

Рентгеновское телевидение в промышленном неразрушающем контроле

А.А.Майоров, доктор технических наук

Современное промышленное производство предъявляет жесточайшие требования к контролю качества, который зачастую должен производиться в автоматизированном режиме в условиях крупносерийного или массового производства. Рентгеновский неразрушающий контроль является одним из важнейших и наиболее информативных методов, используемых для решения этой задачи в таких отраслях промышленности, как автомобильная, авиационно-космическая, атомная, химическая, металлургическая и других. Важнейшим преимуществом рентгенотелевизионного метода контроля по сравнению с пленочной радиографией является его оперативность. В то же время современные технические средства, применяемые при реализации метода, позволяют получать результаты контроля не хуже, а зачастую лучше, чем при использовании пленки. Принцип метода ясен из следующей функциональной схемы (Рис.1).

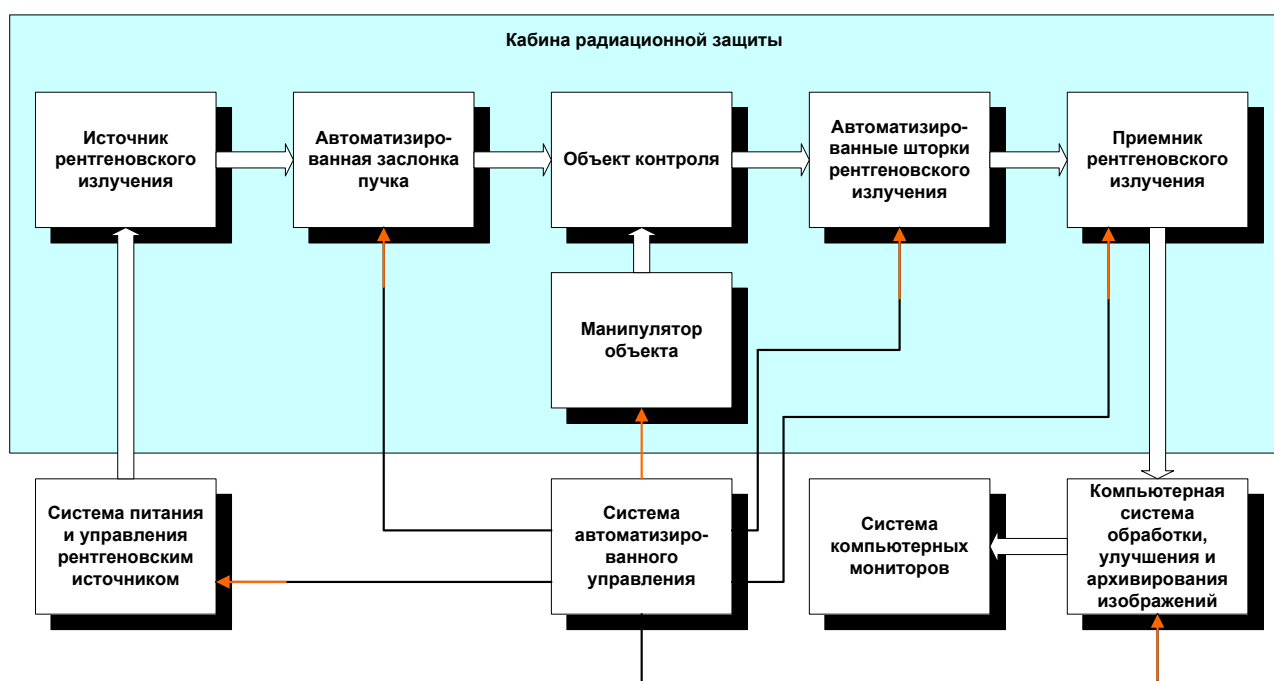


Рис. 1

Рентгеновское излучение, генерируемое источником, проходит сквозь объект контроля, при этом вследствие поглощения излучения объектом пространственное распределение интенсивности прошедшего излучения несет информацию о распределении плотности вещества внутри объекта, т. е. является рентгеновским изображением его внутренней структуры. С целью получения всей возможной информации о структуре объекта рентгенотелевизионный комплекс оснащается манипулятором объекта с несколькими степенями свободы механического перемещения объекта. После объекта рентгеновское излучение попадает на входной экран приемника рентгеновского излучения. После преобразования рентгеновского изображения в видимое (телевизионный монитор, компьютерный монитор) это изображение может архивироваться, обрабатываться и анализироваться для принятия решения о годности контролируемой детали. Перед входным экраном приемника может устанавливаться диафрагма с регулируемыми программно или вручную с пульта размерами окна, чаще называемая шторками. Шторки необходимы для исключения прямой засветки приемника (это особенно актуально, если в качестве приемника используется рентгеновский электроннооптический преобразователь (РЭОП) во избежание его выхода из строя), а также для механического форматирования и выбора

участка для просвечивания. Кроме того, применение шторок способствует улучшению рентгеновского изображения вследствие защиты приемника от нежелательного рассеянного рентгеновского излучения. Автоматизированная заслонка перекрывает рентгеновский пучок во время подготовительных работ (установка объекта контроля в нужное положение, предварительная установка окна шторок и др.). Для защиты персонала от вредного воздействия рентгеновского излучения основные элементы рентгентелевизионного комплекса помещаются в кабину или помещение с радиационной защитой.

Рассмотрим более подробно основные элементы рентгентелевизионного комплекса.

Источники рентгеновского излучения

Выбор источника рентгеновского излучения для использования в рентгеновском телевидении (радиоскопии) имеет свою специфику по сравнению с пленочной радиографией. В основном это связано с требованием минимизации размеров фокусного пятна.

Специфика рентгеновских источников для радиоскопии:

- **Фокусное пятно**

На рис. 2 представлены типичные варианты геометрии просвечивания в радиографии и радиоскопии.

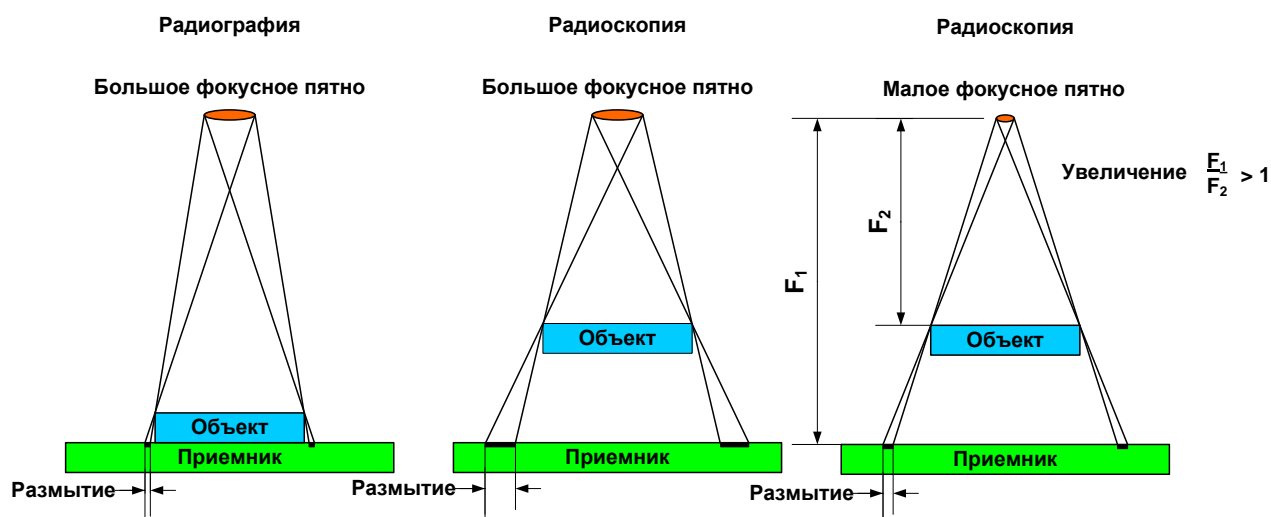


Рис.2

В радиографии чаще всего реализуется проекционный вариант, когда приемник (рентгеновская пленка) находится в контакте с объектом, а увеличение изображения при этом равно 1. Поэтому, даже используя рентгеновский источник с большим фокусным пятном, удастся получать изображения на пленке с большим пространственным разрешением (малым размытием деталей, как на рис. 2 слева). В радиоскопии практически не удастся реализовать вариант с увеличением, равным 1, из-за необходимости установки дополнительных элементов между объектом и приемником (шторок), а также необходимости позиционирования объекта (линейных перемещений, вращения и наклона) для реализации возможностей метода, что требует определенного расстояния от объекта до приемника. Поэтому при использовании в радиоскопии рентгеновских источников с большим фокусным пятном (рис. 2 в центре) пространственное разрешение становится низким, что неприемлемо для целей неразрушающего контроля. Применение рентгеновских источников с малым фокусным пятном (минифокусные и микрофокусные рентгеновские трубки, рис. 2 справа) снимает это ограничение. Разговор о микрофокусных трубках выходит

за рамки настоящей статьи. Что касается минифокусных трубок, то ведущими мировыми производителями выпускаются трубки с размерами фокусного пятна 0,2 и 0,4мм по международному стандарту IEC 336 (или соответственно 0,5 и 1,0мм по европейскому стандарту EN 12543), которые считаются наиболее подходящими для целей рентгеновского телевидения.

- **Другие особенности**

Требование минимизации фокусного пятна является главным, но не единственным требованием к источнику для получения хороших результатов в радиоскопии. Очень важно в процессе просвечивания поддерживать высокую стабильность высокого напряжения и тока трубки, низкий уровень пульсаций. Эти требования выполняются ведущими мировыми производителями рентгеновского оборудования, предназначенного для целей радиоскопии.

Приемники рентгеновского излучения

На рис. 3 представлена схема, иллюстрирующая основные типы применяемых приемников рентгеновского излучения, служащих для получения изображения.

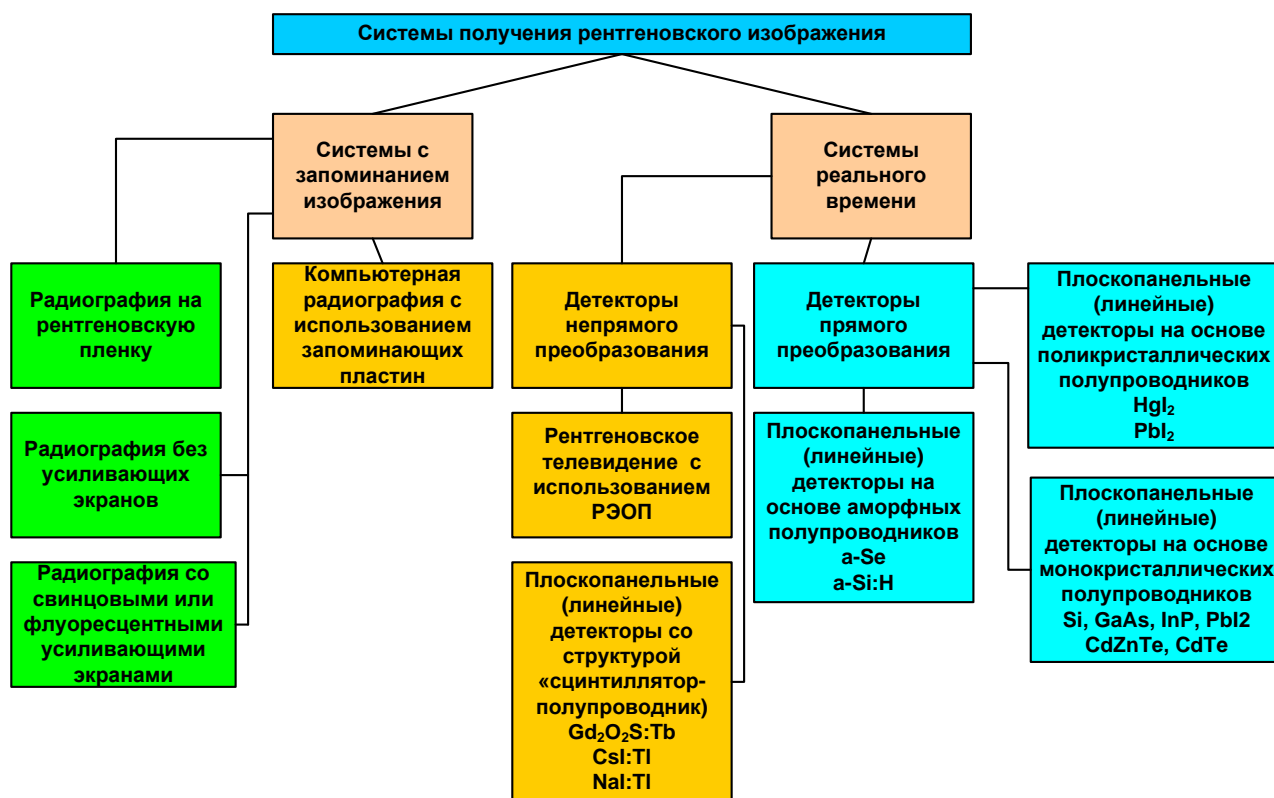


Рис. 3

Основные типы приемников рентгеновского излучения, используемых в неразрушающем контроле:

- **Рентгеновская пленка**

Рентгеновская пленка до сих пор является наиболее широко используемым в промышленности приемником рентгеновского излучения в силу хорошо отработанной законодательной базы применения во всех отраслях промышленности,

существующей инфраструктуры применения (фотолаборатории, оборудование, обученный персонал и т.п.). Однако объемы применения пленки с каждым годом уменьшаются в связи с развитием новых методов регистрации рентгеновских изображений, о которых речь пойдет дальше.

- **Запоминающие пластины**

В последние годы интенсивно развивается новый метод регистрации рентгеновских изображений на основе использования специальных «фосфорных» запоминающих пластин многоразового использования. Метод обладает существенными преимуществами перед пленочной технологией, поскольку а) не требует фотолабораторий, химикатов, соответствующего персонала и т.п. б) каждая пластина может использоваться несколько тысяч раз в) время экспозиции по сравнению с пленкой в несколько раз меньше г) изображение архивируется в цифровом виде. Более подробное описание метода и его особенностей можно найти в статье [1].

- **Детекторы непрямого преобразования рентгеновского излучения**

В детекторах прямого преобразования при воздействии рентгеновского кванта в толще полупроводника сразу генерируются электронно-дырочные пары. При приложении напряжения возникающий электронный ток может быть усилен, и с помощью считывающей электроники преобразован в изображение. Детекторы непрямого преобразования отличаются тем, что рентгеновские кванты сначала взаимодействуют со сцинтиллятором, с образованием фотонов света, а затем свет преобразуется или сразу в электрический сигнал, как в твердотельных плоскопанельных детекторах, или в поток электронов в рентгеновском электроннооптическом преобразователе (РЭОПе), который создает видимое изображение на выходном люминофорном экране. Учитывая, что в настоящее время в силу совокупности характеристик, определяющих соотношение «цена-качество» в радиоскопии наиболее широко используется в качестве детектора именно РЭОП, в дальнейшем мы более подробно рассмотрим принципы его работы, устройство и характеристики. Что касается твердотельных плоскопанельных детекторов, то схематически принцип работы панелей прямого и непрямого преобразования ясен из рис.4

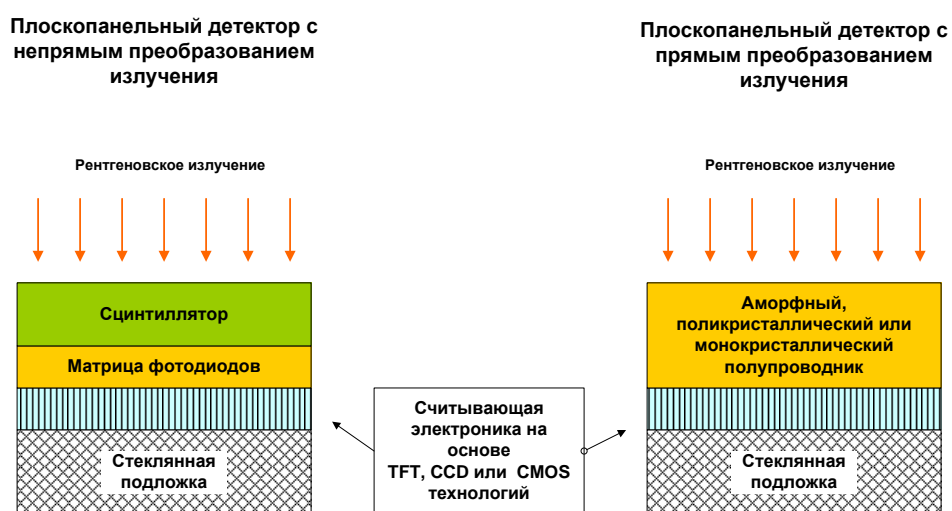


Рис.4

Механической основой любого плоскопанельного детектора является стеклянная подложка, на которую устанавливается считывающая электроника.

- **TFT-технология**

TFT (thin film transistors) -технология используется в основном в панелях на базе аморфных кремния или селена. Матрица TFT-транзисторов представляет собой достаточно простую структуру электронных переключателей. В накопительном конденсаторе каждой ячейки в процессе экспозиции собираются электрические заряды, которые далее транспортируются к зарядо-чувствительным усилителям и аналого-цифровым преобразователям на выходе матрицы. Панели детекторов непрямого преобразования являются типичными сборками фотодиодов на активной TFT-матрице. Для детекторов с прямым преобразованием, детекторный слой располагается прямо на эту матрицу. Панели могут быть очень больших размеров (30x40см). Они имеют не очень высокое разрешение (типичное значение величины пикселя 127 мкм). Отличительной особенностью аморфного кремния является очень высокая радиационная устойчивость, что позволяет применять такие панели при высоких энергиях рентгеновских квантов. Вследствие не очень высоких физических параметров аморфных материалов как полупроводников, это соответствующим образом сказывается на таких характеристиках панелей, как отношение сигнал/шум и контрастное отношение. Поскольку процесс производства панелей на базе аморфного материала и TFT-технологии требует специфического оборудования и условий производства, такие панели достаточно дороги.

- **CCD-технология**

CCD (coupled charge device)-технология является одной из ведущих для получения высококачественных рентгеновских изображений. В отличие от матричных панелей типа TFT или CMOS, в CCD панелях считывание сигнала происходит путем транспортировки зарядовых пакетов вдоль кремниевой подложки. Преимуществом таких панелей является низкий шум, высокая чувствительность. Обычно в CCD панелях используют оптоволоконные буферные вставки, позволяющие увеличить площадь приемного окна панели и служащие одновременно защитой от радиации. Но даже с таким дополнительным экранированием CCD панели могут работать только при энергиях рентгеновских квантов <50 кэВ. Как и в случае с аморфным кремнием, их производство требует специальных условий, поэтому они достаточно дороги.

- **CMOS-технология**

CMOS (complementary metal oxide semiconductor) – эта технология, как и TFT с аморфным кремнием, является матричной сборкой. Основным преимуществом этой технологии перед остальными является использование хорошо развитой промышленной базы производства интегральных схем. Уровень шумов CMOS-панелей приблизился к уровню CCD-панелей, динамический диапазон в несколько раз выше. На CMOS- панелях получено самое высокое пространственное разрешение (размер пикселя несколько мкм). Стоимость таких панелей хотя еще достаточно высока, тем не менее динамично снижается и скоро, на наш взгляд, станет меньше таковой для РЭОПа со сравнимыми характеристиками.

Система рентгеновского телевидения на основе РЭОПа

Рентгеновские электроннооптические преобразователи используются для получения рентгеновских изображений уже более 50 лет. В настоящее время РЭОПы вследствие достаточно высоких эксплуатационных характеристик и приемлемой цены используются в большинстве рентгентелевизионных систем, выпускаемых для промышленных целей.

Функциональная схема типовой рентгентелевизионной системы, построенной с использованием РЭОПа, приведена на рис. 5.

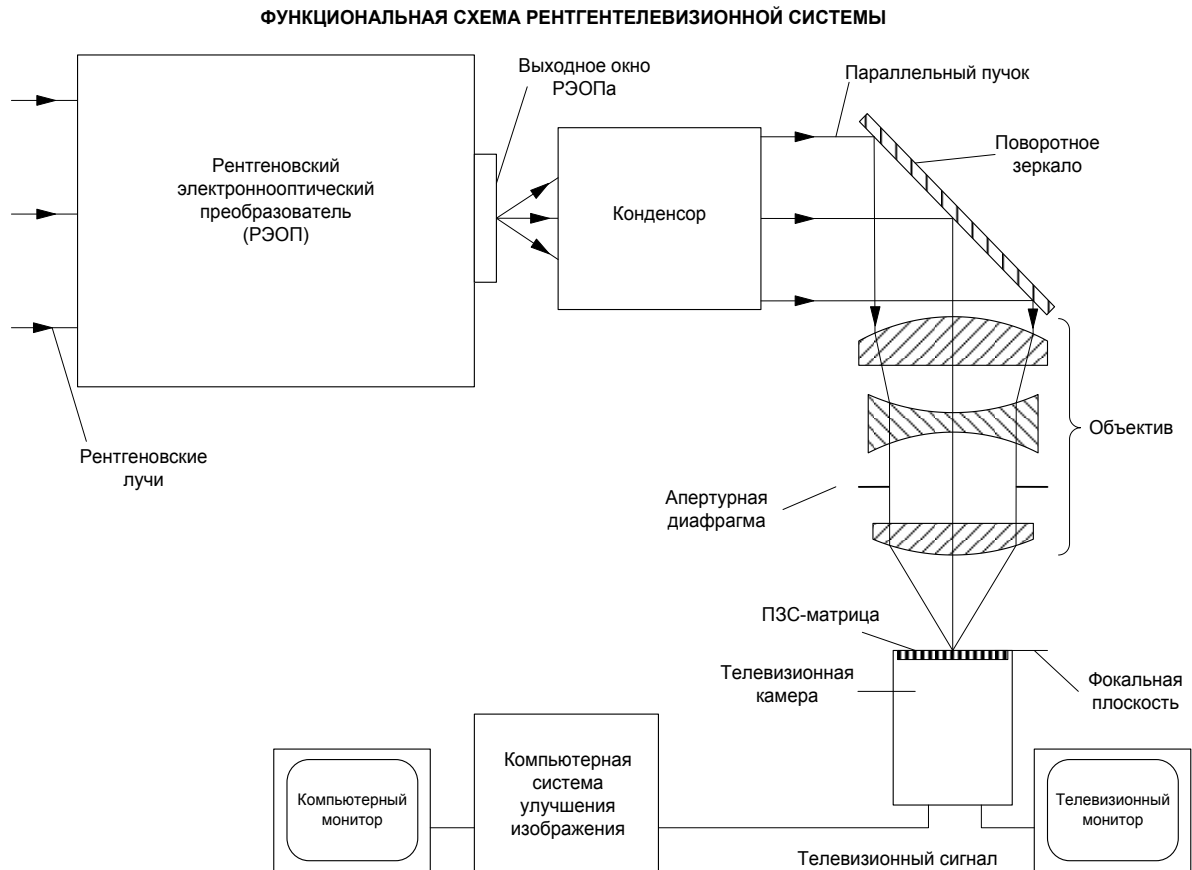


Рис.5

РЭОП преобразует рентгеновское изображение на своем входе в изображение в видимом свете на выходном окне. Конденсор формирует параллельный пучок света, который после поворота на 90° на поворотном зеркале попадает на объектив, сфокусированный на бесконечность, который в свою очередь формирует изображение в своей фокальной плоскости. Поворот светового пучка на 90° вызван необходимостью вывода телевизионной камеры из зоны прямого воздействия рентгеновского излучения, которое приводит к выходу ее из строя (как уже говорилось ранее, ПЗС-матрицы радиационно неустойчивы). ПЗС-матрица телевизионной камеры преобразует свет в электрические сигналы, и с выхода камеры стандартный телевизионный сигнал поступает в компьютерную систему для улучшения, обработки и архивирования изображения, на компьютерном мониторе которой можно наблюдать как прямое, так и обработанное изображение тестируемого объекта. Типовая рентгентелевизионная система жестко настроена таким образом, чтобы рентгеновское изображение максимального размера, определяемого диаметром входного окна РЭОПа, трансформировалось на весь экран телевизионного монитора. Важнейшим параметром рентгентелевизионной системы является пространственное разрешение выходного изображения.

Рассмотрим устройство и работу основных элементов рентгенотелевизионной системы.

Рентгеновский электроннооптический преобразователь

Конструкция и режимы работы

Рентгеновский электроннооптический преобразователь представляет собой вакуумную колбу, содержащую ряд элементов. На рис.6 представлено сечение этой колбы. Рентгеновское излучение, прошедшее сквозь контролируемое изделие, через входное окно РЭОПа попадает на входной люминесцентный слой. Под воздействием рентгеновского излучения этот слой цинтиллирует с излучением фотонов видимого света, которые, в свою очередь, воздействуют на фотокатод, эммитирующий в результате этого воздействия фотоэлектроны. Эти электроны ускоряются и фокусируются электронной оптикой на выходной люминесцентный слой и формируют на нем видимое изображение просвечиваемого объекта.

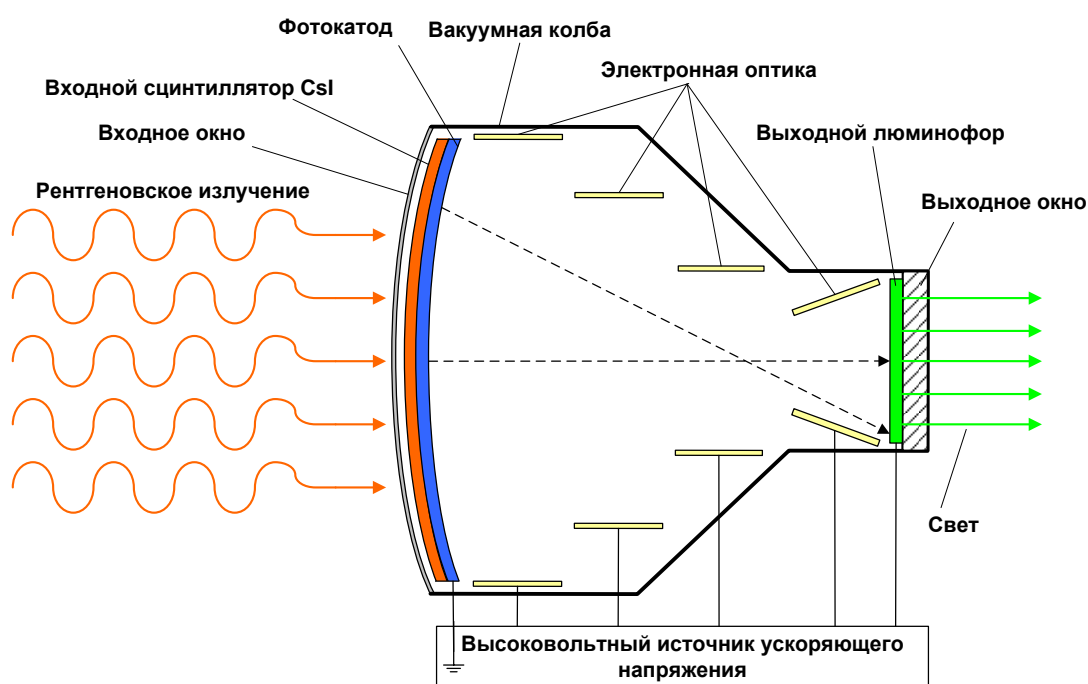


Рис.6

Обобщенная схема процесса получения изображения с помощью РЭОПа показана на рис.7.

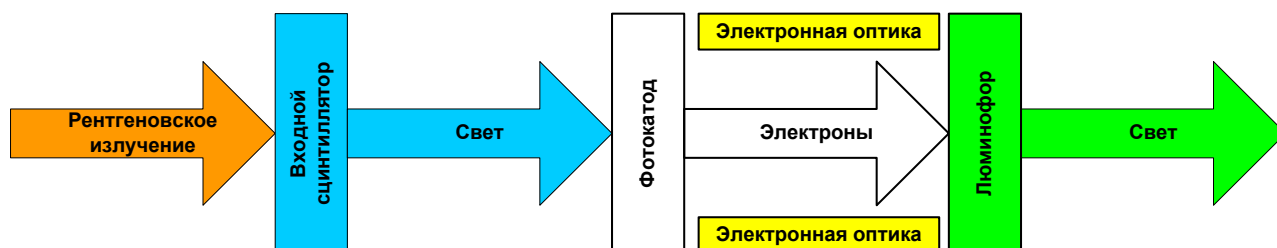


Рис. 7

Основные элементы РЭОПа:

- **Входное окно**

В РЭОПах старой конструкции входное окно изготавливалось из стекла, в результате чего характеристики прибора ухудшались из-за эффектов рассеяния и поглощения в этом материале. В современных приборах с металлокерамическими колбами эти недостатки устранены применением входных окон из Al или Ti толщиной 0,25 – 0,5мм, в которых минимальное затухание рентгеновского излучения сочетается с хорошими вакуумными свойствами.

- **Входной сцинтиллятор**

Входной сцинтилляционный слой изготавливают из CsI, легированного Na, Tl или другими элементами, который напыляется на алюминиевую подложку. CsI:Na растет на подложке в виде структуры монокристаллических острий, каждое диаметром около 0.005 мм и высотой около 0,5мм. Алюминиевая подложка имеет толщину 0,5мм. Обычно для промышленных РЭОПов сцинтиллятор имеет диаметр от 15см (6") до 33см (13") в зависимости от назначения РЭОПа.

CsI хорошо поглощает рентгеновское излучение, причем в области энергий рентгеновских фотонов, обычно используемых в промышленной дефектоскопии (40 – 300кэВ) поглощение происходит в основном за счет фотоэффекта (вклад в поглощение за счет эффекта Комптона становится существенным при энергиях рентгеновских квантов выше 300 кэВ). Слой CsI:Na генерирует при поглощении рентгеновских лучей голубой свет, который распространяется вдоль монокристаллических острий как по оптоволокну (т.е. без рассеяния) по направлению к фотокатоду.

- **Фотокатод**

Промежуточный слой (толщиной менее 0,001мм) напыляется на внутреннюю поверхность слоя CsI:Na, а фотокатод (толщиной около 2 нм) наносится уже на этот слой (рис. 8).

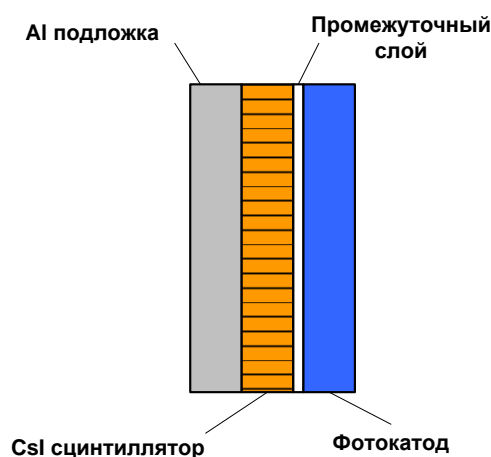


Рис.8

Промежуточный слой (например, окись индия) имеет высокую оптическую прозрачность и используется для химической изоляции сцинтилляционного слоя от фотокатода. В качестве фотокатода обычно используются сурьмяно-цезиевые соединения.

Световые фотоны, эмитированные входным слоем сцинтиллятора, поглощаются фотокатодом в результате фотоэлектрического эффекта с генерацией фотоэлектронов.

- **Вакуум и электронная оптика**

Вакуум в колбе необходим для беспрепятственной транспортировки электронов от фотокатода до выходного сцинтилляционного слоя. Для ускорения этих электронов обычно используется напряжение 25 – 35кВ, а электронная оптика служит для фокусировки этих электронов на выходном сцинтилляционном слое. Величина электронного тока при этом может составлять от 10^{-8} до 10^{-7} А. Результатом ускорения электронов и их фокусировки является значительное увеличение интенсивности картины.

Заметим, что в пролетном пространстве трубки вследствие работы электронной оптики имеется точка пересечения электронных траекторий, что приводит к инвертированию изображения на выходном окне РЭОПа по отношению к изображению на входном окне. Заметим также, что, как видно из рис.6, входное окно со сцинтиллятором и фотокатодом несколько искривлено для выравнивания длин электронных траекторий и минимизации дисторсии изображения.

В РЭОПе возможно изменение увеличения изображения путем изменения напряжений на электродах электронной оптики. Так, например, РЭОП с входным окном 9” (реальное входное окно диаметром 215мм) может быть использован также для получения изображений диаметром 170мм и 130мм. Наличие 3-х дискретных увеличений характерно для большинства производимых РЭОПов, хотя существуют и системы с возможностью непрерывного изменения увеличения. С уменьшением поля просмотра на входном окне яркость картины на выходном окне также уменьшается (конечно, при сохранении мощности дозы облучения).

Большинство промышленных РЭОПов имеют встроенные устройства поддержания вакуума типа ионного насоса Пеннинга. Более подробное рассмотрение этого вопроса выходит за рамки настоящей статьи.

- **Выходной люминофор**

Выходной люминофор обычно изготавливают из ZnCdS:Ag, нанесенного на выходное окно (рис. 9). Этот слой эмитирует зеленый свет при поглощении быстрых электронов. Обычно его толщина составляет примерно 0,005 мм и от 25 до 35 мм в диаметре.

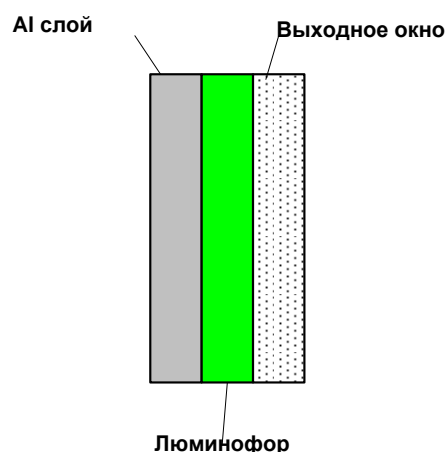


Рис.9

Некоторые компании начали использовать в качестве люминофора более современные материалы на основе гадолиния ($Gd_2O_2S(Tb)$), что позволяет получить более качественное изображение на выходном окне. Этот люминофор имеет меньшее время послесвечения, что важно при изучении быстро движущихся объектов.

На внутренней поверхности выходного люминофорного слоя нанесена тонкая пленка алюминия, которая, с одной стороны, является анодом для ускорения электронов, а с другой – отражает свет по направлению к выходному окну и защищает фотокатод от паразитной засветки.

- **Выходное окно**

Существует ряд конструкций выходных окон, включая стеклянные окна (с толщиной стекла до нескольких десятков миллиметров) с внутренними антиотражающими слоями, окна из свинцового стекла и оптоволоконные окна – задачей этих конструкций является минимизация рассеяния света и различных отражений.

Изображение, сформированное на выходном окне, поступает с помощью оптической системы на входную ПЗС-матрицу видеокамеры.

Оценим, для примера, сколько фотонов света образуется на выходном окне РЭОПа при воздействии на входное окно одного рентгеновского кванта. Сцинтиллятор CsI наиболее эффективно поглощает рентген с энергиями в районе 50 кэВ. Пусть один такой квант попадает на входное окно. В результате его поглощения возникает примерно 2000 голубых фотонов, и примерно половина из них может достичь фотокатода. Если эффективность фотокатода 15%, то будет сгенерировано 150 фотоэлектронов. При ускоряющем напряжении 25 кВ, эффективности электронной оптики 90% и при условии, что каждый электрон с энергией 25 кэВ образует 2000 фотонов на выходном сцинтилляторе, общее количество фотонов будет 270000. Если из этого количества через выходное окно пройдет 70% фотонов, то общее количество фотонов в световом импульсе, созданном воздействием одного рентгеновского кванта, будет 200000.

Колба РЭОПа изготавливается из стекла, или из металлокерамики, и входное и выходное окна впаиваются в эту колбу. Конструкция помещается в металлический корпус, в котором также размещаются свинцовый экран для радиационной защиты и экран из мю-металла для защиты электронной оптики от внешних магнитных полей. Входное окно обычно защищено плоской алюминиевой крышкой, которая является также защитой при маловероятном, но возможном взрыве вакуумной колбы.

Характеристики

• Усиление яркости

Усиление яркости изображения получается в результате действия двух факторов: уменьшения площади изображения на выходном окне по сравнению с входным и ускорения электронов:

○ Усиление яркости за счет уменьшения площади

Это происходит из-за того, что электроны с относительно большой поверхности фотокатода фокусируются на небольшую площадку на выходном люминофоре, что увеличивает плотность электронов на единицу площади. Увеличение может быть оценено как отношение площадей фотокатода и выходного люминофора.

Для 9” РЭОПа с минимальным входным рабочим окном 130мм и максимальным окном 215мм и при диаметре выходного окна 25мм диапазон усиления яркости за счет фактора площади может изменяться в пределах от 27 до 74.

○ Усиление яркости за счет ускорения электронов

Это усиление возникает за счет ускорения первоначально медленных фотоэлектронов. Оно зависит от величины приложенного напряжения и колеблется в пределах 50 – 100.

• Результирующее усиление яркости

Результирующее усиление, равное произведению двух вышеназванных факторов, может быть, как мы видим, существенно выше 7000.

• Коэффициент преобразования

Описанное выше усиление яркости нелегко измерить и приведено лишь для иллюстрации возможностей РЭОПа. Более легко измеряемым параметром является коэффициент преобразования, который связывает яркость выходного окна РЭОПа с мощностью дозы на его входном окне, что является полезным как для характеристики данного РЭОПа, так и для сравнения РЭОПов между собой. Выражение для коэффициента преобразования может быть записано следующим образом:

$$K = \frac{\text{Яркость выходного люминофора } \text{Cd m}^{-2}}{\text{Мощность дозы на входном окне } \text{mR s}^{-1}}$$

Обычно эта величина составляет 60 - 200 Cd m⁻²/mR s⁻¹ и выше.

Заметим, что картинка на выходном окне получается достаточно тусклой. Для сравнения, яркость обычной осветительной электрической лампочки составляет около 10⁶ Cd m⁻². Поэтому, чтобы непосредственно наблюдать зеленую картинку на выходе РЭОПа, нужна затемненная комната и глаза, адаптированные к темноте, или чувствительная к зеленому свету видео камера, что и реализуется в рентгеновском телевидении.

- **Контрастное отношение**

Этот параметр характеризует способность РЭОПа передавать контраст изображения. Контрастное отношение измеряется как отношение яркости изображения в центре открытого поля входного окна к яркости изображения свинцового диска площадью 10% от площади открытого поля, помещенного в его центр:

$$R = \frac{\text{Яркость изображения открытого поля входного окна в его центре}}{\text{Яркость изображения свинцового диска, покрывающего 10\% площади поля}}$$

Типичные значения составляют от 20:1 до 30:1 или больше.

Перечислим факторы, влияющие на контрастное отношение:

- Рассеяние рентгеновских лучей на входном окне
- Рассеяние рентгеновских лучей на входном сцинтилляторе
- Рассеяние электронов электронной оптикой
- Рассеяние света на выходном люминофоре
- Рассеяние света на выходном окне.

Суммарное действие перечисленных эффектов приводит к так называемой вуалевой засветке, однако главный вклад все же дает рассеяние на выходном люминофоре.

- **Предельное пространственное разрешение**

Этот параметр может быть измерен с помощью специальной свинцовой миры. С помощью нее определяют наивысшее пространственное разрешение – в парах линий на миллиметр,- которое возможно получить. Рентгенотелевизионные изображения такой миры, полученные с помощью типичного 9” РЭОПа при трех значениях электронного увеличения в качестве примера приведены на рис. 10.

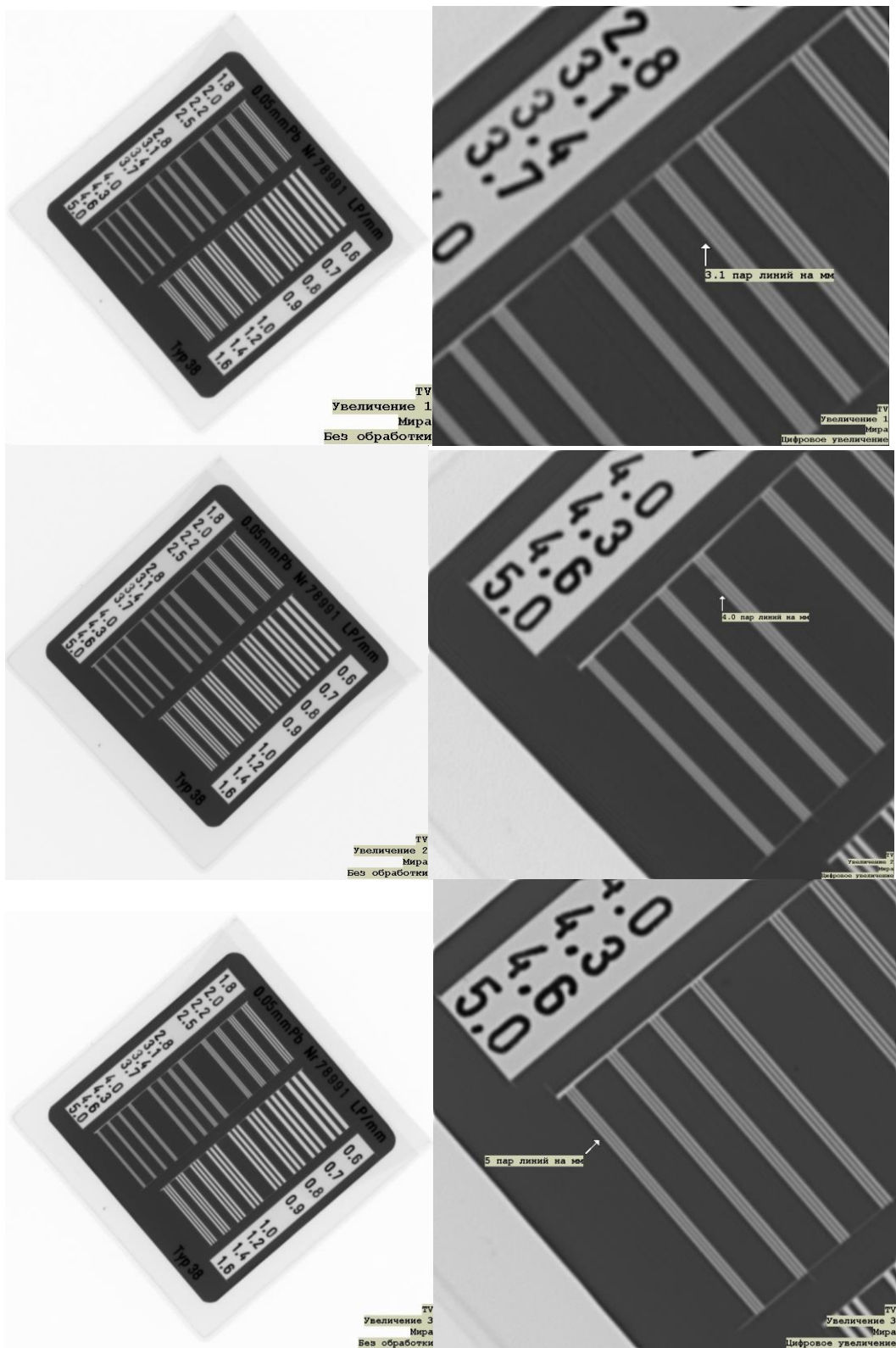


Рис.10

Этот параметр обычно измеряют в центре поля зрения, поскольку его значение уменьшается по мере продвижения к периферии изображения из-за влияния электронной оптики. Эта характеристика зависит от величины поля зрения на входном окне РЭОПа, типа используемой видеокамеры, наличия компьютерной обработки изображения. В приведенной ниже таблице даны типичные величины предельного пространственного разрешения 9" РЭОПа, полученные непосредственно на его выходном окне, на выходе цифровой видеокамеры (с ПЗС-матрицей размером 2/3" и количеством пикселей в матрице 1380x1030) и после компьютерного

улучшения изображения (см. рис. 10). Видим, что разрешение системы в целом меньше, чем на выходном окне РЭОПа, за счет ограниченного разрешения ПЗС-матрицы, электронных шумов телевизионного тракта, неточностей юстировки и aberrаций оптики.

Таблица 1

| Размер поля, мм | Предельное пространственное разрешение, пар линий/мм | | |
|-----------------|--|--|------------------------------------|
| | Выходное окно РЭОПа | Цифровая видеокамера с объективом 35мм | Компьютерное улучшение изображения |
| 215 | 5,2 | 2,2 | 3,1 |
| 170 | 5,8 | 2,8 | 4,0 |
| 130 | 6,4 | 3,1 | 5 |

Значительное улучшение может быть получено при использовании компьютерной обработки изображения. Так, для случая электронного увеличения 2 РЭОПа, это значение составляет более 5,0 пар линий/мм.

- Пространственная неоднородность**

РЭОП – изображение в принципе однородного объекта обычно несколько ярче в центре, чем на периферии вследствие неодинакового усиления яркости РЭОПом в различных участках поля зрения и геометрии просвечивания объекта конечных размеров из точечного источника. Этот эффект иллюстрируется рис.11, где кроме самого изображения показана еще и кривая изменения интенсивности, полученная с помощью компьютера.

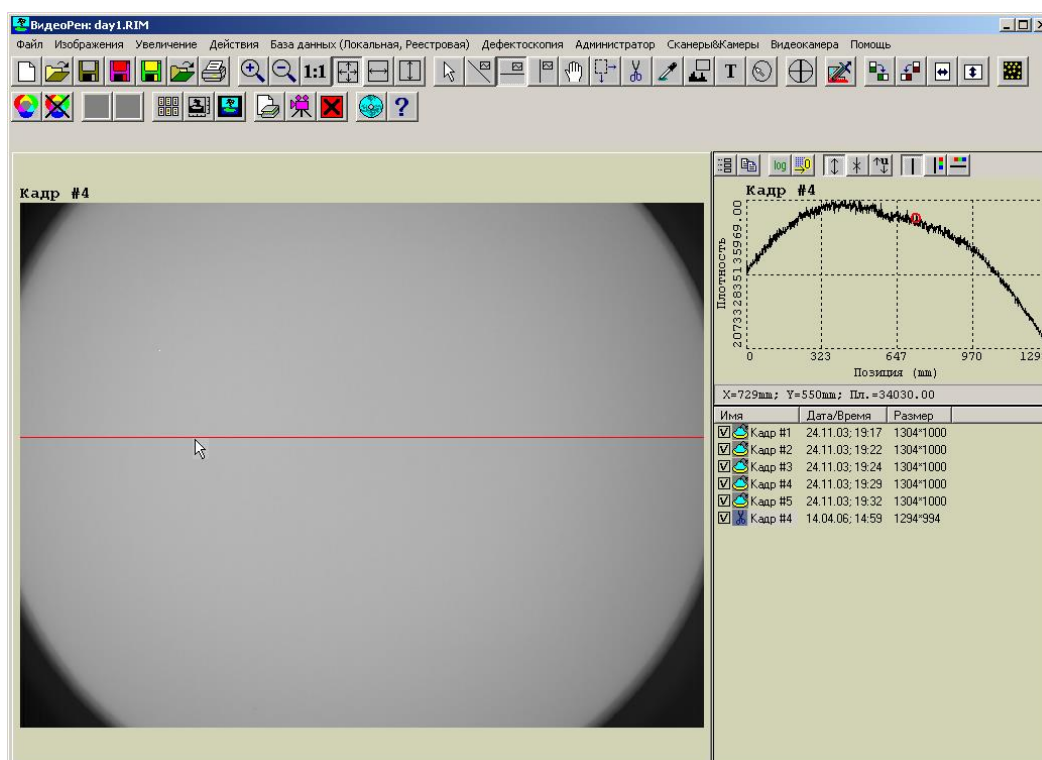


Рис. 11

Еще раз заметим, что этот эффект интегральный, т.е. зависит не только от РЭОПа, но и от геометрии просвечивания, оптики, передающей изображение от выходного окна к видеокамере и от самой видеокамеры. В современных рентгенотелевизионных

системах этот эффект может учитываться и компенсироваться с помощью компьютерных средств.

• **Пространственная дисторсия**

Последней характеристикой РЭОПа, которую мы здесь рассмотрим, является пространственная дисторсия. Ни один из выпускаемых РЭОПов (в отличие от плоскопанельных детекторов) не свободен от этого недостатка, который возникает вследствие неодинакового увеличения деталей, находящихся в различных областях поля зрения.

Этот эффект иллюстрируется рис 12., где показано рентгенотелевизионное изображение регулярной проволочной сетки.

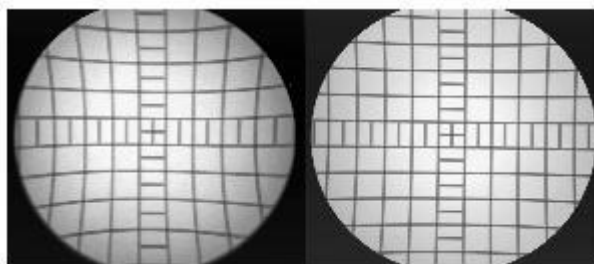


Рис. 12

Изображение слева получено с помощью РЭОПа одной из старых моделей, справа – с помощью современного прибора. Как и в предыдущем случае, на конечном изображении этот эффект может быть минимизирован или сведен к нулю с помощью компьютерных средств.

Видеокамера, фрэймграббер и компьютерная обработка

Оценим, какой размер пикселя должна иметь видеокамера, чтобы правильно воспроизвести рентгеновское изображение, получаемое на выходном окне РЭОПа. В соответствии с Таблицей 1, паспортное значение пространственного разрешения 9” РЭОПа при входном окне 215мм составляет 5,2 пар л/мм. Легко подсчитать, что при диаметре выходного окна 25мм и указанном разрешении мы сможем различить на выходном окне элемент с минимальным размером 11мкм. Таким образом, размер пикселя ПЗС-матрицы видеокамеры по крайней мере не должен превышать этой величины, а на самом деле должен быть существенно меньше. Однако вследствие электронных шумов телевизионного тракта, неточностей юстировки и аберраций оптики даже применяя цифровую видеокамеру с размером пикселя матрицы 6,45мкм, реальное разрешение системы даже после компьютерной обработки получается порядка 3,1 пар л/мм.

Для многих задач необходим захват телевизионных кадров и сохранение их в РС для последующей обработки. Эту задачу решает устройство, называемое фреймграббером (на рис.5 не показан, frame-grabber). Его принципиальная схема проста. Для видеокамер, на выходе которых формируется аналоговый видеосигнал, этот сигнал направляется в АЦП фреймграббера - аналого-цифровой преобразователь, а затем полученное цифровое представление изображения записывается в буфер собственной памяти. Точность АЦП характеризуется числом цифровых уровней между минимальным и максимальным значениями аналогового сигнала. Для типичных значений отношения сигнал/шум в телевизионных сигналах потери информации не происходит при 8 битах оцифровки (256

уровней). Содержимое буфера постоянно обновляется с частотой смены кадров. По специальной команде в нем фиксируется необходимое изображение, которое с заданным именем переписывается на винчестер. По завершению этой сравнительно медленной операции можно приступать к захвату следующего кадра. В состав фрэймграббера, работающего с цифровыми видеокамерами, АЦП не входит, в остальном его работа аналогична предыдущему.

После сохранения полученного рентгеновского изображения в памяти РС обычно используют специальное программное обеспечение для обработки и улучшения полученных изображений, однако описание этих процедур выходит за рамки настоящей статьи.