

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ  
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ  
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЯДЕРНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ «МИФИ»  
(НИЯУ МИФИ)

ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ И ТЕХНОЛОГИЙ  
КАФЕДРА №40 «ФИЗИКА ЭЛЕМЕНТАРНЫХ ЧАСТИЦ»

**ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА  
К БАКАЛАВРСКОЙ ДИПЛОМНОЙ РАБОТЕ  
ИЗУЧЕНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК ГАММА-ЛОКАТОРА С  
ДЕТЕКТОРОМ НА ОСНОВЕ КРИСТАЛЛА GAGG В  
СОЧЕТАНИИ С ФОТОПРИЁМНИКОМ SiPM**

Студент \_\_\_\_\_ А. П. Зверев

Научный руководитель \_\_\_\_\_ Ф. А. Дубинин

Москва 2023

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

**ИЗУЧЕНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК ГАММА-ЛОКАТОРА С  
ДЕТЕКТОРОМ НА ОСНОВЕ КРИСТАЛЛА GAGG В  
СОЧЕТАНИИ С ФОТОПРИЁМНИКОМ SiPM**

Студент \_\_\_\_\_ А. П. Зверев

Научный руководитель \_\_\_\_\_ Ф. А. Дубинин

Рецензент \_\_\_\_\_ А. В. Шакиров

Секретарь ГЭК,  
к.ф.-м.н. \_\_\_\_\_ А. А. Кириллов

Зав. каф. №40,  
д.ф.-м.н., проф. \_\_\_\_\_ М. Д. Скорохватов

# Содержание

<b>Введение</b>	<b>5</b>
<b>1 Анализ источников</b>	<b>8</b>
1.1 Гамма-локатор при диагностике онкологических заболеваний . . .	8
1.2 Гамма-зонд в применении к диагностированию рака молочных желёз . . . . .	8
1.2.1 Подход к проведению исследования . . . . .	9
1.2.2 Результаты проведённого исследования . . . . .	9
1.3 Гамма-зонд в применении к диагностированию рака желудочно- кишечного тракта . . . . .	10
1.3.1 Устройство прибора, использованного при диагностиро- вании . . . . .	10
1.3.2 Анализ подходов к проведению диагностирования . . . . .	11
1.3.3 Альтернативный подход к рассмотренным методам диа- гностирования . . . . .	12
1.3.4 Результаты проведённого исследования . . . . .	13
1.4 Гамма-зонд в применении к диагностированию рака шейки матки	14
1.4.1 Методика диагностирования . . . . .	14
1.4.2 Сравнение различных гамма-зондов, использованных в диагностировании . . . . .	15
1.4.3 Результаты проведённого исследования . . . . .	15
1.5 Гамма-зонд в применении к диагностированию рака головы и шеи . . . . .	16
1.5.1 Результаты проведённого диагностирования . . . . .	17
1.6 Гамма-зонд в реабилитационной деятельности после стихийных бедствий . . . . .	17
1.7 Гамма-локатор при определении глубины залегания злокаче- ственных образований в организме пациента . . . . .	18
1.8 Радиоуправляемый гамма-зонд DROP-IN, преимущества в срав- нении с классическим гамма-зондом . . . . .	18

1.8.1	Гамма-зонд DROP-IN в определении степени хирургического вмешательства . . . . .	18
1.8.2	Клинические исследования, проводимые посредством молекулярной визуализации . . . . .	19
1.8.3	Ограниченный доступ к перспективным технологиям . . . . .	20
1.8.4	Привязной гамма-зонд Click-On . . . . .	20
1.9	Гамма-зонд Gamma Pen . . . . .	20
1.9.1	Результаты оценки параметров Gamma Pen (на основе стандарта NEMA NU3-2004) . . . . .	21
1.9.2	Гамма-зонд Gamma Pen: инновационная конструкция . . . . .	22
1.9.3	Результаты проведённой работы . . . . .	23
1.10	Максимум чувствительности диагностирующего оборудования при условии минимальности размеров . . . . .	23
1.11	Достоинства лапароскопической хирургии, подходы к устранению негативных последствий проведения лапароскопических процедур . . . . .	24
1.11.1	Результаты проведённого исследования . . . . .	25
1.11.2	Методика проведения диагностики, опирающаяся на эффект Доплера . . . . .	25
1.11.3	Преимущества проведённого исследования в сравнении с аналогичными подходами к диагностике . . . . .	26
1.12	Рабочее вещество детектора, используемого в гамма-локаторе . . . . .	26
1.12.1	Сравнение характеристик GAGG:Ce с характеристиками NaI:Tl, CsI:Tl . . . . .	27

## 2 Изучение эффективности сцинтилляторов

	<b>GAGG, LYSO, LaBr<sub>3</sub> для применения в гамма-локаторе</b>	<b>29</b>
2.1	Моделирование GAGG:Ce, LYSO:Ce, LaBr <sub>3</sub> :Ce . . . . .	30
2.2	Кристалл 3x3x10 мм <sup>3</sup> . . . . .	33
2.3	Кристалл 3x3x10 мм <sup>3</sup> : графики зависимости числа поглощённых гамма-квантов от длины кристалла . . . . .	34
2.4	Кристалл 3x3x1 мм <sup>3</sup> . . . . .	35

2.5	Результаты моделирования GAGG:Ce, LYSO:Ce, LaBr <sub>3</sub> :Ce . . . . .	36
<b>3</b>	<b>Изучение зависимости коэффициента светосбора в детекторе на основе кристалла GAGG и SiPM от типа отражающего покрытия</b>	<b>38</b>
3.1	Описание детектора . . . . .	39
3.2	Описание установки . . . . .	40
3.3	Экспериментальные данные . . . . .	41
3.4	Результаты измерений . . . . .	41
3.5	Результаты определения покрытия, обеспечивающего наилуч- ший светосбор . . . . .	44
<b>4</b>	<b>Измерение световыхода сцинтиллятора GAGG с помощью SiPM</b>	<b>45</b>
4.1	Описание детектора . . . . .	45
4.2	Методика измерений и обработки результатов . . . . .	46
4.3	Описание установки . . . . .	47
4.4	Измерение одноэлектронного спектра . . . . .	47
4.5	Определение коэффициента усиления . . . . .	48
4.6	Калибровка шкалы кодировщика . . . . .	49
4.7	Определение эффективности регистрации . . . . .	50
4.8	Измерение спектра сцинтиллятора GAGG:Ce без отражателя . . . . .	50
4.9	Определение количества сработавших ячеек и световыхода . . . . .	52
4.10	Моделирование, используемое для определения коэффициента светосбора . . . . .	53
4.11	Результаты измерений . . . . .	53
4.12	Результаты определения световыхода GAGG:Ce . . . . .	56
<b>5</b>	<b>Определение координатного разрешения сцинтилляционного детектора</b>	<b>57</b>
	<b>Заключение</b>	<b>60</b>
	<b>Список использованных источников</b>	<b>61</b>

# Введение

Гамма-локатор – миниатюрный детектор гамма-излучения на основе неорганического сцинтиллятора и кремниевого фотоумножителя (SiPM), предназначенный для применения в ядерной медицине с целью определения пространственного распределения радиоактивного фармпрепарата в организме пациента.

Существуют две основные области применения гамма-локатора: интраоперационный поиск «сторожевых» лимфатических узлов и неинвазивное сканирование поверхности тела пациента. В первом случае радиофармпрепарат перед операцией вводят в тело пациента, и хирург во время удаления опухоли проверяет лимфоузлы на наличие метастаз. Второй способ позволяет при помощи гамма-локатора определить опухоли, расположенные в приповерхностной области организма пациента с высокой точностью определения их границ.

Выбор SiPM в качестве фотоприемника гамма-локатора обусловлен его высокой эффективностью регистрации излучения, небольшим напряжением смещения, компактными размерами и высоким коэффициентом усиления [1].

Стоит отметить, что гамма-локатор обладает рядом преимуществ, среди которых стоит выделить пространственные разрешения и селективность. Гамма-локатор является портативным прибором, что при использовании в пределах операционной имеет особое значение. Гамма-локатором можно управлять при помощи небольшого ПК [2].

Гамма-локатор может быть использован в различных видах диагностик, проводимых с целью обнаружения областей злокачественных новообразований, окруженных СЛУ - сторожевыми лимфатическими узлами. Отдельно стоит выделить лапароскопию - современный метод хирургии, в котором операции на внутренних органах проводятся посредством создания небольших отверстий, что, в сравнении с традиционной хирургией, в которой используются большие разрезы, имеет ряд преимуществ. Обычно лапароскопия проводится на органах внутри брюшной или тазовой областей [3].

Существует метод дистанционного контроля мощности дозы, в кото-

ром доза определяется посредством применения при анализе загрязненной среды гамма-локатора. Метод позволяет определить трехмерное распределение мощности дозы и проанализировать вклад мощности дозы от различных источников гамма-излучения в загрязненной зоне. Данная система и метод измерений полезны для дистанционной радиографической съемки во время и после стихийных бедствий и аварий, а также для исследования пустынных загрязненных зон. Применение гамма-локатора показывает эффективность подхода при анализе к дистанционным измерениям для решения следующих задач:

- Дистанционное картирование мощности дозы в загрязненной зоне;
- Оценка вклада различных районов в загрязненной зоне в мощность дозы в интересующей позиции;
- Оценка вклада мощности дозы, если возможны динамические изменения в распределении источников гамма-излучения [4].

В качестве рабочего вещества сцинтилляционного детектора, применяемого в гамма-локаторе, могут быть использованы различные твердые неорганические сцинтилляторы - сцинтилляционные кристаллы.

Таблица 1 — Характеристики сцинтилляторов

Характеристики сцинтиллятора	NaI:Tl	LYSO	GAGG:Ce
Плотность, г/см <sup>3</sup>	3.67	7,1	6.62
Энергетическое разрешение, %	7.5	7.1	7.4
Световыход, ф/кэВ	38	32	40
Длина волны излучения, нм	415	420	520
Время высвечивания, нс	230	50	92
Гигроскопичность	+	-	-
Наличие собственного фона	-	+	-

В таблице вместе с исследуемым кристаллом GAGG:Ce приведены характеристики кристаллов NaI:Tl и LYSO. NaI:Tl - стандартный сцинтилляционный кристалл, являющийся базовым кристаллом, в сравнении с которым исследуются другие сцинтилляторы. LYSO - это сцинтиллятор, который широко распространен в ядерной медицине и в целом при регистрации гамма-излучения. В сравнении с этими кристаллами можно видеть, что плотность

GAGG достаточно высока - она выше, чем у NaI:Tl и достаточно близка к плотности кристалла LYSO, значит GAGG должен обладать хорошей эффективностью регистрации гамма-излучения. Энергетическое разрешение кристалла GAGG сравнимо с энергетическими разрешениями LYSO и NaI:Tl, он не уступает им по данному параметру. По световыходу GAGG является лучшим среди представленных кристаллов. Его световыход выше, чем у LYSO, и выше, чем у NaI:Tl, следовательно амплитуда сигнала, получаемого от такого кристалла, будет достаточно большой, его удобно регистрировать, возможно, даже работая без усилителя. Длина волны излучения соответствует зеленой области спектра, что удобно в связи с тем, что она располагается недалеко от максимума чувствительности большинства фотоприемников. Данный кристалл негигроскопичен, благодаря чему с ним можно работать без корпуса. У GAGG нет собственного фона (также как и у NaI:Tl), что позволяет избежать дополнительного измерения его собственных шумов. Отсутствие фона нельзя отметить в случае кристалла LYSO, имеющего высокий уровень собственного фона [6].



# **1 Анализ источников**

## **1.1 Гамма-локатор при диагностике онкологических заболеваний**

Гамма-локатор - прибор, который может быть применён в различных видах диагностик [1]. Прибор позволяет определить концентрацию радиофармпрепарата (РФП) в организме пациента. Гамма-локатор может быть создан на основе сцинтилляционного кристалла и кремниевого фотоумножителя - SiPM. Технические характеристики прототипа - пространственное разрешение, пространственная селективность, чувствительность гамма-локатора. Результаты измерений, проводимых посредством применения сцинтилляционного детектора в гамма-локаторе, удовлетворяли требованиям, которым должны соответствовать современные гамма-зонды. Проведенные на лабораторных животных испытания показали, что гамма-локатор позволяет быстро и точно определять области накопления радиофармпрепарата.

## **1.2 Гамма-зонд в применении к диагностированию рака молочных желёз**

Источник [11] содержит информацию о результатах проведения исследований в области диагностики и лечения рака молочных желёз. Предыдущие исследования, проведённые до момента издания данного источника, показывали, что рентгенодетекция подмышечного сторожевого лимфатического узла (подмышечный СЛУ) позволяет точно определить стадию подмышечной впадины у пациенток с ранним раком молочной железы. Хирургия с радиоуправлением подразумевает использование гамма-зонда для подсчета излучаемой радиоактивности отмеченных подмышечных СЛУ. В продаже, на момент написания источника, имелось несколько зондов, каждый из которых и в настоящий момент обладает собственными преимуществами в ходе проведения диагностических процедур. Было оценено клиническое воздействие типа зонда, используемого для рентгенодетекции подмышечных СЛУ. В ходе

проведения диагностики были оценены три коммерчески доступных зонда: сцинтиллятор с кристаллом германата висмута (BGO) (зонд А), полупроводник с кристаллом теллурида кадмия (CdTe) (зонд В) и полупроводник с кристаллом теллурида цинка кадмия (TCZ) (зонд С).

### 1.2.1 Подход к проведению исследования

200 пациенток с ранним раком молочной железы были включены для проведения рентгенодетекции подмышечных СЛУ и подмышечной лимфаденэктомии. Картирование подмышечных СЛУ состояло из введения Sulfur-<sup>99m</sup>Tc-коллоида в окрестности опухоли. Для каждой пациентки последовательно подсчитывали СЛУ с помощью трёх зондов, чувствительность каждого зонда определялась по остаточному показателю активности подмышечных СЛУ. Сравнивались результаты частоты обнаружения и частоты ложноотрицательных результатов для каждого зонда.

### 1.2.2 Результаты проведённого исследования

В результате проведения работы была оценена средняя остаточная активность подмышечных СЛУ, оказавшаяся малой. Было проведено сравнение чувствительностей зондов - наилучшая чувствительность наблюдалась у зонда А. Частота обнаружения зонда А была значительно лучше, чем у зонда В, но не отличалась от частоты обнаружения у зонда С. Между тремя пробами не наблюдалось различий в частоте ложноотрицательных результатов. Стоит отметить, что скорость обнаружения подмышечных СЛУ зависит от типа используемого гамма-зонда.

Рассмотренное исследование показало, что эффективность тестируемых зондов клинически влияет на частоту выявления подмышечных СЛУ. Среди протестированных зондов сцинтиллятор показал наилучшую чувствительность и наилучшую скорость обнаружения для пациенток. Скорость обнаружения СЛУ зависит не только от мастерства и опыта хирурга, но и от производительности зонда. Учитывая низкую остаточную активность подмышечных СЛУ, чувствительность является основным критерием выбора гамма-зонда. В

текущем контексте международной валидации выявления СЛУ при хирургическом лечении рака молочной железы, находящемся на ранней стадии развития, при рассмотрении вариантов проведения диагностических процедур важно учитывать относительную эффективность гамма-зондов, отличающуюся высокими, заслуживающими внимание международных коллабораций, результатами.

### **1.3 Гамма-зонд в применении к диагностированию рака желудочно-кишечного тракта**

Источник [15] содержит информацию о проведенных исследованиях в области диагностирования онкологических заболеваний желудочно-кишечного тракта.

Точное расположение опухолей желудка и толстой кишки имеет первостепенное значение для хирурга-онколога, поскольку местоположение опухоли определяет пределы хирургического вмешательства. Однако иногда эта задача оказывается очень сложной, особенно в лапароскопических условиях, когда опухоли небольшие, имеют мягкую текстуру и не проникают в серозную оболочку. С этой целью исследовательская группа разработала новый инструмент, адаптированный для малоинвазивной хирургии и управляемый исключительно оперирующим хирургом, который потенциально может точно локализовать опухоли пищеварительного тракта.

#### **1.3.1 Устройство прибора, использованного при диагностировании**

Прибор, использованный в процессе диагностирования, состоял из индуктивного датчика приближения и электронного блока, помещенного в автоклавируемую обойму из нержавеющей стали, которая функционировала в паре с эндоскопическим гемостатическим зажимом, структура которого была изменена для повышения возможности обнаружения. В процессе сканирования серозной стороны толстой кишки или желудка, прибор способен точно определить местоположение зажима, установленного ранее во время диагно-

стической эндоскопии на слизистой оболочке кишечника, прилегающей к опухоли.

В текущих экспериментах *in vivo*, проведенных на крупных животных, модифицированные зажимы были без затруднений доставлены в интересующую точку и прикреплены к слизистой оболочке кишечника. Посредством использования лапароскопического подхода, частота обнаружения пищеварительной системы достигла 65%, когда датчик сканировал кишечник со скоростью 0,3 см/с и слегка надавливал на серозную оболочку. Это значение увеличивалось до 95%, когда датчик наводился непосредственно на точку прикрепления зажима. Скорость обнаружения резко падала, когда скорость сканирования превышала 1 см/с и когда расстояние между датчиком и зажимом превысило предельное значение в 3 мм.

### **1.3.2 Анализ подходов к проведению диагностирования**

В настоящее время местоположение опухоли приблизительно определяется путем проведения рентгенологической визуализации (КТ или МРТ). Однако эндоскопическое измерение расстояний является достаточно приближенным, поскольку толстая кишка удлиняется и растягивается при вдыхании во время эндоскопии, в то время как небольшие опухоли трудно визуализировать на КТ или МРТ. Эндоскопическое нанесение метки и интраоперационная эндоскопия являются методами, наиболее часто используемыми для определения интраоперационной локализации опухолей. У каждого из подходов есть свои недостатки. Первый метод имеет определенные ограничения, связанные с качеством красителя, глубиной инъекции или широким окрашиванием окружающих тканей при внутрибрюшном введении. Последнее в значительной степени зависит от наличия эндоскопического устройства в операционной и в основном выполняется в современных гибридных операционных залах. Кроме того, рассмотренные в источнике методы подразумевают растяжение кишечника с остаточным газом, что препятствует адекватной визуализации на последующих этапах лапароскопической резекции. Интраоперационное ультразвуковое исследование может быть полезным при выявлении опухоли, но оно обладает ограниченной чувствительностью, требует наличия соответствующего

ющих дорогих устройств высокого класса, присутствия опытного рентгенолога в операционной. Метод позволил точно идентифицировать опухоль у 6 из 8 пациентов и выглядит весьма многообещающим. Однако у него есть недостаток, заключающийся в плохом проникновении флуоресценции ближнего инфракрасного диапазона в ткань в диапазоне 2 мм, особенно при вертикальном освещении. Хотя последние отчеты являются весьма многообещающими, предлагаемые методы все еще находятся на экспериментальной стадии и требуются устройства высокого класса.

### **1.3.3 Альтернативный подход к рассмотренным методам диагностики**

Учитывая актуальность проблемы в клинической практике и отсутствие удобного решения, была совершена попытка найти альтернативный подход к интраоперационному расположению опухоли, который позволяет избежать недостатков вышеупомянутых вариантов. В рамках проведённой работы также стремились сократить количество специалистов и дорогостоящих устройств, необходимых для выявления, с целью повышения полезности метода в больницах, которые располагают менее совершенным оборудованием и персоналом. В этом отношении был спроектирован и сконструирован чувствительный инструмент, совместимый с лапароскопической хирургией, способный обнаруживать металлические метки, размещенные эндоскопически на слизистой оболочке пищеварительного тракта (толстой кишки, желудка) вблизи опухоли в течение нескольких дней или недель до операции, в идеале во время диагностической эндоскопии. Обнаруживая эти металлические метки, хирург узнаёт точное положение опухоли и, таким образом, может соответствующим образом спланировать резекцию. В данной работе основной целью была оценка осуществимости предлагаемой системы обнаружения в экспериментах *in vivo*, в условиях, сходных с теми, с которыми сталкиваются в операционных залах.

### 1.3.4 Результаты проведённого исследования

Рассмотренное исследование демонстрирует, что модифицированный эндоскопический гемостатический зажим может служить жизнеспособным маркером локализации опухоли не только в лабораторных условиях *ex-vivo*, но и в реальных условиях *in-vivo*. Изменив свою химическую структуру, зажим стал видимым для индуктивного датчика приближения и мог быть локализован лапароскопическим хирургом с серозной стороны кишечника во время минимально инвазивного исследования, что было невозможно при использовании стандартного эндоскопического зажима. Однако существующий диапазон обнаружения жизнеспособной биологической ткани в 2-2,5 мм далек от удовлетворительного для клинической практики, и это в настоящее время представляет собой основной недостаток предлагаемого метода.

Предлагаемая система обнаружения продемонстрировала свой потенциал в качестве быстрого и удобного решения для лапароскопической хирургии органов пищеварения, однако диапазон ее обнаружения все еще нуждается в улучшении, чтобы сделать ее полезной в клинических условиях. Благодаря большей доступности эндоскопической диагностики и внедрению программ скрининга рака желудка и колоректального рака, частота обнаружения небольших ранних опухолей желудка и толстой кишки, которые направляются на хирургическое лечение, значительно возросла.

Важным достижением рассмотренной работы было создание доказательства концепции, которое будет использоваться в будущем в стремлениях разработать более эффективную систему обнаружения. Цель состоит в том, чтобы увеличить дальность обнаружения по крайней мере до 10 мм - значения, принятого необходимым для охвата толщины кишечника и прилегающей жировой ткани.

Успех указанного исследования продвинет область лапароскопической хирургической онкологии к эре эффективного, персонализированного обнаружения опухоли, позволяющего точно определять местоположение опухоли и её границы исключительно с помощью хирурга, на всех этапах хирургической процедуры без ущерба для обнажения операционного поля и, таким

образом, на шаг приблизит современную хирургию к конечной цели - лучшей перспективе исхода пациентов.

## **1.4 Гамма-зонд в применении к диагностированию рака шейки матки**

Были проведены исследования, связанные с обнаружением рака шейки матки на ранних стадиях развития заболевания [8]. Минимально инвазивные процедуры на сторожевых лимфатических узлах (СЛУ) с рентгеновским наведением, всё чаще проводимые при помощи роботизированной лапароскопии, обладают явными преимуществами в связи с применением гамма-зонда, помещаемого в организм пациентки, вместо обычного жёсткого лапароскопического гамма-зонда. Были оценены безопасность и целесообразность использования привязной системы капельного введения гамма-зонда (DROP-IN) для выявления СЛУ у пациенток, у которых была обнаружена ранняя стадия рака.

### **1.4.1 Методика диагностирования**

Методика проведенного исследования заключалась в том, что десяти пациенткам с раком шейки матки, находящимся на ранней стадии развития заболевания, была назначена роботизированная лапароскопическая процедура выявления СЛУ. Всем пациенткам была проведена предоперационная инъекция нанокolloида технеция-99m ( $^{99m}\text{Tc}$ ) и ОФЭКТ/компьютерная томография. Интраоперационно вводимый, при помощи фиксаторов, гамма-зонд SENSEI (Lightpoint Medical Ltd, Чешам, Великобритания) был использован для обнаружения СЛУ. Впоследствии данный гамма-зонд был утверждён стандартным жёстким лапароскопическим гамма-зондом. Были оценены показатели обнаружения СЛУ и их анатомического расположения.

#### 1.4.2 Сравнение различных гамма-зондов, использованных в диагностировании

Для оценки удобства использования было проведено анкетирование хирургов, участвовавших в проведённых операциях. В качестве результатов применения описанных диагностических процедур можно отметить, что у всех пациентов по крайней мере один СЛУ был успешно удалён под руководством вводимого гамма-зонда (в целом частота обнаружения СЛУ соответствовала 100% случаев). Частота двустороннего обнаружения СЛУ, с помощью встроенного гамма-зонда, составила 80%. Из двух пациентов только с односторонним выявлением СЛУ у одного пациента была обнаружена атипичная локализация СЛУ в области бифуркации аорты, которая была обнаружена только при ОФЭКТ/КТ. У другого пациента не удалось осуществить выявление локализации посредством одностороннего поглощения  $^{99m}\text{Tc}$ . Комбинированное использование предоперационной ОФЭКТ/КТ и гамма-зонда DROP-IN привело к двустороннему выявлению в 90% случаев. Аналогично встроенному гамма-зонду, общая и двусторонняя частота обнаружения СЛУ жёстким гамма-зондом составила 100% и 80% соответственно. Существенного расхождения в подсчётах не было обнаружено. В общей сложности, с помощью капельных гамма-зондов, был обнаружен 21 СЛУ, включая все опухолеположительные узлы.

#### 1.4.3 Результаты проведённого исследования

Благодаря возможности автономного управления гамма-зондом, хирургами, как показало проведённое анкетирование, были высоко оценены маневренность и контроль оборудования. Никакие побочные эффекты, связанные с вмешательством в организм пациента, не были обнаружены и зафиксированы. В качестве итога проведенных диагностических исследований можно отметить, что обнаружение СЛУ с помощью капельного гамма-зонда безопасно и выполнимо у пациентов с ранней стадией рака шейки матки. Использование управляемого гамма-зонда повышает маневренность и хирургическую автономность при роботизированном обнаружении СЛУ. Первое проведённое



исследование у женщин показало, что процедура внедрения гамма-зонда в организм пациента осуществимо и безопасно для использования при радионavigационном роботизированном выявлении СЛУ у больных раком шейки матки. Основываясь на анкетах хирургов, автономность и маневренность зонда были улучшены в сравнении с предыдущим опытом использования обычного жёсткого лапароскопического гамма-зонда.

## **1.5 Гамма-зонд в применении к диагностированию рака головы и шеи**

Отдельно стоит отметить результаты проведения диагностирования злокачественных образований в области головы и шеи. Метастазирование в шейных лимфатических узлах влияет на прогноз и общую выживаемость пациента, а также на планирование лечения пациентов с плоскоклеточным раком головы и шеи (HNSCCs). Методам диагностики, существующим на настоящий момент, по-прежнему не хватает точности в выявлении скрытых метастазов в шее. В выполненном операционном вмешательстве была использована биопсия сторожевого лимфатического узла - вспомогательный метод *in vivo* оценки наличия скрытого метастатического заболевания у пациентов с клинически отрицательным диагнозом, связанным с наличием злокачественных новообразований. Биопсия повышает специфичность рассечения шеи и снижает заболеваемость среди больных соответствующим раком.

В источнике [9] представлена обновленная информация о клиническом применении и новых разработках в указанной области. В методах проведения диагностики участвуют гамма-зонды. В сравнении с методом диагностики, подразумевающим применение гамма-зонда, биопсия СЛУ может предотвратить ненужное удаление функциональных лимфатических узлов и ограничить объем операции по рассечению шеи. Был предложен протокол, включающий предоперационную лимфосцинтиграфию, интраоперационный синий краситель и возможное помещение гамма-зонда в организм пациента. Этот метод основан на наблюдении за маршрутом лимфотока с помощью визуализации после введения радиоактивного контрастного вещества вблизи первичной

опухоли. Для повышения скорости обнаружения, синий краситель часто используется в сочетании с радиоизотопами - радиофармпрепаратами. Во время операции ручной гамма-зонд используется для обнаружения радионуклидов при отслеживании СЛУ.

### **1.5.1 Результаты проведённого диагностирования**

Наблюдались сниженные показатели послеоперационной заболеваемости и общее улучшение состояния пациентов после биопсии СЛУ в сравнении с эндоскопией, подразумевающей применение гамма-зонда. Эндоскопия шеи увеличивает количество и длину рубцов у пациентов в сравнении с методом проведения операционных вмешательств, основанных на биопсии СЛУ. Стоит отметить, что биопсия СЛУ может предотвратить ненужное удаление функциональных лимфатических узлов. Однако для её успешного применения в области головы и шеи требуются хирургическая точность и опыт, а также специальные технические устройства. В лимфосцинтиграфии использовались различные растворимые индикаторы и радиоколлоиды, в том числе коллоидный альбумин, меченый технецием-99m ( $^{99m}\text{Tc}$ ). Были предложены иные варианты химического состава РФП совместно с применением  $^{99m}\text{Tc}$  в качестве основного ингредиента. Злокачественные образования могут быть обнаружены посредством применения цветов красителя, соответствующих различным диапазонам в соответствии с глубиной залегания опухоли. К примеру, глубоко расположенные СЛУ могут быть обнаружены более точно с использованием красителей ближнего инфракрасного диапазона.

## **1.6 Гамма-зонд в реабилитационной деятельности после стихийных бедствий**

Гамма-зонд может быть использован в автоматической системе дистанционного измерения обстановки на территориях реабилитационной деятельности, разработанной в НИЦ "Курчатовский институт" для мониторинга и контроля мощности дозы во время и после стихийных бедствий [4].

## **1.7 Гамма-локатор при определении глубины залегания злокачественных образований в организме пациента**

Впервые проведённые экспериментальные исследования метода определения глубины залегания источника гамма-излучения в мягких тканях человека, основанные на разнице значений линейного коэффициента поглощения для линий гамма-излучения 18 кэВ и 140 кэВ радионуклида Тс-99m - радиофармпрепарата, нашедшего широкое применение в ядерной медицине, продемонстрировали возможность применения гамма-локатора при данном виде диагностики [5]. Экспериментальные результаты с использованием сцинтилляционной сборки подтверждают возможность определения положения источника гамма-излучения с точностью  $\pm 4$  мм в тканезквивалентной среде на глубине до 30 мм.

## **1.8 Радиоуправляемый гамма-зонд DROP-IN, преимущества в сравнении с классическим гамма-зондом**

Введение лапароскопического гамма-зонда - процедура полезная и безопасная для организма пациента [3]. Результат сравнения традиционного гамма-зонда с лапароскопическим гамма-зондом системы DROP-IN, имеющим радиоуправление, показывает, что, благодаря улучшению маневренности, гамма-зонд демонстрирует улучшенные показатели обнаружения сторожевых лимфатических узлов в сравнении с традиционным гамма-зондом и флуоресцентной визуализацией.

### **1.8.1 Гамма-зонд DROP-IN в определении степени хирургического вмешательства**

Технологии DROP-IN предполагает использование радиоуправляемого робота, в отличие от лапароскопического гамма-зонда, в случае которого характерно применение жёсткого крепления. Во время проведения операции, перед хирургом стоит вопрос о принятии сложных решений, связанных со степенью хирургического внедрения в организм пациента. При вы-

сокотехнологичных, минимально инвазивных процедурах, таких как лапароскопическая хирургия, сопровождающаяся применением компактного робота, проведение оценок степени хирургического вмешательства является довольно сложной задачей. [7] Концепция привязного гамма-зонда позволяет детектору, используемому при проведении лапароскопических процедур, соответствовать степеням свободы роботизированных инструментов и облегчает автономное управление оперирующим хирургом. Было показано, что технология DROP-IN улучшает показатели обнаружения узлов в сравнении с жёстким лапароскопическим гамма-зондом.

### **1.8.2 Клинические исследования, проводимые посредством молекулярной визуализации**

Основываясь на данном факте, две компании приступили к коммерциализации технологии DROP-IN: Sensei (Lightpoint Medical Ltd.; одноразовое использование) и ОДНОРАЗОВЫЙ CXSOP-DP (Crystal Photonics GmbH; стерилизуемый). Отсутствие данных об онкологических исходах течения заболеваний делает большинство клинических исследований хирургии с использованием изображений, в лучшем случае, описательными и дающими веские поводы для дальнейшего улучшения, развития технологий диагностирования. Исключения из правил представлены отчётами для 5-ALA (N = 322), процедуры на сторожевом узле у пациентов с меланомой (N = 2001) и  $^{99m}\text{Tc}$ -PSMA (N = 121). Клинические исследования, описывающие методы хирургии с использованием изображений, остаются очень популярными как среди исследователей, так и среди хирургов, использующих молекулярную визуализацию. Проведённые исследования показали, что, посредством применения роботов-хирургов, вместо традиционного лапароскопического гамма-зонда, были получены ряд улучшений и преимуществ, а именно: высокое разрешение и улучшение данных о результатах лечения рака.

### 1.8.3 Ограниченный доступ к перспективным технологиям

Проведённые исследования продемонстрировали, что, посредством упомянутых технологий, возможно проведение анализа когнитивных нарушений у пациентов, движения клеток и эффективности хирургического вмешательства. Расширенное отслеживание виртуальных инструментов в 3D уже используется для обеспечения количественной оценки производительности для оценки задач, которые были выполнены с роботизированной обучающей консолью da Vinci. Те же концепции, в сочетании с механическим отслеживанием инструментов, были выдвинуты в качестве инструмента для отличия хирургических способностей новичка от экспертных. Несмотря на очевидный потенциал, доступ к последней технологии очень ограничен, что ограничивает использование во время оценки новых методов наведения изображения, а также ограничивает последующее распространение на новые роботизированные платформы (например, Versius, Revo-I, Senhance). Альтернативные стратегии отслеживания инструментов на основе видео предоставляют более общие средства для отображения траекторий  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , по которым перемещаются хирургические инструменты во время минимально инвазивных процедур.

### 1.8.4 Привязной гамма-зонд Click-On

Разработка гамма-зонда, сохранившего функцию хирургического инструмента ProGrasp на запястье, привела к созданию привязного гамма-зонда Click-On. Используя анализ дорожек на основе видео, были получены доклинические доказательства того, что повышенная простота использования этого специально разработанного роботизированного инструмента повышает мобильность в ходе проведения операций и улучшает принятие хирургических решений.

## 1.9 Гамма-зонд Gamma Pen

Источник [10] содержит информацию о результатах использования интраоперационного гамма-зонда после инъекции радиотрейсера во время операции, что (как показали результаты исследования) существенным образом

помогает хирургу идентифицировать СЛУ с регионарным метастазированием посредством обнаружения излучения. В данной работе описаны дизайн и технические характеристики интегрированного гамма-зонда (Gamma Pen), разработанного компанией Biomedical Technologies. Модуль детектора состоял из сцинтиллятора с активированным таллием иодидом цезия (CsI:Tl) и кремниевое фотоумножителя (SiPM), экранированного с помощью вольфрамового корпуса. Чувствительность зонда, пространственное и угловое разрешения в воздухе и воде, а также эффективность бокового и заднего экранирования были измерены для оценки производительности зонда на основе NEMA Стандарт NU3.

В качестве результатов можно отметить, что наблюдалась высокая чувствительность гамма-зонда, достойные показатели пространственного и углового разрешений в воздухе/воде на различных расстояниях порядка десятков миллиметров. Утечка чувствительности - ошибка эффективности экранирования детектора, была пренебрежимо мала. В качестве заключения в представленном источнике было указано, что результаты и опыт хирурга в операционной показали, что Gamma Pen может быть эффективно использован для локализации СЛУ.

Стоит отметить, что производительность гамма-зонда зависит от выбранного материала детектора, размера детектора и коллимации, технические характеристики которых влияют на работу гамма-зонда, используемого для точной идентификации СЛУ, с которого стремятся получить информацию о его чувствительности, боковом и заднем экранировании, угловом и пространственном разрешениях.

### **1.9.1 Результаты оценки параметров Gamma Pen (на основе стандарта NEMA NU3-2004)**

Существуют различные методы оценки гамма-зондов. Наиболее распространенным стандартом является NEMA NU3. В рассмотренной технической записке (источнике) представлены инновации в электронике Gamma Pen, которые обеспечивают высокую точность в обнаружении злокачественных образований наряду с небольшими размерами электронных плат. Содержится

информация о рабочих параметрах Gamma Pen, основанных на стандарте NEMA NU3-2004. В рассмотренном отчёте были описаны дизайн и произведена оценка производительности Gamma Pen. Инновационный электронный дизайн обработки сигнала и определения пиковых значений привел к созданию легкой компактной конструкции с небольшими размерами и высокой точностью. Измеренные рабочие характеристики Gamma Pen показали, что он потенциально может быть использован для идентификации СЛУ во время радиохирургии. Зонд был успешно использован в нескольких операциях, выполненных опытным хирургом.

### **1.9.2 Гамма-зонд Gamma Pen: инновационная конструкция**

В работе [12] сообщается о конструкции и оценке производительности полностью интегрированного гамма-зонда (Gamma Pen), разработанного в 2004 году. По аналогии с материалом, описанном в источнике [10], Gamma Pen в данной работе представлял собой карманный гамма-зонд с небольшим весом и приемлемыми размерами, состоящий из детектора, блока управления и выходного сигнала. Модуль детектора состоял из цилиндрического кристалла иодида цезия, активированного таллием (CsI:Tl), оптически соединенного с кремниевым фотоумножителем (SiPM), экранированного вольфрамовым корпусом с боковой и задней сторон. Были определены чувствительность, пространственное и угловое разрешения в воздухе и рассеивающей среде на различных расстояниях от зонда. Чувствительность к утечке, также как и в источнике [10], оказалась пренебрежимо малой ошибкой относительно эффективности экранировки детектора. Зонд был успешно использован опытным хирургом в нескольких хирургических вмешательствах, что подтвердило его пригодность в клинических условиях. С целью определения областей злокачественных новообразований, в процедурах отслеживания используются различные радионуклиды, излучающие гамма-кванты различных энергий (140-511 кэВ). Точное обнаружение фотопика при детектировании важно для устранения регистрации нежелательных рассеянных фотонов.

Существуют различные методы оценки производительности гамма-зондов, наиболее популярным из которых является стандарт NEMA NU3-2004. Опе-

рациональные условия, наблюдаемые в случае применения привычного гамма-зонда (проводка, скрепляющие элементы оборудования) не подходят для привычной деятельности хирургов. Идея, лежащая в основе разработки Gamma Pen, заключалась в удалении проводов и консоли и их интеграции внутри зонда. В рассмотренной работе были указаны инновационные компактные варианты дизайна и конструкции Gamma Pen, обеспечивающие высокоточное обнаружение и измерение пиковых значений наряду с небольшими размерами электронных плат.

### **1.9.3 Результаты проведённой работы**

Выводами к данной работе служат описание конструктивных соображений, оценка производительности Gamma Pen, разработанного на основе стандарта NEMA NU3-2004. Инновационная электронная конструкция для обработки сигнала и определения пиковых значений привела к созданию лёгкой компактной конструкции с небольшими габаритами, низким энергопотреблением и высокой точностью. Простой в использовании и портативный карманный гамма-зонд, состоящий из детектора, блока управления и выходного сигнала, показал высокую производительность для приложений биопсии СЛУ. Гамма-зонд обеспечивал высокую чувствительность [ $\text{cps}/\text{MBq}$ ], достойные показатели пространственного и углового разрешений в воздухе и рассеивающей среде. Все параметры измерялись на фиксированном расстоянии от коллиматора. Измеренные эксплуатационные характеристики Gamma Pen показали, что его можно уверенно использовать для идентификации СЛУ во время радиохирургии. Зонд, рассмотренный в данной работе, так же, как и в источниках, рассмотренных ранее, был успешно использован в нескольких хирургических вмешательствах.

## **1.10 Максимум чувствительности диагностирующего оборудования при условии минимальности размеров**

Операционное вмешательство в организм пациента, проводимое в процессе удаления онкологически злокачественных образований - метастазов, со-



проводятся рядом особенностей [2]. В качестве диагностирующего оборудования может быть использован гамма-локатор. Возможно изготовление детекторов с теоретически максимальным пределом чувствительности в виде компактного, пригодного для ручного использования диагностического оборудования. Для сцинтилляционных изделий есть набор факторов, влияющих на показатель световыхода. При диагностике рабочее вещество сцинтилляционного детектора должно обладать высоким световыходом для обеспечения максимума чувствительности прибора. Необходимо учитывать не только конверсионную эффективность и линейный коэффициент ослабления для заданной энергии излучения, но и прозрачность сцинтилляционного материала к собственному излучению, на которую непосредственно влияет химическая чистота материалов и технология изготовления.

### **1.11 Достоинства лапароскопической хирургии, подходы к устранению негативных последствий проведения лапароскопических процедур**

Исследование, описанное в источнике [14], было проведено с целью определения возможных вариантов избежания негативных последствий применения лапароскопии и с целью выявления преимуществ данного вида диагностики в сравнении с традиционными хирургическими методами.

Как было указано ранее (источник [9]), в сравнении с традиционной хирургией, лапароскопическая хирургия обладает преимуществами меньшего размера рубцов, быстрого восстановления и постепенно становится популярной. Однако лапароскопическая хирургия имеет ограничения, связанные с плохой видимостью и отсутствием ощущения прикосновения. Таким образом, врач может неожиданно повредить кровеносные сосуды, вызвав массивное кровотечение.

В клинических условиях, ультразвуковая доплерография обычно используется для определения расположения сосудов, но на ход проведения доплерографии влияют угол измерения и тень кости. Стоит отметить, что доплерография с трудом позволяет отличить артерии от вен. С целью ре-

шения указанных проблем, была предложена интеллектуальная система обнаружения кровеносных сосудов для лапароскопической хирургии. Методы, использованные в рассмотренной работе, были основаны на принципе ближней инфракрасной спектроскопии. Предлагаемый прибор мог получать доступ к параметрам гемоглобина (HbT) на нескольких глубинах одновременно и распознавать тип ткани человека с помощью нейронной сети.

### **1.11.1 Результаты проведённого исследования**

В качестве результатов проведённой работы было отмечено: при помощи различия в HbT между различными тканями, возможно распознавание сосудистых и несосудистых локализаций. Кроме того, механически поворачиваемая ручка позволяет врачу легко оперировать в полостях тела. Для проверки работоспособности системы были проведены фантомные эксперименты и эксперименты на животных. Предложенная система обладает высокой способностью отличать сосудистые локализации от несосудистых на различной глубине.

Стоит отметить, что лапароскопические процедуры сложнее с точки зрения хирургического вмешательства в сравнении с традиционной хирургией. В лапароскопической хирургии ультразвуковая доплерография обычно используется для определения расположения кровеносных сосудов. Прибор Doppler использует разницу частот между переданным и отраженным ультразвуковыми сигналами для оценки изменения кровотока и определения возможного расположения кровеносных сосудов.

### **1.11.2 Методика проведения диагностики, опирающаяся на эффект Доплера**

В 2007 году Кляйн и др. разработали пьезоэлектрическую иглу, производящую колебания на кончике иглы частотой 1-8 кГц, чтобы помочь доплеровскому прибору контролировать кровоток. Чтобы улучшить качество цветных доплеровских изображений, иглу необходимо ввести в тело человека, чтобы вызвать вибрацию местной ткани.

Недавно было разработано устройство для визуализации вен в ближнем инфракрасном диапазоне с целью визуализации поверхностных сосудов под кожей в режиме реального времени; ближний инфракрасный свет (длина волны:  $\approx 785$  нм) используется для проникновения в кожу и кровеносные сосуды и частично поглощается в несосудистых областях. Используя разницу в поглощении между сосудистым и внесосудистым местоположениями, устройство определяет местоположение кровеносных сосудов. Однако этот метод не может быть использован для измерения глубин, превышающих 5 мм. Изменения оптической плотности на определенных длинах волн и значениях  $n\tau$  в различных тканях — коже, венах, артериях, печени и мышцах - значительно различались. При помощи исследованной системы можно эффективно различать сосудистые и несосудистые локализации с помощью нейронной сети.

### **1.11.3 Преимущества проведённого исследования в сравнении с аналогичными подходами к диагностике**

Предлагаемая система обладает преимуществами низкой стоимости, простоты в эксплуатации, превосходной способности распознавать различные типы тканей и множественной глубины измерения. Следовательно, предлагаемая система может рассматриваться как благоприятный прототип системы для обнаружения сосудов в лапароскопической хирургии и может помочь врачам в предотвращении повреждения кровеносных сосудов во время операции.

## **1.12 Рабочее вещество детектора, используемого в гамма-локаторе**

В качестве рабочего вещества сцинтилляционного детектора, применяемого в гамма-локаторе, могут быть использованы различные неорганические сцинтилляторы. [6] В частности, возможно применение сцинтилляционного кристалла GAGG:Ce, обладающего набором характеристик, присущих и другим твёрдым неорганическим сцинтилляторам, но обладающего рядом преимуществ в сравнении с аналогичными вариантами.

### 1.12.1 Сравнение характеристик GAGG:Ce с характеристиками NaI:Tl, CsI:Tl

В работе [13] было проведено исследование и сравнение сцинтилляционного кристалла GAGG:Ce с двумя другими кристаллами, нашедшими широкое применение (CsI:Tl, NaI:Tl), обладающими рядом преимуществ на фоне остальных сцинтилляторов. Отклик сцинтиллятора GAGG:Ce на заряженные частицы по-прежнему остаётся не полностью изученным. В данной работе световой поток сцинтиллятора GAGG:Ce был измерен для протонов и альфа-частиц энергий  $E = 5-68$  МэВ и  $E = 8-54$  МэВ соответственно, а также гамма-излучения  $E = 662$  кэВ источника  $^{137}\text{Cs}$ . Результаты были сопоставлены с результатами для CsI:Tl.

Исследованный в данной работе GAGG:Ce был разработан Институтом материаловедения Университета Тохоку и компанией Furukawa CO., LTD. Постоянная времени затухания сцинтиллятора GAGG:Ce составляет 60-100 нс, поэтому она представлялась подходящей для проведённых исследований. Сцинтиллятор GAGG:Ce использовался в качестве рабочего вещества детекторов гамма-излучения для многочисленных целей, таких как камера Комптона, позитронно-эмиссионная томография и лучевая визуализация. Свойства исследованных сцинтилляторов GAGG:Ce, NaI:Tl и CsI:Tl представлены в таблице 2.

Таблица 2 — Характеристики сцинтилляторов

Характеристики сцинтиллятора	GAGG:Ce	NaI:Tl	CsI:Tl
Плотность, г/см <sup>3</sup>	6.63	3.67	4.53
Световыход, ф/МэВ	46000	40000	50000
Длина волны излучения, нм	530	415	540
Время высвечивания, нс	95(79%), 351(21%)	230	680
Гигроскопичность	отсутствует	сильная	слабая

Среди рассмотренных кристаллов сцинтиллятор GAGG:Ce имеет самое короткое время высвечивания. GAGG:Ce негигроскопичен и может быть использован без упаковки. Следовательно, сцинтиллятор GAGG:Ce был бы полезен для обнаружения заряженных частиц с высокой скоростью счёта. В слу-

чае рассмотрения гамма-излучения важно отметить, что световыходы сцинтилляторов GAGG:Ce и CsI:Tl сопоставимы. Полученные значения энергетических разрешений двух сцинтилляторов также сравнимы. Однако при более коротких временах высвечивания энергетическое разрешение сцинтиллятора GAGG:Ce лучше, чем у кристалла CsI:Tl, поскольку GAGG:Ce имеет значительно меньшее время высвечивания. Полученные результаты продемонстрировали, что сцинтиллятор GAGG:Ce лучше себя показывает при регистрации заряженных частиц с высокой скоростью счёта, чем сцинтиллятор CsI:Tl.

## 2 Изучение эффективности сцинтилляторов GAGG, LYSO, LaBr<sub>3</sub> для применения в гамма-локаторе

Был произведён анализ эффективности различных сцинтилляционных кристаллов (GAGG:Ce, LYSO:Ce, LaBr<sub>3</sub>:Ce) в случае их применения в качестве рабочего вещества гамма-локатора. Было проведено моделирование, целью которого являлась оценка эффективности регистрации по каналу фотоэффекта и по всем остальным включенным каналам.

Гамма-локатор при диагностики заболеваний может быть совмещен с эндоскопом. Медицинские эндоскопы - это диагностическое и терапевтическое оборудование с широкой сферой применения. Их основное назначение – проведение диагностических обследований органов ЖКТ и терапевтического лечения под видеонаблюдением или контролем УЗИ.

Эндоскоп, в котором в качестве рабочего вещества используется сцинтилляционный кристалл, может состоять из следующих основных конструктивных элементов: в устройство эндоскопа может быть включена гибкая трубка, на конце которой расположены: видеокамера, фонарик, выводной канал для инструментов. Позади камеры располагаются провода, расположенные таким образом, что между проводами есть небольшое свободное пространство, в которое можно поместить щуп, расположив его за камерой (за фонариком) на расстоянии 1 см от торца.

Объем детектора, применяемого в эндоскопе, сильно ограничен. На расстоянии 1 см от торца располагается детектор, который находится в катетере. На размещение кристалла приходится диаметр примерно 4 мм. Также требуется корпус, скрепленный с фотоприемником, на который потребуется примерно 1 мм пространства. Детектор обернут в светоотражающее покрытие, на которое также требуется примерно 1 мм свободного пространства.

Характерная толщина эндоскопа - 9 мм. Размеры кристалла, предельные для применения в эндоскопе, составляют (с учетом внешнего корпуса и компонент, связанных с совмещением деталей эндоскопа в единое целое)

$3 \times 3$  мм<sup>2</sup> (площадь поперечного сечения). Характерный размер злокачественных образований во внутренних органах составляет примерно 0.5 - 1 см (на начальной стадии). Моделирование было построено на предположении, что максимальная эффективность регистрации будет достигнута, если подобрать детектор, сопоставимый с размерами опухоли.

Порог срабатывания прибора ставится под фотопик (значение энергии  $\varepsilon = 140$  кэВ); если гамма-квант испытывает рассеяние по комптон-эффекту, то в таком случае сигнал будет ниже порогового значения, данное срабатывание детектора не будет засчитано. В связи с этим необходимо понимать, произошло ли энерговыделение гамма-квантом в размере 140 кэВ; если этого энерговыделения нет, то в таком случае подобные гамма-кванты не отсчитываются; возникает необходимость вычисления эффективности регистрации именно по фотоэффекту.

Итак, толщина кристалла может варьироваться, в предельном случае достигая  $\approx 10$  мм - предельного размера злокачественного образования на начальных этапах.

## 2.1 Моделирование GAGG:Ce, LYSO:Ce, LaBr<sub>3</sub>:Ce

Моделирование осуществлялось при помощи программного пакета Geant4. Далее описаны: структура построенной модели, учтенные виды взаимодействий, физическая модель эксперимента.

В модели были рассмотрены сцинтилляционные кристаллы: GAGG:Ce - новый перспективный сцинтилляционный кристалл, LYSO:Ce - кристалл, широко применяемый в ядерной медицине в различных видах диагностик, LaBr<sub>3</sub>:Ce - кристалл, используемый в качестве рабочего вещества сцинтилляционного детектора, входящего в состав гамма-локатора.

Модель состояла из:

- Сцинтиллятор GAGG:Ce/LYSO:Ce/LaBr<sub>3</sub>:Ce;
- Тефлоновое покрытие  $(C_2F_4)_n$ ;
- Источник гамма-квантов;

- Воздух (наполнение объема модели).

Сцинтиллятор находился в рабочем объеме  $20 \times 20 \times 20 \text{ мм}^3$ . Размеры кристалла соответствовали предельным размерам сцинтиллятора, который может быть использован в гамма-локаторе при диагностике:  $3 \times 3 \times 10 \text{ мм}^3$ . В дальнейшем размеры кристалла и настройка источника гамма-квантов варьировались. Состав и плотность кристалла соответствовали характеристикам сцинтиллятора GAGG:

- GAGG  $\equiv Gd_3Al_2Ga_3O_{12}$ ;
- Плотность  $\rho = 6630 \text{ кг/м}^3$ .

Состав и плотность кристалла LYSO:

- LYSO  $\equiv (Lu, Y)_2SiO_5$ ;
- Плотность  $\rho = 7150 \text{ кг/м}^3$ .

Плотность кристалла LaBr<sub>3</sub>:

- Плотность  $\rho = 5080 \text{ кг/м}^3$ .

Располагался кристалл по отношению к границам заданного объема на расстоянии 5 мм относительно обоих торцов. Заданный объем был наполнен воздухом. Относительно кристалла было размещено внешнее покрытие, используемое для улучшения светосбора, состоящее из тефлона. В силу наличия ограничения на размеры внешнего покрытия, его толщина соответствовала почти предельному случаю - 0,3 мм; располагалось покрытие на расстоянии 0,01 мм от кристалла.

Частицы, присутствовавшие в модели:

- Гамма-кванты;
- Электроны;
- Позитроны.



Эффективность регистрации гамма-излучения может быть определена по графикам зависимости числа поглощенных гамма-квантов от длины кристалла. Чем больше длина рабочего вещества - тем выше эффективность регистрации. Эффективность регистрации гамма-излучения определяется как отношение числа поглощенных гамма-квантов к полному числу излученных частиц.

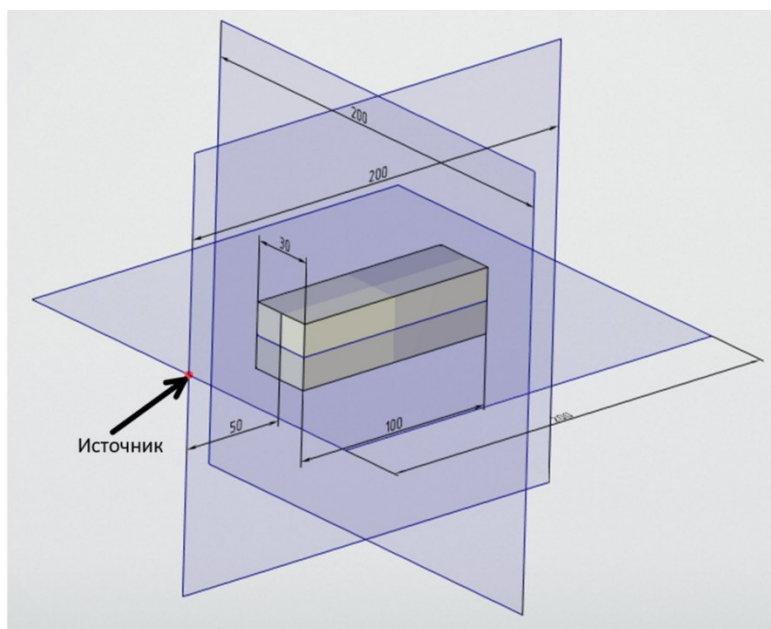


Рисунок 1 — Структура модели

Использованный в модели источник располагался на расстоянии 5 мм от одного из двух торцов (см. рис.1). Источник был точечный. Излучение гамма-квантов происходило под прямым углом по отношению к сцинтиллятору. Рисунок 10 соответствует геометрии модели с учетом масштабирования 1:10. Точка пересечения плоскостей на близлежащем к источнику торце соответствует точке, в направлении которой происходит движение гамма-квантов, излученных источником.

Энергия гамма-квантов соответствовала энергии источника  $Tc-99m$ , нашедшего широкое применение в медицине:  $\varepsilon = 140$  кэВ. В модели задавалось определенное число событий - взаимодействий заданных частиц - гамма-квантов - с заданным объемом рабочего вещества - сцинтиллятором. Рабочее вещество представляло из себя чувствительный объем (Sensitive Detector), в котором фиксировались всевозможные виды взаимодействия гамма-квантов

с рабочим веществом и воздухом (фотоэффект, комптон-эффект, рождение  $e^+e^-$  пар).

В силу малости энергии гамма-квантов, испускаемых источником, рассмотрение рождения  $e^+e^-$  пар можно опустить.

Основной интерес в рамках созданной модели представляли: комптон-, фотоэффекты; далее рассмотрены все полученные в рамках моделирования спектры.

Стоит отметить, что первичные частицы - гамма-кванты, излученные источником, участвуют во взаимодействиях вплоть до полной потери исходной энергии. Вторичные частицы, регистрируемые в рамках чувствительного объема (гамма-кванты, электроны) участвуют во взаимодействии только один раз (происходит полная потеря энергии в результате первого процесса взаимодействия вторичных частиц).

Возможны различные интерпретации наблюдаемых отсчетов в спектрах, полученных в рамках построенной модели.

## 2.2 Кристалл $3 \times 3 \times 10$ мм<sup>3</sup>

Были получены спектры зависимости числа отсчетов событий от энергии частиц для кристаллов GAGG:Ce, LYSO:Ce (в качестве примера приведен спектр для кристалла GAGG:Ce размером  $3 \times 3 \times 10$  мм<sup>3</sup>):

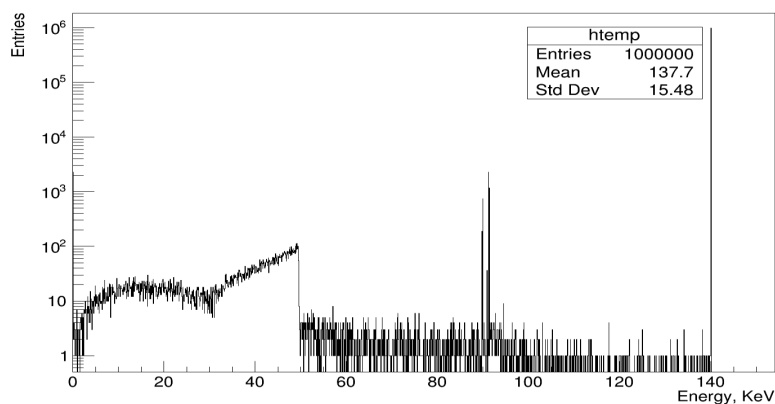


Рисунок 2 — Комптон- и фотоэффекты для GAGG:Ce  $3 \times 3 \times 10$  мм<sup>3</sup> (lg - масштаб)

В силу высокой плотности как GAGG:Ce, так и LYSO:Ce, в случае дан-

ного спектра наблюдался преимущественно фотоэффект ( $\approx 970000$  событий). Комpton-эффект в рамках данной структуры модели наблюдался, но число взаимодействий по последнему (по сравнению с фотоэффектом) было пренебрежимо мало ( $\approx 22000$  событий). Гамма-кванты (в данном фрагменте модели) запускались перпендикулярно по отношению к одному из торцов заданного объема рабочего вещества детектора.

По числу отсчитанных событий (Entries) можно видеть, что во взаимодействиях участвовали практически все запущенные гамма-кванты. Это связано с тем, что толщина кристалла в несколько раз превышает длину ослабления в  $e$  раз исходного числа гамма-квантов энергии  $\varepsilon = 140$  кэВ.

### 2.3 Кристалл $3 \times 3 \times 10$ мм<sup>3</sup>: графики зависимости числа поглощенных гамма-квантов от длины кристалла

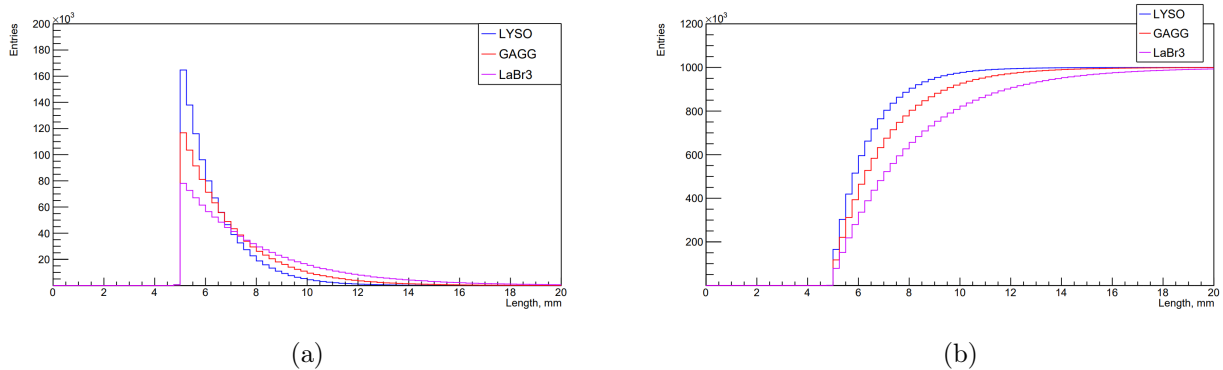


Рисунок 3 — Графики зависимости числа поглощенных гамма-квантов от длины кристалла

- (a) — Дифференциальные спектры для GAGG:Ce, LYSO:Ce, LaBr<sub>3</sub>:Ce;
- (b) — Интегральные спектры для GAGG:Ce, LYSO:Ce, LaBr<sub>3</sub>:Ce.

Спектры представляют собой зависимость числа поглощенных гамма-квантов от конкретной глубины прохождения в кристалле.

Как было упомянуто ранее, кристалл располагался в объеме модели от 5 до 15 мм (что легко видеть по полученным диаграммам). При помощи полученных спектров можно определить эффективность регистрации гамма-излучения в зависимости от длины рабочего вещества. В случае LYSO:Ce по-

глощение гамма-квантов происходит значительно быстрее (практически полное поглощение в случае LYSO:Ce происходит примерно на 4 мм ширины рабочего вещества раньше, чем в случае GAGG:Ce). LaBr<sub>3</sub>:Ce, обладая достаточно высоким световыходом, наряду с GAGG:Ce и LYSO:Ce, уступает данным сцинтилляторам в случае рассмотрения эффективности регистрации: полный поток частиц не поглощается в случае прохождения полной длины рабочего вещества.

Фитирование полученных дифференциальных спектров осуществлялось посредством функции exp в TBrowser. Данный вид фитирования описывается функциональной зависимостью:  $\exp([0]+[1]*x)$ , где [0] - Constant, [1] - Slope. Ширину рабочего вещества, на которой происходит ослабление в  $e$  раз, можно определить следующим образом:

$$\lambda_e = \frac{1}{[1]}.$$

Полученные значения длин прохождения частиц, на которых наблюдается ослабление в  $e$  раз:

$$\text{GAGG:Ce} : \lambda_e^{\text{GAGG:Ce}} = \frac{1}{[1]_{\text{GAGG:Ce}}} = \frac{1}{0,5041 \text{ мм}^{-1}} = 1,984 \pm 0,002 \text{ мм};$$

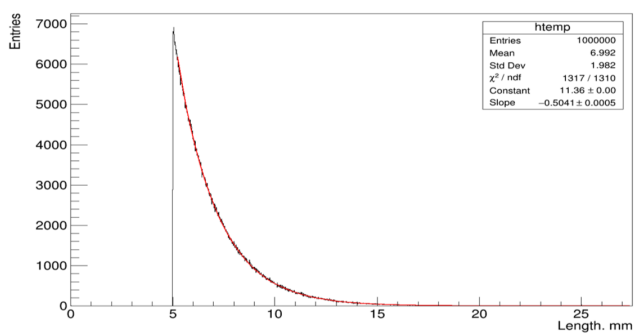
$$\text{LYSO:Ce} : \lambda_e^{\text{LYSO:Ce}} = \frac{1}{[1]_{\text{LYSO:Ce}}} = \frac{1}{0,728 \text{ мм}^{-1}} = 1,374 \pm 0,002 \text{ мм};$$

$$\text{LaBr}_3\text{:Ce} : \lambda_e^{\text{LaBr}_3\text{:Ce}} = \frac{1}{[1]_{\text{LaBr}_3\text{:Ce}}} = \frac{1}{0,3314 \text{ мм}^{-1}} = 3,002 \pm 0,004 \text{ мм}.$$

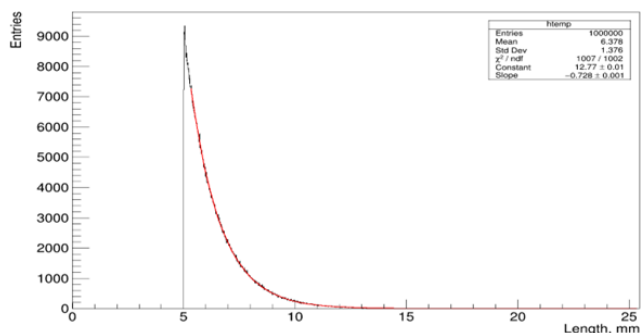
## 2.4 Кристалл 3x3x1 мм<sup>3</sup>

Также были получены энергетические спектры для кристаллов GAGG:Ce и LYSO:Ce толщиной 1 мм (комpton- и фотоэффекты (в lg-масштабе)).

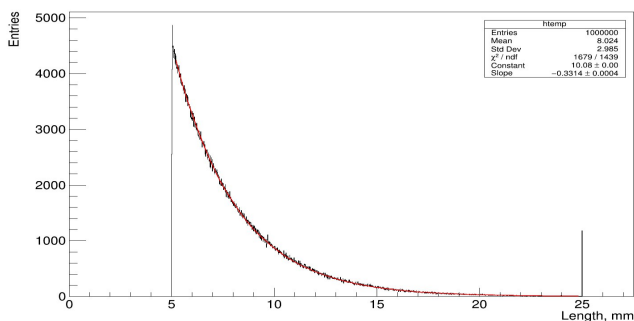
В связи с недостаточной толщиной кристалла практически половина гамма-квантов не участвует ни в каких видах взаимодействий. Связано это с тем, что толщина кристалла в данном варианте модели меньше длины ослабления в  $e$  раз (длины, по прохождении которой число частиц, содержащихся в исходном потоке, уменьшается в  $e$  раз ( $\lambda_e^{\text{GAGG:Ce}} = 1,98 \text{ мм}$ ,  $\lambda_e^{\text{LYSO:Ce}} = 1,37 \text{ мм}$ )). Фотопик, в связи с причинами, описанными ранее, представля-



(a)



(b)



(c)

Рисунок 4 — Графики зависимости числа поглощенных гамма-квантов от длины кристалла (аппроксимация экспоненциальным спадом)

- (a) — GAGG:Ce;
- (b) — LYSO:Ce;
- (c) — LaBr<sub>3</sub>:Ce.

ет собой дельта-функцию; комптон-эффект содержит количество событий и форму диаграммы, сравнимые со случаем источника, излучающим в пределах заданного телесного угла. Данные явления можно объяснить, сославшись на геометрию созданной модели.

## 2.5 Результаты моделирования GAGG:Ce, LYSO:Ce, LaBr<sub>3</sub>:Ce

Была построена модель сцинтилляционного детектора, в качестве рабочего вещества которого выступали сцинтилляционные кристаллы GAGG:Ce, LYSO:Ce, LaBr<sub>3</sub>:Ce. На сцинтилляторах были получены значения длин, по прохождению частицами которых происходит ослабление пучка гамма-квантов по числу частиц в  $e$  раз:

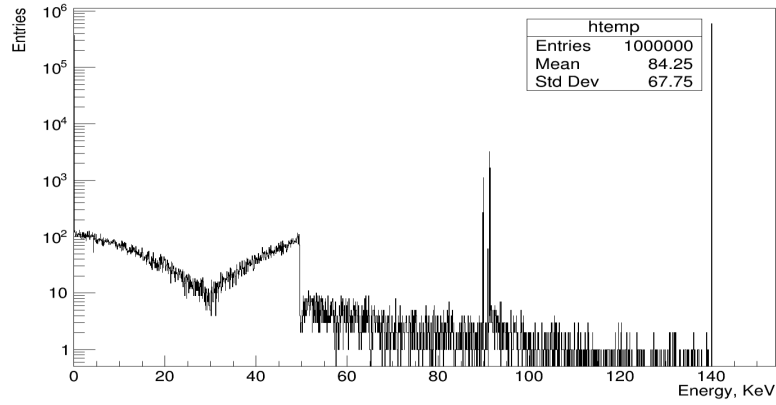


Рисунок 5 — Комптон- и фотоэффекты для GAGG:Ce 3x3x1 мм<sup>3</sup> (lg-масштаб)

$$\lambda_e^{GAGG:Ce} : 1,984 \pm 0,002 \text{ мм};$$

$$\lambda_e^{LYSO:Ce} : 1,374 \pm 0,002 \text{ мм};$$

$$\lambda_e^{LaBr_3:Ce} : 3,002 \pm 0,004 \text{ мм}.$$

Из полученных значений длин ослабления в е раз можно сделать вывод, что кристалл LYSO:Ce, в сравнении с кристаллами GAGG:Ce, LaBr<sub>3</sub>:Ce обладает лучшей эффективностью регистрации гамма-излучения.

В противовес лучшей эффективности регистрации LYSO:Ce, в сравнении с GAGG:Ce, LaBr<sub>3</sub>:Ce, можно поставить факт наличия собственного фона - побочного счёта в случае сцинтиллятора LYSO:Ce. В связи с данным явлением, стоит остановиться на кристалле GAGG:Ce, также обладающим хорошей эффективностью регистрации гамма-излучения, превосходящим по данному параметру LaBr<sub>3</sub>:Ce.

Исследованы спектры зависимости числа отсчетов от энергии частиц, числа поглощенных частиц от глубины прохождения в рабочем веществе сцинтилляторов, получены энергетические распределения электронов, приведены их интерпретации.

### 3 Изучение зависимости коэффициента светосбора в детекторе на основе кристалла GAGG и SiPM от типа отражающего покрытия

В работе изучалась зависимость коэффициента светосбора в детекторе на основе кристалла GAGG и фотоэлектронного умножителя SiPM от типа отражающего покрытия.

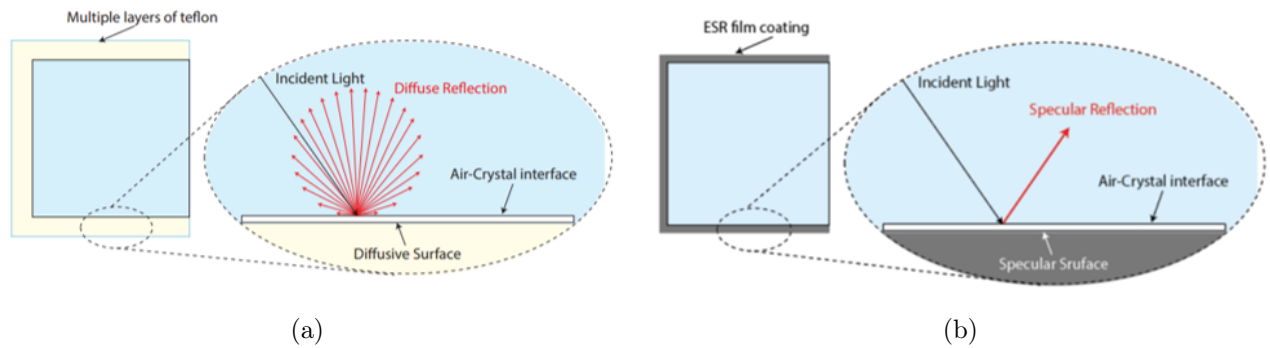


Рисунок 6 — Процессы взаимодействия фотонов с покрытиями (а) — Диффузное покрытие; (б) — Зеркальное покрытие.

Коэффициент светосбора определяется как отношение числа фотонов, попавших на фотоприемник и числа фотонов, излученных сцинтиллятором. На рис. 6а, 6б можно видеть основные особенности диффузного покрытия в сравнении с зеркальным. Фотон, падая на зеркальное покрытие, в соответствии с законами геометрической оптики, отражается на тот же самый угол. В случае же диффузного покрытия, отражение фотона, при попадании на покрытие, возможно, в соответствии с законами нелинейной оптики, по конечному числу направлений - гармоник, среди которых наиболее вероятны отражения, направленные перпендикулярно по отношению к покрытию, что можно легко видеть по диаграмме направленностей, изображённой на рис. 6а.

$$\delta_{photon} = \frac{N_{упавш}^{ph}}{N_{изл}^{ph}},$$

где  $\delta_{photon}$  - коэффициент светосбора;  $N_{упавш}^{ph}$  - число фотонов, попавших на

фотоприемник;  $N_{\text{изл}}^{ph}$  - число фотонов, излученных сцинтиллятором.

### 3.1 Описание детектора

В качестве рабочего вещества сцинтилляционного детектора выступал сцинтилляционный кристалл GAGG:Ce. Характеристики кристалла приведены в таблице 1.

Размер кристалла, исследуемого в работе, составлял  $3 \times 3 \times 10 \text{ мм}^3$ .

Таблица 3 — Характеристики Sensl SB 30020

Фоточувствительная площадь	$3 \times 3 \text{ мм}^2$
Размер пикселя	$20 \times 20 \text{ мкм}^2$
Число пикселей	10998
Длина волны максимума чувствительности	420 нм
Эффективность регистрации	25%

В работе по определению покрытия, обеспечивающего наилучший светосбор, использовался фотодетектор SiPM SensL SB 30020. Касательно характеристик SiPM можно выделить размеры фоточувствительной площади ( $3 \times 3 \text{ мм}^2$ ), то есть кристалл и фотоумножитель состыковывались в работе вплотную, размер пикселя составлял  $20 \times 20 \text{ мкм}^2$ , что означает, что площадь фотоумножителя содержала 10998 пикселей. Длина волны максимума чувствительности использованного SiPM составляет 420 нм, квантовая эффективность регистрации составляет 25% на данной длине волны.

Также стоит отметить коэффициенты отражения исследуемых покрытий:

Таблица 4 — Коэффициенты отражения покрытий

Покрытие	Коэффициент отражения, %
Зеркальное	$\sim 95$
Диффузное	$\sim 95$



## 3.2 Описание установки

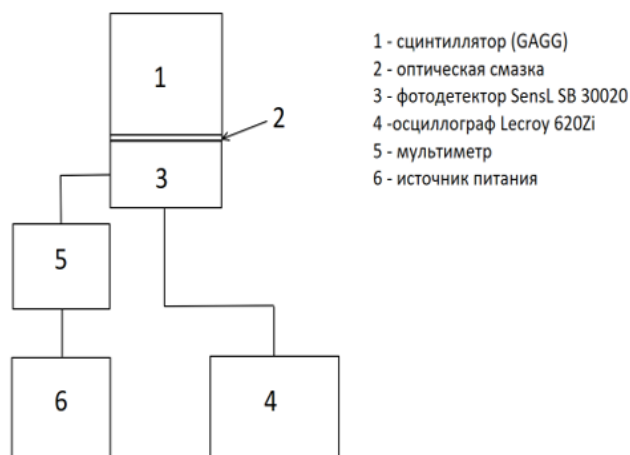


Рисунок 7 — Схема установки

- Напряжение питания 28.4 В;
- Источник  $^{137}\text{Cs}$ ;
- Энергия излучения 662 кэВ.

Установка состояла из сцинтиллятора и фотоприемника (SiPM), состыкованных через оптическую смазку. Питание на SiPM подавалось от источника питания через амперметр. Сигналы поступали на осциллограф, на котором происходил анализ исследуемых импульсов. Оптическая смазка наносилась для улучшения оптического контакта.

Осциллограф использовался для получения спектров.

Относительное энергетическое разрешение рассчитывалось по данным, полученным в OriginPro после построения спектра и фитирования функцией Гаусса. Фитирование производилось функцией Гаусса потому, что рассматриваемые в работе пики полного поглощения теоретически описываются гауссовым распределением.

$$\delta = \frac{2.35 \cdot W/2}{x_c - x_{c_p}},$$

где  $\delta$  - относительное энергетическое разрешение;  $W = 2\sigma$ , где  $\sigma$  - средне-квадратическое отклонение;  $x_c$  - положение максимума пика;  $x_{c_p}$  - положение максимума пьедестала.

### 3.3 Экспериментальные данные

Для правильной калибровки полученных с помощью электронного тракта спектров необходимо учитывать электронный нуль тракта, или же пьедестал. Реальное положение нулевой амплитуды импульсов может оказаться смещенным относительно нуля анализатора.

Далее представлены спектры  $^{137}\text{Cs}$ , полученные на сцинтиляторе, обернутом в зеркальное (рис. 8a, 8b), диффузное покрытие (рис.8c, 8d) и сцинтилятор без покрытия (рис.8e, 8f) соответственно. Для каждого спектра представлена таблица параметров, применявшихся для расчета энергетического разрешения и сравнения положения максимума фотопика.

Статистика в окрестности фотопика теоретически описывается распределением Гаусса. Обрыв комптоновского плато явно виден в случае спектра без покрытия, что нельзя отметить в случае спектров с покрытиями. Данное различие, предположительно, вызвано высвечиванием сцинтиллятора в случае нанесения отражающих покрытий.

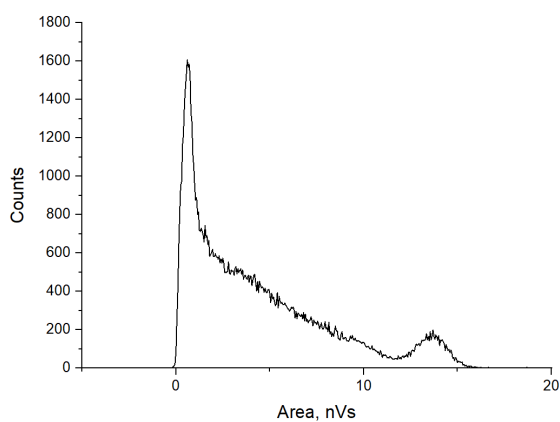
Далее представлена наблюдавшаяся осциллограмма.

По осциллограмме можно видеть, что максимальная полученная амплитуда сигнала от  $^{137}\text{Cs}$  составляет 49.2 мВ (соответствует линии 662 кэВ), длительность переднего фронта составляет 50 нс, заднего - 300 нс.

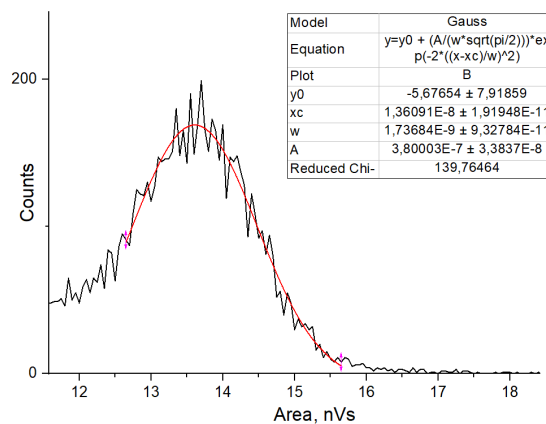
### 3.4 Результаты измерений

В таблице 4 содержится информация о положении максимума пика полного поглощения, результатах расчета энергетических разрешений для двух типов покрытий и сцинтиллятора без покрытия.

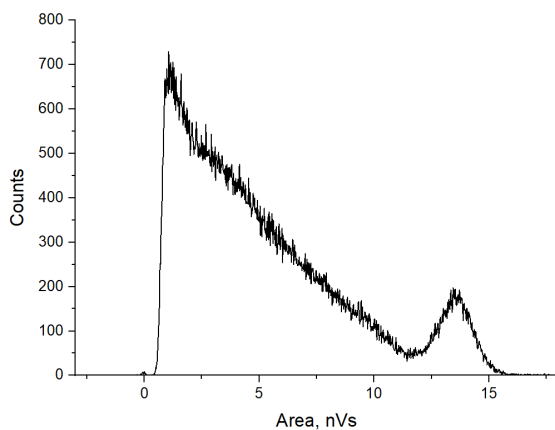
По значениям, содержащимся в таблице, видно, что положения максимумов пиков практически совпадают для спектров с покрытиями. Для детектора без покрытия положение пика меньше. Энергетическое разрешение



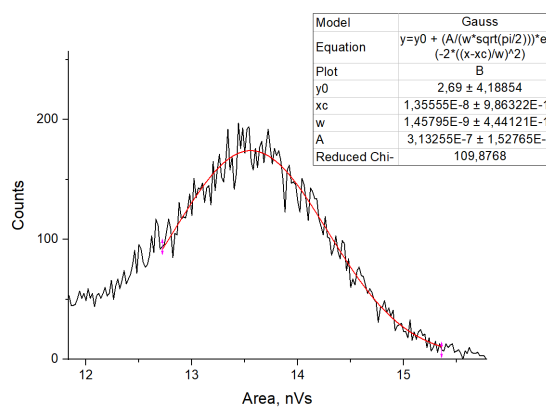
(a)



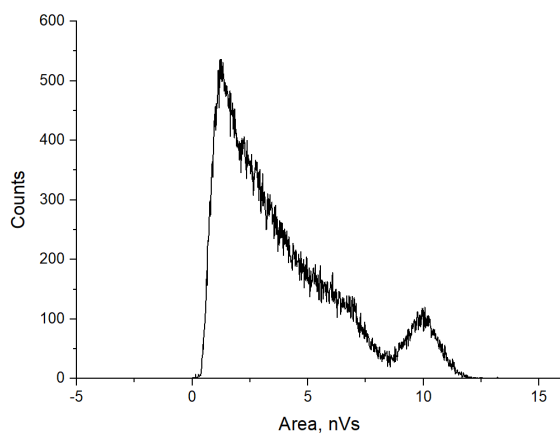
(b)



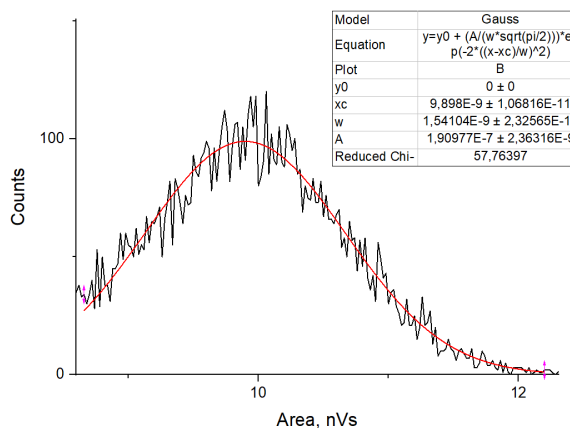
(c)



(d)



(e)



(f)

Рисунок 8 — Спектры сигнала и их обработка, используемые для определения контролируемых параметров

- (a) - Спектр GAGG:Ce (зеркальное покрытие); (b) - Обработка спектра GAGG:Ce (зеркальное покрытие);  
 (c) - Спектр GAGG:Ce (диффузное покрытие); (d) - Обработка спектра GAGG:Ce (диффузное покрытие);  
 (e) - Спектр GAGG:Ce (без покрытия); (f) - Обработка спектра GAGG:Ce (без покрытия).

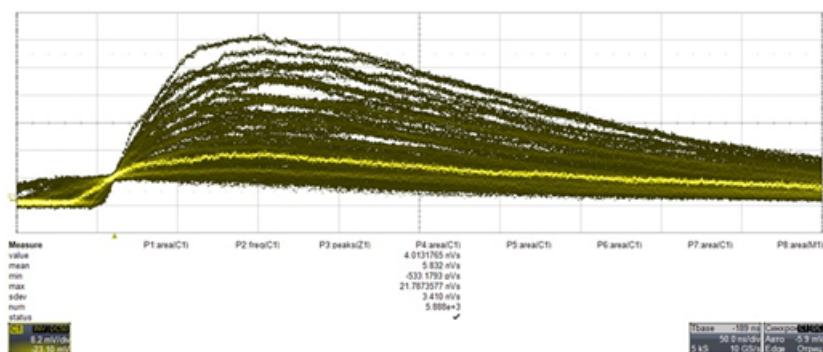


Рисунок 9 — Осциллограмма

Таблица 5 — Результаты измерений

Тип покрытия	Положение максимума, нВс	Энергетическое разрешение, %
Зеркальное	$13.56 \pm 0.02$	15
Диффузное	$13.61 \pm 0.01$	14
-	$9.90 \pm 0.01$	18

для детектора с диффузным отражателем оказалось наилучшим, хотя положения максимумов для детекторов с зеркальным и диффузным отражателем совпадают. Необходимо отметить, что при нанесении зеркального покрытия не удалось достичь качества промышленного изготовления. В некоторых частях детектора между покрытием и кристаллом мог оказаться воздух, также не удалось полностью избавиться от щелей на стыках плёнки.

Результаты эксперимента позволяют сделать следующие выводы:

1. При данной конфигурации детектора зеркальный и диффузный отражатели с одинаковой эффективностью улучшают светосбор, о чем говорят полученные спектры и положения фотопиков;
2. В результате нанесения покрытий светосбор был улучшен на 37%.

$$\frac{1.36091 \cdot 10^{-8}}{9.898 \cdot 10^{-9}} \approx 1.37,$$

$$\frac{1.35555 \cdot 10^{-8}}{9.898 \cdot 10^{-9}} \approx 1.37.$$

Далее на графике указаны все полученные спектры вместе с пьедесталами.

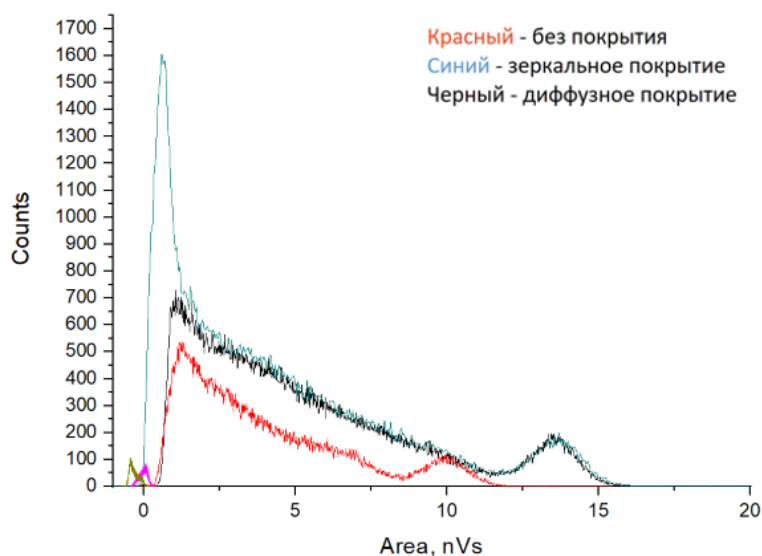


Рисунок 10 — Спектры сцинтилляторов

### 3.5 Результаты определения покрытия, обеспечивающего наилучший светосбор

В работе изучались детекторы на основе сцинтиллятора GAGG и SiPM SensL SB 30020. Исследовались детекторы с зеркальным, диффузным отражателями и без отражателя. Результаты исследований показывают, что диффузный и зеркальный отражатели одинаково улучшают светосбор в  $\sim 1.4$  раза. Энергетическое разрешение на кристалле без отражателя составило 18%, с диффузным отражателем - 14%, с зеркальным отражателем - 15%. Энергия излучения соответствовала энергии источника  $^{137}\text{Cs}$ , равной 662 кэВ.

## 4 Измерение световыхода сцинтиллятора GAGG с помощью SiPM

Сцинтилляторы - вещества, проявляющие люминесценцию при поглощении ионизирующего излучения (гамма-кванты, электроны, альфа - частицы и др.). В общем случае излучаемое количество фотонов пропорционально количеству поглощенной энергии, что позволяет измерять энергетические спектры излучения.

Световыход - количество фотонов, излучаемых сцинтиллятором при поглощении определенного количества энергии (обычно 1 МэВ). Чем выше световыход, тем более чувствителен сцинтиллятор. Именно поэтому наилучшим вариантом для детектирования частиц являются сцинтилляторы с высоким световыходом (порядка 50 - 70 тыс. фотонов на 1 МэВ). Однако для детектирования высокоэнергичных частиц возможно применение сцинтилляторов с низким световыходом.

Как известно из математической статистики, дисперсия и относительная ошибка распределения Пуассона определяются следующим образом:  $\sigma^2 = N$ ,  $\delta = \frac{1}{\sqrt{N}}$ , где  $\sigma$  - среднеквадратичное отклонение,  $N$  - число излученных фотонов. Из приведенных формул следует, что чем больше световыход, то есть чем больше количество излучаемых фотонов - тем ниже относительная ошибка. Именно поэтому высокий световыход очень важен.

Для определения световыхода в работе были исследованы кристаллы  $Gd_3Al_2Ga_3O_{12}:Ce$  (GAGG:Ce). Кристаллы были произведены московской компанией АО "Фомос - Материалы". В наличии имелось несколько кристаллов данной фирмы. Представлялся интерес охарактеризовать данные кристаллы (узнать их характеристики). В частности, измерить световыход данных сцинтилляторов.

### 4.1 Описание детектора

При определении световыхода в качестве рабочего вещества сцинтилляционного детектора выступал сцинтилляционный кристалл GAGG:Ce. Ха-

рактические характеристики кристалла приведены в таблице 6.

Размер кристалла, исследуемого в работе, составлял  $3 \times 3 \times 10 \text{ мм}^3$ .

Таблица 6 — Характеристики НАМАМАТСУ MPPC S10931-025P

Фоточувствительная площадь	$3 \times 3 \text{ мм}^2$
Размер пикселя	$25 \times 25 \text{ мкм}^2$
Число пикселей	14400
Длина волны максимума чувствительности	450 нм
Эффективность регистрации	45%

В ходе определения световыхода использовался фотодетектор НАМАМАТСУ MPPC S10931-025P.

Касательно характеристик SiPM можно выделить размеры фоточувствительной площади ( $3 \times 3 \text{ мм}^2$ ), то есть площади сечения кристалла и площадь фотоумножителя совпадали, размер пикселя составлял  $25 \times 25 \text{ мкм}^2$ , что означает, что площадь фотоумножителя содержала 14400 пикселей. Длина волны максимума чувствительности использованного SiPM составляет 450 нм, квантовая эффективность составляет 45% на данной длине волны.

## 4.2 Методика измерений и обработки результатов

Методика измерения световыхода исследуемого в работе кристалла GAGG:Ce содержала следующие основные этапы:

1. Измерение одноэлектронного спектра;
2. Калибровка шкалы кодировщика;
3. Определение коэффициента усиления;
4. Определение эффективности регистрации;
5. Измерение спектра сцинтиллятора GAGG:Ce без отражателя;
6. Моделирование, используемое для определения доли фотонов, достигших фотоприемника, от общего количества излученных фотонов;
7. Определение количества сработавших ячеек, определение световыхода.

### 4.3 Описание установки

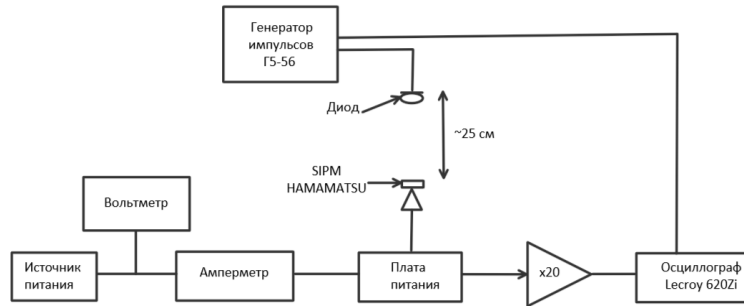


Рисунок 11 — Схема установки

- Напряжение питания: 72.8 В;
- Ток:  $\approx 0.39$  мкА;
- Длительность импульса от генератора  $\tau = 10$  нс.

Установка состояла из светодиода и фотоприемника (SiPM), расположенных на расстоянии  $\approx 25$  см. Питание на SiPM подавалось от источника питания через амперметр. Сигналы поступали через плату питания и усилитель сигнала на осциллограф, на котором происходил анализ исследуемых импульсов.

Длительности импульсов от генератора, использованных для получения одноэлектронного спектра:  $\tau = 10$  нс.

Применявшийся в работе осциллограф Lecroy 620 Zi имеет собственный амплитудно-цифровой преобразователь. Таким образом, осциллограф использовался для получения спектров.

Коэффициент усиления SiPM рассчитывался по данным, полученным в OriginPro после построения спектра и фитирования функцией Гаусса.

### 4.4 Измерение одноэлектронного спектра

Для получения полной информации об образце SiPM необходимо определить следующие характеристики:



1. Коэффициент внутреннего усиления;
2. Эффективность регистрации света.

Под коэффициентом усиления SiPM понимается отношение заряда, накопленного на элементарной емкости пикселя за время развития гейгеровского разряда, к заряду электрона. Экспериментально усиление можно определить по одноэлектронному спектру, полученному при малой интенсивности засветки (рисунок 14а).

На рисунке 14б представлен пьедестал одноэлектронного спектра (спектр шума).

Нулевой пик соответствует событиям, когда не сработал ни один пиксель. Его ширина определяется преимущественно шумами электроники; первый пик - сработал один пиксель; второй пик - сработали 2 пикселя и т.д..

## 4.5 Определение коэффициента усиления

Коэффициент усиления пикселя SiPM определяется по формуле:

$$K_{\text{пикселя}} = \frac{A_{1e} \cdot K_{QDC}}{K_{\text{усил}} \cdot q},$$

$K_{QDC}$  - цена канала QDC Lecroy 620 Zi;

$A_{1e} = A_1 - A_0$  - разность между нулевым и первым пиками;

$A_1$  - положение первого пика;

$A_0$  - положение нулевого пика;

$A_{1e} * K_{QDC}$  - заряд на выходе SiPM от одного пикселя;

$K_{\text{усил}}$  - коэффициент усиления усилителя;

$q$  - заряд электрона ( $1.6 \cdot 10^{-19}$  Кл).

Значения  $A_0$  и  $A_1$  можно получить, измерив одноэлектронный спектр. Для определения коэффициента  $K_{QDC}$  требовалось провести калибровку шкалы кодировщика.

## 4.6 Калибровка шкалы кодировщика

Коэффициент  $K_{QDC}$  был определён посредством калибровки шкалы. Осциллограф Lecroy 620 Zi производил построение одноэлектронного спектра в размерности [В·с]. Для перевода [В·с] в [Кл] к выходу осциллографа была подключена емкость  $C \approx 12$  пФ, производящая дифференцирование входного сигнала по времени (в силу последовательного подключения по отношению к входному сигналу) и обеспечивающая домножение размерности выходного сигнала на  $[\frac{\Phi}{с}]$ . Другими словами, в процессе определения световыхода GAGG:Ce была использована дифференцирующая цепь, в которой, как известно из курса общей электротехники и электроники, выходное напряжение определяется как производная по времени от входного. Таким образом, подключенная емкость играла в определении коэффициента  $K_{QDC}$  роль оператора  $C \cdot \frac{d}{dt}$ .

Коэффициент  $K_{QDC}$  в рамках калибровки играл роль коэффициента пропорциональности между отложенными по оси  $x$  измеренными по снятым точкам значениями [В·с] и отложенным по оси  $y$  количеством электронов. В силу наличия существенного отклонения от начала координат построенной прямой, сдвиг необходимо учитывать. Итоговое выражение для поиска коэффициента усиления одного пикселя, с учетом изложенной калибровки, оказывается следующим:

$$K_{\text{пикселя}} = \frac{A_{1e} \cdot K_{QDC} + B}{K_{\text{усил}}},$$

где  $B$  - сдвиг по оси  $nVs$  на графике  $e^-$  vs  $nVs$ .

Получение коэффициента  $K_{\text{пикселя}}$  является сопутствующим измерением, необходимым для проверки того, что всё было измерено верно. Главным измеренным параметром на данном этапе определения световыхода являлось полученное при измерении одноэлектронного спектра значение  $A_{1e} = A_1 - A_0$ .

## 4.7 Определение эффективности регистрации

Эффективность регистрации НАМАМАТСУ MPPC S10931-025P определяется по кривой эффективности регистрации излучения, зависящей от длины волны.

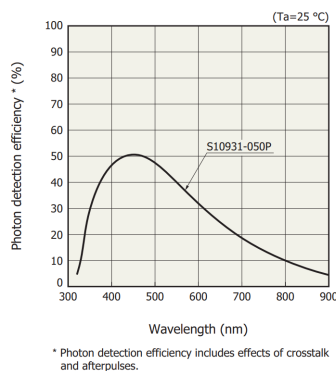


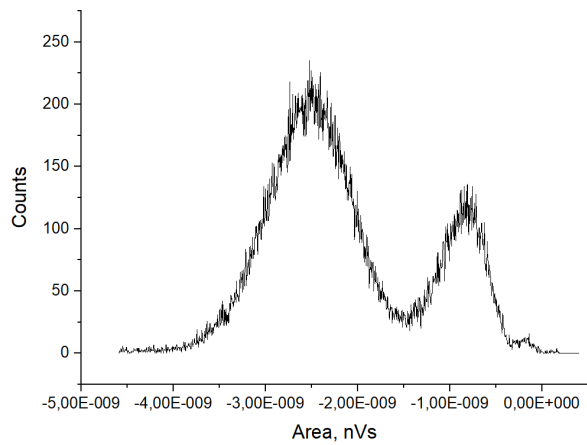
Рисунок 12 — Эффективность регистрации

Как известно, GAGG:Ce излучает фотоны с максимумом излучения, соответствующим длине волны 520 нм. По кривой эффективности регистрации можно определить значение коэффициента:  $K_{eff} \approx 45\%$ .

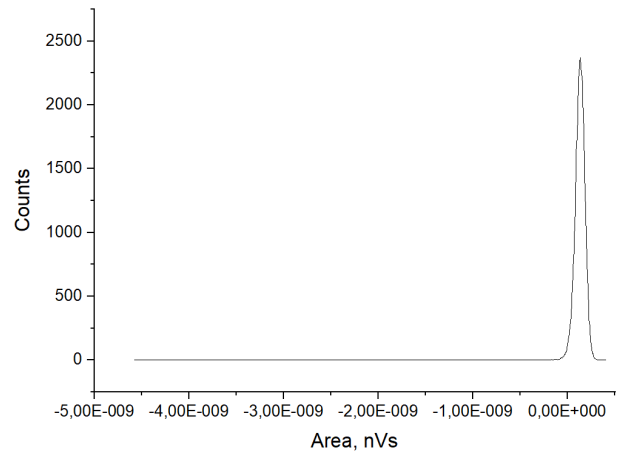
## 4.8 Измерение спектра сцинтиллятора GAGG:Ce без отражателя

Следующим этапом в определении световыхода исследуемого кристалла GAGG:Ce являлось снятие спектров на известных источниках и определение положения пика полного поглощения. Измерение проводилось на кристалле без отражателя. Сцинтиллятор предварительно был обёрнут в светопоглощающее покрытие, свободной оставалась только грань, состыковываемая с SiPM. Светопоглощающее покрытие позволяло избежать учет коэффициентов отражения фотонов.

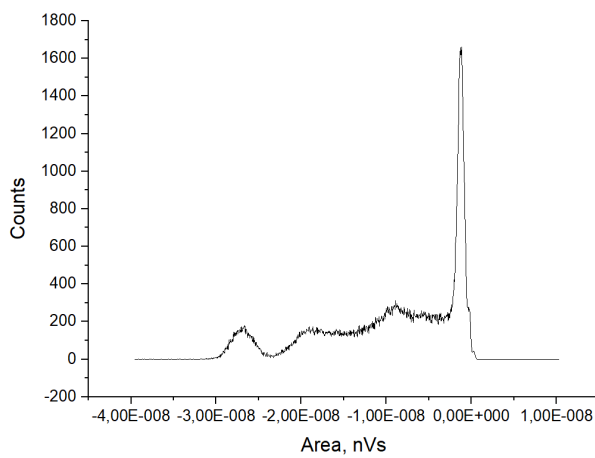
Измерение спектров проводилось при помощи двух источников:  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{241}\text{Am}$ .



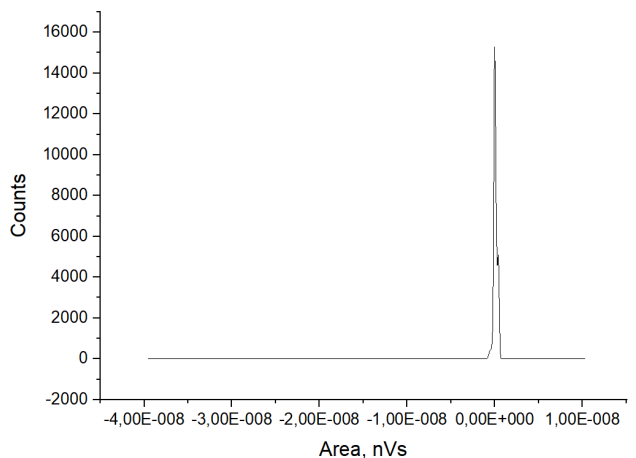
(a)



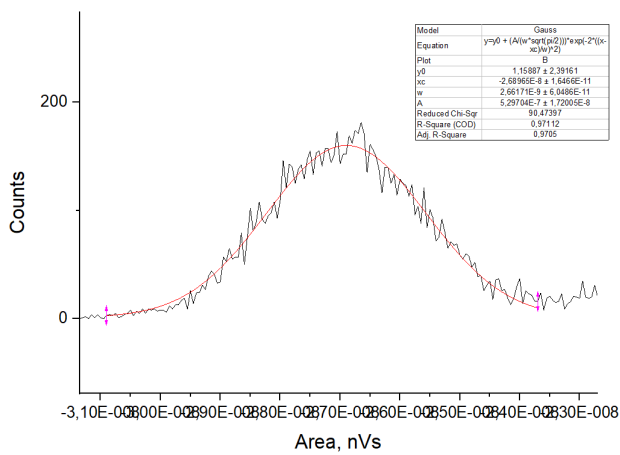
(b)



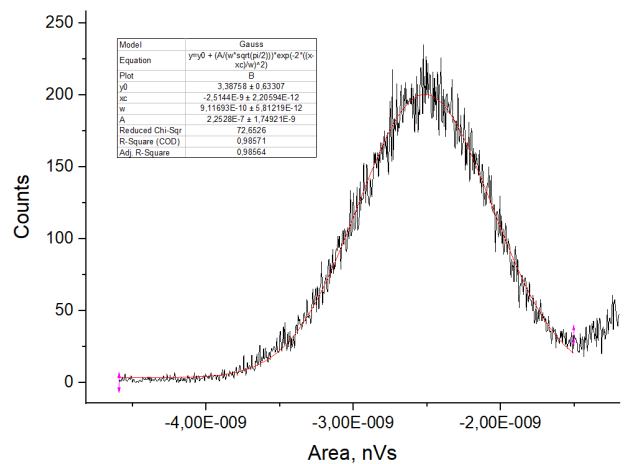
(c)



(d)



(e)



(f)

Рисунок 13 — Спектры сигнала и пьедестала, используемых для определения контролируемых параметров

- (a) - спектр GAGG:Ce на  $^{137}\text{Cs}$ ; (b) - пьедестал GAGG:Ce на  $^{137}\text{Cs}$ ;  
 (c) - спектр GAGG:Ce на на  $^{241}\text{Am}$ ; (d) - пьедестал GAGG:Ce на  $^{241}\text{Am}$ ;  
 (e) - обработка спектра на  $^{137}\text{Cs}$ ; (f) - обработка спектра на  $^{241}\text{Am}$ .

## 4.9 Определение количества сработавших ячеек и световых выхода

Зная положение пика полного поглощения и расстояние между пиками  $A_1$  и  $A_0$  одноэлектронного спектра, можно определить количество сработавших ячеек по формуле:

$$N = \frac{X_c^{\text{ист}} - X_{c_p}^{\text{ист}}}{A_1 - A_0} \cdot K_{\text{усил}}.$$

Зная величину отклика фотоприемника на один фотон, можно, посредством обратного преобразования, посчитать, какое количество фотонов достигло фотоприемник. Дискретные значения энергий линий излучения для пиков полного поглощения источников известны. В ходе определения световых выхода GAGG:Ce наибольший интерес представляли линия 662 кэВ (пик полного поглощения в спектре  $^{137}\text{Cs}$ ) и линия 60 кэВ (пик полного поглощения в спектре  $^{241}\text{Am}$ ).

Истинное количество ячеек - число ячеек, которое должно было сработать - с учетом наличия нелинейного отклика SiPM, может быть вычислено по формуле:

$$N_{\text{firedcells}} = N_{\text{total}} \cdot \left( 1 - e^{-\frac{N_{\text{photon}} \cdot PDE}{N_{\text{total}}}} \right),$$

где  $N_{\text{firedcells}}$  - количество сработавших ячеек;  $N_{\text{total}}$  - общее количество ячеек;  $N_{\text{photon}} \cdot PDE$  - число истинно сработавших ячеек;  $N_{\text{photon}}$  - количество излученных фотонов;  $PDE$  - квантовая эффективность регистрации.

Согласно данному выражению, истинное количество сработавших чеек определяется по формуле:

$$N_{\text{photon}} \cdot PDE = -N_{\text{total}} \cdot \ln \left( 1 - \frac{N_{\text{firedcells}}}{N_{\text{total}}} \right).$$

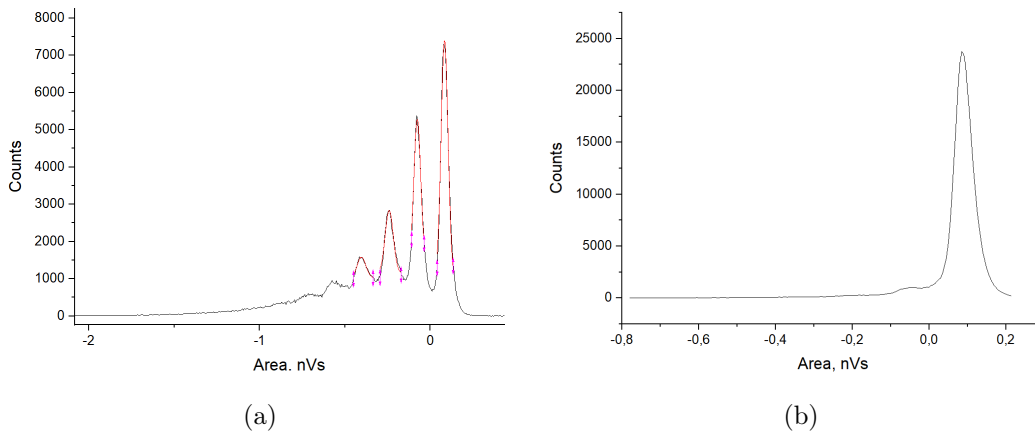


Рисунок 14 — Спектры сигнала и пьедестала, используемых для определения контролируемых параметров

- (a) - одноэлектронный спектр сигнала;
- (b) - одноэлектронный спектр шума (пьедестал).

#### 4.10 Моделирование, используемое для определения коэффициента светосбора

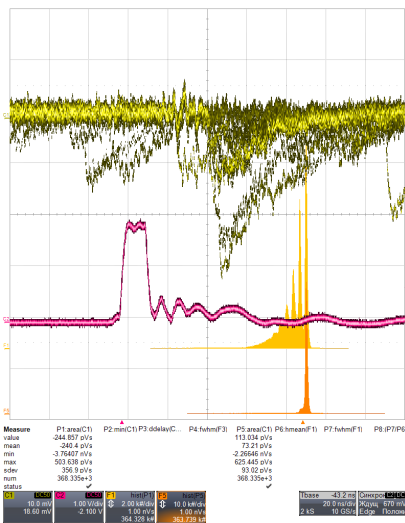
Неизвестно, какая часть от общего количества излученных фотонов достигает фотоприемника. Экспериментально доступными способами данную долю определить нельзя, возможно определение только при помощи соответствующего моделирования. При вычислении световыхода данный коэффициент (часть фотонов, достигших фотоприемника, от общего количества излученных фотонов) идёт дополнительным множителем, указываемым в знаменателе при итоговом расчёте световыхода.

#### 4.11 Результаты измерений

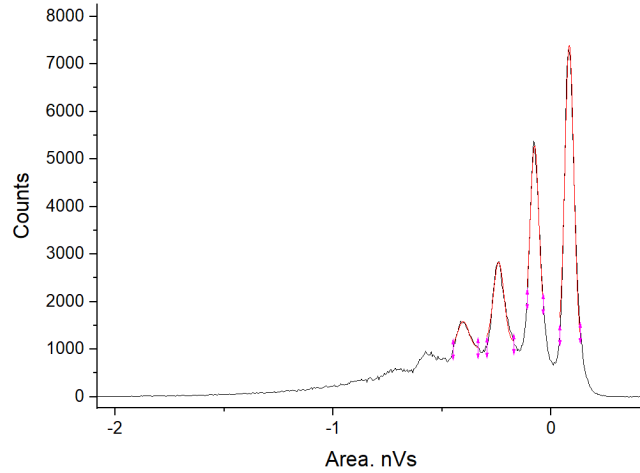
Полученные осциллограмма и обработка одноэлектронного спектра представлены на рисунке 15.

Желтым цветом на осциллограмме изображен сигнал от SiPM, оранжевым приводится одноэлектронный спектр, охровым - пьедестал одноэлектронного спектра, красным изображен запускающий сигнал, который подавался одновременно в осциллограф и на светодиод.

Коэффициент внутреннего усиления определялся на основе данных, по-



(a)



(b)

Model	Gauss
Equation	$y = \theta + (A/w \cdot \exp(-((x-xc)/w)^2)) \cdot \exp(-2 \cdot ((x-xc)/w)^2)$
Plot	$\theta$
$\theta$	1009.85973 ± 217.97414
$xc$	8.38641E-11 ± 4.05891E-13
$w$	4.08287E-11 ± 1.8401E-12
$A$	3.26634E-7 ± 2.28151E-9
Reduced Chi-Sqr	57529.37738
R-Square (COD)	0.98965
Adj. R-Square	0.9977
Model	Gauss
Equation	$y = \theta + (A/w \cdot \exp(-((x-xc)/w)^2)) \cdot \exp(-2 \cdot ((x-xc)/w)^2)$
Plot	$\theta$
$\theta$	1509.74461 ± 251.47124
$xc$	-7.58961E-11 ± 4.27903E-13
$w$	3.8079E-11 ± 2.78526E-12
$A$	1.83716E-7 ± 2.33995E-9
Reduced Chi-Sqr	22360.59609
R-Square (COD)	0.99882
Adj. R-Square	0.99933
Model	Gauss
Equation	$y = \theta + (A/w \cdot \exp(-((x-xc)/w)^2)) \cdot \exp(-2 \cdot ((x-xc)/w)^2)$
Plot	$\theta$
$\theta$	1142.04811 ± 68.76834
$xc$	-2.4053E-10 ± 8.1735E-13
$w$	4.23437E-11 ± 2.93798E-12
$A$	1.00357E-7 ± 8.83437E-9
Reduced Chi-Sqr	14219.96137
R-Square (COD)	0.99556
Adj. R-Square	0.99591
Model	Gauss
Equation	$y = \theta + (A/w \cdot \exp(-((x-xc)/w)^2)) \cdot \exp(-2 \cdot ((x-xc)/w)^2)$
Plot	$\theta$
$\theta$	1013.67056 ± 35.78799
$xc$	-4.0293E-10 ± 1.00543E-12
$w$	5.0544E-11 ± 4.18608E-12
$A$	3.61528E-8 ± 4.62828E-9
Reduced Chi-Sqr	2213.93082
R-Square (COD)	0.95044
Adj. R-Square	0.943

Рисунок 15 — Одноэлектронный спектр

(a) - осциллограмма; (b) - обработка одноэлектронного спектра.

лученных последовательным снятием одноэлектронного спектра, обработки полученного спектра в OriginPro и применением калибровки:

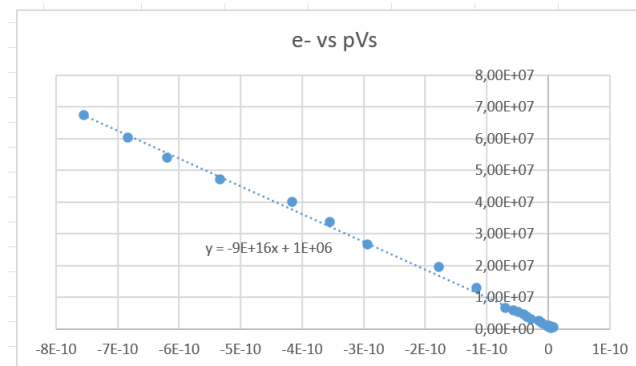


Рисунок 16 — График зависимости e- vs pVs

$$A_0 - A_1 = 1.594602 \cdot 10^{-10} \text{В} \cdot \text{с}, K_{QDC} = 9 \cdot 10^{16} \text{В} \cdot \text{с}^{-1}, B = 1 \cdot 10^6.$$

С учетом известного значения  $K_{\text{усил}} = 20$  получено следующее значение для коэффициента усиления одного пикселя:

$$K_{\text{пикселя}} = \frac{A_{1e} \cdot K_{QDC} + B}{K_{\text{усил}}} = \frac{1.594602 \cdot 10^{-10} \cdot 9 \cdot 10^{16} + 1 \cdot 10^6}{20} = 8 \cdot 10^5.$$

Данная величина близка к значению, заявленному производителем:  $7.5 \cdot 10^5$ .

Как известно, GAGG:Ce, так же как и любой другой сцинтиллятор, излучает в широком диапазоне длин волн с максимумом, располагающимся на значении длины волны 520 нм.

Спектры и пьедесталы, полученные на источниках, представлены на рис.12. При помощи приложения OriginPro получены следующие положения пиков полного поглощения для  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{241}\text{Am}$  соответственно:

$$X_c^{Cs} = -2,68965 \cdot 10^{-8} \text{ В.с}, X_c^{Am} = -2,5144 \cdot 10^{-9} \text{ В.с}.$$

Количество сработавших ячеек:

$$N^{Cs} = \frac{X_c^{Cs} - X_{c_p}^{Cs}}{A_1 - A_0} \cdot K_{\text{усил}} = \frac{2,68965 \cdot 10^{-8} + 2.86956 \cdot 10^{-11}}{1,594602 \cdot 10^{-10}} \cdot 20 = 3377,$$

$$N^{Am} = \frac{X_c^{Am} - X_{c_p}^{Am}}{A_1 - A_0} \cdot K_{\text{усил}} = \frac{2.5144 \cdot 10^{-9} + 1.37844 \cdot 10^{-10}}{1,594602 \cdot 10^{-10}} \cdot 20 = 332.$$

Известны значения энергий пиков полного поглощения использованных в работе источников:

$$^{137}\text{Cs} : E^{Cs} = 662 \text{ кэВ}; \quad ^{241}\text{Am} : E^{Am} = 60 \text{ кэВ}.$$

Отличие в энергиях пиков полного поглощения и в количестве сработавших ячеек у  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{241}\text{Am}$ :

$$\frac{E^{Cs}}{E^{Am}} \approx 11, \quad \frac{N^{Cs}}{N^{Am}} \approx 10.$$

Отличие в энергиях и в количестве сработавших ячеек у  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{241}\text{Am}$  может быть вызвано либо заниженной амплитудой пика полного поглощения у  $^{137}\text{Cs}$  (нехваткой ячеек), либо завышенной амплитудой пика полного поглощения у  $^{241}\text{Am}$  (избытком ячеек).

Известно, что SiPM имеет нелинейный характер отклика на входные сигналы. Для низких энергий данный нелинейный эффект проявляется слабо, с возрастанием энергии проявление нелинейного отклика становится явным. В данной работе нелинейность на источнике  $^{137}\text{Cs}$  проявляется явным образом.

Истинное количество сработавших ячеек, с учетом вышеизложенных результатов, получилось следующим:



$$\begin{aligned}
^{137}\text{Cs} : N_{\text{photon}} \cdot PDE &= -N_{\text{total}} \cdot \ln \left( 1 - \frac{N_{\text{firedcells}}}{N_{\text{total}}} \right) = \\
&= -14400 \cdot \ln \left( 1 - \frac{3377}{14400} \right) = 3848,
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
^{241}\text{Am} : N_{\text{photon}} \cdot PDE &= -N_{\text{total}} \cdot \ln \left( 1 - \frac{N_{\text{firedcells}}}{N_{\text{total}}} \right) = \\
&= -14400 \cdot \ln \left( 1 - \frac{332}{14400} \right) = 335.
\end{aligned}$$

С учетом известного значения PDE ( $K_{eff}$ ), получено следующее количество зарегистрированных фотонов:

$$^{137}\text{Cs} : N_{\text{photon}} = \frac{3848}{PDE} = \frac{3848}{0.45} = 8551,$$

$$^{241}\text{Am} : N_{\text{photon}} = \frac{335}{PDE} = \frac{335}{0.45} = 744.$$

## 4.12 Результаты определения световыхода GAGG:Ce

Была проведена калибровка SiPM. По одноэлектронному спектру вычислен коэффициент усиления одного пикселя, данный коэффициент сравнен с табличным. Вычислено число фотонов, регистрируемых от сцинтиллятора GAGG:Ce со светопоглощающим покрытием с источниками  $^{137}\text{Cs}$  (662 кэВ, гамма - излучение) и  $^{241}\text{Am}$  (60 кэВ, гамма - излучение):

$$^{137}\text{Cs} : N_{\text{photon}} = 8551,$$

$$^{241}\text{Am} : N_{\text{photon}} = 744.$$

Проведённое моделирование показало, что доля фотонов, излучаемых сцинтиллятором и достигающая SiPM, составляет  $\approx 20\%$ . Данное значение коэффициента приводит к получению следующего значения световыхода:

$$\mathcal{L} \approx \frac{60 \text{ тыс. фотонов}}{\text{МэВ}}.$$

## 5 Определение координатного разрешения сцинтилляционного детектора

Координатное разрешение - полная ширина на половине высоты координатного распределения скорости счёта детектора вдоль оси, перпендикулярной оси симметрии детектора.

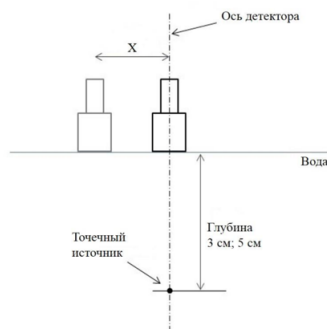


Рисунок 17 — Координатное разрешение

При определении координатного разрешения сцинтилляционного детектора использовалась установка, схема которой представлена на рис.18.



Рисунок 18 — Схема установки

Установка состояла из сцинтилляционного детектора, подключенного к плате питания, дискриминатора нижнего уровня, использованного для отсеки сигналов, не превышающих уровень дискриминации (в частности, для устранения счёта шумов электроники), счётчика импульсов, применяемого для счёта полезных событий, соответствующих уровню энергии фотопика энергетического распределения источника  $^{241}\text{Am}$  (рис.21) и таймера, используемого для формирования сигнала ворот. Питание поступало от источника питания через общий источник-измеритель, состоящий из вольтметра и ам-

перметра, используемых для отслеживания постоянства напряжения и значения стекающих с SiPM токов.

Сцинтилляционный детектор состоял из рабочего вещества - кристалла GAGG  $3 \times 3 \times 10$  мм<sup>3</sup> и кремниевого фотоумножителя SiPM SenSI FC30035. Детектор был помещён в свинцовый коллиматор с толщиной стенки 5 мм и радиусом отверстия 1,5 мм (рис.20).

- Напряжение питания: 27.5 В;
- Ток:  $\approx 0.36$  мкА.

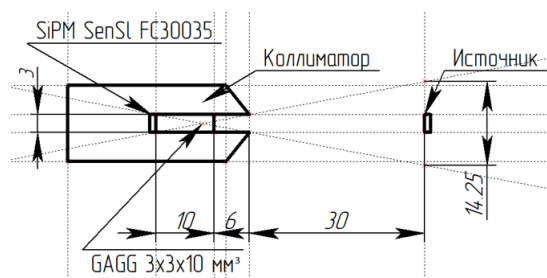


Рисунок 19 — Геометрия детектора (эскиз)

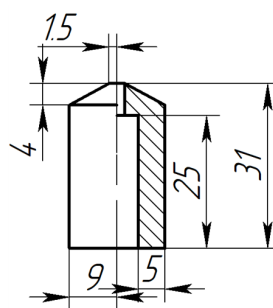


Рисунок 20 — Чертёж коллиматора

Измерение координатного разрешения осуществлялось посредством определения числа отсчетов полезных событий в ходе постепенного изменения положения источника в направлении, перпендикулярном оси симметрии сцинтилляционного детектора. Полученные значения отсчётов и результаты фитирования представлены на рис.22.

Ошибка распределения определялась как  $\sqrt{N}$ , где  $N$  - число отсчётов, что соответствует распределению Пуассона.

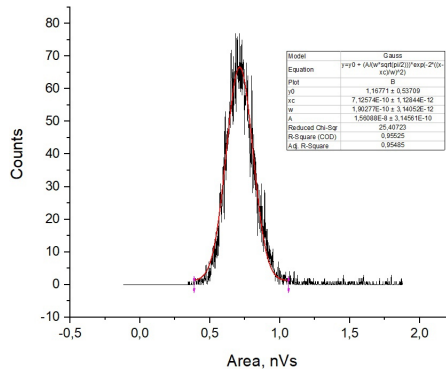


Рисунок 21 — Выставление порога (Спектр  $^{241}\text{Am}$ )

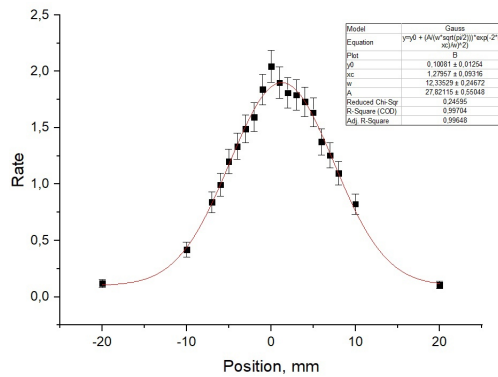


Рисунок 22 — Координатное разрешение (фитирование)

Полученное в результате фитирования значение координатного разрешения:

$$\Delta = 2,35 \cdot \sigma = 2,35 \cdot W/2 \approx 14 \text{ мм};$$

$$\Delta(\Delta) = 2,35 \cdot \Delta(W)/2 \approx 0,3 \text{ мм};$$

$$\Delta = 14,0 \pm 0,3 \text{ мм}.$$

В ходе рассмотрения геометрии детектора (рис.19) получено такое же значение координатного разрешения (в пределах погрешности).

В качестве вывода к определению координатного разрешения сцинтиляционного детектора можно отметить, что значения, полученные в результате построения чертежа модели в T-Flex CAD и фитирования в Origin Pro практически идентичны (совпадают с точностью до ошибки измерений), из чего можно сделать вывод, что значение координатного разрешения в основном будет определяться величиной отверстия коллиматора.

## Заключение

Для гамма-локатора со сцинтиллятором GAGG необходимо использовать кристалл  $3 \times 3 \times 10$  мм<sup>3</sup> в связи с тем, что 10 мм - толщина, являющаяся оптимальной с точки зрения эффективности регистрации. Лучший вариант покрытия для сцинтилляционного детектора - диффузное, поскольку диффузное покрытие проще в применении (при условии одинакового светосбора в случае как зеркального, так и тефлонового покрытий).

Несмотря на наличие замкнутых траекторий, фотоны, в случае применения зеркального покрытия, собираются хорошо. Замкнутые траектории, как показали результаты эксперимента, не дают существенного вклада. Разрешения и положения пика в случае зеркального и диффузного покрытий примерно одинаковые. Преимуществ в выборе определенного типа покрытий, с точки зрения физики, нет. Лучше выбирать тот тип отражающего покрытия, которым удобнее пользоваться.

Лучший вариант рабочего вещества сцинтилляционного детектора, определённый в результате НИРС двух курсов: GAGG размерами  $3 \times 3 \times 10$  мм<sup>3</sup> с диффузным покрытием.

Полученное в результате моделирования значение длины ослабления пучка фотонов в  $e$  раз для энергии 140 кэВ, характерное для GAGG:

$$\lambda_e^{GAGG:Ce} = 1,984 \pm 0,002 \text{ мм.}$$

Координатное разрешение, в первом приближении, описывается геометрической оптикой. Из этих соображений следует, что 10 мм - оптимальная величина. При этом в результате получается разрешение чуть лучше, чем характерный размер лимфоузла:

$$\Delta = 14,0 \pm 0,3 \text{ мм.}$$

С точки зрения электроники, GAGG имеет хороший световыход, что было подтверждено:

$$\mathcal{L} \approx \frac{60 \text{ тыс. фотонов}}{\text{МэВ}}.$$

Усилитель в приборы не требуется.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Гамма-локатор для радионуклидной диагностики онкологических заболеваний / Ягнюкова А.К. [и др.] // МИФИ. — 2014.
2. Чернов Н.Н., Дьяков А.В. Исследование сцинтилляционных детекторов для устройств точечной радионуклидной диагностики при проведении операционного вмешательства // Известия ЮФУ. — 2009.
3. A DROP-IN Gamma Probe for Robot-assisted Radioguided Surgery of Lymph Nodes During Radical Prostatectomy / Paolo Dell'Oglio [et al.] // European Urology. — 2020.
4. A Gamma Locator for Remote Radioactivity Mapping and Dose Rate Control / Potapov V.N. [и др.] // IEEE Symposium Conference Record Nuclear Science. — 2004.
5. Бердникова А.К. Сцинтилляционный гамма-зонд для радионуклидной диагностики в ядерной медицине. Москва – 2016.
6. Исследование характеристик спектрометрического детектора на основе кристалла  $\text{LaBr}_3:\text{Ce}$  и ФЭУ-184 / Симутин А.С. [и др.] // Приборы и техника эксперимента. — 2012.
7. The Click-On gamma probe, a second-generation tethered robotic gamma probe that improves dexterity and surgical decision-making / Samaneh Azargoshasb [et al.] // European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging. — 2021.
8. Feasibility of a drop-in  $\gamma$ -probe for radioguided sentinel lymph detection in early-stage cervical cancer / Ilse G. T. Baeten [et al.] // European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging. — 2022.
9. Sentinel Lymph Node Biopsy. A new approach in the management of head and neck cancers / Deepti Sharma [et al.] // Sultan Qaboos University medical journal. — 2017.
10. Introducing the GammaPen: All-in-One Gamma Probe for Sentinel Lymph Node Biopsy / Aram Radnia [et al.] // Journal of Physics Conference Series. — 2021.
11. Prospective Comparison of 3  $\gamma$ -Probes for Sentinel Lymph Node Detection in 200 Breast Cancer Patients / Jean-Marc Classe [et al.] // Journal of Nuclear

Medicine. — 2005.

12. Development and characterization of an all-in-one gamma probe with auto-peak detection for sentinel lymph node biopsy based on NEMA NU3-2004 standard / Aram Radnia [et al.] // Annals of nuclear medicine. — 2021.

13. Response of the GAGG(Ce) scintillator to charged particles compared with the CsI(Tl) scintillator / T. Furuno [et al.] // Cornell University. — 2021.

14. Smart Blood Vessel Detection System for Laparoscopic Surgery / Ching-Chia Li [et al.] // IEEE journal of translational engineering in health and medicine. — 2022.

15. Non-invasive laparoscopic detection of small tumors of the digestive tract using inductive sensors of proximity / Adrian Calborean [et al.] // National Library of Medicine. — 2022.