

ЦИФРОВАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ С ПРИМЕНЕНИЕМ КОМПОЗИТНЫХ ЭКРАНОВ ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ В ПРОМЫШЛЕННОСТИ И МЕДИЦИНЕ

Е. Ф. ВОРОНКИН¹, Р. О. ПАСТОВЕНСКИЙ²

¹Институт сцинтилляционных материалов, НТК «Институт монокристаллов», НАН Украины. 61001, г. Харьков, пр-т Науки, 60. E-mail: voronkin@isma.kharkov.ua

²ИЭС им. Е. О. Патона НАНУ. 03680, г. Киев-150, ул. Казимира Малевича, 11. E-mail: office@paton.kiev.ua

Показана возможность применения дисперсных сцинтилляторов большой площади для дефектоскопии изделий из металла, взамен рентгеновской пленки, на основе сцинтилляционных экранов ZnSe:Al, характеризующихся максимумом люминесценции в области фотопоглощения селенида цинка. Приведены экспериментальные данные о зависимости поглощения рентгеновского излучения образцами с использованием сцинтилляционных экранов на основе халькогенидного сцинтиллятора селенида цинка и ЭРС-С-2А от толщины образца при ускоряющем напряжении. Показана перспективность применения композитных экранов из селенида цинка при визуализации биологических объектов, что свидетельствует о возможности использования этих экранов в томографических медицинских системах. Библиогр. 12, табл. 3, рис. 7

Ключевые слова: неразрушающий контроль, сцинтилляционные экраны, дефектоскопия

Цифровая рентгенография (флюорография) относится к тем методам, при которых изображение формируется и обрабатывается исключительно ЭВМ [1]. В устройствах данного типа происходит преобразование лучевого рельефа в набор цифровых данных. То есть на каждой единице площади аналогового изображения цифровая система рассчитывает среднюю оптическую плотность и ставит ей необходимые числовые значения. Таким образом, получается изображение в виде цифровой матрицы. Единицей площади цифрового изображения является пиксель, который имеет на матрице собственные пространственные координаты. На цифровом носителе содержится информация о координатах и оптической плотности каждого пикселя.

Цифровые снимки в сравнении с аналоговыми пленочными носителями гораздо проще изучать, обрабатывать и хранить [2]. В отличие от пленочных, цифровые флюорографы работают в режиме реального времени и выдают снимки практически мгновенно. При большом количестве снимков, их можно паковать в архив, что дает возможность в любое время анализировать прогресс или регресс в течение заболевания. Цифровые фото можно отправлять по электронной почте без потери качества снимка (256 оттенков серого цвета) для консультирования со специалистами [3, 4].

Сейчас практикуют несколько вариантов получения теневого рентгеновского изображения. Основные отличия заключаются в вариантах получения снимка – с плоского сцинтилляционного экрана или методом сканирования линейным

детектором – рентгеновский сканер. Их отличие состоит во временных рамках исследования и алгоритме обработки сигналов фотодетекторов. Сканирующие матричные флюорографы послойно просвечивают объект, составляя на мониторе общую картину. Матричные флюорографы проводят экспозицию за сотые доли секунды, что очень важно, когда пациент по той или иной причине не может задержать дыхание даже на непродолжительное время. Моментальное фото грудной клетки матричного флюорографа получается очень качественное, потому что на него не влияют такие «отвлекающие» моменты, дающие ложные данные, как: пульсирующие движения сердца, аорты и крупных кровеносных сосудов.

Принципиальным отличием ПЗС-детекторов от рентгеновского экрана является формирование теневого изображения с помощью системы линз (объектива) со светящегося экрана размером 400×400 мм. При этом система линз и зеркал уменьшает изображение до размера матрицы ПЗС.

Системы с плоским экраном также применяются в дефектоскопии, где допустимо достаточно большое время экспозиции объекта.

Рентгеновские сканеры с применением детекторов типа сцинтиллятор-фотоприемник широко используются на транспорте в системах досмотра багажа пассажиров, при грузоперевозках и в почтовых отделениях. В настоящее время идет разработка разнообразных видов полупроводниковых детекторов, однако они не нашли широкого применения из-за высокой стоимости и недостаточной радиационной стойкости.

Исходя из этого можно заключить, что визуализация внутренней структуры объектов с помощью сцинтилляционных детекторов является важной и многогранной задачей, а параметры детекторов в значительной степени определяют качество получаемых изображений.

В настоящей работе приведены сравнительные данные традиционных и новых типов композитных сцинтилляционных экранов на основе халькогенидных оксисульфидных и вольфраматных люминофоров и дана оценка эффективности их применения в цифровой рентгенографии [5–7].

Отличительные особенности сканирующих и экранных систем. Как указано выше, отличие заключается в детекторах рентгеновского излучения, применяемых в аппаратах. Если взять линейный рентгеновский детектор размером около 400 мм, перемещая который вдоль пациента одновременно с веерообразным рентгеновским излучением можно просмотреть площадь 400×400 мм и более. Такие сканирующие системы имеют такие достоинства и недостатки:

Достоинства:

1. Сканирование объектов большой протяженности.
2. Возможность применения мультэнергетических детекторов, что позволяет различать материалы с разным атомным номером (органику и неорганику).
3. Возможность получения объемного отображения объекта при спиральном сканировании (применяется в томографии).

Недостатки:

1. Сложность математической обработки сигналов для реконструкции теневого рентгеновского отображения.
2. Высокие требования к механическим устройствам сканирования по вибрации и равномерности перемещения.
3. Размытие отображений движущихся объектов, например при обследовании сердца пациента.

В детекторах сканирующих систем чаще всего применяют сцинтилляционные кристаллы или керамику. Их характеристики, представленные в табл. 1, мы рассмотрим далее.

Для экранных систем характерно малое время экспозиции – сотые доли секунды. Это обязательное требование медиков при исследовании органов грудной клетки. Даже в том случае, когда пациент правильно задерживает дыхание остается пульсация аорты, сердца и крупных сосудов. Поэтому при цифровой флюорографии легких крайне важно производство «моментального» снимка, с четкой границей сосудов и сердца. Важнейшими элементами экранных рентгенографических систем являются сам рентгеновский экран и фотоприемник. Качество рентгеновского отображе-

ния на экране монитора зависит не столько от разрешающей способности рентгеновского экрана и фотоприемника, сколько от соотношения трех параметров: конверсионная эффективность люминофора, зернистость или размер частиц экрана, динамический диапазон (градационная разрешающая способность – количество уровней серого) у экрана и фотоприемника.

Теоретически, чем большее количество пикселей у фотоприемника, тем выше разрешающая способность. Однако важным является снижение дозовой нагрузки на пациента. Уменьшить дозу и не потерять динамический диапазон изображения (число градаций оттенков серого) можно за счет высококачественной оптики и сложного алгоритма обработки изображения. Более дешевая (читай, менее качественная) оптика не дает возможности снизить дозу облучения пациента и не потерять динамический диапазон, и, как следствие, ухудшается качество «картинки» несмотря на большую разрешающую способность.

Говоря о флюорографии органов грудной клетки необходимо иметь в виду, что для их рентгенологического отображения гораздо важнее возможность передачи большего количества полутонов – градаций оттенков серого (т. е. малоконтрастных плохо очерченных образований, диаметром около 1 мм), чем способность передавать мелкие контрастные детали.

Сравнительные характеристики люминофоров. Интенсивность люминесценции экрана зависит от квантового выхода сцинтиллятора, толщины поглощающего слоя и прозрачности экрана к собственному излучению. Для повышения светового выхода экрана необходимо использовать толщину слоя сцинтилляционных частиц оптимальную с точки зрения эффективности поглощения рентгеновских квантов и выхода светового сигнала на фотоприемное устройство. Для обеспечения высокого пространственного разрешения сцинтиллятор должен обладать высоким контрастом теневого изображения а фотоприемное устройство – необходимым пространственным разрешением и максимальной чувствительностью в области максимума люминесценции люминофора. В табл. 1 приведены сравнительные параметры традиционных и новых типов люминофоров, применяемых в рентгеновских детекторах. Эти параметры дают представление о светимости (световыход, λ_{max}), поглотительной способности рентгеновских квантов (плотность и $Z_{\text{эфф}}$), условиях светособирания (показатель преломления и коэффициент ослабления собственного излучения), радиационной стойкости к рентгену и кинетике сцинтилляционного сигнала (время высвечивания и уровень послесвечения через 3 миллисекунды после прекращения рентгеновского импульса).

Таблица 1. Сравнительные данные параметров рентгеновских сцинтилляторов

Параметр	CsI(Tl)	CdWO ₄	ZnWO ₄	Gd ₂ O ₂ S:Pr,Ce,F	Gd ₂ O ₂ S:Tb	Lu ₂ SiO ₅ :Ce (LSO:Ce)	ZnSe:Al
Абсолютный световыход, фот./МэВ при 662 кэВ ($\cdot 10^3$)	56	20	14	35	60	30	60
Плотность, г/см ³	4,51	8,28	7,87	7,3	7,3	7,41	5,42
Эффективный атомный номер, $Z_{эфф}$	54	66	61	62	62	66,4	33
$T_{плавления}$, °C	894	1325	1200	Разлаг.	Разлаг.	2150	1520
Показатель преломления	1,79	2,3	2,2	2	2	1,82	2,5
Максимум излучения, λ_{max} , нм	550	495	490	520	550	420	610
Коэф. ослабления собственного излучения, см ⁻¹	0,05	0,03	0,05	1	0,6	0,04	0,3
Радиационная стойкость, рад	10 ⁶	10 ⁶	10 ⁵	10 ⁷	10 ⁷	10 ⁸	10 ⁷
Время высвечивания, мкс	6	5	3	4	600	0,04	2
Послесвечение через 3 мс, %	20	0,1	0,2	0,1	1	0,5	0,1

Для технической дефектоскопии, в которой допустимы большие флюэнсы высокоэнергетических рентгеновских квантов, необходимо применять люминофоры высокой плотности и с большим атомным номером, такие как CdWO₄, ZnWO₄, Lu₂SiO₅:Ce, Gd₂O₂S:Tb (см. табл. 1). Для ряда люминофоров, которые не разлагаются при плавлении (CdWO₄, ZnWO₄, Lu₂SiO₅:Ce), возможно получение экранов в виде кристаллов. Оксисульфиды применяются в виде монодисперсного порошка, распределенного в полимерном связующем, или в виде керамики. Для сцинтилляционных веществ, приведенных в таблице, характерны высокая радиационная стойкость, удовлетворительные кинетические параметры (кроме Gd₂O₂S:Tb), удовлетворительное согласование со спектром чувствительности кремниевых фотоприемников для ZnSe:Al, Gd₂O₂S:Tb, Gd₂O₂S:Pr,Ce,F.

Особенности применения композитных сцинтилляторов в цифровой рентгенографии. В связи с необходимостью дефектоскопии объектов в режиме реального времени с применением видеорегистрации высокого разрешения и развитием мультиэнергетических методик регистрации теневых изображений возникли новые требования к параметрам сцинтилляторов. Это ужесточение требований к кинетике люминесценции, симбатный характер изменения световыхода с температурой, радиационная стойкость сцинтилляторов не ниже 10⁶ рад. При этом энергетическая зависимость световыхода сцинтилляторов существенно зависит от толщины образца, эффективного атомного номера ($Z_{эфф}$) и прозрачности к собственному излучению.

На рис. 1. приведены зависимости световыхода керамического и кристаллических сцинтилляторов от анодного напряжения. При 50 кВ максимальный сигнал у селенида цинка толщиной 0,6

мм. С увеличением напряжения анода от 50 до 130 кВ световыход этого образца практически не изменяется по причине поглощения в нем только низкоэнергетической части рентгеновского сигнала.

Нами были проведены сравнительные испытания разных образцов сцинтилляционных экранов как изготовленных нами, так и выпускаемых промышленностью. Экраны испытывали в диапазоне энергий радиационного излучения от 30 до 120 кэВ. Для сравнения в тех же режимах и для тех же толщин провели тестирование медицинского экрана ЭРС-С-2А. Определяли чувствительность радиационного контроля по канавочному индикатору чувствительности для различных толщин и энергий излучения. В качестве источника рентгеновского излучения использовался рентгеновский аппарат РАП 150/300 с фокусным пятном 3,2 мм, что для рентгенографии не является подходящим. Результаты получены на нашем не серийном обо-

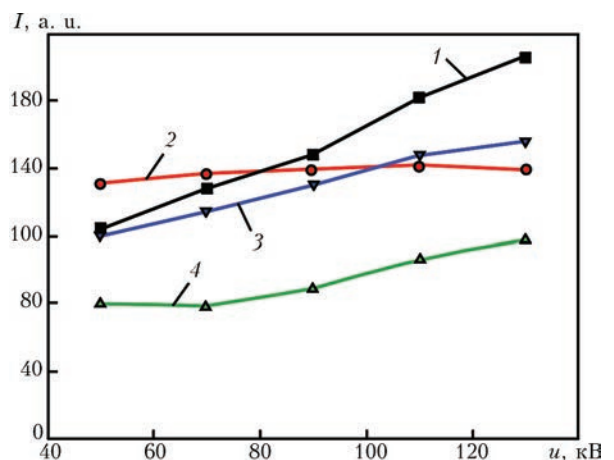


Рис. 1. Зависимость уровня светового выхода керамики: 1 – GOS (2,0 мм); 2 – ZnSe (0,6 мм); 3 – ZnSe (4,0 мм); 4 – CsI(Tl) (4,0 мм), измеренного при постоянном токе рентгеновского излучателя, от варьирования анодного напряжения в диапазоне 50...130 кВ

рудовании (рис. 2) с использованием аппаратного видеопроцессора для статистической обработки теневого рентгеновского изображения методом накопления для фильтрации флуктуационных шумов рентгенотелевизионного канала. Кроме того, видеопроцессор позволяет документировать рентгенограммы в электронном виде. По результатам испытаний и полученным изображениям тест-объектов можно сделать выводы относительно эксплуатационных характеристик работы экранов.

Как показали приведенные ниже результаты испытаний, наиболее эффективным преобразователем теневого рентгеновского изображения в видимое оказался экран № 1 – первый мелкодисперсный сцинтилляционный экран (табл. 2). На втором месте со значительным отставанием по эффективности идет экран ЭРС-С-2А (табл. 3).

Второй экран размывает изображение, т. е. не обеспечивает разрешающую способность. Это связано с высоким коэффициентом рассеивания экрана, что хорошо заметно на рентгенограммах эталона чувствительности при одинаковых параметрах просвечивания.

Обе рентгенограммы получены при одинаковых условиях просвечивания. На рис. 3 четко видны контуры индикатора чувствительности и 6 канавок. Кроме того, на изображении четко видны пятна окислов на металле, что свидетельствует о высокой чувствительности экрана к незначительным изменениям плотности контролируемого изделия.

На рис. 4. видно размытие контура индикатора и практически не видны канавки. Это связано с размытием теневого рентгеновского изображения в

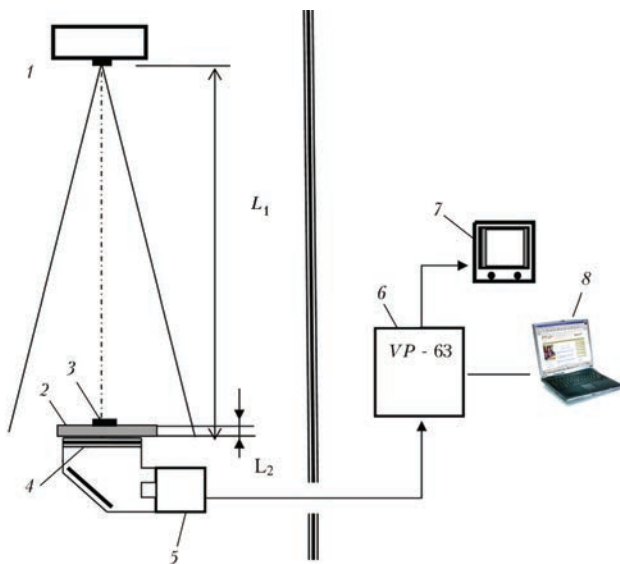


Рис. 2. Схема и состав оборудования для исследования параметров рентгеновских экранов: 1 – источник рентгеновского излучения; 2 – пластина алюминия (толщина изменяется); 3 – индикатор чувствительности А1 № 1; 4 – рентгенооптический преобразователь (экран); 5 – телевизионная передающая камера; 6 – видеопроцессор; 7 – телевизионный монитор; 8 – компьютерный блок обработки и архивирования рентгенограмм; L_1 – расстояние от излучателя до образца; L_2 – толщина пластины

структуре самого экрана. Кроме того, более заметна сама структура экрана. Экран под рентгеном светится, но не обеспечивает достаточную разрешающую способность и чувствительность контроля.

Ниже представлены зависимости чувствительности радиационного контроля изделий из алюминия по канавочному индикатору для различных толщин материала и различных энергий ионизирующего излучения при использовании двух типов экранов: № 1 и медицинский ЭРС-С-2А.

Таблица 2. Эффективность преобразования теневого рентгеновского изображения в видимое на мелкодисперсном экране № 1. Просвечиваемый материал – алюминий

Ускоряющее напряжение, кВ	Чувствительность контроля (%) при толщине (мм) контролируемого объекта + толщина индикатора чувствительности(2 мм)					
	5	8	11	14	19	24
30	12	–	–	–	–	–
40	4	6,25	18	–	–	–
50	2	3,75	4,5	4,3	–	–
60	2	2,5	2,7	2,9	10	–
70	1,5	1,5	1,8	2,1	3,1	1,7
80	1,5	1,25	0,9	1,4	1,6	1,7
90	1,5	1,25	0,9	0,7	1	1,3
100	–	2,5	0,9	0,7	1	1,7
110	–	3,75	0,9	0,6	0,5	2
120	–	–	0,9	0,6	0,5	2
130	–	–	1,8	1,4	1	–

Таблица 3. Эффективность преобразования теневого рентгеновского изображения в видимое на медицинском экране ЭРС-С-2А. Просвечиваемый материал – алюминий

Ускоряющее напряжение, кВ	Чувствительность контроля (%) при толщине контролируемого объекта (мм)				
	5	8	11	14	19
30	12	–	–	–	–
40	6	25	18	–	–
50	5	4	3,6	14	–
60	5	3	3,6	2,1	10
70	4	3	2,7	1,4	10
80	3	2,5	1,8	2,1	10
90	2	2,5	1,8	2,1	10
100	4	2,5	1,8	2,1	10
110	–	2	1,8	1,8	3,2
120	–	–	1,8	1,4	3,2
130	–	–	–	1,8	3,2

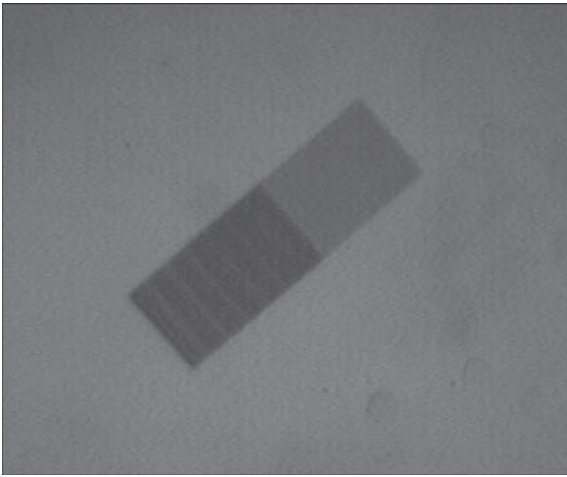


Рис. 3. Рентгенограмма индикатора чувствительности № 1 на алюминии $H = 3$ мм, полученная с помощью первого экрана

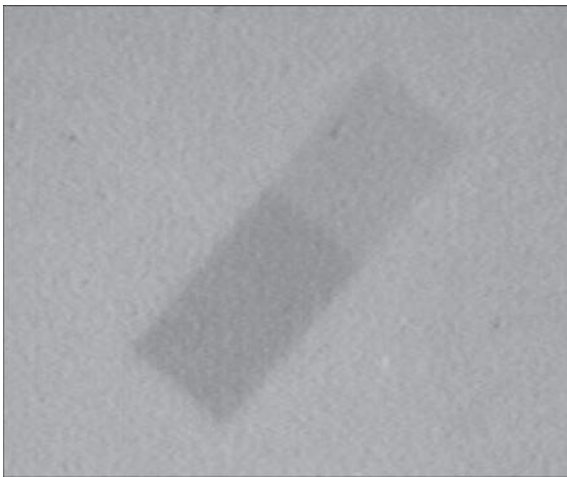


Рис. 4. Рентгенограмма индикатора чувствительности № 1 на алюминии $H = 3$ мм, полученная с помощью второго медицинского ЭРС-С-2А экрана

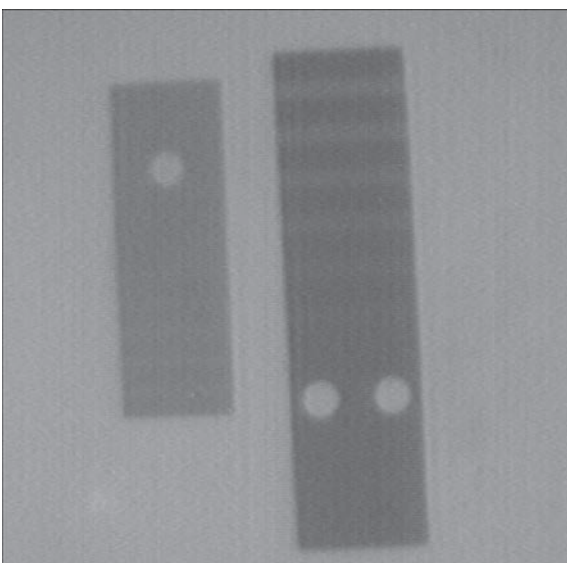


Рис. 5. Рентгенограмма индикаторов чувствительности № 1 и № 2 стали толщиной 4 мм при энергии рентгеновского излучения 140 кэВ

Приведенные характеристики позволяют оценить эффективность преобразования теневого рентгеновского изображения в видимое экранами, а также определить рабочий диапазон энергий, в котором экран позволяет получить наилучшую чувствительность радиационного контроля качества с недостаточной яркостью свечения экрана и при этом проявляются весьма существенно структурные шумы экрана и ПЗС-матрицы. Верхний предел динамического диапазона определяется насыщением экрана, т. е. при увеличении энергии излучения яркость свечения не увеличивается, что приводит к уменьшению контрастности изображения и потере элементов изображения с малым перепадом плотности. Другими словами, начинают пропадать наименьшие канавки индикатора чувствительности на рентгенограмме.

На рис. 5, приведенном для экрана № 1, четко различимы 5 канавок индикатора № 1, что соответствует чувствительности 3,3 %. На стали толщиной 9 мм при напряжении 140 кэВ видны 4 канавки индикатора № 1, что соответствует чувствительности 2,7 %.

Полученные результаты позволили при непосредственном участии сотрудников Института электросварки им. Е. О. Патона НАН Украины Троицкого В. А. и Бухенского В. Н. создать на основе мелкокристаллического сцинтилляционного экрана промышленную переносную установку для контроля сварных швов (рис. 6).

При выполнении рентгенографических исследований биологических объектов необходимо получать информацию о морфологии (кости скелета, мягкие ткани, сосуды). Основными требованиями, предъявляемыми к изображению, являются высо-



Рис. 6. Внешний вид переносной установки для неразрушающего контроля сварных швов

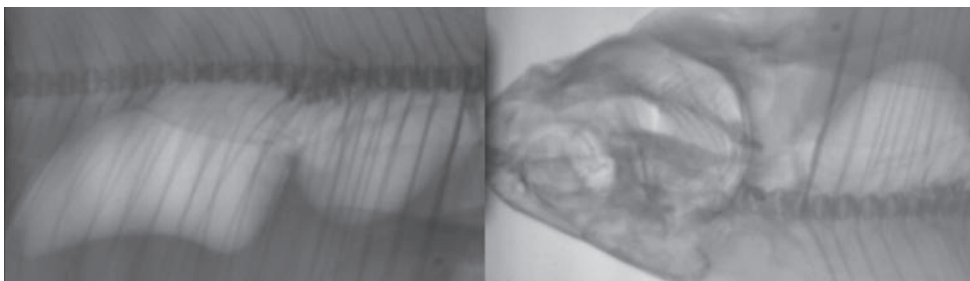


Рис. 7. Изображение биологического объекта, полученное при помощи экрана из ZnSe

кое пространственное разрешение, высокая контрастность в широком динамическом диапазоне и минимальная лучевая нагрузка на пациента.

Экран, изготовленный из мелкокристаллического сцинтилляционного порошка селенида цинка (рис. 7) [8–12] имеет хорошую чувствительность, разрешающую способность и эффективность преобразования теневого рентгеновского изображения в видимое. Данный экран особенно эффективен для визуализации биологических объектов и, как видно из рис. 7, позволяет контрастно различать даже ткань рыбьего пузыря. Оптимальный диапазон энергий такого экрана 30...50 кэВ.

Выводы

1. Изготовлен образец мелкодисперсного экрана на основе ZnSe для применения в радиационных дефектоскопических системах, работающих в диапазоне энергий 50...140 кэВ. Проведенные испытания показали высокую эффективность дефектоскопии металлических индикаторных образцов, высокую разрешающую способность и контрастную чувствительность экрана.

2. Спектральная характеристика излучения экрана хорошо сочетается с характеристикой спектральной чувствительности ПЗС- и КМОП-сенсоров изображения, используемых для преобразования теневого изображения в видеосигнал.

3. На образце изделия из алюминия толщиной 10 мм по канавочному дефектометру была получена чувствительность контроля 1 %, что близко к чувствительности, получаемой с применением пленочной технологии.

4. Показана перспективность применения композитных экранов из селенида цинка при визуализации биологических объектов.

Список литературы

1. Рюдигер Ю. Г. (2004) О применении синей и зеленой систем визуализации изображения в рентгенографии. *Медицинская техника*, **6**, 32.
2. Carel W. E. van Eijk. (2002) Inorganic scintillators in medical imaging. *Physics in medicine and biology*, **47**, 85.
3. (1991) *Физика визуализации изображений в медицине*: в 2-х т. С. Уэбба. (ред.). Москва, Мир.
4. Полойко Ю. Ф. (1998) Цифровая рентгенография – новая эра лучевой диагностики. *Новости лучевой диагностики*, **1**, 31.
5. Ананьева Г. В., Горохова Е. И., Демиденко В. А. (2005) Оптические свойства керамики на основе Gd₂O₂S. *Оптический журнал*, **72**(1), 68.

6. Nikl M. (2006) Scintillation detectors for x-rays. *Meas. Sci. Technol.*, **17**, R37.
7. Weber M. J. (2002) Inorganic Scintillators: Today and Tomorrow. *J. Lumin.*, **100**, 35.
8. Воронкін Є. Ф., Галкін С. М., Лалаянц О. І., Лігічевський В. О., Рижиков В. Д. (2013) *Спосіб виготовлення багатоелементних сцинтиляційних збірок*. Україна, Пат. 101234 від 11.03.2013.
9. Воронкін Є. Ф., Галкін С. М., Лалаянц О. І., Лігічевський В. О., Рижиков В. Д. (2013) Сцинтиляційна панель та спосіб її виготовлення. Україна, Пат. 101724 від 25.04.2013 р.
10. Воронкін Є. Ф., Галкін С. М., Лалаянц О. І., Рижиков В. Д., Гриньов Б. В., Бреславський І. А. (2009) Напівпровідниковий сцинтиляційний матеріал на основі активованого селеніду цинку та спосіб його одержання. Україна, Пат. 92286 від 29.10.2009 р.
11. Воронкин Е. Ф. (2014) Сцинтилляционные экраны на основе селенида цинка и оксидных сцинтилляторов для неразрушающего контроля. *Техническая диагностика и неразрушающий контроль*, **1**, 29–33.
12. Троицкий В. А., Михайлов С. Р., Пастовенский Р. О., Шило Д. С. (2015) Современные системы радиационно-неразрушающего контроля. *Там же*, **1**, 23–35.

References

1. Ryudiger Yu.G. (2004) On application of blue and green systems of imaging in radiography. *Meditinskaya Tekhnika*, **6**, 32 [in Russian].
2. Carel, W.E. van Eijk (2002) Inorganic scintillators in medical imaging. *Physics in Medicine and Biology*, **47**, 85.
3. (1991) *Physics of medical imaging*. Ed. by Webb's. Moscow, Mir [in Russian].
4. Polojko, Yu. F. (1998) Digital radiography – a new era of beam diagnostics. *Novosti Luchevoj Diagnostiki*, **1**, 31[in Russian].
5. Ananieva, G. V., Gorokhova, E. I., Demidenko, V. A. (2005) Optical properties of ceramics based on Gd₂O₂S. *Opticheskij Zhurnal*, **72**(1), 68 [in Russian].
6. Nikl, M. (2006) Scintillation detectors or x-rays. *Meas. Sci. Technol.*, **17**, R37.
7. Weber, M.J. (2002) Inorganic scintillators: Today and tomorrow. *J. Lumin.*, **100**, 35.
8. Voronkin, E. F., Galkin, S. N., Sosnitskaya, O. A. et al. (2013) *Method of manufacture of multielement scintillation assemblies*. Pat. Ukraine 101234. 11.03.2013[in Ukrainian].
9. Voronkin, E. F., Galkin, S. N., Lalayants, A. I. et al. (2013) *Scintillation panel and method of its producing*. Pat. Ukraine 101724. 25.04.2013 [in Ukrainian].
10. Voronkin, E. F., Galkin, S. N., Ryzhikov, V. D., Lalayants, O.I. et al. (2009) *Semiconducting scintillation material based on alloyed ZnSe and methods to produce it*. Pat. Ukraine 92286, 29.10.2009 [in Ukrainian].
11. Voronkin, E. F. (2014) Scintillation screens based on zinc selenide and oxide scintillators for NDT *Tekhn. Diagnost. i NeraZRush. Kontrol*, **1**, 29-33 [in Russian].
12. Troitsky, V. A., Mikhajlov, S. R., Pastovensky, R. O. et al. (2015) Modern systems of radiation non-destructive testing, *Ibid.*, **1**, 23-35 [in Russian].

Е. Ф. ВОРОНКИН¹, Р. О. ПАСТОВЕНСЬКИЙ²

¹Інститут сцинтиляційних матеріалів, НТК «Інститут моно-

кристалів» НАН України. 61001, м. Харків, пр-т Науки, 60.
E-mail: voronkin@isma.kharkov.ua
²ІЕЗ ім. С. О. Патона НАН України. 03680, м. Київ-150, вул.
Казимира Малевича, 11. E-mail: office@paton.kiev.ua

ЦИФРОВА РЕНТГЕНОГРАФІЯ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ КОМПОЗИТНИХ ЕКРАНІВ ДЛЯ НЕРУЙНІВНОГО КОН- ТРОЛЮ В ПРОМИСЛОВІСТІ ТА МЕДИЦИНІ

Показана можливість застосування дисперсних сцинтиляторів великої площі для дефектоскопії виробів з металу, натомість рентгенівської плівки, на основі сцинтиляційних екранів ZnSe:Al, що характеризуються максимумом люмінесценції в області фотопоглинання селеніду цинку. Наведено експериментальні дані про залежність поглинання рентгенівського випромінювання зразками з використанням сцинтиляційних екранів на основі халькогенідного сцинтилятора селеніду цинку і ЕРС-С-2А від товщини зразка за прискорюючої напруги. Показана перспективність застосування композитних екранів з селеніду цинку при візуалізації біологічних об'єктів, що свідчить про можливість використання цих екранів в томографічних медичних системах. Бібліогр. 12, табл. 3, рис. 7

Ключові слова: неруйнівний контроль, сцинтиляційні екрани, дефектоскопія

DIGITAL RADIOGRAPHY WITH USE OF COMPOSITE

SCREENS FOR NON-DESTRUCTIVE TESTING IN INDUSTRY AND MEDICINE

E. F. VORONKIN¹, R. O. PASTOVENSKY²

¹Institute of Scintillation Materials, STC «Institute of Monocrystals», NAS of Ukraine,
60, Nauky ave., 61001, Kharkov, Ukraine
E-mail: voronkin@isma.kharkov.ua

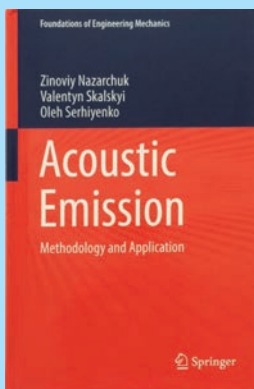
²E.O.Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine,
11 Kazimir Malevich str., 03150, Ukraine.
E-mail: office@paton.kiev.ua

The possibility of using dispersed scintillators of a large area for flaw detection of metal products instead of an X-ray film based on scintillation screens ZnSe:Al, characterized by a maximum of luminescence in the area of photoabsorption of zinc selenide, is shown. The experimental data on the dependence of X-ray absorption by specimens using scintillation screens based on the chalcogenide scintillator of zinc selenide and ERS-S-2A on the thickness of a specimen at accelerating voltage are presented. The prospects of applying composite screens of zinc selenide during visualization of biological objects is shown, which indicates the possibility of using these screens in tomographic medical systems. 12 – Ref., 3 – Tab., 7 – Fig.

Keywords: non-destructive testing, scintillation screens, flaw detection

Поступила в редакцію
06.07.2017

НОВА КНИГА



Nazarchuk Z., Skalskyi V., Serhiyenko O.
Acoustic emission. Methodology and Application. – Springer
International Publishing AG, 2017. – XIV, 283 p.

У монографії детально проаналізовано фізичні аспекти явища акустичної емісії (АЕ); описано методологічні основи практичного використання акустичних емісійних пристроїв, відомі як в Україні, так і за її межами; обговорено результати теоретичного та експериментального дослідження особливостей оцінки тріщиностійкості матеріалу; і відбору корисних сигналів АЕ тощо. Ефективність методів показано в умовах діагностики різноманітних промислових об'єктів.

THE HELLENIC SOCIETY OF NDT (HSNT)
National Non Profit Society, Member of EFNDT and ICNDT
&

THE WELDING GREEK INSTITUTE (WGI)
National Non Profit Institute, Member of EWF and IIW

**1-я МЕЖДУНАРОДНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
ПО СВАРКЕ И НЕРАЗРУШАЮЩЕМУ КОНТРОЛЮ 2018
1st ICWINDT-2018**



22–24 октября 2018 г.

г. Афины, Греция