говоря, что если глаз – это часть мозга человека, вынесенная на периферию, то система телевизионной визуализации – это вынесенная на периферию часть компьютера. Таким образом, для современной системы визуализации будет характерна следующая модель:



**Рис. 2.7.** Модель системы визуализации с ЭВМ

Современная концепция информационной теории связи, предложенная Л.И. Хромова, дополнительно предусматривает выделение источника внешнего шума, действующего до канала непосредственно на источник сигнала, например, случайный шум фотонов. В общем случае на входе канала связи может действовать как фотонный шум, так и детерминированные помехи, проникающие в источник, например, в виде фоновых составляющих. Учет такого внешнего шума весьма важен, поскольку в случае превышения им сигнала источника передача информации по каналу связи становится бесполезной. При этом в системе существуют пороговые условия, при превышении которых дальнейшее усиление сигнала перед каналом связи (в частности повышение чувствительности телевизионной камеры) не имеет смысла, поскольку полезный сигнал полностью маскируется внешним шумом.

Соотношение между полезным (целевым, доминантным) и шумовым (фоновым) сигналом определяет качество информации, создаваемой системой. Причем критерием для оценки качества может выступать информационный критерий избирательности системы (информационного риска), определяющий соотношение потери информации о полезном сигнале и торможения шумовой информации.

Л.И. Хромовым модель системы телевизионной визуализации (рис. 2.8) детализирована с учетом особенностей канала, а также с учетом особенностей воздействия фотонного шума при передаче электромагнитного (светового) излучения от объекта на фотоприемник (сам световой поток шумит, так как он идет не непрерывно, а порциями – квантами).

В центре внимания проектировщика находится телевизионная камера, которая выполняет функцию кодера. В ней непрерывное оптическое излучение преобразуется в видеосигнал (аналоговый или цифровой). Оптимизация системы с учетом шума канала и фотонного шума является весьма актуальной задачей в прикладном телевидении.

Из модели Л.И. Хромова следует наличие шумового порога, при превышении которого дальнейшее усиление сигнала перед передачей по каналу связи становится бесполезным, поскольку сигнал поражается шумом в фотонном канале, т.е. перед непосредственным преобразованием «свет – сигнал».

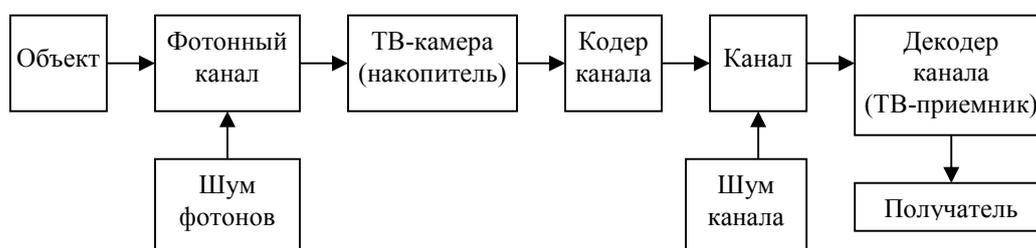


Рис. 2.8. Модель телевизионной системы по Л.И. Хромову

Кроме этого Л.И. Хромов предлагает ввести в модель объект исследования, субъект (проектировщика) и получателя сообщения. Такая модель (рис. 2.9) показывает, что проектировщик строит источник и канал с учетом специфики объекта и субъекта-получателя, которому необходимо получить новую информацию об объекте на основе некоторых априорных представлений. Модель также показывает, что связь в телевизионной системе осуществляется между объектом и субъектом посредством сигнала, несущего информацию об объекте. Объект оказывает физическое воздействие на источник сигнала, который воспринимает это воздействие как некоторый стимул для создания информационного сигнала. Информационный сигнал нужно передать получателю через канал, в котором неизбежно присутствуют шумы.

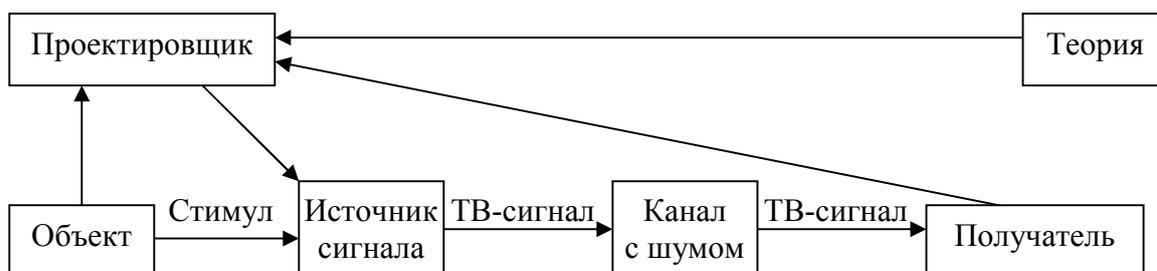


Рис. 2.9. Модель Хромова, отражающая связь системы связи и субъекта

В модели показан проектировщик системы, который, в общем случае, может быть в одном лице и получателем сообщения, и обладает априорными сведениями, а также учитывает требования получателя к качеству информации (критерии качества) и теоретические представления о принципах построения системы (ограничения). Априорная информация, критерии качества и ограничения образуют сопряженную триаду, на которую разработчик должен непременно опираться при проектировании системы.

Информация, передаваемая системой связи, может быть оценена как количественно, так и качественно. Понятие качества информации достаточно субъективно. Проектировщик, следуя рассмотренному подходу, должен удалить из смеси шумовой и полезной информации все лишнее для получателя. Л.И. Хромов образно сравнивает полезную информацию со скульптурой, вырубаемой из бесформенного куска мрамора в соответствии с замыслом скульптора.

Задача проектировщиков – построить оптимальную с точки зрения качества получаемой информации систему, а задача получателей (пользователей системы) – в полной мере использовать возможности системы с точки зрения выбора режимов работы. Оптимальной, по Л.И. Хромову, является система, дающая возможность получения изображения (информации) с максимально возможным качеством при минимальном количестве передаваемой информации.

Разработчик должен решить достаточно противоречивую задачу создания системы, обеспечивающей заданную ошибку передачи информации, при требуемой скорости ее передачи и разумной сложности технической реализации. Обобщенный критерий качества может быть построен на основе взвешенной суммы показателей, характеризующих указанные выше критерии качества.

### 2.3. Статистические свойства сигналов изображения

Статистические свойства изображений необходимо определять для того, чтобы оценить энтропию сигналов изображений, их избыточность и потенциальную возможность их сжатия.

Энтропия изображения (среднее количество информации на элемент) определяется выражением:

$$H = -\sum_{i=1}^m P_i \log_2 P_i, \text{ где } P_i \text{ – вероятность передачи градаций яркости, } m$$

– число градаций яркости.

Избыточность изображения определяется выражением:

Мерой избыточности информации в изображении может служить выражение:

$\delta J = (J_m - H)/J_m = 1 - H/J_m$ , где  $J_m$  информационная емкость элемента изображения.

Таким образом, отношение  $H/J_m$  показывает, во сколько раз можно сжать сигнал, а обратное отношение  $J_m/H$  показывает, какой выигрыш получается при применении того или иного метода кодирования.

Существуют различные способы сокращения избыточности (кодирования) видеосигнала [7].

Между соседними элементами в изображении, как правило, существуют корреляционные связи, т.е. вероятность градации последующего элемента зависит от градации предшествующего. Наличие корреляции между элементами повышает вероятность повторения градаций яркости. В сигнале, где есть корреляционная (статистическая) связь, количество информации на элемент в среднем (энтропия) меньше, чем в независимом (некоррелированном) сигнале.

Энтропия сообщения имеет глубокую аналогию с энтропией в термодинамике и, собственно, поэтому так и названа. Энтропия – мера хаоса или упорядоченности. Чем больше энтропия, тем больше хаоса, тем меньше взаимосвязей (корреляции), и, наоборот, чем энтропия меньше, тем больше в изображении упорядоченных структур, тем больше в нем степень корреляции элементов. Таким образом, энтропия существенно зависит от содержания изображения.

Для большинства сюжетов (портрет, пейзаж) в среднем вероятности всех градаций яркости  $P_i$  одинаковы, и неравномерность их распределения мала. Для таких сложных сюжетов необходимо определять условные вероятности градаций яркости с учетом корреляционных связей между соседними элементами, что составляет довольно сложную задачу.

Для специфических сюжетов неравномерность распределения  $P_i$  может оказаться значительной, что может быть использовано для эффективного сжатия. Рассмотрим пример. Наблюдаем частицы (например, клетки крови под микроскопом – темные точки на светлом фоне [4]). Их положение в кадре случайно и независимо друг от друга. Известно, что они составляют  $1/16$  всего кадра, т.е. вероятность появления сигнала от частицы в кадре –  $1/16$ . Сигнал от частицы (темная точка) соответствует логическому «0», от фона – логической «1».

Пусть в строке (для простоты) 32 элемента. При данной вероятности в строке будет только 2 сигнала от частицы, остальное – фон. Пусть, например, эти сигналы случайно попали на 5-й и 14-й элементы. Если передавать сообщение последовательно о каждом элементе строки в виде 0 и 1 в зависимости от состояния элемента, то надо передать 32 бита. Но можно применить кодирование и передать ту же информацию, указав только номера элементов, в которых есть сигнал, – это 5 и 14, затратив в двоичном коде максимально по 5 знаков на передачу любого числа от 0 до 31.

Таким образом, информация о двух частицах в строке составит 10 бит. На приемной стороне первичный сигнал легко, без потерь может быть восстановлен. Следовательно, исходное сообщение избыточно и может быть сжато.

Его энтропия составит  $H = (-\log_2 P_{\text{ч}})P_{\text{ч}} + (-\log_2 P_{\text{ф}})P_{\text{ф}}$ , где  $P_{\text{ч}}$  – вероятность появления частицы, а  $P_{\text{ф}}$  – вероятность появления фона. Для нашего примера:

$$\begin{array}{ccc}
 P_{\text{ф}} = 1 - P_{\text{ч}} & & -\log_2 P_{\text{ф}} = \log_2 1/P_{\text{ф}} \\
 \swarrow & & \swarrow \\
 H = (1/16) \times 4 + (15/16) \times 0,0931 = 0,337 \text{ бит/эл} \\
 \uparrow & & \swarrow \\
 P_{\text{ч}} & & -\log_2 P_{\text{ч}} = \log_2 1/P_{\text{ч}}
 \end{array}$$

Поскольку количество градаций в нашем примере  $m = 2$ , а информационная емкость на один элемент –  $J_m = \log_2 m$ , то  $J_m = 1$  (бит/эл). Таким образом, если для равновероятных событий  $J_m = 1$  (бит/эл), то за счет того, что вероятность сигнала частицы значительно меньше вероятности сигнала фона, энтропия сообщения (среднее количество информации на элемент) оказывается меньше информационной емкости. Всегда  $J_m > H$ , т.е. *информационная емкость на элемент больше энтропии сообщения (среднего количества информации на элемент)*.

Мерой избыточности сообщения может служить выражение  $\delta J = (J_m - H)/J_m = 1 - H/J_m$ . Оно показывает, на сколько можно сжать сигнал. В нашем примере  $\delta J = (1 - 0,337)/1 = 0,663$ , т.е. сигнал можно сжать на 0,337. Таким образом, отношение  $H/J_m$  показывает, во сколько раз можно сжать сигнал, а обратное отношение  $J_m/H$  показывает, какой выигрыш получается при применении того или иного метода кодирования. В нашем примере сигнал можно сжать в  $1/0,337$ , т.е. в 3 раза.

В телевидении измеряется средняя яркость элемента. При этом имеют место флуктуации (шум), т.е. случайные ошибки измерения. Таким образом, можно лишь указать некоторый интервал (определяемый уровень шума), в котором находится измеренное значение сигнала. Шум как бы квантует сигнал, ограничивая число воспринимаемых градаций яркости, и делает количество информации конечным.

В связи с этим возникает фундаментальный вопрос классической теории информации: как передавать точную информацию при наличии шума и как отличить сигнал от шума? На первый взгляд ответ такой: шум – случайный, а сигнал – нет. Однако сигналы также случайны, иначе они точно могли бы быть предсказаны и не несли бы никакой информации. Таким образом, что считать сигналом, а что – шумом, определяют получатель и отправитель информации в зависимости от поставленной цели. Каналу связи все равно, что передавать – сигнал или шум, и классическая теория

информации не дает ответа, в чем разница между сигналом и шумом. С этой точки зрения шум тоже может быть оценен количеством «информации», надо знать только их вероятность. Выборки шума через интервал Котельникова независимы. Например, так называемый «белый шум», спектр которого непрерывен и равномерен, как спектр белого света, имеет Гауссов (нормальный) закон распределения вероятностей. Такой «белый шум» несет максимальное количество информации среди любых других сигналов равной средней мощности.

Главная задача телевидения, как и любой другой техники связи, выделить сигнал из шума и передать информацию без ошибок (или с их минимумом). В классической теории информации показано, что всегда можно выбрать такую скорость передачи информации (бит/сек), при которой она будет передана с заданной вероятностью ошибки. В пределе теоретически, чтобы передать сообщение без ошибки, его надо передавать или бесконечно долго, или бесконечно усилить сигнал перед каналом связи. В этом состоит идея идеального «шумодава», изобретенного основоположником информационной теории связи К. Шенноном, решившим задачу неискаженной передачи информации, не затрагивая ее смыслового содержания.

Классическая теория информации не дает ответ, как выделить сигнал из шума, однако позволяет оценить параметры канала связи при условиях наилучшей кодировки сигнала. Таким образом, главной задачей связи, в том числе телевидения, стало: как наилучшим образом закодировать сигнал и наилучшим образом использовать канал связи.

Вычесть шум из сигнала на выходе канала нельзя, так как шум случаен, однако можно построить «шумодав», в котором используются статистические свойства сигнала. Так, например, при передаче неподвижных изображений используют принцип накопления (усреднения), позволяющий повысить отношение сигнал/шум в  $\sqrt{n}$  раз, где  $n$  – число накапливаемых кадров.

#### 2.4. Пропускная способность телевизионной системы

Пропускная способность телевизионного канала  $R$  – количество информации, передаваемое в единицу времени, определяется информационной емкостью кадра  $J = N \log_2 m$ , где  $N$  – число элементов разложения, а  $m$  – число передаваемых градаций яркости, и длительностью кадра  $T_K$ :  $R = J/T_K$ .

С учетом длительности элементов разложения  $\tau$ , соответствующих выборкам Котельникова при ограниченной полосе частот  $f_{max}$ ,  $T_K = \tau N$ . Тогда пропускная способность (скорость передачи) телевизионного канала определится выражением  $C_0 = (N/T_K) \log_2 m = (1/\tau) \log_2 m = 2f_{max} \log_2 m$  (бит/сек).

Число градаций яркости (уровней квантования)  $m$  в выборке ограничено соотношением уровней сигнала  $U_c$  и шума  $U_{ш}$ :  $m = U_c / U_{ш}$ . Таким образом, пропускная способность, определяемая для  $m = U_c / U_{ш} \geq 1$  также ограничена отношением сигнал-шум:  $C_0 = 2f_{max} \log_2 (U_c / U_{ш})$  (бит/сек).

К. Шеннон вывел формулу предельной пропускной способности канала связи с шумами, предположив, что информация закодирована наилучшим образом, шум в канале белый (Гауссов) и сигнал тоже имеет структуру белого шума в следующем виде:

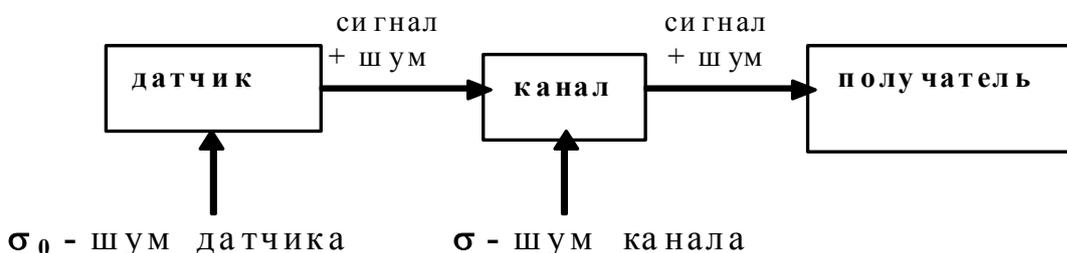
$C_0 = f_{max} \log_2(1 + U_c^2/U_{ш}^2)$  (бит/сек), где  $U_c^2$  – средняя мощность сигнала,  $U_{ш}^2$  – средняя мощность шума,  $f_{max}$  – ширина полосы пропускания канала связи.

Из указанных выше выражений видно, что пропускная способность возрастает при высоком отношении сигнал/шум.

Классическая теория информации, рассматривая её передачу через канал связи, не касается смысла (семантики) сообщения. С одной стороны, это дает возможность получить аналитическое выражение для оценки характеристик канала, с другой стороны – это ограничивает возможности теории. Попытки найти меру ценности информации столь же универсальную, как количество информации, делались неоднократно, но пока не увенчались успехом.

В этой связи весьма интересен современный подход Л.И. Хромова к решению этой проблемы [9,10]. Л.И. Хромов обращает внимание на одно обстоятельство в формуле Шеннона. В ней отсутствует шумовой порог, в результате значение под логарифмом всегда больше 1 даже если  $U_c^2 \leq U_{ш}^2$ . Такое чудо может быть сотворено только в идеальном «шумодаве» Шеннона, накапливающем (усиливающим) энергию сигнала перед шумом канала. Однако, реально (например, для датчиков сигнала) усиление осуществляется тогда, когда шум уже поразил сигнал. Таким образом, необходим «шумодав», который уменьшает шум. Для этого в телевидении применяют принцип накопления сигнала, который “тормозит” шум. Накопление заключается в повышении времени экспозиции (кадра) –  $T_k$ .

С учетом специфики телевидения Л. И. Хромов предлагает иной вариант формулы для вычисления пропускной способности для системы, изображенной на рис. 2.10:



**Рис.2.10.** Структурная схема ТВ-системы с учетом шума датчика и шума канала

Формула Хромова имеет следующий вид:  $C_0 = f_{max} \log_2 a^2 \bar{U}_c / \sigma^2$ , где

$a^2$  – коэффициент усиления датчика сигнала,  $\sigma^2$  – дисперсия белого шума,  $\bar{U}_c$  – усредненное значение отсчетов сигнала.

Как и классическая формула Шеннона, вариант Хромова показывает, что пропускная способность системы зависит от полосы частот и отношения сигнал/шум. В варианте Хромова эти сомножители “привязаны” к реальной системе и имеют шумовой порог  $\sigma^2 / a^2$ . Из формулы следует, что надпороговые отсчеты  $\bar{U}_c$ , превышающие порог  $\sigma^2 / a^2$  усиливаются (т. к. второй сомножитель логарифм больше нуля), а подпороговые (ниже порога) – тормозятся (обнуляются при втором сомножителе меньшем нуля, т. к. пропускная способность величина положительная).

Таким образом, формулу Л.И.Хромова можно записать следующим образом:

$$C_0 = \begin{cases} f_{max} \log_2 a^2 \bar{U}_c / \sigma^2, & \text{при } \bar{U}_c > \sigma^2 / a^2 \\ 0, & \text{при } \bar{U}_c \leq \sigma^2 / a^2 \end{cases}$$

Л.И. Хромов называет теорию Шеннона теорией скалярной информации, т. к. в ней рассматривается только количественная сторона дела, и, вводя понятие нескаларной информации, делает попытку учета качества информации. При этом он выделяет в ней полезную и шумовую информационные составляющие.

Так, рассматривая датчик телевизионного сигнала, реагирующий на поток фотонов, поступающих от наблюдаемых объектов, и считая полезный сигнал равным произведению контраста  $K$  на среднее число  $n$  фотонов, накапливаемых на одном элементе датчика за время кадра  $T_k$ , Л.И. Хромов выводит формулу для пропускной способности системы, содержащей  $Z$  строк в следующем виде:

↑
↗

Характеризует энергию полезного сигнала      Характеризует энергию фотонного шума

$C_0 = Z^2 / 2 T_k \log_2 [(K^2 n^2 + \sigma_0^2) a^2 / \sigma^2]$  или  
 $C_0 = Z^2 / 2 T_k \log_2 (K^2 n^2 a^2 / \sigma^2 + \sigma_0^2 a^2 / \sigma^2)$ , где  $\sigma_0^2$  – дисперсия фотонного шума. При этом дисперсия фотонного шума соответствует среднему числу фотонов, так как фотонный шум распределен по закону Пуассона, т. е.  $\sigma_0^2 = n$ .

Первое слагаемое под логарифмом характеризует полезную информацию, создаваемую источником информации – телекамерой. Второе слагаемое характеризует долю шумовой информации (фотонный шум), поступающую в канал от телекамеры.

Л.И. Хромов рассматривает систему, в которой требуется повысить пропускную способность канала на передачу сигнала от телевизионного

датчика, несущего как полезную, так и шумовую информацию. Это представление дает ему возможность оптимизации системы с точки зрения минимизации шумовой информации.

Действительно, из формулы Л.И. Хромова следует, что до тех пор, пока  $\sigma_0^2 < \sigma^2/a^2$  (т. е. пока фотонный шум ниже шумового порога), вторым слагаемым под логарифмом можно пренебречь (его доля мала). Если  $\sigma_0^2 \geq \sigma^2/a^2$  (т. е., если фотонный шум превышает шумовой порог), то второе слагаемое надо учитывать.

Таким образом, если шум канала  $\sigma^2$  повышается, то это ведет к понижению количества информации передаваемой в единицу времени (т.е. пропускной способности). Увеличение  $a^2$  (усиление) приводит к повышению количества передаваемой в единицу времени информации.

Однако, если превысить шумовой порог, то в увеличивающемся количестве передаваемой информации доля полезной будет ниже за счет повышения второго слагаемого, которое надо начинать учитывать. Следовательно, существует оптимальное усиление  $a^2$  перед шумом канала, которое зависит от характеристик канала и фотонного шума.

Оптимальная полоса пропускания (четкость изображения) согласно данной формуле будет определяться по пересечению пространственного спектра сигнала с шумовым порогом, зависящим от дисперсии шума канала и коэффициента усиления перед ним.

Таким образом, разбиение информации на полезную и шумовую позволяет учесть качество информации поступающей получателю. Действительно, например, если усиливать смесь сигнала и шума перед каналом, то количество полезной информации почти не зависит от усиления, шумовая информация увеличивается. Поэтому доля полезной информации в общем потоке низка. В результате канал будет загружен в основном передачей шумовой информации. Для потребителя соотношение полезной и шумовой информации, т.е. качество информации будет низким, а для проектировщика потребуются обеспечение чрезмерно большой пропускной способности канала. Хромов показывает, что при приближении к идеальной системе передачи (бесконечное усиление перед каналом) смеси сигнала и шума происходит ускоренный рост шумовой информации, поэтому необходимо искать оптимум коэффициента усиления, при котором согласно его формуле дисперсия фотонного шума  $\sigma_0^2$  не превышает порог, определяемый соотношением дисперсии шума канала и коэффициента усиления телевизионного датчика  $\sigma^2/a^2$ .

Таким образом, вводя понятие не скалярной информации и разделяя её на полезную и шумовую, Л.И.Хромов показал, что:

1. полезная информация в реальной системе смешанная с шумовой,
2. информацией (шумом датчика сигнала), суммируется в канале с шумом канала, совместно загружая его пропускную способность (собственный шум датчика можно считать шумом канала),

3. в оптимальной системе надо бороться и с шумовой информацией и с шумом канала,
4. с шумом канала борются усилением, с шумовой информацией (фотонным шумом датчика) борются “торможением”. При этом используется шумовой порог, сравнивающий дисперсию шума датчика с соотношением дисперсии шума канала и коэффициента усиления смеси сигнала и шума,
5. пропускная способность гауссовой системы определяется произведением полосы частот на энергетическое отношение сигнал/шум в дБ.

Рассматривая пример решения задачи телевизионного обнаружения движущегося точечного объекта на сложном фоне, Л.И.Хромов обращает внимание на то, что в передаваемой информации основную долю занимает “фоновая” информация, а на передачу информации о точечном объекте расходуется лишь малая её часть. Возникает картина похожая на передачу полезной и шумовой информации.

Однако, Л.И.Хромов не отождествляет “фоновую” информацию с шумовой, считая что она несет получателю пользу, и что для учета качества информации необходимо вводить дополнительные критерии по значимости информации для получателя, нежели данное им разделение информации на полезную и шумовую (“... фоновая информация занимает как бы промежуточное место между информацией о наблюдаемом объекте и шумовой информацией. Необходимо разделить на два типа саму полезную информацию: целевую и фоновую...”)[9,10].

Такое разделение может быть произведено компьютером, согласованным с ТВ-камерой на основе алгоритмов обработки изображений. В свою очередь алгоритмы обработки воплощает проектировщик с целью получения некоторого априорного образа объекта, соответствующего представлению о целевой информации, выделяемой из смеси сигнала и шума.

Многие исследователи, рассматривая систему “глаз-мозг” и анализируя данные о большом несоответствии пропускной способности зрительного анализатора количеству информации, содержащейся в изображениях (пропускная способность зрительного нерва в миллион раз меньше количества зрительной информации, поступающей на сетчатку) разделяют информацию на семантическую (смысловую) и несемантическую (неосмысливаемую). Предполагается, что зрительный анализатор пропускает только семантическую информацию (в виде готового образа), сжимая исходную информацию.

Л.И.Хромов считает, что деление информации на полезную и шумовую относится к информации несемантической. В свою очередь он предлагает семантическую информацию разделить на истинную и ложную, рассматривая далее в постановочном плане проблему информационного воздействия вещательного телевидения на человечество. В частности, проводя

аналогию между полезной – истинной и шумовой – ложной информацией он делает предположение, что с ростом количества информации (как некоторый аналог усиления смеси полезного и шумового сигнала) происходит повышение роста ложной семантической информации.

Л.И. Хромов выдвигает также гипотезу о том, что большая пропускная способность системы требуется лишь в том случае, когда визуализируются априорно неизвестные объекты. Если свойства визуализируемого объекта априорно известны, то требуется значительно меньше смысловой (семантической) информации  $I_{см}$ , а именно:  $I_{см} = \log_2 C_0 T_k$ . В технике телевидения пока нельзя достигнуть такого логарифмического сжатия количества информации, поскольку теории семантической информации пока не существует. Лишь в предельном случае, когда идет речь, например, об обнаружении точечного объекта по признаку движения можно рассчитывать на логарифмическое сжатие.

Разработчикам телевизионных систем информационный подход дает достаточно четкие ориентиры для проектирования. Опорой здесь является сопряженная триада, которую составляют априорная информации визуализируемом объекте, критерии качества и существующие ограничения. В этом случае возможен поиск оптимального варианта системы. Так в качестве универсальных критериев качества могут выступать точность (ошибка), скорость передачи (время, быстродействие) и сложность реализации системы (например, в количестве необходимых элементов). Универсальные критерии могут быть объединены в один обобщенный, представляющий собой их взвешенную сумму. Веса (коэффициенты) назначаются проектировщиком в зависимости от их важности и образуют вектор концепции системы. Необходимо иметь в виду взаимодействие между параметрами, входящими в обобщенный критерий.

Информационный подход к проектированию телевизионной системы фактически базируется на критерии минимума информационного риска, предложенный А.К. Цыцулиным и определяемый взвешенной суммой потери информации о доминантном сигнале и дошедшей до получателя шумовой информации. Назначаемые проектировщиком цены потерь доминантной информации и получения шумовой информации и есть не что иное, как указанный выше вектор концепции системы.

Термин доминантной информации, введенный Л.И.Хромовым и А.К.Цыцулиным, предполагает учет достаточности смысла получаемой информации и определяется разностью сигнальной (полезной) и ложной информации. В свою очередь ложную информацию авторы данного подхода к учету качества (смысла) информации определяют, как сумму шумовой и фоновой информации. Они придерживаются мнения о том, что с точки зрения семантики существует информационный компромисс между истиной и ложью. Любое сообщение содержит их смесь. Иными словами ошибки неизбежны в каждом сообщении.

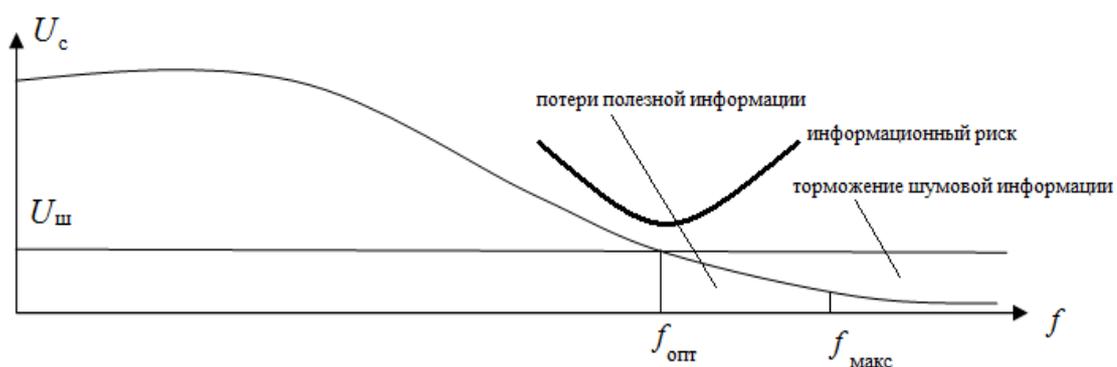
В иллюстрацию этого авторы приводят стих писателя-философа Робиндраната Тагора:

*Перед ошибками захлопываем дверь –  
Ни слова лжи, но все ж  
В смятении истина: «Как я войду теперь?»  
Перед истиной распахиваем дверь –  
Потоком хлынет ложь!  
В смятении истина: «Куда войду теперь?»*

Таким образом, закрывая дверь перед ошибками (назначая очень высокую цену шумовой информации) мы одновременно закрываем дверь для полезной информации и, наоборот, открывая дверь для полезной информации (назначая очень высокую цену потерь доминантной информации) мы одновременно открываем дверь перед информацией ложной.

Если цены потерь доминантной информации и загрузки канала шумовой информацией равны, то получаем наиболее простой (идеальный) случай для оценки, соответствующий принципу достаточной точности и названный А.К. Цыцулиным «критерием экономного связиста». В этом случае минимум среднего риска достигается при равенстве ошибок передачи, вызванных входным шумом и шумом канала.

Для достижения максимального качества передаваемой информации требуется оптимальное усечение полосы пропускания (спектра сигнала). При этом шумовая информация тормозится значительно в большей степени, чем доминантная информация. Такое усечение должно производиться по пороговому отношению сигнал-шум, которое, например, для критерия «экономного связиста» берется равным 1. С точки зрения новой информационной трактовки это означает, что порог определяется исходя из критерия минимума информационного риска, а именно: отношением весов (цен) шумовой информации и потери доминантной информации.



**Рис.2.11.** Иллюстрация оптимального усечения спектра сигнала

На рис. 2.11 приведена иллюстрация оптимального усечения спектра сигнала  $U_c$  на частоте  $f_{\text{опт}}$  при единичном отношении сигнал-шум по сравнению с максимальной частотой  $f_{\text{макс}}$ , определяемой по теореме Котельникова.

### **Контрольные вопросы**

1. В чем заключается специфика системы телевизионной визуализации?
2. Какие основные задачи решает система визуализации с информационной точки зрения?
3. Чем определяется информационная емкость кадра и элемента изображения?
4. Что характеризует энтропия и избыточность изображения?
5. Как используют статистические свойства изображений?

### Литература

1. *Марр, Д.* Зрение. Информационный подход к изучению представления и обработки зрительных образов / Д. Марр. М.: Радио и связь, 1987. 399 с.
2. *Роуз, А.* Зрение человека и электронное зрение: пер. с англ / А. Роуз. М.: Мир, 1977. 216 с.
3. *Хромов, Л. И.* Информационная теория связи на пороге XXI века / Л. И. Хромов. СПб.: ПиК, 1996. 88 с.
4. *Хромов, Л. И.* Информационная революция и виртуальное познание / Л. И. Хромов. СПб.: ЭВС, 2000. 124 с.
5. *Цыцулин, А. К.* Избирательность и теория информации / А. К. Цыцулин // *Вопр. радиоэлектроники. Сер. «Техника телевидения».* 2007. Вып. 1. С. 3–9.
6. *Цыцулин А.К., Фахми Ш.С., Зубакин И.А.* Начальный этап проектирования кодера источника непрерывного сигнала. *Вопросы радиоэлектроники. Сер. Техника телевидения.* 2010. Вып.2. С.17-33.
7. *Цыцулин А.К.* Теория линейного кодирования зашумленных сигналов. *Вопросы радиоэлектроники. Сер. Техника телевидения.* 2009. Вып.2. С.16-40.
8. *Цыцулин А.К., Фахми Ш.С., Зубакин И.А., Хромов Л.И.* *Вопросы радиоэлектроники. Сер. Техника телевидения.* 2009. Вып.2. С.16-40.
9. *Хромов Л.И., Цыцулин А.К.* *Основания космической видеоинформатики. Вопросы радиоэлектроники. Сер. Техника телевидения.* 2011. Вып.1. С.6-31.
10. *Хромов Л.И., Цыцулин А.К., Куликов А.Н.* *Видеоинформатика. М. Радио и связь, 1991. 192 с.*
11. *Цыцулин А.К.* *Телевидение и космос: Учеб. пособие.- СПб.,Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2003.228 с.*
12. *Березин В.В.* *Твердотельная революция в телевидении. М. Радио и связь / В.В. Березин, А.А. Умбиталиев, Ш.С. Фахми, А.К. Цыцулин, Н.Н. Шипилов / Под редакцией А.А. Умбиталиев и А.К. Цыцулина /, 2006. 300 с.*
13. *Корньшиев Н. П.* *Телевизионная визуализация: учебное пособие.* НовГУ им. Ярослава Мудрого, Великий Новгород, 2010. 164с.

## ЛЕКЦИЯ 3

### ТЕЛЕВИЗИОННЫЕ МЕТОДЫ И АППАРАТУРА ДЛЯ СПЕКТРАЛЬНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

#### Спектрозональные (мультиспектральные) методы

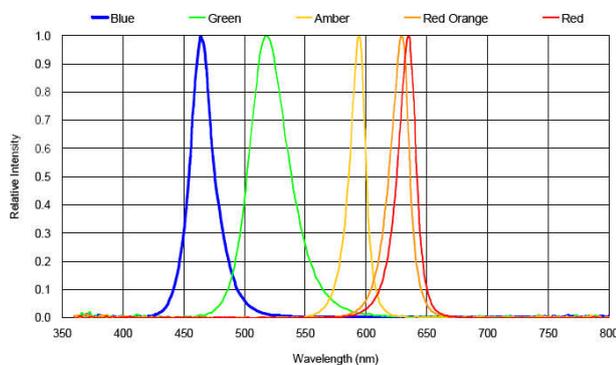
Данные методы предполагают получение сигнала яркости от выделенного участка спектрального диапазона чувствительности фотоприемника. Фактически производится преобразование выделяемого участка спектра в видимый свет, что расширяет возможности зрения человека, делая невидимое видимым. В этой связи часто в настоящее время применяется термин телевизионная визуализация, поскольку в данном случае именно телевизионные методы делают доступным зрительному восприятию целый ряд невидимых невооруженным глазом особенностей изображений объектов. Спектрозональное наблюдение может осуществляться двумя способами:

- 1) путем освещения объекта светом в требуемом участке диапазона спектральной чувствительности фотоприемника при наличии защиты объекта от внешних засветок,
- 2) путем установки отрезающих светофильтров перед фотоприемником при наличии внешнего освещения объекта во всем диапазоне спектральной чувствительности фотоприемника.

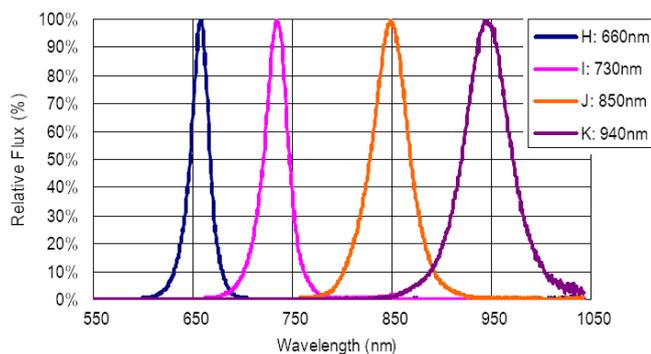
Освещение в требуемом участке диапазона спектральной чувствительности может создаваться также двумя способами:

- 1) при помощи узкополосных излучателей, например, светодиодов,
- 2) при помощи широкополосных излучателей с установкой перед ними отрезающих светофильтров.

Спектральные характеристики некоторых светодиодов, приведены на рис. 3.1, 3.2.



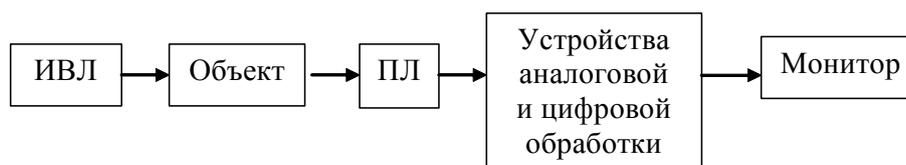
**Рис.3.1.** Спектральные характеристики светодиодов, используемых при спектрозональной подсветке в видимой области спектра



**Рис.3.2.** Спектральные характеристики светодиодов для спектральнональной подсветки в красной и инфракрасной области спектра

### Люминесцентный макроанализ

При люминесцентном макроанализе осуществляется визуализация люминесценции исследуемого объекта под воздействием возбуждающего излучения. В основе методов телевизионной визуализации люминесценции лежит структурная схема, показанная на рис. 3.3.



**Рис. 3.3.** Структурная схема телевизионной системы, визуализирующей люминесценцию (ИВЛ – источник возбуждения люминесценции; ПЛ – приемник люминесценции)

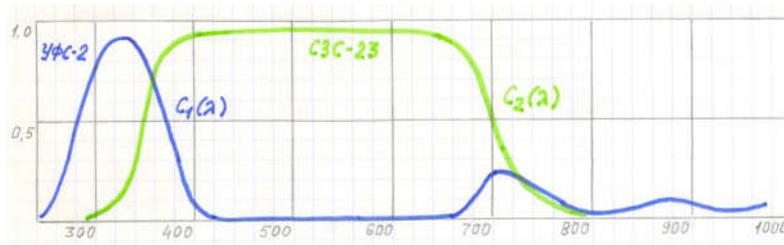
В качестве ИВЛ используется источник света со светофильтром, выделяющим спектр поглощения, а в качестве ПЛ – матричный фотоприемник со светофильтром, выделяющим спектр люминесценции исследуемого вещества. Получаемый видеосигнал используется для дополнительной аналоговой и/или цифровой обработки с целью повышения контрастности и уменьшения уровня шумов. Под устройством аналоговой обработки подразумевается устройство коррекции видеосигнала, в качестве устройства цифровой обработки выступает ЭВМ со специализированным программным обеспечением, в которую вводится преобразованный в цифровую форму видеосигнал и отображается на экране телевизионного или компьютерного монитора.

При визуализации фотолюминесценции необходимо минимизировать паразитные фоновые засветки, возникающие из-за неидеальности спектральных характеристик светофильтров, а также из-за возможной собственной люминесценции фона. Так, например, метод возбуждения ультрафиолетовы-

ми лучами люминесценции меток, размещенных в денежных знаках и ценных бумагах, основан на вторичной люминесценции, поскольку ультрафиолетовые лучи поглощаются целлюлозной основой документа и вызывают ее свечение в сине-голубой области спектра, которое, в свою очередь, возбуждает свечение меток различного цвета.

Фоновая составляющая дает дополнительный паразитный световой поток, проникающий в фотоприемник и ограничивающий контрастность получаемого изображения. Таким образом, перевод спектра ИВЛ на участок, согласованный непосредственно со спектром поглощения исследуемого вещества, т.е. на метод возбуждения первичной люминесценции, является одним из способов повышения чувствительности системы.

Рассмотрим далее принципы построения систем для визуализации фотолюминесценции различных типов с использованием стандартных светофильтров. Принцип визуализации цветной люминесценции показан на рис. 6, на котором приведены спектральные характеристики компонентов системы в соответствии с ее моделью. Возбуждение люминесценции осуществляется ИВЛ с УФ источником света на основе ртутной лампы, имеющей линейчатый спектр излучения и снабженной светофильтром типа УФС. С точки зрения оптимального сочетания максимума полезного пропускания УФ-излучения и минимального паразитного «красного хвоста», свойственного данному типу светофильтров, предпочтительно применение стекол типа УФС-2, УФС-5. Материал стекла трубки также оказывает фильтрующее действие на коротковолновую часть излучения. При этом наименьшее влияние оказывает кварцевое стекло. В зависимости от типа люминофора трубки получают различные характеристики свечения. Покрытие трубки ртутной лампы изнутри люминофором сдвигает коротковолновое газоразрядное свечение ртути в длинноволновую область спектра и преобразует спектр из линейчатого в более сплошной.

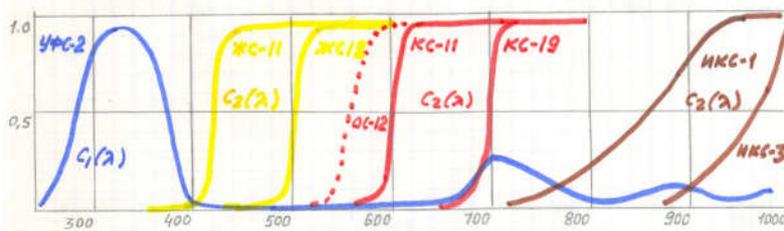


**Рис. 3.4.** Компоненты системы для визуализации цветной люминесценции:  $C_1(\lambda)$  – спектральная характеристика светофильтра УФС-2, выделяющего спектр поглощения;  $C_2(\lambda)$  – спектральная характеристика светофильтра СЗС-23, выделяющего спектр вторичной люминесценции цветных красителей

Спектр люминесценции выделяется светофильтром СЗС-23. В сочетании со спектральной характеристикой чувствительности стандартной ПЗС-

матрицы – результирующая характеристика ПЛ получается близкой к кривой видности глаза человека.

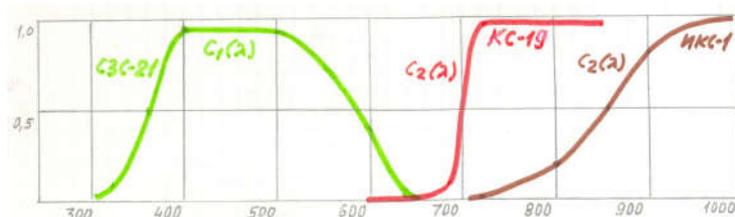
Принцип визуализации люминесценции в выбираемых участках видимой области спектра под воздействием УФ-лучей показан на рис. 3.5.



**Рис. 3.5.** Спектральные характеристики компонентов системы визуализации люминесценции в видимой области спектра под воздействием УФ-излучения

Участки спектра выбираются стандартными отрезающими светофильтрами типа ЖС, ОС, КС, имеющими достаточно крутые границы, отсекающие коротковолновую часть спектра. Для устранения нежелательного влияния паразитной засветки в области «красного хвоста» фильтра типа УФС отрезающие светофильтры могут использоваться в комбинации со светофильтром СЗС-23.

Принцип телевизионной визуализации инфракрасной (ИК) люминесценции показан на рис.3.6. Источником света с широким спектром (видимый и инфракрасный диапазон) служит галогенная лампа. Участок спектра поглощения в видимой области спектра (сине-зеленая область спектра) выделяется светофильтром  $C_1(\lambda)$  типа СЗС-21. Для снижения тепловой нагрузки, создаваемой галогенной лампой, СЗС-21 целесообразно использовать в комбинации со светофильтром СЗС-26, подавляющим ИК-излучение.

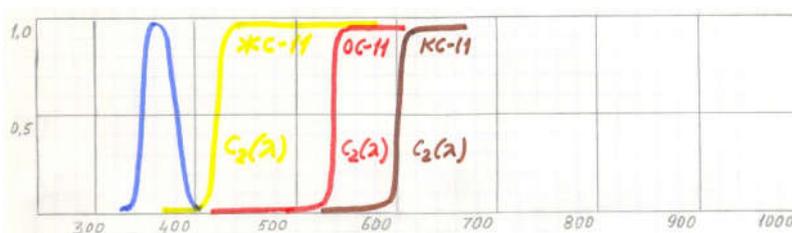


**Рис. 3.6.** Спектральные характеристики компонентов системы визуализации люминесценции в инфракрасной области спектра под воздействием сине-зеленого света

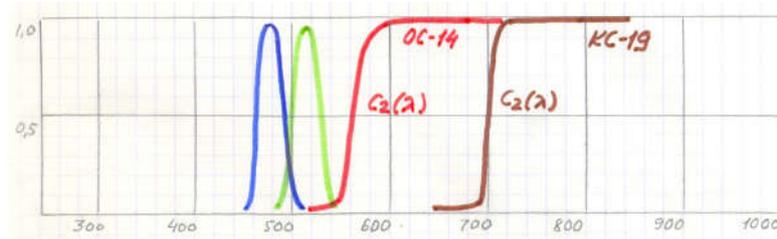
Участки спектра люминесценции выделяются светофильтрами типа КС-19, ИКС-1, ИКС-2, ИКС-3, имеющими крутые фронты, отсекающие коротковолновую часть спектра. При этом следует иметь в виду уменьшение коэффициента пропускания светофильтров по мере увеличения длины волны, соответствующей границе раздела. Спектральная чувствительность стандартной ПЗС-матрицы ограничивает диапазон в ИК области спектра

длиной волны порядка 1000–1100 нм. Для получения сдвига чувствительности в длинноволновую область спектра необходимо использовать специальные ПЗС-матрицы.

При небольшом поле зрения для возбуждения люминесценции весьма эффективно могут быть использованы источники света на светодиодах. При использовании светодиодов отпадает необходимость в использовании в ИВЛ светофильтров  $C_1(\lambda)$ . Задача согласования спектральной мощности излучения со спектром поглощения исследуемого вещества в этом случае решается путем подбора светодиода с соответствующей длиной волны. Тем не менее, светодиоды обладают дополнительными полосами излучения в инфракрасной области спектра и могут создавать паразитные засветки в области спектральной чувствительности фотоприемника.



**Рис. 3.7.** Пример спектральных характеристик для визуализации люминесценции в видимой области спектра при использовании ультрафиолетового светодиода



**Рис. 3.8.** Пример спектральных характеристик для визуализации люминесценции в красной и инфракрасной областях спектра при использовании в качестве ИВЛ светодиодов сине-зеленого диапазона

Весьма эффективным методом возбуждения люминесценции является импульсный метод, позволяющий сгенерировать большую мощность в момент вспышки. Особенностью метода является необходимость фиксации одиночного информационного кадра, содержащего люминесцентное изображение и следующего непосредственно после кадра импульсной засветки.

Как правило, при визуализации люминесценции одновременно с включением источника возбуждающего излучения, соответствующего области поглощения люминесцирующего вещества, автоматически обеспечивается ввод перед фотоприемником светофильтра, выделяющего спектр

люминесценции. Так, например, для выделения люминесценции в видимой области спектра под воздействием ультрафиолетового света обычно используется светофильтр типа ЖС-4, а для выделения инфракрасной люминесценции под воздействием сине-зеленого света – светофильтр типа КС-19

### **Видеоспектральные компараторы (телевизионные спектральные системы)**

Телевизионные системы, предназначенные для технических исследований документов, являются специфическим классом аппаратуры прикладного назначения, характеризующиеся интеграцией в них как спектрального фотоприемника, так и источников света различных спектральных диапазонов, что позволяет не только наблюдать спектральные изображения исследуемых объектов криминалистики, но и обнаруживать их люминесценцию. Данные системы получили название телевизионных спектральных систем (ТСС), а в зарубежной литературе в этой связи используется название видео спектральные компараторы (в английской аббревиатуре *VSC*).

#### ***Основные этапы развития данного вида аппаратуры***

**Этап 1.** 1988-1993гг. - создание первой телевизионной спектральной системы ТСС-1 и модификаций на ее базе.

Отличительные особенности аппаратуры этапа 1:

- ТВ-камеры на базе видиконов.
- Ртутные лампы высокого давления для возбуждения люминесценции.
- Стандартные светофильтры 40x40 и 80x80мм.
- Стационарный вариант исполнения.
- Импортзамещающая техника по отношению к зарубежному аналогу *VSC-1 (F&F, Великобритания)*. Отечественный аналог: ВСК1 (НПО “Спектр”, Москва).

**Этап 2.** 1993-2003гг. - создание номенклатуры телевизионных спектральных систем (ТСС2, ТСС3, ТСС2М, ТСС3М, ТСС3Ц, ТСС «Эксперт», ТСС «Эксперт-Ц», ТСС «Радуга»), а также приборов дооснащения к ним и аппаратно-программных комплексов (АПК) на их базе (УСИ7, УСИ9, ВМ1, ВМ2, макропроектор, КВС26, ТСМ1, ТМ1, ТМ2, КТП171, КТП171-1, КТП171-2, КТП171-3, УВВИ).

Отличительные особенности аппаратуры этапа 2:

- ТВ-камеры на ПЗС.
- Люминесцентные лампы для возбуждения ультрафиолетовой (УФ) люминесценции.

- Малогабаритные галогенные лампы для возбуждения инфракрасной (ИК) люминесценции.
- Дополнительные источники света на светодиодах.
- Уменьшение массы и габаритов, возможность переноса аппаратуры
- Специализация систем (для экспресс-анализа и углубленных криминалистических исследований).
- Аппаратно-программные комплексы и автоматизированные рабочие места экспертов-криминалистов.
- Импортзамещение по отношению к зарубежным аналогам *VSC-1*, *VSC-4* (“*F&F*”, Великобритания), *DVC-1* (“*CES*”, Германия), *Docubox*, *Docuzenter* (“*Projectina*”, Швейцария). Отечественные аналоги: ВСК-1 (НПО “Спектр”, Москва), Эксперт-К (“ЭВС”, С-Петербург).

**Этап 3.** 2004-2014гг. – совершенствование приборов и систем. (ТССЗМ-1, ТСС «Радуга-2», ТСС «Криминалист-2», ТЛ-2)

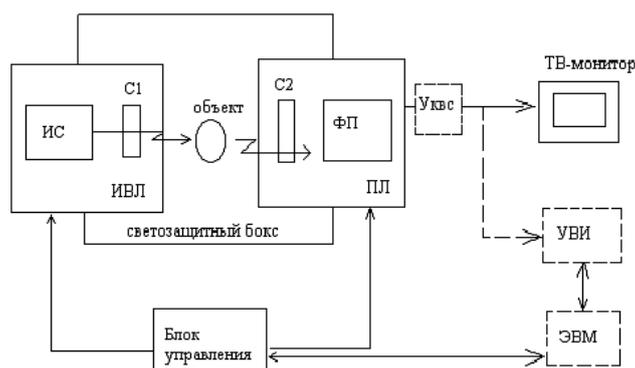
Отличительные особенности аппаратуры этапа 3:

- ТВ-камеры на базе ПЗС повышенной чувствительности и разрешающей способности.
- Широкое применение светодиодов в качестве источников освещения как в видимом, так и в УФ и ИК-диапазоне спектра.
- Наличие встроенного микропроцессора и программного управления источниками света на светодиодах (ТСС «Криминалист-2»).
- Программно управляемые источники света на базе импульсных ламп повышенной мощности (ТСС «Радуга2»).
- Применение вариофокальной оптики.
- Малые габариты и масса. Возможность использования при выезде на место происшествия (ТСС «Криминалист-2»).
- Импортзамещающая техника по отношению к зарубежным аналогам *VSC-2000*, *VSC-5000* (“*F&F*”, Великобритания), *Docuzenter500S* (“*Projectina*”, Швейцария), *ED-1100* (“*Regula*”, Беларусь). Отечественные аналоги – ВСК-1 (НПО “Спектр”, Москва), Эксперт-К (“ЭВС”, С-Петербург), VC-20.1 (ЗАО “Вилдис”, Москва).

Анализ этапов развития, а также изучение зарубежных и отечественных аналогов позволяют выделить такие основные тенденции совершенствования аппаратуры для криминалистических исследований, как повышение разрешающей способности, чувствительности, избирательности и интеллектуализация оборудования [1, 2].

Принцип построения ТСС характеризуется приведенной на рис.3.9 структурной схемой. В данной схеме спектрональное наблюдение может быть реализовано либо при подсветке объекта источником света с широким спектром (например, без использования  $C_1$ ) и установкой перед фотоприемником светофильтра из набора  $C_2$ , выделяющего необходимый уча-

сток спектрального диапазона, либо подсветкой объекта в выбранном спектральном диапазоне при помощи светофильтра из набора  $C_1$  без установки  $C_2$ . При визуализации люминесценции необходимо использовать оба набора светофильтров, причем,  $C_1$  согласуется со спектром поглощения исследуемого объекта, а  $C_2$  - со спектром его люминесценции. Назначение УКВС – аналоговая яркостная коррекция видеосигнала. В качестве УВИ обычно используется стандартное устройство видеозаписи, подключаемое к ЭВМ для оцифровки и ввода изображения.



**Рис.3.9.** Обобщенная структурная схема ТСС:  $C_1$  и  $C_2$  – наборы светофильтров; ИС – набор источников света; ФП – фотоприемник; ИВЛ – источник возбуждения люминесценции; ПЛ – приемник люминесценции; УКВС – узел коррекции видеосигнала; УВИ – устройство ввода изображений

### Телевизионные системы для криминалистических исследований

Телевизионные спектральные системы (ТСС), предназначенные для криминалистических исследований, обеспечивают:

- 1) обнаружение различного рода подделок документов, в частности, установление в первоначальном тексте следов травления, механической подчистки, дописок, исправлений, а также установление последовательности выполнения текста;
- 2) определение различий между эталонным оттиском печати и оттиском печати на документе, установление способа их нанесения, например, плоской, высокой, глубокой печатной формой;
- 3) установление способа изготовления бланка;
- 4) выявление наличия специальных меток, штампов, микро шрифтов и других элементов защиты на документах и ценных бумагах;
- 5) выявление малоконтрастных, слабо люминесцирующих следов на документах;
- 6) выявление залитых, зачеркнутых или выцветших (угасших) текстов, записей, образованных вдавленными штрихами или выполненными на копировальной бумаге и т.п.



**Рис. 3.10.** Примеры изображений фрагментов документов, полученных с помощью ТСС (сверху-вниз):

- 1) водительское удостоверение (люминесценция под воздействием УФ лучей)
- 2) акцизная марка в отраженном видимом свете (слева) и люминесценция номера марки и защитной полоски под воздействием УФ лучей (справа)
- 3) банковский билет в отражённом видимом свете (слева) и люминесценция защитных волокон в ИК области спектра(справа)
- 4) фрагмент паспорта в отраженном видимом (слева) и в ИК (справа) свете
- 5) фрагмент паспорта в косо падающем (слева) и в проходящем ИК (справа) свете

Как правило, ТСС, кроме визуализации люминесценции в видимой области спектра под воздействием УФ лучей и люминесценции в ИК обла-

сти спектра под воздействием видимых лучей, позволяют проводить исследования в отраженных, проходящих, вертикально и косо падающих лучах УФ, видимого и ИК диапазонов.

Цветные телевизионные спектральные системы дополнительно к возможностям черно-белых обеспечивают наблюдение цветных изображений объектов, исследуемых в видимой области спектра при прямом и косо падающем освещении, а также при люминесценции под воздействием ультрафиолетовых лучей.

Это позволяет проводить сопоставительный анализ исследуемых объектов по цветовым различиям и значительно повысить эффективность выявления подделок документов и ценных бумаг, имеющих цветные элементы защиты, например орловскую и ирисовую печать, фоновую сетку, цветные люминесцентные волокна или изображения и т.п.

Анализ этапов развития, а также изучение зарубежных и отечественных аналогов позволяют выделить такие основные тенденции совершенствования аппаратуры для криминалистических исследований, как повышение разрешающей способности, чувствительности, избирательности и интеллектуализация оборудования.

Повышение *разрешающей способности* обеспечивает улучшение визуализацию мелких деталей в исследуемых изображениях и связано с использованием новых твердотельных преобразователей свет-сигнал, в частности, КМОП-матриц.

Повышение *контрастной чувствительности* обеспечивает улучшение визуализацию малоконтрастных объектов в исследуемых изображениях и связано с использованием:

- 1) преобразователей свет-сигнал с повышенной чувствительностью,
- 2) источников света с повышенной мощностью и светоотдачей,
- 3) оптимизацией компонентов системы,
- 4) эффективным шумоподавлением.

Повышение *избирательности* в оптическом диапазоне обеспечивает дифференциацию объектов с близкими спектрами поглощения и люминесценции и связано с увеличением:

- 1) числа диапазонов спектральной чувствительности фотоприемника за счет дополнительных светофильтров,
- 2) числа спектральных диапазонов источников света за счет дополнительных источников как для видимой, так и для УФ и ИК области спектра.

*Интеллектуализация* оборудования связана с использованием микропроцессоров и управлением от ЭВМ и обеспечивает:

- 1) повышение производительности и объективности работы эксперта (проведение исследований в автоматическом режиме по заданной программе),

- 2) воспроизводимость результатов при повторении исследований (режимы, масштаб, диафрагма, настройки и т.д.),
- 3) расширение функциональных возможностей при получении и обработке изображений исследуемых объектов (синтез цветного изображения из спектральных изображений, спектральная селекция и т.п.).

Ниже на рис. 3.10 приведены некоторые изображения фрагментов документов, полученных с помощью телевизионных спектральных систем.

### Телевизионная спектральная система "ТСС-3М"

Внешний вид телевизионной спектральной системы ТСС -3М, предназначенной для экспресс-анализа документов непосредственно на контрольных постах ГАИ, таможен, различных служб безопасности и т.п., показан на рис. 3.11.



**Рис. 3.11.** Внешний вид телевизионной спектральной системы ТСС -3М

Особенностями системы является оперативность, простота и удобство проведения экспресс-анализа документов, наличие аналогового узла коррекции видеосигнала для эффективного выявления люминесценции, возможность измерения линейных и угловых размеров печатей и штампов при помощи съемных стекол с мерными сетками, малые габариты и масса.

В состав системы входят анализатор и черно-белый или цветной монитор с диагональю экрана 9 или 12". ТСС3М имеет следующие технические характеристики: спектральная чувствительность 365-1000 нм, разрешающая способность 375 тел. лин., размер контролируемого поля 32x42 мм, размер контролируемого документа 297x210 мм, напряжение питания 220 В, габаритные размеры анализатора 231x248x260 мм, масса анализатора 7 кг.

В системе в качестве источников света (комбинированный ИВЛ) используются мощные светодиоды. Фотоприемник ТСС3М имеет стандартную чувствительность.

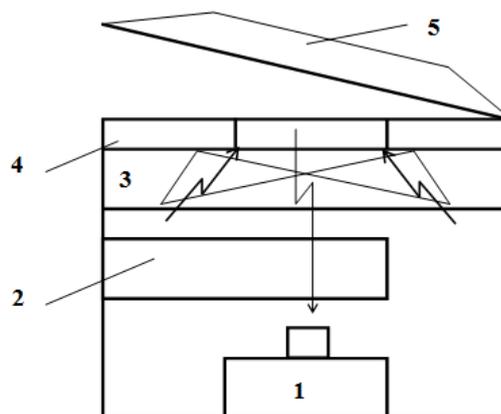
На рис.3.12 показана функциональная схема и особенности конструкции анализатора ТСС-3М.

Исследуемый документ устанавливается на предметную плоскость – 4 с прозрачным окном и прижимается откидным прижимом со встроенным источником – 5 проходящего света, который одновременно защищает исследуемый документ от посторонних засветок.

В ТСС-3М обеспечивается фиксированная наводка на резкость в предметной плоскости.

Документ освещается через прозрачное окно ультрафиолетовым, видимым или инфракрасным светом, включаемым в комбинированном ИВЛ – 3 в зависимости от выбранного режима работы блоком – 2.

При визуализации люминесценции блок 2 обеспечивает одновременно с включением источника света со спектром поглощения  $C_1$  ввод перед фотоприемником –1 светофильтра  $C_2$ , выделяющего спектр люминесценции.



**Рис. 3.12.** Функциональная схема анализатора ТСС-3М:

- 1) фотоприемник;
- 2) блок выбора режимов работы с узлом ввода светофильтров  $C_2$ ;
- 3) комбинированный ИВЛ со светофильтрами  $C_1$ ;
- 4) предметная плоскость с прозрачным окном;
- 5) откидной прижим со встроенным источником света

В комбинированном ИВЛ ТСС-3М имеется УФ-светодиод, снабженный светофильтром УФС-5, для возбуждения люминесценции в видимой области спектра и сине-зеленый светодиод для возбуждения люминесценции в инфракрасной области спектра. Набор светофильтров  $C_2$  в ТСС состоит из двух светофильтров: типа ЖС11 для выделения люминесценции в видимой области спектра под воздействием ультрафиолетового света и КС-19 для выделения инфракрасной люминесценции под воздействием сине-зеленого света.

## Телевизионная спектральная система "Радуга-2"

Внешний вид телевизионной спектральной системы "Радуга-2", принадлежащей к третьему модельному ряду и предназначенной для проведения углубленных криминалистических исследований документов и других вещественных доказательств в экспертно-криминалистических лабораториях и центрах, показан на рис. 3.13.



Рис.3.13. Телевизионная спектральная система "Радуга-2"

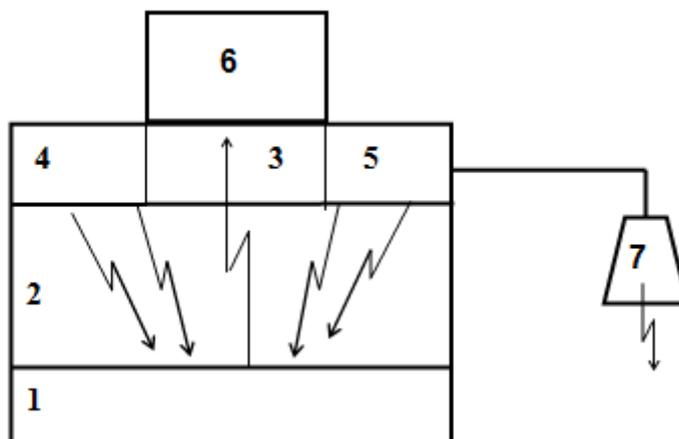
Особенностями системы являются повышенная мощность ИВЛ непрерывного типа УФ-диапазона с длинами волн 254 и 365 нм, наличие импульсных ИВЛ большой мощности видимого и УФ-диапазонов для выявления слабо люминесцирующих объектов, возможность изменения спектра импульсного ИВЛ видимого диапазона путем замены светофильтров из комплекта принадлежностей. Система отличается повышенной чувствительностью фотоприемника, наличием плавного изменения масштаба изображения (6, 10 или 16-крат), значительно увеличенными размерами поля зрения, оригинальной конструкцией светозащитного бокса, позволяющей исследовать объемные объекты и документы, подшитые папки, наличием линеек светофильтров, выделяющих отдельные участки спектра в диапазоне от 400 до 1000 нм, для проведения спектрально-аналитических исследований объектов.

Система обеспечивает возможность накопления изображений с целью улучшения отношения сигнал-шум.

В состав системы входят анализатор, устройство ввода изображений в ЭВМ, программное обеспечение. Основные технические характеристики

системы «Радуга-2» следующие: спектральный диапазон 254-1000 нм, разрешающая способность 500 тел. лин., размер исследуемого поля зрения от 112x148 мм до 21x28 мм, напряжение питания 220 В, габаритные размеры анализатора 550x260x410 мм, масса анализатора 5 кг.

На рис. 3.14 показана функциональная схема анализатора ТСС «Радуга» и особенности его конструкции.



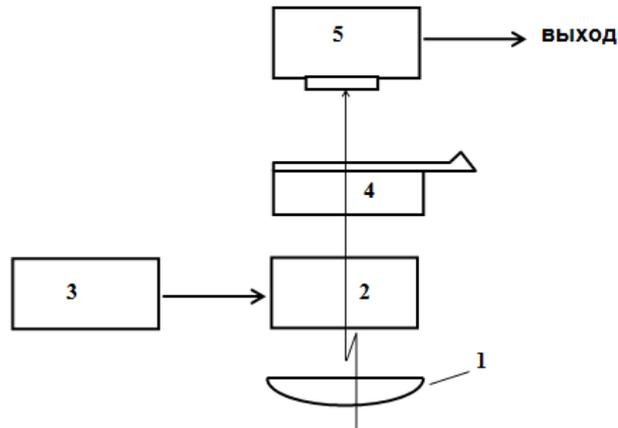
**Рис. 3.14.** Функциональная схема и конструктивные особенности анализатора ТСС «Радуга»:

- 1) источник проходящего света;
- 2) светозащитный бокс с откидными стенками;
- 3) комбинированный ИВЛ;
- 4) импульсный ИВЛ видимого диапазона;
- 5) импульсный ИВЛ УФ-диапазона;
- 6) блок телевизионной камеры (БКТ);
- 7) комбинированный ИВЛ на светодиодах

Особенностью конструкции ТСС «Радуга» является наличие большого светозащитного бокса, мощных непрерывных ИВЛ УФ-диапазона (2x15 Вт для 254 и 365 нм), а также импульсных ИВЛ для обнаружения слабо люминесцирующих объектов в видимой и инфракрасной областях спектра.

Кроме этого, ТСС «Радуга» имеет дополнительный комбинированный ИВЛ на светодиодах [199] с длиной волны 470, 567, 590, 615, 626 или 655 нм с полем освещения около 30 мм в диаметре.

На рис.3.15 приведена функциональная схема БКТ ТСС «Радуга». В БКТ использован моторизованный вариобъектив –2 фирмы COMPUTAR с кратностью масштабирования 6,10 или 16x. Перед вариобъективом для обеспечения его работы на полях зрения от 160x120 мм с плавным увеличением масштаба на расстоянии, позволяющем минимизировать потери света от исследуемого объекта, установлена корректирующая линза – 1.



**Рис. 3.15.** Функциональная схема БКТ ТСС «Радуга»:

- 1) корректирующая линза;
- 2) вариообъектив;
- 3) блок управления вариообъективом;
- 4) узел ввода светофильтров;
- 5) фотоприемник.

С блока – 3 производится управление масштабированием, фокусировкой и диафрагмой вариообъектива путем подачи на соответствующие его двигатели управляющих напряжений.

С помощью узла ввода светофильтров – 4 в задний рабочий отрезок объектива вводятся светофильтры  $S_2$  из дискретного набора (линейки) цветных оптических стекол.

Конструкция узла позволяет при необходимости заменять линейки и, тем самым, изменять спектральную характеристику БКТ.

В качестве фотоприемника - 5 в БКТ используется телевизионная камера с повышенной чувствительностью черно-белого или цветного изображения. Камера цветного изображения адаптируется для работы в широком диапазоне спектра от длинноволновой УФ-области (380 нм) до ближней ИК-области спектра (1000 нм). Для этого полосовой фильтр, стоящий перед цветной матрицей удаляется.

Правильность цветопередачи при работе в видимом диапазоне спектра достигается за счет установки в дискретный набор соответствующего светофильтра, идентичного удаленному полосовому.

Видеосигнал с БКТ поступает через узел коррекции видеосигнала (УКВС), который позволяет увеличить контраст получаемого изображения за счет дополнительной фиксации уровня черного и усиления видеосигнала, на выход ТСС, подключаемый к устройству ввода изображений в ЭВМ или к видеопросмотровому устройству.

На базе ТСС строятся аппаратно-программные комплексы (АПК). Примером АПК расширенной комплектации, предназначенного для углубленных исследований документов, является комплекс на базе ТСС «Радуга».

га», внешний вид которого приведен на рис. 3.16. В состав АПК дополнительно к ТСС входит телевизионная камера, устанавливаемая на стандартный микроскоп, телевизионная лупа ВМ-1, макропроектор, коммутатор видеосигналов, выход которого подключается к стандартному устройству видеозаписи. Кроме этого, в АПК решается задача управления от ЭВМ импульсным источником света при визуализации слабо люминесцирующих объектов, как в режиме одиночного экспонирования, так и в режиме накопления серии кадров изображения.



**Рис.3.16.** Внешний вид АПК на базе ТСС «Радуга»

На рис.3.17 приведена внешний вид и структурная схема мобильного АПК на базе ТСС «Криминалист-2». АПК отличают малые габариты и масса, возможность питания от аккумулятора 12 В, наличие встроенного микроконтроллера, позволяющего управлять режимами работы комплекса как автономно, так и от ПЭВМ.



**Рис.3.17.** Внешний вид мобильного АПК на базе ТСС «Криминалист-2»

ТСС с успехом используются как в криминалистике, так и при проведении художественно-реставрационных работ и исследований. Так, например, с помощью комплекса аппаратуры на базе ТСС «Радуга» были

проведены исследования берестяных грамот, найденных Новгородской археологической экспедицией.

В отделе рукописей (ОР) Российской национальной библиотеки (РНБ) в течение ряда лет использовалась одна из первых модификаций телевизионных спектральных систем – ТСС-1. В настоящее время в ОР РНБ прошла тестовая эксплуатация телевизионной спектральной системы «Криминалист-2» (рис.3.18). Основными объектами исследований в ходе тестовой эксплуатации стали русские рукописно-книжные памятники и архивные материалы XVI – XXвв.: рукописные тексты, миниатюры, переплеты с тиснением по коже, металлическая переплетная фурнитура; разножка (давленные следы и наколы).



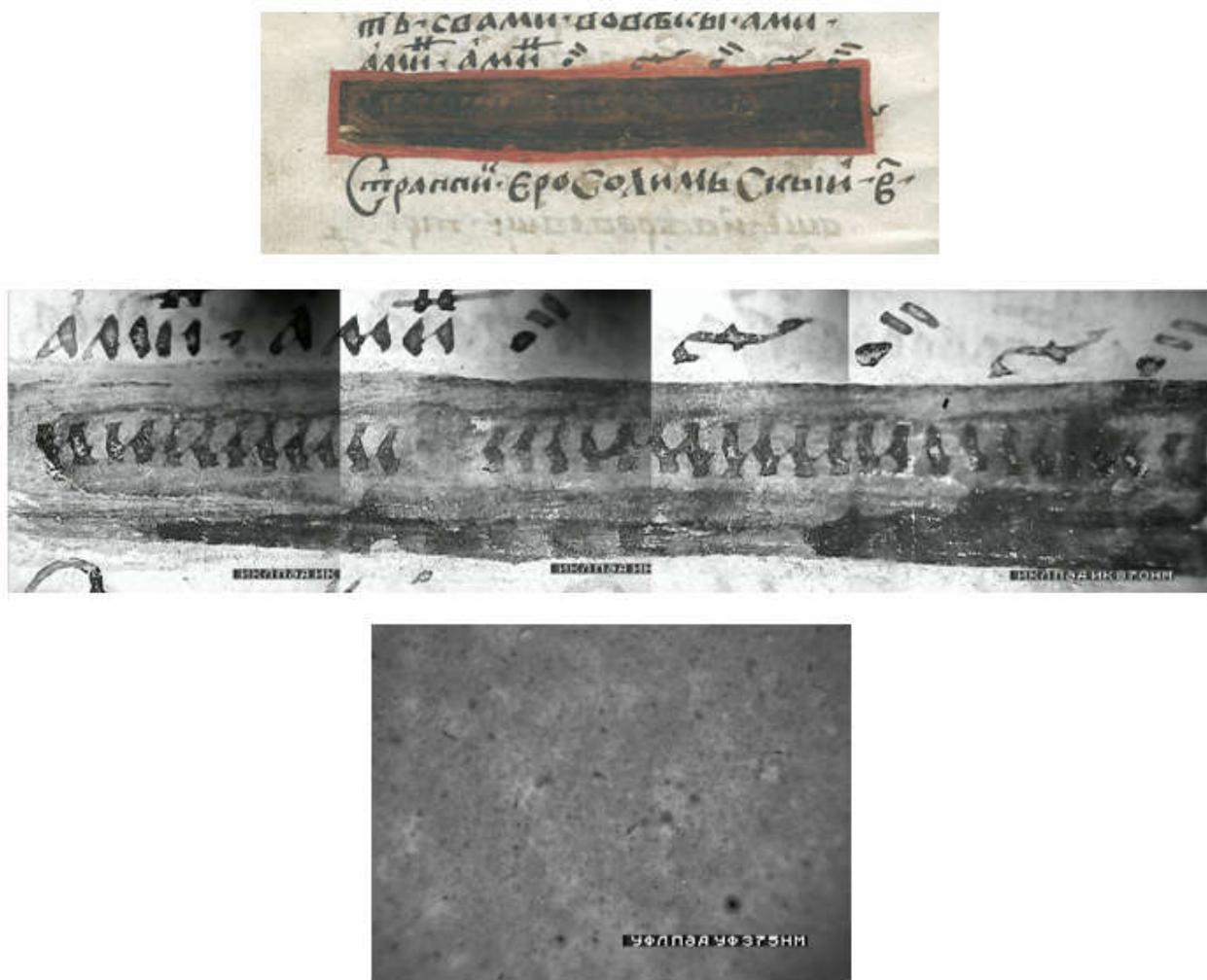
**Рис.3.18.** Вариант установки ТСС Криминалист в ОР РНБ для проведения исследования рукописно-книжных памятников

Основные направления использования ТСС в изучении рукописно-книжных памятников и архивных документов, апробированные в ОР РНБ:

- 1) выявление и визуализация различных красящих веществ, получение спектральных характеристик этих веществ,
- 2) визуализация слабовидимых следов тиснения,
- 3) выявление зон неоднородности вещества бумаги и её обработки,
- 4) диагностика изменений документа (подчистки, смывания, удаления листов и т.п.), включая частичную визуализацию первоначального состояния объекта,
- 5) выявление и фиксация следов бытования документа (загрязнения, потертости покровного материала и т.п.),
- 6) контроль следов биологических повреждений (плесени) в ультрафиолетовой (уф) области спектра,

- 7) усиление «угасших» текстов и изображений (включая усиление угасших фотоизображений в отраженном УФ).

Ниже на рис. 3.19, 3.20 приведены некоторые из изображений, полученных в ходе опытной эксплуатации аппаратуры.



**Рис.3.19.** Запись железо-галловыми чернилами, покрашенная самим писцом (вверху), прочтение покрашенной записи в ближней ИК области, 870 нм – комбинация снимков (в центре) визуализация включений в бумажную массу, неравномерности поверхностной проклейки и т.п. при контроле технологических характеристик бумажного листа XVI в отраженном УФ, 375 нм (внизу)

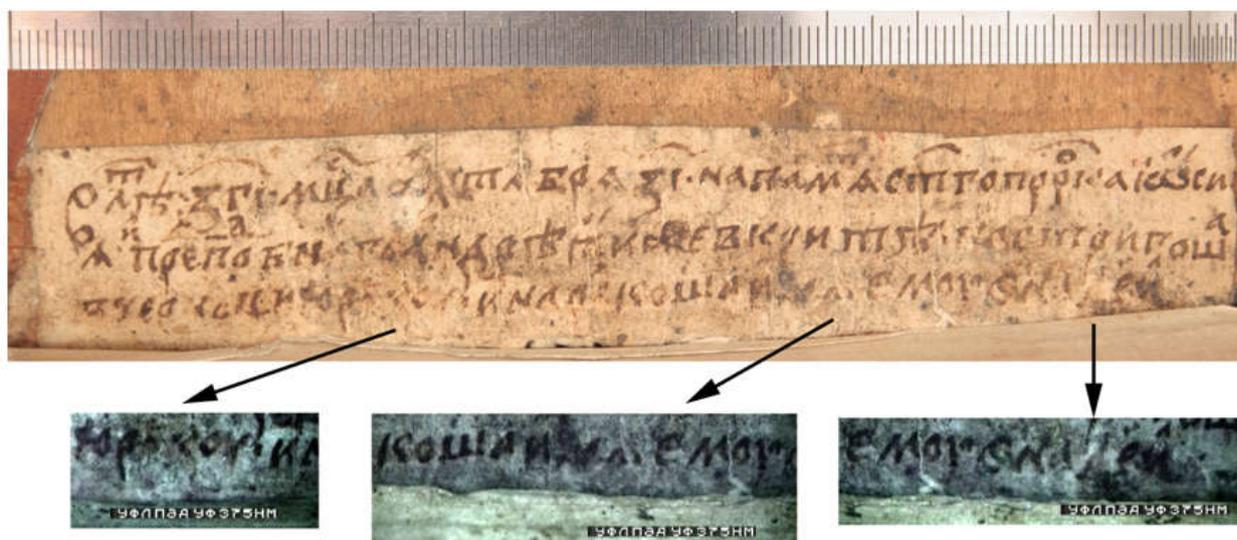


Рис. 3.20. Усиление зон повреждений текста (контроль в отраженном УФ – 375 нм)

### Телевизионные лупы

Телевизионные лупы незаменимы при проведении криминалистических экспертиз документов и иных вещественных доказательств, обеспечивают визуализацию в различных участках видимого и ближнего инфракрасного диапазонов спектра фрагментов с минимальными размерами от 3х4мм, что соответствует, примерно, увеличению 60-х при выводе на монитор с размерами экрана 12". Телевизионные лупы (ТЛ) представляют собой малогабаритные устройства, выполненные конструктивно в виде манипулятора типа «мышь». Исследование документа производится путем непосредственного перемещения телевизионной лупы по его поверхности. ТЛ имеет фиксированную наводку на резкость в плоскости документа, а также переключатели режимов работы.

В настоящее время номенклатурный ряд ТЛ определяется конкретными решаемыми задачами криминалистических исследований:

1. цветная телевизионная лупа с режимом прямого или косо падающего освещения поверхности документа,
2. черно-белая телевизионная лупа с режимом прямого или косо падающего освещения в красной и зеленой областях спектра,
3. телевизионная лупа для спектрональных исследований в видимой и инфракрасной (ИК) областях спектра с возможностью обнаружения ИК-люминесценции,
4. цветная телевизионная лупа с режимом прямого или косо падающего освещения поверхности документа и возможностью визуализации цветной люминесценции под воздействием ультрафиолетового (УФ) света,

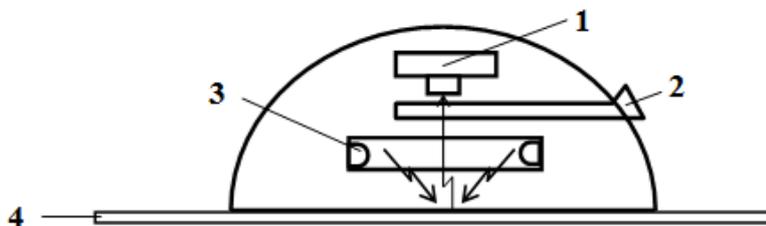
5. телевизионная лупа исследования документов в инфракрасной области спектра с возможностью визуализации антистоксовой (АС) люминесценции,
6. черно-белая телевизионная лупа с режимом прямого или косо падающего освещения в красной и зеленой областях спектра и оптическим масштабированием.

Внешний вид телевизионных луп показан на рис.3.21.



**Рис. 3.21.** Телевизионные лупы ВМЦ и ТЛ-3

Функциональная схема и особенности конструкции телевизионной лупы с режимом визуализации люминесценции приведены на рис. 3.22.



**Рис.3.22.** Функциональная схема и конструктивные особенности телевизионной лупы: телевизионная камера; узел ввода светофильтра; комбинированный источник света на светодиодах; исследуемая поверхность документа

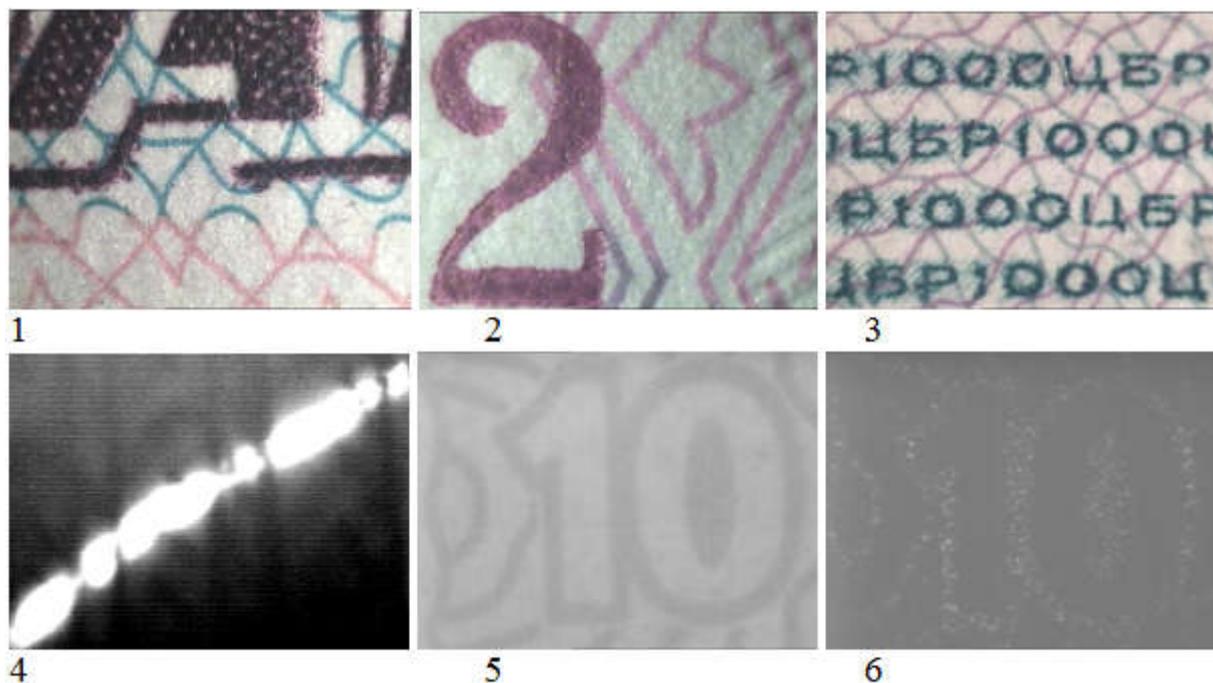
Телевизионная лупа позволяет путем перемещения по поверхности документа исследовать его фрагменты с минимальными размерами от 3x4 мм, что соответствует, примерно, увеличению 60-х при выводе на монитор с размерами экрана 12“.

Визуализация инфракрасной люминесценции осуществляется при освещении объекта голубыми светодиодами и введении перед черно-белой телевизионной камерой – 1 светофильтра типа КС -19 с помощью узла -2.

Для визуализации цветной люминесценции под воздействием ультрафиолетового света используется освещение ультрафиолетовыми светодиодами с длиной волны 385 нм и цветная телевизионная камера.

Для визуализации антистоксовой люминесценции в видимой области спектра применяется освещение инфракрасными светодиодами с длиной волны 940 нм и черно-белая телевизионная камера с повышенной чувствительностью. Перед камерой вводится светофильтр, выделяющий видимую область спектра типа СЗС-21.

На рис.3.22 приведены изображения, получаемые в процессе криминалистических исследований документов при помощи ТЛ различного назначения.

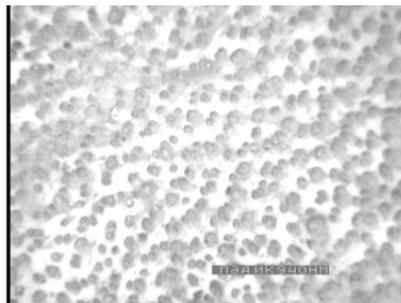


**Рис.3.22.** Визуализация при помощи телевизионных луп: текста, выполненного с использованием металлографии – 1 и методом высокой печати - 2, микротекста - 3, инфракрасной люминесценции защитного волокна - 4, фрагмента документа в видимой области спектра - 5 и его антистоксовой люминесценции - 6.

При проведении исследований исторических документов существует ряд предметно ориентированных задач: исследование штрихов и трасс от орудий производства документа, исследование красящих веществ, исследование бумаги, исследование кож и пергамена, исследование следов бытования и функционирования документа и т.п.

Так, например, в исследовании исторических переплетов наибольший эффект дает работа с телевизионной лупой (ТЛ-3) в инфракрасной области спектра ( $\lambda=940$  нм) при прямом освещении. Увеличение лупы в 40-х позволяет четко видеть волосяные сумки, а окраска кожи (включая и её загрязнения) является проницаемой для ИК излучения. Вид и размер волосяных сумок (рис. 3.23), конфигурация их группировки позволяет надежно устанавливать вид животного (и тип кожи с точки зрения кожевенной но-

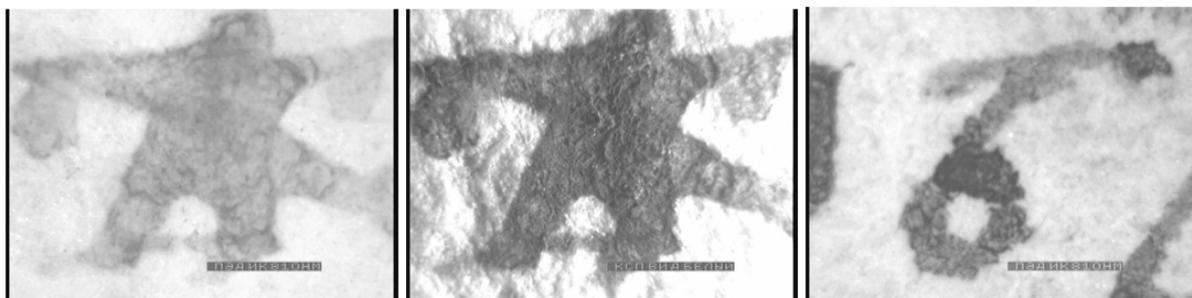
менклатуры), а также делать дополнительные выводы о характере воздействия на кожу при производстве переплета.



**Рис.3.23.** Пример визуализации поверхностной структуры переплетной кожи

В исследовании письма рукописей в историко-почерковедческом исследовании основной задачей, решаемой при помощи ТЛ-З, является установление последовательности выполнения элементов письменных знаков относительно друг друга, определение точек начала и конца движения при выполнении элементов и определение направления выполнения элемента. При исследовании текстов с железо-галловыми чернилами наиболее эффективным является анализ:

- 1) в инфракрасной области спектра при прямом падающем освещении с  $\lambda=810$  нм – основной вид исследования,
- 2) при косопadaющем свете видимого спектра (белые светодиоды) – вспомогательный вид исследования.



**Рис.3.24.** Пример изображений, получаемых при спектральной визуализации в ИК-области спектра

В исследовании материального носителя текста (рис.3.25) необходима возможность получения цветного изображения с увеличением в видимой области спектра (400 – 700 нм) при прямом и косопadaющем освещении, а также наблюдение люминесценции, возбуждаемой ультрафиолетовым (365-375нм) излучением.



**Рис.3.25.** Пример изображений, получаемых в видимой области спектра при прямом (слева) и косопadaющем (в центре) освещении и при ультрафиолетовой люминесценции (справа)

Эти возможности необходимы при осуществлении сравнения технологических параметров исторических бумаг с точки зрения оценки их сортовых характеристик и решения вопроса о принадлежности к одному или различным производственным регионам (Голландии, Франции, Польши, Швейцарии и т.п.).

Наблюдение в видимой области спектра при прямом освещении дает возможность сравнительной оценки цвета и белизны бумаг, позволяет оценить количества крупных включений в бумажную массу. В сочетании с наблюдением в косопadaющем свете это позволяет характеризовать гладкость бумаги и специфику её лощения. Наблюдение ультрафиолетовой люминесценции позволяет в общих чертах охарактеризовать проклейку бумаги и подробнее оценить характер включений и добавлений в бумажную массу.

Интеграция данных, собранных при помощи ТЛ, с показаниями маркировочных знаков бумаги (филиграней) и с характеристикой сеток листоотливной формы позволяет получать надежную группировку листов по их технологическим характеристикам, уточняя их датировку и историю складывания.

### **Методы и технические средства гиперспектральной визуализации**

В настоящее время намечается место переход от традиционных мультиспектральных (многозональных или спектрозональных) методов визуализации к гиперспектральным, что позволяет более точно дифференцировать исследуемые объекты по спектральным отличиям за счет большего числа спектральных каналов (до нескольких сотен) и лучшего спектрального разрешения (до единиц нм и менее). Гиперспектральным анализом называется спектральный анализ, проводимый для числа спектральных каналов (числа длин волн, для которых измеряется интенсивность) от нескольких сотен до тысяч. ТГС производит одновременное измерение интенсивности излучения сигнала для длин волн, регистрируемых приемником (матрицей) и пространственной координаты исследуемой поверхно-

сти. Пока гиперспектральные системы в основном существуют на уровне проекта, т. е. создания схемотехнических решений или отдельных их элементов. Это делает особенно важной разработку нового класса аппаратуры: телевизионных гиперспектральных систем (ТГС), сравнимых и даже превосходящих по своим параметрам зарубежные аналоги.

Интенсивность отраженного сигнала зависит, как от интенсивности сигнала подсветки, в качестве которой может быть использованы как естественные источники света, так и искусственное освещение. С естественным освещением удобно работать при проведении натуральных измерений, тогда как использование искусственного освещения удобно для создания спектральной библиотеки образцов и проведения лабораторных исследований. Поскольку сложно произвести натурные измерения при одинаковых условиях, то необходима калибровка получаемых данных с учетом интенсивности и спектра падающего света.

Основными величинами, подлежащими измерению при спектральном анализе, являются длина волны, интенсивность отраженного сигнала и пространственная координата исследуемой поверхности. Результатом гиперспектральной видеосъемки является гиперкуб – трехмерный массив данных, две из координат которого соответствуют пространственным координатам, а третья – номеру спектрального канала. Формирование изображения исследуемой поверхности может осуществляться либо путем сканирования поверхности за счет перемещения самого прибора, либо за счет использования матричных преобразователей свет-сигнал.

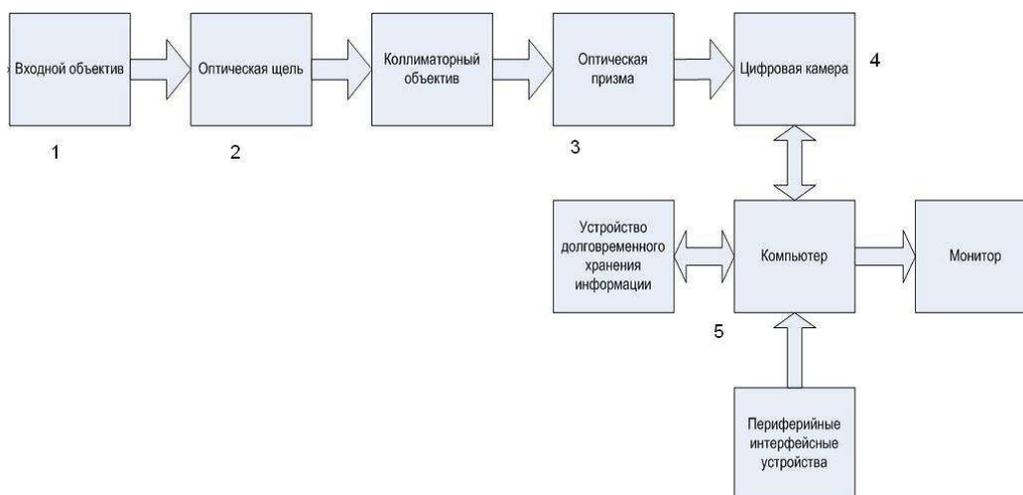
Вариант структурной схемы ТГС приведен на рис.3.26. ТГС работает следующим образом. Отраженный от объекта исследуемый сигнал попадает на входной объектив 1, фокусирующий его на щель 2. Щель, установленная перпендикулярно направлению движения носителя с гиперспектрометром, “вырезает” узкую полосу снимаемой поверхности. По направлению движения носителя вводится ось координат, вдоль которой отсчитывается пространственная координата получаемого спектрального изображения.

Далее, вырезанная полоса попадает на диспергирующий элемент 3 (например, призму), расположенный так, чтобы плоскость разложения света была перпендикулярна щели. Таким образом, полоса света раскладывается по длинам волн, образуя спектральную координату изображения.

Разложенный сигнал попадает на оптическую систему 4 (выходной объектив), проектирующий его на приемник цифровой камеры, где изображение фиксируется и сохраняется в виде непрерывной последовательности видеок кадров или одного или нескольких кадров видеозаписи в задаваемый программой или же оператором, производящим работу момент времени.

Таким образом, на матрице формируется срез гиперкуба, для определенной пространственной координаты. Далее уже оцифрованный сигнал

записывается управляющим компьютером на жесткий диск, флэш карту или другое устройство для долговременного хранения и последующего воспроизведения или обработки.



**Рис.3.26.** Схема гиперспектрометра (обозначения: 1 – входной объектив, 2 - щель, 3 – диспергирующий элемент, 4 – оптическая система, 5 – приемник)

Для каждого пикселя полученного изображения, таким образом, определена яркость, являющаяся третьей “координатой” точки в гиперкубе. По мере перемещения ТГС над исследуемой поверхностью снимается новая полоса поверхности, создавая последовательность кадров, позднее объединяемых в цельное изображение снятой поверхности – спектральное изображение. В качестве диспергирующего элемента обычно применяется призма или дифракционная решетка. Наиболее распространенные усовершенствования этого элемента – система фильтров и электронно-оптический усилитель. Система фильтров, расположенная за входным объективом, выделяет в падающем свете один или несколько спектральных диапазонов, в соответствии с поставленными перед прибором задачами, а также позволяет пропускать каждый спектральный диапазон через отдельную оптическую систему, повышая точность измерений.

### Контрольные вопросы

1. Охарактеризуйте основные направления работ в области совершенствования ТСС.
2. Охарактеризуйте основные этапы работ по созданию ТСС.

## Использованная литература:

1. Корнышев Н.П., «Телевизионная визуализация и обработка изображений люминесцирующих объектов в криминалистике, молекулярной биологии и медицине», НовГУ им. Ярослава Мудрого, Великий Новгород, 2004г., 226с.
2. Корнышев, Н. П. Телевизионная визуализация: учеб. пособие / Н. П. Корнышев; НовГУ им. Ярослава Мудрого. – Великий Новгород, 2010. – 164 с.
3. Орлов А. Г. «Разработка и исследование авиационного гиперспектрометра видимого и ближнего ИК диапазонов». Автореферат диссертации на соискание уч. ст. к.т.н. Москва 2008.
4. Корнышев Н. П. Телевизионная спектральная система / Н.П.Корнышев, О. Ф. Родионов, Н. Г. Трошин. Пат. №2066930, б. и. №26, 1996.
5. Корнышев Н. П. Телевизионная система для контроля документов / Н. П. Корнышев, О. Ф. Родионов. Пат. РФ№2094849, б. и. 30,1997.
6. Андреева Е.В., Бутусов В.В., Корнышев Н.П., Никитин Н.С., Смирнов Н.И., Тимофеева А.В.. Программа для просмотра ввода и обработки изображений при криминалистических исследованиях документов и других вещественных доказательств (ТСС-3)» Св. № 2011616551 от 22.08.2011
7. Андреева Е.В., Бутусов В.В., Корнышев Н.П., Никитин Н.С., Тимофеева А.В.. Телевизионная спектральная система для исследования документов МКИ H04N7/18 Патент №116727 б.и.№15 от 27.05.12
8. Бутусов В.В. Приборы дооснащения телевизионных спектральных систем. Телевизионные лупы / В.В. Бутусов, Н.П. Корнышев, В.П.Кузьмин, Н.С.Никитин, В.И. Челпанов// Системы и средства связи телевидения и радиовещания, ЭКОС, Москва, 2007. №1,2. С.98-99.
9. Андреева Е.В. Модернизированная телевизионная спектральная система для экспресс-анализа подлинности и целостности документов / Е.В. Андреева, В.В. Бутусов, И.Г. Иванов, Н.П. Корнышев, В.П. Кузьмин, Н.С. Никитин, А.В. Тимофеева, В.И. Челпанов //Вопросы радиоэлектроники, сер. «Техника телевидения», Санкт-Петербург. Вып.1. 2010.С44-50.
10. Н. П. Корнышев, А.В.лифар, Е. А. Ляховицкий, И. С. Родионов, Д. О. Цыпкин, Г. М. Шейн Телевизионные и оптико-электронные методы исследования исторических бумаг Системы и средства связи телевидения и радиовещания. ЭКОС, Москва, №1-2, 2013. С.153-158.

## ЛЕКЦИЯ 4

### 4. Телевизионные системы в биологии и медицине

Развитие биологического и медицинского приборостроения связано, с одной стороны, со стремлением врачей и биологов использовать новейшие достижения самых разнообразных областей техники для совершенствования методов диагностики, лечения, медико-биологических экспериментов, а, с другой стороны, специалистов - инженеров применить результаты своих работ в медицине, как в одной из самых важных и востребованных областей человеческой деятельности. Таким же путем входит в практику медико-биологических исследований и телевизионная техника.

Телевизионные методы могут быть использованы для исследования биологических объектов как в видимой области спектра (эндоскопия – осмотр внутренних полых органов, офтальмоскопия – метод исследования глаза, микроскопия – исследование поверхности кожного покрова, волос, микропрепаратов и др.) так и в невидимых лучах (рентгеноскопия, ультрафиолетовая и инфракрасная микроскопия, инфракрасная офтальмоскопия и т.п.).

Телевизионные методы позволяют обнаружить люминесценцию объектов, в том числе, весьма слабую не обнаруживаемую простым визуальным наблюдением, например, при регистрации результатов электрофореза продуктов полимеразной цепной реакции (ПЦР) в процессе диагностики различного рода заболеваний (инфекционных и наследственных) или при установлении генной принадлежности, а также могут быть использованы для визуализации газоразрядного свечения в прикладной и медицинской биоэлектрографии.

Телевизионные методы не ограничиваются задачами визуализации и наряду с регистрацией изображений позволяют производить количественные исследования (анализ геометрических параметров, фотометрирование, определение скорости перемещения частиц и др.).

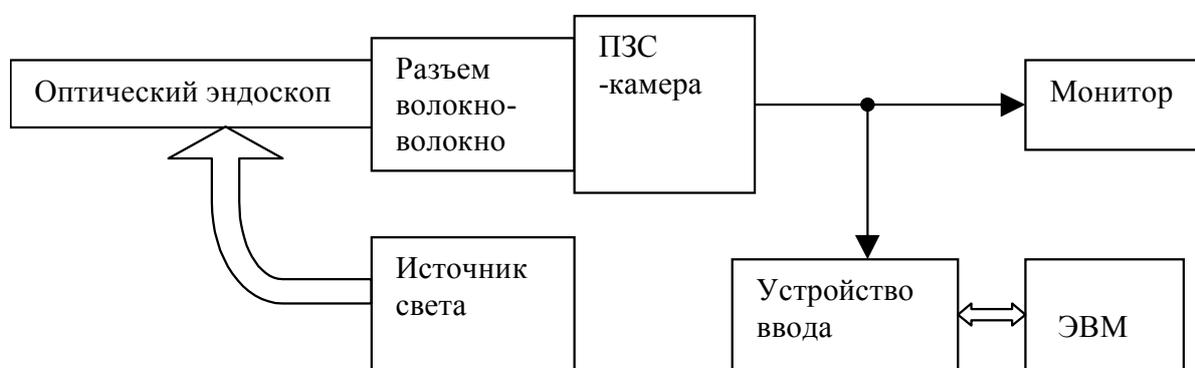
Таким образом, основными особенностями телевизионного метода визуализации, которые привели к его широкому применению в медицине и биологии, являются:

- возможность визуализации в широком диапазоне длин волн и трансформации спектров в видимую область;
- высокая чувствительность по сравнению с другими методами визуализации;
- возможность усиления, преобразования и анализа сигнала;
- возможность записи и последующего воспроизведения;
- возможность передачи видеоинформации.

#### 4.1. Телевизионная эндоскопия

Эндоскопия – осмотр полых внутренних органов (желудка, пищевода, мочевого пузыря и др.) широко используется при диагностике и лечении ряда заболеваний. Эндоскоп - оптический прибор, вводимый в исследуемый орган для наблюдения через окуляр. Основными недостатками оптического эндоскопа являются неудобство наблюдения через окуляр, невозможность одновременного наблюдения несколькими специалистами, невозможность фиксации изображений.

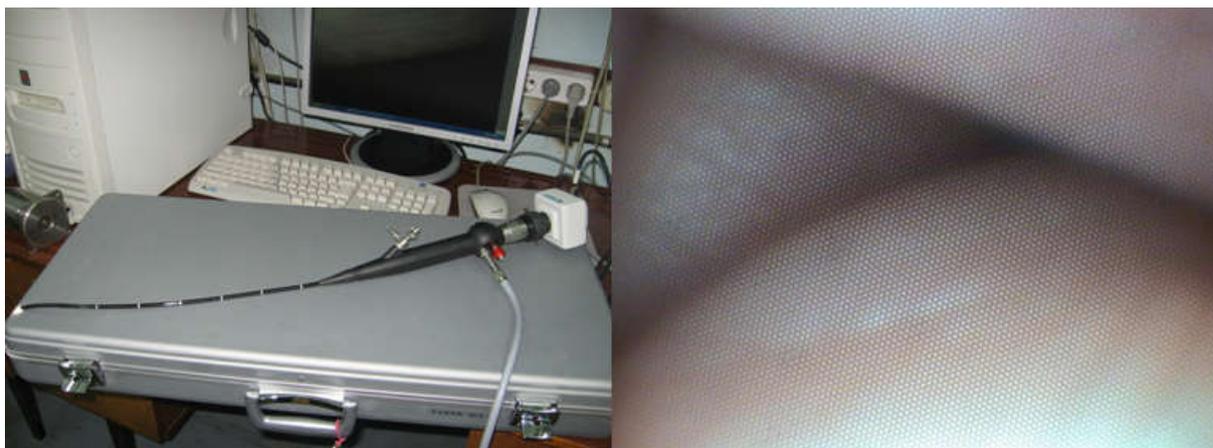
Все эти проблемы успешно решаются при использовании телевизионных устройств. Телевизионный эндоскоп может быть выполнен как прибор, в котором телевизионная камера конструктивно связана с оптическим эндоскопом (рис.4.1). Матрица камеры стыкуется с волоконной оптикой либо непосредственно, либо через объектив переноса.



**Рис.4.1.** Структурная схема телевизионного эндоскопа

Значительная проблема связана с освещением исследуемого органа. Большая мощность источника света может приводить к выделению тепла и нагреву органа. Обычно используют внешнее освещение через световод от источника света, входящего в состав эндоскопа.

На рис.4.2 показан внешний вид телевизионного эндоскопа, в котором телевизионная камера сопряжена с окуляром и пример получаемого биомедицинского изображения.



**Рис.4.2.** Телевизионный эндоскоп и пример получаемого изображения биомедицинского изображения

Микроминиатюризация ТВ-камер и оптики позволяет решить эту задачу иначе: от оптического эндоскопа уже ничего не остается - в орган водится миниатюрная ТВ-камера. Так, цилиндрические камеры с матрицей 1/5'' имеют размеры в диаметре около 10 мм при длине 30 мм, что позволяет их использовать для эндоскопических целей.

В зависимости от области применения различают телевизионные бронхоскопы, кардиоскопы, гастроэндоскопы и др.

#### **4.2. Телевизионные офтальмоскопы**

Офтальмология занимается изучением болезней глаза и их лечением. Наиболее распространенные методы диагностики - осмотр глазного дна, прозрачных сред, радужной оболочки и др. Путем осмотра с использованием специальных оптических устройств выявляется целый ряд заболеваний, в т.ч. катаракта, воспаление сетчатки, сосудистой оболочки и т.д.

В клинической практике применяется офтальмоскоп (для исследования глазного дна), щелевая лампа (для получения послойных изображений глазных сред), бинокулярный микроскоп и т. д. Общий недостаток перечисленных приборов - наблюдение через окуляр и, как следствие, быстрая утомляемость глаз врача, отсутствие фиксации изображений, проблема демонстрации с целью обучения, организации консультаций и консилиумов.

Основная задача, решаемая при построении ТВ-офтальмоскопа – обеспечение достаточной чувствительности, поскольку световой поток, посылаемый в глаз, ограничен из-за возможных болевых ощущений у пациента. ТВ-офтальмоскоп позволяет наблюдать глазное дно более комфортно, неограниченному числу пользователей, фиксировать изображение (для мониторинга за процессом лечения), проводить количественные исследования, в частности, оценку размеров структур глазного дна, например, кровеносных сосудов.

Для получения наиболее контрастного изображения сетчатки глаза целесообразно максимальную чувствительность ТВ-системы сдвигать в красную область спектра. В связи с этим в офтальмоскопии используют черно-белые ТВ-системы. Они имеют более высокую чувствительность по сравнению с цветными системами, в них используется максимум чувствительности кремниевых ПЗС-матриц, который находится в красной области спектра, кроме этого, при смещении чувствительности в красную область спектра смысл цвета теряется.

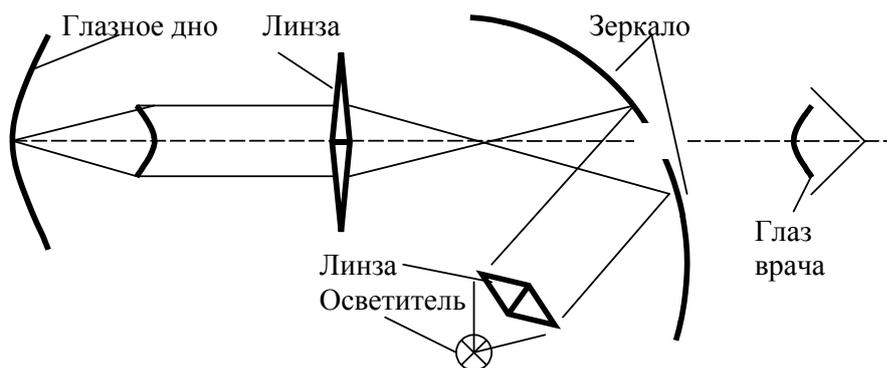
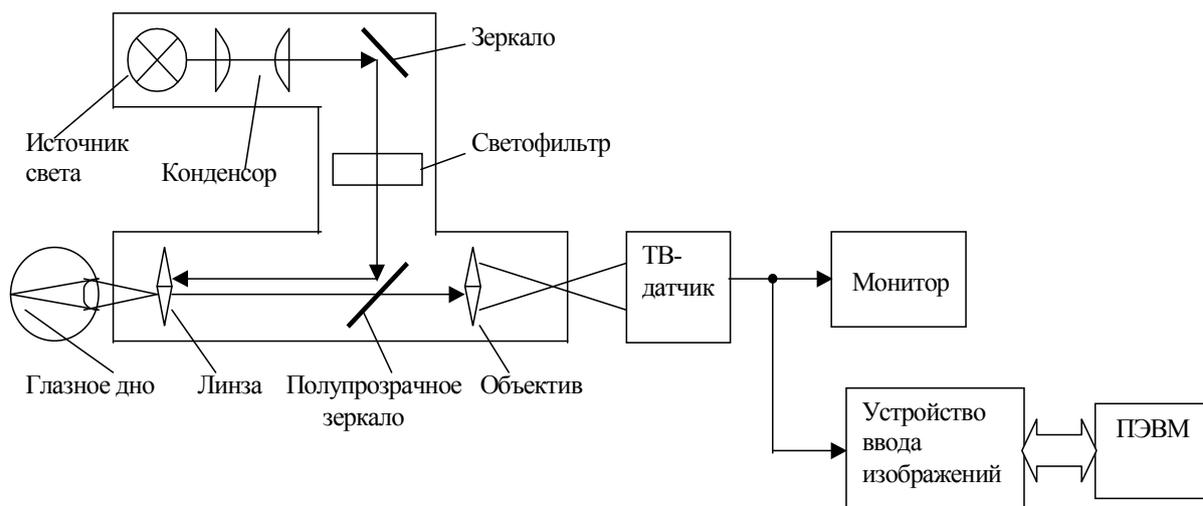


Рис.4.3.Схема оптического офтальмоскопа

Интерес представляет спектральная съемка с шириной приблизительно 60 нм с максимумами 507, 517, 555, 650 нм и далее в ИК-области спектра. ИК-область спектра дает ценную информацию, поскольку можно проводить исследования глаз в темноте (зрачок максимально открыт и не меняется). Выделить различные участки спектра можно с помощью светофильтров (отрезающих или полосовых).

При изучении глазного дна может быть применен метод *цветового контрастирования* или псевдоокрашивания изображения, когда каждому интервалу яркости присваивается свой цвет. В результате создается цветовая палитра, замещающая шкалу серого, благодаря чему создается искусственный цветовой контраст между близкими оттенками серого, который лучше заметен глазу.

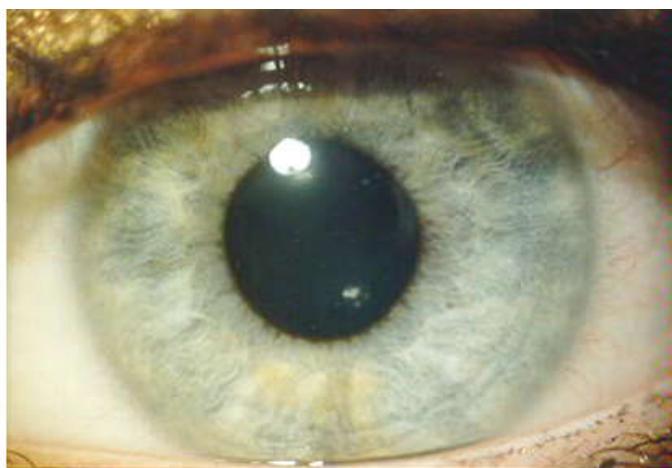


**Рис.4.4.** Структурная схема телевизионного офтальмоскопа

Вместе с тем, применение цветных камер также представляет интерес для исследования глазного дна, т.к. яркостный контраст его участков невелик и по цветовым различиям можно выявлять различные патологические изменения. Цветное изображение используется и при проведении диагностики по изображению радужной оболочке глаза (иридодиагностика).



а)



б)

**Рис.4.5.** Диагностика отслойки сетчатки – а), изображение глаза пациента при проведении иридодиагностики – б)

### 4.3. Телевидение в рентгенодиагностике

Рентгеновские лучи (РЛ) широко используются в медицине, т. к. обладают большой проникающей способностью. Ослабление потока РЛ зависит от свойств среды и ее толщины. Проходя через различные участки тела РЛ поглощаются в неодинаковой степени и создают теневое изображение. Задачей визуализации преобразовать невидимые РЛ в видимый свет. На анализе получающегося теневого изображения и основана рентгенодиагностика.

Различают *рентгеноскопию* (непрерывное наблюдение под воздействием РЛ) и *рентгенографию* (получение снимка).

Рентгеновское изображение может быть получено на: 1) флюоресцирующем экране, 2) электролюминесцентном преобразователе рентгеновских лучей, 3) электронно-оптическом преобразователе.

Основной недостаток не телевизионных методов – высокая доза облучения, особенно при рентгеноскопии. Рентгеноскопия с использованием флюоресцирующего экрана принципиально не дает возможности повышения наблюдаемых градаций яркости, т.е. имеет низкую контрастную чувствительность. Ее главное достоинство – возможность наблюдения в динамике. Рентгенография за счет свойств пленки дает большее количество изображения (недостаток – один кадр)

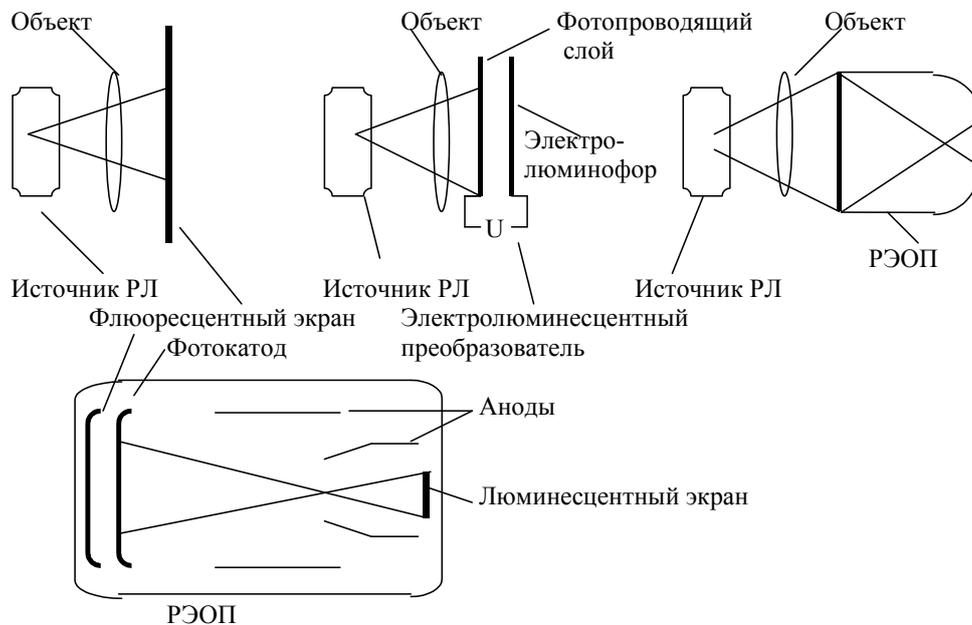


Рис.4.6. Принципы визуализации рентгеновского излучения

Применение ТВ-методов позволяет соединить и рентгеноскопию, и рентгенографию. Есть различные варианты рентгенотелевизионных си-

стем. В любой из них рентгеновское излучение преобразуется в видеосигнал, который после усиления подается на экран кинескопа или через устройство видеозаписи вводится в ЭВМ и отображается на экране дисплея.

В качестве детекторов рентгеновского излучения в рентгенотелевизионных системах могут использоваться рассмотренные выше варианты преобразователей рентгеновского излучения в видимое в сочетании с преобразователем свет-сигнал.

В настоящее время широко применяется ТВ-трубки, чувствительные к рентгеновским излучениям – рентгеновидиконы. Прямое преобразование рентген–сигнал более предпочтительно для построения рентгенотелевизионной системы, т.к. позволяет создать систему с чувствительностью, близкой к предельной, определяемой флуктуациями квантов рентгеновского излучения на входе приемника. ПЗС-матрицы, чувствительные к рентгеновскому излучению (особенно к жесткому) пока создать не удастся, поскольку МОП-структуры разрушаются при воздействии РЛ.

Применение ТВ-методов позволяет: 1) снизить дозу облучения, 2) в ряде случаев позволяет повысить контрастную чувствительность и разрешающую способность, 3) воспроизводить изображение в безопасных и оптимальных условиях для наблюдения (в незатемненном помещении, вынесенном за пределы действия РЛ), 4) использовать методы обработки изображения (подавление шумов, контрастирование, масштабирование, выделение контуров и т.п.), 5) хранить и документировать изображения

### ***Спектрональные рентгенотелевизионные системы***

Интенсивность рентгеновских лучей после прохождения через слой вещества определяется при прочих равных условиях длиной волны падающего излучения. Разные ткани обладают неодинаковым поглощением рентгеновских лучей различных длин волн, что позволяет выявлять различия, например, для костной, мышечной и жировой ткани. Если последовательно зафиксировать три кадра при соответствующих длинах волн излучения, а потом их воспроизвести, подав соответствующие сигналы на RGB-монитор, то костная ткань будет выглядеть бесцветной, жировая иметь зеленый, а мышечная – голубоватый оттенок.

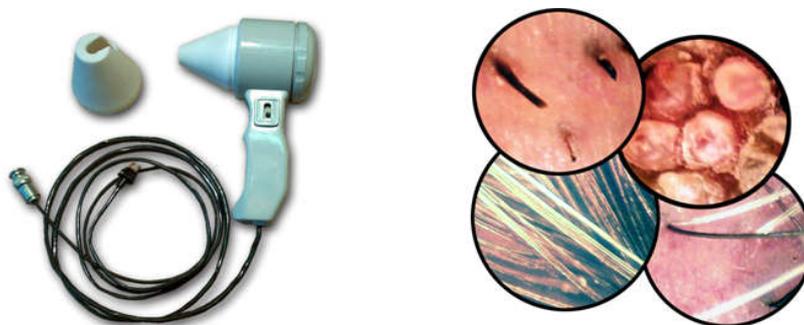
Спектрональный метод, таким образом, дает возможность визуализации тканей, неразличимых в случае одинаковой толщины при обычном способе рентгеноскопии.

#### 4.5. Телевизионная микроскопия

Телевизионная микроскопия – одно из перспективных направлений прикладного телевидения, которое начало развиваться практически одновременно с вещательным. Первый ТВ-микроскоп для наблюдения в УФ-лучах был создан уже в начале 30-х годов. ТВ-микроскопия весьма эффективно применяется в биологических исследованиях, медицинской диагностике, криминалистике.

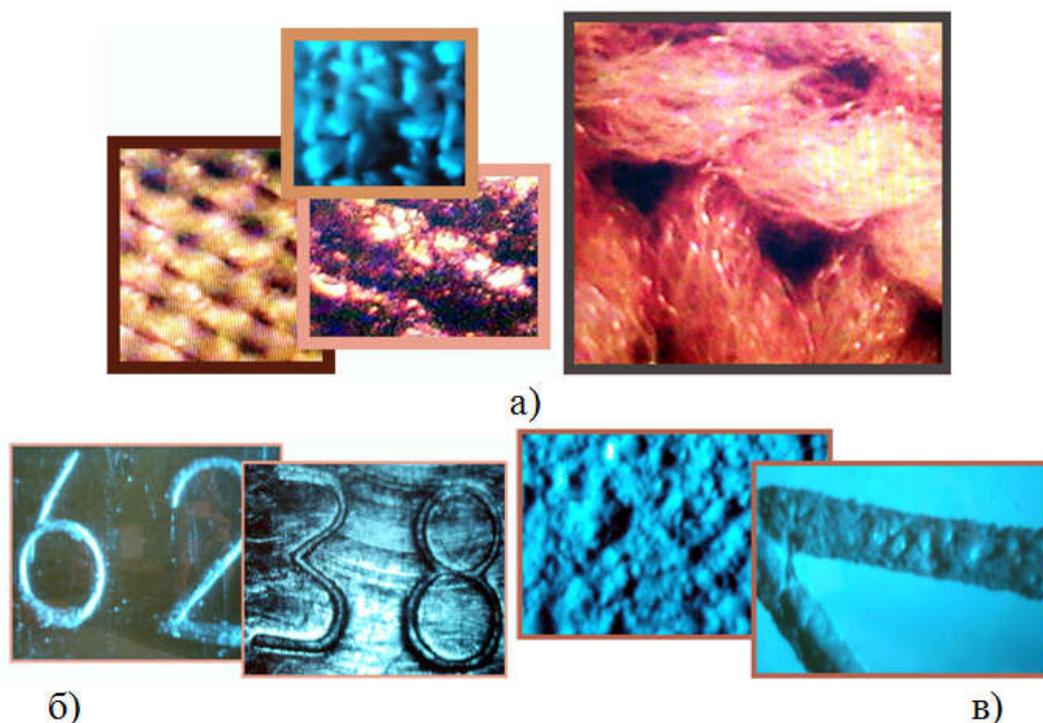
Для наблюдения объектов непосредственно на экране телевизионного монитора или на экране монитора компьютера с увеличением до 40-60 крат с успехом используются телевизионные лупы. Так, например, телевизионная лупа ТЛ-2 создана специально для применения в дерматологии и косметологии. На рис.1 показан внешний вид прибора и некоторые изображения участков кожного и волосяного покрова организма человека, полученные при помощи ТЛ-2

Тем не менее, ТЛ-2 находит применение и в криминалистике при исследовании различного рода вещественных доказательств. На рис.2 показаны изображения образцов ткани, искусственного материала, трикотажа, а также изображения металлических поверхностей и различных марок краски на них.



**Рис.4.7.** Внешний вид телевизионной лупы ТЛ-2 и получаемые биомедицинские изображения

Наличие сменных наконечников позволяет дополнительно использовать внешние источники света, например, инфракрасные или ультрафиолетовые для наблюдения особенностей объектов, визуализируемых в данных участках спектрального диапазона. Так, например, могут выявляться грибковые поражения кожи при медицинских исследованиях или наличие специальных элементов защиты или следов органических красителей при криминалистических исследованиях.

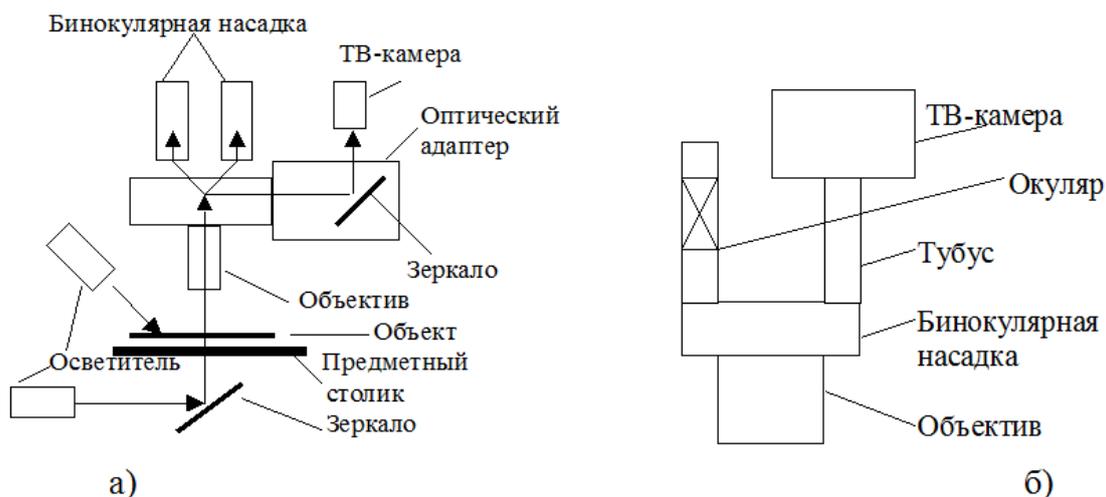


**Рис.4.8.** Изображения вещественных доказательств, полученные при помощи ТЛ-2, при криминалистических исследованиях: образцы ткани, искусственного материала, трикотажа - а), номера - б) и образцы краски - в) на металлических поверхностях

Часто телевизионный микроскоп является комбинацией оптического микроскопа и телевизионной камеры, сопряженной с ЭВМ, что обеспечивает высокую чувствительность, возможность демонстрации изображений для аудитории, возможность запоминания, хранения и документирования, возможность обработки и количественного анализа объектов в изображении.

Современные микроскопы, как правило, имеют отдельный оптический адаптер для установки фото или видеокамеры (рис.4.9а), дающий возможность как телевизионного, так и бинокулярного наблюдения. Однако, в такой схеме имеются потери света в результате деления светового потока на два канала – визуальный и телевизионный.

При отсутствии отдельного оптического канала камера может быть установлена непосредственно вместо окуляра (рис.4.9б). Для этого необходимо либо разместить фотоприемник в фокальной плоскости окуляра микроскопа, либо обеспечить перенос оптического изображения на фотомшень через дополнительный объектив переноса. При этом, если размер изображения превышает размер фотоприемника, получается дополнительное масштабирование изображения. В данной схеме меньше потерь света, однако, возникает определенное неудобство для визуального наблюдения через окуляр микроскопа.



**Рис.4.9.** Структурная схема микроскопа с оптическим адаптером для присоединения ТВ-камеры – а) и микроскопа с ТВ-камерой, установленной вместо окуляра – б)

На рис.4.10 показан внешний вид микроскопа с подключенной к нему телевизионной камерой. Камера с комплектом сменных тубусов обеспечивает возможность наблюдения на экране монитора черно-белых или цветных изображений объектов, исследуемых при помощи стандартных микроскопов типа МБС-10.



**Рис.7.10.** Внешний вид стандартного микроскопа с телевизионной камерой, установленной на окуляр и изображение наблюдаемого микротекста

Как правило, телевизионную систему адаптируют к спектру поглощения исследуемого объекта. Например, ультрафиолетовый телевизионный микроскоп позволяет более детально визуализировать клеточные структуры, поглощающие ультрафиолетовое излучение. При прочих равных условиях УФ-микроскоп дает более высокое разрешение, поскольку УФ-лучи являются более коротковолновыми. Некоторые вещества, не пропускающие видимый свет, прозрачны для инфракрасного света (ИК-микроскопия).

### ***Спектрональные телевизионные микроскопы***

Аналогично спектрональному рентгеновскому устройству может быть создан спектрональный телевизионный микроскоп. Используется метод цветовой трансформации, при котором получают цветное изображение объекта, полученное путем смешения трех основных цветов ( $R, G, B$ ) яркость которых пропорционально пропусканию (поглощению) объекта в трех различных участках спектрального диапазона.

Например, для УФ области спектра можно применить следующее цветное кодирование: зеленый для УФ-А (254нм), красный для УФ-В (302нм) и синий для УФ-С (365нм).

При таком кодировании, в частности, обеспечивается более эффективное выявление клеточной структуры биологических препаратов, так как ядра клеток, содержащие нуклеиновые кислоты, поглощают коротковолновый УФ в большей степени, чем цитоплазма.

### **3.6. Телевизионные системы для демонстрации хирургических операций**

Это одно из первых применений телевидения в медицине, причем, с целью обучения. Основная задача - демонстрация хода операции большому числу зрителей. Понятно, что в операционной зрителей быть не должно из-за требований стерильности и ограниченного объема операционной.

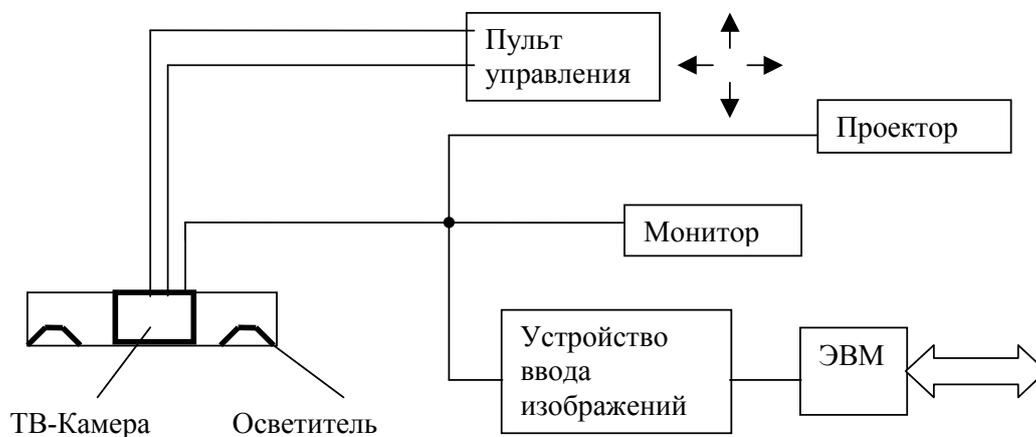
Основные требования к таким системам:

1. качество цветопередачи,
2. разрешающая способность,
3. возможность плавного оптического масштабирования (“наезд”-“отъезд”).

Аппаратура отличается главным образом конструктивным выполнением. Как правило, это совмещенные камеры с хирургическим светильником, который поворачивается вместе с камерой. Параметры камер должны быть близки к вещательному стандарту. В операционных обычно используются, так называемые, бестеневые лампы с расположенными по кругу светильниками, создающими достаточно большую освещенность рабочего поля. Управление камерой осуществляется дистанционно. Современные системы позволяют наблюдать в том числе такие крупные планы, как хирургическая игла с ниткой. Качество цветопередачи позволяет не только различать оттенки тканей, но и их изменение во время операции.

Приемная часть оборудуется часто проекционными экранами для демонстрации процесса большой аудитории. Телевидение позволяет не только обучать, но и может быть использовано для передачи изображения

по сети, в том числе, Интернет для участия в ходе операций других специалистов с целью оказания консультационной помощи.



**Рис.4.11.** Структурная схема телевизионной системы для демонстрации хирургических операций

### 3.7. Телевизионная визуализация и обработка изображений продуктов полимеразной цепной реакции (ПЦР)

В настоящее время метод ПЦР находит все большее применение в медицинской диагностике. Наиболее быстро развиваются следующие направления:

1. диагностика инфекционных заболеваний;
2. диагностика онкологических заболеваний;
3. диагностика наследственных заболеваний;
4. диагностика в неонатологии;
5. диагностика в пульмонологии и фтизиатрии;
6. применение ПЦР в практике службы крови;
7. идентификация личности (судебная медицина, криминалистика,
8. трансплантация органов и тканей, определение отцовства);
9. диагностика патогенов в пище.

Один из наиболее распространенных в настоящее время методов ПЦР диагностики основан на детекции результатов электрофореза продуктов ПЦР в гелях.

В настоящее время для детекции ПЦР-продуктов применяется их окрашивание специальными люминесцирующими красителями. К наиболее известным из них относятся *Ethidium Bromide* (этидийбромид), *Fluorescein*, *Radiant Red*, *Texas Red*, *SYBR Green*, *Ribo Green*, *Pico Green*. Красители обладают специфическими прокрашивающими свойствами, раз-

личными квантовыми выходами, спектральными характеристиками и адаптированы для различных приложений ПЦР.

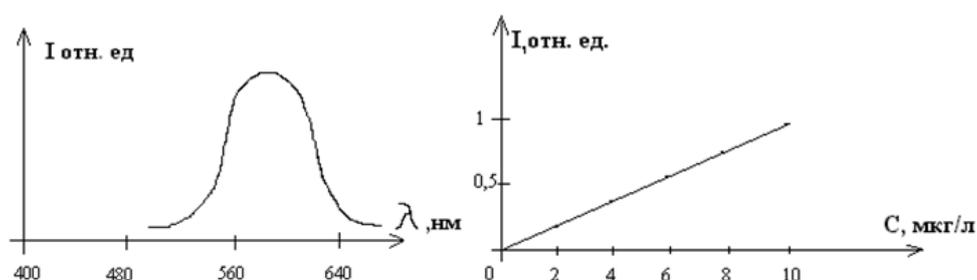
Приведем некоторые сведения об эмиссионных и спектральных свойствах вышеперечисленных красителей. Так, например, краситель *Ribo Green* имеет линейную зависимость между флуоресценцией и концентрацией РНК в диапазоне от 1,0 нг\мл до 50 нг\мл, в два раза больший квантовый выход для РНК по сравнению с этидийбромидом (ЭБ), а краситель *Pico Green* имеет линейную характеристику в диапазоне от 25 пг\мл до 1000 нг\мл. Максимум люминесценции *Ribo Green* – 530 нм при максимуме спектра поглощения 485 нм.

Весьма популярными красителями являются *Fluorescein* и *SYBR Green*, люминесцирующие в зеленой области спектра, а также *Radiant* и *Texas Red*, люминесцирующие в красной области спектра под воздействием ультрафиолетового излучения 302 нм. Применение данных красителей позволяет различать образцы в геле по цвету люминесценции. В распоряжении исследователей имеются специальные наборы красителей, обладающие избирательными свойствами по отношению к структурам ДНК и позволяющие дифференцировать их по цвету в диапазоне длин волн от 450 до 700 нм с шагом порядка 30 нм.

Вместе с тем в настоящее время наиболее распространенным и доступным красителем для ДНК является ЭБ. Остановимся более подробно на его характеристиках.

Окрашенные ЭБ ДНК имеют оранжево-красную флуоресценцию в области 590-610 нм. При взаимодействии с нативными ДНК и РНК квантовый выход флуоресценции ЭБ возрастает, соответственно, в 100 и 46 раз. Увеличение квантового выхода ЭБ специфично и линейно в широких пределах, что позволяет применять его для обнаружения малых количеств ДНК и РНК.

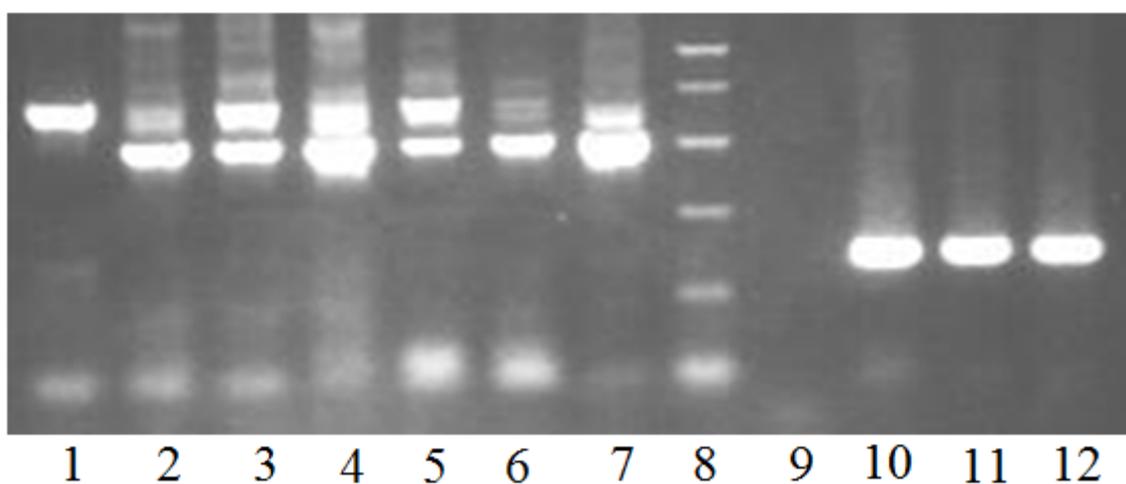
Применение ЭБ позволяет обнаруживать от 0,1 до 50 нг ДНК в полосе для полиакриламидного геля. Для выявления количества ДНК в геле пластину геля выдерживают в растворе ЭБ, затем облучают ультрафиолетовым светом в области 256 – 315 нм и по интенсивности флуоресценции судят о количестве ДНК.



**Рис.4.12.** Спектр флуоресценции этидийбромида (слева) и ее зависимость от концентрации ДНК (справа)

Для оценки размеров фрагментов ДНК в молекулярной биологии широко используются молекулярные маркеры - последовательности ДНК с известными количественными характеристиками: размерами фрагментов (обычно в парах оснований - п.о. или, так называемых, базовых парах *b.p.*, или в количестве нуклеотидов) и количеством содержащихся в них ДНК (обычно в мкг, нг или пг). Молекулярные маркеры - это своеобразные масштабные и градационные линейки, которые могут быть помещены в гель для оценки количественных характеристик исследуемой ДНК по характеру распределения в геле и интенсивности свечения фрагментов.

На рис.4.13 приведен пример изображение геля, содержащего молекулярный маркер.



**Рис.4.13.** Изображение геля с молекулярным маркером (дорожка 8)

Как правило, фрагменты молекулярного маркера имеют нелинейное распределение в геле. При этом отношения координат фрагментов маркера в геле являются инвариантными к условиям электрофореза.

На практике традиционно используют визуальный и фотографический методы детекции результатов электрофореза.

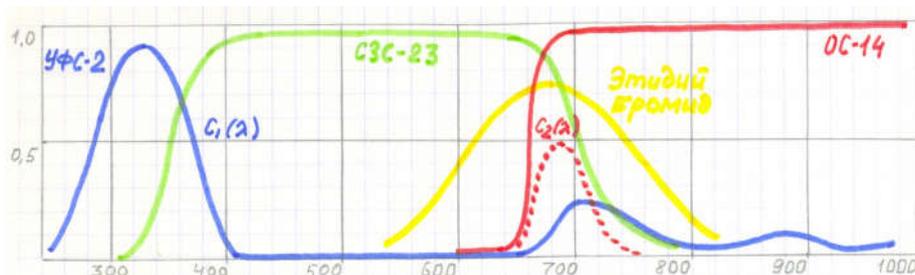
При визуальном методе гель просматривают непосредственно в УФ-свете, субъективно оценивая результат по интенсивности и положению светящихся фрагментов.

При фотографическом методе полученный гель фотографируют, проводя дальнейшую диагностику по фотоснимкам. С помощью сканера возможна передача фотоснимков в компьютер с целью обработки и создания базы данных. Метод весьма чувствителен при применении специальных фотографических материалов, но требует определенных затрат времени на фотосъемку и обработку, что часто исключает возможность повторной съемки из-за относительно короткой жизни геля.

Замена фотографического метода визуализации телевизионным позволяет получать изображения в реальном времени, использовать цифровую обработку изображений, а также автоматизировать процесс определения количественных показателей (например, количество и размер ДНК в полосе свечения) и диагностики, осуществлять ведение базы данных.

Нижний предел количества ДНК, при котором возможна денситометрия, определяется используемым методом детекции. Если применяется окрашивание этидийбромидом, то предел визуального обнаружения соответствует 10нг. Что касается верхнего предела, то слишком большое количество ДНК на дорожке приводит к заниженным оценкам (точность совсем низкая, начиная приблизительно с 0.5мкг). Оптимальный диапазон для денситометрического определения: 0.02-0.15мкг на полоску. При денситометрии следует также иметь ввиду, что ДНК легко теряет ЭБ особенно при повышении температуры.

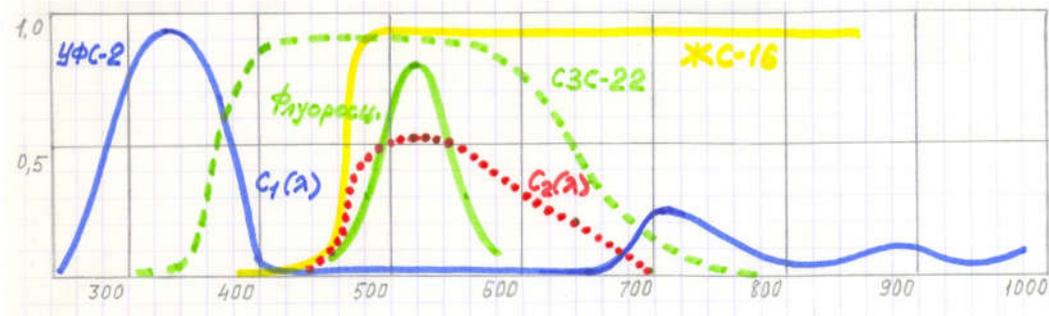
Рассмотрим принцип построения моноспектральной системы для визуализации вторичной люминесценции ПЦР продуктов, окрашенных бромидом этидия и флуоресцеином (рис.4.14). Вторичная люминесценция бромида этидия и флуоресцеина возбуждается за счет свечения агарозы (полиакриламида) геля, вызываемого в свою очередь УФ излучением.



**Рис.4.14.** Спектральные характеристики компонентов, выделяющих спектр люминесценции бромида этидия

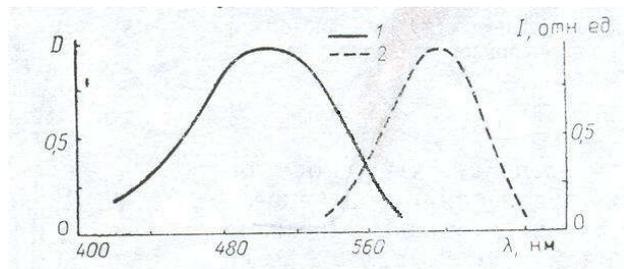
Максимум спектра люминесценции 690нм приходится, с одной стороны, на максимум чувствительности фотоприемника, а, с другой стороны, на максимум паразитного «красного хвоста» светофильтра  $C_1(\lambda)$  типа УФС. Для формирования  $C_2(\lambda)$  оптимальной комбинацией стандартных светофильтров является пара светофильтров ОС-14 и СЗС-23.

Флуоресцеин люминесцирует в области спектра с максимумом 510нм. Поэтому для него оптимальной комбинацией стандартных светофильтров является пара светофильтров ЖС-16 и СЗС-23.



**Рис.4.15.** Спектральные характеристики компонентов, выделяющих спектр люминесценции флуоресцеина

Данные о спектрах поглощения чистого бромида этидия и бромида этидия, интерколированного в ДНК, позволяют предложить вариант построения моноспектральной системы для визуализации первичной люминесценции данного типа красителя. Такая система обладает принципиально лучшими характеристиками по чувствительности и контрастности получаемого изображения по сравнению с выше рассмотренной, поскольку в ней минимизируется паразитная засветка в области «красного хвоста» и исключается люминесценция геля, создающая фоновую засветку. В результате система за счет улучшения спектральных характеристик  $C_1(\lambda)$ ,  $C_2(\lambda)$  может быть приближена к идеальной. На рис. представлен спектр поглощения бромида этидия, что соответствует правилу Левшина о симметричности спектров поглощения и люминесценции.



**Рис.4.16.** Спектр поглощения –1 и люминесценции –2 бромида этидия

Вариант разделения спектров поглощения и люминесценции для данного случая стандартными светофильтрами представлен на рис.4.17. Спектр поглощения бромида этидия выделяется светофильтром СЗС-22, а спектр люминесценции светофильтром КС-11.

Аналогичным образом может быть предложен вариант моноспектральной системы для визуализации первичной люминесценции флуоресцеина. На рис.4.18 представлен спектр поглощения флуоресцеина, что соответствует правилу Левшина о симметричности спектров поглощения и люминесценции. Вариант разделения спектров поглощения и люминес-

ценции для данного случая с помощью стандартных светофильтров представлен на рис.4.19.

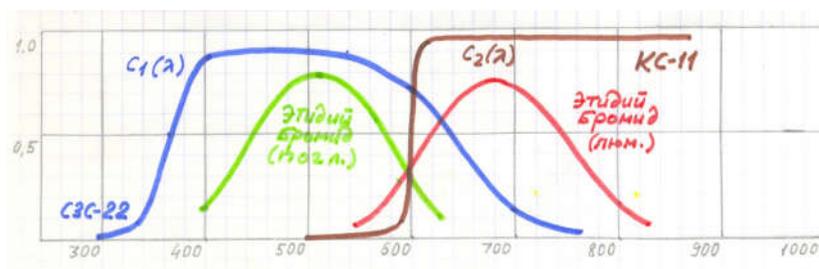


Рис.4.17. Принцип выделения первичной люминесценции бромида этидия

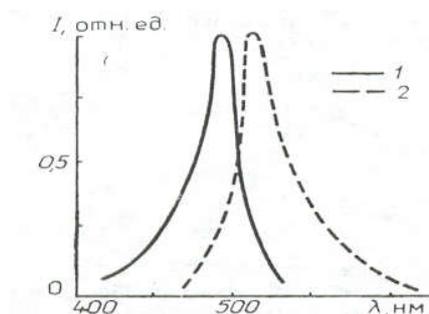


Рис.4.18. Спектр поглощения –1 и люминесценции –2 флуоресцеина

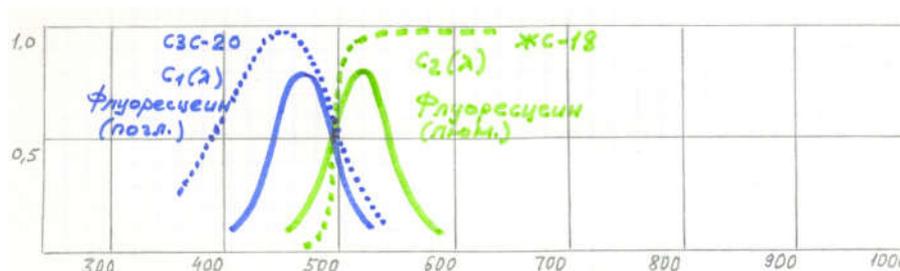


Рис.4.19. Принцип визуализации первичной люминесценции флуоресцеина

Спектр поглощения флуоресцеина выделяется светофильтром СЗС-20, а спектр люминесценции светофильтром ЖС-16. Следует отметить, что данный вариант разделения имеет существенные области взаимного перекрытия спектральных характеристик, что создает значительные паразитные засветки фотоприемника.

### **Методы количественного анализа изображений люминесцирующих продуктов ПЦР в гелях**

Одной из наиболее важных задач при исследовании при исследовании ПЦР-продуктов в гелях является получение оценок количества и размеров ДНК, содержащейся в люминесцирующих фрагментах, полученных

в результате электрофоретического разделения проб. Количество ДНК -  $M$  пропорционально интенсивности -  $I$  свечения фрагмента и может быть определено как  $M = f(\sum_{k=1}^n J_k)$ , где  $n$  - количество пикселей во фрагменте.

При электрофорезе ПЦР - продукты распределяются в геле в порядке убывания их размера (молекулярной массы). Таким образом, размер  $L$  ДНК, является функцией расстояния  $S$  между координатами фрагмента и его стартовой лунки:  $L = f(S)$ .

Для оценки размеров и количества ДНК в реальных единицах, например, в нг и, соответственно, в парах оснований (п.о.), могут быть использованы молекулярные маркеры с известными значениями  $L$  и  $M$ . Размещая маркер в геле и проводя электрофорез с исследуемыми ПЦР продуктами, получают маркерную линейку, которую можно использовать для калибровки измерительной системы.

Зависимости  $M = f(I)$  и  $L = f(S)$  имеют, как правило, нелинейный характер. Метод кусочно-линейной аппроксимации позволяет минимизировать таблицу функций и соответствующих им аргументов до количества фрагментов, имеющихся в применяемом молекулярном маркере. При этом каждому интервалу между соседними фрагментами для значений  $L$  и  $M$  могут быть поставлены в соответствие свои расчетные значения коэффициентов  $a$  и  $b$  для элементарной функции  $y = ax + b$ .

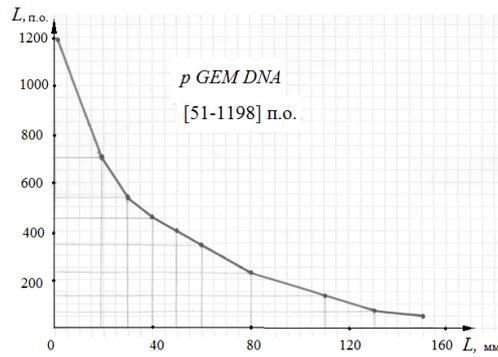
На рис 4.20 показан пример кусочно-линейной аппроксимации зависимости молекулярной массы ДНК от координат фрагментов для молекулярного маркера *P GEM DNA*.

Удобной формой для сравнения распределения проб, содержащихся в соседних дорожках геля, являются профилограммы распределения интенсивности свечения ПЦР-продуктов вдоль заданной линии.

Возможно два режима задания линий для построения профилограмм: интерактивный и автоматический. В интерактивном режиме выбор положения производится путем перемещением маркерной линии по экрану дисплея и фиксации ее положения при визуальном совмещении с исследуемой дорожкой геля. В автоматическом режиме положение маркерных линий устанавливается в соответствии с распределением дорожек автоматически путем анализа изображения геля. Вдоль заданной линии в каждом пикселе изображения производится измерение интенсивности свечения и построение графика ее распределения – профилограммы.

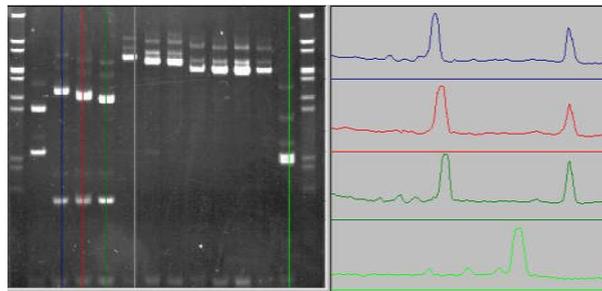
С целью сглаживания профилограммы применяется усреднение значений для пикселей в линиях, находящихся в заданной окрестности профилограммы, а также усреднение значений для соседних пикселей маркерной линии. Иными словами, осуществляется дополнительная цифровая обработка в скользящем окне с заданными размерами.

На рис.4.21 приведен пример изображения геля с профилограммами.



**Рис.4.20.** Распределение фрагментов ДНК в молекулярном маркере *p GEM DNA* [51-1198 п.о.]:

$L$ , мм	0	18	32	42	49	58	82	91	108	132	142	148
$L$ , п.о.	1198	678	517	460	390	350	222	179	126	75	65	51



**Рис.4.21.** Изображение геля и профилограммы распределения интенсивности свечения ПЦР продуктов вдоль выделенных линий

Построение профилограммы с целью сглаживания целесообразно сопровождать операцией дискретной свертки в скользящем вдоль профиля окне с вычислением среднего значения отсчетов яркости для каждого положения скользящего окна:  $I_{cp} = [1/(m \times n)][H]$ , где  $H = m \times n$  маска из  $m \times n$  элементов, причем,  $m = 2k + 1$ ,  $n = 2k + 1$ .

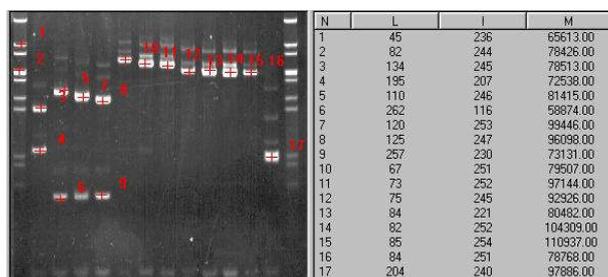
Координаты максимумов профилограммы позволяют определить размер фрагментов ДНК, а значения максимумов могут быть использованы в качестве грубой оценки количества ДНК, содержащейся во фрагменте. Для более точной оценки количества ДНК необходимо производить выделение фрагмента и суммирование значений интенсивностей его пикселей.

Как и при построении профилограмм возможно два режима работы: интерактивный и автоматический. В интерактивном режиме производится формирование прямоугольной рамки с регулируемыми размерами, перемещаемой по экрану монитора с помощью манипулятора. Границы рамки устанавливаются с небольшим превышением внешних границ люминесцирующих фрагментов, размер которых в геле приблизительно одинаков.

При совмещении центра рамки с центром изображения исследуемого фрагмента производится подсчет суммарной интенсивности свечения пикселей, попавших в рамку. Фиксация центра рамки, совпадающего с цен-

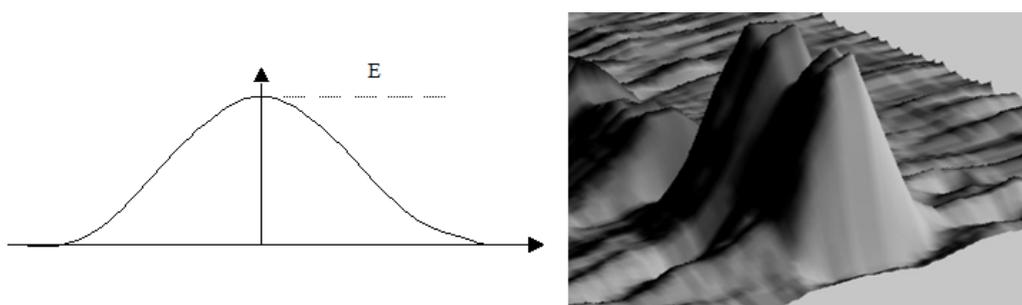
тром фрагмента, обеспечивает одновременно получение значения координаты фрагмента, пропорциональной его размеру.

При автоматическом режиме производится анализ изображения и определяются координаты центров тяжести фрагментов, в которые последовательно выводится центр рамки заданных размеров и производится суммирование пикселей изображения, попавших в ограничиваемое ею окно. Результаты измерений запоминаются в виде таблицы, в которой указывается порядковый номер фрагмента и его количественные характеристики. Ниже показан пример окна программы с изображением геля выделенными фрагментами и результатами количественного анализа, представленными в табличной форме.



**Рис.4.22.** Таблица результатов измерений количества ДНК, в указанных фрагментах изображения геля

Как следует из вышеизложенного, количество ДНК фактически есть не что иное, как условный объем трехмерной фигуры, границы которой определяются формой видеосигнала, получаемого при сканировании изображения анализирующей апертурой передающего устройства телевизионной системы (рис.4.23).



**Рис.4.23.** Распределение энергии сигнала в пятне, соответствующем люминесцирующему фрагменту ДНК и трехмерная модель части изображения геля, содержащего пробы ДНК с различными интенсивностями свечения, отображаемыми по вертикальной координате (высоте) модели

Определение условного объема и пропорционального ему количества ДНК, содержащегося в люминесцирующем фрагменте, осуществляется либо путем суммирования отсчетов яркости, превышающих заданный

порог, при автоматическом анализе, либо путем суммирования отсчетов яркости, попавших в измерительную рамку, при интерактивном анализе.

### ***Контрольные вопросы***

3. Охарактеризуйте принципы построения телевизионных эндоскопов.
4. Охарактеризуйте принципы построения телевизионных офтальмоскопов.
5. Охарактеризуйте принципы построения телевизионных микроскопов.
6. Охарактеризуйте принципы построения телевизионных спектральных систем для ПЦР диагностики

При составлении лекции использована литература:

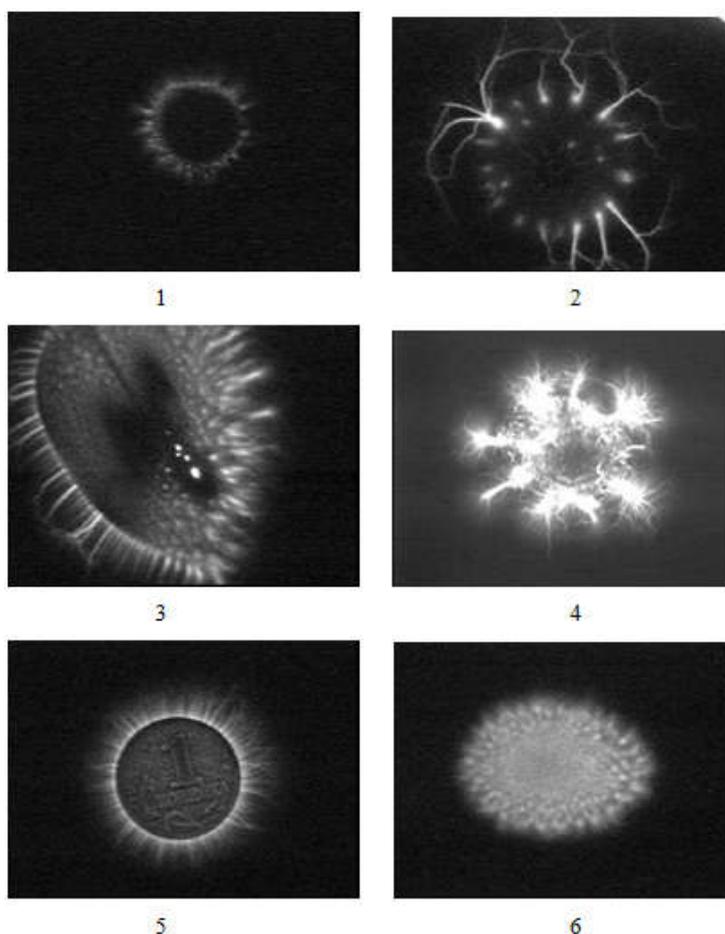
1. Р. Е. Быков, Ю. Ф. Коркунов, «Телевидение в биологии и медицине», Энергия, Ленинградское отделение, 1968г.,223с.
2. Н. П. Корнышев, «Телевизионная визуализация и обработка изображений люминесцирующих объектов в криминалистике, молекулярной биологии и медицине», НовГУ им. Ярослава Мудрого, Великий Новгород, 2004г.,226с.
3. Н. П. Корнышев, «Информационные технологии в диагностике инфекционных заболеваний методом ПЦР», Вестн.Новг.гос.,ун-та,Сер.: Мед.науки,2005,№32, с.49-52.

## ЛЕКЦИЯ 5

### 5. Телевизионная визуализация и обработка изображений свечения газового разряда

Метод газоразрядной визуализации (ГРВ) имеет российский научный приоритет, предложен профессором К. Г. Коротковым (г. Санкт-Петербург) на основе ранее известного метода (эффекта) Кирлиан и введен им в практику в 1995г. Метод ГРВ относится к электрографическим методам В связи с этим наряду с термином ГРВ используется также термин «биоэлектрография».

#### *Примеры газоразрядного свечения*



**Рис.5.1.** Газоразрядное свечение пальца руки –1, капли жидкости –2, листа растения –3, минерала – 4, монеты –5, куриного яйца –6.

Метод газоразрядной визуализации предполагает телевизионную визуализацию и компьютерную обработку получаемых изображений свечения газового разряда, возникающего от участков кожного покрова пациента, при воздействии электромагнитного поля высокой напряженности.

Телевизионная визуализация газоразрядного свечения и оценка функционального состояния организма человека путем анализа получае-

мых изображений является новым перспективным методом неинвазивной медицинской экспресс-диагностики. По данному методу общее функциональное состояние организма человека и функциональное состояние его отдельных систем и органов оценивается путем количественного и морфологического анализа изображений.

При этом заключение дается не путем изучения анатомических структур, а на основании математической оценки образов, параметры которых зависят от психофизиологического состояния организма и показывают распределение уровня функционирования (активности) его основных органов и систем. Основная информация при ГРВ извлекается из характеристик свечения, которое представляет собой пространственное распределенную группу участков различной яркости.

Вид газоразрядных изображений воспроизводимо меняется в зависимости от состояния организма человека, что позволяет судить об общем уровне и характере его физиологической и психоэмоциональной активности, следить за влиянием на его организм различных воздействий: ауто-тренинга, терапии, техногенных воздействий.

Определяющую роль среди физиологических процессов и медико-биологических показателей при ГРВ играют физико-химические и эмиссионные процессы, а также процессы газовыделения исследуемых участков кожного покрова.

На основе секторного разбиения изображений газоразрядного свечения пальцев рук человека по П. Манделю (Германия), К. Г. Коротковым предложен скорректированный с учетом Су-Джок терапии вариант диагностической таблицы, связывающей определенные органы и системы организма человека с секторами пальцев.

Предложены также варианты диагностической интерпретации в виде секторной диаграммы для площади свечения и модели его распределения вокруг тела человека, представляющей собой интегральное изображение, составленное из различных секторов свечения пальцев рук.

В настоящее время в ряде ведущих медицинских учреждениях страны ведутся успешные исследования по применению метода ГРВ. Получены научные результаты, подтверждающие перспективность данного метода как для мониторинга, так и для экспресс-диагностики состояния организма человека.

Так, например, в Санкт-Петербургском медицинском университете им. Павлова профессором, д. м. н. Р. А. Александровой получены интересные результаты при обследовании пациентов с патологией органов дыхания.

В НИИ акушерства и педиатрии (г. Ростов на Дону) В. С. Гимбутом показана практическая ценность метода ГРВ для ранней диагностики угрожающего прерывания беременности.

В Военно-медицинской академии (г.Санкт-Петербург) получены данные по возможности использования метода ГРВ для оценки функционального состояния больных в пред- и послеоперационном периодах.

В Военно-медицинской академии (г.Санкт-Петербург) получены результаты по тестированию с помощью метода ГРВ психоэмоционального состояния личного состава для оценки его готовности к выполнению поставленных задач.

Профессором Пономаренко Г.Н. (ВМА г. Санкт-Петербург) предложена методика физиотерапии газовым коронным разрядом.

Статистически достоверные данные по оценке методом ГРВ готовности спортсменов высокой квалификации к соревновательной деятельности получены профессором П.В. Бундзеном в НИИ физкультуры и спорта, г. Санкт-Петербург.

Метод в настоящее время признан Минздравом РФ. Его дальнейшее развитие в направлении совершенствования аппаратных и программных средств является актуальной задачей для широкого использования в медицинской практике.

### *Из истории биоэлектрографии*

1777 г. Георгий Лихтенберг в Германии получает электрограммы скользящего разряда на поверхности. 1880 г. Никола Тесла демонстрирует, что при помещении человеческого тела к высокочастотной электрической цепи вокруг тела возникает яркое свечение.

1892 г. Якоб Нардкевич-Йодко в России изучает электрографию и развивает его как метод исследования состояний энергетики человека, его исследования подхвачены Погорельским в России и Новратилом в Чехии.

1904 г. Католический священник Ландель де Моруа в Бразилии создает первую электрографическую (электроразрядную) камеру.

1930 г. Праг и Шлеммер в Праге изучают контактные отпечатки различных объектов, помещенных на фотографическую эмульсию в электрическом поле во время электрического разряда.

1939 г. Российских техник Семен Давидович Кирлиан при ремонте высокочастотного оборудования в госпитале обнаруживает свечение собственных пальцев. Вместе со своей женой Валентиной он начинает исследование загадочных свечений до конца своей жизни в 1978 году.

1970 гг. Благодаря книге С. Астандера и Л. Шредера "Психические открытия за железным занавесом" работа супругов Кирлиан становится известной в США.

1970-80е гг. Сотни энтузиастов во всем мире занимаются кирлиановской фотографией, метод вызывает большие надежды и большие споры.

1983-86 гг. И. Думитреску в Румынии, П. Мандель в Германии, Н. Милхоменс в Бразилии, А. Лернер во Франции, Г. Олдфилд в Англии, А. Коникевич в США и другие развивают различные подходы к использованию биоэлектрографического метода в диагностике заболеваний.

1980-1995 гг. Сотни статей и десятки книг опубликованы по вопросам биоэлектрографии. Множество интересных наблюдений и некоторые статистические корреляции собраны во всем мире. Выявлены основные физические принципы кирлиановской фотографии. Все исследователи используют фотоматериалы и фотопроектор.

1995 год. Создан новый научный подход, основанный на цифровой видео технике, современной электронике и количественной компьютерной обработке данных: метод газоразрядной визуализации - ГРВ.

### **5.1. Принцип формирования изображения свечения**

Исследуемый объект размещается на диэлектрической пластине, с нанесенным с обратной стороны прозрачным токопроводящим покрытием – электродом, на который подаются импульсы высокого напряжения от генератора. При высокой напряженности электрического поля (ЭП) в газовой среде пространства контакта объекта и пластины развивается лавинный и \ или скользящий газовый разряд (ГР), характеристики которого определяются свойствами объекта.

Газоразрядное свечение с помощью оптической системы и телевизионной камеры преобразуется в видеосигнал, который через устройство видеозаписи вводится в компьютер в виде одиночных или AVI – файлов для последующей обработки с целью вычисления количественных параметров и диагностической интерпретации.

Неоднородности поверхности и объема, процессы эмиссии заряженных частиц или выделения газов оказывают влияние на параметры ЭП, за счет чего изменяются параметры свечения ГР. Такими параметрами являются характеристики тока разряда и оптического излучения.

ГР в свою очередь может влиять на состояние объекта, вызывая вторичные эмиссионные, деструктивные и тепловые процессы.

Основная информация извлекается из характеристик свечения (электролюминесценции), которое представляет собой пространственно распределенную группу участков различной яркости. Телевизионная камера преобразует пространственное распределение яркости в видеосигнал, анализ амплитудных характеристик которого дает набор параметров для диагностического заключения о состоянии биологического объекта.

В изображениях газоразрядного свечения проявляется комплекс параметров и особенностей организма, связанных как с процессами гомеостаза, так и с локальными электрохимическими явлениями, протекающими на ограниченных участках кожного покрова.

Выделяют следующие факторы, позволяющие получить в изображениях газоразрядного свечения информацию о состоянии биологического объекта (БО):

- 1) импеданс электрической цепи, зависящей от электрофизических свойств БО (БО включен в цепь протекания электрического тока в системе связанных LC контуров, поэтому изменения комплексного сопротивления БО за счет физиологических процессов приводит к перераспределению токов в контурах и влияет на параметры ГР);
- 2) факторы, влияющие на распределение электрического поля в разрядном зазоре (БО представляет собой объект с неоднородным распределением элементов различной проводимости, например, кровеносные и лимфатические сосуды, соединительная ткань и т.п., что приводит к формированию неоднородного рельефа ЭМП и, соответственно, влияет на развитие ГР);
- 3) пространственно-временная неоднородность собственного газовыделения или испарения поверхности БО (наличие влажности, выделение газов влияют на условия развития разряда);
- 4) эмиссионные процессы поверхности БО являются факторами, инициирующими ГР (от особенностей эмиссионных свойств зависят интенсивность и частота следования разрядов).

Информативной является как видимая область спектра газоразрядного свечения, так и ее ультрафиолетовая (от 250 нм) составляющая.

Для возбуждения свечения рекомендуется использовать пачки импульсов с длительностью 10 мкс, частотой следования 1 кГц и напряжением от 3 до 20кВ.

Функциональные особенности БО проявляются в основном в вариативности и динамике картин свечения ГР, что позволяет использовать для их анализа широкий спектр аналитических и графических моделей.

Так, например, К. Г. Коротковым разработан ряд моделей, позволяющих строить секторные диаграммы, отображающие распределение площадей свечения отдельных зон пальцев рук, а также интегральные изображения, характеризующие функциональные состояния организма человека.

Газоразрядные изображения характеризуются рядом количественных параметров, которые принято разделять на интегральные, спектральные, фрактальные, структурные и вероятностные

*К интегральным параметрам относятся:*

- 1) S - общая площадь свечения, определяемая как сумма пикселей с яркостью выше заданного порога;
- 2) J - интегральная яркость свечения, определяемая как сумма яркостей

пикселей с яркостью выше заданного порога;

- 3)  $J_{cp}$  - средняя яркость свечения, определяемая как отношения интегральной яркости к общей площади свечения;
- 4)  $L$  – длина периметра, определяемая как сумма пикселей внешнего контура свечения.

*К спектральным параметрам относятся:*

- 1) яркостной спектр (гистограмма распределения яркостей) – показывает количество пикселей с заданной яркостью в анализируемом изображении;
- 2) фрактальный спектр – показывает количество связанных компонент заданного размера в анализируемом изображении;
- 3) площадь спектра (яркостного или фрактального) – сумма значений функции спектра для всех ее аргументов;
- 4) медиана спектра (яркостного или фрактального) – значение аргумента функции, делящего площадь спектра пополам.

*К фрактальным параметрам* относится коэффициент формы, который определяется как отношение квадрата периметра к площади.

*К структурным параметрам относятся:*

- 1) количество связанных компонент изображения и их площадь;
- 2) количество и средняя длина стримеров.

*К вероятностным характеристикам относятся:*

- 1) дисперсия
- 2) энтропия – мера отклонения от равновесия (степень разброса параметров), убывающая при стремлении к равновесному состоянию
- 3) автокорреляционная функция – характеристика регулярности (степень повторяемости) процесса,

За последние годы развития биоэлектрографии определились следующие основные области ее применения:

- 1) разработка медицинских диагностических методик;
- 2) исследование психофизиологического состояния человека;
- 3) изучение свойств различных жидкостей, веществ, минералов.

Метод биоэлектрографии имеет следующие достоинства, важные для применения в медицинской практике:

- 1) возможность скрининга и мониторинга как за комплексным состоянием организма, так и его отдельных органов и систем;
- 2) объективность контроля;
- 3) неинвазивность;
- 4) методическая простота, удобство и оперативность контроля;
- 5) наглядность результатов, возможность их хранения и обработки.

Направление медицинской диагностики основано на предложенных Питером Манделем (Германия) и развитых К. Г. Коротковым (Россия) принципах секторного разбиения изображений пальцев рук (ног) и их привязки к органам и системам организма человека с использованием восточ-

ных представлений о системе меридианов и биологически активных точек, а также практического опыта.

Кроме этого, для диагностики используются параметрические оценки изображений газоразрядного свечения, дающие возможность делать заключения о норме, дисфункции или гиперфункции органа или системы организма.

Для отсекаания компонентов, связанных с биофизическими процессами на кожном покрове (перспирации, газовыделения, поверхностных веществ), используется методика съемки через полимерный фильтр, что позволяет разделить информацию о работе симпатической и парасимпатической нервной системы и на основе вычисления параметров изображений, полученных в различных условиях съемки, вычислить индекс стресса для оценки психофизиологического состояния.

Для исследования жидкофазных объектов (образцов крови, растворов, гомеопатических препаратов и т.п.), разрабатываются специальные методические приемы, которые позволяют выявлять действие различных факторов на их качество. Представляет практический интерес, выявление структурных различий в жидкостях, проявляющихся в морфологических и фрактальных характеристиках изображений газоразрядного свечения, а также физико-химических различий, проявляющихся в таких количественных параметрах как интенсивность и площадь свечения.

В настоящее время развиваются новые технические подходы, связанные с анализом динамики развития газоразрядного свечения путем съемки *AVI* –файлов, развиваются методы исследования газоразрядного свечения твердотельных объектов и клеточных структур, создаются новые перспективные медицинские методики. Так, например, на основе анализа динамики изменения количественных параметров изображений газоразрядного свечения выявляют различия масел натурального и синтетического происхождения.

В основе телевизионной системы визуализации газоразрядного свечения лежит модель, которая включает в себя источник возбуждения люминесценции (ИВЛ), исследуемый объект и приемник люминесценции (ПЛ).

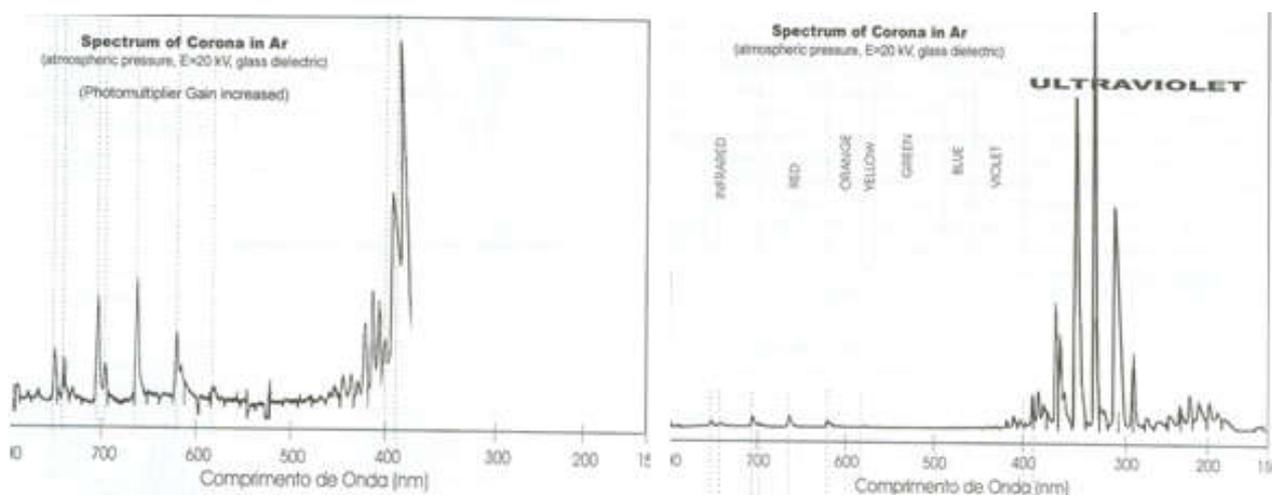
В качестве ИВЛ в данной системе используется генератор импульсов напряжения, подаваемых на электрод с плоской поверхностью из изоляционного материала, на которой располагается исследуемый объект, включаемый в электрическую цепь, создаваемую токами утечки на землю за счет емкостной или за счет непосредственной гальванической связи объекта с землей.

В качестве ПЛ используется матричный фотоприемник со светофильтром, выделяющим спектр люминесценции газового разряда. Получаемый видеосигнал подвергается дополнительной аналоговой и/или цифровой обработке с целью повышения контраста и уменьшения уровня шумов.

ИВЛ в системе визуализации газоразрядного свечения может рассматриваться как звено, параметры которого должны быть согласованы со свойствами исследуемого объекта с целью получения максимального информационного отклика. Здесь подразумеваются такие параметры ИВЛ, как амплитуда, частота, длительность импульсов, возбуждающего напряжения. В любом случае следует стремиться к уменьшению степени воздействия на исследуемый объект. Характеристики ПЛ также должны быть согласованы со спектром свечения газового разряда, его интенсивностью и динамикой.

Спектральный состав газоразрядного свечения включает в себя видимую и ультрафиолетовую области спектра, причем, основная мощность излучения приходится на ультрафиолетовую область спектра в диапазоне 300–400 нм.

Следующим диапазоном, в котором присутствует значительная часть газоразрядного свечения, является фиолетово-синяя область 400–450 нм. Отдельные пики в спектре свечения, амплитуда которых сопоставима с фиолетово-синей областью, присутствуют в красной области спектра 630–700 нм.

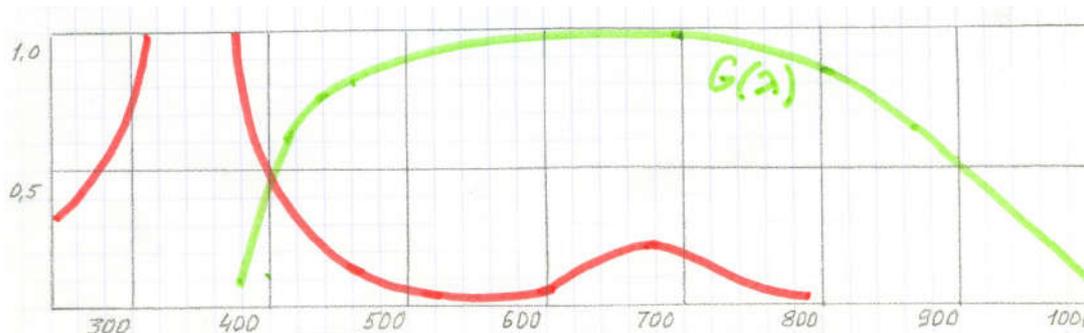


**Рис.5.2.** Спектральный состав газоразрядного свечения в ультрафиолетовой и красной областях спектра, приведенный в разных масштабах

## 5.2. Принципы телевизионной визуализации газоразрядного свечения

### *Черно – белая телевизионная система для визуализации газоразрядного свечения в видимой области спектра*

Наиболее простой и экономически оправданный вариант практической реализации системы, при котором используется обычная стеклянная оптика и черно-белые телевизионные камеры с диапазоном спектральной чувствительности 390–1000 нм.



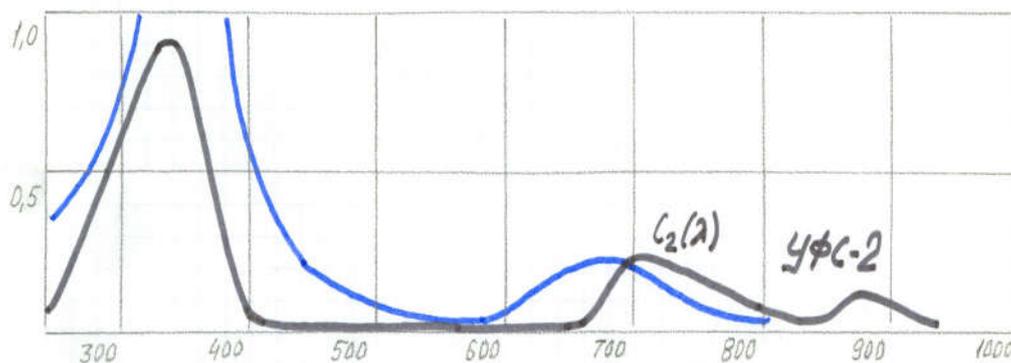
**Рис.5.3.** Спектральные характеристики стандартной черно-белой ТВ-камеры  $G(\lambda)$  и огибающая спектра газоразрядного свечения

### *Цветная телевизионная система для визуализации газоразрядного свечения*

Данный вариант визуализации газоразрядного свечения возможен при использовании цветной телевизионной камеры. При этом спектральные характеристики компонентов системы аналогичны характеристикам, рассмотренным выше. Однако, как показывают эксперименты, применение цветных телевизионных камер, нецелесообразно из-за их значительно меньшей чувствительности по сравнению с черно-белыми камерами, а также из-за отсутствия в наблюдаемом фиолетово-синем изображении газоразрядного свечения каких-либо существенных цветовых оттенков

### *Телевизионная система для визуализации газоразрядного свечения в ультрафиолетовой области спектра*

Данный вариант представляет определенный практический интерес, поскольку, как видно из спектрального состава газоразрядного свечения, основная мощность излучения приходится именно на этот диапазон. Кроме того, ультрафиолетовая область спектра может нести весьма ценную информацию о биологическом объекте, поскольку именно в этой области спектра осуществляется обмен информацией на клеточном уровне.



**Рис.5.4.** Огибающая спектра газоразрядного свечения и спектральная характеристика фильтра  $C_2(\lambda)$  типа УФС-2, выделяющего ультрафиолетовую область спектра с максимумом 315 нм

Для получения изображения в ультрафиолетовой области спектра потребуется специальная кварцевая оптика, пропускающая ультрафиолетовое излучение, а также специальные преобразователи свет/сигнал, обладающие чувствительностью в данной области спектра, что создает вполне определенные технические сложности и существенно увеличивает стоимость системы.

Следует отметить, что для данного случая технология напыления полупрозрачного электрода неприменима, поскольку сплошной токопроводящий слой задерживает ультрафиолет, и требуется более точная технология нанесения на кварцевое стекло металлической сетки, например, методом гальванопластики

#### ***Телевизионная система для визуализации газоразрядного свечения в видимой области спектра с трансформацией ультрафиолетового излучения***

В связи с отмеченными выше сложностями визуализации свечения в ультрафиолетовой области спектра, представляют практический интерес варианты, предусматривающие ее трансформацию в видимую часть спектра с использованием специальных люминесцирующих покрытий предметного стекла, на которое устанавливается исследуемый объект.

Для обеспечения работы системы в различных спектрах такое покрытие должно быть съемным, например, выполненным в виде люминесцирующей полимерной пленки.

Апробирован достаточно эффективный способ трансформации ультрафиолетового света в видимую область с использованием обычной тонкой целлюлозно-бумажной салфетки.

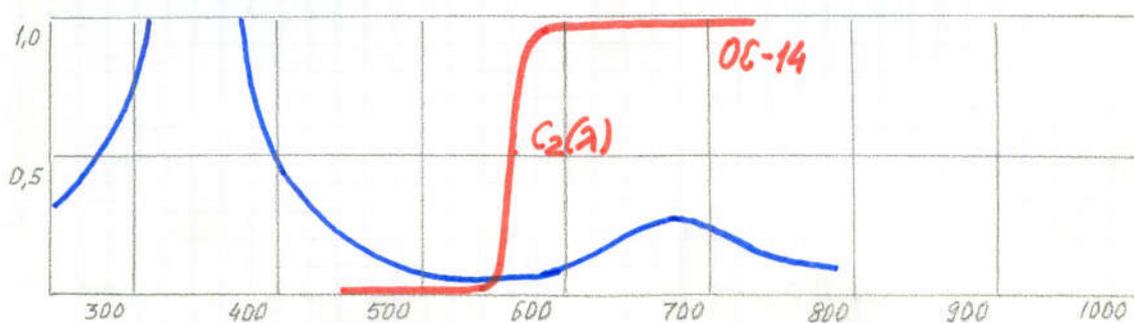
Фотолюминесценция целлюлозы под воздействием газоразрядного свечения, как показали эксперименты, позволяет в 2–2,5 раза повысить яркость получаемого изображения. Одновременно одноразовая салфетка выполня-

ет гигиенические функции, предохраняя стеклянную поверхность от загрязнения руками пациента.

Увеличение яркости получаемого изображения газоразрядного свечения за счет вторичной фотолюминесценции покрытий, в частности целлюлозы, позволяет снижать амплитуду воздействующих импульсов до минимальных значений, при которых возможно возникновение газоразрядного свечения, уменьшая тем самым степень воздействия на исследуемый объект.

### *Телевизионная система для визуализации газоразрядного свечения в красной области спектра*

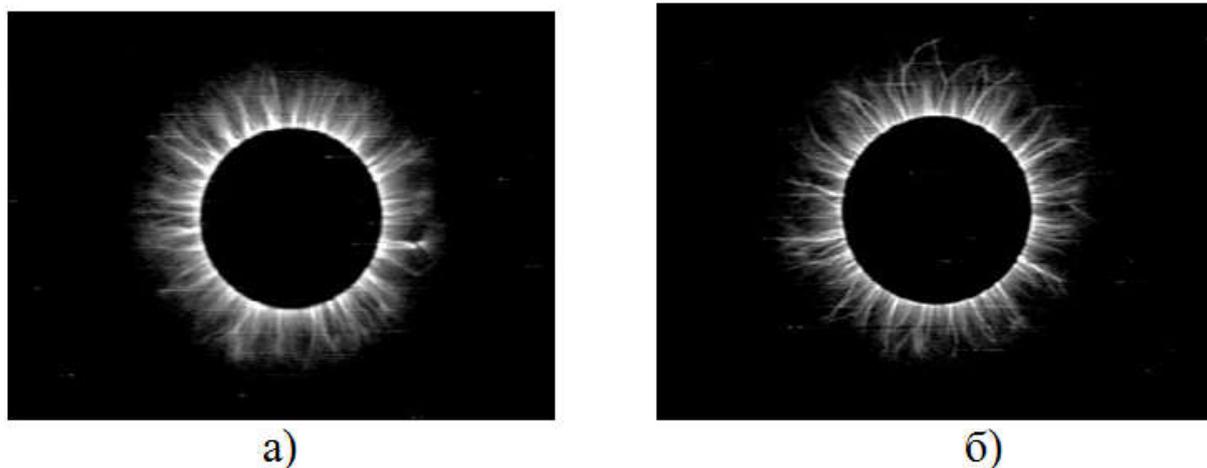
Проведенные эксперименты по разделению участков спектра газоразрядного свечения, в частности, по выделению красной области спектра, позволяют сделать определенные выводы о различиях в наблюдаемых изображениях.



**Рис.5.5.** Огибающая спектра газоразрядного свечения и спектральная характеристика фильтра  $C_2(\lambda)$  типа ОС-14, выделяющего красную область спектра от 570 нм

Сравнение изображений газоразрядного свечения, полученных с использованием светофильтров типа ОС-14, выделяющих оранжево-красную область спектра от 570 нм, и изображений сопоставимой интенсивности, полученных в том же режиме съемки, но с использованием нейтральных светофильтров, показывает на более четкое выявление в первом случае тонких структур, соответствующих стримерам.

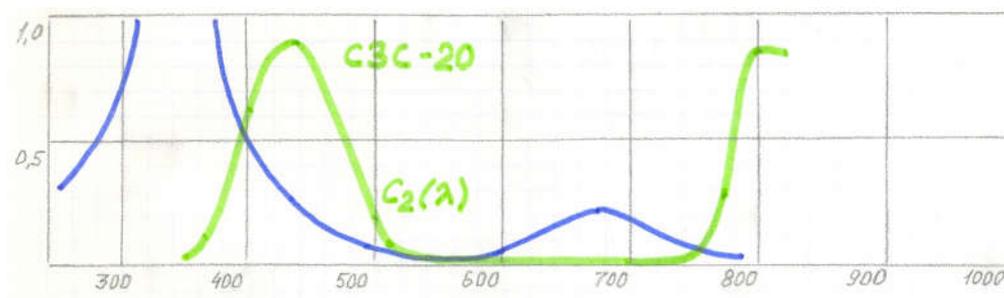
Полученный эффект «скелетизации» стримеров, а также подчеркнутости наиболее интенсивно светящихся деталей изображения и подавлении фонового ореола может быть объяснен более широким спектром свечения стримеров, которые выглядят бело-голубыми по сравнению с фиолетово-голубым свечением ионизированного газа вокруг них.



**Рис.5.6.** Изображения тестового цилиндра: а) – съемка с нейтральным светофильтром; б) – съемка со светофильтром ОС-14

### *Телевизионная система для визуализации газоразрядного свечения в фиолетово-синей области спектра*

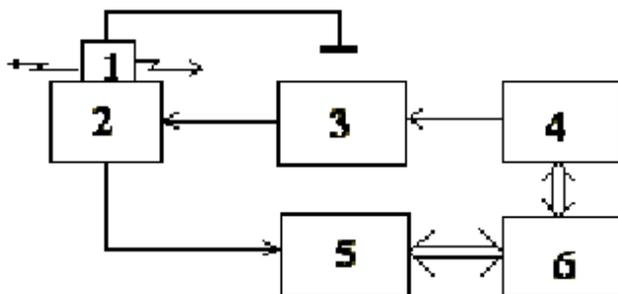
Данный вариант спектрозональной телевизионной системы позволяет детально визуализировать свечение фонового ореола без подчеркивания интенсивно светящихся разрядных каналов (стримеров).



**Рис.5.7.** Огибающая спектра газоразрядного свечения и спектральная характеристика фильтра  $C_2(\lambda)$  типа, выделяющего сине-фиолетовую область спектра от 400 нм

Таким образом, использование телевизионных спектрозональных методов может быть полезно для выделения характерных особенностей изображения при визуализации газоразрядного свечения. При этом возможно построение комбинированных ТСС для визуализации газоразрядного свечения, в которых для выделения рассмотренных выше участков фиолетово-синего и красного диапазонов спектра газоразрядного свечения используются сменные светофильтры  $C_2(\lambda)$ , устанавливаемые перед приемником люминесценции.

### 5.3. Принципы построения аппаратуры ГРВ



**Рис. 5.8.** Обобщенная структурная схема телевизионной системы для визуализации газоразрядного свечения:

1) исследуемый объект; 2) блок электронно-оптический (БЭО); 3) генератор импульсов высокого напряжения; 4) блок управления режимами работы генератора; 5) устройство ввода изображений; 6) ЭВМ

Исследуемый объект (1) размещается вблизи или на поверхности электрода, являющегося частью БЭО (2). В переменном электрическом поле высокой напряженности, возникающем при подаче на электрод высоковольтных импульсов, образуется газовый разряд (поверхностный или объемный), который служит усилителем эмиссионных процессов, протекающих на поверхности объекта.

Изображение газоразрядного свечения, несущее в себе комплексную информацию о характеристиках объекта, формируется с помощью телевизионного датчика, входящего в состав БЭО. Сигнал изображения преобразуется в цифровую форму с помощью устройства ввода изображений (5) и запоминается в ЭВМ (6). Импульсы высокого напряжения для БЭО вырабатываются генератором (3), режимы работы которого через блок управления (4) задаются от ЭВМ. Введенное в ЭВМ изображение обрабатывается специальными программами с целью повышения информативности сюжета и количественного анализа.

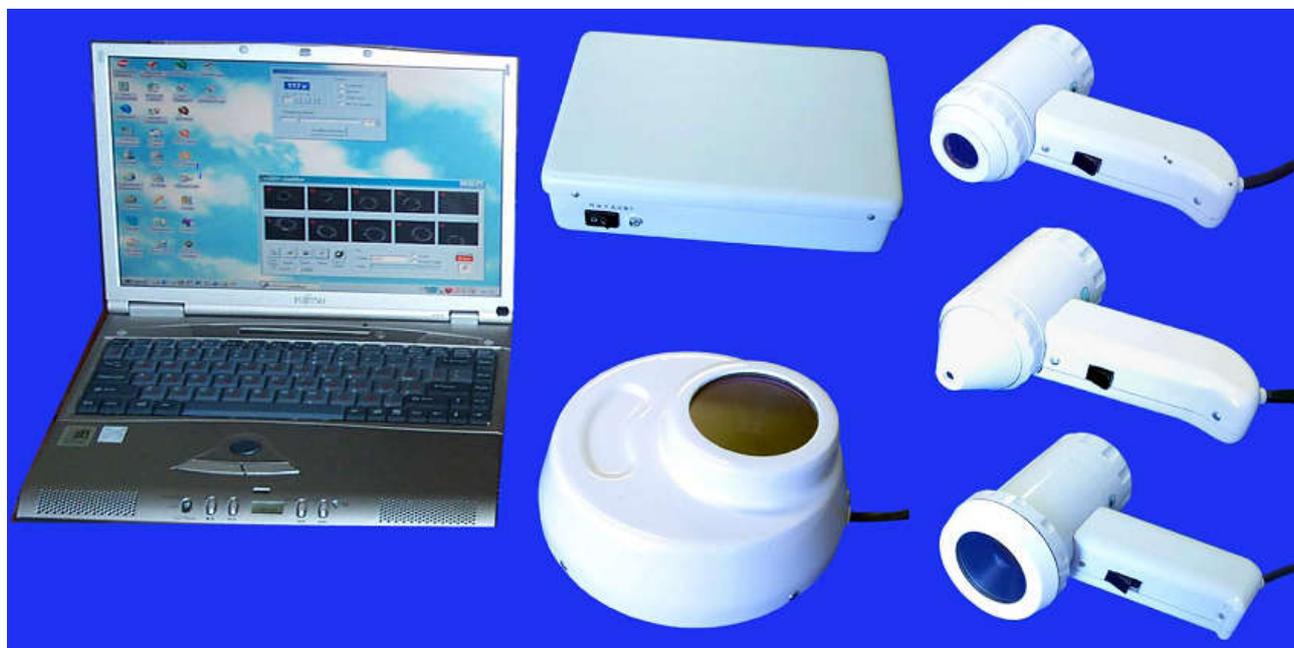
#### *Аппаратура ГРВ*

Первые опытные образцы телевизионной аппаратуры газоразрядной визуализации «Корона-ТВ», а также программное обеспечение для обработки получаемых изображений были созданы в конце 90-х годов в г. Санкт-Петербурге под руководством профессора К.Г. Короткова.

При проведении совместных с К.Г. Коротковым опытно-конструкторских работ в НИИ ПТ «Растр», Великий Новгород были созданы серийные модели аппаратуры «Корона-ТВ» и «Коррекс», а также система визуализации газоразрядного свечения «Стример».



**Рис.5.9.** Прибор для визуализации газоразрядного свечения «Корона-ТВ» (ОАО НИИПТ «Растр», Великий Новгород)



**Рис.5.10.** Система газоразрядной визуализации «Стример» (ОАО НИИПТ «Растр», Великий Новгород)

Под руководством К.Г.Короткова в Санкт-Петербурге параллельно и независимо разработаны и в настоящее время выпускаются серийно ряд моделей телевизионной аппаратуры для визуализации газоразрядного свечения: «GDV Camera», «GDV Compact», «GDV Express».



**Рис.5.11.** Прибор «ГРВ-камера» (ЗАО «КТИ», Санкт-Петербург)



**Рис.5.12.** Прибор «ГРВ-компакт» (ЗАО «КТИ», Санкт-Петербург)

За рубежом в 90-х годах также независимо проводились работы в области телевизионной визуализации газоразрядного свечения, в результате которых были разработаны и выпускаются системы аналогичного назначения. Так, например, известна телевизионная аппаратура Videographie System Va9z фирмы BIO MED, Германия. Сравнительные характеристики рассмотренной выше аппаратуры приведены в таблице 5.1.



Рис.5.13. Зарубежный аналог: система газоразрядной визуализации Ba9z (Германия)

Таблица

5.1

**Сравнительные характеристики систем визуализации газоразрядного свечения**

Параметр\тип	GDV Cam-era КТИ	GDV Compact КТИ	Ba9z BIO MED	«Корона-ТВ» «Коррекс» НИИ ПТ	«Стример» НИИ ПТ
Диапазон напряжений источника возбуждения люминесценции (ИВЛ)	4-10кВ (Дискретно 4 уровня)	4кВ	Нет данных	Корона-ТВ: 4-10кВ (Дискретно 4 уровня) Коррекс: 4-6кВ (Дискретно 2 уровня)	4-10кВ (плавное изменение)
Диапазон частот ИВЛ	1кГц	1кГц	Нет данных	Корона-ТВ: 1 или 2 кГц (Дискретно) Коррекс: 1кГц	500-3000Гц Дискретно с шагом 50 Гц
Приемник люминесценции (ПЛ)	Web-камера	Web-камера	ТВ-камера Цв.	ТВ-камера Ч/Б	ТВ-камера Ч/Б
Выходной сигнал	Цифровой для USB	Цифровой для USB	Video Composite	Video Composite	Video Composite
Диаметр электрода, мм	80	60	100	80	60

### Программное обеспечение

В качестве примера принципов построения программного обеспечения рассмотрим назначение и некоторые экранные формы пакета программ для съемки и анализа изображений газоразрядного свечения «GDV Explorer».

Основные функции программ входящих в состав пакета заключаются в следующем:

- 1) управление устройством и видеосъемка изображений,
- 2) цифровая обработка изображений газоразрядного свечения,
- 3) визуализация газоразрядного свечения с использованием 3D – графики,
- 4) мониторинг газоразрядного свечения,
- 5) количественный анализ изображений газоразрядного свечения,
- 6) синтез моделей и секторных схем,
- 7) синтез интегральных изображений.

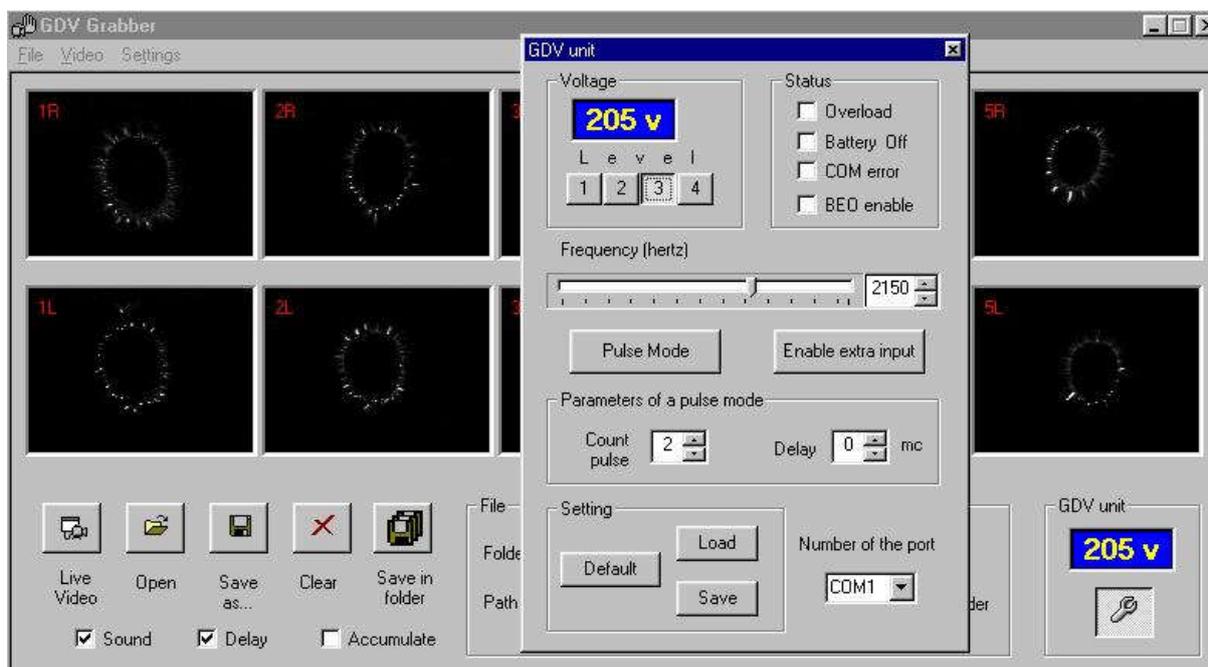


Рис.5.14. Панель управления устройством и вводом изображения в программе «GDV grabber20»

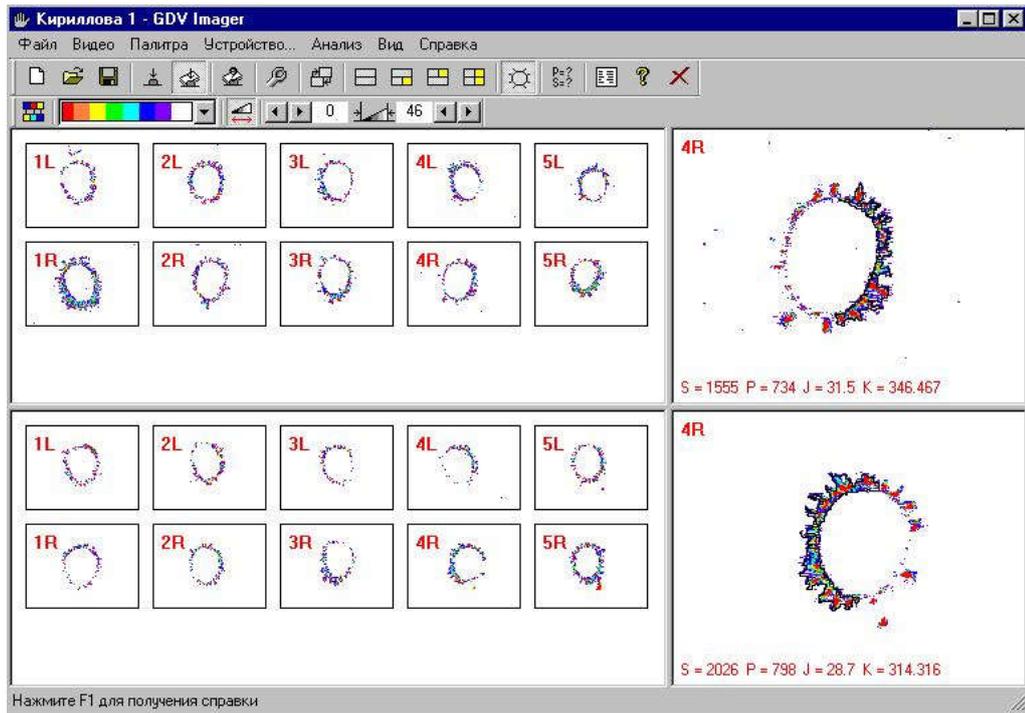


Рис.5.15 Внешний вид подпрограммы управления вводом изображения «GDV Imager»

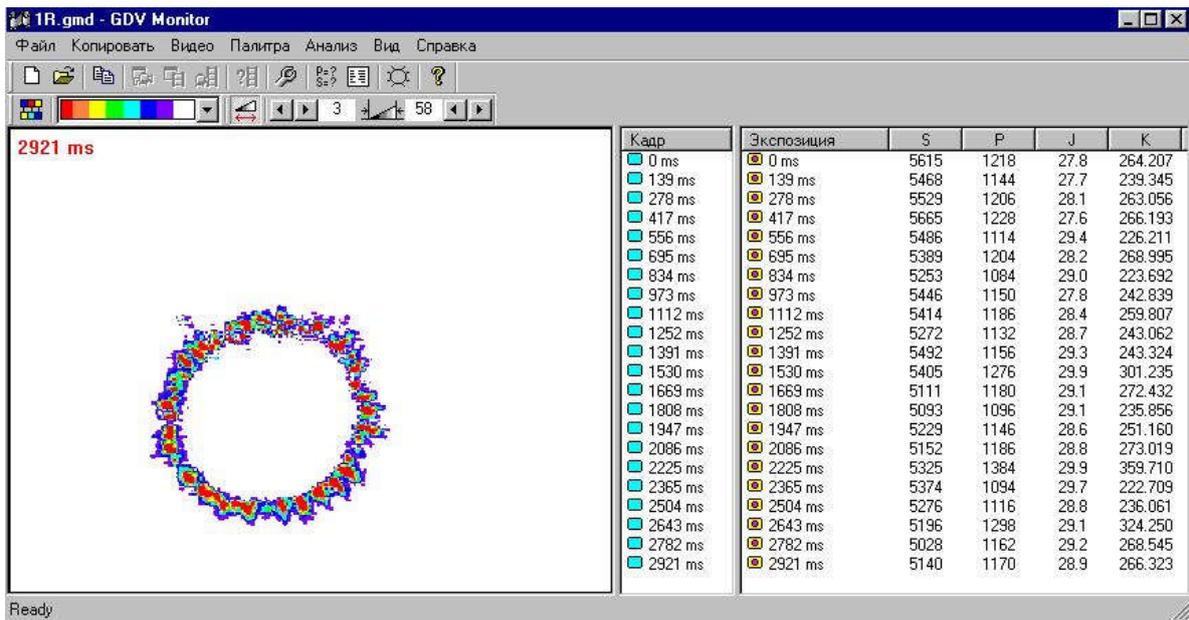
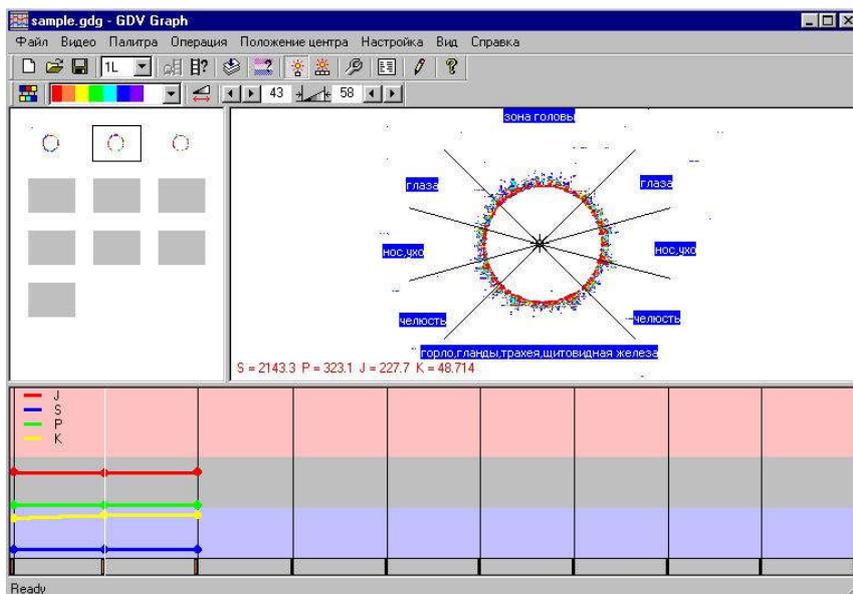
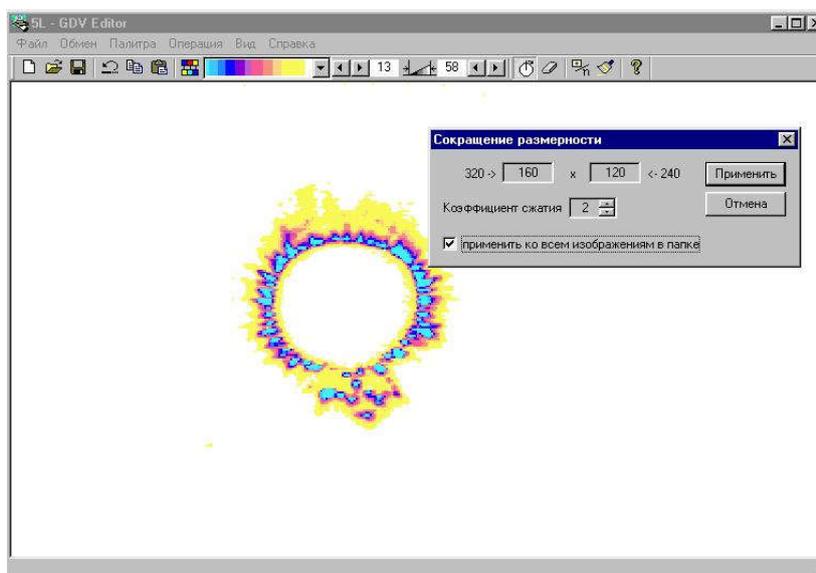


Рис.5.16. Внешний вид программы записи, просмотра и обработки видеопоследовательности «GDV Monitor»



**Рис.5.17.** Внешний вид программы мониторинга параметров газоразрядного свечения «GDV Graph»



**Рис.5.18.** Внешний вид программы редактирования и обработки изображений газоразрядного свечения «GDV Editor»

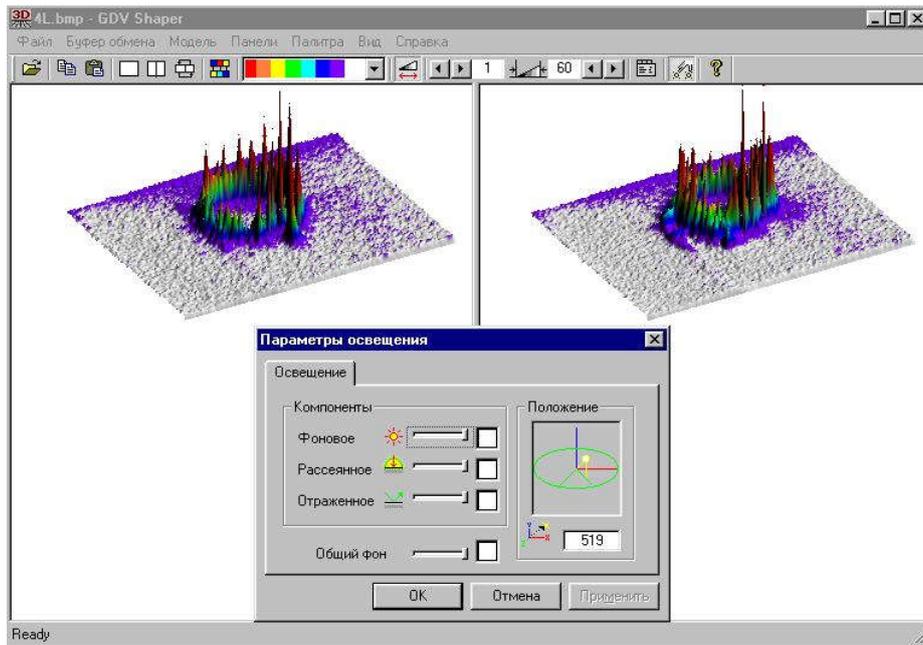


Рис.5.19. Внешний вид программы построения 3D моделей изображений газоразрядного свечения «GDV Shaper»

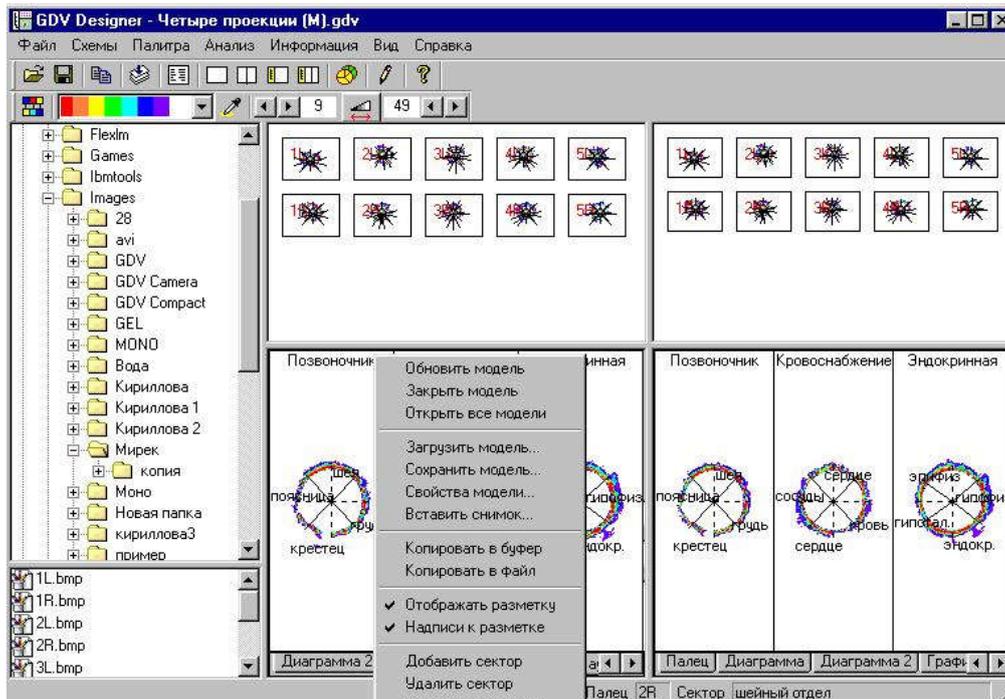
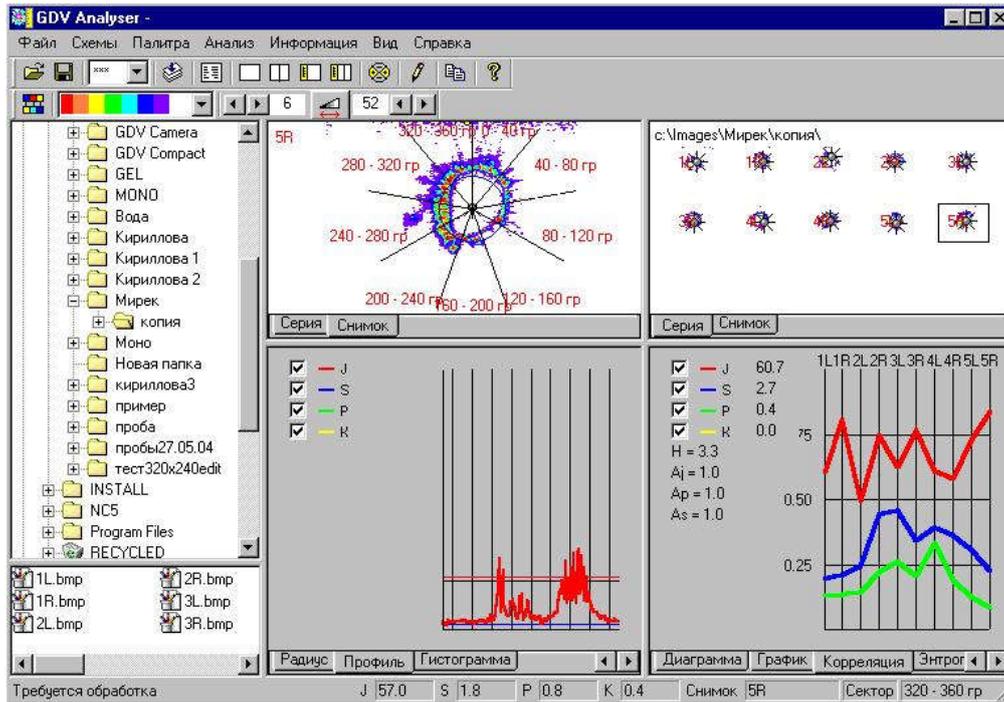


Рис.5.20. Внешний вид программы построения диагностических интерпретаций (интегральных изображений, графиков и диаграмм) «GDV Designer»



**Рис.5.21.** Внешний вид программы количественного анализа изображений газоразрядного свечения «GDV Analyser»

## 5.4. Перспективные методы визуализации газоразрядного свечения

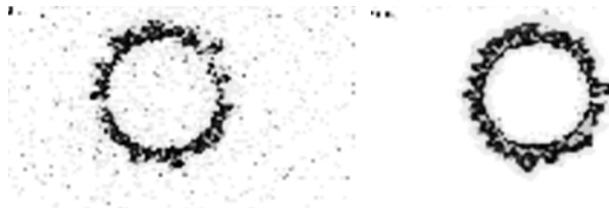
### *Метод усреднения*

Газовый разряд, несмотря на случайный характер развития разрядных каналов (стримеров) характеризуется локальной пространственной устойчивостью картины свечения, поскольку она определяется устойчиво распределенными областями с поверхностными неоднородностями структуры исследуемых объектов. Поэтому в ряде случаев целесообразно использовать метод усреднения с целью повышения отношения сигнал-шум и формирования изображения устойчиво локализованных участков картины свечения

Метод предполагает, что для биологической системы, формирующей некоторый информационный отклик, регистрируемый в виде изображения газоразрядного свечения в ответ на воздействие стимулирующими импульсами высокого напряжения, может быть повышено качество получаемой визуальной информации путем ее накопления в соответствии с принципами информационной теории связи.

Для этого требуется знать время возможной задержки информации  $t$ , которое определяется соотношением шага дискретизации (время кадра изображения) –  $T$  и длительности процесса изменения свойств объекта  $t$ .

Если  $m=t/T \gg 1$ , то возможно накопление информации и, следовательно, повышение ее качества.



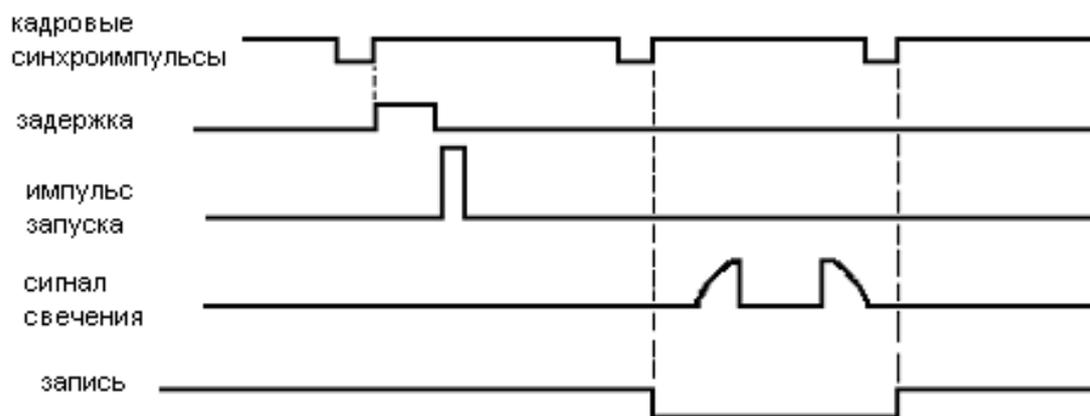
**Рис. 5.22.** Изображения газоразрядного свечения пальца для одиночного кадра (слева: наблюдаются шумы) и усредненного за время равное 1 секунде (справа: шум практически отсутствует)

### *Моноимпульсная визуализация газоразрядного свечения*

Необходимо иметь в виду, что воздействие электромагнитным полем высокой напряженности способно вызывать негативные реакции у биологического объекта, например, ионизацию тканей, микроспазмы и т.п., а также исказить регистрируемый отклик в силу возможных изменений свойств самого объекта

Поэтому перспективной задачей следует считать создание аппаратуры, обладающей пониженной степенью воздействия на организм пациента по сравнению с существующими в настоящее время аналогами.

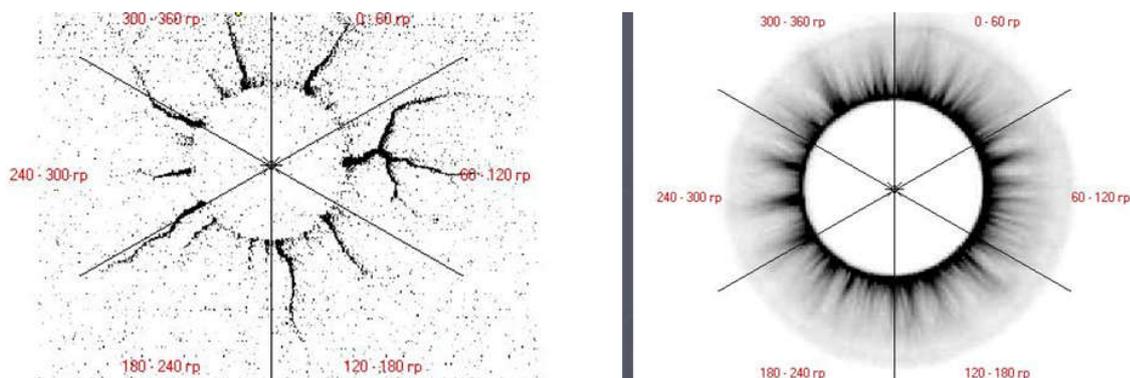
Минимальное воздействие на пациента обеспечивает метод телевизионной моноимпульсной визуализации свечения газового разряда.



**Рис.5.23.** Принцип моноимпульсной визуализации газоразрядного свечения (временные диаграммы)



**Рис.5.24.** Изображения пальцев рук (негатив), полученные методом моноимпульсной газоразрядной визуализации



**Рис.3.25.** Изображения тестового цилиндра (негатив), полученные непрерывным (справа) методом и методом моноимпульсной (слева) газоразрядной визуализации

### ***Контрольные вопросы***

7. Охарактеризуйте основные направления работ в области биоэлектрографии.
8. Каковы основные принципы построения аппаратуры ГРВ?

При составлении лекции использована литература:

11. К.Г. Коротков, «Основы ГРВ биоэлектрографии», СПб, СПбГИТМО(ТУ), 2001г., 360с.
12. К.Г. Коротков, «Принципы компьютерной обработки изображений. ГРВ-электрография», Учебное пособие, СПб, СПбГУИТМО, 2004г., 120с.
13. К.Г. Коротков, Б.А. Крылов, С.А. Короткина, «Работа с прибором ГРВ-камера. Обработка результатов измерений в программах комплекса», Часть 1, «Аппаратное обеспечение комплекса», СПбГУИТМО, СПб, 2003г., 32с.
14. К.Г. Коротков, Б.А. Крылов, «Работа с прибором ГРВ-камера. Обработка результатов измерений в программах комплекса», Часть 2, «Программное обеспечение комплекса», СПбГУИТМО, СПб, 2003г., 20с.
15. К.Г. Коротков, Е.Ю. Струков, Д.М. Широков, «Метод газоразрядной визуализации в практике врача-исследователя», ВМедА, СПбГУИТМО, СПб, 2003г., 40с.
16. Корнышев Н.П., «Телевизионная визуализация и обработка изображений люминесцирующих объектов в криминалистике, молекулярной биологии и медицине», НовГУ им. Ярослава Мудрого, Великий Новгород, 2004г., 226с.

## ЛЕКЦИЯ 6

### 6. Фундаментальные ограничения при телевизионной визуализации

#### 6.1. Ограничение порогового контраста в фотонном канале

В связи с необходимостью телевизионной визуализации слабо люминесцирующих объектов в процессе медико-биологических, криминалистических и др. исследований задача повышения контрастной чувствительности аппаратуры является весьма актуальной. На этапе проектирования аппаратуры для достижения требуемых параметров весьма важен правильный выбор ее компонентов. При выборе компонентов часто руководствуются техническими характеристиками, приводимых в различных каталогах и рекламных материалах и т.п. Однако, получаемый результат на практике часто оказывается ниже ожидаемого. В связи с этим появляется необходимость возвращения к анализу факторов, ограничивающих возможности системы телевизионной визуализации.

Известно, что фундаментальным фактором, ограничивающим возможности визуализации уже на входе системы, является шум фотонов в фотонном канале. Классическая формула А. Роуза для фотонного канала, которая связывает пороговый контраст  $K$ , пороговое отношение сигнал-шум  $\Psi_{\text{пор}}$ , разрешающую способность  $1/d$ , где  $d$  – размер элемента разложения, и требуемое для этого среднее число фотонов на единицу площади  $n$ , имеет вид:  $K = \frac{\Psi_{\text{пор}}}{d\sqrt{n}}$  (1).

Свою формулу А. Роуз выводит, основываясь на следующих рассуждениях. Чтобы при помощи фотонов создать изображение черного пятна размером в один элемент разложения на белом фоне (точечный объект с отрицательным контрастом, в данном случае равном 1), необходимо количество фотонов  $N=(M-1)$ , где  $M$  – общее число элементов в изображении. Если число элементов достаточно велико, то  $N \approx M$ .

Чтобы создать изображение серого пятна на светлом фоне с заданным относительным контрастом  $0 < K < 1$ , необходимо увеличить количество фотонов в  $1/K$  раз, т.е. требуется  $N \approx M/K$  фотонов.

Чтобы учесть случайный характер распределения потока фотонов по площади изображения (фотонный шум) и достичь отношения сигнал-шум  $\Psi=1$ , необходимо увеличить число фотонов еще в  $1/K$  раз, т.е. потребуется  $N \approx M/K^2$  фотонов. Поток фотонов принимает счетное множество возможных значений  $m=0,1,2\dots$  и описывается распределением Пуассона, согласно которому вероятность этих значений  $p(m) = \frac{\lambda^m}{m!} e^{-\lambda}$ , где  $\lambda$  – параметр распределения. При этом  $\lambda = M_N = D_N$ , где  $M_N$  и  $D_N$  – математическое ожида-

ние (среднее значение и дисперсия числа фотонов), а среднеквадратическое отклонение числа фотонов (эффективное значение фотонного шума), соответственно,  $\sigma_N = \sqrt{N}$ . Поэтому, для обеспечения единичного отношения сигнал-шум требуется, чтобы относительный контраст визуализируемого объекта соответствовал флуктуациям фотонов относительно фона  $\sigma_N / N = 1 / \sqrt{N}$ .

Для обеспечения требуемой вероятности превышения фотонным шумом своего эффективного значения, т.е. для  $\Psi_{\text{пор}} = 2, 3, 4, 5 \dots k$ , число фотонов необходимо увеличить еще в  $\Psi_{\text{пор}}^2$  раз. Таким образом,  $N \approx M \Psi_{\text{пор}}^2 / K^2$ .

Поскольку число элементов изображения  $M = S / S_{\text{эл}}$ , где  $S$  и  $S_{\text{эл}}$ , соответственно, площадь изображения и площадь элемента, а элемент разложения – это квадрат с линейным размером  $d$ , имеем  $N = S \Psi_{\text{пор}}^2 / d^2 K^2$ . А с учетом того, что среднее число фотонов на единицу площади  $n = N / S$ , получаем выражение  $n = \Psi_{\text{пор}}^2 / d^2 K^2$  или, соответственно, формулу Роуза (1).

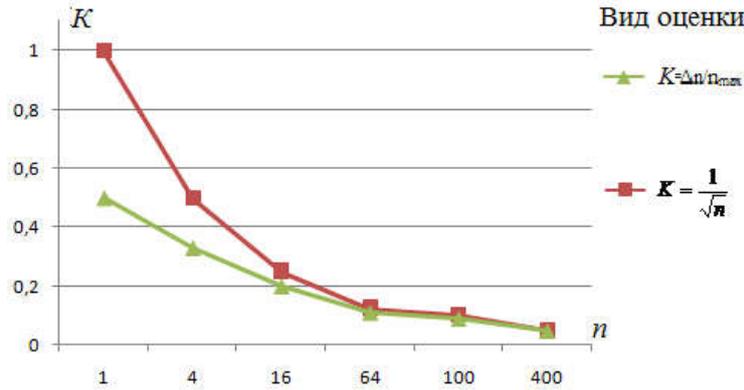
Нетрудно заметить, что для объектов с отрицательным контрастом значения, вычисленные по формуле Роуза и по формуле для относительного контраста  $K = \Delta n / n_{\text{max}}$ , где  $\Delta n$  соответствует перепаду яркости, а  $n_{\text{max}}$  – максимальному значению яркости, полностью совпадают. Однако, для объектов с положительным контрастом (светлые объекты на темном фоне, что соответствует рассматриваемому классу люминесцирующих объектов) в идеальном случае при нулевом фоне, когда должен быть  $K = 1$ , вычисление по формуле Роуза дает значение  $K \rightarrow \infty$ , поскольку при нулевом фоне  $n \rightarrow 0$ . При значениях фона  $n \geq 1$  также наблюдаются расхождения в оценке порогового контраста по формуле Роуза и по формуле для относительного контраста.

В таблице 6.1 приведены результаты такой сравнительной оценки, вычисленные при  $\Psi = 1$  и  $d = 1$ . Как видно из таблицы, с точностью до 0,01 эти значения начинают совпадать лишь при числе  $n > 400$ , а с точностью до 0,1 при числе  $n > 100$ .

Таблица 6.1

Результаты оценки контраста при единичном отношении сигнал шум ( $\Psi = 1$ ) и единичном размере элемента фотоприемника ( $d = 1$ )

$n$	1	4	16	64	100	400
$K = \frac{1}{\sqrt{n}}$	1	0,5	0,25	0,12 5	0,1	0,05
$K = \Delta n / n_{\text{max}}$ , где $n_{\text{max}} = n + \Delta n$ , а $\Delta n = \sqrt{n}$ (для $\Psi = 1$ )	0,5	0,33	0,2	0,11	0,09	0,04 8



**Рис.6.1.** Графики зависимости оценки контраста от числа фотонов при единичном отношении сигнал шум ( $\Psi=1$ ) и единичном размере элемента фотоприемника ( $d=1$ )

Рассмотрим более подробно случай с положительным контрастом. Пусть  $N_\phi$  – число фотонов в элементе фона. Тогда флуктуации относительно этого фона будут равны  $\Delta N = \sqrt{N_\phi}$ , а пороговый контраст, соответствующий этому уровню флуктуаций (т.е. при  $\Psi=1$ ), определяется выражением:

$$K_{\Psi=1} = \frac{\Delta N}{N_\phi + \Delta N} = \frac{1}{1 + \sqrt{N_\phi}}.$$
 С учетом того, что в результате преобладания в изображении элементов фона  $N_\phi \approx nS_{эл} = nd^2$ , имеем:  $K = \frac{1}{1 + d\sqrt{n}}$ , а с учетом

задаваемого порогового отношения сигнал-шум  $\Psi_{пор}=2,3,4,5\dots k$ , получаем уточненную формулу Роуза для объектов с положительным контрастом:

$$K = \frac{\Psi_{пор}}{1 + d\sqrt{n}} \quad (2).$$

Рассматривая аналогичным образом объект с отрицательным контрастом, можно получить классическую (1) формулу Роуза. Действительно, пусть  $N_\phi$  – число фотонов в элементе фона, тогда флуктуации относительно этого фона составят  $\Delta N = \sqrt{N_\phi}$ , а пороговый контраст, соответствующий этому уровню флуктуаций (т.е. при  $\Psi=1$ ), будет равен:  $K_{\Psi=1} = \frac{\Delta N}{N_\phi} = \frac{1}{\sqrt{N_\phi}}$ . С

учетом того, что  $N_\phi \approx nd^2$  имеем:  $K = \frac{1}{d\sqrt{n}}$ , а с учетом задаваемого порогового

отношения сигнал-шум  $\Psi_{пор}=2,3,4,5\dots k$ , для объектов с отрицательным контрастом:  $K = \frac{\Psi_{пор}}{d\sqrt{n}}$ .

При получении рассмотренных выше выражений не учитывались флуктуации сигнала. Приближенная оценка ухудшения порогового контраста из-за дополнительного действия независимых флуктуаций сигнала может быть выполнена следующим образом.

Пусть  $N_c$  и  $N_\phi$  – среднее число фотонов в «сигнальном» и «фоновом» элементе изображения. Тогда общие флуктуации составят  $\Delta N = \sqrt{N_c + N_\phi}$ . Для слабосветящихся объектов в силу небольшой разницы между уровнем

сигнала и фона ( $N_c \approx N_\Phi$ ) можно считать  $\Delta N \approx \sqrt{2N_\Phi}$ . Тогда для объектов с отрицательным контрастом пороговый контраст, соответствующий уровню общих флуктуаций (т.е. при  $\Psi=1$ ), для объектов будет равен:

$$K_{\Psi=1} = \frac{\Delta N}{N_\Phi} \approx \frac{\sqrt{2N_\Phi}}{N_\Phi} = \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{N_\Phi}}.$$

Для объектов с положительным контрастом пороговый контраст, соответствующий уровню общих флуктуаций (т.е. при  $\Psi=1$ ), определится выражением:

$$K_{\Psi=1} = \frac{\Delta N}{N_\Phi + \Delta N} \approx \frac{\sqrt{2N_\Phi}}{N_\Phi + \sqrt{2N_\Phi}} = \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{2} + \sqrt{N_\Phi}}.$$

С учетом  $N_\Phi \approx nd^2$ , а также с учетом задаваемого порогового отношения сигнал-шум  $\Psi_{\text{пор}}=2,3,4,5\dots k$ , полученные формулы приобретают вид:

$$K \approx \frac{\sqrt{2\Psi_{\text{пор}}}}{d\sqrt{n}} \quad (3) \text{ и, соответственно, } K \approx \frac{\sqrt{2\Psi_{\text{пор}}}}{\sqrt{2} + d\sqrt{n}} \quad (4).$$

Оценим порядок величины диапазона светимости в лк, для объектов с положительным контрастом при котором следует использовать уточнение (4) формулы Роуза. Воспользуемся данными А.Роуза по переводу величины потока фотонов в эквивалентную величину светового потока, а именно коэффициентом  $C=10^{16}$  фотон/с на 1лм белого света при времени экспозиции  $\tau_0=0,1$ с. Учтем стандартные параметры разложения, т.е.  $\tau=0,02$ с, а также примем для удобства оценки число элементов фотоприемника  $1000 \times 1000$  при размере элемента 10мкм. Будем считать также, что освещенность мишени составляет 0,01 от светимости объекта.

Тогда, если число фотонов  $N$ , падающее за время  $\tau_0$  на фотоприемник составит  $N=C \times \tau_0 = 0,1 \times 10^{16}$  фотон/с =  $10^{15}$  фотонов, то за время  $\tau=0,02$ с это число будет в  $\tau_0/\tau$  раз меньше и составит  $2 \times 10^{14}$  фотонов, что также будет соответствовать облучению фотоприемника 1лм светового потока и освещенности мишени  $10^4$  лк для данного размера фотоприемника, а именно:  $10^4 \text{ м}^2$ . Примем предельную величину емкости элемента фотоприемника, равную 1000 фотоэлектронов на  $1 \text{ мкм}^2$ , а также квантовый выход  $a=0,2$  для оценки числа получаемых фотоэлектронов и сопоставления со сведениями, приведенными в некоторых каталогах, в частности, фирмы ЭВС.

Результаты оценки сведены в таблицу 6.2, а на рис.6.2 показан график соответствия числа  $N_\Phi$  фотонов и диапазона светимости объекта и освещенности фотомишени в лк. На рис.6.3 зависимость светимости объекта показана для диапазона стандартной чувствительности ПЗС фотоприемника. Кроме этого, на рис.3 приведен график зависимости фотонного шума, совпадающего по величине с отношением сигнал-шум  $\sqrt{N_\Phi}$ .

На рис.6.4 показана зависимость величины сигнала (числа  $N_s$  генерируемых фотоэлектронов) и фотоэлектронного шума в зависимости от числа  $N_\Phi$  фотонов. Величина фотоэлектронного шума  $\sqrt{N_s}$  определена, как шум отдельно рассматриваемого процесса фотоэлектронного преобразования, соответствующего распределению Пуассона. На рис.6.4 также показана

величина шума считывания выходного устройства ПЗС, соответствующего величине примерно 30 фотоэлектронов на элемент.

Таблица 6.2

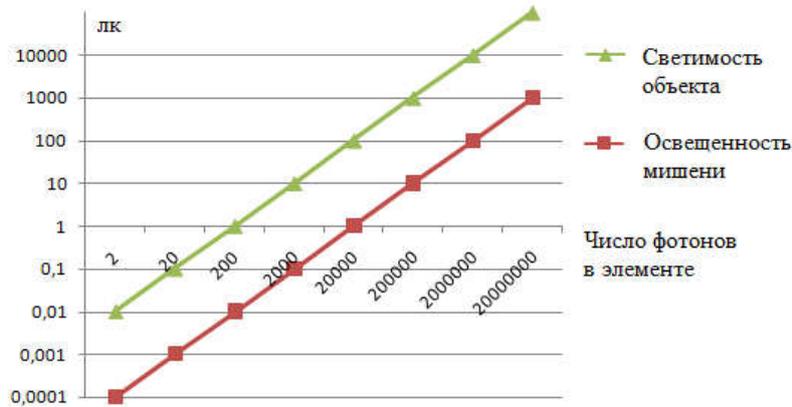
Соответствие числа фотонов и значений светимости объекта и освещенности мегапиксельной фотоматрицы с размером элемента 10мкм

Число фотонов на мишенях	$2 \times 10^6$	$2 \times 10^7$	$2 \times 10^8$	$2 \times 10^9$	$2 \times 10^{10}$	$2 \times 10^{11}$	$2 \times 10^{12}$	$2 \times 10^{13}$
Число фотонов в элементе, $N_\phi$	2	20	200	2000	$2 \times 10^4$	$2 \times 10^5$	$2 \times 10^6$	$2 \times 10^7$
Флуктуации фотонов в элементе, $\sqrt{N_\phi}$	1,4	4	14	44	141	447	1414	4472
Освещенность мишеней, лк	$10^{-4}$	0,001	0,01	0,1	1	10	100	1000
Светимость объекта, лк	0,01	0,1	1	10	100	1000	$10^4$	$10^5$
Число фотоэлектронов в элементе $N_s$ при квантовом выходе $\alpha=0,2$	1	4	40	400	4000	$4 \times 10^4$	$4 \times 10^5$	$4 \times 10^5$ Предел
Флуктуации фотоэлектронов, $\sqrt{N_s}$	1	2	6	20	63	200	630	
		Диапазон стандартной чувствительности						
		Диапазон повышенной чувствительности						

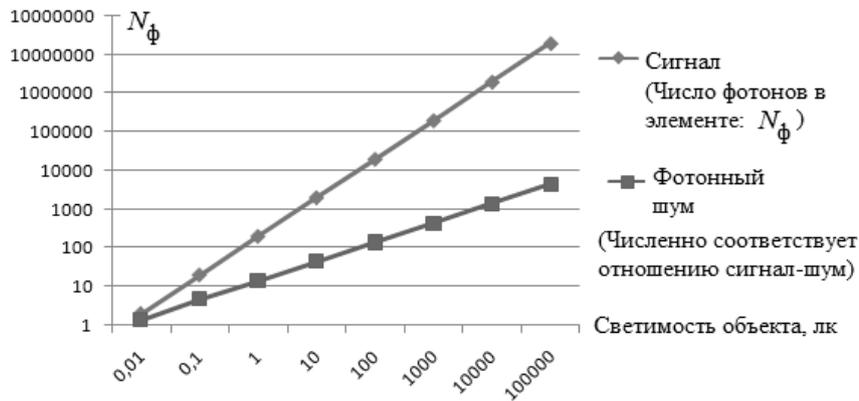
Как видно из таблицы 6.2 и соответствующего графика число фотонов в диапазоне 20–200 соответствует ПЗС-матрице со стандартной чувствительностью. Таким образом, уточнение формулы Роуза при оценке контраста слабо люминесцирующих объектов имеет практический смысл. Полученные оценки соответствия количества фотонов, генерируемых ими

фотоэлектронов, а также величин светимости объекта по порядку величин совпадают с данными, приведенными в каталогах фирмы ЭВС.

На рис.6.5. приведены зависимости отношения сигнал-шум от светимости объекта по данным оценок, приведенных в таблице 6.2. Для рассматриваемого примера оценки показывают на предельную чувствительность в 0,01лк на объекте, которая соответствует отношению сигнал-шум  $\Psi_{\text{пор}}=1$ . При этом максимальное отношение сигнал-шум  $\Psi=630$  или  $\approx 56\text{дБ}$  на выходе фотоэлектронного преобразователя достигается при светимости порядка 10000лк, при которой накапливается предельное число фотоэлектронов в элементе данного фотоприемника.



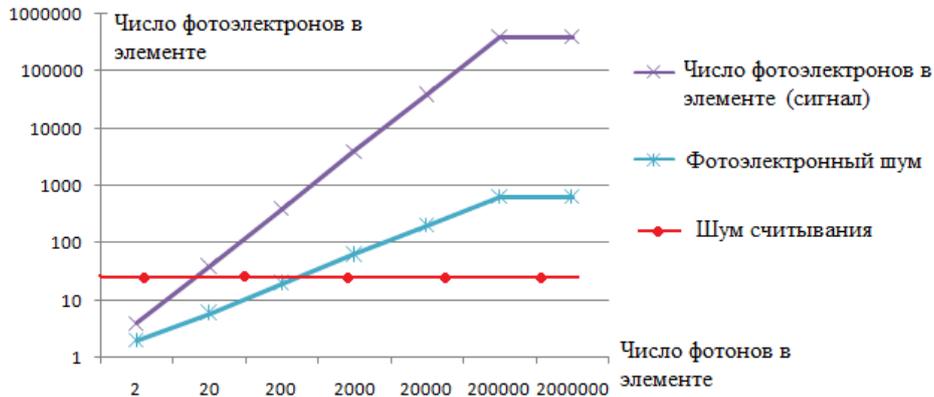
**Рис.6.2.** Соответствие числа фотонов и значений светимости объекта и освещенности мегапиксельной фотомишени с размером элемента 10мкм



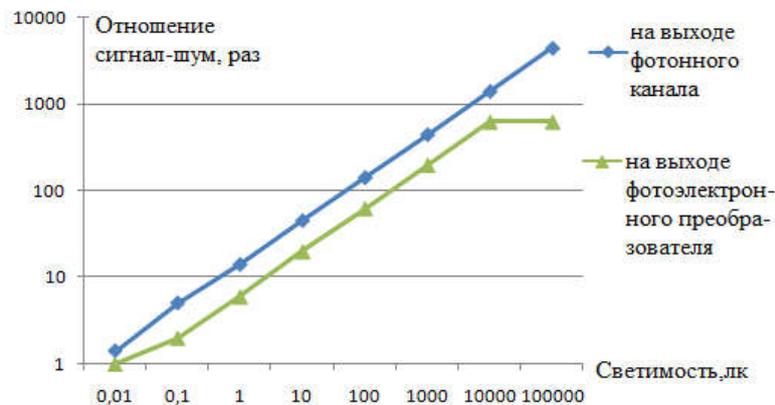
**Рис.6.3.** Соответствие светимости объекта, числа фотонов и соответствующего уровня фотонного шума для мегапиксельной фотомишени с размером элемента 10мкм

Сравнение результатов оценки с данными, приведенными в каталогах фирмы ЭВС, показывают совпадение со значением предельно достигаемого отношения сигнал-шум  $\Psi=56\text{дБ}$ . Однако, приведенные в каталогах данные по величине освещенности, при которой это значение достигается, существенно более оптимистичны (от 2лк). Данные по величине пороговой чувствительности при  $\Psi_{\text{пор}}=1$  также более оптимистичны, однако их можно

считать по порядку величин соответствующих рассмотренной оценке. Вместе с тем следует отметить, что отношение сигнал-шум 20дБ лимитируется уже в фотонном канале и согласно приведенной выше оценке (рис.6.3) соответствует светимости объекта  $\approx 0,5$ лк, в то время, как в каталогах фирмы ЭВС отношение сигнал-шум телекамеры в 20дБ указывается для освещенности на объекте 0,02лк.

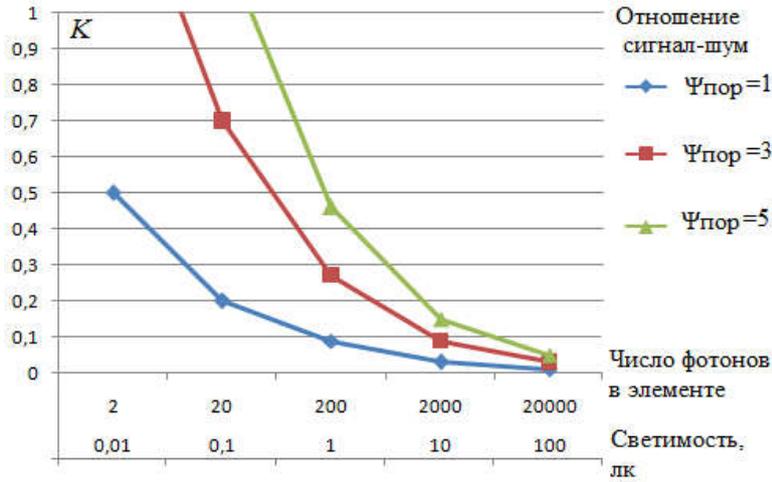


**Рис.6.4.** Соответствие количества фотонов, генерируемых фотоэлектронами, величины фотоэлектронного шума и шума выходного устройства ПЗС



**Рис.6.5.** Соответствие светимости объекта и отношения сигнал-шум в фотонном канале и после фотоэлектронного преобразования

На рис.6.6 показана оценка порогового контраста, выполненная по формуле (4) для значений отношения сигнал-шум 1, 3 и 5 с учетом полученного выше соответствия числа фотонов в элементе и светимости объекта. Из графиков видно, что на пределе чувствительности рассматриваемого фотоприемника фотонный канал ограничивает пороговый контраст величиной около 0,5. В диапазоне светимости 0,01–1лк величина порогового контраста, ограничиваемая уже в фотонном канале, составляет 0,1–0,5.



**Рис.6.6.** Зависимость порогового контраста от светимости объекта и соответствующего ей числа фотонов в элементе с размером 10мкм

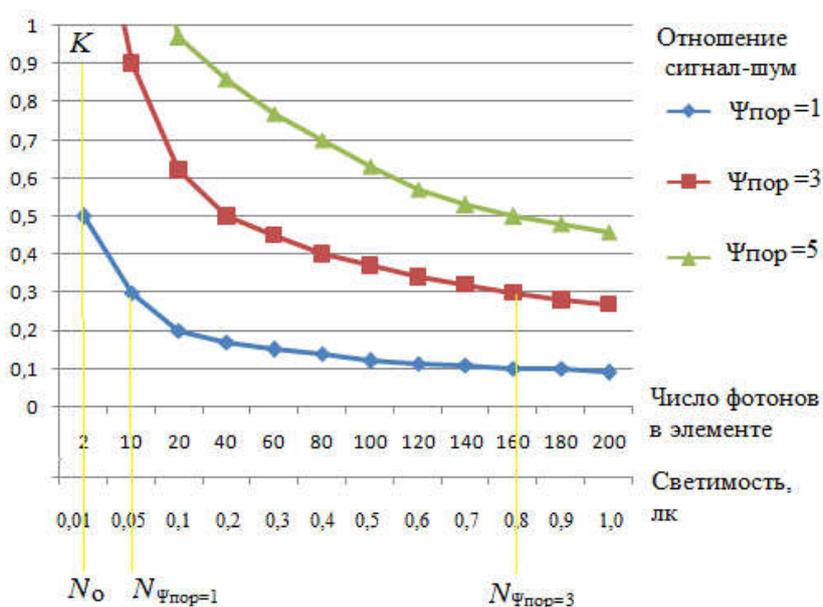
В таблице 6.3 приведены результаты оценки для данного фотоприемника значений порогового контраста при светимости объекта в диапазоне от 0,01 до 200лк, а на рис.7 показаны графики по значениям из данной таблицы. В качестве примера на рис.7 иллюстрируется оценка возможности визуализации люминесценции объекта со светимостью 0,01лк с заданным контрастом 30% на базе рассматриваемого фотоприемника.

Как видно на рис.7, такая система не может быть физически реализована, поскольку пороговый контраст для данной светимости объекта, соответствующей числу фотонов  $N_o=2$ , составляет 0,5 при отношении сигнал-шум 1. Из рис.7 видно также, что для достижения порогового контраста 30% на элемент фотоприемника необходимо не менее  $N_{\Psi_{пор}=1}=10$  фотонов. В свою очередь, для этого потребуется число кадров накопления, равное  $T_k=N_{\Psi_{пор}=1}/N_o \geq 5$ , а для достижения отношения сигнал-шум, например,  $\Psi_{пор}=3$  необходимое число кадров накопления составит уже  $T_k=N_{\Psi_{пор}=3}/N_o \geq 80$ .

*Таблица 6.3*

Оценка ограничения порогового контраста в фотонном канале при малой светимости объекта для мегапиксельного фотоприемника с размером элемента 10мкм и стандартном времени накопления

Число фотонов в элементе	2	10	20	40	60	80	100	120	160	200
Светимость объекта, лк	0,01	0,05	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	1
Пороговый контраст $K = \frac{\sqrt{2}\Psi_{пор}}{\sqrt{2+d}\sqrt{n}}$	$\Psi=1$	0,5	0,3	0,2	0,18	0,15	0,14	0,12	0,11	0,1
	$\Psi=3$	1,5	0,9	0,6	0,55	0,46	0,4	0,37	0,34	0,3
	$\Psi=5$	2,5	1,5	0,9	0,9	0,8	0,7	0,6	0,57	0,5



**Рис. 6.7.** К оценке ограничений в фотонном канале при визуализации слабо люминесцирующих объектов

### Выводы

1. Формула Роуза (1) полностью справедлива для объектов с отрицательным контрастом.
2. Формула Роуза (1) для объектов с положительным контрастом нуждается в уточнении при малых значениях яркости фона. При оценке контраста слабо люминесцирующего объекта на фоне, близком к черному (светимость фона менее 0,01лк), следует применять уточненную (2) формулу Роуза.
3. Учет соответствия числа фотонов в элементе и светимости объекта, позволяет по формуле Роуза оценить ограничения фотонного канала для системы телевизионной визуализации слабо люминесцирующих объектов при данном размере фотоприемника и времени накопления.

### 6.2. Ограничение порогового контраста в звене фотоэлектронного преобразования

Рассмотрим математические модели звена фотоэлектронного преобразования с оценкой достигаемого отношения сигнал-шум и связанного с ним порогового контраста.

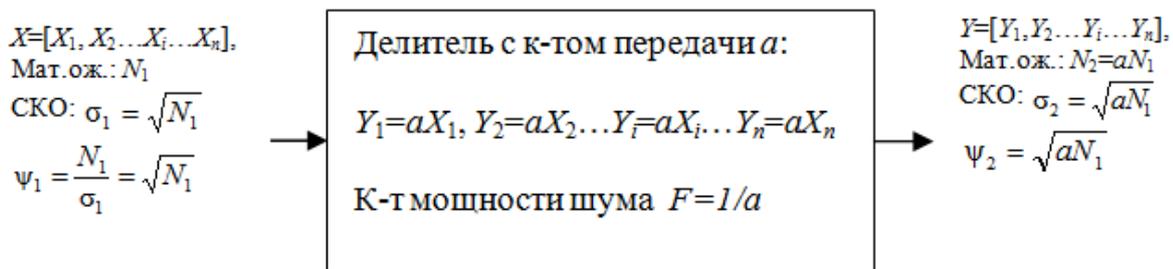
На практике широко используется подход, согласно которому счет фотоэлектронов и является счетом фотонов. В некоторой литературе, посвященной данному вопросу, например, так и сказано «... идеальный, т. е. не теряющий никакой информации, фотоприемник имеет 100% квантовый

выход и является идеальным счетчиком фотонов...», «...термин счет фотонов обычно распространяют и на счет фотоэлектронов...».

При этом имеется в виду, что полупроводник имеет квантовый выход  $\eta \approx 100\%$ , а изготовленный из этого полупроводника фотоприемник в силу отражения и технологического ограничения фоточувствительной площади обладает, так называемой, квантовой эффективностью  $a$ , причем,  $0 \leq a \leq 1$ .

В результате среднее число (математическое ожидание) фотонов  $N_1$  равно среднему числу (математическому ожиданию) фотоэлектронов  $N_2$  с поправкой на величину квантовой эффективности  $a$ . При этом исходят также из того, что число фотонов, попадающих в элемент фотоприемника за единицу времени, является случайной величиной, распределенной по закону Пуассона. Таким образом, среднеквадратическое отклонение (СКО) фотонного шума  $\sigma_1 = \sqrt{N_1}$  и отношение сигнал-шум для фотонного канала  $\Psi_1 = N_1/\sigma_1 = \sqrt{N_1}$ .

В результате такого подхода модель процесса фотоэлектронного преобразования становится строго детерминированной (рис.6.8), и с электрической точки зрения может быть сведена к резистивному делителю напряжения с коэффициентом передачи  $a$ . Иными словами, множеству  $X=[X_1, X_2 \dots X_i \dots X_n]$ , где  $X_i$  – случайное число фотонов, попавших в элемент фотоприемника в единицу времени, однозначно соответствует множество  $Y=[Y_1, Y_2 \dots Y_i \dots Y_n]$ , где  $Y_i$  – случайное число фотоэлектронов, образовавшихся в этом элементе фотоприемника, причем,  $Y_1=aX_1, Y_2=aX_2 \dots Y_i=aX_i \dots Y_n=aX_n$ .



**Рис.6.8.** Детерминированная модель фотоэлектронного преобразования

Таким образом, согласно детерминированной модели математическое ожидание и СКО на выходе процесса фотоэлектронного преобразования в диапазоне значений квантовой эффективности  $0 \leq a \leq 1$  равно, соответственно,  $N_2 = aN_1$  и  $\sigma_2 = \sqrt{aN_1}$ , а отношение сигнал-шум равно  $\Psi_2 = \sqrt{aN_1}$ . Каскады радиоэлектронного устройства удобно характеризовать коэффициентом мощности шума.

Будем считать звено фотоэлектронного преобразования линейным, в котором коэффициент мощности шума соответствует величине  $F = \frac{\Psi_1^2}{\Psi_2^2} = \frac{1}{a}$ . В идеальном (при  $\eta=1$ ,  $a=1$ ) случае  $F=1$ . В свою очередь величина порогового контраста  $K$  на выходе и входе звена связана через коэффициент мощности шума выражением  $K_2 = K_1 \sqrt{F}$ .

Детерминированная модель наиболее проста, обладает достаточной точностью для практического применения.

Однако возникает вопрос: существуют ли ограничения по использованию данной модели, поскольку она явно упрощает звено фотоэлектронного преобразования, фактически сводя его к простому резистивному делителю?

Рассмотрим частный случай, когда в звене фотоэлектронного преобразования присутствуют независимые от фотонов случайные процессы термогенерации и рекомбинации, причем, сохраняется равновесное состояние, при котором имеем равенство математических ожиданий общего числа  $N_2$  полученных носителей заряда на выходе и числа  $N_1^*$  фотонов, участвующих в процессе преобразования, т. е.  $N_2 = N_1^*$ , где  $N_1^* = aN_1$ . Иными словами в рассматриваемом частном случае в звене имеется весьма малый термогенерационно-рекомбинационный шум, соответствующий уровню фотонного шума.

Назовем такую модель звена фотоэлектронного преобразования вероятностной (рис.6.9) и представим ее в виде двух последовательно включенного резистивного делителя с коэффициентом передачи  $a$  и звена с коэффициентом передачи  $\eta=1$ .

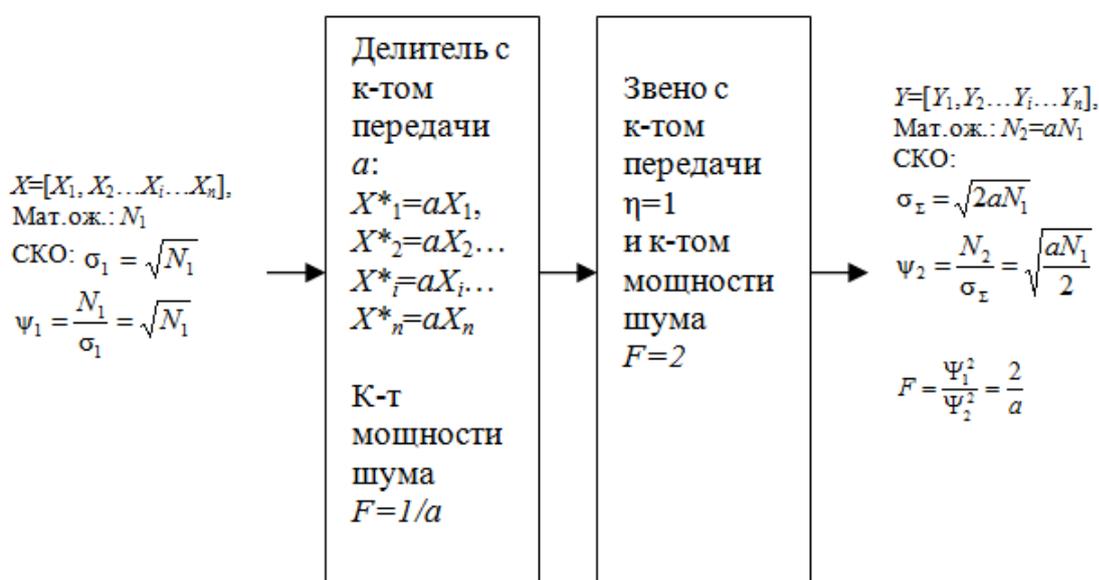


Рис.6.9. Вероятностная модель фотоэлектронного преобразования

Вероятностная модель исходит из того, что множеству  $X=[X_1, X_2 \dots X_i \dots X_n]$ , где  $X_i$  – случайное число фотонов, попавших в элемент фотоприемника в единицу времени, соответствует множество участвующих в процессе преобразования фотонов  $X^*=[X^*_1, X^*_2 \dots X^*_i \dots X^*_n]$ , причем,  $X^*_1=aX_1, X^*_2=aX_2 \dots X^*_i=aX_i \dots X^*_n=aX_n$ . При квантовом выходе  $\eta=1$  имеем равенство математических ожиданий числа фотоэлектронов на выходе и числа фотонов, участвующих в процессе преобразования:  $N_2 = N_1^* = aN_1$ . Тогда при независимости случайных величин, входящих в  $X^*$  и  $Y$  следует наличие суммирования их дисперсий  $D(X^*)=aN_1$  и  $D(Y)=N_2=aN_1$ , что определяет величину суммарного СКО  $\sigma_\Sigma$  на выходе процесса фотоэлектронного преобразования, как  $\sigma_\Sigma = \sqrt{2aN_1}$ , а отношение сигнал-шум, соответственно,  $\Psi_2 = N_2 / \sigma_\Sigma = \sqrt{aN_1/2}$ . Таким образом, вероятностная модель дает оценку коэффициента мощности шума в звене фотоэлектронного преобразования:  $F = \frac{\Psi_1^2}{\Psi_2^2} = 2/a$ . В идеальном случае при  $a=1$  имеем  $F = 2$ .

Делая попытку вычленения процесса термогенерации, рассмотрим информационную модель звена фотоэлектронного преобразования (рис.6.10), которая отличается от предыдущих тем, что считая распределение входных реализаций  $X$  (случайное число фотонов) и выходных реализаций  $Y$  (случайное число фотоэлектронов) соответствующим закону Пуассона, а также считая квантовую эффективность  $a=const$  в пределах  $0 \leq a \leq 1$ , учитывается условие фотоэлектронного преобразования, заключающееся в том, что каждый фотон, участвующий в процессе преобразования, может создать не более одного фотоэлектрона. Иными словами на множествах  $X^*=[X^*_1, X^*_2 \dots X^*_i \dots X^*_n]$  и  $Y=[Y_1, Y_2 \dots Y_i \dots Y_n]$  всегда выполняются условия  $X^*_1 \geq Y_1, X^*_2 \geq Y_2 \dots X^*_i \geq Y_i \dots X^*_n \geq Y_n$ .

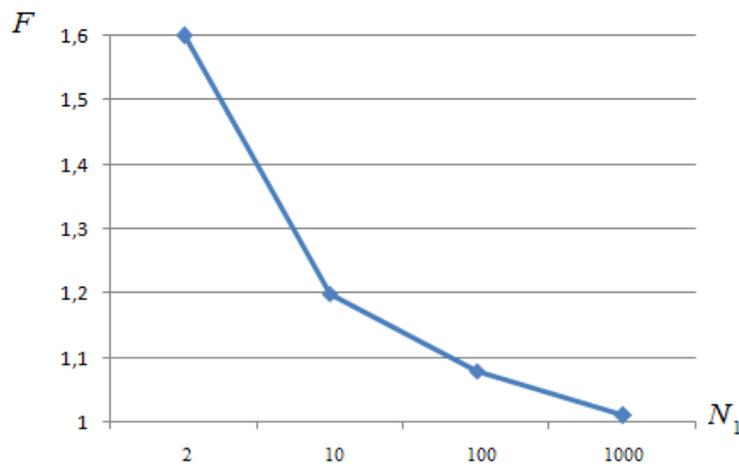


Рис.6.10. Информационная модель фотоэлектронного преобразования

Такая модель может быть отнесена к классу информационных моделей, поскольку выполнение условия не превышения числа фотоэлектронов по отношению к числу фотонов формально сводится к выбору минимума из двух случайных реализаций пуассоновского процесса.

Выполнение рассмотренных выше неравенств предполагает для множества  $Y$  смещение математического ожидания в сторону его уменьшения, т. е.  $aN_2 < aN_1$ . Величина смещения математического ожидания соответствует коэффициенту мощности шума в рассматриваемом звене фотоэлектронного преобразования  $F = \frac{N_1}{N_2} > 1$ . Соответственно, пороговый контраст  $K_2 > K_1$ .

Приближенная оценка величины  $F$  путем численного моделирования в среде MATLAB алгоритма выбора минимума при  $a=1$  из двух случайных реализаций  $X$  и  $Y$  из соответствующих множеств случайных величин, распределенных по закону Пуассона, дает значение  $F \approx 1,6$  в зависимости от среднего числа фотонов  $N_1$  на элемент фотоприемника (рис.6.11). Таким образом, информационная модель показывает, что при увеличении числа фотонов на входе рассматриваемого звена фотоэлектронного преобразования до 1000 коэффициент мощности шума  $F$  стремится к 1, и различие с детерминированной моделью становится исчезающе малым. Однако, при единичном количестве фотонов коэффициент мощности шума возрастает до величины  $F \approx 1,6$ , что не превышает оценки  $F=2$ , на которую указывает вероятностная модель, учитывающая термогенерационный шум на уровне шума фотонного канала.



**Рис.6.11.** Зависимости коэффициента мощности шума фотоэлектронного преобразования  $F$  от среднего числа фотонов  $N_1$  в элементе фотоприемника

#### Выводы:

1. Потенциально достижимую контрастную чувствительность ТВ-камеры для большинства практических приложений можно считать равной

предельной контрастной чувствительности, определяемой фотонным каналом.

2. При малом числе фотонов (менее 1000) оценка на основе информационной модели коэффициента мощности шума  $F$  идеального фотоэлектронного преобразователя составляет  $1/F^2$ .

### **Контрольные вопросы**

4. В чем состоит суть и каковы ограничения, действующие в фотонном канале?

5. В чем состоит суть и каковы ограничения, действующие в звене фотоэлектронного преобразования?

### Литература

1. Роуз А. Зрение человека и электронное зрение. Пер. с англ. 1977. 216с.
2. Ноценко В.С., Хромов Л.И. Принцип счета фотонов в телевидении. Техника средств связи. Сер. Техника телевидения. Вып.1. 1991. С.3-7.
3. Цыцулин А.К. Телевидение и космос: Учеб. пособие.- СПб., Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2003. 228с.
4. Березин В.В. Твердотельная революция в телевидении. М. Радио и связь / В.В. Березин, А.А. Умбиталиев, Ш.С. Фахми, А.К. Цыцулин, Н.Н. Шипилов / Под редакцией А.А. Умбиталиев и А.К. Цыцулина /, 2006. 300с.
5. Халфин А.М. Телевизионная техника. Энергия. Ленинградское отделение. 1971. 232с.
6. Корнышев Н.П., Лифар А.В. Ограничение порогового контраста в фотоприемнике Труды 9-й международной научно-технической конференции «Телевидение: передача и обработка изображений». С-Петербург. ЛЭТИ.26-27июня 2012г. С. 21-23.
7. Телевизионные камеры и системы видеонаблюдения. ЭВС. СПб. Каталог фирмы «ЭВС» 2006г. 77с. (С.60-61).

## ЛИТЕРАТУРА

### *Основная*

1. *Быков, Р. Е.* Основы телевидения и видеотехники. Учебник для студентов вузов, обучающихся по спец. «Радиотехника» направления «Радиотехника» / Р. Е. Быков. М.: Горячая линия–Телеком, 2006. 399 с.
2. *Корнышев, Н. П.* Телевизионная визуализация: учеб. пособие / Н. П. Корнышев; НовГУ им. Ярослава Мудрого. Великий Новгород, 2010. 164 с.

### *Дополнительная*

3. *Березин, В. В.* Твердотельная революция в телевидении / В. В. Березин, А. А. Умбиталиев, Ш. С. Фахми, А. К. Цыцулин, Н. Н. Шипилов. М.: Радио и связь, 2006. 312 с.
4. *Марр, Д.* Зрение. Информационный подход к изучению представления и обработки зрительных образов / Д. Марр. М.: Радио и связь, 1987. 399 с.
5. *Хромов, Л. И.* Информационная теория связи на пороге XXI века / Л. И. Хромов. СПб.: ПиК, 1996. 88 с.
6. *Хромов, Л. И.* Информационная революция и виртуальное познание / Л. И. Хромов. СПб.: ЭВС, 2000. 124 с.
7. *Цыцулин, А. К.* Избирательность и теория информации / А. К. Цыцулин // Вопр. радиоэлектроники. Сер. «Техника телевидения». 2007. Вып. 1. С. 3–9.
8. *Цыцулин, А. К.* Телевидение и космос: учеб. пособие / А. К. Цыцулин. СПб.: ЛЭТИ, 2003. 225 с.
9. *Роуз, А.* Зрение человека и электронное зрение: пер. с англ / А. Роуз. М.: Мир, 1977. 216 с.
10. Достижения в технике передачи и воспроизведения изображений. Том 1 / под ред. Б. Кейзана. М. Мир, 1978. 335 с.
11. *Обухова, Н. А., Тимофеев, Б. С.* Основы теории и практики цифровой обработки изображений / Н. А. Обухова, Б. С. Тимофеев. // Методические указания к практическим работам. ГУАП. СПб. 2010. 94 с.
12. *Корнышев, Н. П.* Телевизионная визуализация и обработка изображений люминесцирующих объектов в криминалистике, молекулярной биологии и медицине / Н. П. Корнышев; НовГУ им. Ярослава Мудрого. Великий Новгород, 2004. 226 с.

*Учебное издание*

# **ОСНОВЫ ТЕЛЕВИДЕНИЯ И ВИДЕОТЕХНИКИ. СИСТЕМЫ ПРИКЛАДНОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

*Курс лекций*

**ЧАСТЬ 2  
ТЕЛЕВИЗИОННАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ**

Автор-составитель

**Корнышев Николай Петрович**

Редактор

Компьютерная верстка

---

Изд. лиц. ЛР № 020815 от 21.09.98.

*Подписано в печать . Бумага офсетная. Формат 60×84 1/16.*

Гарнитура Times New Roman. Печать офсетная.

Усл. печ. л. 12,8. Уч.-изд. л. 10,3. Тираж 100 экз. Заказ №

Издательско-полиграфический центр

Новгородского государственного университета им. Ярослава Мудрого.

173003, Великий Новгород, ул. Б. Санкт-Петербургская, 41.

Отпечатано в ИПЦ НовГУ.

173003, Великий Новгород, ул. Б. Санкт-Петербургская, 41.