

Анализ пригодности сцинтилляционного детектора на основе кристалла LSO для клинической дозиметрии

© С.А. Ягнюков,¹ Ж.С. Лебедева,¹ Д.М. Блитман,² О.В. Юрасова²

¹ Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, 197022 Санкт-Петербург, Россия

² Государственный научно-исследовательский и проектный институт редкометаллической промышленности (АО „Гиредмет“), 111524 Москва, Россия
e-mail: seomcka.seom@yandex.ru

Поступило в Редакцию 25 октября 2025 г.

В окончательной редакции 17 декабря 2025 г.

Принято к публикации 10 января 2026 г.

Исследована возможность применения сцинтилляционных детекторов на основе кристаллов LSO ($\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$) для задач клинической дозиметрии в радиотерапии. Проведено компьютерное моделирование процесса возникновения и регистрации фотонов в сцинтилляционном детекторе в программе Geant4, определены оптимальные параметры кристалла (длина 10–15 mm для энергии фотонов 1.25–7.5 MeV). Экспериментальная проверка прототипа детектора в водном фантоме на ускорителе Varian Unique выявила его преимущества (пространственное разрешение, сравнимое с разрешением полупроводникового детектора Sun Nuclear EDGE) и недостатки (чувствительность к засветке, нелинейная зависимость от мощности излучения). Результаты подтверждают возможность использования сцинтилляторов в дозиметрии, однако существующие детекторы имеют преимущество из-за меньшей толщины детектора и соответственно меньшего влияния на однородность потока излучения.

Ключевые слова: клиническая дозиметрия, сцинтиллятор, компьютерное моделирование, экспериментальная проверка.

DOI: 10.61011/JTF.2026.04.62671.296-25

Введение

Современная радиотерапия является одним из ключевых методов лечения онкологических заболеваний, поскольку она обеспечивает локальное воздействие ионизирующего излучения (ИИ) на опухолевые ткани с минимальным повреждением здоровых структур. Однако эффективность и безопасность лучевой терапии напрямую зависят от точности дозиметрии — измерения и контроля распределения поглощенной дозы в биологических тканях. В клинической практике традиционно применяются ионизационные камеры и полупроводниковые детекторы, однако эти технологии имеют ряд ограничений, включающий недостаточное пространственное разрешение, зависимость от температуры и сложность эксплуатации.

Сцинтилляционные детекторы, преобразующие энергию ИИ в оптическое излучение, обладают значительным потенциалом для совершенствования дозиметрических систем. Их преимуществами являются высокая чувствительность, возможность миниатюризации и отсутствие необходимости во внешнем питании для работы сцинтиллятора. Они могут применяться в случаях, когда необходима субмиллиметровая точность измерений, где ионизационные камеры, являющиеся стандартом современной дозиметрии, не могут обеспечить необходимую точность измерений ввиду ограничений на уменьшение

объема. Связка сцинтиллятора и фотодиода потенциально может генерировать в 5–10 раз больший ток при аналогичных объемах, позволяя уменьшить размер кристалла без ухудшения соотношения сигнал/шум, и повысить точность дозиметрии.

Несмотря на успешное использование кристаллов LSO ($\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$) в позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ), их применение в клинической дозиметрии изучено недостаточно. В частности, отсутствуют данные об оптимальной геометрии кристалла для различных энергий терапевтических пучков, влиянии конструктивных особенностей детектора (например, длины оптоволоконка) на точность измерений и сравнительной эффективности сцинтилляционных детекторов по отношению к традиционным системам в условиях водного фантома.

Цель настоящей работы — оценка пригодности сцинтилляционных детекторов на основе LSO для клинической дозиметрии через комплексное моделирование и экспериментальную проверку. Для достижения цели решались следующие задачи:

- 1) анализ характеристик сцинтиллятора LSO для проверки возможности создания детектора на его основе;
- 2) компьютерное моделирование в Geant4 для определения:
 - зависимости светосбора от длины кристалла при энергиях 500 keV–7.5 MeV;

- потеря света в оптоволокне из ПММА (полиметил-метакрилат) различной толщины;
- 3) экспериментальная проверка прототипа детектора:
 - измерение линейности отклика, шумовых характеристик и послесвечения;
 - сравнение с полупроводниковым детектором Sun Nuclear EDGE и ионизационной камерой SNC125 в водном фантоме.

Научная новизна исследования заключается в проведении первого систематического анализа применения сцинтиллятора LSO для дозиметрии терапевтических пучков, разработке методики оптимизации геометрии детектора на основе моделирования и выявлении ключевых конструктивных ограничений.

1. Обзор литературы

Современные исследования в области сцинтилляционных материалов для медицинской дозиметрии демонстрируют растущий интерес к сцинтилляционным кристаллам, легированным церием, в частности к $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$, что обусловлено уникальным сочетанием его физических и эксплуатационных характеристик. Анализ литературных данных позволяет выделить ключевые преимущества выбранного сцинтиллятора по сравнению с традиционными, такими как $\text{NaI}(\text{Tl})$, BGO или $\text{CsI}(\text{Tl})$. Принципиальное значение имеют: высокая плотность материала, короткая радиационная длина и высокий световыход, обеспечивающие эффективное поглощение терапевтических доз ИИ в компактном объеме кристалла, что критически важно для миниатюризации детекторов медицинского назначения. LSO имеет плотность 7.4 g/cm^3 , радиационную длину 1.14 cm и световыход 30 photon/keV . Кроме того, он не гигроскопичен [1–5].

LSO обладает высокой радиационной стойкостью: световыход снижается менее чем на 10% при получении кристаллом дозы 2000 Gy [6]. При использовании в ежемесячной дозиметрии на ускорителе Varian Unique такая доза будет получена детектором за 1.5–2 года эксплуатации.

Температурная стабильность LSO, демонстрирующая отклонение световыхода не более 1.5% в клинически значимом диапазоне $285\text{--}300 \text{ K}$, в сочетании с отсутствием гигроскопичности, кардинально отличает этот материал от распространенных гигроскопичных сцинтилляторов типа $\text{NaI}(\text{Tl})$, требующих герметичной упаковки [7]. Важнейшей характеристикой для применения в реальном времени является короткое время высвечивания: LSO — 40 ns , что на порядок превосходит аналогичный параметр для $\text{CsI}(\text{Tl})$ — 1220 ns и позволяет минимизировать эффект наложения сигналов при работе с импульсными пучками современных медицинских ускорителей. При этом энергетическое разрешение LSO (662 keV) составляет 6.89%, что удовлетворяет требованиям клинической дозиметрии [8].

Особого внимания заслуживает успешное внедрение LSO в коммерческие системы медицинской визуализации, такие как ПЭТ-КТ сканеры Philips Vereos, Siemens Biograph Vision и Biograph Vision Quadra, где эти кристаллы обеспечивают рекордное пространственное разрешение, что подтверждает их технологическую зрелость и воспроизводимость характеристик в серийном производстве [9–14]. LSO рассматриваются в качестве перспективных вариантов миниатюрных матриц с высоким разрешением для ПЭТ-КТ визуализации небольших животных [15–17]. Данный сцинтиллятор также показывает лучшую эффективность в сравнении с другими неорганическими современными сцинтилляторами при регистрации единичных гамма-фотонов 2.22 MeV [18].

Однако анализ литературы выявляет существенный пробел в исследованиях, посвященных именно дозиметрическим применениям LSO, поскольку большинство работ сосредоточено на задачах визуализации, что делает настоящее исследование особенно актуальным для заполнения этой ниши и расширения областей применения данных материалов.

Сравнительный анализ характеристик различных сцинтилляторов однозначно свидетельствует о преимуществах LSO по комплексу параметров, важных для клинической дозиметрии: высокая плотность и эффективный атомный номер обеспечивают хорошую эффективность регистрации высокоэнергетического излучения, а температурная стабильность гарантирует воспроизводимость результатов в реальных клинических условиях.

Технологические сложности выращивания крупных монокристаллов LSO и их относительно высокая стоимость по сравнению с традиционными материалами остаются факторами, ограничивающими массовое внедрение, однако прогресс в методах синтеза и удешевление производства, наблюдаемые в последние годы в России, позволяют прогнозировать расширение применения этих материалов в медицинской дозиметрии.

Проведенный анализ литературы подтверждает, что LSO представляет собой перспективный вариант для разработки нового поколения сцинтилляционных детекторов клинической дозиметрии, сочетающий в себе оптимальные физические характеристики. Отсутствие систематических исследований его дозиметрических возможностей в условиях водного фантома делает настоящее исследование своевременным и практически значимым для развития методов точной радиотерапии.

2. Методы

2.1. Компьютерное моделирование в Geant4

Моделирование сцинтилляционного детектора выполнялось с использованием программы Geant4 версии 11.1.3, выбранной благодаря наличию возможностей моделирования ядерных взаимодействий и оптических процессов, что позволяет точно описать геометрию

детектора, свойства его компонентов и условия эксперимента.

Геометрическая модель включала несколько основных компонентов: объем области расчетов размером $50 \times 10 \times 10$ mm, заполненный воздухом; сцинтиллятор LSO в форме прямоугольного параллелепипеда с изменением длины от 4 до 32 mm с шагом 1 mm при постоянном сечении 3×3 mm; оптоволокно из ПММА диаметром 1 mm и длиной 120 cm с показателем преломления 1.49; а также идеализированный детектор с чувствительной площадью 3×3 mm и 100% эффективностью. Система координат была организована таким образом, что ось X соответствовала направлению пучка и продольной оси кристалла, а начало координат располагалось в точке входа фотона в кристалл.

Источник излучения моделировался как фотонный луч с монохроматическими линиями на энергиях 511 keV, 1.25, 3, 5 и 7.5 MeV, нормально падающий на торец кристалла; при этом рассматривались как осевое, так и боковое детектирование.

С каждой энергией и длиной кристалла было проведено от 10 000 до 20 000 симуляций. Анализ данных проводился путем расчета эффективности регистрации через нахождение максимума зависимости светосбора от длины кристалла.

2.2. Экспериментальная проверка

Экспериментальная часть исследования включала комплексную проверку разработанного сцинтилляционного детектора в реальных условиях с использованием ускорителя электронов Varian Unique и водного фантома Sun Nuclear 3D SCANNER со встроенным двухканальным электрометром PC Electrometer [19,20].

Радиационный пучок представлен непрерывным спектром тормозных фотонов с максимальной энергией налетающих электронов 6 MeV.

Было изготовлено два детектора: на основе кристаллов LSO размером $3 \times 3 \times 10$ mm и $3 \times 3 \times 15$ mm. Каждый детектор состоял из кристалла, оптически соединенного через специальный клей с показателем преломления 1.5–1.6 с полиметилметакрилатным оптоволокном длиной 120 cm и диаметром 3 mm, которое передавало световой сигнал на кремниевый фотодиод ФД265А с чувствительной площадью 1.45×1.45 mm, при этом все соединения были дополнительно защищены термоусадочной трубкой для обеспечения механической стабильности светоизоляции, а кристаллы были помещены в водозквентные непрозрачные пластиковые колпачки толщиной 1 mm. Схема детектора приведена на рис. 1.

Оптическое волокно между сцинтиллятором и фотодиодом предназначено для вынесения фотодиода из-под радиационного поля, что необходимо по двум причинам: фотодиод имеет металлический корпус, который создает мощный поток вторичных электронов, влияющий на результаты измерений; сам фотодиод, являясь полупроводником, генерирует ток при попадании на него гамма-

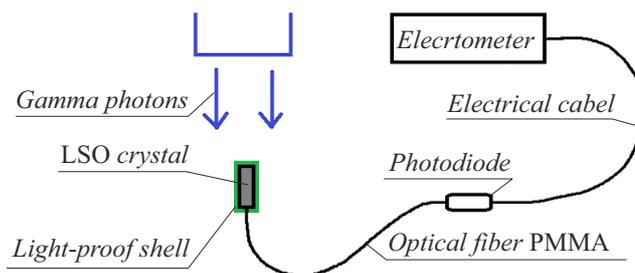


Рис. 1. Схема сцинтилляционного детектора.

фотонов. Оптоволокно позволяет почти полностью исключить влияние ИИ на фотодиод и соответственно на результаты измерений.

Фототок в режиме точечных измерений регистрировался при помощи дозиметра клинического Dose-1 в режиме электрометра, приборная погрешность измерений составляла 0.5% [21].

Калибровочные измерения начались с определения базовых характеристик детектора, включая зависимость фототока от мощности дозы в диапазоне 1–6 Gy/min с шагом 1 Gy/min. Измерения проводились на столе для проведения радиотерапевтических процедур на расстоянии 100 cm от гантри, поле 10×10 cm, фотодиод находился на удалении 120 cm от радиационного поля. Также проводились измерения темного тока фотодиода как при выключенном ускорителе, так и во время его работы, но с детектором, вынесенным за пределы радиационного поля, что позволило оценить вклад рассеянного излучения в общий шум системы. Дополнительно был вычислен коэффициент нелинейности детектора — нелинейность изменения фототока при изменении мощности дозы.

Измерение влияния собственной радиоактивности кристаллов выполнялось путем измерения сигнала от детектора без радиационного пучка спустя три дня высвечивания. Также для определения влияния сцинтилляции полиметилметакрилата оптоволокно было помещено в радиационное поле без приклеенного кристалла при всех возможных мощностях дозы (1–6 Gy/min с шагом 1 Gy/min).

Для оценки времени высвечивания кристалла выполнялись измерения послесвечения кристалла после 10 min облучения при мощности 5 Gy/min, где регистрация сигнала велась с интервалами от 15 до 60 s в течение 15 min после прекращения облучения.

Основные дозиметрические измерения проводились в водном фантоме, где детектор перемещался с шагом 1 mm сначала по глубине от поверхности до 25 cm для построения кривой глубинного распределения дозы, а затем в поперечном направлении на глубине 10 cm для получения профиля пучка 3×3 cm. Сравнение с полупроводниковым детектором Sun Nuclear EDGE и ионизационной камерой Sun Nuclear Ion Chamber 125c выполнялось в идентичных условиях [22,23].

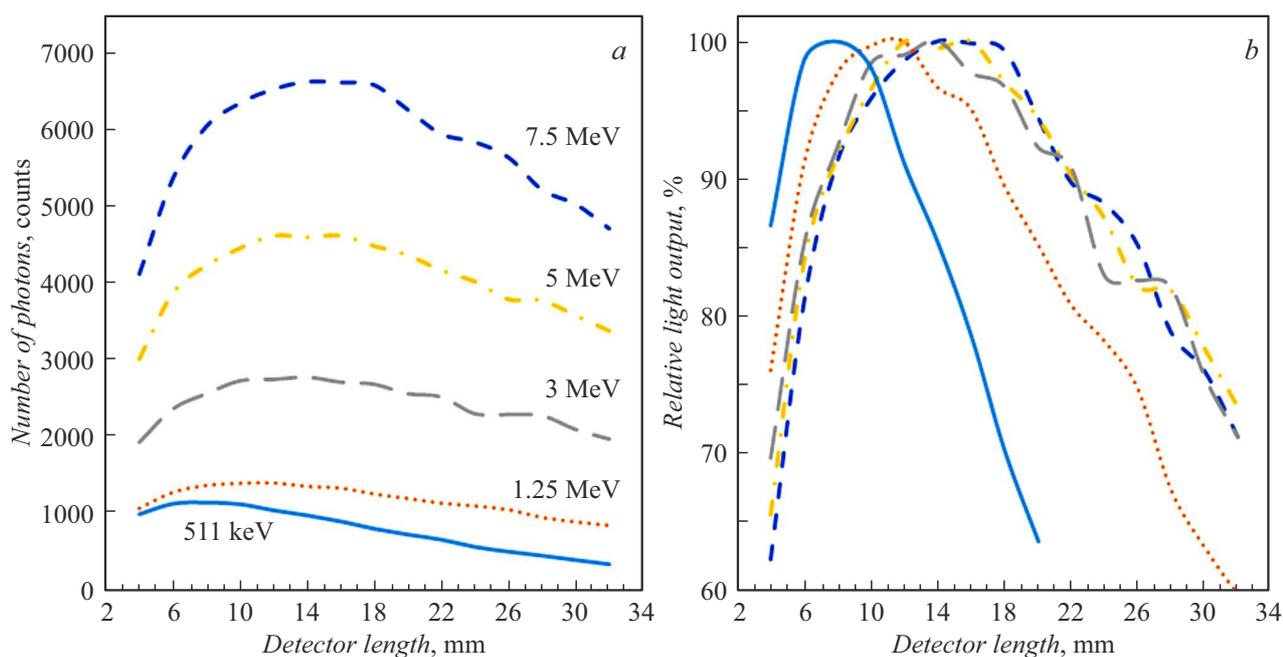


Рис. 2. *a* — зависимость количества зарегистрированных детектором фотонов от длины сцинтилляционного кристалла и энергии гамма-квантов; *b* — зависимость относительного светосбора сцинтиллятора от энергии гамма-квантов и длины кристалла.

3. Результаты

3.1. Результаты моделирования

Моделирование методом Монте-Карло в Geant4 позволило получить детальную картину взаимодействия ИИ с кристаллом LSO и последующего образования оптических фотонов, где ключевым результатом стало установление четкой зависимости эффективности светосбора от геометрических параметров кристалла и энергии падающего излучения. При малых длинах кристалла часть гамма-квантов выходит за его габариты, что приводит к снижению энерговыделения. В то же время с увеличением длины кристалла возрастают потери при переотражении фотонов. Для фотонов 511 keV максимальная эффективность детектирования достигалась при длине кристалла 8 mm, тогда как для более высоких энергий наблюдалось закономерное смещение максимума светосбора в сторону больших длин, что объясняется увеличением глубины проникновения высокоэнергетических фотонов и необходимостью полного поглощения их энергии в объеме сцинтиллятора (рис. 2).

Особое внимание в моделировании уделялось процессам потерь света в системе передачи сигнала, где для оптоволоконна из ПММА длиной 120 см было установлено суммарное ослабление сигнала на 18.9%, включающее 12.3% потерь на поглощение в материале и 6.6% на переотражениях на границах раздела. Такое соотношение указывает на необходимость использования специализированных световодов с улучшенными характеристиками пропускания в диапазоне излучения сцинтиллятора (420 nm) для повышения общей эффек-

тивности системы. Моделирование пространственного распределения энерговыделения в кристалле выявило существенную неоднородность, особенно выраженную для высоких энергий (5–7.5 MeV), где максимум ионизации смещается вглубь кристалла, формируя характерный профиль с резким ростом плотности возбуждений на первых миллиметрах и постепенным спадом к противоположному торцу, что необходимо учитывать при интерпретации экспериментальных данных и разработке алгоритмов коррекции сигнала.

3.2. Результаты экспериментальной проверки

В результате определения основных характеристик детектора была установлена прямая зависимость фототока от мощности дозы. Коэффициент сигнал/шум для LSO $3 \times 3 \times 10$ mm равен 250, для $3 \times 3 \times 15$ mm — 450. Около 95% шумового сигнала составлял фототок от рассеянного излучения в каньоне ускорителя, неизбежно попадающего на фотодиод. Линейность отклика детектора в диапазоне мощностей 1–6 Gy/min подтвердилась высоким коэффициентом детерминации ($R_2 = 0.977$) при измерении зависимости фототока от мощности дозы, где значение заряда на 1 Gy оставалось стабильным в пределах 2862–2880 pC (для кристалла $3 \times 3 \times 10$ mm), демонстрируя отклонение не более 1%, в то время как коэффициент нелинейности, рассчитываемый как относительное отклонение от идеальной прямой, прогрессивно увеличивался с 0.59% при 2 Gy/min до 3.52% при 6 Gy/min, что связано с постепенным насыщением фотодиода на высоких уровнях сигнала (рис. 3).

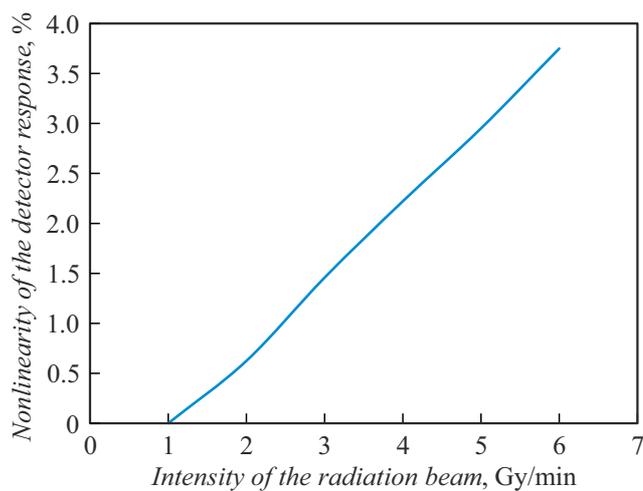


Рис. 3. Изменение коэффициента нелинейности детектора с увеличением мощности излучения.

Не удалось оценить влияние собственной радиоактивности кристаллов на результаты измерений, так как используемый электрометр не зафиксировал статистически значимых отклонений мощности регистрируемого фототока при подключении детекторов без их предварительного облучения. Внешние наводки на электрометр не превышали 0.05 pA.

При исследовании угловой чувствительности изменения сигнала не превышали 1%, что свидетельствует об изотропности световых выходов и отсутствии выраженной зависимости от ориентации кристалла в поле излучения.

Послесвечение меньшего кристалла LSO через 1 min после 10 min облучения при 5 Gy/min составляло 0.41 и 0.30 pA через 15 min, уменьшаясь по логарифмическому закону, что показано на рис. 4. Этот фактор необходимо учитывать при проведении серийных измерений с короткими интервалами между экспозициями.

Для оценки влияния сцинтилляции ПММА на общий уровень фототока было проведено облучение оптоволоконного пучка без кристалла. В радиационном поле находилось 10 cm оптического волокна, что соответствует 0.7 cm³ полиметилметакрилата: такой объем оптоволоконного пучка может находиться под пучком во время измерений. Вне зависимости от мощности дозы не зафиксирован фототок от сцинтилляции пластика, что связано как с его низким световым выходом без добавления активаторов, так и с нечувствительностью фотодиода к свету в УФ диапазоне, на который приходится максимум излучения.

3.3. Результаты дозиметрии в водном фантоме

По результатам дозиметрии в водном фантоме детекторы продемонстрировали сравнимое с детектором Sun Nuclear EDGE пространственное разрешение при измерении профиля пучка, что видно на рис. 5.

Результаты измерений были нормированы на максимум для наглядного сравнения результатов. Уровень сиг-

нала от меньшего кристалла выше в тени радиационного пучка из-за худшего соотношения сигнал/шум: фоновая засветка фотодиода рассеянным излучением в каньоне ускорителя оказывает влияние на результаты измерений.

Глубинные распределения дозы, полученные при сканировании от поверхности воды до 25 cm с шагом 1 mm, показали максимум ионизации меньшего кристалла на глубине (11 ± 0.1) mm и большего (12 ± 0.1) mm при эталонном значении 14 mm, что видно на рис. 6. На рисунке хорошо видны различающиеся формы графиков, что говорит о различном поведении сцинтилляторов и ионизационной камеры в условиях изменяющегося вокруг детектора потока излучения. Сцинтилляционные детекторы, ввиду своей конструкции, поглощают больше энергии и выдают больший сигнал, в то время как в действительности реальное распределение мощности дозы с глубиной приближено к показаниям ионизационной камеры, которая в отличие от кристаллов почти не влияет на поток излучения. Лучший результат измерения глубинной мощности дозы могут показать органические (тканезквивалентные) сцинтилляторы, однако из-за меньшего светового выхода и меньшей плотности они будут излучать существенно меньше света, что является серьезным ограничением при уменьшении чувствительного объема.

Сравнение с коммерческим полупроводниковым детектором Sun Nuclear EDGE и ионизационной камерой SNC125 продемонстрировало как преимущества, так и ограничения разработанной системы: с одной стороны, LSO-детектор показал хорошее пространственное разрешение при сканировании области тени пучка за счет небольшой чувствительной площади и отсутствия металлического корпуса, создающего дополнительное рассеяние, с другой стороны, из-за особенностей устройства детекторов, глубинное распределение дозы регистрируется неверно, что исключает использование сцинтилляционных детекторов подобной конструкции при измерении зависимости мощности дозы от глубины.

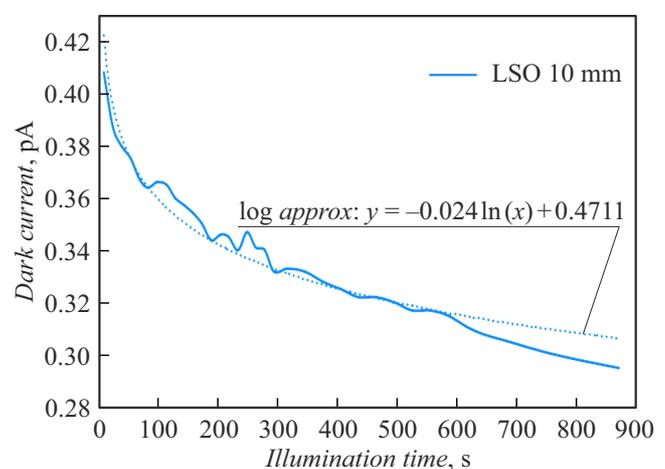


Рис. 4. Послесвечение кристалла LSO.

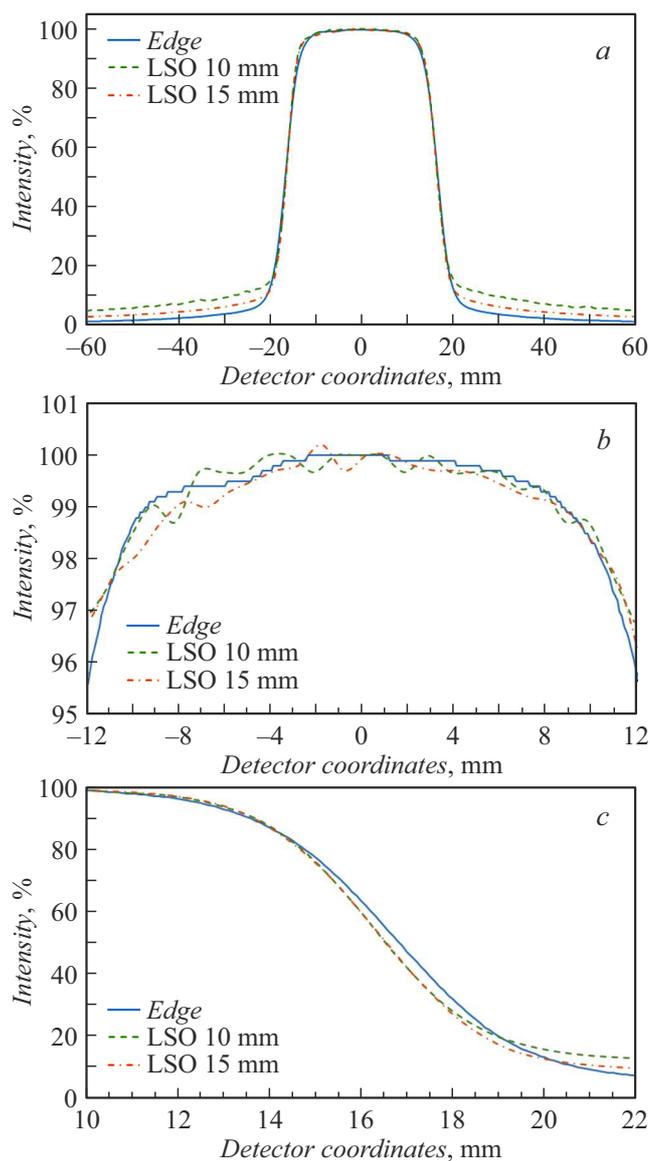


Рис. 5. Результаты дозиметрии на глубине 10 см в радиационном поле 3×3 см: *a* — общий вид, *b* — центральная часть поля, *c* — теньевая часть пучка.

Заключение

Проведенное исследование сцинтилляционного детектора на основе кристаллов LSO для задач клинической дозиметрии позволило сделать ряд принципиально важных выводов, имеющих значение для развития методов точной радиотерапии. Ключевым достижением стало экспериментальное подтверждение возможности использования сцинтилляционных детекторов, что особенно критично для современных методов конформного облучения и стереотаксической радиохирургии, требующих субмиллиметровой точности дозиметрического контроля. Полученные результаты демонстрируют, что сцинтилляторы могут стать основой

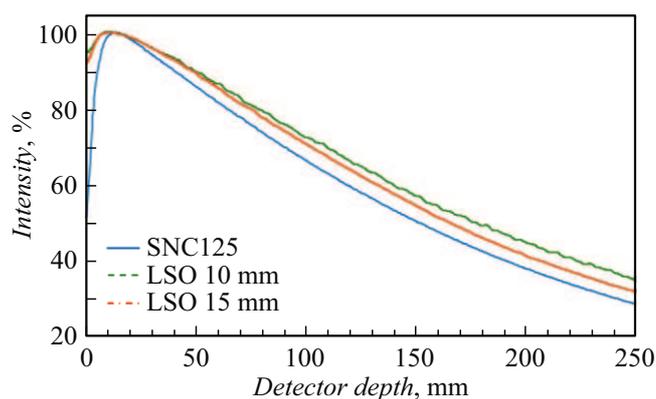


Рис. 6. Результаты измерения глубинного распределения мощности дозы.

для нового поколения дозиметрических приборов, сочетающих высокую точность измерений с радиационной стойкостью и температурной стабильностью, при этом важнейшим технологическим преимуществом является возможность создания миниатюрных детекторных сборок с чувствительным объемом менее 0.1 cm^3 , что недостижимо для традиционных ионизационных камер.

Анализ экспериментальных данных позволяет сделать вывод: сцинтилляционные детекторы можно использовать в относительной клинической дозиметрии за исключением измерений зависимости дозы от глубины.

К выявленным преимуществам сцинтилляционных детекторов можно отнести: точность измерений, сравнимая с коммерческим детектором Sun Nuclear EDGE при горизонтальном сканировании радиационного пучка; достаточное для выделения „чистого“ сигнала соотношение сигнал/шум в проверенной конструкции детектора без использования ФЭУ. Недостатками же являются: сильное влияние сцинтиллятора на поток излучения вокруг него, из-за чего невозможно корректно измерить глубинное распределение дозы в водном фантоме; необходимость учета полученной детектором дозы излучения и изменяющегося световыхода, так как кристалл деградирует из-за накопления радиационных дефектов (не имеет значения при относительной дозиметрии). Недостатком конкретных протестированных образцов также является кремниевый фотодиод, чувствительность которого в сине-фиолетовой области спектра (380–420 nm) находится на уровне 5%–10% от максимальной. Выбор более подходящего фотодиода позволит существенно улучшить коэффициент сигнал/шум, что положительно скажется на качестве сигнала.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] S. Gundacker, E. Auffray, K. Pauwels, P. Lecoq. *Phys. Med. Biol.*, **61** (7), 2802 (2016). DOI: 10.1088/0031-9155/61/7/2802
- [2] S. Siegel, M. Eriksson, A.A. Carey, L. Eriksson, R. Nutt. *Poly-phosphoric acid etching of LSO crystals for improved light output, energy resolution and light transmission*. 2000 IEEE Nuclear Science Symposium. Conference Record (Lyon, France, 2000), v. 2, p. 14/60. DOI: 10.1109/NSSMIC.2000.950027
- [3] H. Rothfuss, L. Byars, M.E. Casey, M. Conti, L. Eriksson, C. Michel. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, **580** (2), 1087 (2007). DOI: 10.1016/j.nima.2007.06.067
- [4] R. Mao, C. Wu, L. Dai, S. Lu. *J. Crystal Growth*, **368**, 97 (2013). DOI: 10.1016/j.jcrysgro.2013.01.038
- [5] J. Chen, L. Zhang, R. Zhu. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, **572**, 218 (2007). DOI: 10.1016/j.nima.2006.10.213
- [6] E. Auffray, A. Borisevitch, A. Gektin, Ia. Gerasymov, M. Korjik, D. Kozlov, D. Kurtsev, V. Mechinsky, O. Sidletskiy, R. Zoueyski. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, **783**, 117 (2015). DOI: 10.1016/j.nima.2015.02.038
- [7] S. Lam, M. Gascón, S. Podowitz, S. Curtarolo, R.S. Feigelson. *IEEE Transactions on Nucl. Sci.*, **60** (2), 993 (2013). DOI: 10.1109/TNS.2012.2234136
- [8] F. Ahmadov, A. Sadigov, Yu.Yu. Bacherikov, O. Okhrimenko, K. Isayev, M. Holik, T. Slavicek, F. Mamedov, G. Ahmadov, A. Mammadli, R. Akbarov, J. Nagiyev, D. Berikov, S. Nuruyev, Z. Sadygov, Yu. Shitov, S.I. Lyubchik, S.B. Lyubchik. *Sci. Rep.*, **15**, 2823 (2025). DOI: 10.1038/s41598-025-85845-y
- [9] G. Rovera, L. Urso, F. Stracuzzi, R. Laudicella, V. Frantellizzi, Ch. Cottignoli, M. Gazzilli, P. Guglielmo, S. Panareo, L. Evangelista, A. Filice, L. Burroni. *Accreditamento Management — HTA AIMN Working Group. Clin Transl. Imaging*, **12**, 743 (2024). DOI: 10.1007/s40336-024-00650-3
- [10] C.M. Pepin, P. Berard, A.-L. Perrot, C. Pepin, D. Houde, R. Lecomte, C.L. Melcher, H. Dautet. *IEEE Transactions Nucl. Sci.*, **51** (3), 789 (2004). DOI: 10.1109/TNS.2004.829781
- [11] I. Alberts, J.N. Hünermund, G. Prenosil, C. Mingels, K.P. Bohn, M. Viscione, A. Rominger. *Europ. J. Nucl. Med. Molecular Imaging*, **48** (8), 2395 (2021). DOI: 10.1007/s00259-021-05282-7
- [12] G.A. Prenosil, H. Sari, M. Fürstner, A. Afshar-Oromieh, K. Shi, A. Rominger, M. Hentschel. *J. Nucl. Med.*, **63** (3), 476 (2022). DOI: 10.2967/jnumed.121.261972
- [13] S.A. Zein, N.A. Karakatsanis, M. Conti, S.A. Nehmeh. *IEEE Transactions on Radiat. Plasma Med. Sci.*, **5** (3), 331 (2020). DOI: 10.1109/TRPMS.2020.3034676
- [14] M. Dadgar, J. Maebe, Akl M. Abi, B. Vervenne, S. Vandenberghe. *System characteristics comparison of the Walk-Through Total-Body PET and the Biograph Vision Quadra PET/CT* (Preprint, 2023). DOI: 10.21203/rs.3.rs-2742020/v1
- [15] Y. Yang, S.S. James, Y. Wu, H. Du, J. Qi, R. Farrell, P.A. Dokhale, K.S. Shah, K. Vaigneur, S.R. Cherry. *Phys. Med. Biol.*, **56** (1), 139 (2011). DOI: 10.1088/0031-9155/56/1/009
- [16] Y.C. Tai, A. Ruangma, D. Rowland, S. Siegel, D.F. Newport, P.L. Chow, R. Laforest. *J. Nucl. Med.: Official Publication, Society Nucl. Med.*, **46** (3), 455 (2005).
- [17] S.I. Ziegler, B.J. Pichler, G. Boening, M. Rafecas, W. Pimpl, E. Lorenz, N. Schmitz, M. Schwaiger. *Europ. J. Nucl. Med.*, **28** (2), 136 (2001). DOI: 10.1007/s002590000438
- [18] F. Ahmadov, A. Sadigov, Y.Y. Bacherikov, O. Okhrimenko, K. Isayev, M. Holik, T. Slavicek, F. Mamedov, A. Ahmadov, A. Mammadli, R. Akbarov, J. Nagiyev, D. Berikov, S. Nuruyev, Z. Sadygov, Yu. Shitov, S.I. Lyubchik, S.B. Lyubchik. *Scientif. Reports*, **15** (1), 2823 (2025). DOI: 10.1038/s41598-025-85845-y
- [19] Ускоритель электронов Varian Unique: <https://www.varian.com/en-ca/products/radiotherapy/treatment-delivery/unique>
- [20] Водный фантом Sun Nuclear 3D SCANNER: <https://www.sunnuclear.com/products/3d-scanner>
- [21] Дозиметр клинический Dose-1: <https://universalenterprisespk.com/medical-equipment/iba-dosimetry-dose01-brochure.pdf>
- [22] Полупроводниковый детектор Sun Nuclear EDGE: <https://www.sunnuclear.com/products/edge-detector>
- [23] Ионизационная камера SNC125: <https://www.sunnuclear.com/Products/Snc125c-snc350p-snc600c>