

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  
ИССЛЕДОВАНИЕ СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫХ СБОРОК ДЛЯ  
ПРОЕКТИРОВАНИЯ ПЭТ  
(ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИМЕНИМОСТИ  
СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫХ СБОРОК НА ОСНОВЕ  
КРИСТАЛЛА  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ  
ГАММА-КВАНТОВ В ПРОТОТИПЕ  
ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННОГО ТОМОГРАФА)**

Студент \_\_\_\_\_ Д. С. Килинкаров

Научный руководитель,

к.т.н, доцент

\_\_\_\_\_ В. А. Канцеров

Москва 2020

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

**ИССЛЕДОВАНИЕ СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫХ СБОРОК ДЛЯ  
ПРОЕКТИРОВАНИЯ ПЭТ  
(ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИМЕНИМОСТИ  
СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫХ СБОРОК НА ОСНОВЕ  
КРИСТАЛЛА  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ  
ГАММА-КВАНТОВ В ПРОТОТИПЕ  
ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННОГО ТОМОГРАФА)**

Студент \_\_\_\_\_ Д. С. Килинкаров

Научный руководитель,  
к.т.н, доцент \_\_\_\_\_ В. А. Канцеров

Рецензент,  
вк.м.н.с. ФИАН \_\_\_\_\_ Ф. А. Дубинин

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

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

# РЕФЕРАТ

Отчет 42 с., 24 рис., 7 табл., 13 источн.

**Ключевые слова:** Позитронно-эмиссионная томография, сцинтилляционный кристалл, кремниевый фотоумножитель, временное разрешение кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ .

**Цель работы:** Проведение сравнительного анализа кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  с аналогами. Изучение характеристик и свойств кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ , а также исследование применимости сцинтилляционных сборок на основе кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  для регистрации гамма-квантов в прототипе позитронно-эмиссионного томографа.

## **Использованные методы и инструментарий:**

- 1) Макропакет LaTeX
- 2) Программный пакет Origin
- 3) Система автоматизированного проектирования T-FLEX CAD

## **Полученные результаты:**

Проведен сравнительный анализ сцинтилляционных кристаллов  $\text{LYSO}$ ,  $\text{CeBr}_3$  и  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ . Проанализированы характеристики кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ : энергетическое разрешение (для энергий 60 кэВ, 81 кэВ, 356 кэВ и 662 кэВ), максимум спектра эмиссии, гигроскопичность, световыход. Проанализированы характеристики сборки SiPM-сцинтиллятор на основе кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ : энергетическое разрешение (для энергий 60 кэВ, 81 кэВ, 356 кэВ и 662 кэВ), пространственное разрешение, временное разрешение. Также изучена применимость данных сборок в схеме совпадений: сконструирован экспериментальный стенд, получены пространственное и временное разрешение, а также исследовано влияние различных методов временной привязки на временное разрешение с целью выбора наиболее оптимального из возможных вариантов.

# СОДЕРЖАНИЕ

<b>Введение</b>	<b>4</b>
<b>1 Позитронно-эмиссионная томография</b>	<b>8</b>
1.1 Основы позитронно-эмиссионной томографии . . . . .	8
1.2 Строение ПЭТ-томографа . . . . .	10
<b>2 Сцинтилляционные сборки</b>	<b>11</b>
2.1 Сравнение характеристик кристаллов LYSO, CeBr <sub>3</sub> и LaBr <sub>3</sub> (Ce)	11
2.2 Исследование сцинтилляторов в сочетании с SiPM . . . . .	18
2.3 Оптимизация сцинтилляционного детектора на основе SiPM	23
<b>3 Использование кристалла LaBr<sub>3</sub>(Ce) в сканерах с TOF-технологией</b>	<b>26</b>
3.1 Основы Time-of-flight—Технологии . . . . .	26
3.2 Оборудование и схема эксперимента . . . . .	28
3.3 Результаты . . . . .	30
<b>4 Изучение детектора на основе кристалла LaBr<sub>3</sub>(Ce) и SiPM SensL для применения в ПЭТ</b>	<b>32</b>
4.1 Экспериментальная установка . . . . .	32
4.2 Определение пространственного разрешения . . . . .	34
4.3 Измерение временного разрешения . . . . .	36
4.4 Методы улучшения временного разрешения . . . . .	39
<b>Заключение</b>	<b>40</b>
<b>Список использованных источников</b>	<b>41</b>

# ВВЕДЕНИЕ

В современном мире активно развивается клиническая диагностика заболеваний человека с помощью введения в организм радиоизотопов в индикаторных количествах. Данная область медицины называется радионуклидной диагностикой. Введение меченых радионуклидами биологически активных веществ и знание механизма их взаимодействия с организмом позволяет использовать их для обнаружения злокачественных новообразований. Такие вещества называются радиоактивными фармацевтическими препаратами (РФП). В дальнейшем проводится визуализация распределения концентрации меченых радиоизотопами веществ в организме, на основе которой можно выдвинуть предположение о локализации опухоли для дальнейшего проведения биопсии — прижизненном заборе клеток организма для подтверждения или опровержения предварительно поставленного диагноза. Обычно, визуализация подразумевает построение изображений, отражающих распределение концентрации радиоизотопов в организме, на основе данных, полученных при исследовании организма с помощью специальных аппаратов. [1]

Современный рынок позитронно-эмиссионных томографов преимущественно состоит из продукции крупных зарубежных производителей медицинского оборудования, таких как GE Healthcare, Siemens, Philips и др. В подавляющем большинстве коммерческих моделей ПЭТ-томографов, прошедших клинические испытания, в качестве детекторов используются кристаллы германата висмута  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$  (BGO) - неорганического сцинтиллятора, характеризующегося высокой плотностью, позитивно сказывающейся на эффективности регистрации гамма-квантов, однако имеющего недостатки в виде большого времени высвечивания ( $\sim 300$  нс) и низким световыходом. Большое время высвечивания влечет увеличение мертвого времени, что ограничивает скорость счета системы. Низкий же световыход выливается в плохие показатели энергетического разрешения, которое пропорционально квадратному корню количества сцинтилляционных фотонов и

обычно находится в районе 20% для аннигиляционных гамма-квантов с энергиями 511 кэВ.[2]

В последнее время активно начал использоваться в качестве детектора для производства ПЭТ-томографов другой неорганический сцинтиллятор - оксиортосиликат лютеция  $\text{Lu}_2\text{SiO}_5(\text{Ce})$  (LSO). В сравнении с BGO, он имеет существенно более высокий световыход при схожей эффективности регистрации гамма-квантов, а также меньшее в 7.5 раз время высвечивания ( $\sim 40$  нс), что делает его более предпочтительным для использования вместо BGO. Основным недостатком LSO является собственная радиоактивность за счет изотопа  $^{176}\text{Lu}$  с распространенностью в 2.6% и временем полураспада  $\tau_{1/2} = 3.8 \cdot 10^8$  лет. Этот радиоизотоп распадается с образованием  $\beta^-$ -излучения и рентгеновских лучей с энергиями 88-400 кэВ. Однако, уровень активности  $^{176}\text{Lu}$  слишком мал, чтобы брать в расчет его влияние, он не создает заметных проблем для работы ПЭТ-томографа ввиду того, что энергия рентгеновских фотонов меньше энергий аннигиляционных гамма-квантов (511 кэВ).

Detectors	Effective atomic no (Z)	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Scintillation decay time (ns)	Photon yield (per keV)	Linear attenuation coefficient (cm <sup>-1</sup> ) of 511 keV	Energy resolution (% at 511 keV)
NaI(Tl)	51	3.67	250	38	0.34 <sup>a</sup>	7.8
BGO	74	7.13	300	6	0.96	10
BaF2	54	4.89	0.6	2	0.44	11.4
GSO	59	6.71	50	10	0.67	9.5
Anthracene	-	-	26	30	-	-
LSO	66	7.40	40	29	0.87	10.1
YSO	34	4.53	70	46	0.39	12.5
CsI(Tl) <sup>b</sup>	54	4.51	1,000	52	0.483	4.53
LYSO	65	7.2	50	25	0.87	20
YAP	39	5.4	27	18	0.46 <sup>c</sup>	2.5
LaBr <sub>3</sub>	-	5.3	5	61	-	5.3

Таблица 1 — Характеристики некоторых сцинтилляционных кристаллов[3]

Также некоторые модели коммерческих томографов используют оксиортосиликат гадолиния  $\text{Gd}_2\text{SiO}_5(\text{Ce})$  (GSO) в качестве материала для детекторов, применяемых в ПЭТ-томографии. Несмотря на несколько меньший световыход нежели у LSO, он имеет лучшее энергетическое разрешение. Производство GSO сопряжено с рядом сложностей ввиду хрупкости кристалла сцинтиллятора. Детекторы, основанные на применении GSO, имеют очень высокую скорость регистрации, за что часто называются "быстрыми кристаллами".

Фторид бария  $BaF_2$  имеет наименьшее время высвечивания ( $\sim 0.6$  нс) и в основном используется в так называемых TOF-сканерах (TOF — time-of-flight, время полета), которые достаточно редко используются в клинической практике ввиду большого количества технических сложностей в реализации, однако начинают все чаще появляться на рынке, т.к. TOF-технология при хороших временных показателях заметно улучшает получаемое изображение.

Недавно появившийся детектор, активированный иттрием оксиортосиликат лютеция (LYSO), имеет схожие с LSO характеристики и используется некоторыми производителями коммерческих моделей ПЭТ-томографов. Также появился новый детектор - активированный церием оксиортосиликат иттрия (YSO), который пока не имеет коммерческого применения. [4]

Manufacturers→ <sup>a</sup> Models→ Features↓	Philips <sup>b</sup>		Siemens <sup>c</sup>		GE Healthcare <sup>c</sup>	
	GEMINI TF Big Bore	GEMINI TF 64 (PET/CT)	Biograph mCT	Biograph TruePoint	Discovery VCT	Discovery PET/CT 600
Number of detectors	28 Pixelar modules	28 Pixelar modules	192	192	24 Rings	24 Rings
Number of crystals	28,336	28,336	24,336 32,448 (TrueV)	24,336 32,448 (TrueV)	13,440	12,288
Detector material	LYSO	LYSO	LSO	LSO	BGO	BGO
Ring diameter (cm)	90	90	84.2	83	88.6	81
Patient scan range (cm)	190	190	190	190	160	170
Crystal size (mm)	4 × 4 × 22	4 × 4 × 22	4 × 4 × 20	4 × 4 × 20	4.7 × 6.3 × 30	4.7 × 6.3 × 30
Number of PMTs	420	420	4/block	4/block	280	256
Energy resolution (%)	12%	11.7%	12%	12%	–	–
Coincidence window (ns)	5	3.8	4.1	4.5	10	10
Axial FOV (cm)	18	18	16.2/21.6	16.2/21.6	15.7	15.7
Acquisition mode	3D,4D,TOF	3D,4D,TOF	3D	3D	D,3D,4D	3D,4D

Таблица 2 — Характеристики некоторых коммерческих моделей томографов

Относительно недавно в качестве детектора начал рассматриваться кристалл  $LaBr_3(Ce)$  бромида лантана (III), активированный церием. Он имеет световойход в 1.7 выше, чем у  $NaI(Tl)$ , и малое время высвечивания ( $\sim 20$  нс). Его энергетическое разрешение является одним из лучших среди всех известных сцинтилляционных кристаллов на гамма-линии цезия-

137 (662 кэВ). Также следует отметить очень высокий световыход, низкий собственный фон и отличную пропорциональность в диапазоне энергий 60-1000 кэВ. Совокупность характеристик делает его очень перспективным и актуальным для использования в ПЭТ-томографии, включая TOF-технологии. Несмотря на все вышеперечисленное, он не лишен недостатков, основные из которых - это гигроскопичность и несколько меньшая плотность, чем у основных конкурентов (5.1 г/см<sup>3</sup> против 7.4 г/см<sup>3</sup> у LYSO).



# 1. ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННАЯ ТОМОГРАФИЯ

Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ) — это радионуклидный томографический метод исследования внутренних органов человека или животного. [5]

## 1.1. ОСНОВЫ ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННОЙ ТОМОГРАФИИ

Для исследования организма методами позитронно-эмиссионной томографии используются радиоактивные фармацевтические препараты, меченные радиоактивными нуклидами, испытывающими позитронный  $\beta^+$ -распад. Метод основан на регистрации испускаемых  $\gamma$ -квантов.

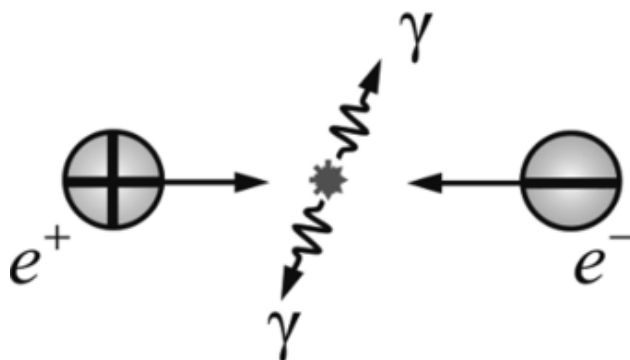


Рисунок 1.1 — Аннигиляция электрона и позитрона

После попадания РФП в организм, позитроны, возникшие в результате  $\beta^+$ -распада, аннигилируют с электронами среды, в результате чего возникают два  $\gamma$ -кванта с одинаковой энергией в 511 кэВ, разлетающиеся по одной прямой в противоположных направлениях. В дальнейшем эти  $\gamma$ -кванты регистрируются большим массивом детекторов, расположенных вокруг исследуемого объекта. Зная что  $\gamma$ -кванты, возникшие в результате

одного события, разлетаются по одной прямой и используя схему совпадений, можно восстановить координату испускания  $\gamma$ -квантов. Дальнейшая компьютерная обработка сигналов от массива детекторов позволяет послойно выполнить трехмерную реконструкцию распределения концентрации позитрон-излучающих радиоизотопов в исследуемом объекте.

## 1.2. СТРОЕНИЕ ПЭТ-ТОМОГРАФА

Томограф представляет подвижную кушетку с ПЭТ-сканером. Перемещение кушетки позволяет послойно снимать информацию с исследуемого объекта, что позволяет существенно уменьшить как линейные размеры сканера, так и стоимость всей установки. В дальнейшем для каждого слоя отдельно визуализируется распределение концентрации радиоизотопа для последующего получения цельной картины.

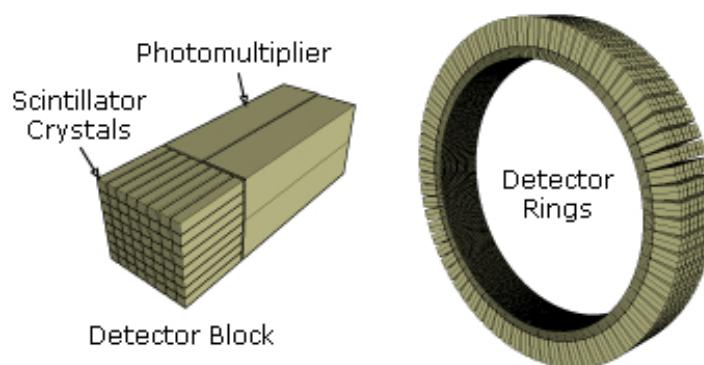


Рисунок 1.2 — Схематический вид блока детектора и кольца ПЭТ-сканера

ПЭТ-сканер — это кольцо, на котором установлен массив из детекторов  $\gamma$ -излучения. Каждый детектор представляет собой сборку из сцинтиллятора и фотоумножителя. При поглощении  $\gamma$ -кванта веществом сцинтиллятора, происходит преобразование энергии  $\gamma$ -излучения в сцинтилляционную вспышку, регистрируемую фотоумножителем. Сигналы от детекторов поступают в блок электроники, которая производит обработку и анализ сигналов, а полученные данные обрабатываются с помощью специального программного обеспечения, в результате чего оператор томографа получает визуализированную трехмерную картину распределения РФП в исследуемой области.[6][7]

## 2. СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫЕ СБОРКИ

### 2.1. СРАВНЕНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК КРИСТАЛЛОВ LYSO, CeBr<sub>3</sub> И LaBr<sub>3</sub>(Ce)

Данный раздел посвящен анализу характеристик гамма-спектрометров на основе неорганического сцинтиллятора для использования в диапазоне энергий  $\gamma$ -лучей до 662 кэВ.

В таблице 2.1 представлены характеристики некоторых сцинтилляционных кристаллов, применяемых в медицинской физике.

Сцинтиллятор	NaI(Tl)	CsI(Tl)	BGO	LYS O	LSO	LaBr <sub>3</sub> (Ce)	CeBr <sub>3</sub>
$Z_{\text{эф}}$	51	54	74	63	66	45	46
$\rho$ , г/см <sup>3</sup>	3.67	4.51	7.1	7.1	7.4	5.08	5.1
Длина 50% ослабления (662 кэВ), мм	25	20	10	11	11	18	-
$\eta = \Delta E/E$ , % (662 кэВ)	7.5	5.7	9.7	7.1	7.9	3.0	4.3
Световыход, фотонов/кэВ	38	40 -45	9	32	27	65 -70	47
$\tau$ , пс	250	1000	300	41	40	16	17
$\lambda_{\text{max}}$ , нм	415	550	480	420	420	365	370
Гигроскопичность	+	+/-	-	-	-	+	+

Таблица 2.1 — Характеристики некоторых сцинтилляционных кристаллов, применяемых в медицинской физике[8]

К сцинтилляторам, применяемым в ядерной медицине, предъявляются следующие требования: высокий световыход, малое время высвечивания, высокая эффективность поглощения  $\gamma$ -излучения; кроме того, сцинтиллятор должен обладать низким собственным радиационным фоном. По совокупности показателей энергетического разрешения, эффективного заряда, плотности, времени высвечивания и световыхода можно выделить сцинтилляционные кристаллы LYSO, LaBr<sub>3</sub>(Ce) и CeBr<sub>3</sub> как наиболее перспективные в ядерной медицине.

Был проведен анализ литературных источников, в которых проводилось исследование данных сцинтилляторов. Отправной точкой анализа послужила работа А. К. Бердниковой «Сцинтилляционный гамма-зонд для радионуклидной диагностики в ядерной медицине».[9] Данная работа посвящена исследованию возможности создания портативного счетчика гамма-излучения для применения в медицинских целях.



Рисунок 2.1 — Внешний вид портативного счетчика гамма-излучения из работы А.К. Бердниковой

Требования, предъявляемые к таким счетчикам, схожи с требованиями, предъявляемыми к детекторам в позитронно-эмиссионных томографах. Наиболее важные критерии  $\gamma$ -счетчиков включают в себя:

- 1) Чувствительность
- 2) Пространственная селективность (радиальное распределение чувствительности)
- 3) Пространственное разрешение
- 4) Энергетическое разрешение

Чувствительность (эффективность регистрации) — это число зарегистрированных детектором  $\gamma$ -квантов на единицу активности источника  $\gamma$ -излучения, который находится в непосредственной близости к чувствительной зоне детектора. Пространственная селективность (радиальное распределение чувствительности) определяется телесным углом, который образует поле зрения детектора. Точность определения координаты источника  $\gamma$ -квантов, а также возможность отдельной регистрации нескольких источников  $\gamma$ -излучения, расположенных на небольших расстояниях друг от друга характеризует пространственное разрешение. Энергетическое разрешение определяет возможность раздельной регистрации частиц разной энергии, а также отделения фоновых событий от полезного сигнала.

В работе А.К. Бердниковой исследовалось энергетическое разрешение сцинтилляционных кристаллов LYSO, LaBr<sub>3</sub>(Ce) и CeBr<sub>3</sub>. Схема экспериментальной установки представлена на рисунке 2.2. Исследование кри-

сталлов проводилось с помощью ФЭУ XR2020 фирмы Photonis при напряжении -1700 В. Стыковка кристалла и фотодиода производилась с помощью оптической смазки для уменьшения отношения коэффициентов преломления. Источник питания ФЭУ - Polon 1904.

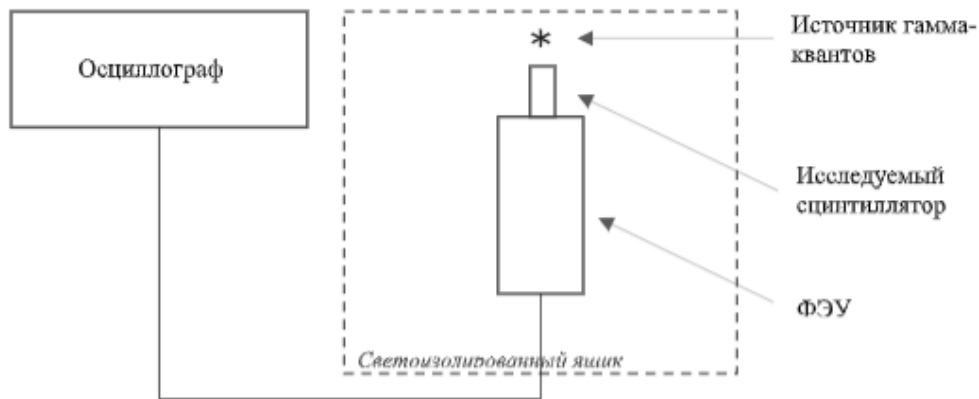


Рисунок 2.2 — Схема экспериментального исследования сцинтилляционных кристаллов

Размеры исследовавшихся сцинтилляторов: LYSO - параллелепипед 15x5x5 мм;  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  и  $\text{CeBr}_3$  - цилиндры диаметром 5x10 мм. Ввиду гигроскопичности,  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  и  $\text{CeBr}_3$  были помещены в дюралюминиевые корпуса с кварцевым окошком толщиной 2 мм. В качестве отражателя для них использовался тефлоновый порошок (диффузное отражение), в LYSO - зеркальная пленка фирмы ЗМ. В исследовании были использованы источники гамма-квантов  $^{241}\text{Am}$  (60 кэВ с вероятностью излучения 36%),  $^{133}\text{Ba}$  (82 кэВ с вероятностью излучения 34%, 356 кэВ с вероятностью излучения 62%) и  $^{137}\text{Cs}$  (662 кэВ с вероятностью излучения 89.9%). Сцинтилляционные кристаллы состыковывались с ФЭУ через прослойку оптической смазки. Сигналы от ФЭУ подавались на осциллограф LeCroy Waverunner 640Zi через сопротивление нагрузки в 50 Ом. Данный осциллограф оснащен анализатором импульсов, с помощью которого были получены спектры сигналов при цене канала анализатора 1 нКл.

На рисунке 2.3 представлены спектры источников  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{133}\text{Ba}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , полученные с помощью кристалла LYSO, а также зависимость отклика детектора от энергии гамма-квантов.

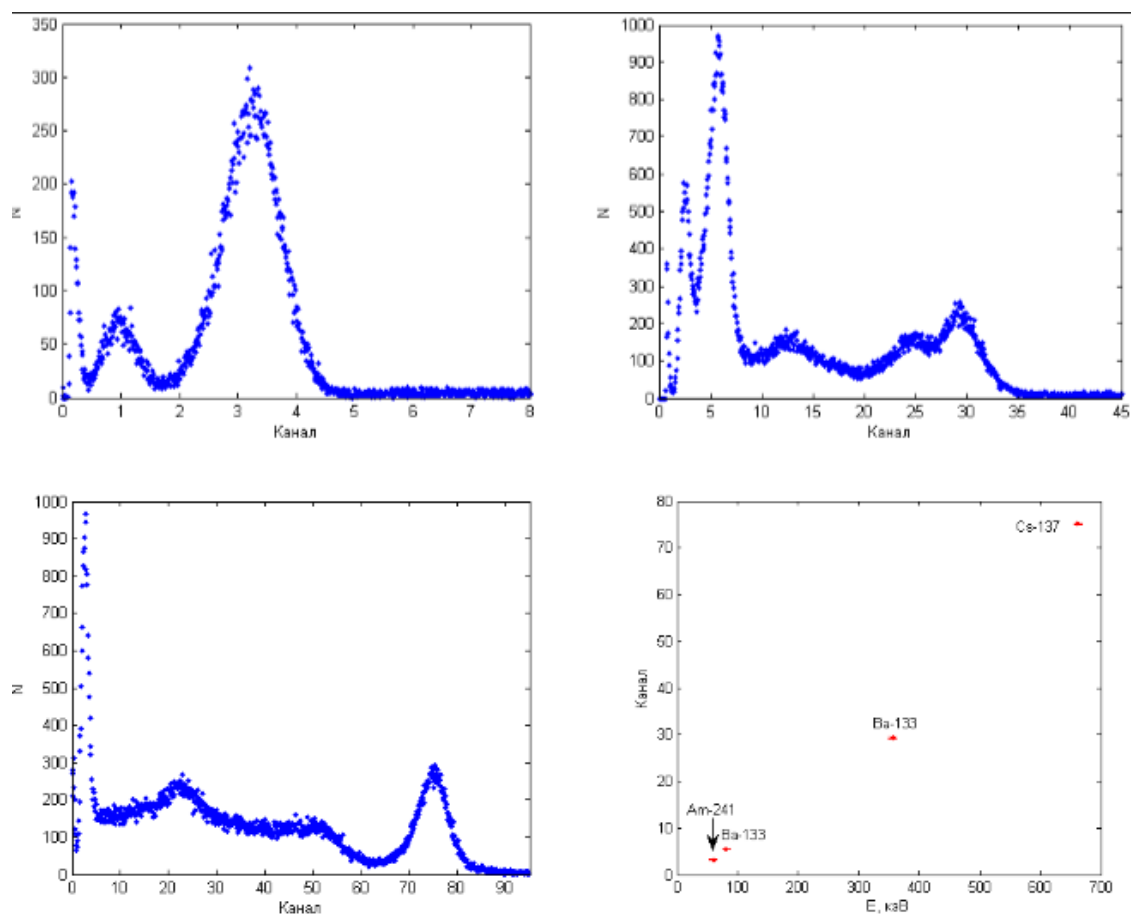


Рисунок 2.3 — Спектры источников  $^{241}\text{Am}$  (а),  $^{133}\text{Ba}$  (б) и  $^{137}\text{Cs}$  (в) — LYSO; зависимость отклика детектора от энергии гамма-квантов (г).

На рисунке 2.4 представлены спектры источников  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{133}\text{Ba}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , полученные с помощью кристалла  $\text{CeBr}_3$ , а также зависимость отклика детектора от энергии гамма-квантов.

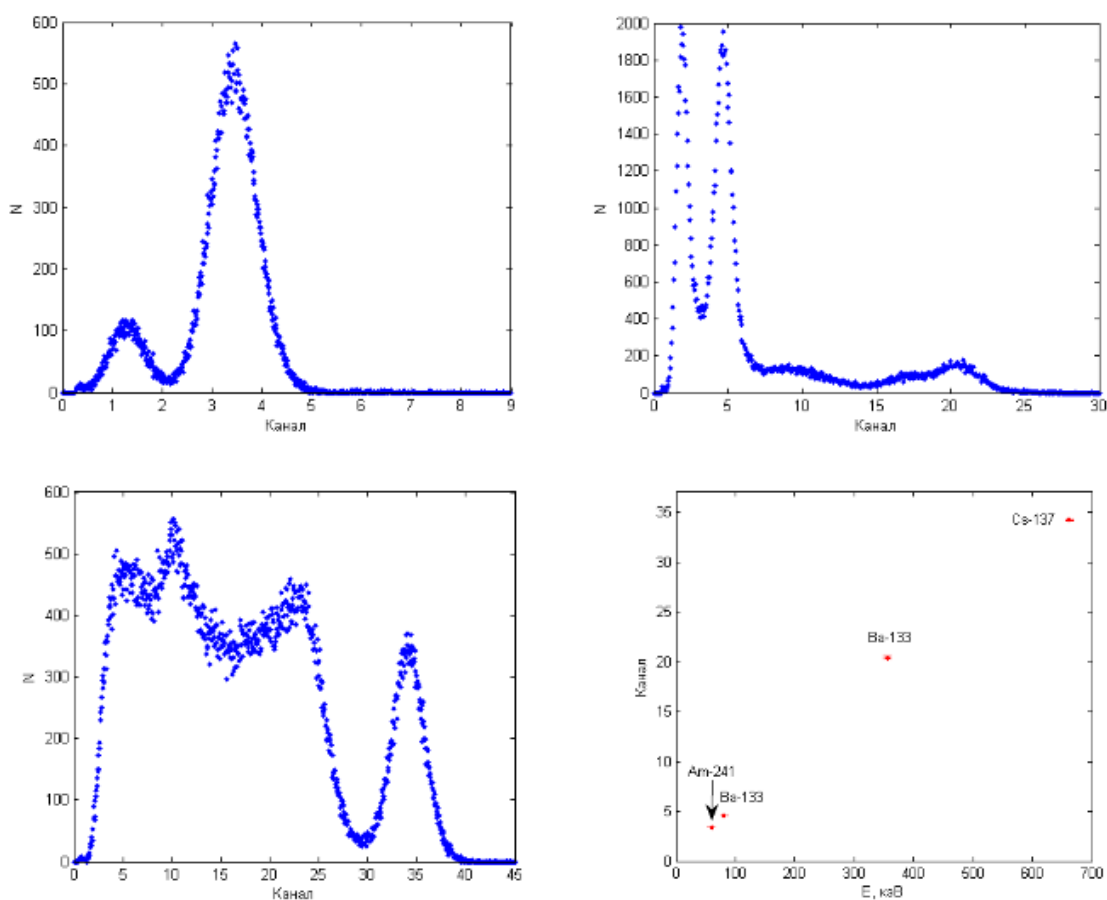


Рисунок 2.4 — Спектры источников  $^{241}\text{Am}$  (а),  $^{133}\text{Ba}$  (б) и  $^{137}\text{Cs}$  (в) —  $\text{CeBr}_3$ ; зависимость отклика детектора от энергии гамма-квантов (г).



На рисунке 2.5 представлены спектры источников  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{133}\text{Ba}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , полученные с помощью кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ , а также зависимость отклика детектора от энергии гамма-квантов.

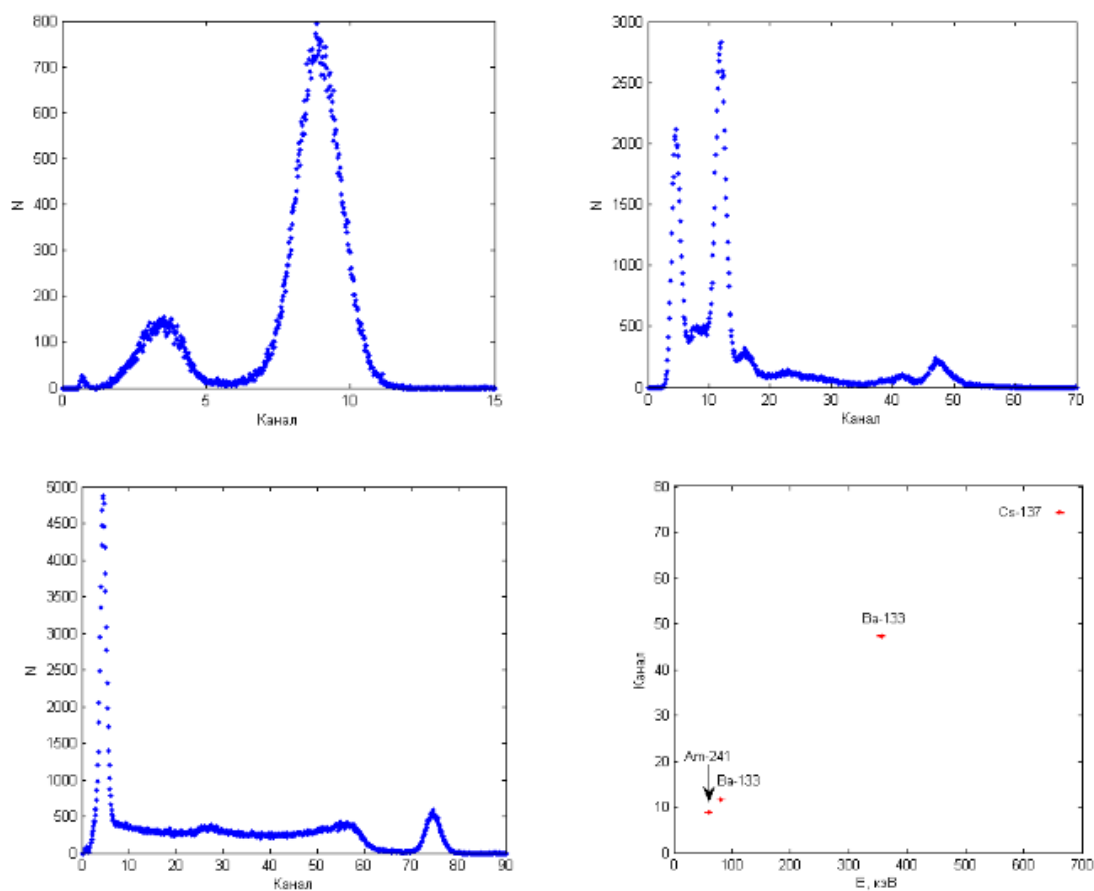


Рисунок 2.5 — Спектры источников  $^{241}\text{Am}$  (а),  $^{133}\text{Ba}$  (б) и  $^{137}\text{Cs}$  (в) —  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ ; зависимость отклика детектора от энергии гамма-квантов (г).

С помощью данных распределений было найдено энергетическое разрешение кристаллов  $\text{LYSO}$ ,  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  и  $\text{CeBr}_3$  для энергий 60 кэВ, 81 кэВ, 356 кэВ и 662 кэВ. Результаты представлены в таблице 2.2.

Результаты измерений показали, что среди сцинтилляционных кристаллов  $\text{LYSO}$ ,  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  и  $\text{CeBr}_3$  наилучшее энергетическое разрешение показал кристалл  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  для всех использованных источников (таблица 2.2).

Сцинтиллятор	Энергия гамма-излучения			
	60 кэВ	81 кэВ	356 кэВ	662 кэВ
$\text{LYSO}$	$(35.8 \pm 0.5) \%$	$(36.3 \pm 0.7) \%$	$(15.1 \pm 0.7) \%$	$(10.5 \pm 0.2) \%$
$\text{CeBr}_3$	$(31.1 \pm 0.3) \%$	$(26.6 \pm 0.4) \%$	$(16.3 \pm 1.2) \%$	$(11.7 \pm 0.2) \%$
$\text{LaBr}_3:\text{Ce}$	$(20.1 \pm 0.2) \%$	$(15.9 \pm 0.2) \%$	$(6.1 \pm 0.5) \%$	$(5.1 \pm 0.1) \%$

Таблица 2.2 — Энергетическое разрешение исследуемых кристаллов

По спектрам видно, что детекторы на основе кристаллов  $\text{LYSO}$  и  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  близки по величине отклика. Тем не менее, известно, что световыход  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  превышает световыход  $\text{LYSO}$  в два раза (таблица 2.1). Близкие значения величины отклика объясняются тем, что максимум эмиссионного спектра  $\text{LYSO}$  очень близок к максимуму спектральной чувствительности ФЭУ, а кроме того связаны с низкой эффективностью сбора света от сцинтиллятора  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ . Это обусловлено наличием дополнительной границы раздела кристалл-стекло внутри контейнера и не оптимальной с точки зрения светосбора конфигурацией кристалла.

## 2.2. ИССЛЕДОВАНИЕ СЦИНТИЛЛЯТОРОВ В СОЧЕТАНИИ С SiPM

Сцинтилляторы, продемонстрировавшие в предыдущем пункте лучшие спектрометрические характеристики —  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  и  $\text{LYSO}$ , были исследованы в сборке с кремниевыми фотоумножителями MPPC S12572-025 производства компании Hamamatsu и SiPM MicroFC30035 SMT производства компании SensL. Оба SiPM имеют площадь чувствительной поверхности  $3 \times 3 \text{ мм}^2$ . Основные характеристики данных SiPM приведены в таблице 2.3, а на рисунке 2.6 представлены их спектральные характеристики.

	Hamamatsu S12572-025P	SensL MicroFC30035
Чувствительная площадь, $\text{мм}^2$	9	9
Количество ячеек	14400	4774
Размер ячейки, $\text{мкм}^2$	25	35
Кэфф. усиления	$\sim 5 \cdot 10^5$	$\sim 2 \cdot 10^6$

Таблица 2.3 — Характеристики используемых кремниевых фотоумножителей [10][11]

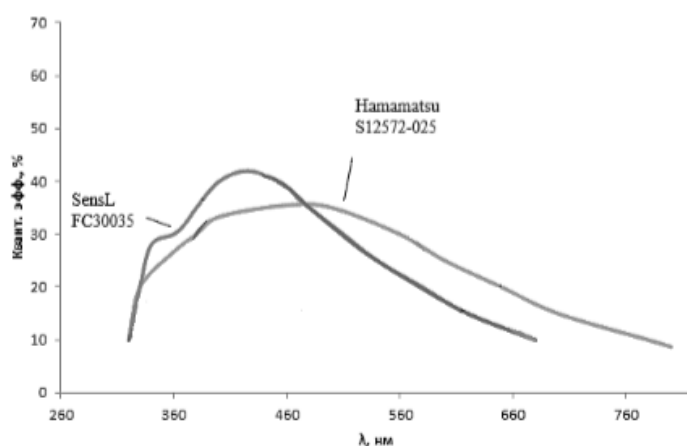


Рисунок 2.6 — Спектральные характеристики используемых кремниевых фотоумножителей [10][11]

На рисунке 2.7 представлены спектры источников  $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , измеренные с помощью кристаллов  $\text{LYSO}$  и  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  в сборках с кремниевым фотоумножителем производства компании Hamamatsu.

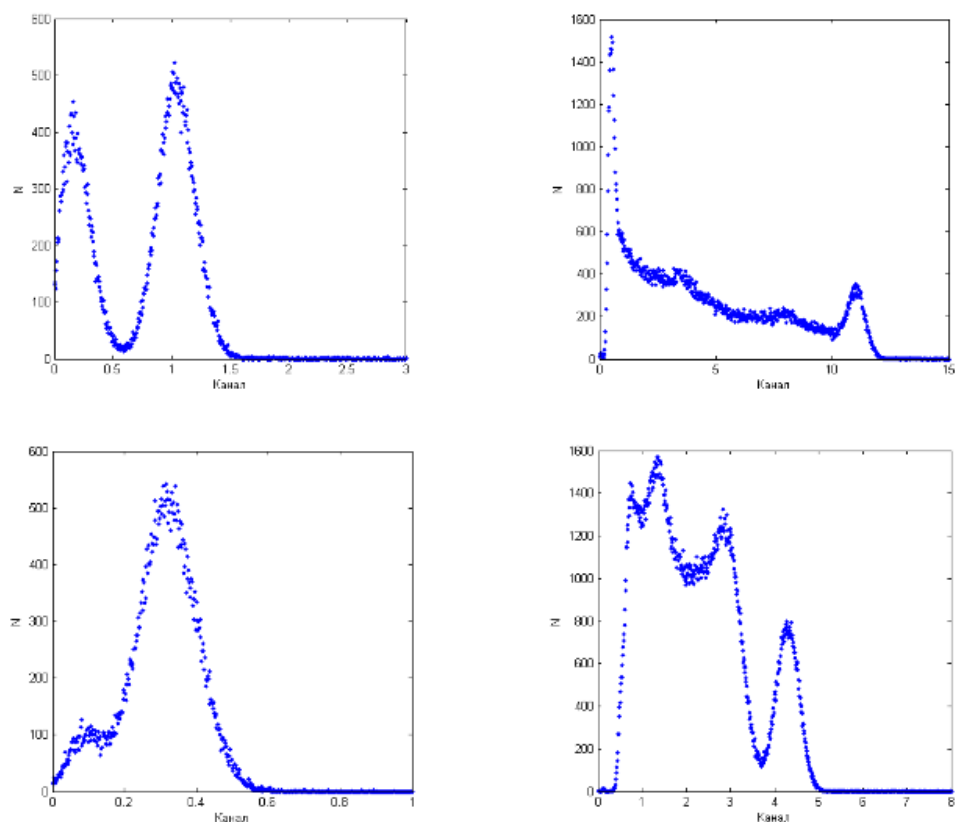


Рисунок 2.7 — а, б — спектры источников  $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , измеренные с помощью детектора МРРС Hamamatsu —  $\text{LYSO}$ ; в, г — спектры источников  $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , измеренные с помощью детектора МРРС Hamamatsu —  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ [9]

На рисунке 2.8 представлены спектры источников  $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , измеренные с помощью кристаллов LYSO и  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  в сборках с кремниевым фотоумножителем производства компании SensL.

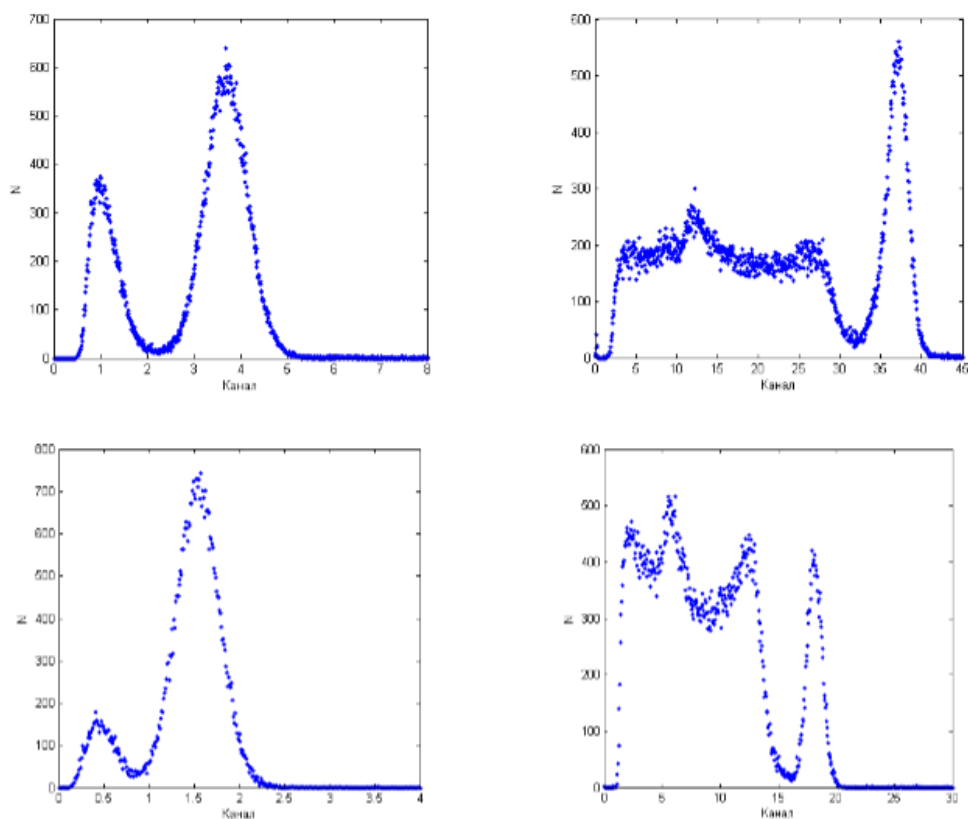


Рисунок 2.8 — а, б — спектры источников  $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , измеренные с помощью детектора SiPM SensL – LYSO; в, г — спектры источников  $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , измеренные с помощью детектора SiPM SensL –  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ [9]

На рисунке 2.9 представлены величины отклика кристаллов LYSO и  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  с использованием МРРС Hamamatsu и SiPM SensL в зависимости от энергии  $\gamma$ -квантов. Из графиков следует, что исследуемые сборки сохраняют линейность амплитуды выходного сигнала от энергии  $\gamma$ -излучения в диапазоне 60-660 кэВ.

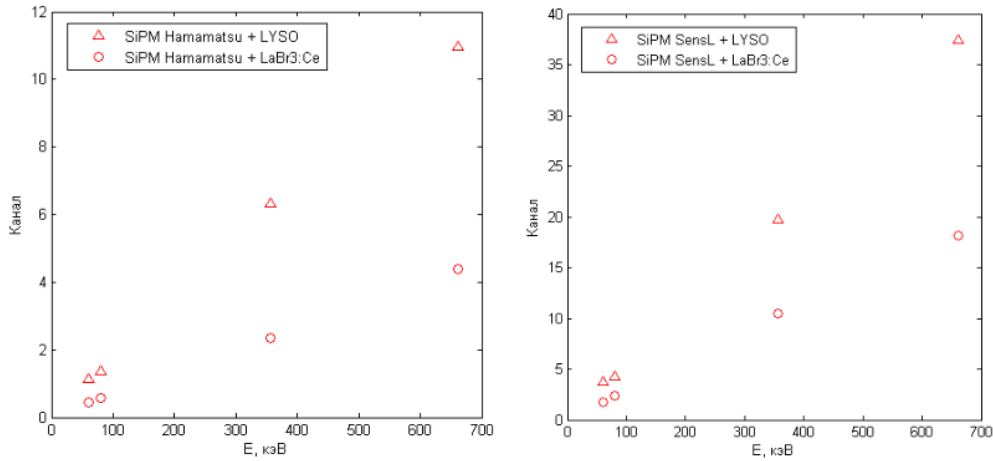


Рисунок 2.9 — Отклик исследуемых сцинтилляторов с использованием МРРС Hamamatsu (а) и SiPM SensL (б).[9]

В таблице 2.4 представлено энергетическое разрешение кристаллов LYSO и  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ , полученное при помощи исследуемых кремниевых фотоумножителей.

SiPM	Кристалл	Энергия гамма-квантов			
		60 кэВ	81 кэВ	356 кэВ	662 кэВ
Hamamatsu	LYSO	$(33.0 \pm 0.5)\%$	$(28.2 \pm 0.5)\%$	$(13.2 \pm 0.5)\%$	$(9.4 \pm 0.3)\%$
	LaBr3:Ce	$(44.2 \pm 0.7)\%$	$(27.4 \pm 0.6)\%$	$(13.2 \pm 1.5)\%$	$(11.7 \pm 0.2)\%$
SensL	LYSO	$(28.3 \pm 0.3)\%$	$(25.6 \pm 0.7)\%$	$(13.3 \pm 0.8)\%$	$(14.3 \pm 0.2)\%$
	LaBr3:Ce	$(31.7 \pm 0.4)\%$	$(21.6 \pm 0.3)\%$	$(9.7 \pm 0.9)\%$	$(8.6 \pm 0.2)\%$

Таблица 2.4 — Энергетическое разрешение кристаллов LYSO и  $\text{LaBr}_3:\text{Ce}$ , полученное при помощи исследуемых кремниевых фотоумножителей.

Сравнение полученных данных показывает, что SiPM SensL превосходит SiPM Hamamatsu по величине получаемого амплитудного отклика и энергетическому разрешению, получаемому на детекторах с этим SiPM. Это связано с большей квантовой эффективностью SiPM SensL в фиолетовой и ультрафиолетовой областях спектра, а, кроме того, с более высоким коэффициентом усиления и меньшим уровнем шумов. На основании приведенных данных можно заключить, что LYSO в комбинации с представленными SiPM превосходит  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  по величине амплитуды отклика,

однако  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  не уступает, и даже превосходит  $\text{LYSO}$  по энергетическому разрешению. Данный параметр является комплексным и более важным при выборе комбинации сцинтиллятор-фотоумножитель.

## 2.3. ОПТИМИЗАЦИЯ СЦИНТИЛЛЯЦИОННОГО ДЕТЕКТОРА НА ОСНОВЕ SiPM

Для оптимизации светосбора используется технология прямой стыковки сцинтилляционного кристалла и кремниевого фотоумножителя: SiPM приклеивается к кристаллу, и получившаяся сборка помещается в единый герметичный корпус. Два выведенных контакта позволяют соединить сборку с остальной электроникой. Корпус защищает сцинтиллятор от влаги и, одновременно, фотодиод от засвечивания. Защита от влаги является существенным критерием в случае использования гигроскопичного кристалла сцинтиллятора.

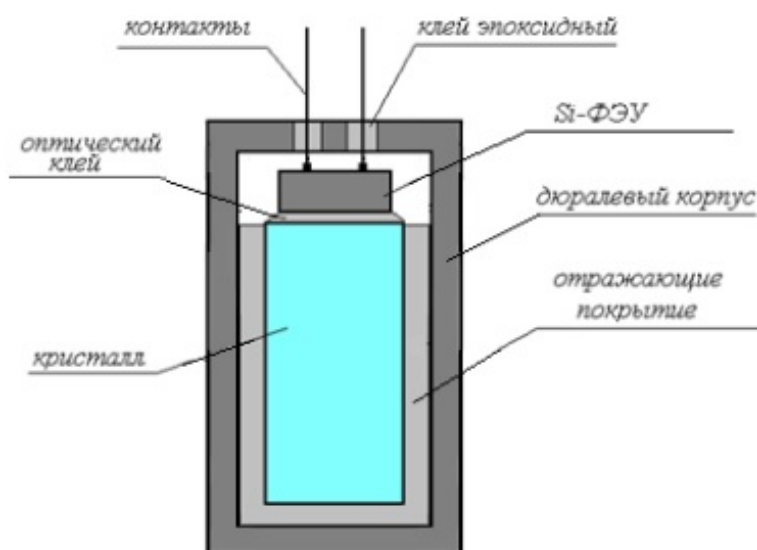


Рисунок 2.10 — Принципиальная схема сборки сцинтиллятор-фотоумножитель в общем корпусе

Энергетические спектры источников  $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , полученные с помощью сборок SensL\_FC30035+LaBr<sub>3</sub>(Ce) и Hamamatsu\_S12572+LaBr<sub>3</sub>(Ce) (рисунок 2.11), показывают, что прямая стыковка кристалла и SiPM приводит к увеличению светосбора в несколько раз. При этом энергетическое разрешение кристалла LaBr<sub>3</sub>(Ce) в сборках близко к разрешению на ФЭУ.



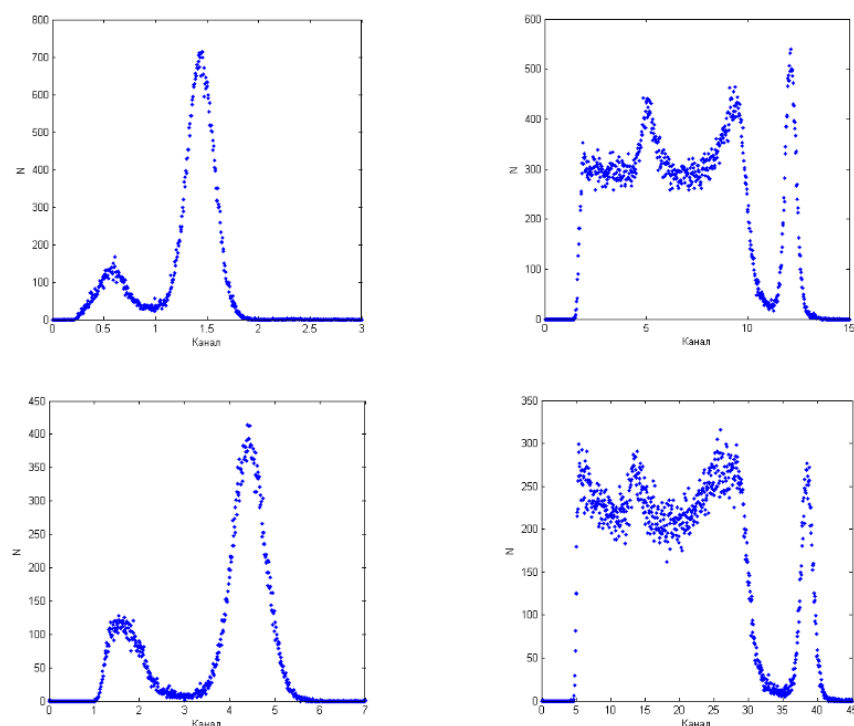


Рисунок 2.11 — Энергетические спектры источников  $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , полученные с помощью сборок SensL\_FC30035+LaBr<sub>3</sub>(Ce) и Hamamatsu\_S12572+LaBr<sub>3</sub>(Ce)

В таблице 2.5 представлено энергетическое разрешение сборок [SensL\_FC30035+LaBr<sub>3</sub>:Ce] и [Hamamatsu\_S12572+LaBr<sub>3</sub>:Ce].

Детектор	Энергия гамма-квантов			
	60 кэВ	81 кэВ	356 кэВ	662 кэВ
Hamamatsu_S12572+LaBr <sub>3</sub> :Ce	(22.3±0.5)%	(17.5±0.3)%	(6.7±0.7)%	(5.8±0.2)%
SensL_FC30035+LaBr <sub>3</sub> :Ce	(19.4±0.3)%	(14.2±0.3)%	(7.2±0.7)%	(5.4±0.2)%

Таблица 2.5 — Энергетическое разрешение сборок [SensL\_FC30035+LaBr<sub>3</sub>:Ce] и [Hamamatsu\_S12572+LaBr<sub>3</sub>:Ce]

Увеличение светосбора в сцинтилляционных сборках приводит к возникновению эффекта насыщения фотоумножителей. Из-за большой интенсивности свечения часть фотонов сцинтилляционной вспышки попадает в ячейки, где электронная лавина еще не погасла, и такие фотоны не регистрируются, что приводит к уменьшению амплитуды сигнала.

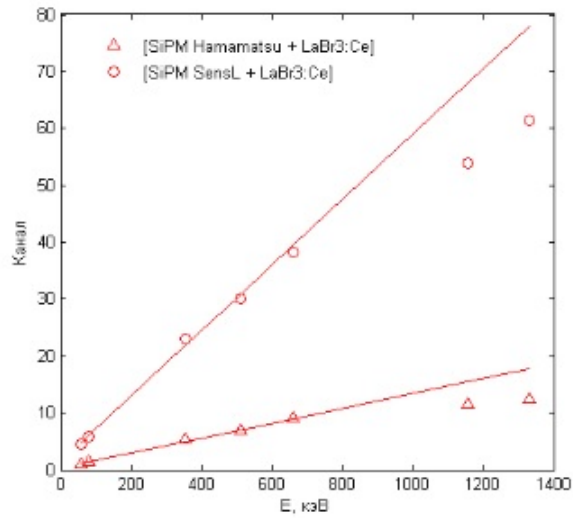


Рисунок 2.12 — Зависимость отклика исследуемых детекторов от энергии гамма-излучения

В результате амплитуда отклика детектора отклоняется от линейной зависимости. Из рис. 2.12 видно, что динамический диапазон детекторов, помещенных в общий корпус, ограничен величиной  $\sim 660$  кэВ.

# 3. ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КРИСТАЛЛА $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ В СКАНЕРАХ С ТОФ-ТЕХНОЛОГИЕЙ

## 3.1. ОСНОВЫ TIME-OF-FLIGHT—ТЕХНОЛОГИИ

В последнее десятилетие в позитронно-эмиссионной томографии активно начинает применяться информация о времени полета  $\gamma$ -квантов от места аннигиляции ( $e^+e^-$ )-пары до массива детекторов сканера. При хорошем временном разрешении установки эту информацию можно использовать не только для работы схемы совпадений (идентификации зарегистрированных  $\gamma$ -квантов как продуктов аннигиляции одного и того же позитрона), а также для восстановления радиальной координаты этого события. Так как ошибка в определении координаты пропорциональна скорости света и ошибке в разнице времен регистрации ( $\Delta x = c\Delta\tau/2$ ), то при временном разрешении в 100 пс ошибка в восстановлении координаты будет составлять  $\sim 1.5$  см, что неприемлемо для современных томографов.

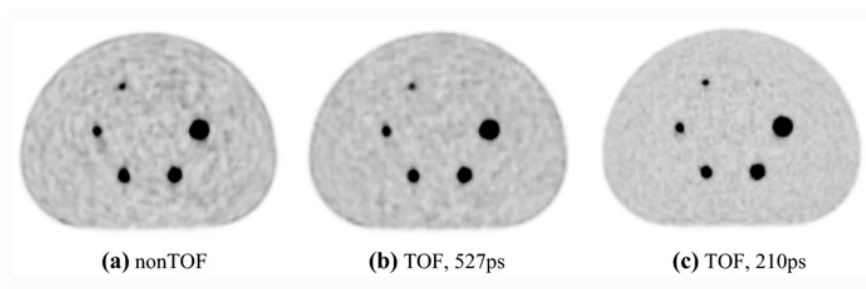


Рисунок 3.1 — Пример изображений, полученных с помощью томографов, использующих и не использующих ТОФ-технологии, влияние временного разрешения на их качество

Однако современные ПЭТ-сканеры используют ТОФ-технологии не для непосредственного восстановления координаты, а для улучшения ка-

чества изображения путем улучшения отношения сигнал-шум. Временное разрешение современных коммерческих моделей позитронно-эмиссионных томографов, использующих TOF-технологии, находится в диапазоне 200—600 пс.[12]

На рисунке 3.1 можно наблюдать результат использования в реконструкции изображения TOF-технологии, а также влияние временного разрешения на уровень улучшения качества картинки. В исследованиях, приведенных в работе Dennis R. Schaart «LaBr<sub>3</sub>(Ce) and SiPMs for time-of-flight PET: Achieving 100 ps coincidence resolving time», показано, что временное разрешение детекторов на основе LaBr<sub>3</sub>(Ce) и SiPM в составе схемы совпадений (т.н. CRT - coincidence resolving time) может достигать ~ 102 пс и они имеют высокий потенциал для использования в ПЭТ-сканерах с TOF-технологией.[13]

## 3.2. ОБОРУДОВАНИЕ И СХЕМА ЭКСПЕРИМЕНТА

Для проведения измерений в статье [13] были использованы два идентичных сцинтилляционных детектора, состоящих из кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  размерами  $3 \times 3 \times 5$  мм, помещенных в светоотражающий корпус из спектра-лона, и SiPM (Hamamatsu MPPC-S10362-33-050C) размерами  $3 \times 3$  мм. Стыковка была проведена с помощью прозрачного силиконового геля Lightspray LS-3252. На SiPM подавалось напряжение 69.7 В и 70.1 В. Все эксперименты проводились при комнатной температуре в сухой атмосфере для защиты гигроскопичного кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ .

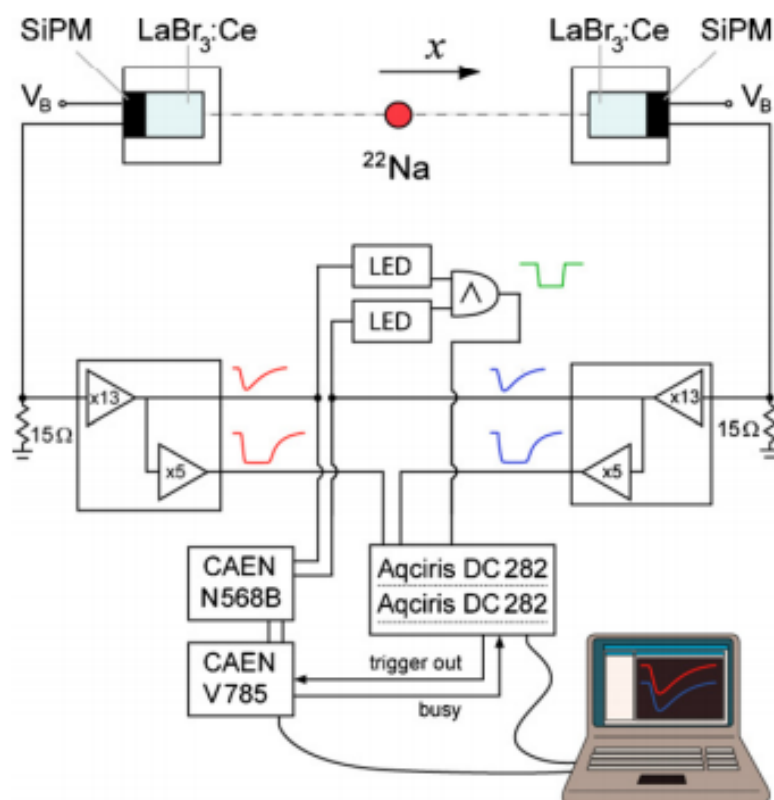


Рисунок 3.2 — Схема эксперимента

На рисунке 3.2 показана схема эксперимента. Два детектора и точечный источник  $^{22}\text{Na}$  (активный объем  $0.5 \times 1$  мм) фиксировались на оптической скамье. Импульсы тока от SiPM конвертировались в импульсы напряжения шунтирующими резисторами номиналом 15 Ом, а затем подавались на предусилитель. Каждый предусилитель состоял из двухкаскадных усилителей, как изображено на рисунке 3.2. Первый усилительный

каскад состоял из операционного усилителя Texas Instruments OPA847 в неинвертирующей конфигурации с сопротивлением обратной связи номиналом 270 Ом. Второй усилительный каскад состоял из низкошумового усилителя Avago Technologies MGA-61563.

В ходе временных измерений, сигналы от первой ступени усиления использовались для получения триггера совпадения, проходя через дискриминаторы со следящим порогом (LED - leading edge discriminator) LeCroy 825, подключенные к схеме совпадений LeCroy 465. Сигналы от второй ступени усиления оцифровывались двумя синхронизированными аналого-цифровыми преобразователями Acqiris DC282, триггером для которых служил сигнал со схемы совпадений. Оба АЦП имели максимальную скорость дискретизации  $8 GS/s$  и разрядность 10 бит.

### 3.3. РЕЗУЛЬТАТЫ

На рисунке 3.3 изображена форма импульсов от двух детекторов, зарегистрировавших  $\gamma$ -кванты с энергией 511 кэВ. Среднее время нарастания фронта составляло 9 нс. Основной вклад во время нарастания фронта вносят время высвечивания сцинтилляционного кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  и временные характеристики SiPM.

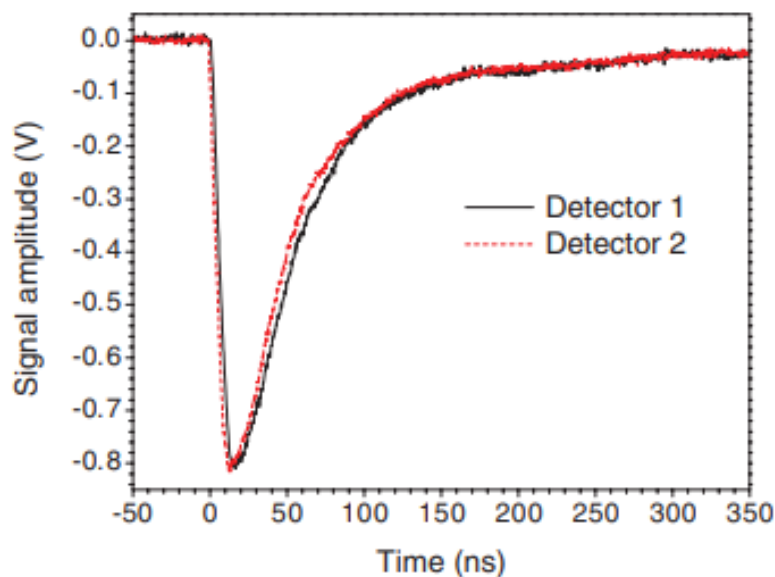


Рисунок 3.3 — Форма сигнала от детекторов, зарегистрировавших  $\gamma$ -кванты с энергией 511 кэВ. Среднее время нарастания фронта для  $\gamma$ -квантов с энергией 511 кэВ составило  $\sim 9$  нс.

На рисунке 3.4 изображены временные спектры, полученные с помощью точечного источника  $^{22}\text{Na}$ , имеющего следующие смещения относительно центра оптической скамьи:  $x_1 = -20 \pm 0.25$  мм,  $x_2 = 0 \pm 0.25$  мм,  $x_3 = 20 \pm 0.25$  мм. Полная ширина на половине высоты полученных распределений составила: 101.8 пс, 99.5 пс, 103.4 пс для  $x_1$ ,  $x_2$ ,  $x_3$  соответственно. Среднее значение полученного временного разрешения составило  $101 \pm 2$  пс, что соответствует пространственному разрешению  $15.1 \pm 0.3$  мм.

На момент написания статьи [13], временное разрешение  $101 \pm 2$  пс было наилучшим из всех, полученных ранее для детекторов на основе сцинтилляционного кристалла и SiPM, используемых в составе схемы совпадений для регистрации аннигиляционных  $\gamma$ -квантов с энергией 511 кэВ. Это делает кристалл  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  очень перспективным для использования

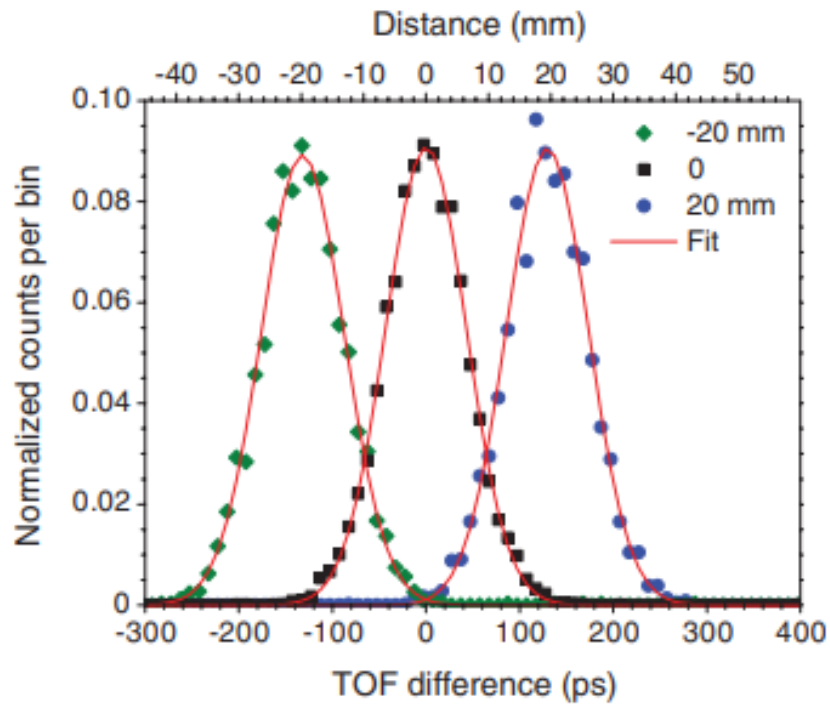


Рисунок 3.4 — Временной спектр детекторной пары для положений источника  $\gamma$ -излучения:  $x_1 = -20$  мм,  $x_2 = 0$  мм,  $x_3 = 20$  мм.

в позитронно-эмиссионных томографах, использующих TOF-технология для улучшения качества реконструкции изображения.



# 4. ИЗУЧЕНИЕ ДЕТЕКТОРА НА ОСНОВЕ КРИСТАЛЛА LaBr<sub>3</sub>(Ce) И SiPM SensL ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ В ПЭТ

Детекторная сборка на основе кристалла LaBr<sub>3</sub>(Ce) и SiPM SensL FC30035 в общем корпусе показала высокое энергетическое разрешение и световыход, а, кроме того, удобство эксплуатации. Для применения в ПЭТ интерес представляет исследование координатного и временного разрешений подобной сборки.

## 4.1. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

Установка представляла собой два детектора на основе кристалла LaBr<sub>3</sub>(Ce) и SiPM SensL FC30035 в общем корпусе, расположенных соосно на расстоянии 15 см, между которыми установлена разметка для фиксации координаты источника излучения. Кристаллы LaBr<sub>3</sub>(Ce) имели диаметр 4 мм, длину 10 мм и SiPM SensL, описанные в пункте 3.2. Источник был расположен на перпендикулярной оси, равноудаленной от детекторов.

Схема питания SiPM представлена на рисунке 4.1,  $U_{см} = 26$  В, для считывания данных с SiPM использовались емкостные выходы С1 и С2. В качестве источника использовался изотоп <sup>22</sup>Na, испытывающий позитронный бета-распад. Ввиду малой длины свободного пробега позитрона в веществе, последний аннигилирует с электронами среды, в результате чего образуются два гамма-кванта с энергиями 511 кэВ, разлетающиеся в противоположных направлениях.

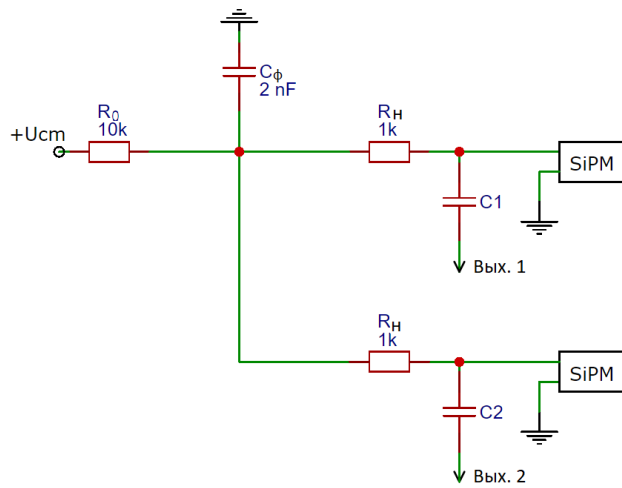


Рисунок 4.1 — Схема питания SiPM

На рис. 4.2 представлен экспериментальный макет. Между детекторами располагается источник, положение которого фиксируется с помощью разметки в рабочей области.

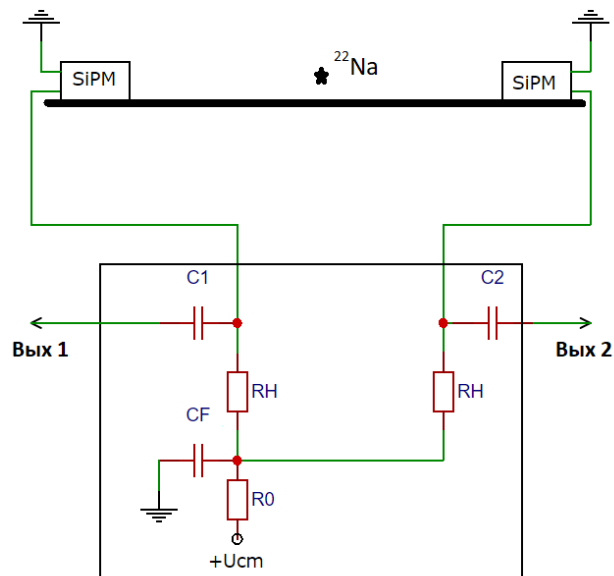


Рисунок 4.2 — Строение экспериментального макета

## 4.2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАЗРЕШЕНИЯ

Пространственное разрешение определяется как точность определения положения источника в пространстве. Для определения пространственного разрешения была собрана установка, представленная на рисунке 4.3. Сигналы от детекторов поступали на входы дискриминаторов Д1 и Д2, порог дискриминации был установлен так, чтобы сигнал формировался только при регистрации импульсов, соответствующих полезному сигналу. Линии задержки были введены для согласования сигналов, поступающих на схему совпадений. Схема совпадений по приходу двух сигналов, попадающих в одно временное окно, формировала сигнал, который поступал на счетчик. Измерения с источником  $^{22}\text{Na}$  были проведены в семи точках с шагом 1 мм.

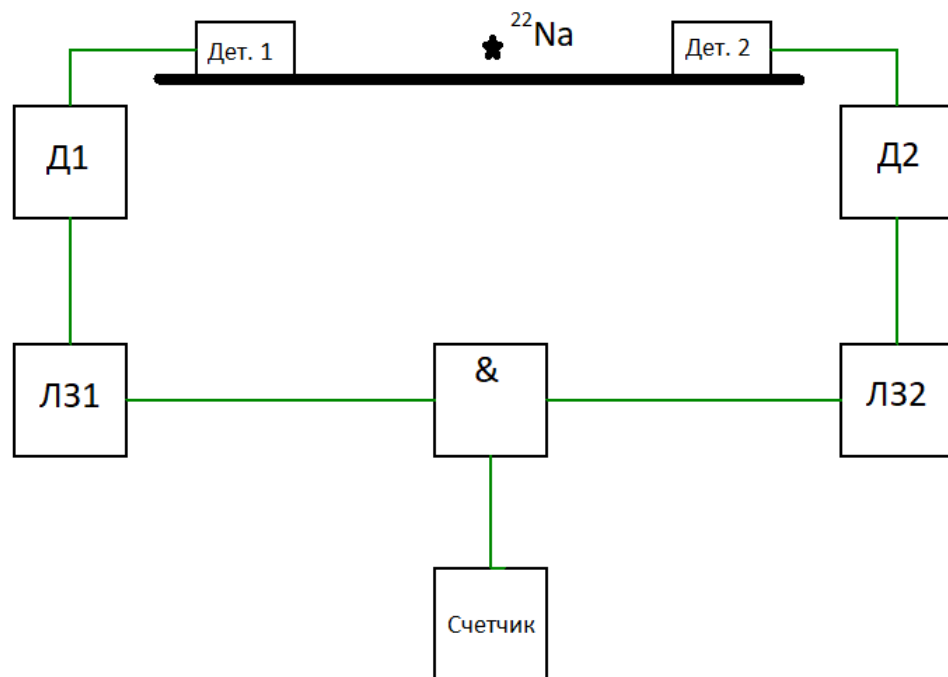


Рисунок 4.3 — Схема эксперимента

В результате было получено распределение количества отсчетов счетчика совпадений по координате источника, представленное на рис. 4.4.

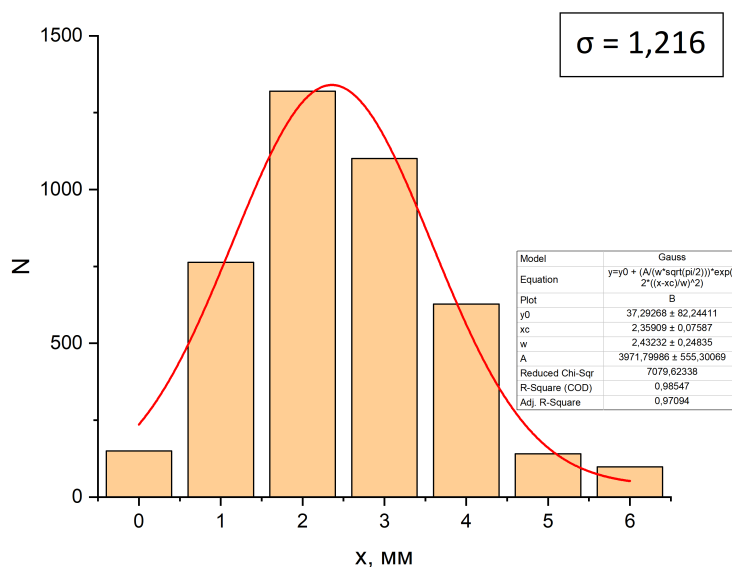


Рисунок 4.4 — Распределение количества отсчетов счетчика совпадений по координате источника

Для вычисления пространственного разрешения одного детектора и экспериментальной установки были использованы формулы 4.1 и 4.2 соответственно:

$$X_{\text{дет.}} = \frac{2.35 * \sigma}{\sqrt{2}} \quad (4.1)$$

$$X_{\text{уст.}} = 2.35 * \sigma \quad (4.2)$$

Пространственное разрешение детектора, вычисленное по формуле 4.1, равно 2.1 мм. Пространственное разрешение экспериментальной установки, вычисленное по формуле 4.2, равно 2.9 мм. Данные величины указывают на то, что в разрешение основной вклад вносит диаметр кристалла. Также на результат эксперимента могли повлиять следующие факторы: неточность в фиксации высоты источника  $\gamma$ -излучения (этот фактор возникает ввиду цилиндрической геометрии детекторов), неточности в фиксации координаты источника и его центровке по отношению к детекторам.

### 4.3. ИЗМЕРЕНИЕ ВРЕМЕННОГО РАЗРЕШЕНИЯ

Способность детектора ядерных излучений регистрировать акты взаимодействия частицы с веществом детектора, разделенные малым промежутком времени, характеризует временное разрешение. Минимальный интервал времени между приходом частиц в детектор, при котором эти частицы регистрируются отдельно, называется временным разрешением детектора. Основной вклад во временное разрешение неорганического сцинтиллятора вносит время высвечивания.

Схема эксперимента представлена на рис. 4.5.

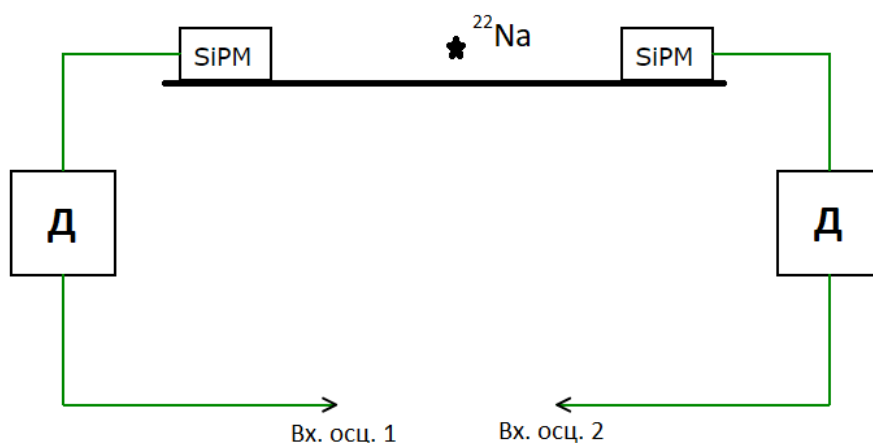


Рисунок 4.5 — Схема эксперимента

Временное разрешение сцинтилляционного кристалла зависит от длительности световой вспышки, от времени нарастания фронта сигнала, а также от световыхода (от энергии, оставленной частицей в сцинтилляторе) и составляет  $10^{-6}$ – $10^{-11}$  с. Для кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  это значение может достигать долей наносекунд[13], однако существенный вклад во временное разрешение детектора вносит электронный тракт. Наилучшее временное разрешение ограничивается разрешениями сцинтилляционного кристалла и фотоумножителя.

Согласно данным, приведенным производителем, временное разрешение SiPM SensL FC30035, измеренное с помощью импульсного источника света (лазера) составляет  $\sim 100$  пс.

Для временного разрешения приведенной установки (рисунок 4.5) были выполнены измерения с источником  $^{22}\text{Na}$ . Сигнал с фотодиодов проходил через дискриминатор, сигнал дискриминатора подавался на входы осциллографа. Временная привязка делалась по переднему фронту сигнала дискриминатора первого канала. Измерялись времена прихода сигнала относительно начала шкалы осциллографа —  $\tau_1$  и  $\tau_2$ . Затем вычислялась величина  $\tau = \tau_1 - \tau_2$ . По полученным данным было построено распределение величины  $\tau$ , представленное на рис. 4.6.

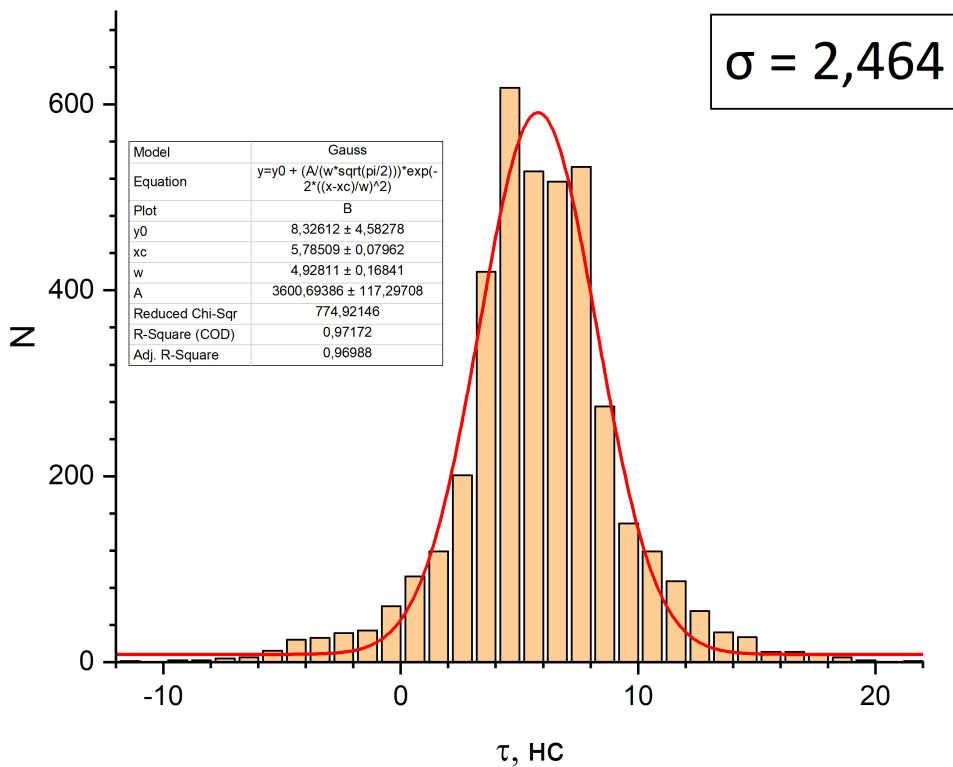


Рисунок 4.6 — Распределение величины  $\tau$

По рисунку 4.6 видно, что среднее значение величины  $\tau$  составляет  $\sim 6$  нс. Отличие этой величины от нуля может быть связано с тем, что сигналы детектора 1 и детектора 2 проходили разную длину пути.

Для вычисления временного разрешения детектора и CRT экспериментальной установки использовались формулы 4.3 и 4.4 соответственно:

$$t_{\text{дет.}} = \frac{2.35 * \sigma}{\sqrt{2}} \quad (4.3)$$

$$t_{\text{уст.}} = 2.35 * \sigma \quad (4.4)$$

Значение временного разрешения детекторов, вычисленное по формуле 4.3, равно 4.2 нс. CRT экспериментальной установки, рассчитанное по формуле 4.4, составило 5.9 нс. Полученное значение временного разрешения не позволяет восстановить радиальную координату, так как соответствует пространственному разрешению в 0.5 м. Причины получения столь низкого временного разрешения можно разделить на устранимые и неустранимые для данной установки.

К устранимым относятся: низкая статистика, возможная нестабильность работы фотодетекторов и дискриминаторов, выбранная шкала ВЦП осциллографа, более точное согласование порогов дискриминаторов.

К неустранимым относятся: оптимизация параметров сцинтилляционного кристалла, температурная стабильность SiPM, введение в схему формирователей сигналов.

## 4.4. МЕТОДЫ УЛУЧШЕНИЯ ВРЕМЕННОГО РАЗРЕШЕНИЯ

Существует возможность улучшения временного разрешения за счет ухудшения быстродействия. Уменьшение порога не представляется возможным из-за влияния шумов. В измерениях временная привязка выбиралась по переднему фронту, но ее точность в таком случае сильно зависит от времени нарастания фронта, что вызывает сильные флуктуации этого параметра.

Одним из способов улучшения временной привязки является дифференцирование сигнала. Продифференцировав сигнал, можно привязываться к максимумам амплитуд, что позволит снизить флуктуации. Минусами такого способа является ухудшение быстродействия и увеличение влияния шумов. В ходе исследования применимости этого метода был получен сигнал с удовлетворительным отношением сигнал/шум.

Вторым методом улучшения временной привязки является метод следящего порога. Этот метод заключается в том, что формирователь запускается при достижении входным сигналом уровня, равного предварительно заданной фиксированной части его амплитуды. Он позволяет осуществить временную привязку практически к любой точке фронта входного импульса и ввести поправку на время нарастания сигнала в широком диапазоне амплитуд. Ожидается, что реализация данного метода привязки позитивно скажется на временном разрешении установки, однако негативно скажется на быстродействии. Более конкретные выводы можно сделать исключительно на основе анализа экспериментальных данных.



# ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Сборка на основе кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  является перспективным детектором для создания ПЭТ-томографа. Кристалл  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  в сочетании с SiPM отвечает всем необходимым требованиям к сцинтилляционным детекторам, применяемым для регистрации гамма-квантов в радионуклидной диагностике, а именно:

- Высокая эффективность регистрации за счет высокой плотности
- Высокий световыход
- Высокое энергетическое разрешение
- Малое время высвечивания

Из преимуществ перед аналогами ( $\text{LYSO}$ ,  $\text{CeBr}_3$ ), в первую очередь, стоит выделить низкий фон в области энергий 60-600 кэВ, хорошее энергетическое разрешение для энергий аннигиляционных  $\gamma$ -квантов и высокий уровень выходного сигнала, позволяющий вынести всю сопутствующую электронику на значительное расстояние от колец томографа. Хотя кристалл  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  является гигроскопичным, помещение кристалла и фотоприемника в единый герметичный корпус компенсирует этот недостаток и улучшает светосбор в детекторе.

Временное разрешение оказалось низким, однако существуют возможности его улучшения, описанные в соответствующем разделе. Также существует исследование, показавшее, что временное разрешение детекторной пары на основе  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  может достигать значений порядка 100 пс. [13]

# СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. *R. Z.* Nuclear Medicine: Radioactivity for Diagnosis and Therapy. // EDP Sciences. — 2007. — т. 89. — с. 173.
2. *Gutflen B., Valentini G.* Radiopharmaceuticals in Nuclear Medicine: Recent Developments for SPECT and PET Studies // BioMed research international. — 2014. — т. 2014. — с. 426892.
3. *Saha G.* Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations. — 2010. — с. 60—64.
4. Validation of a NaI(Tl) and LaBr<sub>3</sub>(Ce) detector's models via measurements and Monte Carlo simulations / I. Mouhti [и др.]. — 2018.
5. *Andrii Nagai Nicoleta Dinu-Jaeger A. P.* Silicon Photomultiplier for Medical Imaging -Analysis of SiPM characteristics // Phys. Rep. — 2008. — т. 66. — с. 23.
6. *Sunil Kumar Sushil Singh Chauhan V. B.* A Proof-of-principle for Time-Of-Flight Positron Emission Tomography Imaging // Phys. Rev. Lett. — 2015. — т. 121. — с. 15.
7. *Zanzonico P., Heller S.* The intraoperative gamma probe: Basic principles and choices available // Seminars in nuclear medicine. — 2000. — т. 30. — с. 33—48.
8. Исследование спектрометрических характеристик детектора ионизирующего излучения на основе LaBr<sub>3</sub>(Ce) и кремниевого фотоумножителя / В. В. Дмитренко [и др.] // Приборы и техника эксперимента. — 2017. — т. 2. — с. 79—87.
9. *Бердникова А. К.* Сцинтилляционный гамма-зонд для радионуклидной диагностики в ядерной медицине : дис. ... канд. / Бердникова А. К. — НИЯУ МИФИ, 2016.

10. Hamamatsu Photonics MPPC S12572-010, -015C/P / Hamamatsu Photonics. — [https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/s12572-010\\_etc\\_kapd1045e.pdf](https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/s12572-010_etc_kapd1045e.pdf) (Дата обращения: 20.05.2020).
11. Low Noise, Blue-Sensitive Silicon Photomultipliers / SensL Technologies, Ltd. — <http://sensl.com/downloads/ds/DS-MicroCseries.pdf> (Дата обращения: 20.05.2020).
12. *Conti M., Bendriem B.* The new opportunities for high time resolution clinical TOF PET // *Clinical and Translational Imaging*. — 2019. — с. 1—9.
13. LaBr3:Ce and SiPMs for time-of-flight PET: Achieving 100 ps coincidence resolving time / D. Schaart [и др.] // *Physics in medicine and biology*. — 2010. — т. 55. — N179—89.