

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

УДК 53.087.4

ОТЧЕТ  
О НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЕ  
Исследование применимости сцинтилляционныхборок на основе кристалла  
 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  для регистрации гамма-квантов в прототипе  
позитронно-эмиссионного томографа

Руководитель НИР,

к.т.н.

\_\_\_\_\_ В.А. Канцеров

Студент

\_\_\_\_\_ Д.С. Килинкаров

Москва 2020

# Содержание

<b>1</b>	<b>Введение</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Позитронно-эмиссионная томография</b>	<b>3</b>
2.1	Основы позитронно-эмиссионной томографии . . . . .	3
2.2	Строение ПЭТ-томографа . . . . .	4
<b>3</b>	<b>Сцинтилляционные сборки</b>	<b>5</b>
3.1	Строение сцинтилляционной сборки . . . . .	5
3.2	Характеристики сцинтилляционных сборок . . . . .	6
<b>4</b>	<b>Изучение применимости сборок на основе кристалла <math>\text{LaBr}_3(\text{Ce})</math> в ПЭТ-томографии</b>	<b>10</b>
4.1	Экспериментальная установка . . . . .	10
4.2	Определение пространственного разрешения . . . . .	12
4.3	Определение временного разрешения . . . . .	14
4.4	Методы улучшения временного разрешения . . . . .	16
<b>5</b>	<b>Заключение</b>	<b>17</b>
	<b>Список использованных источников</b>	<b>18</b>

# 1 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.

## 2 Позитронно-эмиссионная томография

Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ) — это радионуклидный томографический метод исследования внутренних органов человека или животного. [1]

### 2.1 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.

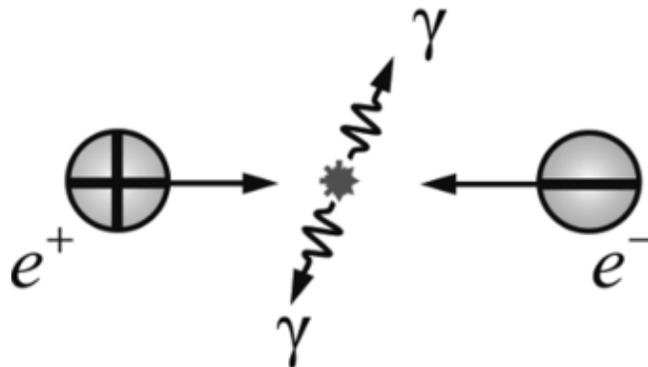


Рисунок 1 – Аннигиляция электрона и позитрона

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, в которой это событие имело место быть. Дальнейшая компьютерная обработка сигналов с массива детекторов позволяет послойно выполнить трехмерную реконструкцию распределения концентрации позитрон-излучающих радиоизотопов в исследуемом объекте.

## 2.2 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.

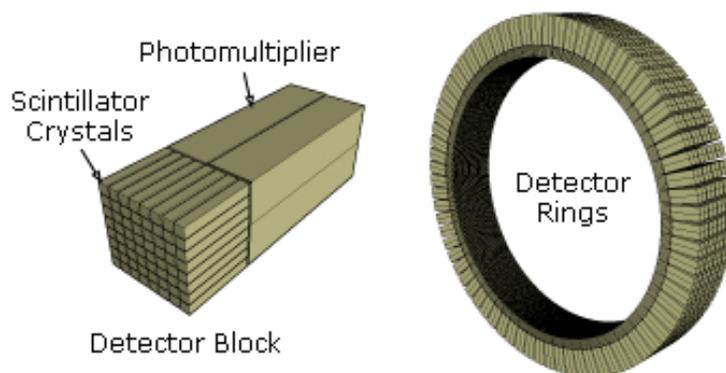


Рисунок 2 – Схематический вид блока детектора и кольца ПЭТ-сканера

ПЭТ-сканер — это кольцо, на котором установлен массив из детекторов  $\gamma$ -излучения. Каждый детектор идейно представляет собой сборку из сцинтиллятора и фотоумножителя. При попадании в вещество сцинтиллятора  $\gamma$ -кванта происходит вспышка сцинтилляционного света и сигнал, предварительно усиленный фотоумножителем, передается для дальнейшей обработки.

[2][3]

## 3 Сцинтилляционные сборки

### 3.1 Строение сцинтилляционной сборки

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 фонового освещения. Защита от влаги является существенным критерием в случае использования гигроскопичного кристалла сцинтиллятора.

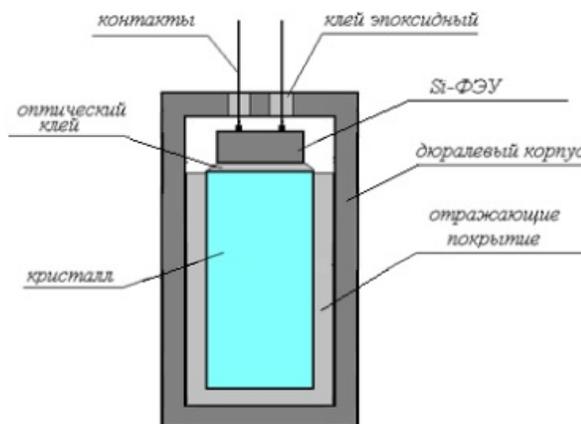


Рисунок 3 – Принципиальная схема сборки сцинтиллятор-фотоумножитель в общем корпусе

## 3.2 Характеристики сцинтилляционных сборок

Сцинтилляторы должны обладать высоким световыходом, быстрым откликом, малым временем затухания сцинтилляций, высокой эффективностью поглощения ионизирующего излучения, а также хорошей химической стабильностью; кроме того, сцинтиллятор не должен сам быть источником высокоэнергетических частиц.

В таблице 1 представлены характеристики некоторых сцинтилляционных кристаллов.

Характеристика сцинтиллятора	NaI:Tl	CsI:Tl	BGO	LYSO	LSO	LaBr <sub>3</sub> :Ce	CeBr <sub>3</sub>	GAGG:Ce
Эф. Заряд	51	54	74	63	66	45	46	62
Плотность, г/см <sup>3</sup>	3.67	4.51	7.1	7.1	7.9	3.0	4.3	6.62
Энергетическое разрешение (662 кэВ), %	7.5	5.7	9.7	7.1	7.9	3.0	4.3	7.4
Энергетическое разрешение (60 кэВ), %	-	-	-	-	-	19		33
Световыход, ф/МэВ	38	45	9	32	27	65-70	47	40
Максимум спектра эмиссии, нм	415	550	480	420	420	365	370	520
Гигроскопичность	+	+/-	-	-	-	+	+	-

Таблица 1 – Сравнение характеристик сцинтилляционных кристаллов

По совокупности показателей энергетического разрешения, плотности и световыхода можно выделить сцинтилляционные кристаллы LYSO, LaBr<sub>3</sub>(Ce) и GAGG:Ce.

В таблице 2 представлено энергетическое разрешение кристаллов LYSO и LaBr3:Ce, полученное при помощи исследуемых кремниевых фотоумножителей.

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

Таблица 2 – Энергетическое разрешение кристаллов LYSO и LaBr3:Ce, полученное при помощи исследуемых кремниевых фотоумножителей.

В таблице 3 представлено энергетическое разрешение сборок [SensL\_FC30035+LaBr3:Ce] и [Hamamatsu\_S12572+LaBr3:Ce].

Детектор	Энергия гамма-квантов			
	60 кэВ	81 кэВ	356 кэВ	662 кэВ
Hamamatsu_S12572+LaBr3:Ce	(22.3±0.5)%	(17.5±0.3)%	(6.7±0.7)%	(5.8±0.2)%
SensL_FC30035+LaBr3:Ce	(19.4±0.3)%	(14.2±0.3)%	(7.2±0.7)%	(5.4±0.2)%

Таблица 3 – Энергетическое разрешение сборок [SensL\_FC30035+LaBr3:Ce] и [Hamamatsu\_S12572+LaBr3:Ce]

Из таблиц видно, что энергетическое разрешение кристалла LaBr3:Ce в сборке близко к разрешению на SiPM.

На рисунках 4 и 5 представлены спектры источников  $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ , измеренные при помощи сборок на основе кристалла  $\text{LaBr}_3:\text{Ce}$  и фотодиодов Hamamatsu и SensL.

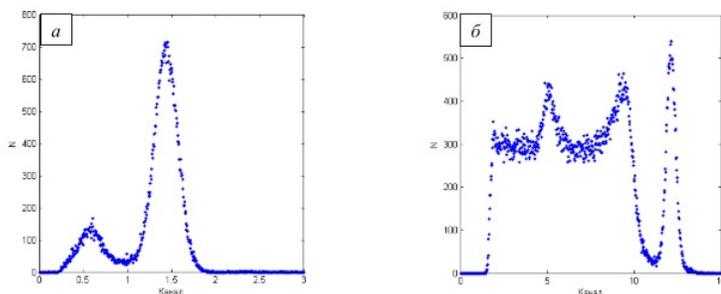


Рисунок 4 – Спектры источников  $^{241}\text{Am}$  (а) и  $^{137}\text{Cs}$  (б) измеренные при помощи сборки [Hamamatsu S12572+LaBr<sub>3</sub>:Ce][4]

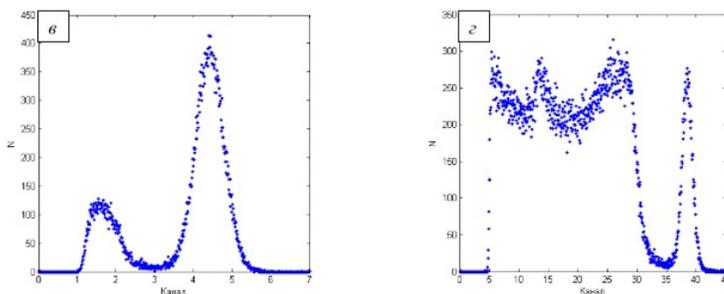


Рисунок 5 – Спектры источников  $^{241}\text{Am}$  (в) и  $^{137}\text{Cs}$  (г) измеренные при помощи сборки [SensL FC30035+LaBr<sub>3</sub>:Ce][4]

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

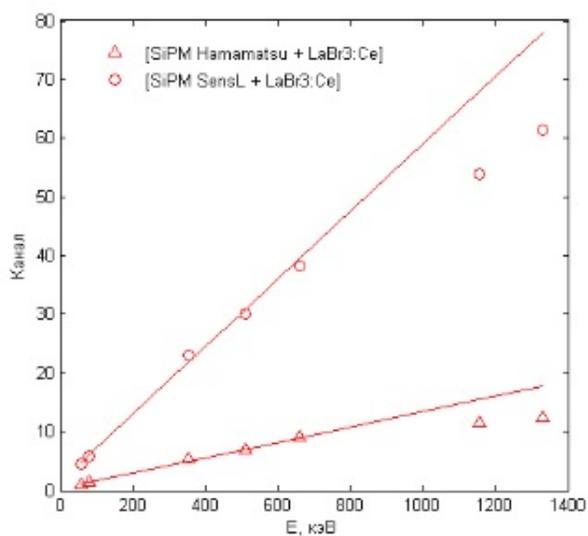


Рисунок 6 – Зависимость отклика исследуемых детекторов от энергии гамма-излучения

В результате амплитуда отклика детектора отклоняется от линейной зависимости. Из Рис. 6 видно, что динамический диапазон детекторов, помещенных в общий корпус, ограничен величиной 600 кэВ.

## 4 Изучение применимости сборок на основе кристалла $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ в ПЭТ-томографии

### 4.1 Экспериментальная установка

Установка представляет собой планку с закрепленными на ее концах сборками SiPM-сцинтиллятор, между которыми установлена разметка для фиксации координаты источника излучения. Пространство между сборками является рабочей областью установки, длина которой составляет 200 мм, а ширина - 50 мм. Сигнал со сборок подается на схему питания SiPM (рис. 7). Выходные сигналы в дальнейшем используются на входе специфических схем, которые зависят от каждого из этапов изучения применимости данных сборок для использования в ПЭТ-томографах и не только.

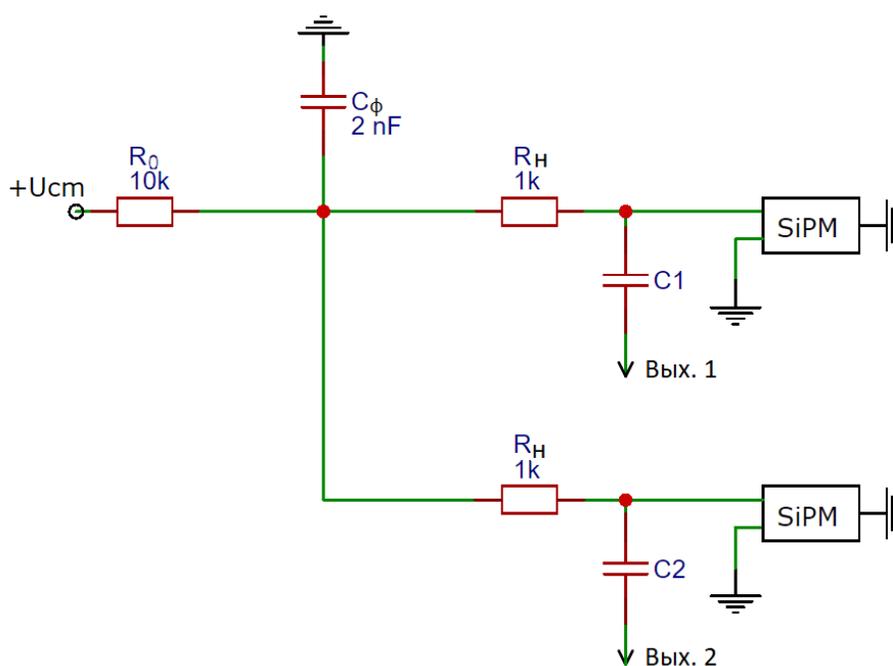


Рисунок 7 – Схема питания SiPM

На рис. 8 представлен экспериментальный макет. Между детекторами располагается источник, положение которого фиксируется с помощью разметки в рабочей области.

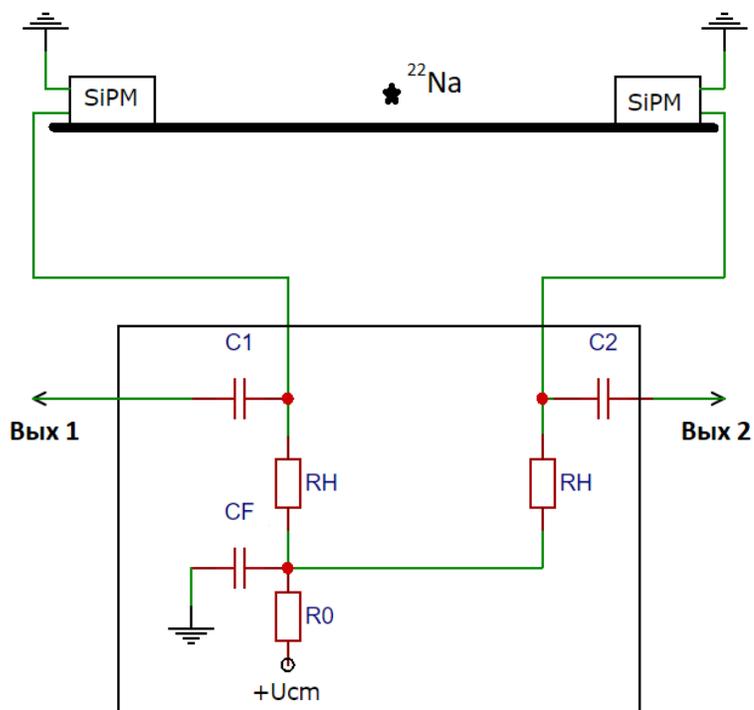


Рисунок 8 – Строение экспериментального макета

## 4.2 Определение пространственного разрешения

Пространственное разрешение определяется как точность определения положения источника в пространстве. Для его определения на край рабочей области ставился источник с радионуклидом  $^{22}\text{Na}$  и в течении длительного времени измерялось количество совпадений сигналов от двух сборок SiPM-сцинтиллятор. Далее, источник смещался на 1 мм и измерения производились вновь. Схема эксперимента представлена на рис. 9.

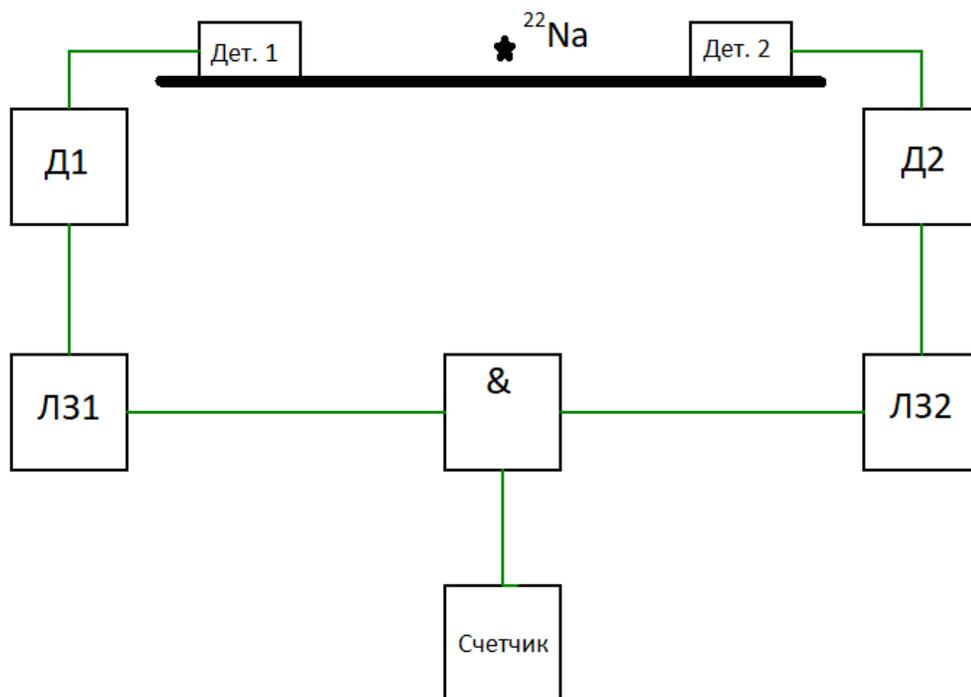


Рисунок 9 – Схема эксперимента

Схема определения пространственного разрешения реализована следующим образом: сигналы от фотодиодов проходят через дискриминаторы, формирующие прямоугольный импульс, и линии задержки, а затем попадают на схему совпадений. Одновременные сигналы с обоих SiPM свидетельствуют о том, что зарегистрированные  $\gamma$ -кванты принадлежат одному событию; происходит отсчет счетчика.

В результате было получено распределение количества отсчетов счетчика совпадений по координате источника, представленное на рис. 10.

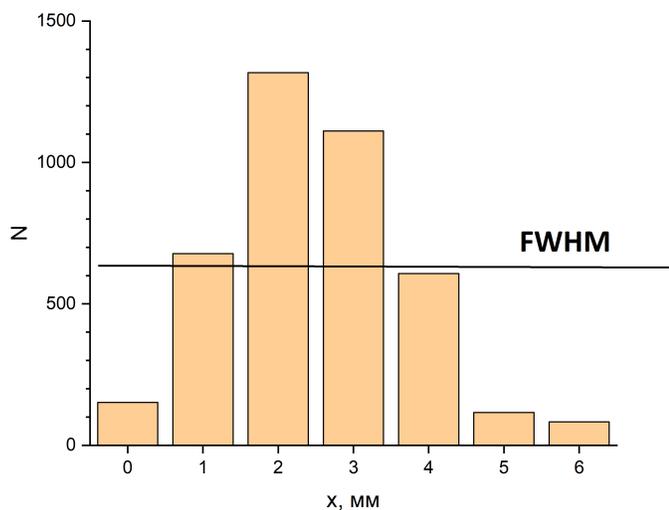


Рисунок 10 – Распределение количества отсчетов счетчика совпадений по координате источника

Полная ширина на полувысоте данного распределения соответствует 3 мм, что и является пространственным разрешением оборудования.

### 4.3 Определение 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 разрешающим временем детектора. Основной вклад во временное разрешение неорганического сцинтиллятора вносит время его высвечивания.

Схема эксперимента представлена на рис. 11.

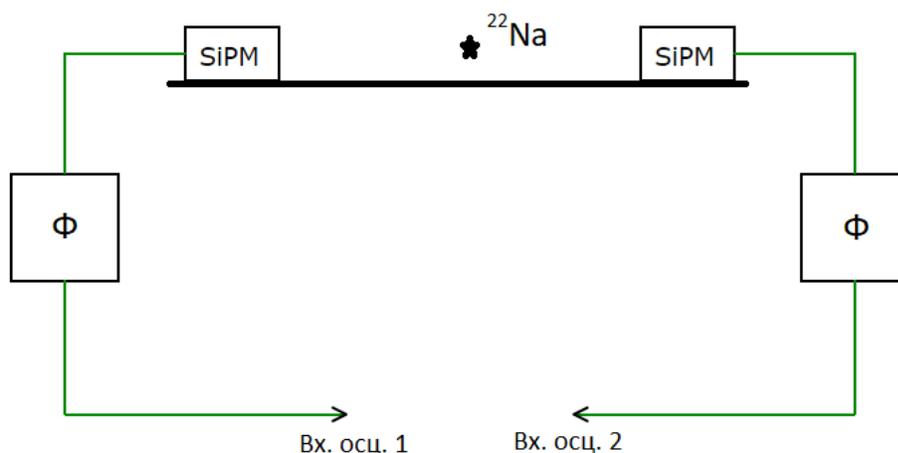


Рисунок 11 – Схема эксперимента

Временное разрешение сцинтилляционного кристалла зависит от длительности световой вспышки (времени высвечивания люминофора), от длительности фронта световой вспышки, а также от количества фотоэлектронов (от энергии оставленной частицей в сцинтилляторе) и меняется в пределах  $10^{-6}$ - $10^{-11}$  с. Для кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  это значение может достигать долей наносекунд, однако существенный вклад во временное разрешение установки в целом вносит также электроника. Наилучшее временное разрешение ограничивается разрешениями сцинтилляционного кристалла и фотоумножителя. Временное разрешение использованного SiPM SensL  $\sim 100$  пс.

Для оценки вклада электроники во временное разрешение установки был проведен эксперимент, представленный на рис. 11. Сигнал с фотодиодов проходил через формирователь сигнала, затем подавался на входы осциллографа. Временная привязка делалась по переднему фронту. Затем вычислялась величина  $\tau = \tau_1 - \tau_2$ , где  $\tau_1$  и  $\tau_2$  - времена достижения порога сигналами со сцинтилляционных сборок. По полученным данным было построено ее распределение, представленное на рисунке 12.

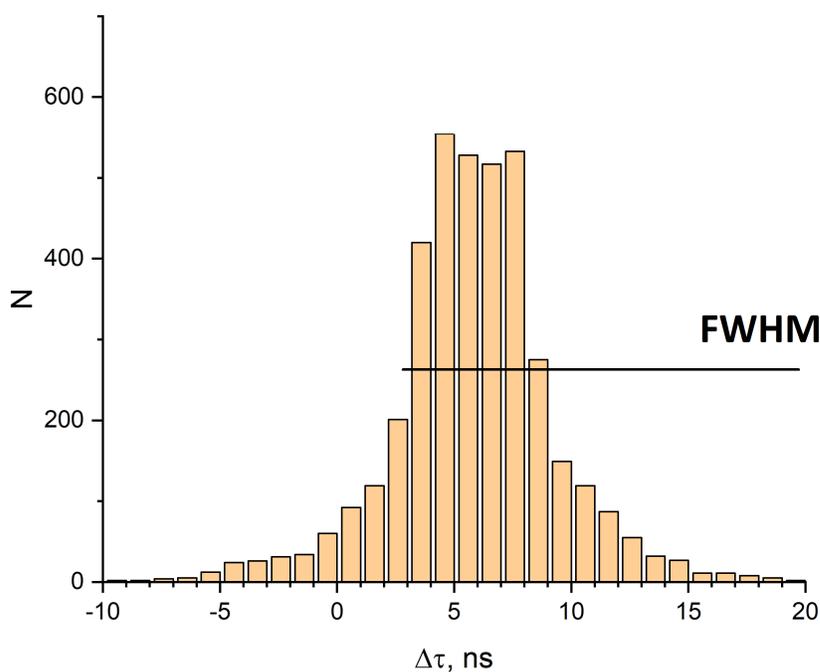


Рисунок 12 – Распределение величины  $\tau$

Полная ширина на половине высоты полученного распределения равна 6 нс, что существенно выше вклада, даваемого непосредственно каждым из узлов сцинтилляционной сборки.

## 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 амплитуды сигнала, 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 быстродействие и увеличение влияния шумов. В ходе исследования применимости этого метода был получен сигнал с удовлетворительным отношением сигнал/шум, однако дальнейшие более детальные измерения провести не удалось в связи с обстоятельствами.

Также существует возможно проводить привязку к центру масс импульса посредством оцифровки сигнала, однако из-за сложности схемной реализации, на практике этот метод используется редко.

Третьим 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.

## 5 Заключение

Подводя итоги, можно заключить, что сборка на основе кристалла  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  является перспективным элементом для проектирования и производства ПЭТ-томографов. Из преимуществ перед аналогами ( $\text{LYSO}$ ,  $\text{NaI}$ ), в первую очередь, стоит выделить низкий фон и высокий уровень выходного сигнала, позволяющий вынести всю сопутствующую электронику на значительное расстояние от колец томографа. Также кристалл  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ , используемый в сборках, отвечает всем необходимым требованиям для сцинтилляторов, применяемых для регистрации гамма-квантов в радионуклидной диагностике, а именно:

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

Хотя кристалл  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  является гигроскопичным, единый герметичный корпус сборки нивелирует этот недостаток.

Что касается временного разрешения, оно оказалось весьма посредственным, что характерно для всех современных и активно применяемых в ПЭТ-томографии детекторных пар, однако существуют возможности его улучшения, описанные в соответствующем разделе. Однако существует схожее исследование, показавшее, что CRT (coincidence resolving time) детекторной пары на основе  $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$  может достигать значений порядка 100 пс. [5]

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Andrii Nagai Nicoleta Dinu-Jaeger Adam Para. Silicon Photomultiplier for Medical Imaging -Analysis of SiPM characteristics- // Phys. Rep. 2008. Т. 66. с. 23.
2. Sunil Kumar Sushil Singh Chauhan Vipin Bhatnagar. A Proof-of-principle for Time-Of-Flight Positron Emission Tomography Imaging // Phys. Rev. Lett. 2015. Т. 121. с. 15.
3. Kopp J Wengenmair H Vogt H Heidenreich P. Intraoperative gamma probes: performances of commercially available systems—a comparison. // Eur J Nucl Med. 26(suppl):S59 1999.
4. Бердникова А.К. Сцинтилляционный гамма-зонд для радионуклидной диагностики в ядерной медицине: дис. ... канд. физ-мат. наук: 01.04.01 МИФИ Москва 2016 89 с.
5. Schaart Dennis R. LaBr3:Ce and SiPMs for time-of-flight PET: achieving 100 ps coincidence resolving time // Phys. Med. Biol. 2010. Т. 55. с. 179.