

РАЗРАБОТКА ЛЮМИНЕСЦЕНТНЫХ КОЖНЫХ ДОЗИМЕТРОВ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ИНДИВИДУАЛЬНОГО ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

© 2022 г. А.И. Сюрдо^{1,*}, А.М. Волошин¹, Р.М. Абашев¹, В.С. Красноперов², И.И. Мильман¹,
Е.В. Моисейкин³

¹Институт физики металлов имени М.Н. Михеева УрО РАН,
Россия 620108 Екатеринбург, ул. Софьи Ковалевской, 18

²АО «Уральский электромеханический завод»,
Россия 620000 Екатеринбург, ул. Студенческая, 9

³Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина,
Россия 620002 Екатеринбург, ул. Мира, 19
E-mail: *surdo@imp.uran.ru

Поступила в редакцию 31.05.2022; после доработки 06.07.2022

Принята к публикации 08.07.2022

Для автоматизированной системы индивидуального дозиметрического контроля, использующей для считывания эффект оптически стимулированной люминесценции, создан прототип кожного дозиметра с нижним пределом диапазона измеряемой дозы 100 мкЗв, энергетические и дозовые характеристики которого удовлетворяют Российским и зарубежным нормам радиационной безопасности. Полученное стало возможным в результате разработки и реализации описанного в работе нового подхода к созданию на поверхности детектора чувствительного к облучению слоя с массовой толщиной 5 мг/см². В основе подхода лежит специальная лазерная обработка поверхности детектора, логике подбора параметров которой уделено особое внимание.

Ключевые слова: индивидуальный дозиметрический контроль, кожные дозиметры, оптически стимулированная люминесценция, индивидуальный эквивалент дозы в коже, корунд, анионная дефектность, поверхность, ИК-лазерная обработка, тонкие чувствительные к облучению слои, дозовые и энергетические зависимости.

DOI: 10.31857/S0130308222080073, EDN: BQYGEZ

ВВЕДЕНИЕ

Применение эффекта оптически стимулированной люминесценции (ОСЛ) для измерения доз облучения является новым трендом в индивидуальном дозиметрическом контроле (ИДК) в XXI веке [1—3]. По нашим данным в России планируется к выпуску пока единственная автоматизированная ОСЛ-система ИДК КОРОС333, которая разрабатывается совместно специалистами из Института физики металлов УрО РАН, АО «Уральский электромеханический завод» и Уральского федерального университета. Система КОРОС-333 имеет в своем составе считывающее и стирающее устройства и 3 типа дозиметров для измерения индивидуального эквивалента дозы облучения (ИЭД) всего тела $H_p(10)$, ИЭД хрусталика глаза $H_p(3)$ и ИЭД кожного покрова $H_p(0,07)$ [4, 5]. Согласно предъявляемым требованиям перечисленные типы дозиметров должны измерять $H_p(10)$, $H_p(3)$ и $H_p(0,07)$ в смешанных полях бета- и фотонных ионизирующих излучений и в широком дозовом и энергетическом диапазонах, которые установлены в нормах радиационной безопасности НРБ-99/2009 [6].

Одна из основных сложностей при создании дозиметров для измерения $H_p(0,07)$ или кожных дозиметров связана с разработкой воспроизводимой технологии получения тонких чувствительных к облучению слоев с массовой толщиной 5 мг/см². В [6] такое требование к массовой толщине чувствительного слоя базируется на необходимости ее близости к массовой толщине чувствительного к облучению базального слоя кожи, которая в соответствии с современными представлениями составляет ~5 мг/см². Даже незначительное относительно 5 мг/см² увеличение чувствительного слоя у детектора кожного дозиметра приводит к существенной недооценке $H_p(0,07)$ [7]. Согласно [6] для имитации кожного покрова человека в составе дозиметра также должен быть покровный слой толщиной 5 мг/см², который равен толщине эпидермиса или защитного ороговевшего слоя открытых участков кожи тела. Исключения составляют ладони и пятки. Для них в кожных дозиметрах используется покровный слой с массовой толщиной 40 мг/см². В этой связи важно отметить, что в серийно выпускаемых не только ОСЛ-системах, но и термолюминесцентных системах ИДК отсутствуют дозиметры для измерения $H_p(0,07)$, полностью удовлетворяющие вышеуказанным требованиям. Толщины чувствительных слоев у большинства из них составляют не менее 7 мг/см² [8—12].

В [13] нами был предложен способ нанесения тонких наноструктурированных слоев анионодефицитного корунда ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-}\delta$) на алюминиевую подложку с помощью распыления мишени импульсным наносекундным электронным пучком. Проведенные люминесцентные исследования, включая измерения кривых затухания ОСЛ и кривых термостимулированной люминесценции (ТСЛ), у таких слоев показали [14], что для них характерен значительный фединг или быстрая потеря дозиметрической информации при хранении. Указанное свойство сильно ограничивает применение подобных материалов в ИДК.

Поэтому нами было предпринято еще несколько попыток создания детекторов с тонким чувствительным слоем, у которых доза облучения могла быть считана не только с использованием ОСЛ, но и ТСЛ. Чувствительные слои толщиной 5 мг/см^2 создавались ИК-лазерной обработкой поверхности термооптически обработанных кристаллов $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-}\delta$ [15, 16] и специальным образом подготовленной поверхности кристаллов корунда стехиометрического состава или $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ [17]. Второй способ [17] оказался более технологичным и воспроизводимым. Однако высвечиваемые в ходе считывания ОСЛ- и ТСЛ-выходы из таких слоев оказались недостаточными для измерения $H_p(0,07) \leq 500 \text{ мкЗв}$. Приемлемым, согласно [18, 19], должен быть нижний предел диапазона измеряемой дозы 100 мкЗв с пределом допускаемой основной относительной погрешности измерения 26% .

Не менее жесткие требования предъявляются к дозовому и энергетическим диапазонам [18, 19]. При облучении бета- и фотонными ионизирующими излучениями считываемые с кожных дозиметров сигналы должны быть пропорциональны дозе в диапазоне $100 \text{ мкЗв} — 10 \text{ Зв}$. Такие дозиметры также должны иметь расширенный энергетический диапазон: от 15 кэВ до 3 МэВ – для фотонных ионизирующих излучений и от 60 до 800 кэВ — для бета-излучений.

Поэтому целью работы являлась разработка прототипа дозиметра для измерения $H_p(0,07)$ с нижним пределом диапазона измеряемой дозы не более 100 мкЗв , а также исследование у него дозовых и энергетических зависимостей при облучении бета- и фотонными ионизирующими излучениями в диапазонах, включающих требуемые в НРБ 99/2009 [6].

ОБЪЕКТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ, СПОСОБЫ ИХ ОБРАБОТКИ, СРЕДСТВА И МЕТОДИКИ ИЗМЕРЕНИЙ

Конструкция прототипа кожного ОСЛ-дозиметра изображена на рис. 1. Большинство ее элементов выполнено из пластика с использованием аддитивных технологий, включая 3D-печать. У дозиметра имеется корпус (1), в котором размещаются карточка (2) с детектором (3) и защитная пленка толщиной 5 мг/см^2 (4). Конструктив корпуса также содержит два гибких элемента (5), позволяющих удерживать дозиметр на пальце руки.

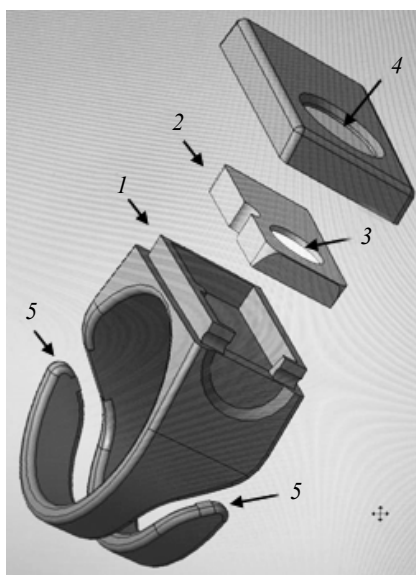


Рис. 1. Конструкция прототипа кожного ОСЛ-дозиметра:
1 — корпус; 2 — карточка; 3 — детектор; 4 — защитная пленка; 5 — гибкие элементы удерживания.

В качестве образцов детекторов в прототипе использовали монокристаллы $\alpha\text{Al}_2\text{O}_3$ диаметром 5 мм и толщиной 1 мм. Одна из плоских поверхностей каждого образца специальным образом обрабатывалась, и далее на ней сканирующим ИК-лазерным лучом создавался тонкий чувствительный к облучению слой [17]. Лазерную обработку образцов проводили на установке LaserPro Mercury II M-25 с длиной волны излучения 10,6 мкм, плотностью сканирования $s = 4\text{—}20 \text{ мм}^{-1}$, частотой лазерных импульсов $f = 0,4\text{—}4,0 \text{ кГц}$, скоростью сканирования $v_{\text{скан}} = 0,06\text{—}0,10 \text{ м/с}$ и энергией, передаваемой в одном импульсе, $E_{\text{pulse}} = 3\text{—}30 \text{ мДж}$. Для повышения ОСЛ-выхода детекторов и, как следствие, для снижения у них нижнего предела диапазона измеряемой дозы подбирали оптимальные режимы лазерной обработки путем изменения s , f , v и E_{pulse} .

Микроскопические исследования, направленные на изучение микроструктуры чувствительных слоев и ее связи с ОСЛ-свойствами, проводили в проходящем свете на микроскопе МИН-8 с цифровой фотокамерой типа TourCam UCMOS09000КРВ. Полученные цифровые изображения обрабатывали с помощью специального программного обеспечения AmScore.

Прототип дозиметра облучали на фантоме, имитирующем палец руки и имеющем близкий к телу человека эффективный атомный номер. При фотонном облучении дозовую и энергетическую зависимости для дозиметров измеряли с использованием изотопных источников на основе ^{137}Cs и ^{60}Co , а также рентгеновского аппарата типа Eresco 65 MF4. Для получения рентгеновского излучения с так называемым «узким спектром» N16-N250, в соответствии с [20, 21], выбирали необходимые значения высокого напряжения и толщины фильтрующих элементов. Индивидуальные эквиваленты доз $H_p(0,07)$ при фотонном облучении определяли расчетным путем с учетом экспозиционной дозы, измеренной клиническим дозиметром 27012, данных [20, 21] и эффективной энергии фотонного излучения.

Дозовую зависимость при бета-облучении определяли с использованием бета-источника $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ со средней энергией 930 кэВ. При исследовании энергетической зависимости чувствительности дозиметров наряду с $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ использовали источники бета-излучения ^{147}Pm и ^{85}Kr со средней энергией 60 и 250 кэВ соответственно. Величину $H_p(0,07)$ при бета-облучении оценивали расчетно-экспериментальным методом по результатам измеренных флюенсов у используемых бета-источников и данным об эквивалентной дозе на единичный флюенс при заданной энергии бета-частиц [6].

Кривые ОСЛ измеряли на считывателе КОРОС-333. ОСЛ-сигнал в нем регистрировался фотоумножителем N10682-110 фирмы Hamamatsu. Источником стимуляции служила сборка из мощных светодиодов с максимумом излучения при $\lambda_{\text{stim}} = 530 \text{ нм}$. Для получения наилучшего соотношения «сигнал/шум» при регистрации применяли спектральное разделение стимулирующего и ОСЛ-сигналов. Для этих целей задействовали наборы абсорбционных светофильтров из цветного стекла типа ЖС18 и СС15 [16].

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 2 представлены микроскопические изображения поверхности образцов детекторов № 1 и № 2 соответственно до (а) и после лазерной обработки (б), которая проводилась по технологии, описанной в [17], со следующими параметрами: $s = 20 \text{ мм}^{-1}$, $f = 3,9 \text{ кГц}$, $v_{\text{скан}} = 0,1 \text{ м/с}$, $E_{\text{pulse}} = 3,0 \text{ мДж}$. Как видно, лазерное сканирование с параметрами из [17] приводит к появлению микрокристаллической структуры на поверхности образца № 2. Однако на ней невозможно выявить не только треки перемещения лазерного луча, но и следы его импульсного воздействия, что может быть вызвано сильным перекрытием областей воздействия лазерного луча. Отмеченное может способствовать не только неоднократному переплавлению чувствительного слоя детектора в соседних областях, но и подавлению ОСЛ-выхода из него.

Для проверки выдвинутого предположения были изменены режимы лазерного сканирования. При одном из них (для образца № 3) значения s , f , v и E_{pulse} подбирались так, чтобы области воздействия лазерного импульса вдоль и поперек треков сканирования не перекрывались (рис. 2в), а при другом (для образца № 4) — так, чтобы указанные области имели минимальные перекрытия (рис. 2г). В итоге такого подбора получились следующие значения параметров лазерной обработки: для образца № 3: $s = 10 \text{ мм}^{-1}$, $f = 0,4 \text{ кГц}$, $v_{\text{скан}} = 0,1 \text{ м/с}$, $E_{\text{pulse}} = 30 \text{ мДж}$; для образца № 4: $s = 14 \text{ мм}^{-1}$, $f = 0,4 \text{ кГц}$, $v_{\text{скан}} = 0,06 \text{ м/с}$, $E_{\text{pulse}} = 30 \text{ мДж}$.

Кривые ОСЛ образцов №№ 1—4, микрофотографии которых приведены на рис. 2 (а—г), представлены на рис. 3 (кривые 1—4 соответственно). Из приведенных данных следует, что у образца № 3, не имеющего перекрытия областей воздействия лазерного пучка, ОСЛ-выход (кривая 3) в ~4 раза меньше такового у образца № 2 (кривая 2), обработанного по технологии, как в

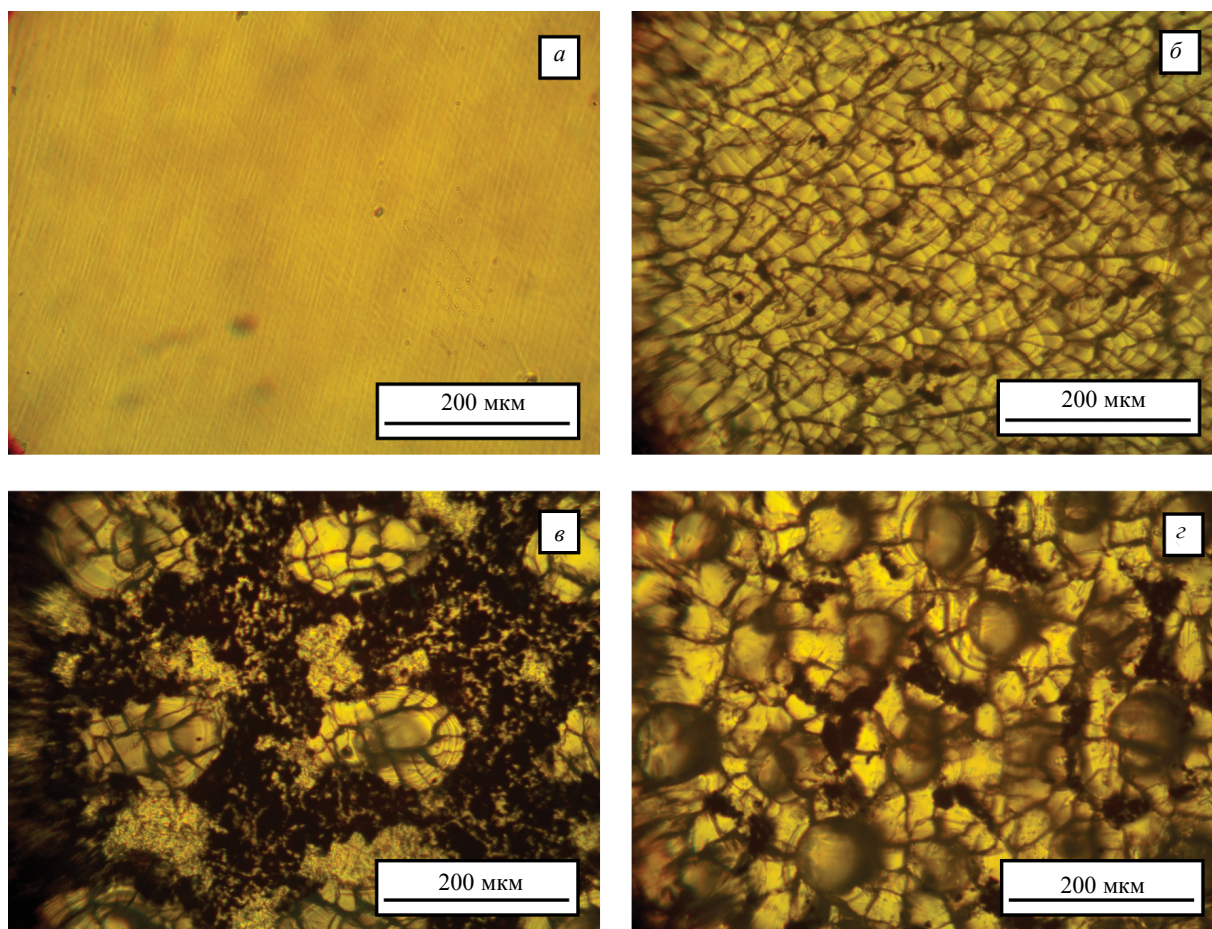


Рис. 2. Микрофотографии поверхности образцов № 1—4 соответственно до (а) и после ИК-лазерной обработки в соответствии с [17] (б), без перекрытия областей воздействия (в) и с их минимальным перекрытием (г).

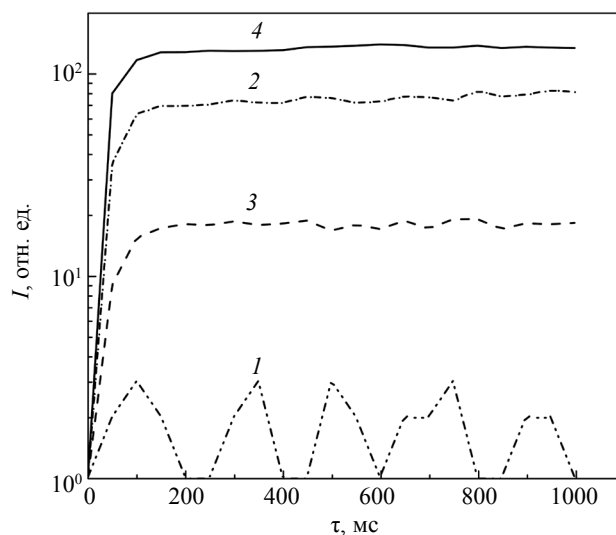


Рис. 3. Кривые ОСЛ образцов № 1—4 (кривые 1—4 соответственно), микрофотографии которых приведены на рис. 2 и доза облучения которых составляла 30 мЗв.

[17], и в ~ 9 раз превышает ОСЛ-выход необработанного образца 1 (кривая 1). Однако если учесть, что измененная структура у образца № 3 занимает $\sim 28\%$ площади обработанной поверхности, то при нормировке на нее ОСЛ-выходы образцов № 2 и № 3 становятся близкими. При

увеличении указанной площади до 100 % (см. рис. 2а), как у образца № 4, ОСЛ-выход возрастает в ~8 раз относительно образца № 3. Подбирая сочетание значений s и $v_{\text{скан}}$ и тем самым незначительно, до 10—20 %, увеличивая величину перекрытия областей с измененной структурой, удалось поднять ОСЛ-выход детекторов еще в 1,5-2 раза, что позволило уверенно измерять $H_p(0,07) \geq 100$ мкЗв.

Как выше отмечено, важным параметром кожных детекторов является толщина чувствительного слоя. Для ее определения проводилась механическое утонение с минимально возможным шагом ~5—8 мкм и с последующим измерением ОСЛ-выхода. Полученная зависимость нормированного ОСЛ-выхода от толщины удаленного слоя у одного из образцов, подвергнутых оптимальной ИК-лазерной обработке, показана на рис. 4. Из приведенной зависимости следует, что первый слой толщиной ~15—20 мкм не является ОСЛ-активным (рис. 4, участок I). Более того, как видно из рис. 4, он ослабляет ОСЛ-выход из образца не менее, чем на 15—20 %. Неактивный слой имеет белую окраску и достаточно легко удаляется шлифовкой с использованием алмазного инструмента. Под ним находится ОСЛ-активный слой, поскольку при его утонении ОСЛ-выход начинает падать (рис. 4, участок II). Активный слой уже близок по цвету к основному материалу. Его твердость значительно выше первого слоя. После удаления неактивного, ОСЛ-активный слой в проходящем свете продолжает иметь микрокристаллическую структуру, подобную изображенной на рис. 2а. После утонения образца еще на 10—15 мкм указанная структура практически полностью исчезает, а микроскопическое изображение поверхности становится как у монокристалла (см. рис. 2а). Одновременно резко, на 95—98 %, снижается ОСЛ-выход. Дальнейшее его утонение незначительно уменьшает ОСЛ-выход (рис. 4, участок III). На основании анализа данных ~10 подобных экспериментов по утонению с контролем толщины образцов и ОСЛ-выхода была сделана оценка толщины ОСЛ-активного чувствительного к облучению слоя. Она составила ~12 мкм или ~5 мг/см², что на ~20 % больше длины волны используемого ИК-лазерного излучения и вполне вписывается в известные закономерности взаимодействия оптического излучения с непрозрачным для него веществом [22]. Небольшое превышение толщины созданного ОСЛ-активного слоя может быть вызвано образованием кратеров, глубина которых, по нашим оценкам изменения микроскопических изображений при утонении, составляет при используемых режимах ИК-лазерной обработки 12—15 мкм.

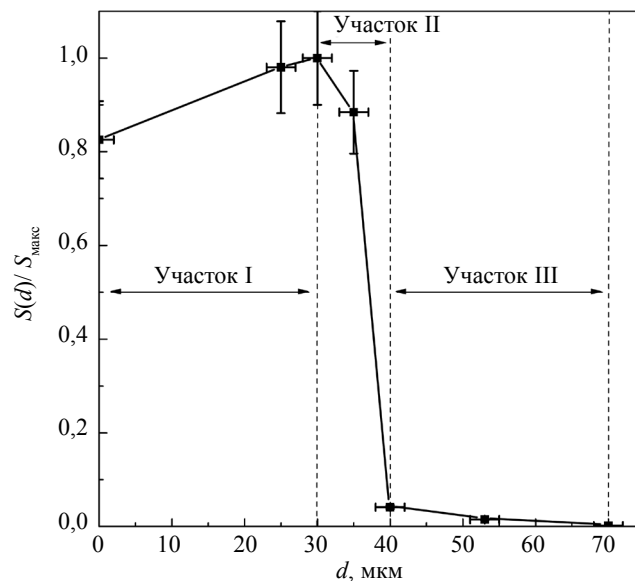


Рис. 4. Зависимость нормируемой светосуммы ОСЛ от толщины удаленного слоя, созданного ИК-лазерной обработкой на поверхности образца $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ при $s = 15$ мм⁻¹, $f = 0,4$ кГц, $v_{\text{скан}} = 0,029$ м/с и $E_{\text{pulse}} = 30$ мДж.

С учетом полученных данных были изготовлены несколько десятков образцов детекторов с тонким чувствительным к облучению слоем. Далее такие детекторы помещались в кожные дозиметры (см. рис. 1), проводилась их калибровка при $H_p(0,07) = 10$ мЗв и изучались дозовые зависимости.

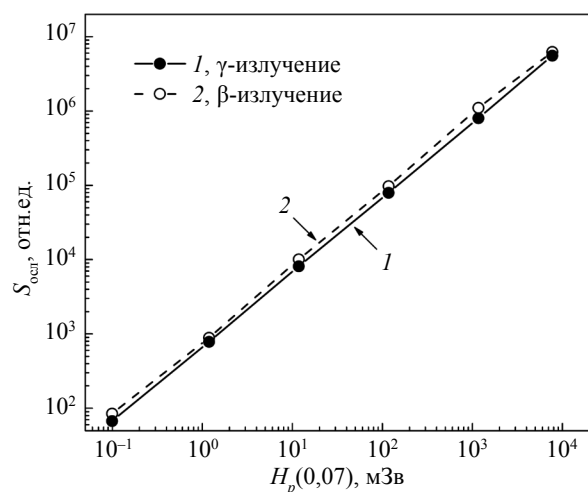


Рис. 5. Дозовые зависимости показаний калиброванных кожных дозиметров при измерении $H_p(0,07)$ в полях фотонного (1) и бета- (2) излучений.

На рис. 5 показаны зависимости ОСЛ-выхода для калиброванных дозиметров от дозы $H_p(0,07)$ при гамма- и бета-облучении в поле соответственно источников ^{137}Cs (кривая 1) и $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (кривая 2). В двойных логарифмических координатах они линейны в диапазоне $H_p(0,07)$ от 100 мкЗв до 10 Зв как при гамма-, так и при бета-облучении. Значения пределов основной погрешности для указанного диапазона доз были определены по результатам 20 измерений в каждой из указанных на рис. 5 точек и не превысили требуемых в [19]. В частности, для $H_p(0,07) = 100$ мкЗв такой предел в случае фотонного облучения составил 19 %, бета-облучения – 25 %, а требуемые пределы для обоих видов облучения согласно [19] не должны быть выше 26 %.

Известно, что корунд является нетканеэквивалентным материалом. Его эффективный атомный номер равен 10.6. Для учета указанного отклонения в алгоритме расчета доз облучения необходимо знание энергетической зависимости ОСЛ-выхода у дозиметра или хода с жесткостью. Такие измерения с прототипом дозиметра были проведены для бета- и фотонных ионизирующих излучений (рис. 6, кривые 1, 2). Согласно нормативным документам [18, 19] для бета-излучений энергетическая зависимость должна быть измерена в диапазоне 60–800 кэВ, а для фотонных — 15 кэВ–3 МэВ.

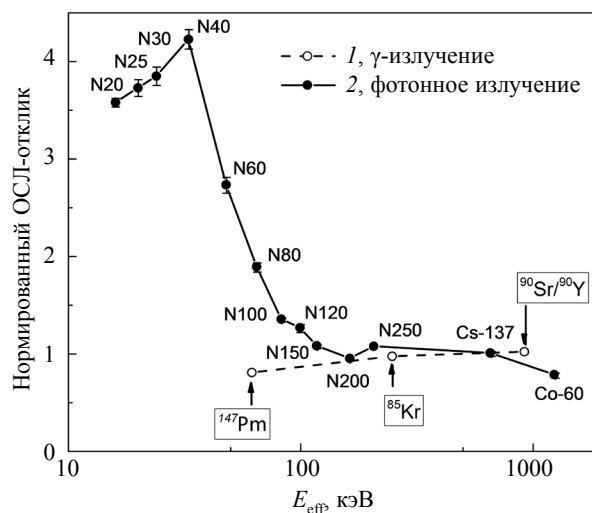


Рис. 6. Энергетические зависимости чувствительности прототипа дозиметра при измерении индивидуального эквивалента дозы $H_p(0,07)$ в полях бета- (1) и фотонного (2) излучений.

В случае с бета-облучением ОСЛ-выход незначительно, в пределах 20 %, увеличивается с ростом энергии (рис. 6, кривая 1), что укладывается в нормы [23] и не требует учета в алгоритме расчета доз. Для фотонного облучения полученная энергетическая зависимость близка к известной [2, 24] с максимумом вблизи 40 кэВ для дозиметров с детекторами толщиной ~1 мм на основе $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$, используемых для измерения $H_p(10)$. Однако в отличие от последних, у прототипа кожного дозиметра, содержащего разработанный детектор с тонким чувствительным слоем линейной толщиной 12 мкм и массовой толщиной 5 мг/см², ОСЛ-выход в диапазоне энергий 15—40 кэВ изменяется сравнительно слабо, всего на 20 %. Объяснение заключается в следующем. У толстых детекторов при уменьшении энергии в указанном диапазоне ОСЛ-выход падает в ~56 раз из-за сильного поглощения мягкого излучения поверхностными слоями, что приводит к занижению показаний, связанных с измеряемой дозой.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для автоматизированной системы индивидуального дозиметрического контроля, использующей для считывания эффект оптически стимулированной люминесценции, создан прототип кожного дозиметра с нижним пределом диапазона измеряемой дозы 100 мкЗв, энергетические и дозовые характеристики которого удовлетворяют Российским и зарубежным нормам радиационной безопасности. Полученное стало возможным в результате разработки и реализации описанного в работе нового подхода к созданию на поверхности детектора чувствительного к облучению слоя с массовой толщиной 5 мг/см². В основе подхода лежит специальная лазерная обработка поверхности детектора, логике подбора параметров которой уделено особое внимание. Так, обнаружено, что измененная обработкой структура поверхности детектора в области воздействия лазерного импульса сильно неоднородна. В ее центре находится кратер, а на его периферии — микрокристаллическая структура. Именно она является ОСЛ-активной.

Работа выполнена в рамках государственного задания МИНОБРНАУКИ России (тема «Диагностика», № 122021000030-1) при частичной поддержке РФФИ (проект № 20-48-660045).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Yukihara E.G., McKeever S.W.S., Akselrod M.S.* State of art: Optically stimulated luminescence dosimetry – Frontiers of future research // *Radiation Measurements*. 2014. V. 71. P. 15—24.
2. *Yukihara E.G., McKeever S.W.S.* Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications. Chichester: Wiley, 2011. P. 384.
3. *Botter-Jensen L., McKeever S.W.S., Wintle A.G.* Optically Stimulated Luminescence Dosimetry // Elsevier Science. 2003. P. 355.
4. *Туйков А.С., Абашев Р.М., Красноперов В.С., Сюрдо А.И.* Спектральное и временное разделение сигналов оптической стимуляции и оптически стимулированной люминесценции в аниондефектном корунде / *Физика. Технологии. Инновации ФТИ2021. Тезисы докладов*. Екатеринбург: изд-во УрФУ, 2021. С. 491—492.
5. АО «Уральский электромеханический завод» [электронный ресурс]: Автоматизированная система индивидуального дозиметрического контроля КОРОС-333, URL: <http://ural.prom-rus.com/kontrolno-izmeritelnie-pribori-i-avtomatika/oborydovanie-metrologicheskoe/40860/> (дата обращения: 21.04.2022).
6. СанПиН 2.6.1.2523-09. Нормы радиационной безопасности. НРБ99/2009. Санитарные правила и нормативы. М.: Роспотребнадзор, 2009. С. 100.
7. *Сюрдо А.И., Болдеш А.В., Власов М.И., Мильман И.И.* Оценка погрешностей измерения поглощенных доз кожными и глазными дозиметрами с отличающимися толщинами активных и защитных слоев // *Аппаратура и новости радиационных измерений*. 2014. № 1. С. 2—8.
8. *Bilski P., Olko P., Burgkhardt B., Piesch E.* Ultra-thin LiF:Mg,Cu,P detectors for beta dosimetry // *Radiation Measurements*. 1995. V. 24. No. 4. P. 439—443.
9. *Luo Ling Z., Velbeck Ken, Rotunda Joseph, Esser Reiner.* An improved HarshawTLD™ extremity dosimeter – DXTRAD beta ring // *Radiation Measurements*. 2011. V. 46. Is. 6—7. P. 621—625.
10. *Asena A., Crowe S.B., Kairn T., Dunn L., Cyster M., Williams I.M., Charles P.H., Smith S.T., Trapp J.V.* Response variation of optically stimulated luminescence dosimeters // *Radiation Measurements*. 2014. V. 61. P. 21—24.
11. *Perks C.A., Yahnke C., Million M.* Medical dosimetry using Optically Stimulated Luminescence dots and microStar readers // *International Atomic Energy Agency (IAEA)*. 2008. V. 43. Is. 8. P. 10.
12. *Шлеенкова Е.Н.* Экспериментальное исследование характеристик индивидуальных термолюминесцентных дозиметров для измерения эквивалентных доз в коже и хрусталике глаза // *Радиационная гигиена*. 2014. Т. 7. № 4.

13. Ильвес В.Г., Соковнин С.Ю., Сурдо А.И., Власов М.И., Мильман И.И. Способ получения тонкослойного, основанного на эффектах термически и/или оптически стимулированной люминесценции детектора заряженных частиц ядерных излучений на основе оксида алюминия / Патент РФ на изобретение № 2507629 от 20.02.2014. Бюл. № 5.

14. Surdo A.I., Vlasov M.I., Il'ves V.G., Milman I.I., Pustovarov V.A., Sokovnin S.Yu. Nanostructured layers of anion-defective gamma-alumina — New perspective TL and OSL materials for skin dosimetry. Preliminary results // Radiation Measurements. 2014. V. 71. P. 47—50.

15. Сарычев М.Н., Мильман И.И., Сурдо А.И., Абашев Р.М. Способ получения тонкослойных детекторов ионизирующих излучений для кожной и глазной дозиметрии, использующий стандартный детектор $Al_2O_3:C$ на базе анион-дефектного корунда: патент на изобретение / Патент РФ на изобретение № 2697661 от 16.08.2019. Бюл. № 23.

16. Туйков А.С., Сурдо А.И., Абашев Р.М., Красноперов В.С., Мильман И.И. Спектральное и временное разделение сигналов оптической стимуляции и оптически стимулированной люминесценции в анионодефектном корунде / Физика. Технологии. Инновации: сборник статей VIII Международной молодежной научной конференции. Екатеринбург: УрФУ, 2021. С. 462—468.

17. Мильман И.И., Сурдо А.И., Абашев Р.М. Способ получения тонкослойных детекторов ионизирующих излучений для кожной и глазной дозиметрии / Патент РФ на изобретение № 2747599 от 11.05.2021. Бюл. 14.

18. IEC 62387:2020. Radiation protection instrumentation — Dosimetry systems with integrating passive detectors for individual, workplace and environmental monitoring of photon and beta.

19. СТО 1.1.1.01.001.0877-2020. Автоматизированная система индивидуального дозиметрического контроля атомных электростанций. Технические требования, 2020.

20. ISO 4037-4:2019. Radiological protection — X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy. Part 4: Calibration of area and personal dosimeters in low energy X reference radiation fields.

21. ГОСТ 8.087—2000. Установки дозиметрические рентгеновского и гамма-излучений эталонные. Методика поверки по мощности экспозиционной дозы и мощности кермы в воздухе. М.: ИПК Издательство стандартов, 2001.

22. Делоне Н.Б. Взаимодействие лазерного излучения с веществом / Курс лекций. М.: Наука, 1989. С. 280.

23. МУ 2.6.5.037-2016. Контроль эквивалентной дозы фотонного и бета-излучения в коже и хрусталике глаза. Москва: ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2016.

24. Gasparian P.B.R., Vanhavere F., Yukihiro E.G. Evaluating the influence of experimental conditions on the photon energy response of $Al_2O_3:C$ optically stimulated luminescence detectors // Radiation Measurements. 2012. V. 47. P. 243—249.