

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»

УДК 531.3, 539.1.05

**ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА  
К БАКАЛАВРСКОЙ ДИПЛОМНОЙ РАБОТЕ  
ГАММА-ЛОКАТОР С ВЫНЕСЕННОЙ ДЕТЕКТИРУЮЩЕЙ  
ЧАСТЬЮ НА ОСНОВЕ СЦИНТИЛЛЯТОРА GAGG**

Студент \_\_\_\_\_ Д. О. Бондаренко

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

Москва 2024

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

**ГАММА-ЛОКАТОР С ВЫНЕСЕННОЙ ДЕТЕКТИРУЮЩЕЙ  
ЧАСТЬЮ НА ОСНОВЕ СЦИНТИЛЛЯТОРА GAGG**

Студент \_\_\_\_\_ Д. О. Бондаренко

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

Рецензент,  
к.ф.-м.н. \_\_\_\_\_ Г. Д. Долганов

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

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

## Содержание

Введение .....	3
<b>Глава 1. Описание детектора</b> .....	6
1.1 Сцинтилляторы .....	6
1.2 Кремниевый фотоэлектронный умножитель .....	8
<b>Глава 2. Измерение энергетического разрешения сцинтилляционного детектора при различных отражающих покрытиях и различных типах сцинтиллятора</b> .....	10
2.1 Описание установки .....	10
2.2 Ход работы .....	12
2.3 Анализ результатов эксперимента .....	12
<b>Глава 3. Измерение пространственного разрешения Гамма-локатора с вынесенной детектирующей частью</b> .....	16
3.1 Описание установки .....	16
3.2 Юстировка детектора вдоль вертикальной оси .....	20
3.3 Измерение пространственного разрешения .....	21
<b>Глава 4. Коллимация детектора</b> .....	24
4.1 Моделирование эксперимента .....	24
4.2 Моделирование коллиматора .....	26
<b>Заключение</b> .....	32
<b>Список использованных источников</b> .....	33

## Введение

Радионуклидная диагностика (РНД) является одним из современных диагностических методов ядерной медицины, который используется для выявления, определения степени развития различных заболеваний человека, в том числе онкологических, что способствует постановке точного диагноза. В основе РНД лежит принцип визуализации и анализа пространственного распределения гамма-излучающего радиофармацевтического препарата (РФП), представляющего собой радиоизотоп, соединенный с транспортной молекулой, в органах и тканях человека.

Основным радиоизотопом, который используется в РНД, является  $^{99m}\text{Tc}$ , так как он обладает рядом преимуществ в сравнении с другими радионуклидами [1]:

- с его помощью можно метить подавляющее большинство фармпрепаратов;
- период полураспада составляет около шести часов, что обеспечивает стабильность скорости счета импульсов и практически полное выведение  $^{99m}\text{Tc}$  из организма за 1-2 суток, что снижает лучевую нагрузку на пациента;
- энергия гамма-линии 140 кэВ соответствует оптимальному компромиссу между поглощением гамма-квантов в теле пациента и высокой эффективностью регистрации гамма-излучения.

Для регистрации гамма-излучения, испускаемого РФП, применяются медицинские радиометры, среди многообразия которых отдельное место занимают интраоперационные гамма-зонды. На каф. 40 НИЯУ МИФИ был разработан подобный гамма-зонд под названием «Гамма-локатор», представляющий собой портативный прибор для регистрации гамма-излучения, в качестве детектирующей части которого используются сцинтиллятор, где происходит конвертация гамма-квантов в фотоны, и фотоприемник для регистрации излученных фотонов. Детектирующая часть, в свою очередь, помещается в коллиматор – устройство, позволяющее гамма-лучам, испущенным только в определенном направлении, достигать детектора, и соединяется с блоком электроники, смонтированным на печатной плате, индикация результата происходит посредством звукового и светового сигналов,

а также при помощи индикации скорости счета на цифровом дисплее. Одним из основных преимуществ Гамма-локатора является возможность его использования непосредственно во время хирургического вмешательства, что позволяет в режиме реального времени определить границы злокачественной опухоли для дальнейшего ее удаления.

Возможным вариантом оптимизации работы Гамма-локатора является размещение его детектирующей части на гибком выносном кабеле в лапароскопе (см. рис. 1). Преимуществом модернизированного Гамма-локатора является возможность более точного определения границ опухоли.

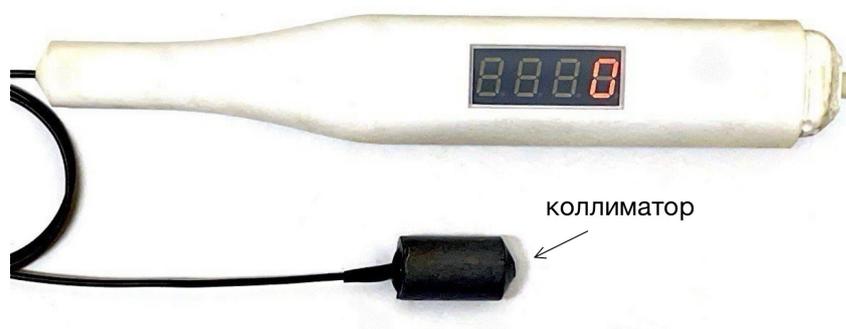


Рисунок 1 — Внешний вид Гамма-локатора с вынесенной детектирующей частью

Наиболее распространенным стандартом контроля качества гамма-зондов является NEMA NU 3-2004, согласно которому к числу контрольных параметров гамма-зондов относятся чувствительность, пространственное разрешение и пространственная селективность [2].

Чувствительность определяется как количество зарегистрированных гамма-квантов на единицу активности гамма-источника, расположенного на определенном расстоянии от гамма-зонда. Повышение чувствительности детектирующего устройства позволяет снизить дозовую нагрузку на пациента и медицинский персонал.

Пространственное разрешение характеризует минимальное расстояние между двумя точечными источниками, на котором они могут быть идентифицированы как отдельные. Чем меньше по величине пространственное разрешение, тем точнее можно определить местоположение локального гамма-источника.

Пространственная селективность определяет поле зрения детектора.

Более узкое поле зрения позволяет более надежно выделить полезный сигнал на фоне гамма-излучения от прилегающих мягких тканей.

Важным параметром Гамма-локатора также является его энергетическое разрешение, которое характеризует возможность разделять излучение разной энергии и устанавливать порог амплитудной дискриминации с целью минимизации доли регистраций гамма-квантов, испытавших комптоновское рассеяние в мягких тканях пациента.

Указанные характеристики Гамма-локатора, в частности, зависят от выбранного материала детектора, размера детектора, характеристик коллиматора, поэтому, варьируя эти параметры, можно добиться наиболее эффективной работы прибора.

Текущая версия Гамма-локатора, разработанная в НИЯУ МИФИ, обладает следующими характеристиками [3]:

- чувствительность  $653 \pm 26$  имп/с/МБк;
- пространственное разрешение  $20.3 \pm 0.3$  мм;
- пространственная селективность  $26.6 \pm 1.4$  град.

Однако данные показатели могут быть улучшены посредством применения новых сцинтилляционных кристаллов, других материалов и конфигураций коллиматора, которые ранее не были рассмотрены. Таким образом, **целью работы** является модернизация элементов Гамма-локатора с вынесенной детектирующей частью с целью улучшения эффективности работы прибора.

В соответствии с поставленной целью **задачами данной работы** являются:

- проверка нового кристалла GAGG:Ce для использования в Гамма-локаторе;
- подбор оптимального отражающего покрытия сцинтиллятора;
- сравнение энергетического и координатного разрешения Гамма-локатора с различными детекторами;
- создание компьютерной модели, позволяющей варьировать параметры коллиматора;
- оптимизация с помощью компьютерной модели параметров коллиматора для повышения эффективности работы Гамма-локатора.

## Глава 1. Описание детектора

Гамма-детектор является ключевым элементом любого гамма-зонда. В качестве детектора гамма-излучения чаще всего используются сцинтилляционные детекторы за счет их высокой эффективности, хорошего энергетического разрешения и компактности. Помимо сцинтиллятора, к составным частям детектора также относятся фотоэлектронный умножитель (ФЭУ), который преобразует световую вспышку в импульс тока, и электронная аппаратура, которая регистрирует электрические импульсы.

### 1.1 Сцинтилляторы

Сцинтиллятор – это особое вещество, которое при поглощении ионизирующего излучения формирует вспышку света и, в отличие, например, от люминофора, сравнительно быстро высвечивается – в пределах единиц микросекунд. Характерной особенностью сцинтиллятора является его прозрачность к собственному излучению, что приводит к высокому показателю светосбора, а большой световыход, пропорциональный энерговыделению, позволяет судить об энергии излучения и, как следствие, получать энергетические спектры излучения на основе яркости вспышек.

Основными характеристиками сцинтилляторов являются световой выход, время затухания свечения и энергетическое разрешение.

Световой выход ( $LY$ ), который определяется как число испущенных сцинтиллятором фотонов на один поглощенный кэВ энергии равен:

$$LY = 10^6 \frac{SQ}{\beta E_g}, \quad (1.1)$$

где  $S$  – эффективность электрон-дырочного переноса на центр свечения,  $Q$  – квантовая эффективность люминесценции оптического центра,  $\beta$  – константа,  $E_g$  – ширина запрещенной зоны. Максимальное значение для  $Q$  и  $S$  равно единице. Выражение  $\beta E_g$  имеет смысл средней энергии, которая необходима для образования одной электрон-дырочной пары в кристалле с запрещенной зоной  $E_g$  [4]. Очевидно, что важным параметром, который влияет на величину светового выхода сцинтиллятора, является ширина его

запрещенной зоны, которая, в частности, зависит от легирования – введения активатора в структуру сцинтиллятора. За счет введения дополнительных энергетических уровней в пределах запрещенной зоны легирование может либо уменьшить, либо увеличить ширину запрещенной зоны. В последние годы  $\text{Ce}^{3+}$  приобрел популярность в качестве активатора в сцинтилляторах благодаря короткому времени жизни возбужденных состояний, то есть короткому времени затухания свечения, что обеспечивает быстрый отклик сцинтиллятора.

В простейшем случае вспышка света от сцинтиллятора затухает по экспоненциальному закону:

$$I(t) = I_0 e^{-t/\tau}, \quad (1.2)$$

где  $I_0$  – амплитуда светового импульса;  $\tau$  – время высвечивания, то есть время, в течение которого интенсивность падает в  $e$  раз.

В энергетическом спектре импульсов особый интерес представляет такой параметр, как ширина пика полного поглощения. В случае идеального детектора пик полного поглощения описывается  $\delta$ -функцией. Но в реальности он имеет конечную ширину. Энергетическое разрешение определяется как величина ширины пика полного поглощения на полувысоте, отнесенная к положению максимума пика. В свою очередь, положение максимума пика зависит как от величины световыхода, так и от величины светосбора сцинтиллятора, чем больше значения этих параметров, тем выше разрешающая способность сцинтиллятора.

Важно отметить, что при регистрации гамма-квантов существенный вклад вносят плотность вещества и эффективный заряд ядра. С помощью тяжелого сцинтиллятора можно зарегистрировать больше гамма-квантов.

Немаловажным ограничивающим фактором при выборе сцинтиллятора для Гамма-локатора является его гигроскопичность, то есть способность поглощать водяные пары из воздуха, что приводит к ухудшению характеристик кристалла или полному его разрушению [4].

Широко используемым сцинтиллятором в медицинских гамма-камерах является  $\text{NaI:Tl}$ , однако он обладает достаточно большим временем высвечивания и является гигроскопичным, как и  $\text{LaBr}_3:\text{Ce}$ , использующийся в действующей версии Гамма-локатора, что усложняет их применение.

ние, так как необходим дополнительный защитный корпус. GAGG:Ce ( $Gd_3Al_2Ga_3O_{12}:Ce$ ) – относительно новый сцинтилляционный кристалл – негигроскопичен и не уступает по совокупности характеристик используемым в медицинской диагностике сцинтилляторам, как следствие он имеет перспективы применения в Гамма-локаторе (см. табл. 1.1).

Таблица 1.1 – Характеристики некоторых сцинтилляторов [5]

	LaBr <sub>3</sub> :Ce	NaI:Tl	LYSO:Ce	GAGG:Ce
Энергетическое разрешение (по линии 662 кэВ), %	3.0	7.5	7.1	6.0
Плотность, г/см <sup>3</sup>	5.08	3.67	7.1	6.63
Z <sub>эфф</sub>	45	51	63	51
Время высвечивания, нс	16	250	41	92
Световыход, фотон/кэВ	65	38	32	38
Длина волны излучения (максимальная), нм	365	415	420	520
Гигроскопичность	+	+	–	–
Наличие собственного фона	+	–	+	–

## 1.2 Кремниевый фотоэлектронный умножитель

В качестве фотоэлектронного умножителя оптимальным вариантом для использования в Гамма-локаторе является кремниевый фотоэлектронный умножитель (SiPM) за счет его компактности, отсутствия чувствительности к магнитному полю, возможности использования при невысоких значениях напряжения. SiPM представляет собой упорядоченный набор маленьких пикселей лавинных фотодиодов, соединенных параллельно и работающих в гейгеровском режиме, если напряжение смещения, приложенное к фотодиоду, превышает напряжение пробоя на несколько вольт, тем самым внутреннее электрическое поле становится настолько сильным, что единственный свободный электрон, попавший в это поле, способен вызвать лавинное размножение заряда, таким образом, коэффициент усиления фо-

одиода достигает значений  $10^5$ – $10^6$ . Лавина в ячейке формируется следующим образом: генерируемые носители заряда создают новые электрон-дырочные пары, которые ускоряются высоким внутренним электрическим полем. Вновь созданные носители также ускоряются в приложенном поле, чтобы создать еще больше носителей, и этот процесс повторяется снова и снова [6]. Общий выходной сигнал SiPM представляет собой сумму выходных сигналов с каждого пикселя. При значительном световом потоке срабатывает большая часть пикселей, и фотоприемник перестает быть пропорциональным прибором, поскольку возрастает вероятность попадания нескольких фотонов в один и тот же пиксель. К каждому пикселю присоединен гасящий резистор, позволяющий выходному току протекать через него и не допускающий заметной зарядки пикселя от источника напряжения за время протекания лавинного процесса.

Следует отметить, что на эффективность регистрации фотона фотоприемником сильное влияние оказывает длина волны излучения, регистрируемая диодом, поэтому для получения наилучших результатов от сцинтиллятора необходимо, чтобы спектральная чувствительность фотодетектора соответствовала спектру излучения сцинтиллятора.

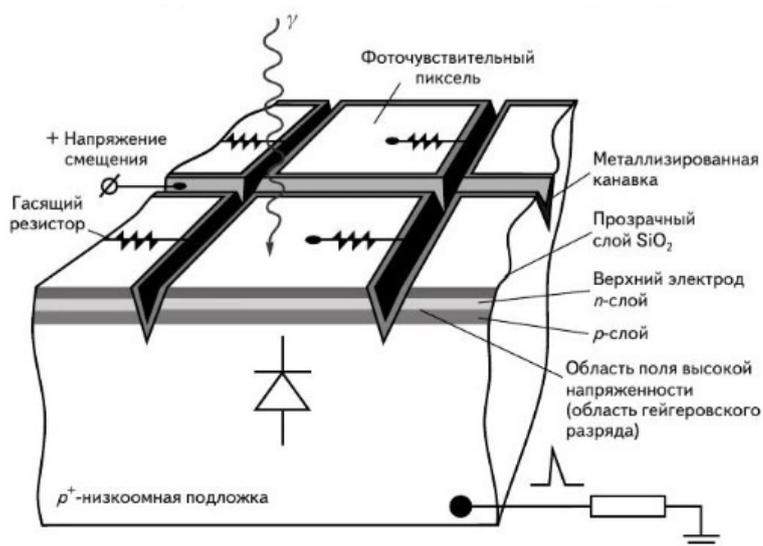


Рисунок 1.1 — Кремниевый фотоэлектронный умножитель [7]

## Глава 2. Измерение энергетического разрешения сцинтилляционного детектора при различных отражающих покрытиях и различных типах сцинтиллятора

Одним из показателей, влияющих на энергетическое разрешение сцинтилляционного детектора, является светосбор, для увеличения которого необходимо минимизировать число фотонов, которые вылетают из кристалла, не достигая фотодетектора. Одним из возможных вариантов улучшения показателя светосбора является использование различных покрытий сцинтиллятора. По результатам экспериментов тефлоновое покрытие показало лучший результат с точки зрения энергетического разрешения детектора, чем зеркальное [8]. Однако еще одним возможным вариантом является покрытие на основе титановых белил, так как они обладают высокой укрывистостью, высоким коэффициентом отражения и влагостойкостью. С технической точки зрения окрашивание кристалла проще, чем его обматывание тефлоновой лентой.

Экспериментально были исследованы два покрытия: краска на основе титановых белил и тефлоновое покрытие для сцинтилляторов GAGG:Ce и LYSO:Ce ((Lu,Y)<sub>2</sub> SiO<sub>5</sub>:Ce).

### 2.1 Описание установки

Сцинтилляционные кристаллы и фотодетектор на основе SiPM (SensL MicroFC-30035-SMT), основные параметры которого приведены в таблице 2.1, были состыкованы друг с другом посредством оптической смазки. В качестве источника гамма-квантов выступал <sup>137</sup>Cs (662 кэВ), который располагался прямо на кристалле. Посредством источника питания через амперметр на детектор подавалось напряжение 28.4 В. Сигнал с SiPM поступал на вход осциллографа LeCroy WaveRunner 620Zi, на котором предварительно было установлено входное сопротивление, согласованное с сопротивлением соединительного кабеля, то есть 50 Ом, с целью получения точного и чистого сигнала. Благодаря встроенному в осциллограф анализатору импульсов были получены энергетические спектры сигналов.

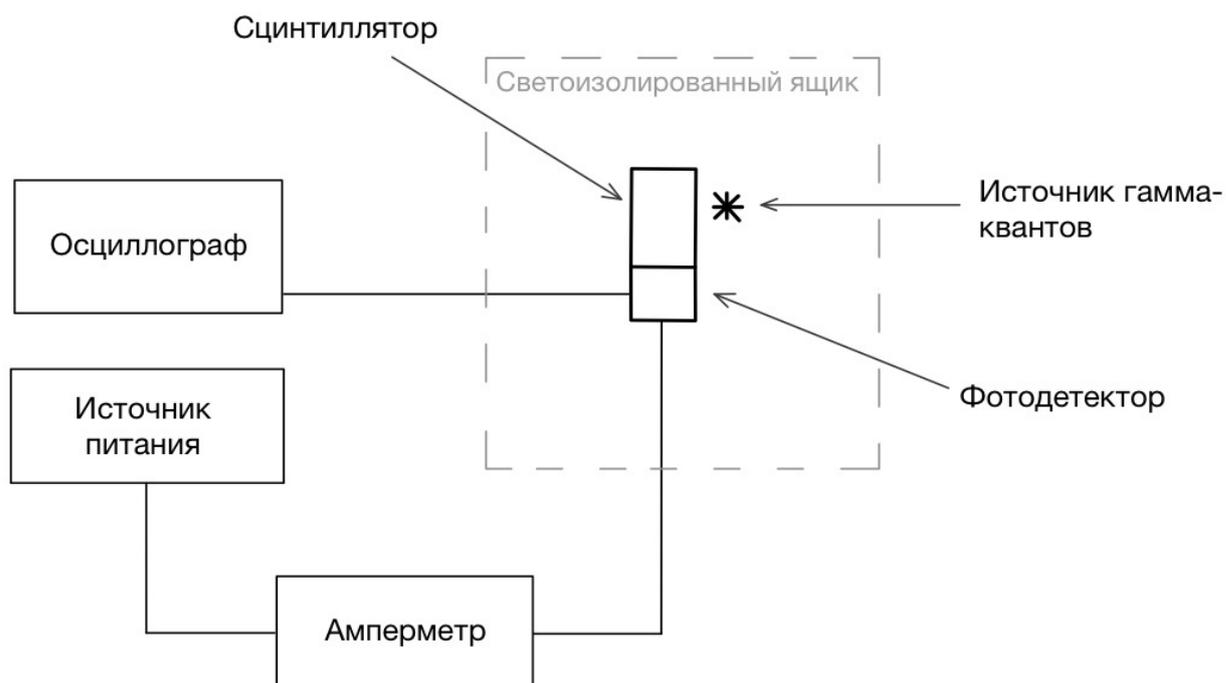


Рисунок 2.1 — Схема экспериментального исследования сцинтилляторов

Таблица 2.1 — Характеристики Sensl MicroFC-30035-SMT [9]

Размер пикселя	$35 \times 35 \text{ мкм}^2$
Фоточувствительная площадь	$3 \times 3 \text{ мм}^2$
Число пикселей	4774
Коэффициент заполнения	64%
Напряжение пробоя	$24.5 \text{ В} \pm 0.5 \text{ В}$
Положение максимума на кривой чувствительности	420 нм
Коэффициент усиления	$2.3 \times 10^6$
Время восстановления пикселя	82 нс

## 2.2 Ход работы

Работа состояла из двух частей. На первом этапе сравнивались энергетические разрешения детектора с кристаллами GAGG:Ce в форме параллелепипеда размерами  $3 \times 3 \times 12$  мм<sup>3</sup>, один из которых был покрашен белой краской на основе титановых белил (коэф. отражения  $\sim 98\%$ ), другой был замотан тефлоновой лентой (коэф. отражения  $> 90\%$ ). Для данного типа кристалла энергетическое разрешение замотанного кристалла оказалось лучше окрашенного (см. табл. 2.2), что, предположительно, связано с отполированной поверхностью самого кристалла, влияющей на то, каким образом краска ляжет на кристалл. Последующие измерения проводились со сцинтиллятором с тефлоновым покрытием.

На втором этапе проводилось сравнение энергетического разрешения уже разных типов кристаллов: LYSO:Ce и GAGG:Ce, имеющих размер  $3 \times 3 \times 3$  мм<sup>3</sup> и обмотанных тефлоновой лентой.

Энергетические спектры <sup>137</sup>Cs с каждого кристалла (рис. 2.2-2.5) были получены с помощью программы OriginPro, используемой также для фитирования характерного пика 662 кэВ функцией Гаусса. Далее, используя полученные данные, был произведен расчет относительного энергетического разрешения по формуле:

$$\delta = \frac{2.35 \cdot W/2}{x_c - x_{c_p}}, \quad (2.1)$$

где  $\delta$  – относительное энергетическое разрешение;  $W = 2\sigma$ , где  $\sigma$  – среднеквадратическое отклонение;  $x_c$  – положение максимума пика;  $x_{c_p}$  – положение максимума пьедестала. Пьедестал представляет собой электронный нуль осциллографа, необходимый для калибровки полученных спектров, так как действительное положение нулевой амплитуды сигнала может оказаться смещенным относительно нуля анализатора импульсов.

## 2.3 Анализ результатов эксперимента

Ниже приводятся графики спектров <sup>137</sup>Cs вместе с пьедесталами, полученные с каждого кристалла, также представлен общий график всех спектров.

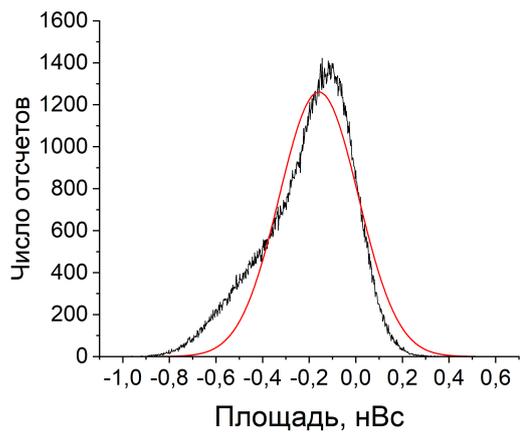
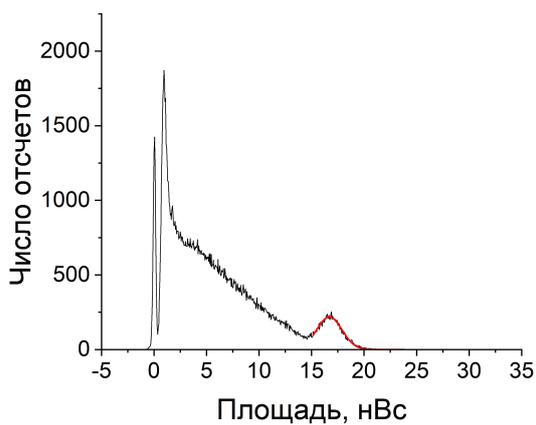


Рисунок 2.2 — GAGG:Ce  $3 \times 3 \times 12 \text{ мм}^3$

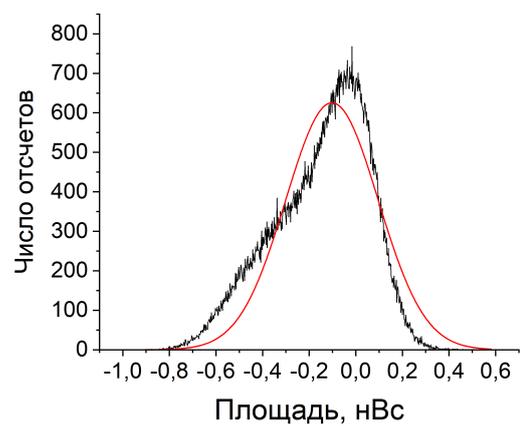
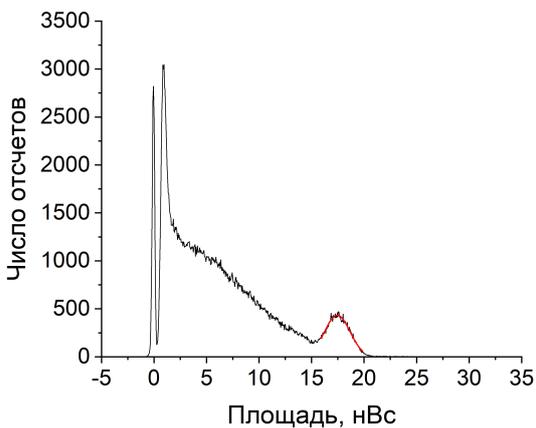


Рисунок 2.3 — GAGG:Ce  $3 \times 3 \times 12 \text{ мм}^3$  окрашенный

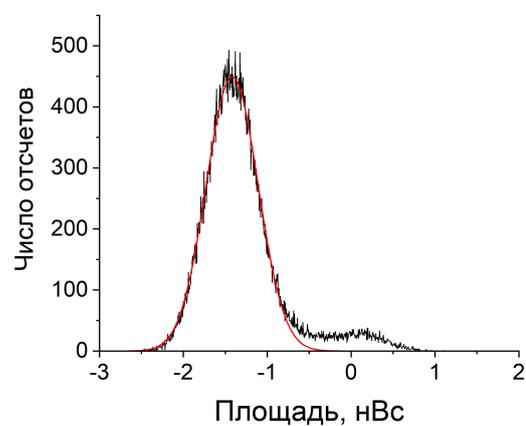
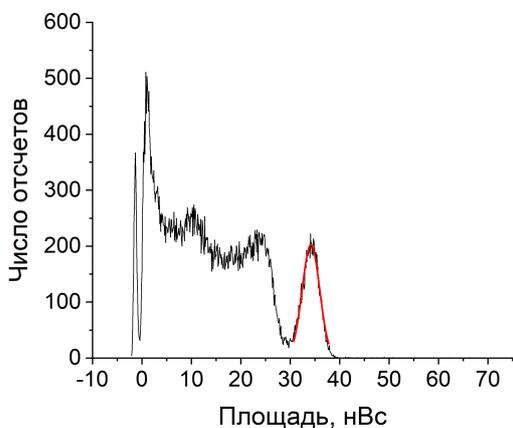


Рисунок 2.4 — GAGG:Ce  $3 \times 3 \times 3 \text{ мм}^3$

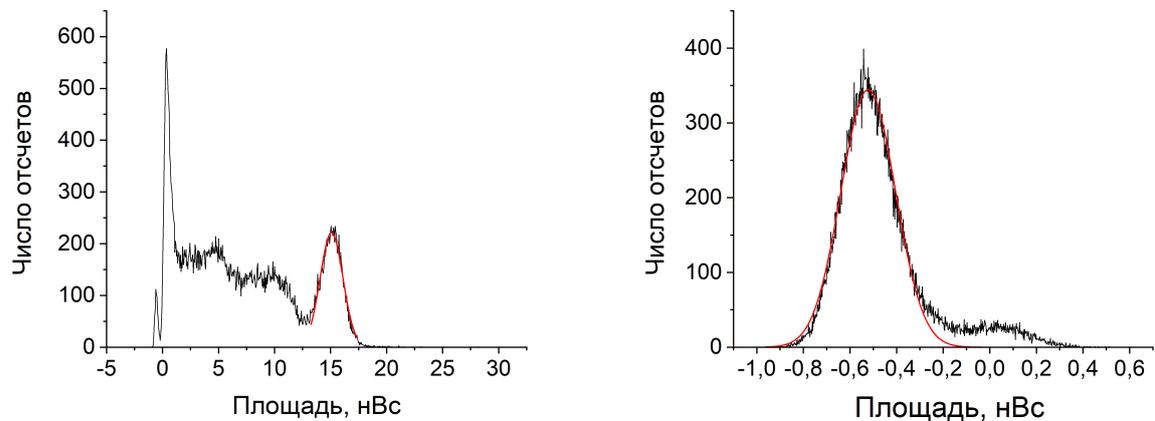


Рисунок 2.5 — LYSO:Ce  $3 \times 3 \times 3$  мм<sup>3</sup>

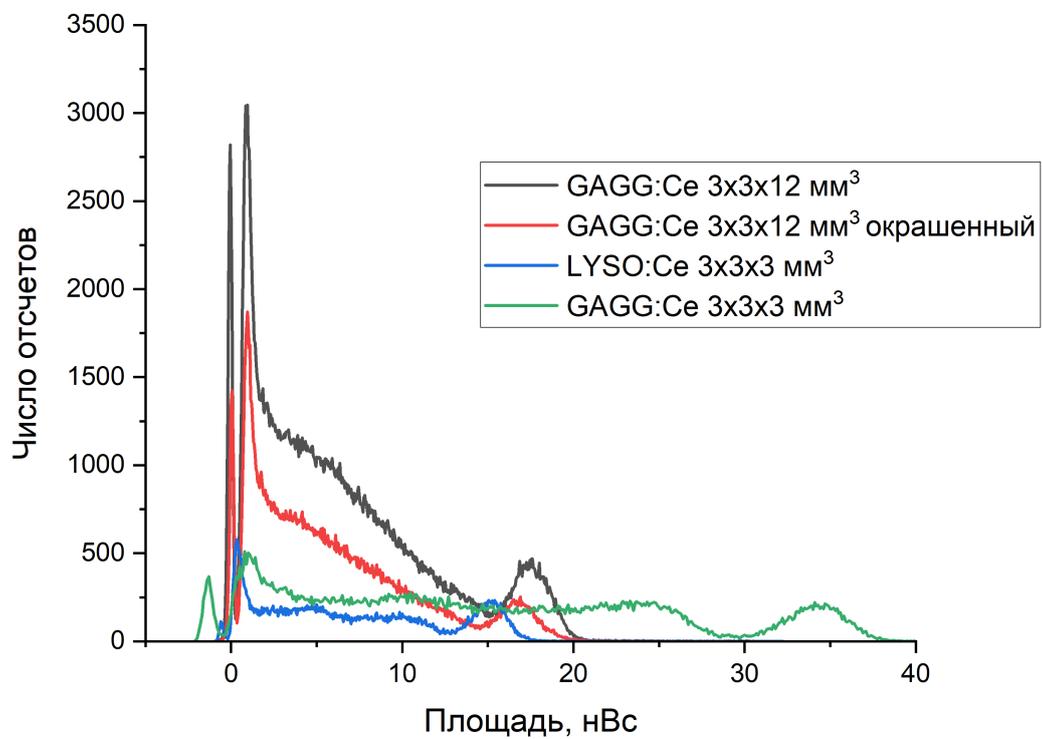


Рисунок 2.6 — Общий график всех спектров со всех сцинтилляторов

Далее в таблице 2.2 указаны положения максимума пика полного поглощения (с учетом пьедестала) и результаты вычисления энергетических разрешений для каждого из исследуемых кристаллов и покрытий.

Таблица 2.2 — Результаты измерений

	Положение максимума, нВс	Энергетическое разрешение, %
GAGG:Ce $3 \times 3 \times 12$ мм <sup>3</sup>	$17.61 \pm 0.02$	16
GAGG:Ce $3 \times 3 \times 12$ мм <sup>3</sup> (окрашенный)	$16.79 \pm 0.01$	17
GAGG:Ce $3 \times 3 \times 3$ мм <sup>3</sup>	$35.61 \pm 0.01$	12
LYSO:Ce $3 \times 3 \times 3$ мм <sup>3</sup>	$15.60 \pm 0.01$	15

По результатам измерений можно сделать следующие выводы:

- положения пиков GAGG:Ce  $3 \times 3 \times 3$  мм<sup>3</sup> и LYSO:Ce  $3 \times 3 \times 3$  мм<sup>3</sup> отличаются более, чем в два раза, что, предположительно, связано с ошибкой во время эксперимента со сцинтиллятором GAGG:Ce (увеличение напряжения питания и др.), так как полученные данные для этого кристалла не согласуются с имеющимися данными, поэтому в сравнении он не учитывался;
- кристалл LYSO:Ce  $3 \times 3 \times 3$  мм<sup>3</sup> показал незначительное улучшение показателя энергетического разрешения, однако из-за наличия собственного фона, приводящего к побочному счету, предпочтение для использования в Гамма-локаторе следует отдать кристаллу GAGG:Ce;
- тефлоновое покрытие показало незначительное улучшение показателя энергетического разрешения, тем не менее, для использования в Гамма-локаторе с технической точки зрения удобнее использовать окрашивание сцинтиллятора.

### Глава 3. Измерение пространственного разрешения Гамма-локатора с вынесенной детектирующей частью

Размещение детектирующей части Гамма-локатора на гибком выносном кабеле позволяет использовать Гамма-локатор в лапароскопии – минимально инвазивной хирургической процедуре, при которой операции в брюшной или тазовой области проводятся через небольшие проколы, а не разрезы, что значительно снижает травматизацию тканей по сравнению с традиционными хирургическими операциями.

Экспериментально была исследована установка с вынесенной детектирующей частью Гамма-локатора со сцинтилляторами GAGG:Ce и LaBr<sub>3</sub>:Ce и получено пространственное разрешение детектора при таком размещении.

#### 3.1 Описание установки

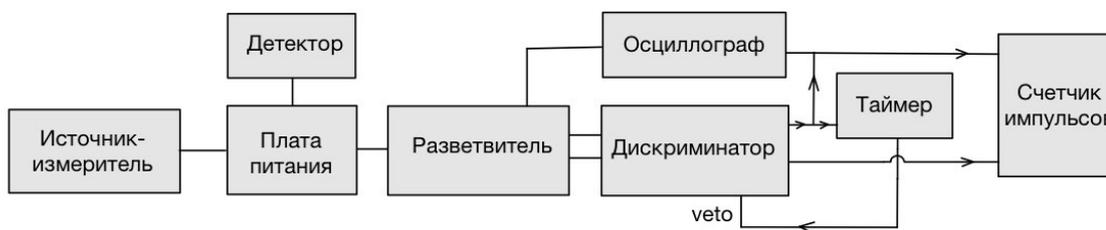


Рисунок 3.1 – Схема установки

Установка состояла из сцинтилляционного детектора, питание которого обеспечивалось источником-измерителем и составляло 29 В. В качестве источника гамма-квантов использовался источник ОСГИ <sup>57</sup>Со, так как две его спектральные линии (122 кэВ – 85.5%, 136 кэВ – 10.7%) близки к линии <sup>99m</sup>Tc (140 кэВ), который применяется в медицинской диагностике. Активность источника на 2016 год – 124 кБк, расчетная активность на 2023 год составляла ~200 Бк. По токам утечки, отслеживаемым с помощью источника-измерителя, производился контроль стабильности собственного усиления детектора. Сигналы с детектора посредством длинного кабеля

(порядка 1 метра) поступали на вход линейного разветвителя, с одного из выходов которого сигнал поступал на осциллограф для контроля работы детектора, с двух других – на дискриминатор, на котором были установлены два пороговых значения, нижний порог был выставлен над линией  $^{57}\text{Co}$  (122 кэВ) и позволял регистрировать как гамма-кванты, испущенные источником  $^{57}\text{Co}$ , так и фоновые события. С помощью верхнего порога, выставленного выше основной линии  $^{57}\text{Co}$ , проводилась дискриминация только шумовых событий, так как в данном эксперименте фоновые события превосходили по энергии полезные. Количество отсчетов полезных событий определялось как разность между двумя значениями на счетчике импульсов. Таймер использовался для формирования сигнала veto, который позволял избегать повторных срабатываний дискриминатора от одного и того же сигнала, которые могли происходить из-за того, что длительность импульса сигнала детектора составляла  $\sim 500$  нс, а длительность дискриминатора – 40 нс.

Сцинтилляционный детектор состоял в одном случае из кристалла GAGG:Ce в форме параллелепипеда размерами  $3 \times 3 \times 5$  мм<sup>3</sup>, все грани которого, кроме одной, были закрыты тефлоновой лентой, и состыкованного посредством оптической смазки кремниевого фотоумножителя MicroFC-30035-SMT. Для дополнительной защиты от света детектор был помещен в специально изготовленный с помощью 3D-принтера сквозной цилиндр из черного пластика, для открытых частей которого были изготовлены соответствующий крышки, итоговая сборка была помещена в свинцовый коллиматор (см. рис. 3.2, 3.3). Источник располагался на расстоянии 3 см от входного окна коллиматора.

В другом случае в качестве сцинтиллятора был использован LaBr<sub>3</sub>:Ce цилиндрической формы размерами  $\varnothing 5$  мм  $\times$  10 мм, помещенный в алюминиевый корпус для защиты от влаги и приклеенный оптическим клеем к SiPM MicroFC-30035-SMT. Источник располагался на расстоянии 3 см от торца сцинтиллятора.

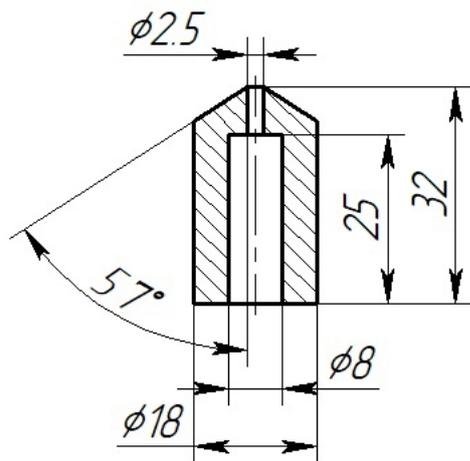
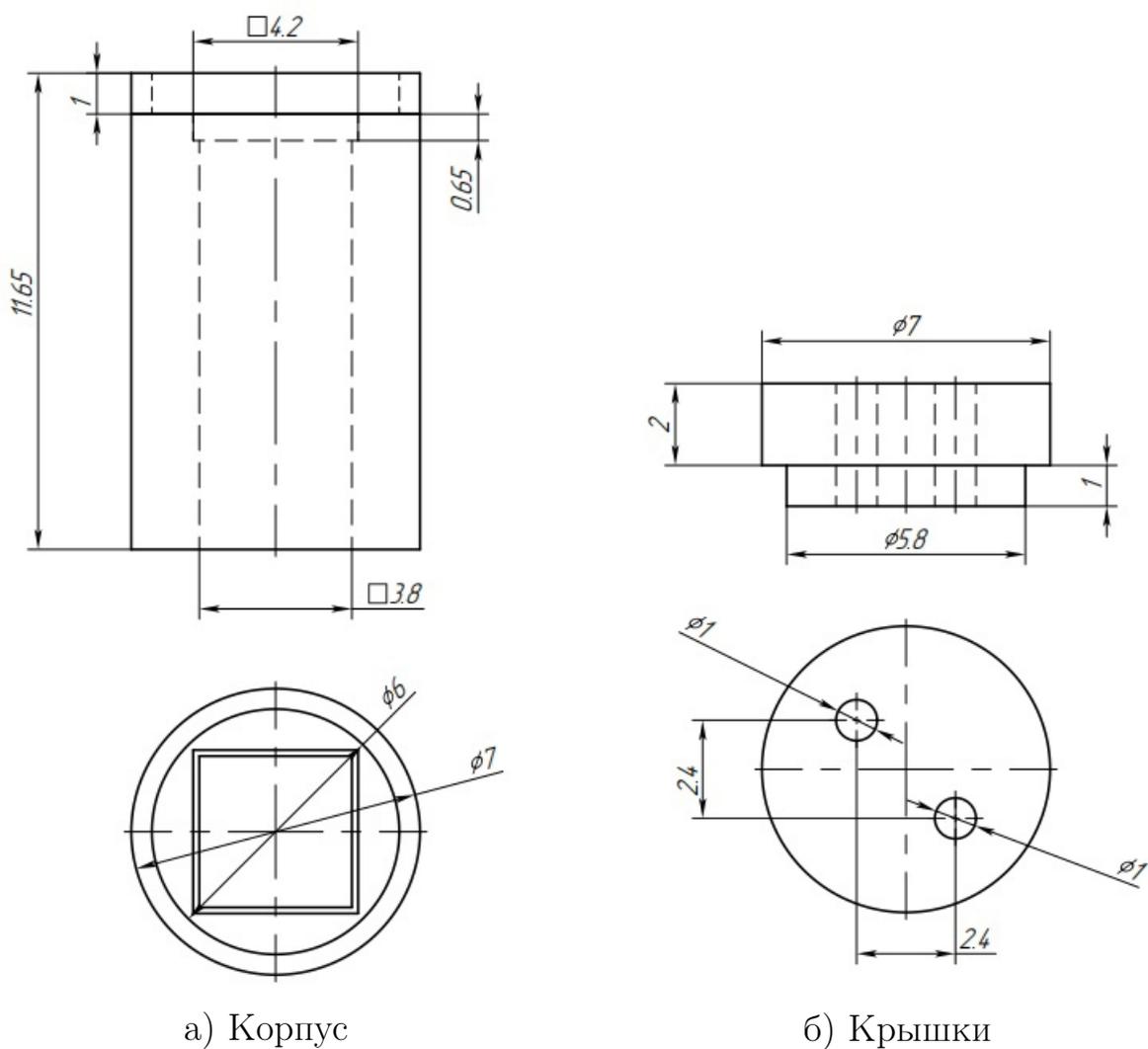


Рисунок 3.2 — Чертеж коллиматора в эксперименте



а) Корпус

б) Крышки

Рисунок 3.3 — Защитный корпус для сцинтиллятора GAGG:Ce

Так как одной из главных характеристик детектора является его энергетическое разрешение, характеризующее способность различать энергии регистрируемых частиц, то перед тем, как проводить измерения пространственного разрешения, были получены энергетические спектры  $^{57}\text{Co}$  и определено энергетическое разрешение каждого из детекторов (см. рис. 3.4, 3.5), используя данные, полученные с осциллографа LeCroy WaveRunner 620Zi с функцией измерения зарядовых спектров сигналов. Энергетическое разрешение детектора со сцинтиллятором  $\text{LaBr}_3:\text{Ce}$  для линии 122 кэВ составило 14.9%. Аппроксимация проводилась двумя функциями Гаусса, поскольку  $^{57}\text{Co}$  имеет две близкорасположенные линии: 122 кэВ и 136 кэВ. Используя сцинтиллятор  $\text{GAGG}:\text{Ce}$ , не удалось разрешить два пика с энергиями 122 кэВ и 136 кэВ, энергетическое разрешение для двух слившихся пиков составило 25.2%.

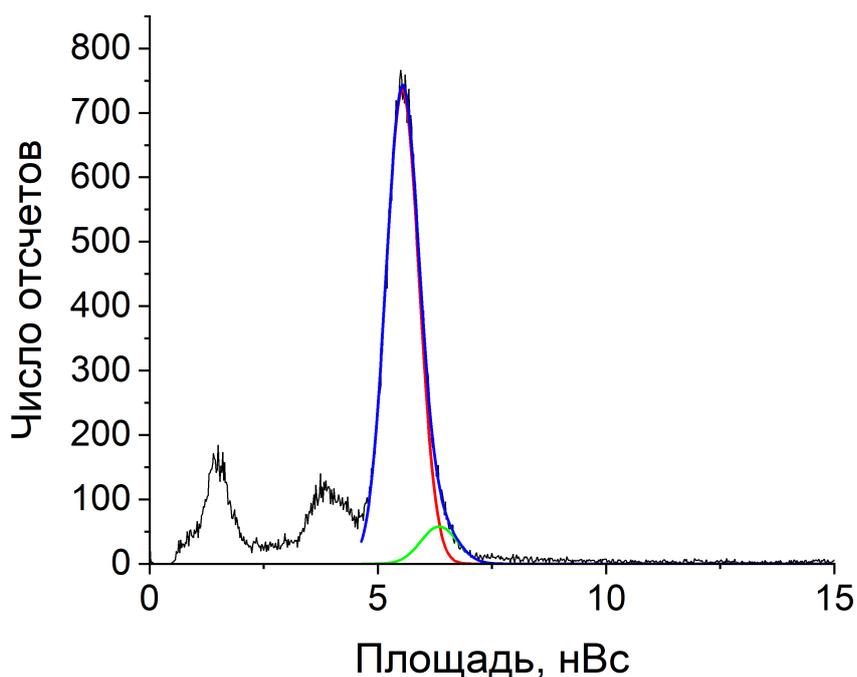


Рисунок 3.4 — Энергетический спектр  $^{57}\text{Co}$ , измеренный с помощью детектора с кристаллом  $\text{LaBr}_3:\text{Ce}$

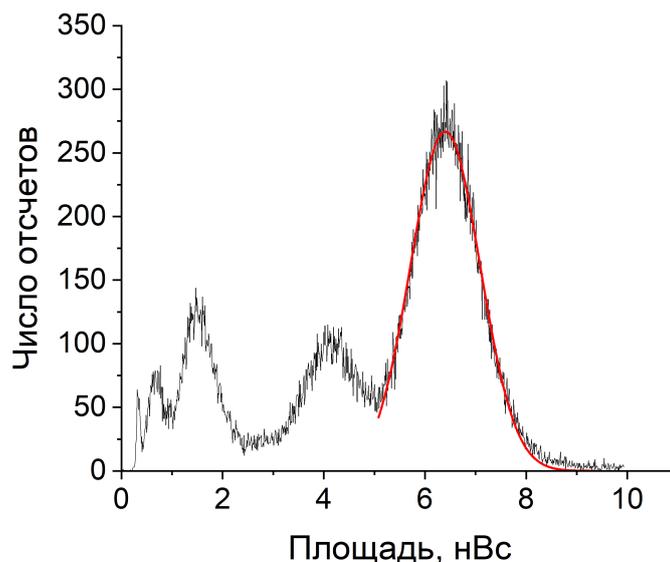


Рисунок 3.5 — Энергетический спектр  $^{57}\text{Co}$ , измеренный с помощью детектора с кристаллом GAGG:Ce

### 3.2 Юстировка детектора вдоль вертикальной оси

Перед тем, как проводить измерения пространственного разрешения вдоль горизонтальной оси, необходимо было выбрать оптимальное расположение детектора по вертикали (ось Y) так, чтобы скорость счета была максимальна, для этого оценивалась скорость счета для нескольких положений детектора на вертикальной оси (см. рис. 3.6). На полученном графике наблюдается максимум, значение которого (позиция Y) было выбрано в качестве фиксированного положения детектора на вертикальной оси.

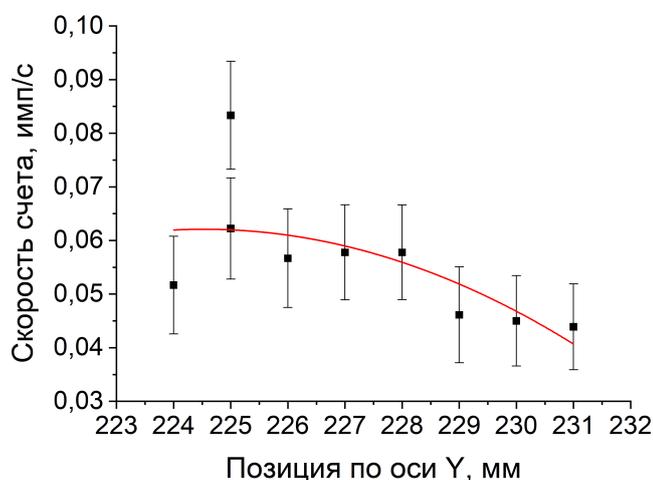


Рисунок 3.6 — Юстировка детектора вдоль вертикальной оси

### 3.3 Измерение пространственного разрешения

Для сцинтиллятора GAGG:Ce были проведены три серии измерений. В ходе каждой серии определялось число отсчетов полезных событий при пошаговом смещении детектора вдоль горизонтальной оси (вдоль оси X на рис. 3.7). Время каждого из измерений равнялось 600 с. Так как измерения проводились в разные дни, то вследствие отслеживаемых изменений температуры, пороги дискриминатора каждый день подстраивались для энергии гамма-квантов ниже 122 кэВ и выше 136 кэВ.

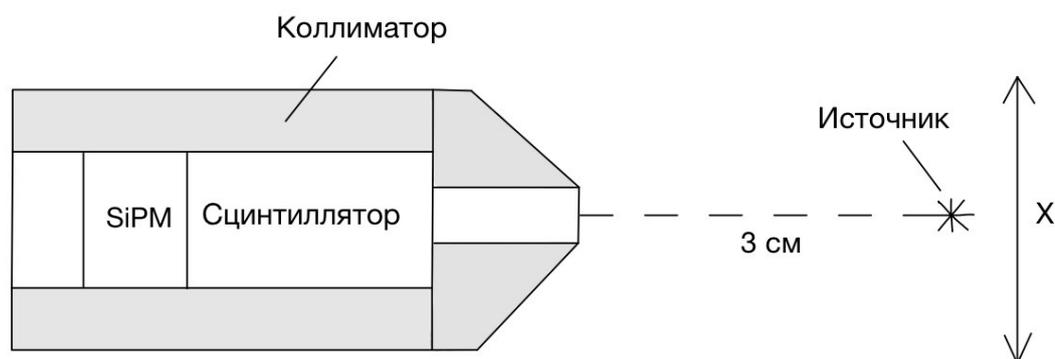


Рисунок 3.7 — Схема измерения пространственного разрешения

Усредненные по трем измерениям графики зависимости скорости счета от относительного смещения детектора и результаты фитирования функцией Гаусса представлены на рис. 3.8.

Суммарная ошибка скорости счета по трем измерениям определялась по следующей формуле:

$$\sqrt{\frac{N_1 + N_2 + N_3}{3T^2}}, \quad (3.1)$$

где  $N_1, N_2, N_3$  – число полезных событий в каждой из трех серий измерений при одном и том же относительном смещении,  $T$  – время каждого из измерений.

Аналогичным образом для детектора со сцинтиллятором LaBr<sub>3</sub>:Ce была проведена одна серия измерений. Но помимо сигналов от <sup>57</sup>Co, подобным образом был измерен собственный фон LaBr<sub>3</sub>:Ce.

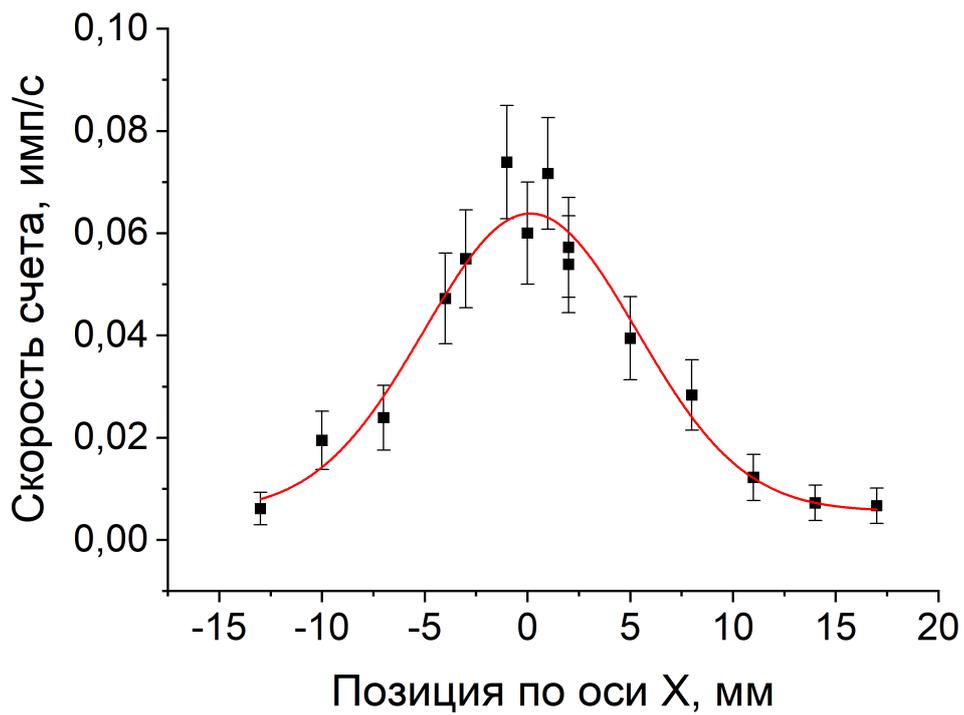


Рисунок 3.8 — Пространственное разрешение детектора с кристаллом GAGG:Ce

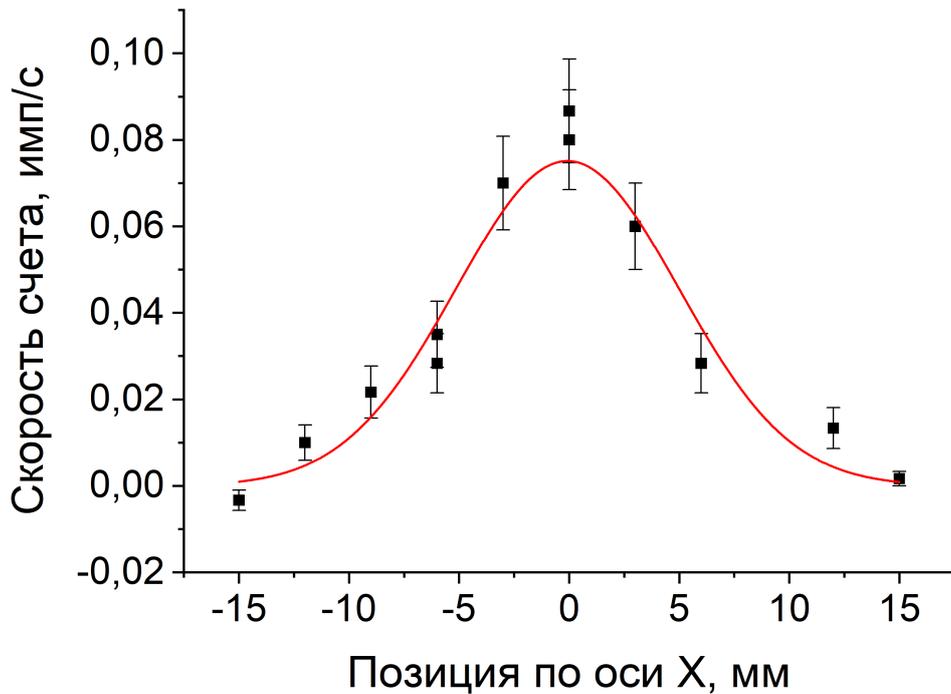


Рисунок 3.9 — Пространственное разрешение детектора с кристаллом LaBr<sub>3</sub>:Ce

Пространственное разрешение для детектора со сцинтиллятором GAGG:Ce составило  $12.2 \pm 0.9$  мм, для детектора со сцинтиллятором LaBr<sub>3</sub>:Ce –  $11.9 \pm 1.1$  мм. Учитывая, что в случае с кристаллом LaBr<sub>3</sub>:Ce источник находился ближе к окну коллиматора, то можно сделать вывод, что пространственное разрешение и чувствительность детектора с кристаллом LaBr<sub>3</sub>:Ce оказываются хуже, чем с кристаллом GAGG:Ce, как следствие GAGG:Ce имеет преимущества для использования в Гамма-локаторе.

## Глава 4. Коллимация детектора

Технические характеристики Гамма-локатора: чувствительность, пространственное разрешение и пространственная селективность, в частности, зависят от коллимации детектора, основной целью которой является снижение доли регистрации гамма-квантов в направлении боковых сторон детектора, что способствует более точному определению области, содержащей радиофармпрепарат. Оптимизируя параметры коллиматора, можно добиться улучшения технических характеристик Гамма-локатора, однако при разработке стоит учитывать, что чувствительность и пространственное разрешение находятся в обратной зависимости друг от друга.

Для подбора оптимальной геометрии коллиматора было проведено компьютерное моделирование характеристик детектора для коллиматоров различной конфигурации. Для моделирования было использовано программное обеспечение Geant4.

### 4.1 Моделирование эксперимента

Сначала было проведено моделирование экспериментальных данных (Глава 3) для оценки предсказательной способности модели.

Исходная модель состояла из сцинтиллятора GAGG:Ce в форме параллелепипеда размерами  $3 \times 3 \times 5$  мм<sup>3</sup>, помещенного в свинцовый коллиматор (см. рис. 3.2). Коллиматор находился в объеме, заполненном воздухом. На расстоянии 30 мм от входного окна коллиматора располагался точечный источник гамма-квантов <sup>57</sup>Co (122 кэВ – 85.5%, 136 кэВ – 10.7%). Энергия гамма-квантов соответствовала средневзвешенной энергии источника по двум спектральным линиям, что составляло 124 кэВ. Отбор анализируемых событий происходил по пику полного поглощения, которому соответствовала энергия гамма-квантов 124 кэВ. В модели задавалось число испущенных гамма-квантов в телесный угол  $2\pi$  стерадиан таким образом, чтобы количеству событий в фотопике соответствовала статистическая погрешность не более 5%. Значение пространственного разрешения определялось по кривой зависимости скорости счета от смещения источника вдоль горизонтальной оси (вдоль оси X на рис. 3.7).

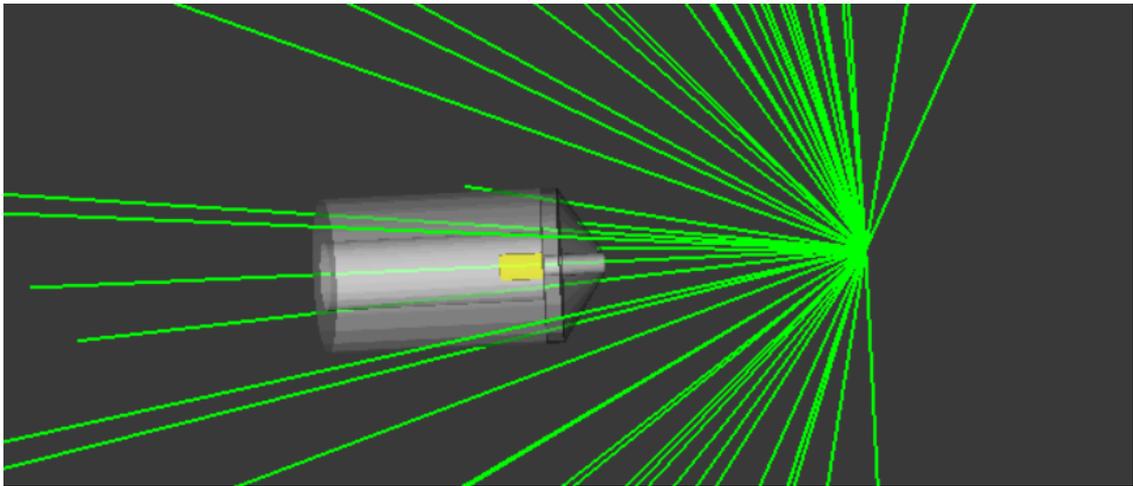


Рисунок 4.1 — Визуализация модели эксперимента

Для вычисления скорости счета в модели был выбран нормирующий коэффициент таким образом, чтобы при отсутствии смещения значение скорости счета в модели было равно среднему значению скорости счета по трем точкам ( $X=-1; 0; 1$ ) экспериментального графика (см. рис. 3.8). При фитировании полученного графика функцией Гаусса было вычислено пространственное разрешение, равное  $11.7 \pm 0.2$  мм. Значение пространственного разрешения, полученное в реальном эксперименте, равнялось  $12.2 \pm 0.9$  мм, что в пределах погрешности совпадает со значением, полученным в модели. Таким образом, модель может быть использована для дальнейшей работы.

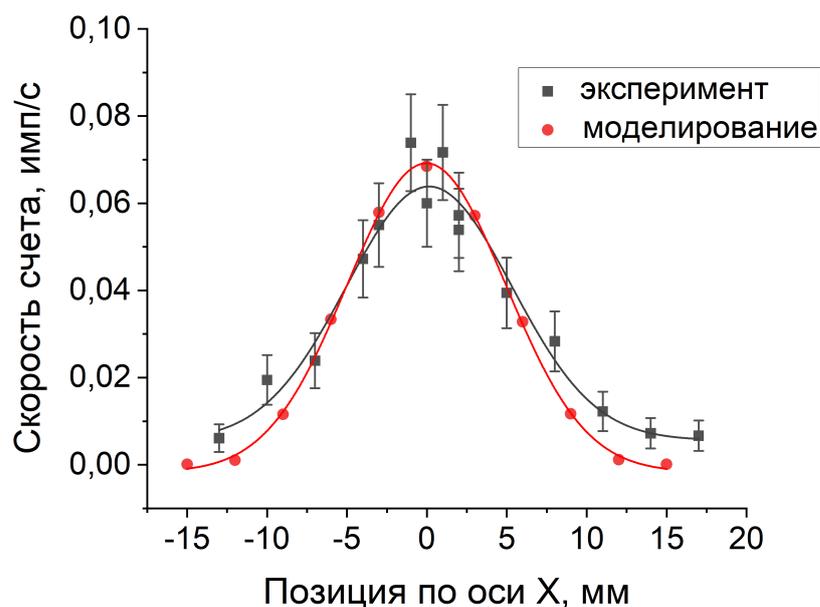


Рисунок 4.2 — Пространственное разрешение в модели и в эксперименте

## 4.2 Моделирование коллиматора

Далее были вычислены технические характеристики детектора с коллиматором, использующимся в действующей модели Гамма-локатора (см. рис 4.3). Объем, в котором находился детектор, был заполнен вакуумом, размер сцинтилляционного кристалла GAGG:Ce составлял  $\varnothing 5 \text{ мм} \times 5 \text{ мм}$ , изотропный источник  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  был сферическим с диаметром 10 мм, гамма-кванты испускались в телесный угол  $4\pi$  стерадиан, расстояние 30 мм было между входным окном коллиматора и центром сферического источника. Активности источника в данной модели сопоставлялось количество испущенных частиц в  $4\pi$  стерадиан, то есть при разыгрывании 10 млн событий, заданных в кубическом объеме с целью равномерного распределения частиц по этому объему, из сферического объема, заключенного в данном кубе, было испущено только  $\sim 5.23$  млн частиц. Таким образом, активность источника была принята равной 5.23 МБк.

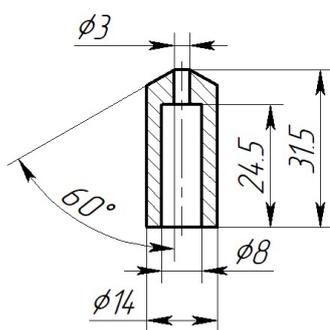


Рисунок 4.3 — Чертеж действующего коллиматора

Пространственная селективность определялась как полная ширина на половине высоты углового распределения количества зарегистрированных Гамма-локатором частиц.

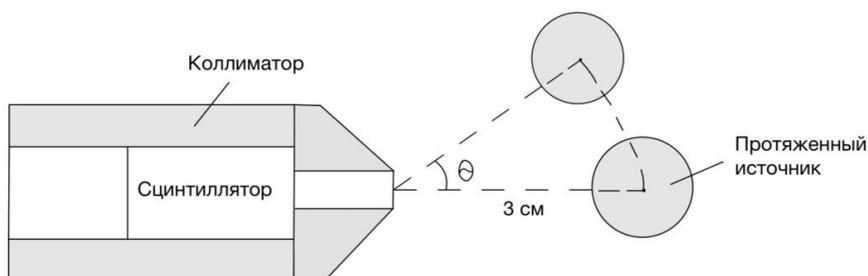


Рисунок 4.4 — Схема измерения пространственной селективности

Таким образом, для детектора с коллиматором, используемым в действующем Гамма-локаторе:

- чувствительность  $336 \pm 8$  имп/с/МБк;
- пространственное разрешение  $15.0 \pm 0.2$  мм;
- пространственная селективность  $28.0 \pm 0.5$  град.

Для детектора с параметрами сцинтиллятора  $\varnothing 5$  мм  $\times$  12 мм чувствительность составила  $370 \pm 8$  имп/с/МБк, пространственное разрешение составило  $15.0 \pm 0.1$  мм. Таким образом, потеря чувствительности при уменьшении длины кристалла с 12 мм до 5 мм составила 10% при сохранении пространственного разрешения. Сцинтилляционный кристалл GAGG:Ce обладает лучшей эффективностью регистрации, чем LaBr<sub>3</sub>:Ce, который используется в действующей версии Гамма-локатора [8], то есть можно работать при меньшей длине кристалла, что является выгодным с технической и экономической точки зрения. При дальнейшем моделировании использовался кристалл с длиной 5 мм.

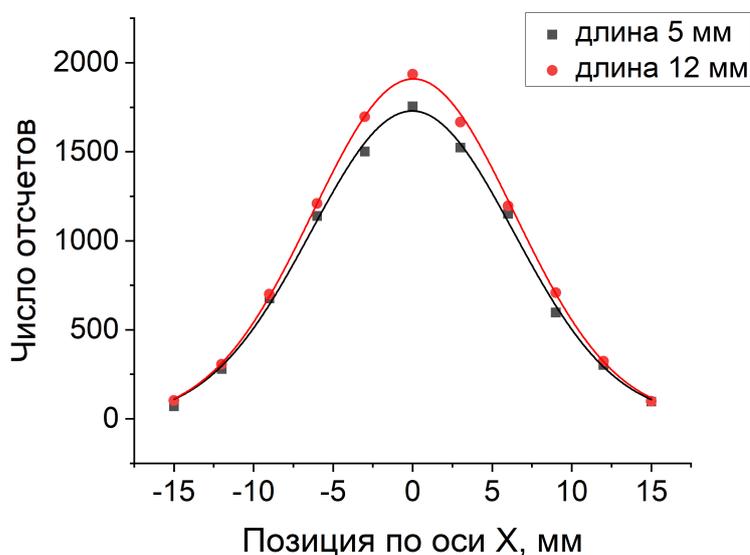


Рисунок 4.5 — Пространственное разрешение при разной длине кристалла

Одной из возможных модификаций коллиматора является изменение формы отверстия, через которое гамма-кванты попадают на сцинтиллятор [10]. Поэтому был смоделирован коллиматор с диаметром выходного отверстия (раструб), равным 5 мм. В таком случае пространственное разрешение составило  $16.5 \pm 0.2$  мм, а чувствительность —  $517 \pm 10$  имп/с/МБк, то есть удалось добиться увеличения чувствительности на  $\sim 54\%$  при падении

пространственного разрешения на  $\sim 10\%$ . Таким образом, при дальнейшем моделировании использовался раструб с диаметром 5 мм.

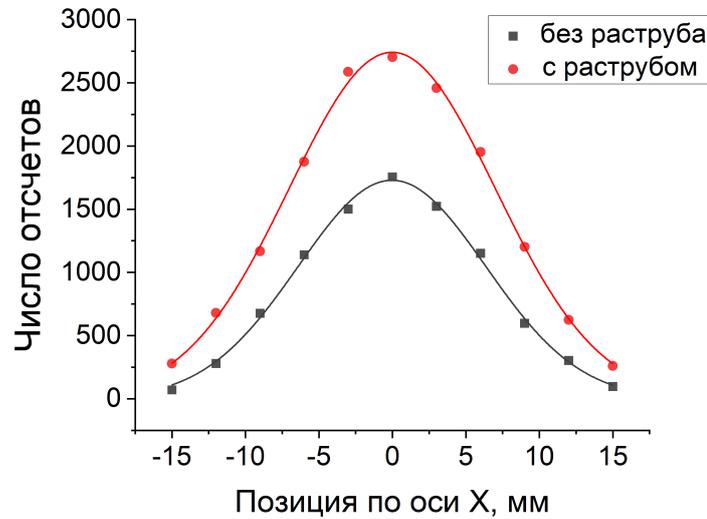


Рисунок 4.6 — Пространственное разрешение с коллиматором с раструбом и без него

Вольфрам поглощает гамма-кванты эффективнее свинца, поэтому можно работать при меньшей толщине коллиматора. Таким образом, материал коллиматора был изменен на вольфрам, уменьшены внутренний (6 мм) и внешний (10 мм) диаметры коллиматора.

На следующем шаге было проведено моделирование при разном удлинении носика коллиматора – от 1 мм до 5 мм. Значения чувствительности и пространственного разрешения в зависимости от удлинения представлены в таблице 4.1.

Таблица 4.1 — Результаты моделирования при удлинении носика коллиматора

Удлинение носика, мм	Чувствительность, имп/с/МБк	Пространственное разрешение, мм
0	516	16.1
1	514	14.4
2	486	13.4
3	454	12.5
4	432	11.8
5	407	11.1

Далее использовался вариант с удлинением 5 мм, так как значительное улучшение пространственного разрешения перевешивает снижение чувствительности, которая тем не менее остается в допустимых пределах для данного прибора.

На последнем шаге было проведено моделирование в зависимости от диаметра входного отверстия коллиматора – от 1 мм до 4 мм. Значения чувствительности и пространственного разрешения в зависимости от диаметра входного отверстия представлены в таблице 4.2.

Таблица 4.2 — Результаты моделирования в зависимости от диаметра входного отверстия коллиматора

Диаметр, мм	Чувствительность, имп/с/МБк	Пространственное разрешение, мм
1	154	10.3
2	217	10.6
3	407	11.1
4	568	12.4

Для конечного варианта коллиматора был выбран диаметр входного отверстия 3 мм, так как он обеспечивает лучшее соотношение между чувствительностью и пространственным разрешением.

Чертеж модернизированного коллиматора представлен на рис. 4.7.

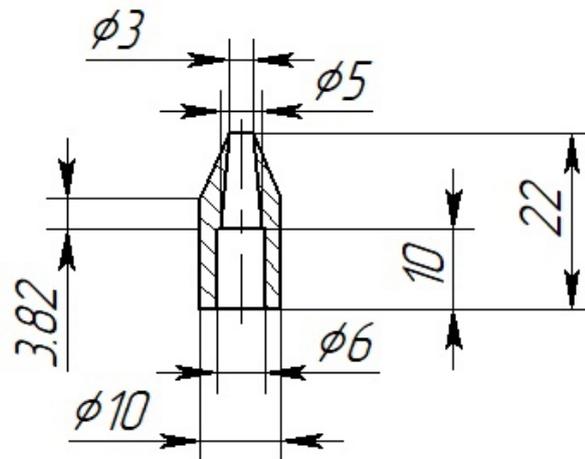


Рисунок 4.7 — Чертеж модернизированного коллиматора

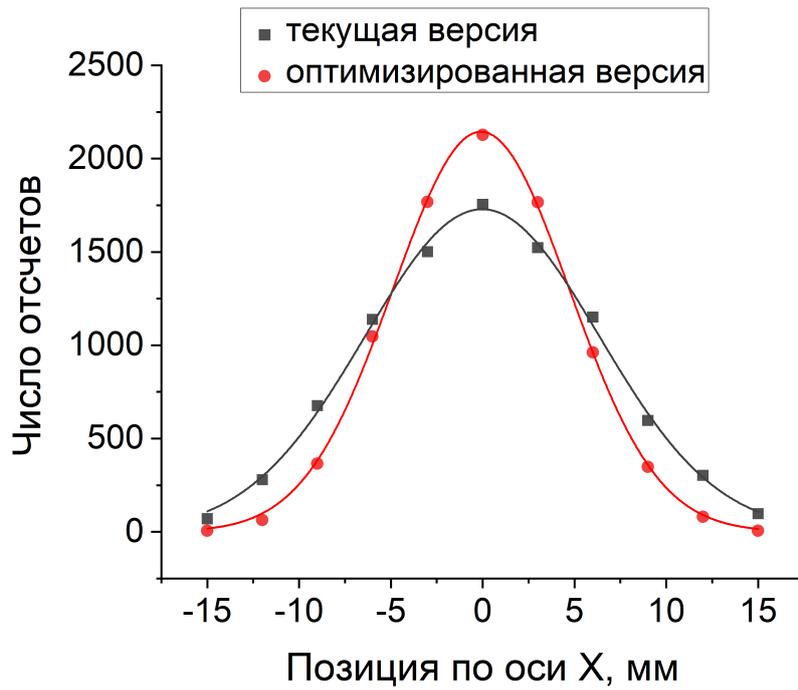


Рисунок 4.8 — Пространственное разрешение с оптимизированным и текущим коллиматорами

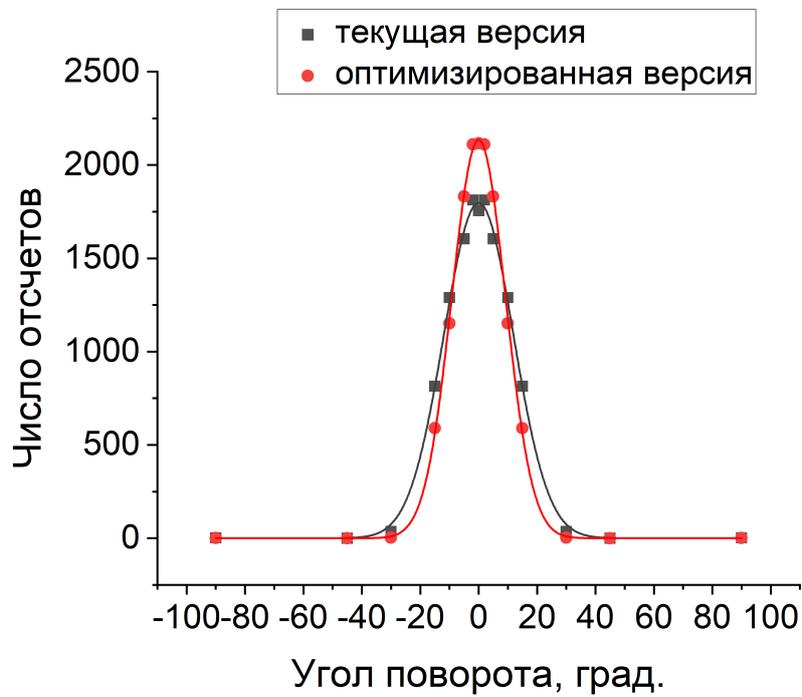


Рисунок 4.9 — Пространственная селективность с оптимизированным и текущим коллиматорами

Таблица 4.3 — Сравнение технических характеристик действующего и оптимизированного коллиматоров

Коллиматор	Чувствит., имп/с/МБк	Пространств. разрешение, мм	Пространств. селект., град
Действующий	$336 \pm 8$	$15.0 \pm 0.2$	$28.0 \pm 0.5$
Оптимизированный	$407 \pm 9$	$11.1 \pm 0.1$	$21.6 \pm 0.2$

Таким образом, при оптимизации конфигурации коллиматора удалось добиться улучшения во всех из исследуемых характеристиках детектора.

## Заключение

В ходе дипломной работы была проведена модернизация элементов Гамма-локатора с вынесенной детектирующей частью с целью повышения эффективности работы прибора. Результаты экспериментальной проверки показали, что новый кристалл GAGG:Ce подходит для использования в приборе и было выбрано оптимальное отражающее покрытие для него – краска на основе титановых белил. С помощью компьютерного моделирования была разработана оптимизированная версия коллиматора, что позволило улучшить основные характеристики детектора: чувствительность на 21%, пространственное разрешение на 26%, пространственную селективность на 23%.

В дальнейшем планируется провести экспериментальную проверку технических характеристик Гамма-локатора с модернизированной версией детектора. Ожидается, что улучшенная версия значительно повысит разрешающую способность и чувствительность Гамма-локатора, что сделает его более эффективным инструментом ядерной медицины для диагностики различных заболеваний человека.

## Список использованных источников

1. Аппаратура и методики радионуклидной диагностики в медицине / К. Калантаров [и др.]. — М. : ВНИИМП-ВИТА, 2002. — 122 с.
2. NEMA Standards Publication NU 3-2004 Performance Measurements and Quality Control Guidelines for Non-Imaging Intraoperative Gamma Probes. — 2004. — 36 p.
3. *Бердникова А.* Сцинтиляционный гамма-зонд для радионуклидной диагностики в ядерной медицине. — Москва, 2016.
4. *Шендрик Р.* Введение в физику сцинтилляторов. Ч. 1. — Иркутск : изд-во Иркут. гос. ун-та, 2013. — 110 с.
5. *Van Eijk C.* Inorganic scintillators in medical imaging // Phys. Med. Biol. — 2002. — Vol. 47. — R85–R106.
6. *Шендрик Р., Раджабов Е.* Введение в физику сцинтилляторов. Ч. 2. — Иркутск : изд-во Иркут. гос. ун-та, 2014. — 95 с.
7. *Болоздыня А., Ободовский И.* Детекторы ионизирующих частиц и излучений. Принципы и применения. — Долгопрудный : Дом Интеллект, 2012. — 204 с.
8. *Зверев А.* Изучение характеристик гамма-локатора с детектором на основе кристалла GAGG в сочетании с фотоприемником SiPM. — Москва, 2023.
9. SensL MicroCseries data sheet. — URL: <https://www.onsemi.com/pdf/datasheet/microc-series-d.pdf>.
10. *Панкин С.* Разработка портативной радиометрической системы и методик ее применения для медицинской радионуклидной диагностики. — Екатеринбург, 2022.