

ДВУХЭНЕРГЕТИЧЕСКИЙ ДЕТЕКТОР РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ОСНОВЕ КОМПОЗИТНЫХ СЦИНТИЛЛЯТОРОВ ZnSe(Al) и LGSO(Ce)

© 2013 г. В. А. Литичевский, А. Д. Ополонин, С. Н. Галкин,
А. И. Лалаянц, Е. Ф. Воронкин

*Институт сцинтилляционных материалов НАН Украины
Украина, 61001, Харьков, просп. Ленина, 60*

Поступила в редакцию 07.11.2012 г.

После доработки 23.01.2013 г.

Приведены результаты испытаний экспериментального образца двухэнергетического сцинтилляционного детектора на основе композитной двухслойной системы мелкокристаллических сцинтилляторов ZnSe(Al) и LGSO(Ce), определены его характеристики. Измерены спектры рентгеновского излучения после прохождения элементов детектора. Анализ спектров позволил определить энергетическую эффективность поглощения рентгеновского излучения каждым элементом детектора в диапазоне 30–70 кэВ. Восстановлены зависимости сигналов собственно фотодетекторов при воздействии на них рентгеновского излучения (напряжение на трубке варьировалось от 40 до 90 кВ, соответствующие спектры рентгеновского излучения также представлены). Приведены зависимости сцинтилляционных сигналов дисперсных сцинтилляторов ZnSe(Al) и LGSO(Ce) от напряжения на рентгеновской трубке (напряжение варьировалось в диапазоне 40–70 кэВ). Благодаря высокой эффективности регистрации рентгеновского излучения относительно низких энергий (до 70 кэВ) данный детектор может быть применен не только в технической интроскопии (таможенный контроль багажа, почтовых отправок, грузовых контейнеров и транспортных средств и др.), но и в различных областях медицинских рентгенологических исследований.

DOI: 10.7868/S0032816213040265

1. ВВЕДЕНИЕ

Двухэнергетические рентгенографические системы позволяют получать изображения сканируемых объектов при разных энергиях рентгеновского излучения, что обеспечивает возможность идентификации атомного номера исследуемого объекта и, следовательно, его природы (металл, керамика, органика и т.д.). Такие системы находят широкое применение в технической интроскопии (таможенный контроль багажа, почтовых отправок, грузовых контейнеров и транспортных средств) и в различных областях медицинских рентгенологических исследований [1]. Определение атомного номера путем анализа изображений сканируемого объекта, полученных при разных энергиях рентгеновского излучения, возможно благодаря различным механизмам взаимодействия рентгеновского излучения с веществом. Для энергий рентгеновского излучения до 200 кэВ характерны два основных механизма взаимодействия с веществом: эффект Комптона и фотоэффект. Относительная роль этих процессов зависит от энергии квантов (фотонов) и атомного номера поглощающего вещества. Для каждого вещества вид его взаимодействия с фотоном преобладает в определенном интервале энергий. Для фотонов

малых энергий (мягких рентгеновских лучей) основную роль при поглощении играет фотоэффект. С увеличением жесткости излучения, наряду с фотоэффектом, все большее значение приобретает эффект Комптона, который с увеличением энергии квантов рентгеновского излучения начинает играть преобладающую роль. Последующий анализ изображений сканируемого объекта, полученных при двух энергиях рентгеновского излучения, позволяет восстановить эффективный атомный номер объекта. Наиболее существенным достоинством данного метода идентификации объектов является независимость результатов измерений от толщины объекта или его плотности.

В настоящее время для реализации двухэнергетической схемы рентгенографических исследований применяется несколько решений (методов). Один из этих методов основан на попеременном облучении объекта высоко- и низкоэнергетическим рентгеновским излучением. Недостатком такого метода является асинхронность получения изображения при разных энергиях рентгеновского излучения, что приводит к так называемым “артефактам” — дефектам изображения, связанным с движением облучаемого объекта относи-

тельно детектора в процессе сканирования. Другой метод реализован по принципу энергетически селективного детектора, который одновременно может регистрировать низко- и высокоэнергетическое рентгеновское излучение. Преимущественно такой детектор состоит из двух сцинтилляционных элементов (каждый для своего энергетического диапазона), которые оптически соединены с двумя фотодетекторами, расположенными один напротив другого. Оба сцинтилляционных элемента установлены на пути прохождения рентгеновского излучения, при этом первый элемент более чувствителен к низкоэнергетическому, а второй – к высокоэнергетическому рентгеновскому излучению.

Нами выбран второй метод реализации энергетически селективного детектора.

В качестве низкоэнергетического сцинтиллятора мы использовали ZnSe(Al). Сцинтиллятор ZnSe(Al) относится к классу полупроводниковых материалов группы A_2B_6 и широко применяется в рентгеновских детекторах типа сцинтиллятор–фотодиод для современных многоканальных низкоэнергетических радиационных сканирующих средств визуализации скрытого изображения (системы неразрушающего контроля, медицинская томография, радиография) [2]. Сцинтилляционные кристаллы селенида цинка имеют высокий квантовый выход (60000 фотонов/МэВ), максимум люминесценции в красной области спектра оптимален для регистрации кремниевым фотоприемником (рис. 1), время высвечивания и уровень послесвечения ($<0.05\%$ спустя 6 мкс) позволяют регистрировать теневое изображение биологических объектов в реальном режиме времени [3].

В качестве высокоэнергетического сцинтиллятора был выбран LGSO(Ce) [4]. Он относится к классу оксидных сцинтилляторов, активированных редкоземельными элементами, и применяется в медицинской диагностике и в экспериментах по физике высоких энергий. LGSO(Ce) имеет световой выход до 30000 фотонов/МэВ, низкий уровень послесвечения (0.075–0.145% спустя 3 мкс), максимум люминесценции находится в синей области спектра (см. рис. 1) [5, 6]. Сравнительные характеристики сцинтилляторов представлены в табл. 1.

В данной работе использованы сцинтилляторы в виде композитных материалов, поскольку такие системы по сравнению с монокристаллическими материалами имеют ряд преимуществ: отсутствие ограничений линейных размеров сцинтиллятора, более высокая равномерность сцинтилляционных параметров и т.д. (табл. 2) [7].

Цель данной работы – создание двухэнергетического сцинтилляционного детектора на основе композитной двухслойной системы мелкокристал-

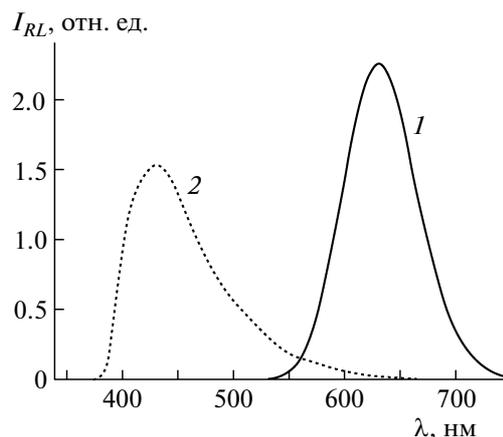


Рис. 1. Спектры радиолоуминесценции сцинтилляторов: 1 – ZnSe(Al); 2 – LGSO(Ce).

лических сцинтилляторов ZnSe(Al) и LGSO(Ce) и определение его характеристик.

2. ЭКСПЕРИМЕНТ

Схема двухэнергетического сцинтилляционного детектора приведена на рис. 2. Между двумя кремниевыми фотодиодами, расположенными чувствительными поверхностями друг напротив друга, установлены композитные сцинтилляционные элементы на основе неорганических сцинтилляторов ZnSe(Al) и LGSO(Ce) размером $10 \times 10 \times 1$ мм. Предложенная компоновка элементов детектора по сравнению с классической схемой (низкоэнергетический сцинтиллятор и фотодиод 1 установлены в обратной последовательности) позволяет увеличить позиционную чувствительность детектора и улучшить резкость восстанавливаемого двухэнергетического изображения объекта ис-

Таблица 1. Сцинтилляционные и физические характеристики сцинтилляторов LGSO(Ce) и ZnSe(Al)

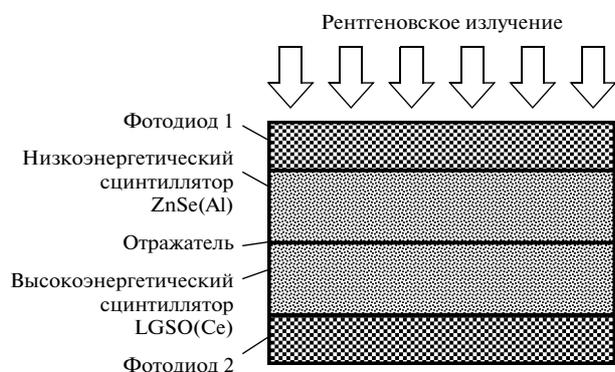
Параметр	Сцинтиллятор	
	LGSO(Ce)	ZnSe(Al)
Плотность ρ , г/см ³	~7	5.42
Световой выход, фотоны/МэВ	25000–30000	60000
Максимум люминесценции λ_{\max} , нм	425	610
Послесвечение, %	0.075–0.145 (спустя 3 мс)	<0.05 (спустя 6 мс)
Гигроскопичность	Нет	Нет
Химическая стабильность	Неограниченная	Неограниченная

Таблица 2. Сцинтилляционные и физические характеристики дисперсных и кристаллических сцинтилляторов на основе селенида цинка

Параметр	Кристалл селенида цинка	Сцинтилляционная панель на основе селенида цинка
Неравномерность люминесценции по площади образца, %	до 30	до 5
Площадь рабочей поверхности образца, см ²	до 25	400
Механические характеристики	Хрупкий, твердый	Упругий, гибкий

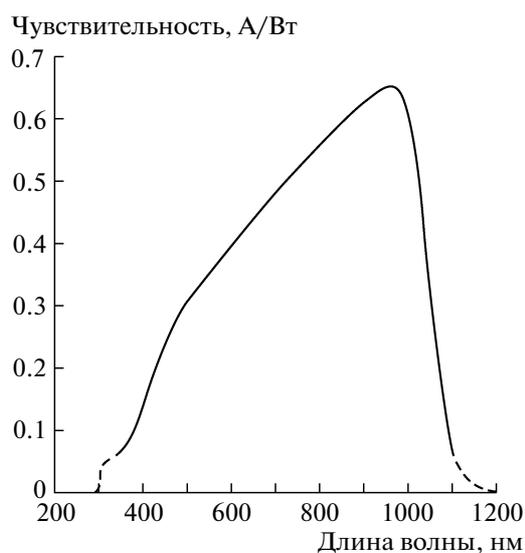
следования за счет более точной локализации сцинтилляционных вспышек в низко- и высокоэнергетическом сцинтилляторе. Сцинтилляционные элементы выполнены в виде слоя поликристаллических частиц сцинтилляторов неправильной геометрической формы в оптической иммерсионной среде – силиконовом каучуке. Средняя степень заполнения композитных элементов порошком сцинтиллятора составила ~80 об. %. Благодаря гомогенному распределению и плотной упаковке частиц сцинтиллятора в элементах, неоднородность их сцинтилляционных параметров не превышала 2%. В опытном образце детектора использовались Si *p-i-n*-фотодиоды Hamamatsu S3590 с областью спектральной чувствительности от 320 до 1100 нм (рис. 3). В экспериментах в качестве источника рентгеновского излучения была использована установка ISOVOLT Titan E Generator 160. Спектры рентгеновского излучения были измерены с помощью спектрометра X-123 CdTe X-Ray.

Методика получения спектров рентгеновского излучения состояла в следующем. Спектрометр X-123 был установлен на расстоянии 1 м от рентгеновской трубки в области максимальной интенсивности рентгеновского излучения. При установке алюминиевого фильтра толщиной 6 мм интен-

**Рис. 2.** Схема двухэнергетического детектора рентгеновского излучения на основе низкоэнергетического дисперсного сцинтиллятора ZnSe(Al) и высокоэнергетического дисперсного сцинтиллятора LGSO(Ce).

сивность низкоэнергетической составляющей рентгеновского излучения была снижена, после чего был получен спектр исходного рентгеновского излучения. Далее были получены спектры рентгеновского излучения после прохождения каждого элемента детектора (сначала отдельно фотодиод 1, затем был добавлен сцинтиллятор ZnSe(Al) и т.д.). Все спектры получены при напряжении на трубке 70 кВ и токе 86 мкА. Методика последовательного добавления слоев и последующего извлечения данных аналитическим путем в данном случае оптимальна для определения эффективности работы детектора, так как после последовательного прохождения элементов детектора исходный спектр рентгеновского излучения меняется и для каждого элемента он индивидуален (рис. 4).

Тестирование детектора состояло в тестировании как отдельно фотодиодов детектора (определение темновых токов и собственных сигналов фотодиодов под воздействием рентгеновского излучения), так и детектора в целом (с установленными сцинтилляторами) при наличии и от-

**Рис. 3.** Фоточувствительная область кремниевого фотодиода Hamamatsu S3590.

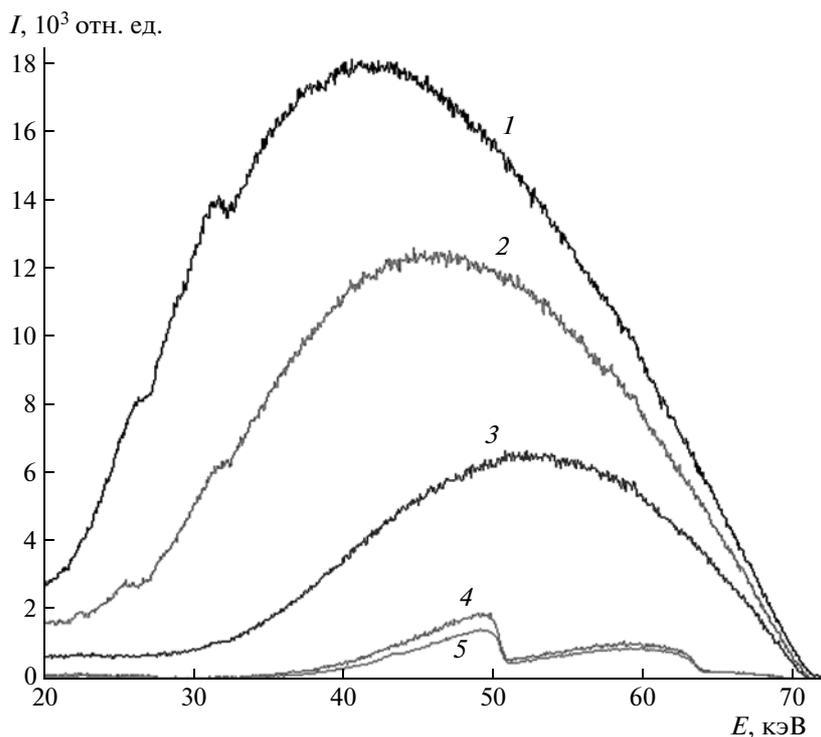


Рис. 4. Спектры рентгеновского излучения (напряжение на трубке 70 кВ, ток 86 мкА): 1 – начальный спектр рентгеновского излучения; 2 – после прохождения фотодиода 1; 3 – после прохождения элементов фотодиод 1 + сцинтиллятор ZnSe(Al); 4 – после элементов фотодиод 1 + ZnSe(Al) + LGSO(Ce); 5 – после элементов фотодиод 1 + ZnSe(Al) + LGSO(Ce) + фотодиод 2.

сутствии отражателя между сцинтилляционными элементами). Характеристики фотодиодов при воздействии рентгеновского излучения измеряли при пяти значениях напряжения на рентгеновской трубке: 40, 50, 60, 70 и 90 кВ, а сигналы детектора с установленными сцинтилляционными элементами – при четырех значениях: 40, 50, 60 и 70 кВ (при больших напряжениях сигналы с фотодетекторов приводили к перегрузке а.ц.п.).

Спектры радиoluminesценции сцинтилляторов ZnSe(Al) и LGSO(Ce) были получены с помощью спектрометрического комплекса КСВУ-23 и рентгеновской установки РЕЙС-И при напряжении на рентгеновской трубке 40 кВ и токе 30 мА. Сцинтилляционный сигнал регистрировался с помощью ФЭУ-100 с областью спектральной чувствительности 160–850 нм.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Для определения эффективности работы двухэнергетического детектора были измерены спектры рентгеновского излучения после прохождения каждого элемента детектора (рис. 4). Исходный спектр рентгеновского излучения измеряли при напряжении на рентгеновской трубке 70 кВ и токе 86 мкА с использованием фильтра – пластины алюминия толщиной 6 мм (кривая 1 на рис. 4).

Калибровка спектра осуществлялась по линиям характеристического излучения материала анода рентгеновской трубки – вольфрама (калибровочный спектр снят при напряжении на трубке 100 кВ и токе 0.18 мкА, в качестве фильтра использована медная пластина толщиной 2 мм).

Кривая 2 на рис. 4 соответствует спектру излучения, прошедшего через фотодиод 1 (см. рис. 2). Интенсивность низко- и высокоэнергетической компонент рентгеновского излучения уменьшилась из-за поглощения в фотодиоде, при этом форма спектра незначительно искажилась за счет более интенсивного поглощения мягкой компоненты рентгеновского излучения. Фотодиод 1 эффективно поглощает рентгеновское излучение в диапазоне энергий 25–50 кэВ, о чем свидетельствует вид кривой 2 на рис. 5, представляющей собой разность кривых 1 и 2 на рис. 4.

После прохождения рентгеновского излучения через фотодиод 1 и сцинтиллятор ZnSe(Al) (кривая 3 на рис. 4) интенсивность низкоэнергетической компоненты сильно уменьшилась за счет поглощения селенидом цинка, а интенсивность высокоэнергетической компоненты хотя и снизилась, но ее уровень остался достаточным для высокоэнергетического сцинтиллятора LGSO(Ce). Кривая 3 на рис. 5, полученная как разность кривых 2 и 3 на рис. 4, отображает эффективное поглощение рент-

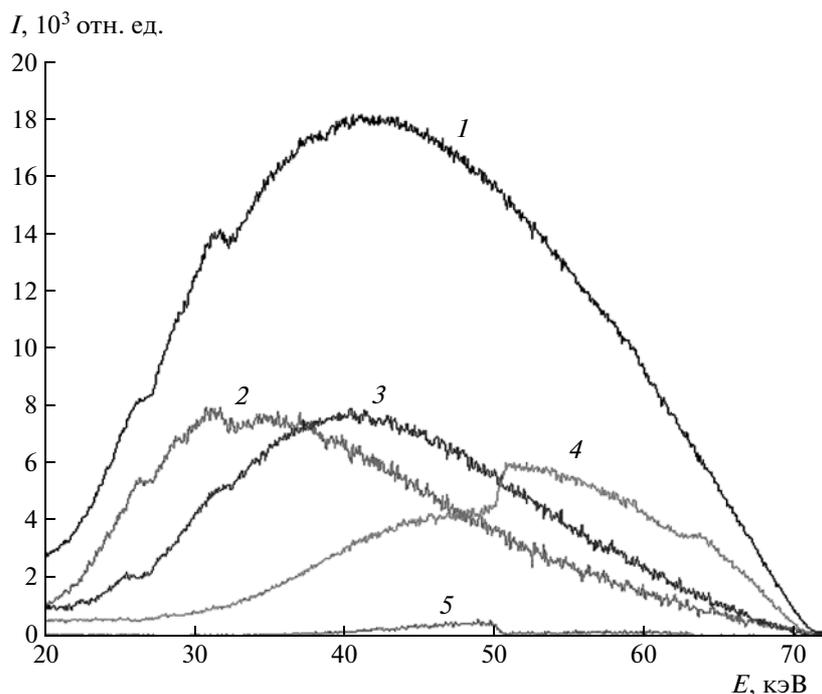


Рис. 5. Энергетические зависимости поглощения рентгеновского излучения (напряжение на трубке 70 кВ, ток 86 мкА) элементами детектора: 1 — начальный спектр рентгеновского излучения; 2 — фотодиодом 1; 3 — сцинтиллятором ZnSe(Al); 4 — сцинтиллятором LGSO(Ce); 5 — фотодиодом 2.

рентгеновского излучения сцинтиллятором ZnSe(Al) в диапазоне энергий 30–60 кэВ.

Кривая 4 на рис. 4 отображает сильное поглощение оставшейся высокоэнергетической компоненты рентгеновского излучения сцинтиллятором LGSO(Ce). Соответствующий диапазон энергий поглощенного рентгеновского излучения представлен кривой 4 на рис. 5 (как разность кривых 3 и 4 на рис. 4) и составляет 40–70 кэВ.

Кривая 5 на рис. 4 соответствует спектру рентгеновского излучения, которое не было поглощено детектором. Видно, что интенсивность рентгеновского излучения уменьшилась в ~20 раз относительно исходного значения. Это свидетельствует о практически полном (95%) поглощении рентгеновского излучения детектором. Согласно кривой 5 на рис. 5 (как разность кривых 4 и 5 на рис. 4), для фотодиода 2 диапазон поглощенных энергий составляет 40–50 кэВ. Таким образом, исходный спектр рентгеновского излучения претерпел изменения благодаря поглощению рентгеновского излучения в фотодиоде 1 и дисперсных сцинтилляционных элементах.

Анализ спектров рентгеновского излучения (см. рис. 4) позволил получить энергетические зависимости эффективности поглощения для каждого элемента детектора (рис. 6). Нормировка кривых энергетической зависимости эффективности поглощения рентгеновского излучения осуществлялась для каждого элемента отдельно,

согласно спектрам рентгеновского излучения на рис. 4. Кривая 1 на рис. 6 соответствует эффективности поглощения рентгеновского излучения фотодиодом 1 (за 100% принята кривая 1 на рис. 4). Использованный *p-i-n*-фотодиод общей толщиной 1.78 ± 0.2 мм состоял из ситалловой подложки (~1 мм) и кремниевой пластины толщиной 0.7 мм. Различие расчетной эффективности поглощения рентгеновского излучения кремниевой пластиной толщиной 0.7 мм (кривая 4) и экспериментально установленной эффективности поглощения фотодиодом 1 (кривая 1) указывает на поглощение рентгеновского излучения ситалловой подложкой фотодиода.

Основной вклад в поглощение низкоэнергетического рентгеновского излучения вносит сцинтиллятор ZnSe(Al) (кривая 2 на рис. 6), за 100% принята кривая 2 на рис. 4. Расчетная кривая 5 на рис. 6, соответствующая эффективности поглощения рентгеновского излучения монокристаллической пластиной ZnSe толщиной 0.33 мм, хорошо согласуется с экспериментальной кривой 2 для дисперсной панели ZnSe(Al) толщиной 1 мм. Это позволяет установить соотношение между эффективными толщинами поглощения рентгеновского излучения монокристаллическим и дисперсным образцами. Различие эффективностей поглощения рентгеновского излучения дисперсными и монокристаллическими образцами связано с тем, что, несмотря на высокую степень наполне-

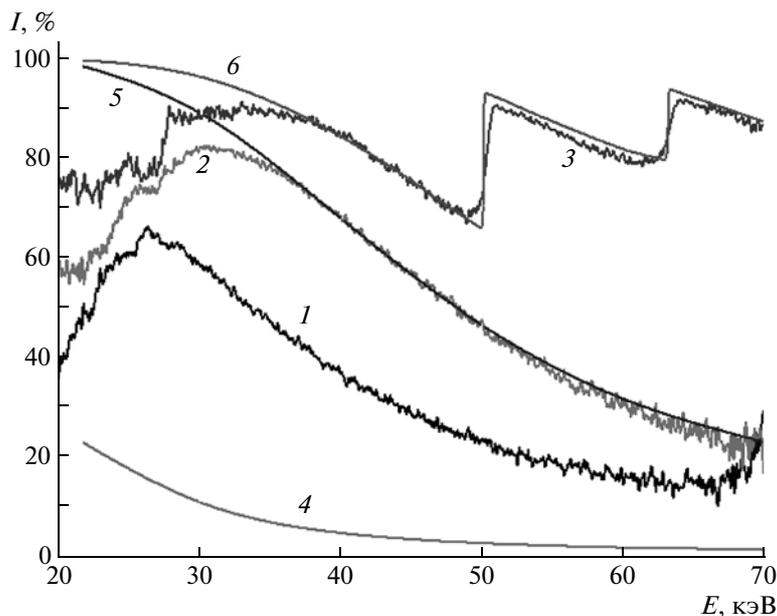


Рис. 6. Экспериментальные (1–3) и расчетные (4–6) энергетические зависимости эффективности поглощения рентгеновского излучения элементами детектора: 1 – фотодиодом; 2 – дисперсной панелью ZnSe(Al); 3 – сцинтиллятором LGSO(Ce); 4 – кремниевой пластиной толщиной 0.7 мм; 5 – монокристаллической пластиной ZnSe толщиной 0.33 мм; 6 – монокристаллическим сцинтиллятором LGSO толщиной 0.44 мм.

ния иммерсионной среды порошком сцинтиллятора (80 об. %), структура композитного элемента остается дискретной. Меньшее, чем следовало ожидать, значение эффективной толщины элемента объясняется достаточно крупным разме-

ром частиц порошка сцинтиллятора и их неправильной геометрической формой.

Для дисперсного сцинтиллятора LGSO(Ce), согласно кривой 3 на рис. 6, наблюдается поглощение рентгеновского излучения во всем пред-

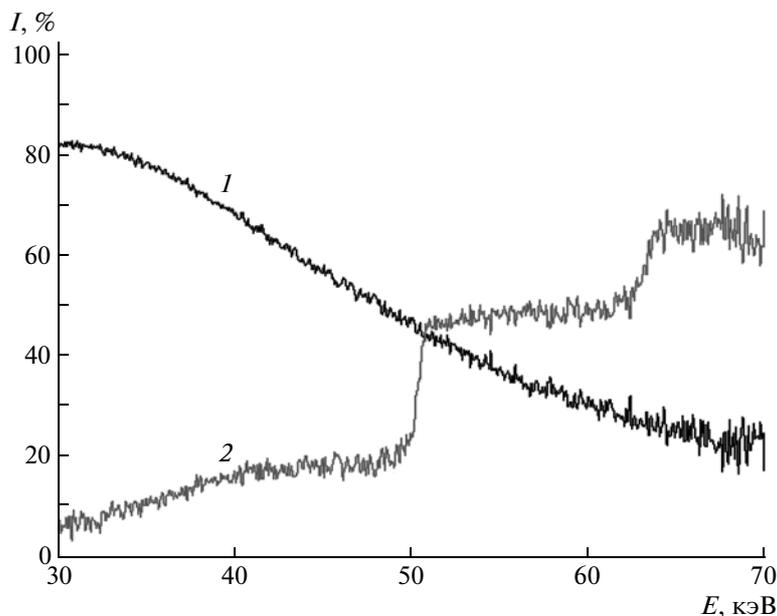


Рис. 7. Энергетические зависимости эффективности поглощения рентгеновского излучения низкоэнергетической (1) и высокоэнергетической (2) детектирующими системами детектора на основе дисперсных сцинтилляторов ZnSe(Al) и LGSO(Ce).

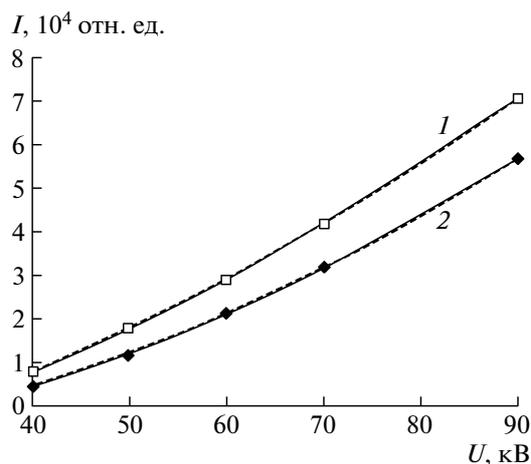


Рис. 8. Зависимости сигнала фотодиода Hamamatsu S3590 от напряжения на рентгеновской трубке при постоянном токе 0.644 мА: 1 – при падении рентгеновского излучения на лицевую сторону фотодиода (нормальная установка); 2 – на тыльную сторону фотодиода (обратная установка).

ставленном диапазоне энергий (за 100% принята кривая 3 на рис. 4). Экспериментальная кривая 3 для дисперсного образца LGSO(Ce) толщиной 1 мм хорошо согласуется с расчетной кривой 6, соответствующей эффективности поглощения рентгеновского излучения монокристаллической пластиной LGSO толщиной 0.44 мм. Различие эффективных толщин поглощения рентгеновского

излучения дисперсными элементами на основе LGSO(Ce) и ZnSe(Al) объясняется более упорядоченной структурой кристаллитов в порошке сцинтиллятора LGSO(Ce) и, следовательно, более плотной упаковкой сцинтилляционного слоя. Хорошее согласие расчетных и экспериментальных данных позволяет сопоставить эффективные толщины поглощения рентгеновского излучения дисперсными и монокристаллическими образцами. На кривых 3 и 6 хорошо видны K-скачки поглощения рентгеновского излучения Gd и Lu для энергий 50.239 и 63.316 кэВ соответственно.

Эффективность работы описываемого двух-энергетического детектора демонстрирует рис. 7. Согласно полученным энергетическим зависимостям эффективности поглощения рентгеновского излучения, в области энергий <50 кэВ рентгеновское излучение регистрируется преимущественно низкоэнергетической частью детектора (кривая 1), а в области энергий >50 кэВ – высокоэнергетической (кривая 2). Таким образом, даже при относительно низких энергиях рентгеновского излучения (до 70 кэВ), предложенный двух-энергетический детектор работает эффективно. Это позволит его применять не только в интроскопии небиологических объектов, но и в медицинских рентгенологических исследованиях.

Для определения вклада сцинтилляционного сигнала в общий сигнал фотодиодов 1 и 2 была измерена зависимость собственного сигнала фотодиода Hamamatsu S3590 от напряжения на рент-

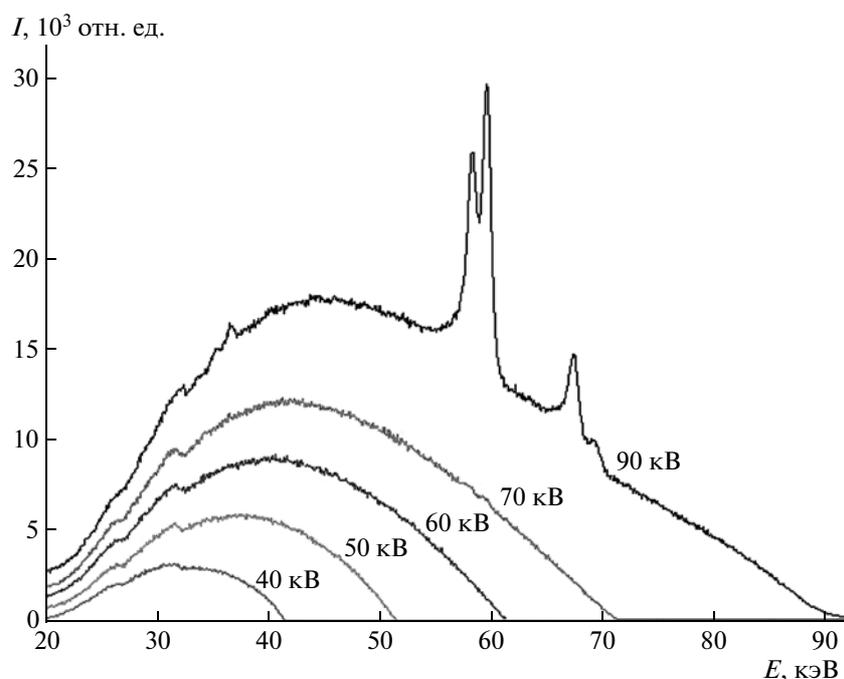


Рис. 9. Спектры рентгеновского излучения при различных значениях напряжения (цифры у кривых) на рентгеновской трубке, полученные при постоянном токе 0.644 мА.

геновской трубке при постоянном токе 0.644 мА. Измерения проводились при падении рентгеновского излучения как на фоточувствительную поверхность фотодиода, так и на его тыльную сторону (рис. 8). Интенсивность сигнала фотодиода в первом случае была выше, так как при установке фотодиода тыльной стороной к падающему рентгеновскому излучению наблюдалось поглощение излучения ситалловой подложкой фотодиода (о чем свидетельствует различие кривых 4 и 1 на рис. 6). Спектры рентгеновского излучения для напряжений, при которых были получены зависимости интенсивностей сигналов от фотодиодов, приведены на рис. 9.

На рис. 10 приведены зависимости интенсивности сцинтилляционных сигналов, регистрируемых фотодиодами 1 и 2, от напряжения на рентгеновской трубке при наличии и отсутствии отражателя между сцинтилляторами. Без отражателя между сцинтилляторами происходит взаимное перераспределение интенсивности сцинтилляционного излучения. Сигнал с фотодиода 1 незначительно увеличивается за счет попадания на его фоточувствительную поверхность сцинтилляционного излучения LGSO(Ce), тогда как сигнал с фотодиода 2 существенно возрастает из-за попадания излучения сцинтиллятора ZnSe(Al). Это обусловлено большей интенсивностью люминесценции селенида цинка и близостью его максимума люминесценции к максимуму спектральной чувствительности использованных фотодиодов. При разделении сцинтилляционных элементов слоем отражающего материала сцинтилляционные сигналы регистрируются независимо.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ спектров рентгеновского излучения и энергетических зависимостей эффективности поглощения рентгеновского излучения каждым элементом детектора подтверждает его работоспособность в двухэнергетическом режиме.

Применение сцинтилляторов ZnSe(Al) и LGSO(Ce) в дисперсном виде дает возможность получать двухэнергетические сцинтилляционные панели без ограничений линейных размеров.

Благодаря высокой эффективности регистрации рентгеновского излучения относительно низ-

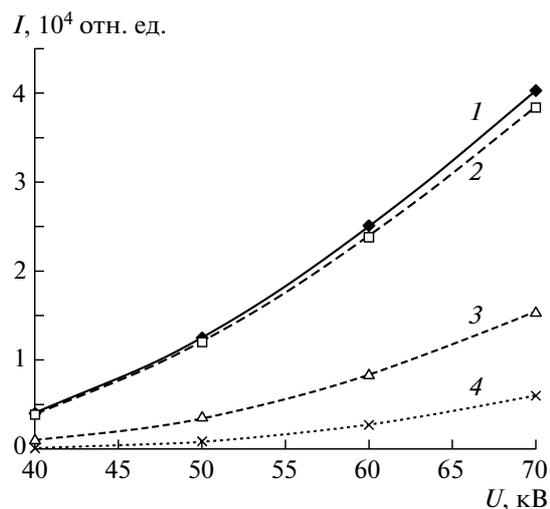


Рис. 10. Зависимость сцинтилляционных сигналов дисперсных сцинтилляторов ZnSe(Al) (1, 2) и LGSO(Ce) (3, 4) от напряжения на рентгеновской трубке при постоянном токе 0.395 мА в отсутствие (1, 3) и при наличии (2, 4) отражателя между элементами.

ких энергий (до 70 кэВ) данный детектор может быть применен не только в технической интроскопии (таможенный контроль багажа, почтовых отправок, грузовых контейнеров и транспортных средств, дефектоскопия узлов и механизмов и др.), но и в различных областях медицинских рентгенологических исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Deych R. US Pat. 7,388,208 B2. G01T 1/20. 2008.
2. Rüdiger G. // Medical equipment. 2004. № 6. P. 32.
3. Galchinetzky L., Ryzhikov V., Starzhinsky N. // Problems of Atomic Science and Technology. Series: Physics of Radiation Damage and Radiation Materials Science. 2005. № 5. P. 58.
4. Grinyov B., Ryzhikov V., Sidletskiy O. // Nucl. Sci. 2010. V. 57. Issue 3. P. 1236.
5. Sidletskiy O. // Functional Materials. 2010. V. 17. № 4. P. 414.
6. Drozdowski W., Wojtowicz A.J., Wiśniewski D. HASY-LAB Annual Report. Hamburg, 2004. P. 467.
7. Litichevskiy V., Galkin S., Lalaiants O. // Functional Materials. 2011. V. 18. № 3. P. 391.