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 539.1.07

### ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА К БАКАЛАВРСКОЙ ДИПЛОМНОЙ РАБОТЕ ВРЕМЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ 32-КАНАЛЬНОГО МИНИПЭТ НА ОСНОВЕ ДЕТЕКТОРОВ GAGG-SIPM

Студент

\_\_\_\_\_ А. А. Козлов

Научный руководитель

\_\_\_\_\_Ф. А. Дубинин

Москва2025

#### ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

### ВРЕМЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ 32-КАНАЛЬНОГО МИНИПЭТ НА ОСНОВЕ ДЕТЕКТОРОВ GAGG-SIPM

Студент	 А.А. Козлов
Научный руководитель	 Ф.А. Дубинин
Рецензент, к.фм.н.	 А.В. Шакиров
Секретарь ГЭК, к.фм.н.	 А. А. Кириллов
Зав. каф. №40, д.фм.н., проф.	 М. Д. Скорохватов

# Содержание

B	веде	ние	4
1	Ma	кет миниПЭТ	7
	1.1	Методика позитронно-эмиссионной томографии	7
	1.2	Сцинтилляционный кристалл GAGG(Ce)	8
	1.3	Фотоумножители. Кремниевые фотоумножители (SiPM)	11
	1.4	Анализатор PETIROC2A	15
	1.5	Описание макета миниПЭТ	16
<b>2</b>	Bpe	еменное разрешение сцинтилляторов GAGG и LYSO	18
	2.1	Описание эксперимента	18
	2.2	Определение параметров анализатора	
		РЕТІROC2А, отвечающих наилучшему энергетическому раз-	
		решению	19
	2.3	Определение оптимальных параметров ёмкостей $C_{in}$ и $C_f$ для	
		усилителя-формирователя анализатора PETIROC2A для сцин-	
		тиллятора GAGG(Ce)	20
	2.4	Определение временного разрешения для двухканальной уста-	
		новки со сцинтиллятором GAGG(Ce)	22
	2.5	Определение временного разрешения для двухканальной уста-	
		новки с сцинтиллятором LYSO(Ce)	26
	2.6	Заключение к главе	29
3	Опј	ределение временного разрешения макета ПЭТ	30
	3.1	Измерение временного разрешения макета миниПЭТ	30
	3.2	Анализ результатов и выводы	32
	Зак	лючение	35

#### Список литературы

# Введение

Развитие медицинских технологий, начиная с 20 века, напрямую связано с ядерными технологиями и исследованиями. Инженерные разработки и исследования в области ядерной медицины позволили значительно расширить и улучшить обширный медицинский функционал, предложив новые средства диагностики и лечения заболеваний. В особенности это касается онкологических заболеваний, представляющих, по мнению Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) [1], одну из основных угроз здоровью современного человека.

Одним из новейших инструментов диагностики различных заболеваний, связанных, в первую очередь, с онкологией, является позитронно-эмиссионная томография. Позитронно-эмиссионная томография появилась в середине 20 века и сразу стала актуальным и важным инструментом современной медицины. Развитие систем позитронно-эмиссионных томографов (ПЭТ) продолжается и по сей день, опираясь на новейшие технологические достижения, такие как использование более современных детекторов и методик диагностики [2], применение искусственного интеллекта для обработки данных [3], а также применение новых методов обработки данных, опирающихся на известные физические закономерности, например, явление квантовой запутанности [4].

Однако современные ПЭТ, использующиеся для диагностики онкологический заболеваний, представляют собой большие установки, размеры которых достигают нескольких метров, а их детекторная часть состоит из сотен фотоэлектронных умножителей (ФЭУ). Вместе с различными сцинтилляционными кристаллами ФЭУ образуют массивы детекторов, позволяющие эффективно регистрировать ионизирующее излучение, возникающее вследствие ядерных реакций в радиофармпрепарате (РФП), вводимом пациенту. Производство и эксплуатация таких аппаратов ПЭТ становятся трудоёмкой и дорогой задачей. Отдельным направлением развития технологий ПЭТ являются так называемые томографы для животных. Их отличие от ПЭТ, используемых для диагностики человека, заключается в размерах и требованиях к их характеристикам. ПЭТ для животных позволяет исследовать фармакокинетику и фармакодинамику РФП на лабораторных животных без вмешательства в их организм.

В позитронно-эмиссионной томографии, в том числе для животных, применяются так называемые времяпролётные ПЭТ (TOF-PET), использующие разность времени регистрации аннигиляционных фотонов, испущенных РФП в теле пациента, для локализации источника излучения. С этой целью вводится параметр временного разрешения ПЭТ, позволяющий проводить отбор событий для точного восстановления положения источника излучения.

Макет ПЭТ с детекторами на основе детекторов GAGG-SiPM, находящийся в НИЦ "Курчатовский институт" представляет собой макет ПЭТ для животных. Сцинтилляционный кристалл GAGG(Ce) (Gd<sub>3</sub>Al<sub>2</sub>Ga<sub>3</sub>O<sub>12</sub>(Ce)), используемый в детекторах, обладает малым временем высвечивания и хорошим заявленным световыходом, а также представляет собой объект для исследования в силу недавнего появления на рынке сцинтилляторов. Кремниевый фотоумножитель SiPM обладает высоким коэффициентом усиления (порядка 10<sup>6</sup>) и способен работать в магнитных полях, что особенно актуально для ПЭТ, часто используемого в связке с MPT.

Актуальность исследования обусловлена использованием нового для ядерной медицины детектора GAGG-SiPM, а также высокой эффективностью подавления фоновых событий при помощи отбора по времени пролёта.

Цель исследования заключается в определении временного разрешения макета ПЭТ на основе детекторов GAGG-SiPM, используемых вместе с анализатором PETIROC2A.

#### Задачи исследования:

Для макета ПЭТ:

- Исследовать различные конфигурации параметров установки, отвечающие наилучшему энергетическому разрешению для детекторов GAGG-SiPM в исследуемом энергетическом диапазоне
- 2. Провести эксперимент по определению временного разрешения детек-

торов GAGG-SiPM на двухканальной установке с целью оценки временного разрешения

- 3. Провести эксперимент с двухканальной установкой на основе детекторов LYSO-SiPM с целью наблюдения за изменением параметра временного разрешения при изменении сцинтилляционного кристалла детектора
- 4. Определить временное разрешения для всего макета ПЭТ, используя данные с 32 детекторов GAGG-SiPM

# Глава 1

# Макет миниПЭТ

### 1.1 Методика позитронно-эмиссионной томографии

Позитронно-эмиссионная томография является методом диагностики пациента, позволяющим точно определять положения злокачественных новообразований в организме.

Суть методики позитронно-эмиссионной томографии заключается в детектировании продуктов аннигиляции позитрона и электрона, происходящих в области вокруг позитронного источника. Продуктом аннигиляции в данном случае является пара гамма-квантов, являющихся целью детектирования.

В качестве радиофармпрепарата, позволяющего локализовать местоположения новообразований в теле пациента, применяются препараты на основе радиоактивного изотопа фтора-18. Это обсусловлено несколькими факторами: раковые клетки некоторых тканей быстрее поглощают данный РФП, что позволяет отчётливо различать их при сканировании организма; вместе с тем фтор имеет достаточный для транспортировки и медицинского использования период полураспада (109,8 минут). Главным недостатком данного РФП является тенденция к его накоплению в почках и головном мозге независимо от наличия в них опухолей, что ухудшает качество диагностики методами позитронно-эмиссионной томографии для этих органов человеческого тела [5].

Фтор-18 из фтордезоксиглюкозы испытывает  $\beta^+$ -распад. Позитроны, образующиеся в ходе этого процесса, проходят некоторое расстояние в тканях

организма, а после аннигилируют с электроном, порождая пару аннигиляционных гамма-квантов. Пара аннигиляционных гамма-квантов обладает рядом отличительных характеристик, способствующих локализации источника позитронов в теле пациента: во-первых, оба гамма-кванта имеют одинаковую энергию в 511 кэВ, по которой и производится их отбор в спектрах радиоактивных источников, во-вторых, оба гамма-кванта разлетаются под углом примерно в 180 градусов относительно друг друга.

При регистрации пары гамма-квантов в противоположных каналах ПЭТ, отвечающих процессу электрон-позитронной аннигиляции, восстанавливается линия отклика - траектория аннигиляционных гамма-квантов. По линии отклика в теле пациента локализуется положение РФП, который накапливается в злокачественных новообразованиях.

Однако задача построения истинной линии отклика осложняется невозможностью гарантировать факт того, что каждая парная регистрация гаммаквантов в противоположном канале отвечает процессу аннигиляции позитрона и электрона. Так, например, детекторы ПЭТ способны зарегистрировать парные гамма-кванты, отвечающие разным событиям аннигиляции. Более того, случайные парные срабатывания могут быть вызваны гамма-квантами, не отвечающими процессу электрон-позитронной аннигиляции, испытавшими многократное комптоновское рассеяние и попавшими в рабочее вещество детекторов ПЭТ.

В связи с упомянутыми возможностями ложной регистрации аннигиляционного события необходимо отдавать приоритет разработке методов отбора истинных событий электрон-позитронной аннигиляции. С этой целью производится, в том числе, определение временного разрешения ПЭТ - временного промежутка, в рамках которого парная регистрация событий в противоположных детекторах кольца считается относящейся к процессу аннигиляции.

### 1.2 Сцинтилляционный кристалл GAGG(Ce)

Существует несколько основных способов регистрации ионизирующего излучения, базирующихся на изучении последствий его взаимодействий с веществом:

1. Фотографический метод – изучение воздействия ионизирующего излу-

чения на фоточувствительные материалы

- 2. Ионизационный метод рассмотрение продуктов ионизации, производимой ионизирующим излучением в веществе (газоразрядные детекторы, ионизационные камеры, полупроводниковые детекторы и т.д.)
- Люминесцентный метод детектирование фотонов оптического, инфракрасного или ультрафиолетового диапазонов, возникающих в веществе вследствие получения им энергии возбуждения и дальнейшего её снятия (сцинтилляционные кристаллы)
- 4. Прочие методы регистрации, не столь часто встречающиеся в экспериментах физики элементарных частиц: оптический, химический, калориметрический и т.д.

В детекторе гамма-квантов, образующихся в электрон-позитронной аннигиляции, в макете ПЭТ применяются сцинтилляционные кристаллы GAGG(Ce) (Gd<sub>3</sub>Al<sub>2</sub>Ga<sub>3</sub>O<sub>12</sub>(Ce)) от компании OST Photonics, используемые в паре с кремниевыми фотоумножителями SiPM.

К основным характеристикам сцинтилляторов можно отнести следующие их свойства:

- Световыход количество фотонов сцинтилляционной вспышки для некоторой конкретной энергии возбуждения, отнесённое к энерговыделению (обыкновенно считается для 1 МэВ).
- 2. Время высвечивания время, за которое интенсивность световой вспышки уменьшается в е раз.
- Плотность ρ и эффективный атомный номер Z<sub>eff</sub> параметры материала сцинтиллятора, влияющие на эффективность регистрации различных типов ионизирующего излучения.
- 4. Гигроскопичность способность материала сцинтиллятора поглощать водяные пары из окружающей среды.

Выбор на сцинтиллятор GAGG(Ce) пал в силу наличия исследовательского интереса к новому сцинтилляционному кристаллу, его негигроскопичности, а также высокой плотности и большого зарядового числа, обеспечивающего более эффективную регистрацию аннигиляционных гамма-квантов. Вместе с тем легированный церием кристалл способен конкурировать с традиционно используемыми сцинтилляторами на основе бромидов, йодидов и галогенидов, уступающим сцинтиллятору GAGG(Ce) в характеристиках кристалла как сцинтиллятора. Характеристики различных сцинтилляторов для сравнения приведены в таблице [6—8]:

	CsI(Tl)	LYSO	$LaCl_3(Ce)$	NaI(Tl)	GAGG(Ce)
Плотность $(\Gamma/cM^2)$	4.51	7.2	3.85	3.67	6.63
Эффективный Z <sub>eff</sub> (атомный номер)	54	65	59.5	50	54.4
Длина волны max поглощения фотонов (нм)	550	420	350	415	540
Время высвечивания (нс)	1050	40	28	230	90 (90%) 255 (10%)
Энергетическое разрешение 662 кэВ (%)	7	7	_	6.5	<6%
Световыход (фотоны/кэВ)	54	32	49	38	>50
Гигроскопичен	Слабо	_	+	+	_
Собственная радиоактив- ность	_	+	+	_	_

Таблица 1.1 — Сравнительные характеристики различных популярных сцинтилляционных кристаллов

Характерные размеры сцинтилляционного кристалла GAGG(Ce) в детекторе макета ПЭТ: 3x3x20 мм. Выбор размеров кристаллов обусловлен размерами чувствительной зоны SiPM, используемых вместе с сцинтилляторами GAGG(Ce) в макете ПЭТ.

# 1.3 Фотоумножители. Кремниевые фотоумножители (SiPM)

Фотоэлектронные умножители (ФЭУ) — это высокочувствительные устройства для регистрации светового излучения, широко применяемые в физике, медицине, спектроскопии, ядерной и астрофизической технике. Их принцип действия основан на внешнем фотоэффекте: прилетающий от источника фотон с некоторой вероятностью выбивает электрон с фотокатода, после чего электрон вызывает возникновение электронной лавины, усиливаясь на динодах.

Преимущества ФЭУ:

- Высокая чувствительность ФЭУ способны регистрировать отдельные фотоны, что делает их незаменимыми в задачах, где интенсивность светового потока низка.
- Большое усиление сигнала коэффициент усиления в современных ΦЭУ может достигать 10<sup>6</sup> - 10<sup>8</sup>, что позволяет упростить усилительный каскад.
- Широкий спектральный диапазон в зависимости от материала фотокатода, ФЭУ могут быть чувствительны в диапазоне от ультрафиолета до ближнего инфракрасного излучения.

Однако ФЭУ обладают и рядом недостатков, часть из которых особенно важна в контексте их применения в ядерной медицине:

- Чувствительность к магнитным полям работа ФЭУ может серьёзно нарушаться в присутствии внешнего магнитного поля, поскольку магнитное поле приводит к искривлению движения электронов между динодами.
- Громоздкость и хрупкость ФЭУ это вакуумные приборы, их оболочка может быть деформирована, что приведёт к неработоспособности устройства, имеющего сравнительно большие размеры.
- 3. Высокое рабочее напряжение для нормальной работы требуется подача высокого напряжения (обыкновенно порядка 1 кВ), что требует

использования специальных источников питания и систем защиты для электроники.

Несмотря на ряд ограничений, фотоэлектронные умножители остаются востребованными во многих областях науки и техники благодаря своей уникальной чувствительности, быстродействию и надёжности. Однако с развитием технологий всё большую популярность получают полупроводниковые аналоги — кремниевые фотоумножители (SiPM), которые в ряде случаев могут заменить традиционные ФЭУ, особенно там, где важны компактность, устойчивость к магнитным полям и пониженное энергопотребление. Эти факторы особенно актуальны для проведения позитронно-эмиссионной томографии: большое распространение получила комбинированная диагностика ПЭТ-МРТ, подразумевающая использование больших магнитных полей (порядка нескольких Тесла [9]) в ходе диагностики, что позволяет значительно улучшить её эффективность, но может повлиять на работу традиционных вакуумных ФЭУ.

В макете ПЭТ в качестве фотодатчиков применяются кремниевые фотоумножители производства компании Onesemi (SensL) модели FC-30035. Кремниевый фотоумножитель представляет собой матрицу из множества полупроводниковых лавинных фотодиодов, работающих в гейгеровском режиме – принципиальная схема SiPM представлена на рисунке 1.1 [10]:



Рис. 1.1 — Принципиальная схема SiPM из технической документации компании Onesemi (SensL)

Когда фотон попадает на чувствительный слой одной ячейки, рождается электрон, вызывающий возникновение электрон-дырочной лавины в ячей-

ке SiPM. В качестве меры гашения лавины в схему добавляют резистивный элемент. Наличие множества ячеек позволяет работать в пропорциональном режиме, если для данного потока фотонов справедливо предположение о попадании одного фотона в одну ячейку SiPM.

Выбранные для использования в макете ПЭТ кремниевые фотоумножители обладают сравнительно малым рабочим напряжением (до 30 В), высоким значением эффективности регистрации фотонов (PDE), а также большим коэффициентом усиления. Параметры SiPM Onesemi FC-30035 представлены в таблице 1.2:

Размер сенсора	3х3 мм
Размер ячейки	35 мкм
Напряжение пробоя $(V_{br})$	24.2 - 24.7 B
Длина волны максимума эффективности	420 нм
Усиление	$3 \times 10^6$
Темновой счёт	300 - 860 кГц

Таблица 1.2 — Параметры фотоумножителя SiPM Onesemi FC-30035 [11]

Темновой счёт в кремниевых фотоумножителях — это генерация выходных импульсов тока при ложных срабатываниях детектора. Большинство таких отсчётов в SiPM происходят из-за термически генерируемых носителей заряда, которые вызывают лавины. Известно, что темновой счет существенно зависит от температуры детектора [12].

Параметр PDE напрямую зависит от длины волны фотона, попадающего на поверхность ФЭУ. Зависимость PDE от длины волны при разных напряжениях смещения представлена на рисунке 1.2.



Рис. 1.2 — Зависимость PDE для SiPM FC-30035 от длины волны при значениях перенапряжения в 2.5 В и 5 В

Более точную зависимость PDE от различных параметров можно описать следующим выражением:

$$PDE(\alpha, T, U) = QE(\alpha)\epsilon gPG(\alpha, T, U), \qquad (1.1)$$

где QE - квантовая эффективность чувствительной площади фотодетектора,  $\epsilon g$  - геометрическая эффективность, равная отношению чувствительной площади к полной площади Si-ФЭУ, PG( $\alpha$ , T, U) - вероятность того, что образовавшийся фотоэлектрон вызовет пробой, значение которой возрастает с увеличением перенапряжения, которое в свою очередь зависит от температуры.

К существенным недостаткам кремниевого фотоумножителя SiPM можно отнести следующие факторы:

- Зависимость выходного сигнала от температуры датчика изменения температуры даже на несколько градусов изменяют выходной сигнал с датчика.
- Кросстоки и послесвечения (afterpulsing) соседние ячейки могут взаимодействовать друг с другом, порождая ложные срабатывания датчика, а электроны из незатухшей до конца электронной лавины могут стать причиной возникновения новой, не отвечающей регистрации фотона излучения.
- 3. Наличие темнового счёта температурные условия требуют дополни-

тельного контроля и фильтрации шумов, возникающих в ходе работы SiPM.

 Малые размеры чувствительной части – для создания обширного детектора, регистрирующего излучение в большом телесном угле, необходимо использовать матрицы из SiPM для покрытия значительной площади, что приводит к необходимости работы с многоканальной электроникой.

### 1.4 Анализатор РЕТІRОС2А

Petiroc2A представляет собой 32-канальный анализатор, разработанный компанией WEEROC, предназначенный для регистрации сигналов с кремниевых фотоумножителей SiPM с целью измерения амплитуды сигнала и момента прихода сигнала. Устройство обеспечивает высокую скорость отклика и точное измерение как заряда, так и времени. Ключевая особенность платы заключается в возможности синхронного выполнения временного и зарядового анализа.

Сфера применения Petiroc 2A — работа с детекторами, используемыми в медицинской диагностике, особенно в системах ПЭТ-сканирования малых лабораторных животных. Однако функциональность устройства позволяет использовать его и в других исследованиях, где требуется одновременно высокое временное разрешение и точная оценка энергетических характеристик излучения.

Конструкция платы обеспечивает параллельный приём и обработку сигналов с 32 каналов. На рисунке представлена схема работы устройства. Сигналы от датчиков поступают на вход (positive или negative), затем проходят через предусилитель (preamplifier). После этого, при достижении заданного пользователем порога (threshold), осуществляется генерация временного триггера (time trigger), запускающего отсчёт временного окна регистрации сигнала. Схема платы представлена на рисунке 1.3.



Рис. 1.3 — Схема основных компонентов анализатора PETIROC2A

Параллельно осуществляется зарядовый путь обработки: сигнал поступает на формирующий усилитель (charge shaper), который подготавливает его для определения амплитуды. Измерение амплитуды происходит при учёте установленного порога по заряду. На той же схеме показаны средства управления порогами: общий (10-битный ЦАП) и индивидуальные для каждого канала (6-битные ЦАП), а также датчик температуры для контроля условий работы.

Для сбора, визуализации и первичной обработки данных имеется специализированное программное обеспечение. Оно позволяет не только строить энергетические спектры радиоактивных источников, но и регистрировать совпадения между каналами — как соседними, так и противоположными. Эти данные в дальнейшем могут быть использованы для пространственного восстановления положения и геометрии источника излучения, а также для определения временного разрешения макета ПЭТ.

### 1.5 Описание макета миниПЭТ

Макет позитронно-эмиссионного томографа миниПЭТ собран на базе НИЦ «Курчатовский институт» и представляет собой установку, состоящую из детекторной части, сделанной в форме кольца, и анализатора – платы PETIROC2A. Внешний вид макета миниПЭТ представлен на рисунке 1.4.



Рис. 1.4 — Фото установки макет<br/>а $\Pi \Im T$ с основными компонентами схемы

Кольцо установки выполнено из поликарбоната и имеет отсеки для 32 детекторов, состоящих из сцинтилляционного кристалла GAGG(Ce) (Gd<sub>3</sub>Al<sub>2</sub>Ga<sub>3</sub>O<sub>12</sub>(Ce)), гадолиний-алюминий-галлиевый гранат, активированный церием) и кремниевого фотоумножителя SiPM Onesemi FC30035. Коли-

чество сцинтилляторов в данном макете ПЭТ, в первую очередь, определяется количеством каналов, доступных для одновременной обработки анализатором PETIROC2A. Сцинтилляционные кристаллы находятся в тефлоновой обмтоке и соединены с кремниевыми фотоумножителями при помощи оптической смазки, улучшающей эффективность регистрации данного детектора.

Каждый детектор подключается к собственной плате питания, которая, в свою очередь, подключена к одному из 32 каналов анализатора PETIROC2A.

Характерные размеры макета ПЭТ: внешний радиус – 160 мм, внутренний радиус – 90 мм, толщина – 10 мм.

# Глава 2

# Временное разрешение сцинтилляторов GAGG и LYSO

### 2.1 Описание эксперимента

Временное разрешение – один из ключевых параметров позитронноэмиссионных томографов (ПЭТ), позволяющий проводить эффективное восстановление положения РФП в теле пациента. Временное разрешение является характеристикой ПЭТ и позволяет судить о времени, в рамках которого парное срабатывание противоположных кольцевых детекторов ПЭТ можно классифицировать как регистрацию пары аннигиляционных гамма-квантов.

В качестве источника позитронов в эксперименте использовался титан-44, претерпевающий электронный захват, вследствие которого он превращается сначала в скандий-44, а уже после происходит испускание позитрона и превращение скандия-44 в стабильный кальций-44.

$${}^{44}_{22}Ti + e^- \rightarrow {}^{44}_{21}Sc + \nu_e$$
(2.1)

$${}^{44}_{21}Sc \to {}^{44}_{20}Ca + e^+ + \nu_e$$
(2.2)

Для получения информации о наилучшем возможном временном разрешении макета ПЭТ потребовалось выполнить следующие задачи:

1. Определение параметров анализатора PETIROC2A, отвечающих наи-

лучшему энергетическому разрешению в диапазоне исследуемых энергий гамма-квантов.

2. Проведение эксперимента с двухканальной установкой и определение алгоритма получения информации о временном разрешении макета ПЭТ, провести оценку временного разрешения для двухканальной установки.

# 2.2 Определение параметров анализатора PETIROC2A, отвечающих наилучшему энергетическому разрешению

Для получения наилучшего временного разрешения макета ПЭТ необходимо определить оптимальные настраиваемые параметры анализатора PETIROC2A, отвечающие наилучшему энергетическому разрешению.

К настраиваемым параметрам анализатора относятся:

- 1. Порог в канале "Тіте"
- 2. Параметр "Hold Delay"
- 3. Ёмкости конденсаторов Сіп и Сf
- 4. Пороги для каждого из 32 каналов

Взаимодействие с анализатором и изменение различных параметров, отвечающих компонентам электронной схемы анализатора, производится при помощи ПО, выпущенного компанией-разработчиком платы WEEROC.

Рассмотрим процесс подбора параметров анализатора детальнее. Порог в зарядовом канале "Time"в ходе работы выставлялся на минимальном уровне шумов, что обеспечивало наименьший вклад амплитудного разброса сигналов во временное разрешение.

Параметр "Hold Delay"выставляется ПО автоматически при калибровке "Hold Scan" анализатора по форме кривой, которая должна совпадать с формой переднего фронта сигнала, приходящего с макета ПЭТ.

Персональные пороги для каналов выставляются в ходе автоматической калибровки платы по так называемым S-кривым. Её целью является уменьшение дисперсии срабатывания триггеров в каналах, графически отображаемой в виде S-образных кривых. Пример распределения S-кривых для различных каналов представлен на рисунке 2.1.



Рис. 2.1 — S-кривые, получаемые в процессе калибровки параметров платы PETIROC2A

Таким образом, поиск оптимальных параметров анализатора PETIROC2A заключается в подборе подходящих требованиям наилучшего энергетического разрешения параметров ёмкости формирователя заряда  $C_{in}$  и  $C_f$ .

# 2.3 Определение оптимальных параметров ёмкостей $C_{in}$ и $C_f$ для усилителя-формирователя анализатора PETIROC2A для сцинтиллятора GAGG(Ce)

ПО Weeroc для работы с анализатором PETIROC2A предлагает на выбор фиксированное количество возможных значений ёмкостей Cin и Cf, влияющих на работу усилителя-формирователя анализатора (charge shaper). Схема расположения ёмкостей на формирователе заряда представлена на рисунке 2.2.



Рис. 2.2 — Схема расположения ёмкосте<br/>й $C_{in}$ и $C_f$ на формирователе заряда платы РЕТІ<br/>ROC2A

В качестве источника излучения для изучения зависимости энергетического разрешения макета ПЭТ от параметров  $C_{in}$  и  $C_f$  был выбран цезий-137. Пик полного поглощения в его спектре соответствует гамма-кванту с энергией 662 кэВ – близкой по значению к энергии аннигиляционного гамма-кванта (511 кэВ) и находящейся в области линейности используемого детектора. Регистрируемая реакция распада цезия-137:

$$^{137}_{55}Cs \rightarrow ~^{137}_{56}Ba^* + e^- + \overline{\nu}_e$$
 (2.3)

$${}^{137}_{56}Ba^* \to {}^{137}_{56}Ba + \gamma$$
 (2.4)

В ходе эксперимента источник (цезий-137) помещался в центр кольца ПЭТ. Установка накрывалась светозащитным корпусом, после чего на SiPM подавалось рабочее напряжение в 29 В. Сигналы с ПЭТ поступали на анализатор PETIROC2A, где происходила фиксация момента регистрации и амплитуды в зарядовом канале. Энергетическое разрешение детектора определялось по пику полного поглощения, соответствующего энергии гамма-кванта в 662 кэВ.

По результатам эксперимента была найдена оптимальная конфигурация параметров анализатора PETIROC2A, соответствующая наилучшему временному разрешению макета ПЭТ:

- $C_{in} = 2.5 \ \mathrm{m}\Phi$
- $C_f = 400 \ \Phi \Phi$
- Time Threshold = 470

Наилучшее энергетическое разрешение макета ПЭТ при данной конфигурации:

$$\delta E = (13.1 \pm 0.3)\%$$

Дальнейшая работа по определению временного разрешения проводилась при данных параметрах анализатора PETIROC2A.

# 2.4 Определение временного разрешения для двухканальной установки со сцинтиллятором GAGG(Ce)

Для оценки временного разрешения макета ПЭТ была собрана двухканальная установка, схема которой представлена на рисунке 2.3.



Рис. 2.3 — Схема двухканальной установки на основе детекторов GAGG-SiPM

К источнику излучения титану-44 вплотную размещались сцинтилляционные кристаллы GAGG(Ce), к которым были пристыкованы кремниевые фотоумножители. Такое позиционирование позволило собрать достаточное количество данных за короткий промежуток времени и провести несколько экспериментов при разных напряжениях на SiPM.

Далее в течение обозначенного экспериментального времени проводился набор данных. Для определения временного разрешения необходим анализ данных о поканальном времени регистрации событий в детекторах. Плата PETIROC2A имеет два метода измерения времени прихода импульсов для создания временной привязки событий: "Coarse Time"("Грубое Время") и "Fine Time" ("Точное Время"), соответствующие двум измерителям времени с различной тактовой частотой. Измеритель "Coarse Time" привязан к такту генератора с периодом в 25 нс. Измерение "Fine Time" определяется преобразованием "время-амплитуда-время". Цена канала после такого преобразования составляет порядка 37 пс.

ПО Weeroc записывает файлы с данными об измерениях в виде текстовых файлов, работа с которыми в дальнейшем производилась при помощи написанной ранее программы по сбору и представлению результатов эксперимента, а также при помощи пакета ROOT для графического представления данных.

Для различных значений рабочего напряжения SiPM, находящихся в диапазоне от 25 В до 30 В, были получены данные о регистрации событий детекторами в течение всего времени эксперимента. Для каждого рабочего напряжения рассматривался зарядовый спектр: отбор событий, соответствующих парной регистрации аннигиляционных гамма-квантов, требует применения энергетического окна для отбора событий, соответствующих пику полного поглощения для цезия-137 и отмеченных на зарядовой гистограмме на рисунке 2.4.



Рис. 2.4 — Зарядовая гистограмма для канала двухканальной установки с обозначенным диапазоном полезных событий, отвечающих пику полного поглощения цезия

Такой строгий отбор связан с необходимостью отсеивания событий, которые могут быть ложно приняты за регистрацию аннигиляционных гаммаквантов, например, из-за комптоновского рассеяния гамма-кванта, случайно попавшего в детектор в промежуток, соответствующий временному окну макета ПЭТ. Ограничение энергии гамма-квантов по пику полного поглощения же исключает возможность ложной парной регистрации неаннигилляционных гамма-квантов.

Результатом проведённых измерений стало определение временного разрешения двухканальной установки при помощи гистограммы разности моментов регистрации двух событий в исследуемых каналах, приведённой на рисунке 2.5.



Рис. 2.5 — Гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов для исследуемых каналов при рабочем напряжении 29 В

Цена одного канала гистограммы - 37 пикосекунд. Соответственно, временное разрешение определялось по формуле:

$$TR = \frac{2.35\sigma * 37\pi c}{\sqrt{2}}$$
(2.5)

В данной формуле  $\sqrt{2}$  возникает из-за необходимости оценки временного разрешения одного детектора, тогда как вклад в дисперсию статистики вносят два идентичных детектора.

По результатам измерений, временное разрешение TR двухканальной установки макета ПЭТ при рабочем напряжении для SiPM в 29 В:

$$\mathrm{TR}=(1.18\pm0.04)$$
не

Однако изменение рабочего напряжения SiPM в меньшую сторону, начиная с 28 В, начало сказываться на форме распределения гистограммы разности моментов регистрации: во-первых, положение пика стало смещаться относительно нуля, во-вторых, начало наблюдаться удвоение вершины пика, становящееся всё более явным с уменьшением рабочего напряжения. Результаты измерений для 28 В и 27 В представлены на рисунках 2.6 и 2.7 соответственно.



Рис. 2.6 — Гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов для исследуемых каналов при рабочем напряжении 28 В



Рис. 2.7 — Гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов для исследуемых каналов при рабочем напряжении 27 В

Данные о временном разрешении двухканальной установки при различном рабочем напряжении на SiPM представлены в таблице 2.1.

Рабочее напряжение SiPM, В	Временное разрешение TR, нс
30	$1,10 \pm 0.05$
29	$1.18 \pm 0.04$
28	$1.50 \pm 0.04$
27	$1.83 \pm 0.06$

Таблица 2.1 — Зависимость временного разрешения двухканальной установки для сцинтиллятора GAGG(Ce) от рабочего напряжения SiPM

Поиск причины возникающих изменений в форме графика требует дальнейшего анализа, так как влияющие на вид сигнала факторы могут быть связаны с электроникой ПЭТ, в том числе с анализатором PETIROC2A, что может влиять на эффективность работы всего макета ПЭТ. Вместе с тем наблюдаемые отклонения могут иметь и шумовую природу.

# 2.5 Определение временного разрешения для двухканальной установки с сцинтиллятором LYSO(Ce)

В качестве альтернативы сцинтилляционного кристалла для GAGG(Ce) можно рассмотреть уже завоевавший популярность в ПЭТ сцинтиллятор LYSO(Ce) (ортосиликат лютеция-иттрия, легированный церием). Для проведения эксперимента по определению временного разрешения на основе LYSO была собрана аналогичная эксперименту с GAGG(Ce) двухканальная установка, схема которой представлена на рисунке 2.8.



Рис. 2.8 — Схема двухканальной установки с сцинтиллятором LYSO

Следует отметить, что для проведения данного эксперимента использовались те же каналы электроники, что и в эксперименте с сцинтилляторами GAGG(Ce).

Аналогично были определены параметры ёмкостей  $C_{in}$  и  $C_f$  формирователя сигнала, отвечающие наилучшему возможному энергетическому разрешению двухканальной установки:

- $C_{in} = 1.25 \ \pi \Phi$
- $C_{in} = 300 \ \Phi \Phi$
- Time Threshold = 470

Наилучшее энергетическое разрешение двухканальной установки с LYSO при данной конфигурации:

$$\delta E = (11.4 \pm 0.5)\%$$

При данных параметрах платы PETIROC2A далее были получены данные о распределении времени поканальной регистрации событий детекторами LYSO-SiPM. Были построены гистограммы разности времён регистрации гамма-квантов в детекторах. Гистограмма для рабочего напряжения на SiPM в 29 В представлена на рисунке 2.9.



Рис. 2.9 — Гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов для ис следуемых каналов с детектором LYSO-SiPM при рабочем напряжении 29 В

Стоит также отметить, что наблюдаемого с сцинтилляторами GAGG(Ce) двоения пика при понижении рабочего напряжения SiPM у детекторов LYSO-SiPM не наблюдается, что можно увидеть на рисунке 2.10 и рисунке 2.11.



Рис. 2.10 — Гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов для ис- следуемых каналов с детектором LYSO-SiPM при рабочем напряжении 28 В



Рис. 2.11 — Гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов для ис- следуемых каналов с детектором LYSO-SiPM при рабочем напряжении 27 В

Определённые таким образом значения временного разрешения для детектора LYSO-SiPM приведены в таблице 2.2.

Рабочее напряжение SiPM, В	Временное разрешение TR, пс
29.5	$311 \pm 6$
29	$269 \pm 6$
28	$317 \pm 7$
27	$537 \pm 12$

Таблица 2.2 — Зависимость временного разрешения двухканальной установки для сцинтиллятора LYSO(Ce) от рабочего напряжения SiPM

#### 2.6 Заключение к главе

По итогам работ, описанных в данной главе, было получено значение временного разрешения установок на основе детекторов GAGG(Ce)-SiPM и LYSO-SiPM. Были собраны двухканальные макеты, для которых были получены распределения времён регистрации гамма-квантов в обоих каналах. На основе этих данных была произведена оценка временного разрешения детекторов с двумя видами сцинтилляторов. Как показал эксперимент, временное разрешение установки на основе детектора LYSO-SiPM превосходит примерно в четыре раза временное разрешение двухканальной установки на основе детектора GAGG-SiPM. Значение временного разрешения двухканальной установки на основе GAGG-SiPM позволяет сделать начальные выводы о временном разрешении 32-канального макета ПЭТ, расчёты которого будут приведены в следующей главе.

Также стоит отметить характер зависимости временного разрешения от рабочего напряжения на SiPM. Как показали эксперименты с обеими двухканальными установками, при понижении рабочего напряжения наблюдается увеличение временного разрешения установки.

# Глава 3

# Определение временного разрешения макета ПЭТ

### 3.1 Измерение временного разрешения макета миниПЭТ

Следующей задачей стало определение временного разрешения макета ПЭТ с использованием всех 32 каналов установки. С этой целью источник излучения (титан-44) помещался в центр установки, установка накрывалась светоизолирующим корпусом, после чего подавалось рабочее напряжение на SiPM. Внешний вид рабочей установки с установленным источником излучения представлен на рисунке 3.1.



Рис. 3.1 — Внешний вид экспериментальной установки для определения временного разрешения макета ПЭТ. В центре установки - капсула с источником (титан-44)

Получение данных о совпадениях, отвечающих событиям аннигиляции испущенного в ходе распада позитрона и электрона, для всего макета ПЭТ осложняется фактором удалённости детекторов от источника излучения, отчего ухудшается эффективность регистрации аннигиляционных пар гаммаквантов. Сбор данных для такой конфигурации занимает большее время, чем для двухканальной установки, где детекторы располагались вплотную к источнику.

Эксперимент по определению временного разрешения 32-канального макета ПЭТ проводился с использованием оптимальных для детектора GAGG-SiPM параметров анализатора PETIROC2A. Эти параметры были получены в предыдущей главе. Стоит также отметить, что рабочее напряжение на SiPM составляло 29 В. Такой выбор обусловлен описываемыми в предыдущей главе аномалиями для детекторов GAGG-SiPM, возникающими в форме гистограммы при понижении напряжения ниже выбранного значения.

В результате работы установки были получены зарядовые спектры и моменты регистрации событий в каждом из 32 каналов. Для наиболее точного отбора полезных событий к каждому детектору было подобрано его индивидуальное энергетическое окно, отвечающее пику полного поглощения в спектре. Также было модифицировано ПО для обработки результатов измерений: результатом его работы стала гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов в двух противоположных каналах для всех 32 каналов установки. Эти данные дают исчерпывающую информацию для измерения временного разрешения всего макета ПЭТ. Полученная гистограмма при рабочем напряжении в 29 В с результатом фитирования функцией Гаусса представлена на рисунке 3.2.



Рис. 3.2 — Гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов в противоположных каналах макета ПЭТ для 32 каналов при рабочем напряжении 29 В

С учётом полученных данных, временное разрешение TR для макета ПЭТ при рабочем напряжении на SiPM в 29 В составляет:

$$TR = 1.82 \pm 0.09 \text{ Hc} \tag{3.1}$$

### 3.2 Анализ результатов и выводы

Как можно заметить, на рисунке 3.2 наблюдается некоторое двоение пика гистограммы и удаление её среднего от нуля. Аналогичные отклонения наблюдались для детекторов GAGG-SiPM при понижении рабочего напряжения с 29 В, что было описано в предыдущей главе.

При детальном ознакомлении с отдельными гистограммами разности времён регистрации гамма-квантов в противоположных каналах стали заметны некоторые значительные отличия пар каналов между собой. Описываемые различия между парами каналов можно наблюдать на рисунке 3.3 и рисунке 3.4.



Рис. 3.3 — Гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов для каналов 4 и 20 при рабочем напряжении 29 В



Рис. 3.4 — Гистограмма разности времён регистрации гамма-квантов для каналов 5 и 21 при рабочем напряжении 29 В

Во-первых, среди разных пар наблюдается сильный разброс в статистике совпадений, во-вторых, вместе с этим наблюдается сильный разброс средних значений изучаемых гистограмм. Данные отличия пар каналов могут приводить к наблюдаемым искажениям в гистограмме для всего макета ПЭТ. Объяснение наблюдаемым расхождениям может заключаться в разных временных порогах для каждого канала, выставляемых платой PETIROC2A при калибровке. Однако этот вопрос требует дальнейшего анализа и проведения ряда экспериментов.

Если сравнивать полученное значение временного разрешения макета ПЭТ с уже разработанными ПЭТ для животных, стоит отметить, что макет ПЭТ на основе детекторов GAGG-SiPM отвечает требованиям позитронноэмиссионной томографии для животных к временному разрешению установки и не уступает уже существующим разработкам в этой области [13—15].

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данная работа посвящена изучению временного разрешения 32-канального макета ПЭТ на основе детекторов GAGG-SiPM.

В качестве первоначального метода оценки временного разрешения была собрана двухканальная установка детекторов GAGG-SiPM. Для этой установки были найдены оптимальные параметры анализатора PETIROC2A, отвечающие наилучшему энергетическому разрешению установки. Наилучшее энергетическое разрешение установки для исследуемой энергии в 662 кэВ составило 13.1%.

С учётом найденных оптимальных параметров анализатора PETIROC2A производилось измерение временного разрешения для детектора GAGG-SiPM на основе двухканальной установки. Наилучшее временное разрешение было получено при рабочем напряжении 30 В и составило 1.1 нс.

В качестве альтернативы сцинтиллятору GAGG(Ce) был рассмотрен сцинтиллятор LYSO(Ce). Для детектора LYSO-SiPM, аналогично детектору GAGG-SiPM, была собрана двухканальная установка, на основе которой были определены оптимальные параметры PETIROC2A для пары LYSO-SiPM. Наилучшее энергетическое разрешение такой установки составило 11.4%. Далее было определено временное разрешение двухканальной установки в зависимости от рабочего напряжения на SiPM. Наилучшее временное разрешение было получено при рабочем напряжении 29 В и составило 269 нс.

Для макета ПЭТ было определено временное разрешение, характеризующее все 32 канала установки с учётом персональных особенностей каждого из каналов. Полученное значение временного разрешения (TR) для макета ПЭТ составило 1.84 нс при напряжении 29 В. Данное значение временного разрешения является удовлетворительным для систем ПЭТ, использующихся в экспериментах с животными.

# Список литературы

- 1. ВОЗ об онкологических заболеваниях [Электронный pecypc]. URL: www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer.
- Development of a New Positron Emission Tomography Imaging Radioligand Targeting RIPK1 in the Brain and Characterization in Alzheimer's Disease / P. Bai [и др.] // Advanced Science. — 2024. — Т. 11, № 32. — С. 2309021.
- FastPET: Near Real-Time PET Reconstruction from Histo-Images Using a Neural Network / W. Whiteley [и др.]. — 2020.
- Photon quantum entanglement in the MeV regime and its application in PET imaging / D. Watts [и др.] // Nature communications. — 2021. — Т. 12, № 1. — С. 2646.
- Advantages and disadvantages of F-18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography/computed tomography in carcinoma of unknown primary / X. Yu [и др.] // Oncology Letters. — 2016. — Т. 12, № 5. — С. 3785—3792.
- Crystals S.-G. Physical properties of common inorganic scintillators // Saint-Gobain Crystals. 2007.
- Comparison between pixelated scintillators: CsI (Tl), LaCl 3 (Ce) and LYSO (Ce) when coupled to a silicon photomultipliers array / M. Jeong [и др.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerate, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 2018. T. 893. C. 75-83.
- OST Photonics: данные о сцинтилляторе GAGG(Ce) [Электронный реcypc]. — URL: www.ost-photonics.com/products/scintillationcrystal/scintillation-crystal-material/gaggce/.
- 9. Clinical PET/MRI: 2018 Update / S. M. Broski [и др.] // American Journal of Roentgenology. 2018. Т. 211, № 2. С. 295—313.

- 10. Semiconductor Components Industries, LLC [Электронный ресурс]. URL: https://www.onsemi.com.
- Sensors C.-S. S. Silicon Photomultipliers (SiPM), Low-Noise, Sensitive // On Semiconductor. — 2020.
- 12. Температурная зависимость чувствительности кремниевых фотоумножителей в режиме пофотонной регистрации ультрафиолетового излучения / А. А. Богданов [и др.] // Журнал технической физики. — 2021. — Т. 91, № 5. — С. 821—826.
- MicroPET: a high resolution PET scanner for imaging small animals / S. Cherry [и др.] // IEEE Transactions on Nuclear Science. — 1997. — T. 44, № 3. — C. 1161—1166.
- 14. Small animal PET in preclinical studies: opportunities and challenges / B. Riemann [и др.] // The Quarterly Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging. 2008. Т. 52, № 3. С. 215.
- 15. Miyaoka R. S., Lehnert A. L. Small animal PET: a review of what we have done and where we are going // Physics in Medicine & Biology. 2020. T. 65, № 24. 24TR04.