

## АНАЛИЗ СОВРЕМЕННОГО СОСТОЯНИЯ И РАЗВИТИЯ СИСТЕМ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

*М.Б. Лебедев, О.А. Сидуленко, В.А. Удод*  
*г. Москва, Россия, г. Томск, Россия, г. Томск, Россия*  
*МИРЭА (Технический университет), г. Москва*  
*Томский политехнический университет*  
*Томский государственный университет*  
*E-mail: osidulenko@mail.ru*  
*E-mail: udod@ef.tsu.ru*

*Проведён анализ современного состояния исследований и технологий в области цифровой рентгенографии. Приведена классификация основных методов, оценены преимущества, недостатки и область применения каждого из них.*

Современное состояние неразрушающего радиационного контроля (и диагностики) характеризуется интенсивным развитием и широким распространением так называемой цифровой рентгенографии, когда радиационное изображение (РИ) просвечиваемого объекта контроля (ОК) преобразуется на определённом этапе в цифровой сигнал [1–11]. В дальнейшем этот цифровой сигнал заносится в память компьютера и перераспределяется там в двумерный массив измерительных данных (первичное цифровое изображение), который может подвергаться различным видам цифровой обработки (контрастирование, масштабирование, препарирование, сглаживание и т. п.) и, наконец, воспроизводится на экране графического дисплея или ТВ – монитора в виде полутонового изображения (ПИ), непосредственно воспринимаемого оператором [1–6].

В настоящее время системы цифровой рентгенографии (СЦР) широко используются в промышленной дефектоскопии [1–3, 7, 12, 13], в медицинской диагностике [14–22] и для проведения досмотра багажа, ручной клади, опломбированных контейнеров и т. д. с целью обеспечения безопасности пассажирских и грузовых перевозок [23–28].

Источниками излучения в данных системах обычно являются рентгеновские аппараты [2,3,6], а иногда (в частности – при контроле крупногабаритных объектов) применяются и бетатроны, и линейные ускорители [28].

С целью повышения информативности контроля (диагностики), например – для различения веществ в соответствии с их атомными номерами, некоторые СЦР работают в двухэнергетическом режиме (реализуя метод дуальной энергии), суть которого заключается в том, что ОК просвечивается дважды – при двух различных напряжениях на рентгеновской трубке (что соответствует двум различным эффективным энергиям излучения) [20,23,27]. Добавим к этому, что для получения качественного изображения протяжённого ОК, на основе применения той или иной СЦР, зачастую прибегают к просвечиванию (съёмке) ОК по частям с последующей «сшивкой» получаемых фрагментов изображения в одно результирующее полноформатное изображение путём использования специального алгоритма цифровой обработки информации [5,6,29].

По принципу формирования РИ существующие СЦР можно разделить на два типа [22]:

- системы с двумерными преобразователями (детекторами) РИ;
- системы, использующие принцип сканирования ОК (диагностируемого объекта) пучком излучения или «бегущим лучом».

В [21] предложена классификация СЦР по скорости (времени) формирования первичного цифрового изображения на две группы:

- системы с формированием первичных цифровых изображений в режиме нереального масштаба времени, т. е. такие системы, в которых приём и преобразование информации, содержащейся в РИ, осуществляется с использованием запоминающих устройств, выполняющих роль своеобразного буфера, с формированием цифрового массива данных при последующем считывании информации уже с запоминающего устройства;
- системы с формированием первичных цифровых изображений в режиме реального и квазиреального масштаба времени, т. е. системы с непосредственным приёмом и преобразованием информации, содержащейся в РИ, в массив цифровых данных.

При этом, по замечанию самого автора данной классификации, режим реального масштаба времени означает возможность системы регистрировать и отображать 25 и более изображений в секунду (режим цифровой рентгеноскопии), а режим квазиреального масштаба времени означает, что отрезок времени от начала экспозиции ОК до появления первичного нормированного изображения на экране монитора не превышает 20–30 сек.

Существует также деление СЦР на системы для прямой рентгенографии [5,21,30]. В первых системах, в отличие от вторых, применяются детекторы, в которых происходит непосредственное преобразование энергии рентгеновских квантов в электрический сигнал (отсутствует цепочка рентгеновский квант – свет – электрический сигнал) [2,21,31].

Наряду с приведёнными классификациями СЦР имеет место, по крайней мере, ещё одна и притом достаточно распространённая классификация, согласно которой существующие СЦР делятся по способам детектирования РИ и формирования ПИ на следующие основные типы [2, 4–6, 32, 33]:

- системы на основе оцифровки традиционных рентгенограмм;
- системы на основе запоминающих люминофоров;
- системы на основе фоторезистивных экранов;
- системы на основе усилителей радиационных изображений;
- системы на основе двумерных матричных детекторов;
- сканирующие системы на основе линейки детекторов (одномерных матричных детекторов);
- сканирующие системы на основе бегущего рентгеновского луча.

Опишем принцип действия и уровень развития на современном этапе каждого из указанных типов СЦР.

**Системы на основе оцифровки традиционных рентгенограмм.** Рентгенограммы, полученные с помощью традиционного фотохимического процесса, переводятся в цифровую форму путём сканирования лазером или преобразования с помощью телевизионных систем [1–3]. Для этой цели могут также использоваться проекционные полутонные графические сканеры и обычные негатоскопы [34].

Как правило, телевизионные системы высокой четкости имеют локальное разрешение 0,1 % рабочего поля (1024×1024 точечное изображение), так что при размере снимка 250×250 мм размер элемента изображения (пространственное разрешение) составит 0,25 мм, что намного выше собственной нерезкости высококачественного рентгеновского снимка [3].

Лазерные сканирующие системы могут достаточно быстро снимать информацию с плёнок большой площади. Так, одна из систем при времени сканирования 30 сек (плёнка 35,5×43,2 см) имеет пространственное разрешение 0,07 мм [1].

Цифровое изображение, полученное в результате оцифровки снимка, может обрабатываться как с целью повышения качества снимка, так и с целью обнаружения дефектов, определения их размеров, ориентации и мест залегания в ОК [6].

СЦР данного типа имеют ограниченную перспективу своего развития и главным образом потому, что использование в данных системах рентгеновской плёнки (как детектора

излучения) сопряжено с существенными недостатками [4–6, 16, 34, 35]: рост стоимости рентгеновской плёнки и химических реактивов; малый динамический диапазон рентгеновской плёнки и её низкая эффективность регистрации излучения (даже в случае комбинации с усиливающими экранами); трудности содержания плёночного архива; ухудшения качества (снижение контраста) радиографического снимка из-за рассеянного в ОК излучения.

Учитывая недостатки рентгенографии на плёнке, ряд фирм в области рентгено-техники с начала 70-х годов начали проводить исследования по поиску цифрового приёмника РИ, который мог бы заменить плёнку. Эти исследования не закончены и в настоящее время разработкой цифровых приёмников занимается более 30 фирм [35].

**Системы на основе запоминающих люминофоров** [3, 5, 6, 32, 36–38]. Детектор излучения в данных системах представляет собой экран (пластину) с нанесённым на него слоем специального люминофора. В процессе рентгеновской экспозиции происходит запоминание информации люминофором (подобно рентгеновской плёнке) в виде скрытого изображения, которое способно сохраняться длительное время. Затем под действием видимого или инфракрасного излучения (сканирование экрана лазерным пучком) происходит освобождение накопленной на люминофоре энергии в виде вспышек света – фотостимулированной люминесценции (ФСЛ). Эти вспышки видимого света преобразуются фотоэлектронным умножителем в электрические сигналы, которые затем оцифровываются и обрабатываются на компьютере для последующего воспроизведения изображения на экране монитора. Остаточное скрытое изображение может быть стерто путём засветки экрана мощным пучком видимого света. После чего экран можно использовать повторно.

Диаметр лазерного луча, скорость сканирования экрана и толщина слоя люминофора определяет в дальнейшем чувствительность системы и её пространственную разрешающую способность (РС) [3,39]. Согласно [21] типичное значение РС систем на запоминающих люминофорах варьируется в пределах от 3 пар линий/мм до 4,5 пар линий/мм. Для сравнения отметим, что этот показатель у традиционных систем на основе комбинации экран – плёнка составляет 5 пар линий/мм [21], а по данным [40] – даже 8–10 пар линий/мм. В [39] сообщается о создании системы, которая имеет РС в 4,5 пар линий/мм и контрастную чувствительность 0,5 % при динамическом диапазоне 200 (по сравнению с 10 – у сравниваемого рентгенографического комплекта).

Для полноты освещения материала заметим, что к настоящему времени созданы люминесцентные экраны памяти для цифровой рентгенографии, из которых освобождение энергии (после окончания экспозиции) происходит путём нагрева экрана до 100–200 °С [41].

Недостаток СЦР на основе запоминающих люминофоров – низкая эффективность регистрации излучения (практически как у традиционных плёночных систем) [5].

**Системы на основе фоторезистивных экранов.** Фоторезистивные экраны представляют собой пластины со слоем аморфного селена, которые применяются в электро-радиографии для промежуточного преобразования радиационной информации в электростатическое изображение (потенциальный рельеф) [42].

При использовании такого экрана, как детектора излучения в СЦР, после просвечивания ОК осуществляется считывание, сформированного на экране потенциального рельефа, линейкой микроэлектродов, оцифрованные сигналы с которых могут обрабатываться и в дальнейшем отображаться в виде светового изображения на экране дисплея [3]. Для считывания потенциального рельефа с экспонированного экрана вместо линейки микроэлектродов могут применяться и лазеры [22], а вместо самого экрана (как детектора ионизирующего излучения) зачастую используют (с аналогичным принципом действия) либо конденсатор в виде барабана, покрытого слоем селена [5,21,22,], либо телекамеру с селеновым входным экраном [32].

Системы на основе фоторезистивных экранов также как и системы на основе запоминающих люминофоров мало востребованы (особенно при диагностике крупноформатных

объектов) в связи с их высокой стоимостью и принципиальными ограничениями, присущими методу рентгенографии [5,22]. Кроме того, зарядка селенового слоя требует высокого напряжения (киловольты), что не совместимо с современной микроэлектроникой [43].

**Системы на основе усилителей радиационных изображений.** Тракт визуализации РИ в данных системах имеет следующую структуру [3,6,22]: усилитель радиационного изображения (УРИ) – оптика переноса изображения – телевизионная камера – аналого-цифровой преобразователь – компьютер – дисплей. При этом в качестве УРИ чаще всего используется радиационный электронно-оптический преобразователь (РЭОП), а иногда – световой электронно-оптический преобразователь в комбинации с рентгенолюминесцентным экраном [1,3,6,32].

Достоинства систем данного типа [3,6,22]: число пространственных элементов, в которых излучение может регистрироваться независимо и одновременно, может превышать  $10^6$  при рабочем поле контроля 400 мм и выше; возможность контроля как неподвижных, так и подвижных объектов; возможность диагностики процессов сварки и заливки отливок; возможность получения качественного изображения даже для проведения медицинской диагностики при пониженных, по сравнению с традиционной экрано-плёночной радиографией, дозах облучения.

РС современных систем этого типа может достигать значения в 3 пары линий/мм [40] и даже – 6 пар линий/мм [2].

Недостатками данных систем являются [3,5,6,35]: ограничение динамического диапазона УРИ и телекамеры; возникновение в РЭОПах геометрических искажений под воздействием магнитного поля Земли; несовместимость РЭОПов с современной микроэлектроникой; большие габариты и масса РЭОПов; необходимость высоковольтного питания (до 30 кВ); резкое возрастание стоимости РЭОПов с увеличением размеров рабочего поля.

**Системы на основе двумерных матричных детекторов.** Процесс визуализации РИ в данных системах осуществляется следующим образом [6]. Матричный детектор преобразует РИ в совокупность аналоговых электрических сигналов (либо зарядов), которые после их оцифровки (либо считывания и оцифровки) обрабатываются на компьютере и далее воспроизводятся на экране дисплея в виде ПИ.

В настоящее время существуют две основные разновидности матричных детекторов РИ [2, 6, 21, 31, 43–48]: комбинация сцинтилляционный экран – объектив (оптика переноса изображения) – ПЗС – матрица (двумерный матричный фотоприёмник); плоская панель (flat panel). Плоские панели чаще всего изготавливают на основе аморфного кремния [2,15,21,47] либо теллурида кадмия [2] или аморфного селена [21,43], а сцинтилляционные экраны – из соединений цезия или гадолиния [6,44,49].

Формат существующих матричных детекторов может достигать 2048×2048 [5], 2510×2510 [14] и даже – 4000×4000 [43,48] элементов (пикселей), а размеры рабочего поля – 430×430 мм [43]. При этом размеры пикселя могут составлять 143×143 [50], 100×100 [14], а иногда – 42,5 мкм [5,15].

По оценкам разных авторов [21,43,50] РС систем данного типа варьируется в пределах 2,5–5 пар линий/мм.

К недостаткам данных систем следует отнести необходимость применения отсеивающих растров для подавления рассеянного излучения и необходимость обеспечения равномерного порога регистрации квантов по всей поверхности детектора [5,6,32]. Помимо этого у детекторов на ПЗС – матрицах потери света при переносе изображения с экрана на ПЗС – матрицу составляют более 99 % [43,48], а параметры плоских панелей непрерывно деградируют под действием радиации, что приводит к необратимой потере их работоспособности [43,45,48]. Кроме того, плоские панели имеют высокую стоимость и сложны в изготовлении [43].

**Сканирующие системы на основе линейки детекторов (одномерных матричных детекторов).** Принцип действия данных систем, согласно [4,6,51], состоит в сле-



дующем. Узкий веерный пучок рентгеновского излучения, проходя через ОК, облучает линейку детекторов, сигналы каждого из которых усиливаются и предварительно обрабатываются (интегрируются либо пересчитываются и т. п.), а затем поступают через аналого-цифровые преобразователи в компьютер, где они нормализуются и хранятся, формируя тем самым соответствующую строку отсчетов РИ просвечиваемого ОК. Затем эти отсчеты визуализируются на экране дисплея, образуя строку ПИ. Полное ПИ формируется путём однократного сканирования ОК горизонтальным веерным пучком по вертикали (либо вертикальным пучком по горизонтали).

Для подавления рассеянного в ОК излучения в системах этого типа применяются щелевые коллиматоры как источника излучения, так и линейки детекторов [6,22,52].

Детекторы для сканирующих СЦР по составу и конструктивным особенностям можно разделить на следующие основные классы [22,51]: полупроводниковые, комбинированные (в виде оптически сопряжённой пары: сцинтиллятор – фотоприёмник (ФЭУ или фотодиод)) и ионизационные (в виде миниатюрных ксеноновых ионизационных камер). В последнее время, судя по данным из работ [28, 53–55], разработчики сканирующих СЦР предпочитают использовать линейки (одномерные матричные преобразователи РИ), сформированные из комбинированных детекторов типа сцинтиллятор – фотодиод.

Сканирующие СЦР на основе линейки детекторов обладают целым рядом преимуществ [1–3, 6, 51, 54, 56, 57]: отсечка рассеянного излучения; малая дозовая нагрузка на исследуемый объект; большой динамический диапазон; высокая эффективность регистрации излучения; возможность контроля крупногабаритных объектов; высокая восприимчивость к автоматизации. В существующих системах линейки детекторов могут иметь длину в несколько метров с размером одного детектора до 50 мкм [3], а число детекторов в линейке может варьироваться от нескольких десятков до нескольких тысяч [6,54].

РС современных систем данного типа обычно составляет порядка 1 пары линий/мм [6,21], но для некоторых систем она достигает значения, равного 3 пары линий/мм [58,59] и даже – 4 пары линий/мм [6].

К недостаткам сканирующих СЦР на основе линейки детекторов относится необходимость обеспечения однородности к излучению по всем элементам линейки и сравнительно низкая производительность контроля [6,22,32].

**Сканирующие системы на основе бегущего рентгеновского луча.** Принцип действия данных систем состоит в следующем [3,6,60]. ОК просвечивается элемент за элементом при помощи бегущего рентгеновского луча (игольчатого пучка излучения). Прошедший через объект рентгеновский луч, ослабленный в зависимости от плотности отдельных его частей, преобразуется детектором («одноэлементным» комбинированным преобразователем) в электрический сигнал (видеосигнал), который усиливается, интегрируется, а затем оцифровывается и фиксируется в ячейках цифровой памяти, откуда поступает через цифро-аналоговый преобразователь на видеоконтрольное устройство, где осуществляется синтез ПИ, адекватного РИ просвечиваемого объекта.

Формирование бегущего рентгеновского луча происходит путём применения щелевого коллиматора источника излучения (рентгеновской трубки) и расположенного за ним модулятора, представляющего собой вращающийся диск с радиально направленными щелями на краях [60] либо путём бомбардировки анода рентгеновской трубки бегущим электронным лучом [61,62].

Системы на основе бегущего рентгеновского луча практически не имеют серьёзных преимуществ по сравнению с системами на основе линейки детекторов (т. е. на основе веерного пучка излучения), но значительно уступают им по производительности контроля, вследствие чего они не представляют большого интереса для создания на их базе современной рентгенодиагностической аппаратуры [6,22].

## **Выводы**

1. К настоящему времени сложилась устойчивая тенденция по замене традиционных экранно-плёночных рентгенографических систем на СЦР.
2. Большое многообразие существующих типов СЦР наглядно свидетельствует о постоянном поиске разработчиков во всём мире всё новых, ещё более совершенных, цифровых технологий визуализации радиационных изображений.
3. Развитие каждого из типов СЦР главным образом происходит по линии совершенствования детектирующей части системы и применения современных достижений цифровой обработки информации.
4. Среди различных типов СЦР в настоящее время наиболее перспективны сканирующие СЦР на основе линейки детекторов, что обусловлено целым рядом существенных преимуществ данных систем перед остальными (отсечка рассеянного излучения; малая дозовая нагрузка на исследуемый объект; большой динамический диапазон; высокая эффективность регистрации излучения; возможность контроля крупногабаритных объектов; высокая восприимчивость к автоматизации). В рамках развития этого направления целесообразно провести следующие исследования: разработать математическую модель процесса функционирования данных систем с учётом основных факторов, влияющих на качество воспроизведения РИ объекта на экране дисплея; оптимизировать, на основе разработанной модели, основные параметры систем с учётом возможности применения в них цифровой фильтрации получаемых данных, используя в качестве критерия оптимальности, например – максимум РС – как одного из важнейших показателей качества систем неразрушающего контроля (и диагностики) с визуальным отображением дефектоскопической информации; получить аналитические соотношения – как основу при проектировании данных систем, которые дают возможность для данного ОК по заданным значениям РС системы и производительности контроля определить, с учётом цифровой фильтрации, оптимальные значения основных параметров системы и минимально необходимое для этого значение мощности экспозиционной дозы излучения, генерируемого источником.

## **Список литературы**

1. В.В. Ключев, Ф.Р. Соснин. Современные радиационные системы неразрушающего контроля // Дефектоскопия. – 1993. – № 1. – С. 65–71.
2. В.В. Ключев, Ф.Р. Соснин. Современное состояние цифровой рентгенотехники // Дефектоскопия. – 1999. – № 4. – С. 56–66.
3. Ф.Р. Соснин. Современные методы и средства цифровой рентгенографии (обзор) // Заводская лаборатория. – 1994. – Т. 60. – № 6. – С. 28–34.
4. С.Е. Бару. Безопасная рентгенография // Наука в России. – 1997. – № 4. – С. 12–16.
5. И.Б. Белова, В.М. Китаев. Цифровые технологии получения рентгеновского изображения: принцип формирования и типы (обзор литературы) // Медицинская визуализация. – 2000. – № 1. – С. 33–40.
6. О.И. Недавний, В.А. Удод. Современное состояние систем цифровой рентгенографии (обзор) // Дефектоскопия. – 2001. – № 8. – С. 62–82.
7. R. Barbara Krohn, G. Bruce. Digital radiography: An NDT solution for casting defects // Mod. Cast. – 1988. – 78. – № 2. – P. 24–26.
8. Chevaum Williams. Computed radiography-our experience // Radiographer. – 1997. – 44. – № 1. – P. 47–51.
9. Ed. Doucette. Digital radiography: the basics // Mater. Eval. – 2005. – 63. – № 10. – P. 1021–1022.

10. Y.A. Moskalev, V.L. Chakhlov, A.K. Temnik, E.Y. Usachev, M.B. Lebedev. System of digital radiography for NDT in the radiactoin ehergy 1–20 MeV. Roma. 15-t World conference on NDT. 2000 y.
11. P. Charnock, P.A. Connolly, D. Hughes, B.M. Moores. Evaluation and testing of computed radiography systems // Radiat. Prot. Dosim. – 2005. – 114. – № 1–3. – P. 201–207.
12. K. Marstboom. Computed radiography for corrosion and wall thickness measurments // Insight: Non – destruct. test. and Cond. Monit. – 1999. – 41. – № 5. – P. 308–309.
13. С.В. Найденов, В.Д. Рыжиков. Мультиэнергетический метод радиографической диагностики материалов. Контроль // Диагностика. – 2002. – № 8. – С. 14–18.
14. M.D. Cohen, B. Long, D.A. Cory. et al. Digital image of the newborn chest. – Clin. Radiol. – 1989. – V. 40. – № 4. – P. 365–368.
15. M. Strotzer, J. Gimlinwieser, M. Viilk et al. Clinical application of a flat – panel X-ray detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for radiation dose reduction in skeletal radiography // Amer. J. Roentgenol. – 1998. – V. 171. – P. 23–27.
16. Н.Н. Блинов, А.И. Мазуров. Медицинская рентгенотехника вступает в XXI век // Медицинская визуализация. – 1999. – № 4. – С. 2–6.
17. G. David Bragg, Kathleen Murray, David Tripp. Experiences with computed radiography: can we afford the cost? // Amer. J. Roentgenol. – 1997. – 169. – № 4. – P. 935–941.
18. Н.Р. Busch, Н.Г. Hoffman, Н. Kruppert, M. Morsdorf. Digital BV – Radiographie – Eine Methode nat sich durchgesetzt Einfahrungen mit dem Untertischsystem SIRESKOP SX mit FLUOROSPOT T.O.P. // Electromedica. – 1997. – 65. – № 2. – P. 62–64.
19. C. Behrenbruch, S. Petroudi, S. Bond et al. Image filtering techniques for medical image post-processing: an overview // Br.J. Radiol. – 2004. – V. 77. – P. 126–132.
20. А.И. Тарасов, С.М. Владыкин. Биоэнергетическая цифровая рентгенография // Медицинская визуализация. – 2005. – № 2. – С. 134–317.
21. М.И. Зеликман. Теория, исследование и разработка методов и аппаратно-программных средств медицинской цифровой рентгенографии. Автореферат дис. ... доктора техн. наук. – М., 2001. – 36 с.
22. Б.М. Кантер. Исследование и разработка методов и средств рентгеновской цифровой медицинской диагностики: автореферат дис. ... доктора техн. наук. – М., 2000. – 50 с.
23. Macdonald Richard D.R. Design and implementation of a dual-energy X-ray imaging system for organic material detection in an airport security application // Proc. SPIE. – 2001. – 4301. – P. 31–41.
24. В.Н. Филинов, В.Я. Маклашевский, В.Б. Челноков, О.Б. Бычков. Оценка возможностей аппаратуры рентгеновского контроля // Контроль. Диагностика. – 1998. – № 3. – С. 18–27.
25. А.В. Ковалев, А.А. Самокрутов, А.Г. Федчишин, В.Г. Шевалдыкин. Специальные поисковые средства интроскопии // Контроль. Диагностика. – 1999. – № 5. – С. 24–28.
26. О.А. Сидуленко, В.А. Касьянов, С.В. Касьянов, С.П. Осипов. Методика оценки производительности досмотрового комплекса для контроля крупногабаритных объектов // Контроль. Диагностика. – 2005. – № 12. – С. 34–42.
27. С.А. Щетинкин, С.В. Чахлов, Е.Ю. Усачев. Использование метода двуэнергетической цифровой радиографии для портативных рентгентелевизионных систем // Контроль. Диагностика. – 2006. – № 2. – С. 49–52.

28. М.Б. Лебедев, Е.Ю. Усачев, Д.М. Чумаков, В.А. Касьянов, С.В. Касьянов, О.А. Сидуленко, М.М. Штейн. Установка для рентгеновского контроля крупногабаритных объектов (грузовых и легковых автомобилей, контейнеров для морских и авиаперевозок). 6-я Международная конференция «Неразрушающий контроль и техническая диагностика в промышленности»: тез. докл. Москва. 15–17 мая 2007 г. – С. 69–70.
29. С.В. Чахлов, В.Б. Лебедев, Е.Ю. Усачев. Метод сшивки рентгеновских изображений // Контроль. Диагностика. – 2006. – № 2. – С. 34–40.
30. R. Allemand. Les nouvelles technologies d'imagerie medicale // Concours med. – 1996. – 118. – № 35. – P. 11–13.
31. O. Safa Kasap, A. John Rowlands. Direct-conversion flat-panel X-ray image sensors for digital radiography // Proc. IEEE. – 2002. – 90. – № 4. – P. 591–604.
32. M.J. Yaffe, J.A. Rowlands. X-ray detectors for digital radiography // Phys. Med. and Biol. – 1997. – 42. – № 1. – P. 1–39.
33. R.M. Harrison. Digital radiography – a review detector desing // Nucl. Instrum. and Meth. – 1991. – V. A310. – P. 24–31.
34. А.О. Антонов, О.С. Антонов, В.П. Третьяков, М.Б. Штарк. Цифровая рентгенография (опыт практического применения) // Атометрия. – 1996. – № 6. – С. 45–49.
35. А.И. Мазуров. Эволюция приемников рентгеновских изображений // Медицинская техника. – 2004. – № 5. – С. 34–37.
36. Emanuel Nathan. Digital luminescence radiography – a user's guide // Radiographer. – 1997. – 44. – № 2. – P. 124–125.
37. R. Kochakian, B. Valsen, P. Willems. Application limitations for digital radiography // CSNDTJ. – 1999. – 20. – № 1. – P. 6–8.
38. А.А. Майоров. Компьютерная радиография с использованием флуоресцентных запоминающих пластины – что это такое? // В мире неразрушающего контроля. – 2004. – № 3. – С. 42–43.
39. Ф.Г. Горелик, Н.Е. Станкевич. Цифровые рентгенографические системы изображения на основе фотостимулируемых экранов и их сравнение с рентгенографическими комплектами экран-пленка // Медицинская техника. – 2006. – № 5. – С. 10–13.
40. Н.К. Кононов, С.М. Игнатов, В.Н. Потапов, В.Г. Недорезов. Системы получения рентгеновских изображений с высоким пространственным разрешением // ПТЭ. – 2006. – № 5. – С. 156–159.
41. Ю.А. Москалев, А.В. Дмитриева, С.В. Григорьев. Интроскоп для цифровой радиографии с люминесцентными экранами памяти // Контроль. Диагностика. – 2000. – № 9. – С. 24–25.
42. Приборы для неразрушающего контроля материалов и изделий. В 2-х книгах. Кн. 1 / под ред. В.В. Клюева. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Машиностроение. 1986. – С. 488.
43. А.А. Борисов, Ю.А. Вейп, А.И. Мазуров, М.Б. Элинсон. О двух технологиях построения цифровых приемников рентгеновских изображений // Медицинская техника. – 2006. – № 5. – С. 7–10.
44. Н.К. Кононов, В.Н. Потапов, С.М. Игнатов, В.Г. Недорезов. Особенности механизма формирования теневого рентгеновского изображения в сцинтилляционных кристаллах // Дефектоскопия. – 2007. – № 4. – С. 3–11.
45. R. Padgett, C.J. Kotre. Assessment of the effects of pixel loss on image quality in direct digital radiography // Phys. Med. and Biol. – 2004. – 49. – № 6. – P. 977–986.
46. Samei Ehsan, Dobbins James T. (III), Lo Joseph Y., Tornai Martin P. A framework for optimizing the radiographic technique in digital X-ray imaging // Radiat. Prot. Dosim. – 2005. – 114. – № 1–3. – P. 220–229.

47. Aufrechtig Richard, Su Yu, Cheng Yu, Granfors Paul R. Measurement of the noise power spectrum in digital X-ray detectors // Proc. SPIE. – 2001. – 4320. – P. 362–372.
48. Э.Б. Козловский. Особенности построения цифровых рентгенографических аппаратов на основе ПЗС – матриц // Медицинская техника. – 2006. – № 5. – С. 29–30.
49. Б.М. Кантер, Л.В. Владимиров, В.А. Лыгин и др. Исследование цифровых рентгенографических систем регистрации с оптическим переносом изображения // Медицинская техника. – 2006. – № 5. – С. 42–45.
50. M. Strotzer, M. Volk, S. Feuerbach. Experimentelle Untersuchungen und erste klinische Erfahrungen mit einem Flachbilddetektor in der Raiographie // Electromedica. – 1999. – 67. – № 1. – P. 47–52.
51. Е.А. Гусев, В.Г. Фирстов, А.А. Петушков и др. Сканирующий рентгеновский интроскоп с одномерным матричным преобразователем на основе кремневых детекторов излучения // Дефектоскопия. – 1989. – № 7. – С. 38–42.
52. Физика визуализации изображений в медицине. В 2-х томах. Т. 1. / пер. с англ.; под ред. С. Уэбба. – М.: Мир, 1991. – 408 с.
53. С.М. Игнатов, В.Н. Потапов, А.В. Федин и др. Многоэлементная линейка детекторов скintиллятор фотодиод для рентгеноскопических систем // Дефектоскопия. – 1999. – № 2. – С. 46–53.
54. В.Д. Рыжиков, Е.К. Лисецкая, А.Д. Ополонин. Цифровая аудиография для технической диагностики сварных конструкций // Оборуд. и инструм. для профессионалов. – 2005. – № 10. – С. 30–32.
55. V.D. Ryzhikov, D.N. Kozin. On the choice of scintillators for «scintillator – photodiode» detectors for digital radiography // Funct. Mater. – 2004. – 11. – № 1. – P. 205–209.
56. А.П. Борисенко, И.В. Раевский, Ю.Г. Украинцев, Ю.Б. Юрченко. Рентгенодиагностика на основе цифровых сканирующих технологий // Медицинская визуализация. – 2007. – № 2. – С. 130–134.
57. Gupta Nand K., Isaacson Bruce G. Near real time inservice testing of pipeline components // Mater. Eval. – 2001. – 59. – № 1. – P. 55–58.
58. Н.Н. Блинов (мл.), А.Н. Гуржиев, С.Н. Гуржиев и др. Исследование параметров сканирующих рентгенографических систем // Медицинская техника. – 2004. – № 5. – С. 8–11.
59. Н.Н. Блинов (мл.), А.Н. Гуржиев, С.Н. Гуржиев, А.В. Кострицкий. Новый сканирующий малодозовый цифровой флюорограф «ПроСкан-7000» // Медицинская техника. – 2004. – № 5. – С. 47.
60. Б.М. Кантер, В.В. Ключев, Б.И. Леонов, Ф.Р. Соснин. Сканирующие средства радиационного контроля // Дефектоскопия. – 1985. – № 5. – С. 69–75.
61. Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений / Н.Н. Блинов, Е.М. Жуков, Э.Б. Козловский, А.И. Мазуров. – М.: Энергоиздат, 1982. – 200 с.
62. K.K. Bar, R. Gaus, D. Bar. Prufsystem zur In-line Erkennung von Materialfehlern // Ceram. Forum. Int. – 1997. – 74. – № 1. – P. 16–18.