Digital Technologies in the Radiation Inspection

A. A. Maiorov

New digital technologies of radiation inspection – such as computed radiography with multiuse imaging plates and digital radiography on the basis of digital flat panel detector systems, are considered in detail. These technologies are compared with traditional film technology. The most important image quality and informativity parameters of different technologies are discussed. It is shown that computed radiography systems can provide better image quality than that of film systems, and it is attested that in most cases this technology can fully replace film.

Цифровые технологии в радиационном контроле

В течение более 100 лет, прошедших после открытия рентгеновских лучей, их применение для НК основывалось на использовании рентгеновской пленки и специальных пленочных систем (промышленная радиография) и позднее – на использовании рентгенооптических преобразователей (промышленная радиоскопия). По сути, оба эти метода получения изображений являются аналоговыми, хотя в последнее время с развитием компьютерной техники в промышленной радиографии нашла применение техника оцифровки пленочных изображений с целью уменьшения затрат на содержание архивов, а в промышленной радиоскопии стали применять цифровые телевизионные камеры высокого разрешения. Хотя и ту, и другую технологии можно назвать цифровыми (используется компьютер и специальное программное обеспечение), они не будут являться предметом рассмотрения в настоящей статье. Применение оцифровщиков стало обыденным в практике дефектоскопистов (системы ВидеоРен, Унирен, Марс и др.), а радиоскопия с применением цифровых камер детально рассмотрена в [1].

Целью настоящей работы является рассмотрение цифровых технологий, замещающих пленку с требуемым качеством изображения. Мотивацией замены обычно является уменьшение стоимости вследствие уменьшения времен экспозиции и уменьшения стоимости хранения, уменьшения требуемых рабочих площадей и исключения химии из процесса обработки. Такими технологиями являются:

– компьютерная радиография (КР) с «фосфорными» запоминающими пластинами (ЗП) многоразового использования (кавычки означают, что на самом деле в состав запоминающих пластин химический элемент фосфор не входит [2]);
– цифровая радиография (ЦР) с использованием цифровых детекторных систем ЦДС (плоскопанельных и линейных детекторов).

КР начала использоваться около 20 лет назад в медицине для замены пленки и обладает существенными преимуществами перед пленочной технологией:

– не требует фотолабораторий, химикатов, соответствующего персонала и т. п.;
– каждая пластина может использоваться несколько тысяч раз;
– время экспозиции по сравнению с пленкой в несколько раз меньше;
– изображение архивируется в цифровом виде.

Чтобы конкурировать с пленочными системами, в последние годы разработаны высококачественные КР системы, имеющие пространственное разрешение и отношение сигнал/шум, сравнимые при соответствующих дозах облучения с пленочными системами НК.

Цифровая радиография также была использована в первую очередь для замены пленки в медицине. Разработанные для этой цели ЦДС оказали революционизирующее влияние на радиологическую технику. Эти детекторы позволили развить новые, основанные на компьютерных технологиях, приложения. Эти технологические и алгоритмические разработки оказались применимы также и для использования в НК. Имеются в виду новые технологии калибровки ЦДС, которые позволяют практически полностью избавиться от их собственных шумов. Такие возможности отсутствуют у пленочных систем и систем КР с ЗП. Поэтому ЦДС имеют самый низкий уровень шумов в радиографии и открывают путь к новым приложениям, где требуются чрезвычайно высокие чувствительность и контраст изображения в сочетании с возможностью контроля слабых изменений радиационной толщины.

Чрезвычайно важным являются также экономические преимущества ЦДС перед классической пленочной техникой. Гораздо более быстрый процесс обработки и интерпретации при высоком качестве изображения приводит к существенному выигрышу во времени по сравнению с пленкой и/или другими методами НК.

Целью настоящей статьи является обсуждение возможностей новых цифровых технологий, для чего будет прове-

Об авторе

Майоров Александр Аркадьевич

Зам. генерального директора ЗАО «Юнитест-Рентген» (Санкт-Петербург), д-р техн. наук.

HELLING Werkstoffprüfung • Umweltschutz Messgerätetechnik • Sicherheitstechnik
ИНТЕРЮНИС
КРОПУС Научно-Производственный Центр
ТВЕМА

дено сравнение с возможностями пленочной радиографии. Сравнение начнем с классификации существующих детекторов рентгеновского излучения.

Детекторы рентгеновского излучения

На рис. 1 представлена схема, иллюстрирующая основные типы детекторов рентгеновского излучения, применяемых для получения изображения.

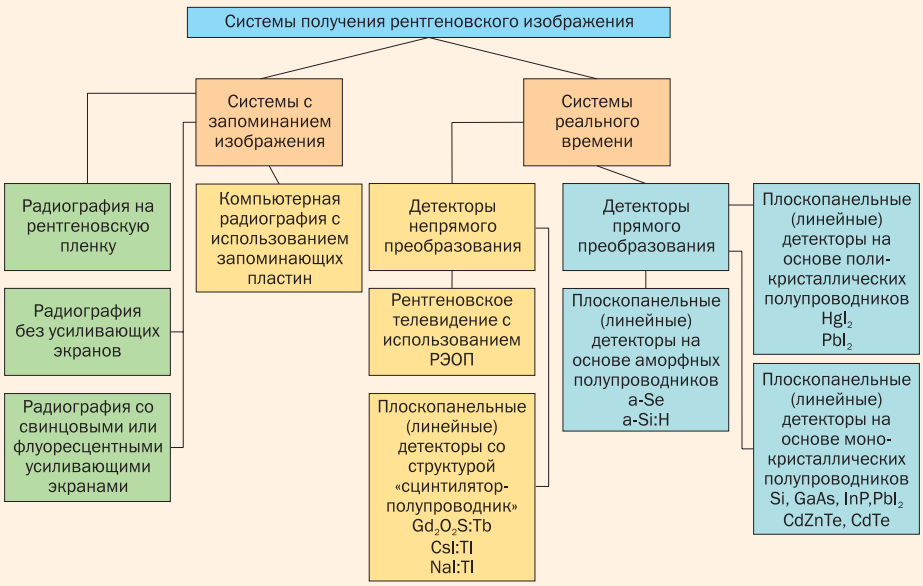


Рис. 1. Типы детекторов рентгеновского излучения

Рентгеновская пленка

Рентгеновская пленка до сих пор является наиболее широко используемым в промышленности детектором 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 компьютерной радиографии для получения изображения вместо пленки применяются специальные гибкие пластины многократного использования. Кассеты с такими пластинами имеют типовые для рентгеновской пленки размеры, например 18 × 24, 18 × 30, 24 × 30, 35 × 43 см, а также аналоги рулонных пленок. Возможна также резка пластин, т. е. считывание и других размеров. Для запоминания изображений в пластине использован слой с фотостимулируемой памятью – сложное химическое соединение. Чаще всего используются соединения типа $BaFBr_xI_{1-x}:Eu^{2+}$.

Цифровые детекторы непрямого преобразования рентгеновского излучения

Начнем обсуждение с детекторов непрямого преобразования, как наиболее часто используемых на практике. Они 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 электронооптическом преобразователе (РЭОП), который создает видимое изображение на выходном люминофорном экране. В качестве плоскопанельных детекторов непрямого преобразования чаще всего используются панели на основе аморфного кремния (aSi). В них используются сцинтилляторы из CsI или Gadolinium Oxisulfide, которые преобразуют рентгеновское излучение в видимый свет. Этот свет затем конвертируется в заряд сенсорами из аморфного кремния (рис. 2). Чувствительность детектора со сцинтиллятором из Gadolinium Oxisulfide будет зависеть от толщины покрытия (рис. 2*а*). Однако при увеличении толщины покрытия из-за рассеяния света ухудшается пространственное разрешение детектора. В какой-то степени от этого недостатка свободны панели с покрытием из CsI (рис. 2 *б*).

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

Ранние эксперименты с aSi показали высокий уровень шума этих панелей. Прогресс в технологии вместе с программными возможностями, позволяющими усреднение по многим кадрам,

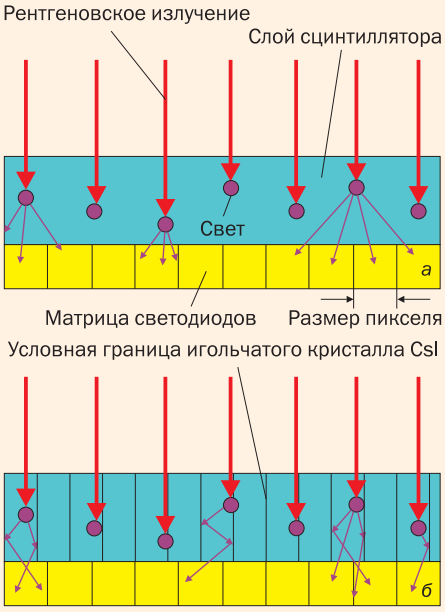


Рис. 2. Схема регистрации рентгеновского излучения плоскопанельным детектором непрямого преобразования на основе аморфного кремния: *а* – со сцинтиллятором из Gadolinium Oxisulfide; *б* – с покрытием из CsI

позволил резко улучшить отношение сигнал/шум. Качество изображений, получаемое сейчас на этих панелях, превышает качество, получаемое на запоминающих пластинах, и приближается к качеству изображения на панелях aSe. Более того, панели из aSi менее чувствительны к свойствам окружающей среды, что делает возможным их применение в полевых условиях и неконтролируемых приложениях. На рис. 3 в качестве примера показаны фотографии некоторых широко используемых в практике детекторов.

Цифровые детекторы прямого преобразования рентгеновского излучения

В детекторах прямого преобразования при воздействии рентгеновского кванта в толще полупроводника сразу генерируются электронно-дырочные пары. Под действием приложенного напряжения возникает электронный ток, который может быть усилен и с помощью считывающей электроники преобразован в изображение (рис. 4).

Наиболее распространенными вариантами ЦДС прямого преобразования

являются панели на основе аморфного селена (aSe) и монокристаллического теллурида кадмия (CdTe). В первом случае сборка тонкопленочных транзисторов (TFT) покрывается аморфным селеном, что позволяет конвертировать рентгеновское излучение напрямую в цифровой сигнал без использования сцинтилляторов или фосфора. Вследствие отсутствия влияния рассеяния и оптимального отношения сигнал/шум качество изображения достигает качества, характерного для среднезернистой пленки. Ограничением селенового детектора является узкий диапазон рабочих температур. Как для работы, так и при хранении детектор нужно поддерживать в температурном диапазоне 5 – 30 °С для того, чтобы избежать разрушения селенового слоя. Также при высоких энергиях (> 180 кэВ) селен склонен к образованию фантомных изображений. Все эти ограничения делают возможным применение aSe панелей в очень специфичных приложениях, где можно строго контролировать необходимые для этих панелей условия работы. Детекторная система прямого преобразования на основе CdTe свободна от ряда недостатков системы на основе aSe. Она может работать в гораздо более широком температурном диапазоне при энергиях рентгеновских квантов до 300 кэВ, обладая при этом в несколько раз большей чувствительностью. На рис. 5 показан один из типов детекторов прямого преобразования.

Рис. 3. Плоскопанельные детекторы RID 1640 производства компании Perkin Elmer (*а*) и FlashScan 33 производства компании Thales (*б*)

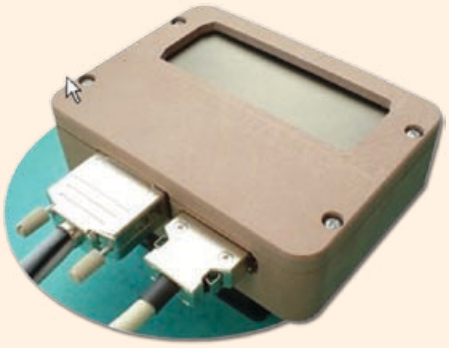


Рис. 5. Плоскопанельный детектор DIC 100 прямого преобразования на CdTe производства компании Ajat

Технологии формирования и считывания сигналов в ЦДС

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. Панели детекторов непрямого преобразования являются типичными сборками фотодиодов на активной TFT-матрице. Для детекторов с прямым преобразованием, детекторный слой располагается прямо на эту матрицу. Матрица TFT-транзисторов представляет собой достаточно простую структуру электронных переключателей (типовая схема для любого типа панелей показана на рис. 6).

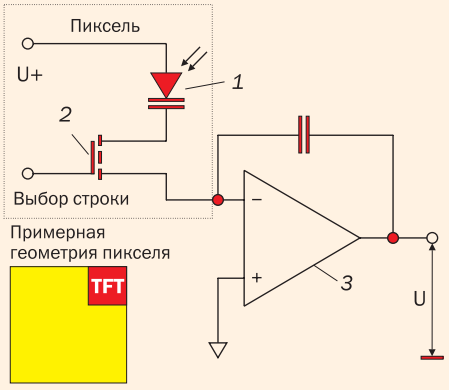


Рис. 6. Схема матрицы TFT-транзисторов: *1* – светодиод; *2* – тонкопленочный (TFT) транзистор; *3* – считывающий усилитель

Емкость каждого светодиода в исходном состоянии заряжена до напряжения *U*+. При облучении светом она разряжается: чем больше света, тем меньше остаточный заряд. При считывании TFT транзистор открывается, и емкость снова заряжается через считывающий усилитель до значения *U*+. Величина заряда измеряется усилителем считывания и в виде напряжения *U* подается на аналого-цифровой преобразователь.

Панели могут быть очень больших размеров (40×40 см). 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. Поскольку процесс производства панелей на базе аморфного материала и TFT-технологии требует специфического оборудования и условий производства, такие панели достаточно дороги.

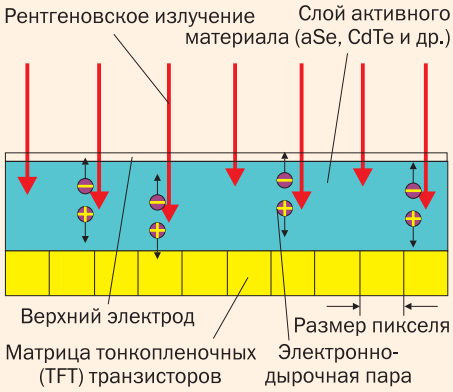


Рис. 4. Схема регистрации рентгеновского излучения плоскопанельным детектором прямого преобразования

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.

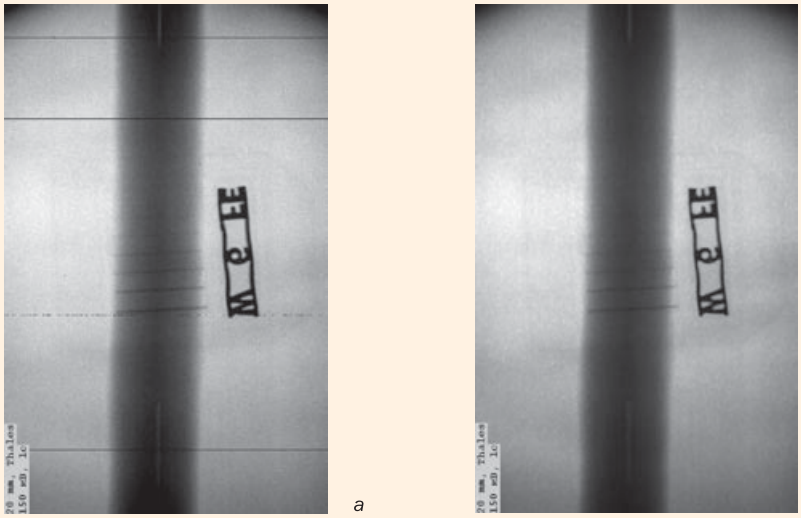
CMOS-технология

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 микрометров). Стоимость таких

панелей хотя еще достаточно высока, тем не менее динамично снижается и скоро, на наш взгляд, станет меньше стоимости РЭОП со сравнимыми характеристиками.

Калибровка цифровых детекторных систем

Калибровка плоскопанельного детектора (наряду с коррекцией «плохих» пикселей) является одной из важнейших операций, обеспечивающих, как будет показано, значения отношения сигнал/шум и контрастной чувствительности, существенно выше, чем в случае других типов детекторов (рентгеновской пленки и запоминающих пластин). Вполне естественные вариации характеристик сенсоров в панели, неоднородности распределения рентгеновского излучения, также как особенности электроники, будут вызывать некоторые различия сигналов от различных пикселей панели. С помощью калибровки можно полностью скорректировать изображения. Обычно калибровка включает захват изображений при полной (светлопольное изображение), средней (среднепольное изображение) и нулевой (темнопольное изображение) дозовых нагрузках. Темнопольное изображение используется для получения, базового, «темнового» сигнала от детектора, который определяется токами фотодиодов, токами утечки тонкопленочных транзисторов и разницей между различными зарядовыми усилителями, используемыми в считывающей электронике. Светлопольное и среднепольное изображения используются для расчета усиления (или отклика) каждого пикселя и соответствующего считывающего усилителя. Одним из источников шума в детекторе является коррелированный линейный шум, который является шумом, присущим одновременно всем пикселям данной строки. Современные программные средства позволяют провести процедуру коррекции этого шума, которая должна приводить к минимизации вариаций, обусловленных этим шумом. Для этого доля сенсоров панели маскируется от сцинтилляционного экрана, и, таким образом, не получает светового сигнала во время рентгеновской экспозиции. Сигнал от этой части панели соотносится с темнопольным изображением для определения коррекции, которая должна быть внесена в каждую строку. Результирующие калибровочные изображения используются для нормализации отклика пикселей.



а б

Рис. 7. Радиографическое изображение сварного шва, полученное с помощью плоскопанельного детектора FlashScan 33 до (*а*) и после интерполяционной корректировки (*б*) «плохих» пикселей

Коррекция «плохих» пикселей

Основными типами «плохих» пикселей можно назвать следующие три:

1. Не усиливающий пиксель, или «мертвый» пиксель. Сигнал от него не зависит от дозы облучения;
2. Сверхчувствительный пиксель. Значение уровня серого для него более чем в 1,3 раза превышает среднее по площадке из 21×21 пикселей;
3. Малочувствительный пиксель. Значение уровня серого для него менее чем в 0,6 раза меньше среднего по площадке из 21×21 пикселей.

Для того чтобы скорректировать «плохие» пиксели, выявляющиеся в виде плохих строк, используется алгоритм коррекции плохих пикселей. Этот алгоритм усредняет сигналы от соседних пикселей, используя это среднее значение для «плохих» пикселей. Каждый пиксель имеет 8 ближайших соседних пикселей (за исключением тех, которые находятся на краю сенсорной панели). Если, по крайней мере, три из них считаются хорошими, тогда возможна операция усреднения их для получения значения «плохого» пикселя. В противном случае «плохой» пиксель не может быть скорректирован правильно. В качестве примера на рис. 7 приведены два изображения, полученные с помощью плоскопанельного детектора FlashScan 33 (данные компании «Юнитест»). Слева (рис. 7*а*) радиографическое изображение сварного шва (сталь20 мм, 150 кВ, 1 с) с характерными непроварами и «плохими» пикселями, проявившимися в виде «плохих» строк. Справа (рис. 7*б*) то же изображение после интерполяционной корректировки.

Сравнение качества изображения различных детекторных систем

Весьма важным при контроле изделий, работающих в зонах повышенного риска, например, в аэрокосмической и атомной промышленности, является оценка верхнего предела качества изображения, получаемого с помощью новых цифровых технологий. Как уже отмечалось, для ЦДС (плоскопанельных и линейных детекторов) разработаны методики калибровки и вычитания собственных шумов, позволяющие получить максимально достижимые отношения сигнал/шум для этих приборов. Такая процедура улучшает контрастную чувствительность настолько, что позволяет контролировать изменение 1/1000 радиационной толщины контролируемого материала. В то же время мы знаем, что стандартная пленочная радиография с использованием пленочных систем (со свинцовым экраном или без него) позволяет достичь контраста 1/100 даже с использованием пленочных систем высшего класса (класс «С1» по общеевропейскому стандарту EN 584-1 или «специальный» по ASTM E 1815). Компьютерная радиография с использованием фосфорных запоминающих пластин является реальной заменой пленочных технологий даже без дополнительного компьютерного улучшения изображения. Сравнение основано на изучении измеренных значений отношения сигнал/шум, пространственного разрешения и сравнения радиографических изображений, как с использованием собственных экспериментальных данных, так и с привлечением данных из других источников.

Основные параметры качества изображения

Радиографическое изображение в соответствии с терминологией [3] описывается следующими главными параметрами качества изображения:

1. **Базовое пространственное разрешение** SRb, измеренное с помощью эталона с двойной проволокой согласно стандарту EN 462-5 и равное половине зарегистрированной нерезкости изображения или эффективному размеру пикселя. Иногда пользуются понятием «**разрешающая способность**», которая определяется из зависимости контраста соседних объектов от расстояния, их разделяющего. Эта зависимость называется

модуляционной передаточной функцией (MTF) или контрастной передаточной функцией. Величина, обратная расстоянию, разделяющему соседние объекты, называется «**пространственной частотой**» и измеряется по аналогии с пленкой в парах линий/мм.

2. **Нерезкость изображения** определяется геометрической нерезкостью, деленной на увеличение (проекционная нерезкость), и нерезкостью детектора, описываемой SRb (равным половине нерезкости детектора).

3. **Отношение сигнал/шум** SNR. Детектор характеризуется нормированным отношением сигнал/шум SNR_{norm} как функции условий экспозиции (экспозиционной дозы и радиационного качества). Нормировка измеренного отношения сигнал/шум на базовое пространственное разрешение необходима, поскольку измеренное значение отношения сигнал/шум увеличивается как квадратный корень от площади детектирующих пикселей (результат статистики Пуассона для рентгеновских фотонов).

4. **Отношение контраст/шум** CNR. В общем случае CNR зависит от отношения сигнал/шум детектора и эффективного коэффициента поглощения материала.

5. **Чувствительность детектирования** (контрастная чувствительность $C_s = 1/CNR$) небольшого изменения радиационной толщины объекта Δw (происшедшей из-за наличия дефекта внутри объекта) определяется отношением контраста (изменения интенсивности сигнала ΔI) к уровню шума изображения (стандартное отклонение от I). CNR для данного Δw может быть рассчитано по формуле: $CNR = SNR(I_{tot})\cdot\Delta w\cdot\mu/(1 + k)$, где μ – коэффициент поглощения; и $k = I_{расс}/I_{перв}$ – коэффициент рассеяния, равный отношению интенсивностей рассеянного и первичного излучений).

6. **Динамический диапазон** (диапазон радиационных толщин объекта, доступных анализу на одном и том же изображении). Поскольку для пленок эта величина фиксирована (ограничена диапазоном оптических плотностей 2 ÷ 4,5 и $\mu_{эфф}$), то она не считается параметром для пленочной радиографии, учитываемым в стандартах. В то же время большой динамический диапазон ЦДС в ряде практических приложений может иметь решающее значение при выборе детектора.

В работе [3] проведен комплекс измерений по определению качества радиографических изображений, получаемых с помощью пленочных систем НК, систем компьютерной радиографии и цифровых детекторных систем. Для демонстрации получаемого с разными детекторами качества изображения использовался один и тот же стандартный образец. Это была стальная пластина толщиной 8 мм со сварным швом с валиком усиления 2 мм, содержащим все типовые дефекты.

Качество изображения, достижимое с пленочными системами

Показано, что SNR_{norm} зависит от класса пленочной системы, но имеет предельное значение (табл. 1). Минимальное значение – 43 (класс C6 при $D - D_0 = 2$, рассчитанная доза 2 мГр), а максимальное – 250 (лучший класс C1, $D - D_0 = 4,5$, рассчитанная доза 60 мГр). Более высокие значения SNR_{norm} не достижимы для пленочных систем согласно стандарту EN584-1, потому что увеличение дозы ведет к увеличению оптической плотности почернения D > 5, а такие изображения практически являются нечитаемыми. Базовое пространственное разрешение пленочной системы определяется качеством излучения (220 кВ с медным фильтром 8 мм), потому что это определяет толщину используемых свинцовых экранов (стандарт EN 444) и разброс электронов, генерируемых свинцовыми экранами для экспозиции пленки. В табл. 2 стандарта EN ISO 14096-2 приводятся значения, подобные SRb для корректной оцифровки пленки при переводе изображения на пленке в цифровую форму.

Качество изображения, достижимое в компьютерной радиографии

Качество изображения, получаемое с помощью КР-систем, классифицируется в соответствии с классами для пленочных систем (табл. 1). Предельные значения SNR_{norm} соответствуют предельным значениям для подобных пленочных систем. Дополнительно к параметрам, характеризующим пленку, вводится базовое пространственное разрешение КР-системы (SRb, мкм, в соответствии со стандартом EN 14874-1). Этот параметр определяет ограниченное пространственное разрешение КР-систем по сравнению с пленкой.

Главным достижением в применении КР в НК для замены пленки при контроле литья и сварки стало появление в последние годы сканера HD CR 35 (Dürr)*.

Требования к КР системам в НК определены стандартами EN 14784-1 и EN 14784-2. Табл. 4 стандарта определяет минимальное пространственное разрешение в зависимости от класса контроля, энергии облучения и толщины объекта контроля. В то время как большая часть содержания стандарта EN 14784-2 подобна EN 444 (основные принципы радиографического контроля), Табл. 4 в EN 14784-2 является нововведением и ограничивает значения пространственного разрешения используемых КР-систем.

Существует еще одно ограничение на качество изображения систем КР. С увеличением экспозиционной дозы максимально достижимое значение SNR_{norm} ограничено. Это вызвано наличием структурного шума используемой запоминаю-

Табл. 1. Параметры для классификации пленочных и КР систем, нормализованных на SNR_{norm}. Классы с различными названиями и в разных стандартах имеют те же пределы

Классы пленочных систем				Минимальное отношение градиента к шуму	Нормализованное отношение сигнала к шуму	Классы систем с запоминающими пластинами	
Общемировой ISO 11699-1	Европейский EN584-1	США ASTM E1815-01	Япония K7627-97	при D=2 сверх D_0	D=2 сверх D_0	Европейский EN14784-1	США ASTM E2446-05
				G_D/σ_D	SNRnorm		
T1	C1	Special	T1	300	130	IP-1	IP-Special
	C2	I		270	117	IP-2	IP-I
T2	C3		T2	180	78	IP-3	
	C4			150	65	IP-4	
T3	C5	II	T3	120	52	IP-5	IP-II
T4	C6	III	T4	100	43	IP-6	IP-III
		W-A	W-A	135			
		W-B	W-B	110			
		W-C	W-C	80			

* Мнение ведущих мировых специалистов, в том числе сотрудников одной из самых авторитетных в мире организаций по неразрушающему контролю – Германского Федерального института по исследованию и тестированию материалов – BAM, а также компаний Yxlon и Юнитест.

HELLING Werkstoffprüfung • Umweltschutz Messgerätechnik • Sicherheitstechnik
ИНТЕРЮНИС
КРОПУС Научно-Производственный Центр
ТВЕМА

щей пластины. Дополнительные шумы в виде дополнительных пульсаций может вносить также сканер. Структурный шум запоминающей пластины связан с неоднородностями фосфорного слоя, связанными с процессом производства. Этот эффект известен также и для флуоресцентных экранов. При высоких экспозиционных дозах вклад квантового шума рентгеновского излучения невелик по сравнению с этими структурными шумами, отсюда возникает ограничение качества изображения.

Пример достижимого качества изображения при контроле сварных соединений приведен на рис. 9. Времена экспозиции достаточно высоки, поэтому шум на изображениях определяется структурным шумом самих КР-систем. Очевидно, что стандартная КР-система имеет худшее качество изображения (как значения SRb, так и SNR_{norm}) по сравнению с лучшей пленочной системой НК, в то время как на HD-CR системе можно получить немного лучший результат, чем на пленочной системе. Согласно EN 14784-2 система HD-CR достигает класса B. Стандартная система не достигает класса A в этом примере.

Качество изображения, достижимое в цифровых детекторных системах

ЦДС-изображения были получены с помощью плоскопанельного детектора XRD 1620 компании Perkin Elmer. Использовались две геометрии просвечивания: 1) тестовый образец находился непосредственно перед детектором (увеличение 1) и 2) тестовый образец находился между детектором и рентгеновской трубкой (увеличение 3,5). Последняя геометрия требует применения минифокусной трубки, чтобы геометрическая нерезкость на детекторе не превышала 200 мкм. На рис. 10 для сравнения представлены изображения одного и того же участка сварного шва на тестовом образце, полученные на пленке и с применением ЦДС.

Из чисто визуального сравнения двух изображений следует, что качество изображения, полученного с помощью плоской панели, выше при гораздо меньших дозовых нагрузках. Для более детального исследования было проведено сравнение изображений (рис. 11) одного и того же участка тестового образца (область шириной 12 мм с выявленными трещинами), приведенных к одному размеру при разных значениях увеличения (увеличение пленочного изображения регулировалось с помощью оцифровщика).

Значительное увеличение SNR_{norm} в ЦДС-технологии позволяет даже при увеличении 1 и базовом пространственном разрешении 200 мкм выявлять микротрещины, которые на пленке (с гораздо лучшим SRb ≈ 50 мкм) находятся на уровне шумов. При увеличении 3,5 (рис. 11, правое изображение, предполагаемое SRb = 70 мкм) можно различить гораздо больше деталей по сравнению с пленкой. Это улучшение качества изображения основано на увеличении SNR_{norm} по сравнению с пленочной технологией. Улучшенное SNR для ЦДС позволяет детектировать элементы с размерами, гораздо меньшими размера пикселя! На рис. 12 показаны два изображения одного и того же участка, полученные на пленке и плоской панели. Слева на пределе различима проволока W16, справа – W19 (50 мкм) при размере пикселя 200 мкм! Этот эффект называется субпиксельным разрешением. Недостаточное SRb компенсируется высоким SNR

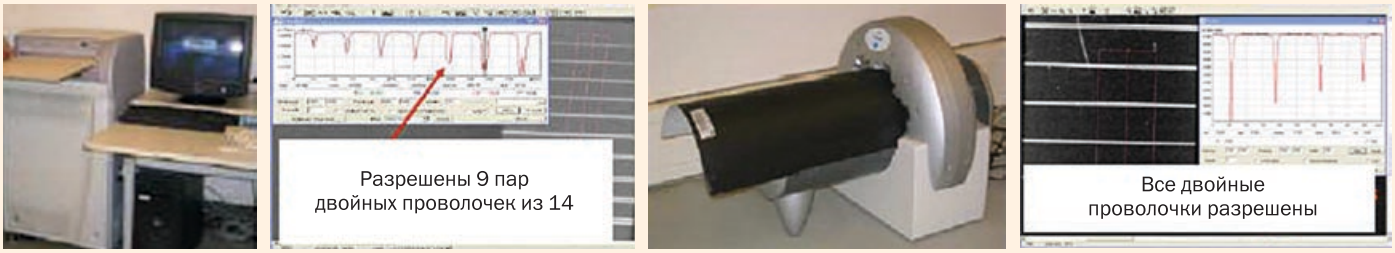


Рис. 8. Примеры КР систем и их измеренные базовые пространственные разрешения: слева – Dynamix XG-1 Fujifilm, SRb = 130 мкм для стандартной КР-системы с ограниченным пространственным разрешением (толстая IP, высокая скорость, IP в жесткой кассете, автоматизированная загрузка, размер пикселя 100μ); справа – система высокого разрешения HD-CR 35 NDT, Dürr, SRb = 40 мкм (ручная загрузка ЗП, разрешение 12μ, тонкая, голубая HD-IP)

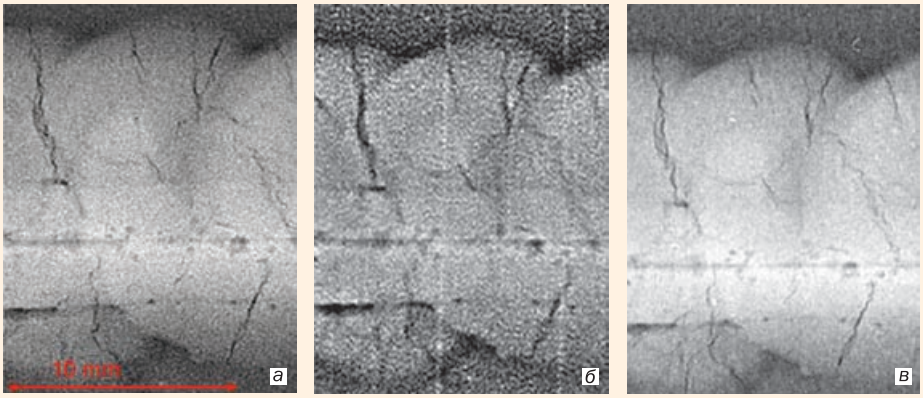


Рис. 9. Сравнение рентгеновских изображений участка тестового образца, полученных: *а* – на лучшей пленочной системе C1 (SNRnorm =246; SRb = 40 мкм); *б* – на стандартной КР-системе (SNRnorm = 145; SRb = 130 мкм); *в* – с помощью системы HD-CR (SNRnorm = 290; SRb = 40 мкм)

Как уже упоминалось, максимально достижимое значение SNR_{norm} для пленочной системы наивысшего класса ограничено максимальным рабочим диапазоном негатоскопов и оцифровщиков с максимальным значением плотности почернения $D = 4{,}7$. Это также ограничивает максимально возможную дозу облучения. Более высокие значения SNR_{norm} (больше 250) потребуют больших экспозиционных доз. Но пленки в принципе не читаемы при плотностях $D > 5$. В случае КР-систем качество изображения ограничено их структурным шумом. Максимальное значение SNR_{norm} для современных КР-систем пока не может быть выше 300. Эти ограничения SNR_{norm} для пленочных и КР-систем преодолеваются для ЦДС следующим образом: перед насыщением ЦДС-изображение может быть считано, ЦДС обнулена и может быть начат новый цикл экспозиции. Все изображения, полученные в таких циклах, могут усредняться в компьютере с получением окончательного усредненного изображения. Таким образом, время экспозиции может увеличиваться без какого-либо предела.

SNR_{norm} будет увеличиваться как квадратный корень из числа усредненных изображений и/или как квадратный корень дозы. Время экспозиции такого цикла может продолжаться без какого-либо технического предела. SNR_{norm} будет линейно расти как квадратный корень дозы (эквивалентно времени экспозиции или количеству усредненных изображений). В [3] проведен детальный расчет SNR_{norm} при различных условиях просве-

чивания для детектора DIC100TL компании Ajat. Получены значения SNR_{norm} до нескольких тысяч.

Однако такие высокие значения SNR_{norm} обычно не достигаются в радиографической практике. Существуют практические ограничения: отклонения в чувствительности отдельных пикселей ЦДС ограничивают достижимое значение SNR на изображении. Не может быть достигнуто какого-либо дальнейшего улучшения SNR_{norm}, если пуассоновский шум рентгеновских квантов уменьшили в результате многократного усреднения до уровня ниже разницы между соседними пикселями. SNR_{norm} ограничено структурным шумом детектора. Здесь та же самая причина, что и в КР.

Однако ЦДС имеет существенное преимущество перед КР, о котором говорилось в разделе «калибровка»: пиксели цифровой детекторной системы расположены в матрице, их положение фиксировано в процессе экспозиции и считывания. Поэтому небольшие отличия между пикселями (в чувствительности или в условиях вывода сигнала) приемлемы и могут быть точно измерены. Поскольку эти изменения стабильны во времени, возможна компенсация разницы между различными пикселями с помощью соответствующего программного обеспечения в процессе калибровки.

Такая калибровка ЦДС является ключом к улучшению контрастной чувствительности и высокому отношению сигнал/шум вследствие уменьшения структурного шума ЦДС. По сравнению со «стандартной калибровкой», предусматривающей однократную компенсацию в условиях вывода сигнала и усиления изображения, можно произвести многократную корректировку усиления, приводящую к гораздо большему увеличению SNR_{norm} за счет компенсации различий между отдельными пикселями. Таким образом, для ЦДС с помощью хорошей калибровки можно преодолеть ограничения на величину SNR_{norm}, существующие для пленочной и КР-технологий.

Преимущество калибровки состоит не только в увеличении SNR, но и в уменьшении времени экспозиции. Требуемое качество изображения определяет необходимое время накопления. По сравнению с однократной калибровкой адаптивная многократная калибровка позволяет получить изображение с тем же самым отношением сигнал/шум за гораздо меньшее время накопления. Авторы [3] исследовали достижимые значения SNR_{norm} при различных видах калибровки для детектора Hamamatsu, C7942 (экспозиция при 120 кВ, 7 мА, фильтр – 30 мм Al). Показано, что если задача требует, чтобы SNR было 500, то этого можно достичь за 250 с при однократной калибровке и всего за 15 с при многократной.

Показано также, что реальные значения SNR_{norm} (в отличие от расчетных) ограничены. Все кривые достигают насыщения. Причина этого или в наличии структурного шума детектора уже после калибровки, или в неоднородности материала самого объекта контроля. По той же причине наступает ограничение минимального детектируемого значения изменения толщины материала в процентах от толщины объекта. Эта контрастная чувствительность ограничена значением 0,1 %, что соответствует SNR_{norm} примерно 1000. Увеличение времени экспозиции от 60 до 600 с изменяет ситуацию очень незначительно. Таким образом, цифровые детекторные системы позволяют проводить НК с гораздо лучшей

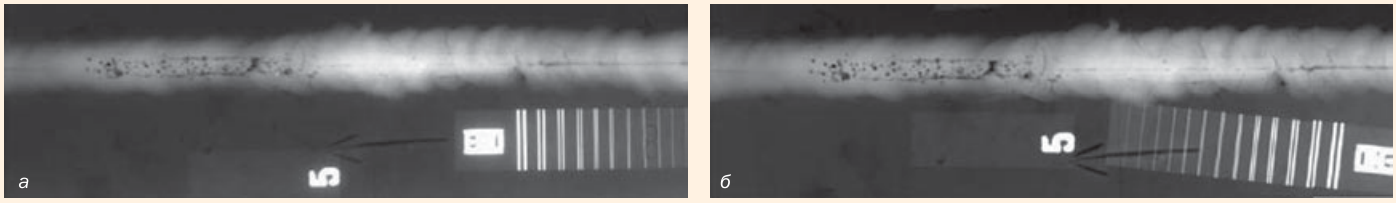


Рис. 10. Изображения сварного шва тестового образца (увеличение 1): *а* – оцифрованное на системе Primescan 7100 согласно стандарту EN ISO 14096 с лучшей пленочной системы класса С1 в соответствии со стандартом EN 584-1 (150 кВ, 5 мА, фокусное расстояние 1000 мм, время экспозиции 330 с); *б* – полученное с помощью плоскопанельного детектора XRD 1620 фирмы Perkin Elmer (геометрия 1, 160 кВ, 6,2 мА, фокусное расстояние 1000 мм, время экспозиции 60 с

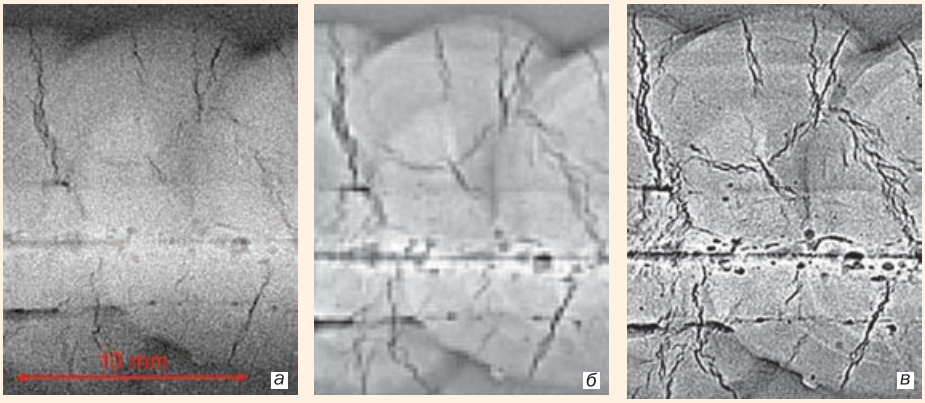


Рис.11. Сравнение качества изображения: *а* – на пленке класса С1; *б* – ЦДС (без увеличения, размер пикселя 200 мкм); *в* – ЦДС с проекционным увеличением 3,5

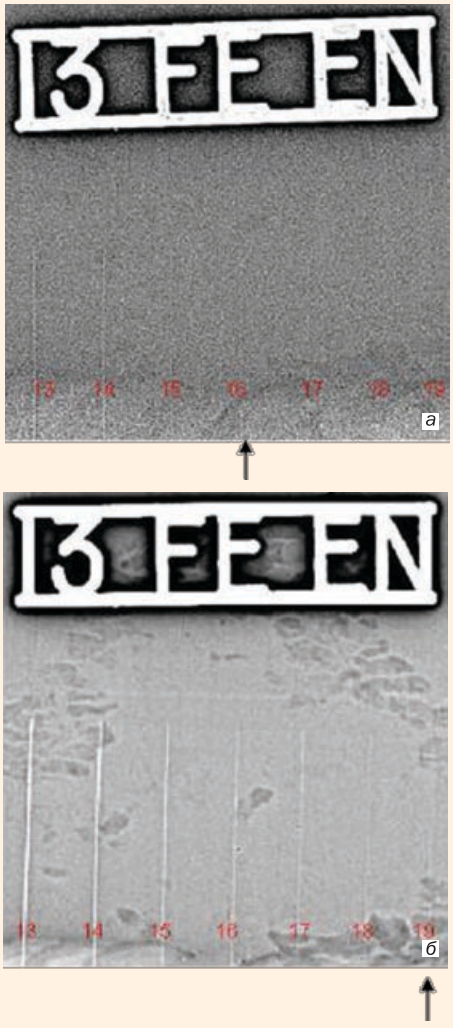


Рис. 12. Сравнение качества изображения по проволочному индикатору согласно стандарту EN 462-1 для пленки (*а*) и ЦДС-системы (*б*) при толщине 8 мм (изображения получены с применением фильтра для лучшей визуализации).

контрастной чувствительностью, чем прописано в стандартах по радиографии. Это подтверждается и нашими экспериментами с плоскопанельным детектором FlashScan 33 производства компании Thales. Рис. 13 показывает зависимости чувствительности контроля, определенной с помощью ступенчатого эталона на образцах нержавеющей стали различной толщины.

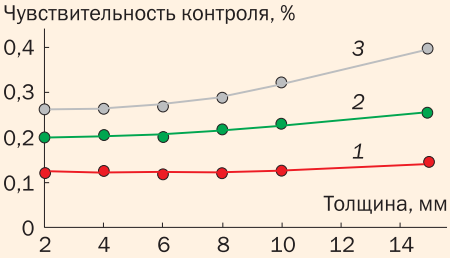


Рис. 13. Предел обнаружения изменения толщины нержавеющей стали (при толщинах от 2 до 15 мм) и различных временах накопления (детектор FlashScan 33 Thales; 150 кВ, 5 мА, фокусное расстояние 800 мм): *1* – 60; *2* – 15; *3* – 1,5 с

Выводы

Детально рассмотрены новые цифровые технологии в радиационном контроле – компьютерная радиография с использованием многоразовых запоминающих пластин и цифровая радиография на базе плоскопанельных цифровых детекторных систем. Проведено сравнение этих технологий с традиционной пленочной технологией. Обсуждены важнейшие параметры, характеризующие качество и информативность изображения при использовании различных технологий. Показано, что с помощью систем компьютерной радиографии можно получать качество изображения, несколько лучшее по сравнению с пленочными системами, и подтверждено, что эта технология в большинстве практических случаев позволяет полностью заменить пленку. Показано, что применение цифровых детекторных систем (плоскопанельных и линейных детекторов), позволяет получить существенно более высокое качество изображения, чем в пленочных и КР системах, что стало возможным в результате операций калибровки детекторов. Показано, что использование цифровых детекторных систем позволяет снизить предел обнаружения изменения толщины материала до 0,1 %. Показано, что вследствие высокого отношения сигнал/шум, присущего цифровым детекторам, возможна индикация дефектов, существенно меньших по размеру, чем пиксель.

Отмечая новые, прорывные возможности цифровых детекторов, необходимо упомянуть и о некоторых ограничениях, присущих этой технике. Она требует очень аккуратного обращения, критична к условиям окружающей среды, поэтому используется пока в полулабораторных условиях (специализированные радиографические комплексы, компьютерная томография). Кроме того, будущее цифровой радиографии в значительной степени будет зависеть от того, как на технологическом уровне будут решаться проблемы с «плохими» пикселями и надежностью этой техники в целом.

Литература

1. Майоров А. А. Рентгеновское телевидение в промышленном НК. – В мире НК. 2007. № 1(35). С. 4–9.

2. Майоров А. А. Компьютерная радиография с использованием флуоресцентных запоминающих пластин – что это такое? – В мире НК. 2004. № 3 (25). С. 42–43.

3. Zscherpel U., Ewert U., Bavendiek K. Possibilities and Limits of Digital Industrial Radiology: – The new high contrast sensitivity technique – Examples and system theoretical analysis. – In: Proc. Internat. Symp. Digital Industrial Radiology and Computed Tomography. – Lyon: June 25 – 27, 2007.

Статья получена 6 августа 2009 г.

Другие статьи на тему цифровой радиографии можно посмотреть в разделе Статьи.