

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

УДК 539.1

ОТЧЁТ  
О НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЕ  
**МОДЕЛЬ МИКРОПЭТ НА ОСНОВЕ  
НЕОРГАНИЧЕСКИХ СЦИНТИЛЛЯТОРОВ В  
СРЕДЕ GEANT4**

Научный руководитель  
старший преподаватель  
научный сотрудник  
НИЦ «Курчатовский институт»

\_\_\_\_\_ Ф. А. Дубинин

Студент

\_\_\_\_\_ А. Д. Конотоп

Консультант  
старший преподаватель  
старший научный сотрудник  
НИЦ «Курчатовский институт»

\_\_\_\_\_ И. Н. Мачулин

Москва 2024

# СОДЕРЖАНИЕ

<b>Введение</b>	<b>3</b>
<b>1 Позитронно-эмиссионный томограф</b>	<b>3</b>
1.1 Принципы работы ПЭТ . . . . .	3
1.2 МикроПЭТ . . . . .	4
1.3 Сцинтилляционные детекторы . . . . .	5
1.3.1 Сцинтилляционные материалы . . . . .	5
1.3.2 Фотоумножители . . . . .	7
1.4 Плата Petiros 2A . . . . .	10
1.5 Характеристики микроПЭТ . . . . .	11
1.6 Восстановление изображения с микроПЭТ . . . . .	13
<b>2 Моделирование микроПЭТ</b>	<b>15</b>
2.1 Пакет моделирования Geant4 . . . . .	15
2.2 Модель микроПЭТ . . . . .	17
2.2.1 Моделирование источника . . . . .	17
2.2.2 Моделирование сцинтилляционных кристаллов . . . . .	18
2.3 Проверка алгоритма восстановления изображения . . . . .	19
2.4 Оценка геометрической эффективности установки в плоскости при помощи модели . . . . .	21
<b>3 Заключение</b>	<b>22</b>
<b>Список литературы</b>	<b>23</b>

# ВВЕДЕНИЕ

Одной из передовых технологий по исследованию функциональных особенностей и структур тканей организма является позитронно-эмиссионная томография, хорошо зарекомендовавшая себя в области диагностики злокачественных заболеваний [1]. При проведении ПЭТ-исследования, в организм вводится доза специального радиофармпрепарата, который поглощается раковыми клетками и служит хорошим маркером при сканировании. Такая радиоактивная метка подвергается  $\beta^+$ -распаду, в результате которого родившиеся позитроны, пролетев небольшое расстояние, аннигилируют с электронами тканей, в результате чего рождаются два  $\gamma$ -кванта, разлетающиеся на угол, близкий к  $180^\circ$ . Излучение регистрируется при помощи кольца из детекторов, расположенных вокруг источника, на основании отклика которых формируется визуальная модель, отражающая местоположение опухоли [2].

В лаборатории детекторов ядерной медицины кафедры физики элементарных частиц ведётся разработка микроПЭТ на основе неорганических сцинтилляторов. Для получения наилучших параметров геометрической эффективности установки, а также наилучшего показателя координатного разрешения, необходимо подобрать наиболее эффективные для данного устройства компоненты, в частности кристаллы. Тестирование различных вариантов детекторов и электроники требуют серьёзных затрат ресурсов, в том числе времени для набора достаточного количества статистики.

В данной работе в качестве решения вышеописанных проблем предлагается модель микроПЭТ, разработанная в среде Geant4, в рамках которой были проведены моделирования различных компоновок исследуемой установки.

## 1. ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННЫЙ ТОМОГРАФ

### 1.1. ПРИНЦИПЫ РАБОТЫ ПЭТ

Как описывалось выше, позитронно-эмиссионная томография позволяет исследовать структуру и функциональные особенности различных тканей организма, зарекомендовав себя эффективным средством для диагностирования злокачественных образований. При проведении ПЭТ исследования в организм исследуемого субъекта вводят специальный радиофармпрепарат (РФП), самым распространенным в онкологии является фтордезоксиглюкоза [3]. Данное вещество является аналогом глюкозы, которая, как наиболее важный источник энергии в организме, участвует в обмене веществ всех

клеток. Раковые клетки поглощают его быстрее, что становится хорошим сигналом при сканировании.

В качестве индикатора в данном препарате применяется нестабильный изотоп фтора, который, в сравнении с прочими веществами, имеет наиболее долгий период полураспада при наименьшей энергии излучения. Такие показатели позволяют получить качественные изображения и хорошее пространственное разрешение, а также, в связи с достаточным по длительности периодом полураспада (109,8 мин) позволяет доставлять препарат до места сканирования из центра хранения. В свою очередь, недостатком данного вещества является его свойство накапливаться в тканях мозга и почек, что может вызывать подсвечивание этих органов даже при нормальном состоянии у испытуемого [1].

Радиоактивная метка подвергается  $\beta^+$ -распаду, в результате которого рождающиеся позитроны, пролетев небольшое расстояние, аннигилируют с электронами тканей, в результате чего рождаются два  $\gamma$ -кванта, разлетающиеся на угол, близкий к  $180^\circ$ . Отклонение от коллинеарности составляет около  $0.23^\circ$ , что при 80-см диаметре кольца приводит к потере в разрешении около 1.7 мм [4]. Энергия аннигиляционных  $\gamma$ -квантов составляет 511 кэВ. Частицы регистрируются при помощи расположенных вокруг источника излучения детекторами, на основании отклика которых строится визуализация, отражающая местоположение опухоли в организме, её размеры и форму.

Таким образом, детекторы ПЭТ должны удовлетворять следующему набору характеристик:

1. эффективность регистрации отдельного  $\gamma$ -кванта с энергией 511 кэВ – около 80%;
2. пространственное разрешение – несколько миллиметров;
3. высокое временное разрешение;
4. энергетическое разрешение  $< 100$  кэВ ПШПВ для отсеивания событий комптон-эффекта;
5. скорость счёта на входе детектора – порядка  $10^5 - 10^6 \text{ с}^{-1} \cdot \text{см}^2$  временного окна.

## 1.2. МИКРОПЭТ

МикроПЭТ (позитронно-эмиссионный томограф) представляет собой установку, разработанную лабораторией детекторов ядерной медицины НИЯУ «МИФИ» и НИЦ «Курчатовский институт». Сцинтилляционные детекторы размещаются в специальных канавках, сделанных внутри поликарбо-

натового кольца, что придаёт установке прочность и избавляет от нежелательных смещений. Внешний радиус кольца составляет 160 мм, внутренний – 90 мм, молщина – 10 мм. Всего размещено 32 детектора, что связано с ограничениями электроники – анализатор не рассчитан на большее число каналов. Установка в сборе представлена на рисунке 1.

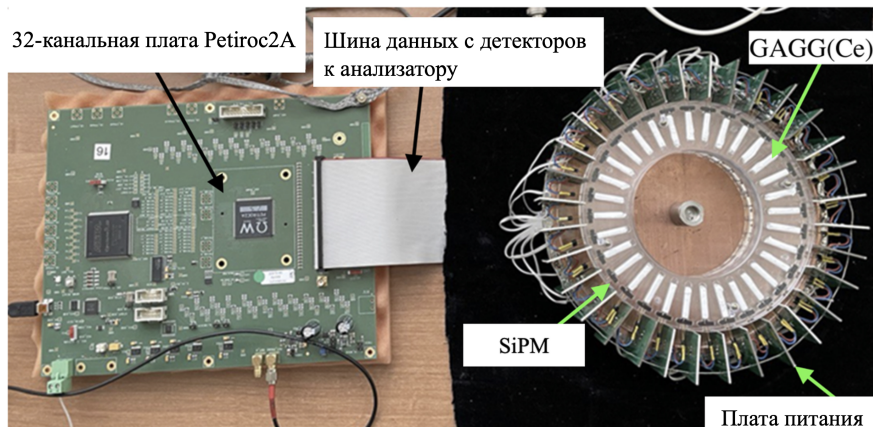


Рисунок 1 — Внешний вид микроПЭТ

### 1.3. СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫЕ ДЕТЕКТОРЫ

Одним из элементов большинства установок по изучению частиц являются детекторы. Существует огромный спектр подобных приборов, разработанных под определённые задачи: искровые камеры для изучения треков частиц, счётчик Гейгера для подсчёта количества частиц, масс-спектрографы для изучения концентрационного состава веществ.

Для регистрации частиц и  $\gamma$ -квантов активно применяются сцинтилляционные детекторы. Они представляют собой сборку из сцинтилляционного материала, излучающего свет при прохождении через него частиц, и фотоумножителя, реагирующего на световой сигнал, усиливая его.

#### 1.3.1. СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Сцинтилляционные вещества, как было сказано, реагируют на проходящие через него потоки частиц, излучая некоторое количество фотонов, обычно пропорциональное энергии пролетающей частицы. Благодаря данному эффекту появляется возможность получать энергетические спектры. Существует большое количество сцинтилляционных материалов: пластиковые сцинтилляторы, характеризующиеся высоким световыходом и малым временем высвечивания, газовые сцинтилляторы из азота и благородных газов, имеющие ещё более короткое время высвечивания. Особое место занимают неорганические сцинтилляционные кристаллы, для которых характерен высокий световыход и отличное энергетическое разрешение, что позволяет говорить о энергетических характеристиках исследуемых частиц

и, соответственно, высокоточно разделять их по энергиям. В таблицах 1 и 2 приведены интересующие нас характеристики некоторых сцинтилляционных материалов.

Таблица 1 — Характеристики сцинтилляторов [5] \*среднее значение

Сцинтиллятор	плотность $\frac{g}{cm^2}$	Время высвечивания, нс	Световыход, $\frac{ph}{MeV}$
Полистирол	1.05	5	0.1
GAGG(Ce)	6.63	87(90%)255(10%)	56*

В качестве сцинтиллятора применяется сцинтилляционный кристалл GAGG(Ce) ( $Gd_3Al_2Ga_3O_{12}(Ce)$ , *гадолиний-алюминий-галлиевый гранат, активированный ионами церия*), произведённый компанией OST Photonics. Одними из главных его особенностей являются новизна материала, что вызывает высокий интерес к его изучению, высокая плотность, так как при увеличении этого параметра кристалла кванты эффективнее теряют энергию в материале в силу прямой зависимости этих величин, позволяя детектировать кванты высоких энергий, высоким коэффициентом ослабления излучения, высоким зрядовым числом, малым временем высвечивания, достаточно высоким световыходом ( $\sim 56000 ph/MeV$ ,  $T = 293K$ ), что позволяет более точно измерять энергию падающих на него  $\gamma$ -квантов, а также отсутствие гигроскопичности и и собственного излучения.

Как видно из таблицы 2, в сравнении с традиционными сцинтилляторами, такими как NaI(Tl), CsI(Tl), BGO, или более современным его прямым конкурентом в лице LYSO(Ce), выбранный нами кристалл не только не хуже, но и превосходит аналоги по многим параметрам. Кроме того, GAGG(Ce), как более новый среди остальных, является интересным с точки зрения изучения его характеристик. Отдельно хочется отметить, что технология выращивания не является патентной, что позволяет свободно в полной мере производить и закупать данные кристаллы повсеместно, но вносит свои особенности в разброс характеристик (например, сильный разброс величины световыхода).

Как итог, GAGG(Ce) можем считать хорошей заменой кристаллов LYSO(Ce), чаще всего использующийся в сцинтилляционных детекторах для задач медицинской ядерной физики. GAGG представляет исследовательский интерес его применимости совместно с Si-ФЭУ, так как это относительно новый материал. В частности, поскольку GAGG имеет относительно высокую плотность, он может быть привлекательным вариантом для тех применений обнаружения  $\gamma$ -излучения, где эффективность детектирования является критическим фактором, как, например, ПЭТ, объединенная с магнитно-резонансным томографом (ПЭТ/МРТ). Сейчас продолжаются исследования, которые показали, что в связи с активацией его на

свету и последующим продолжительным высвечиванием есть необходимость предварительного выдерживания его в темноте для достижения наилучшего разрешения детектора.

Таблица 2 — Сравнительные характеристики распространенных сцинтилляционных кристаллов. [6–9]

	CsI(Tl)	LYSO(Ce)	BGO	NaI(Tl)	GAGG(Ce)
Плотность (г/см <sup>2</sup> )	4.51	7.2	7.13	3.67	6.63
Эффективный $Z_{eff}$ (атомный) номер	54	65	73	50	54.4
Длина вол- ны мах поглощения (нм)	550	420	480	415	520
Время вы- свечивания (нс)	1,050	40	300	230	87(90%)255(10%)
Световыход (фото- ны/кэВ)	54	32	10	38	56
Гигроско- пичность	ДА	НЕТ	НЕТ	ДА	НЕТ
Собственная радиоактив- ность	НЕТ	ДА	НЕТ	НЕТ	НЕТ

### 1.3.2. ФОТОУМНОЖИТЕЛИ

Вышедших из сцинтиллятора фотонов достаточно мало для прямой обработки аппаратурой. Для устранения этого недостатка применяются особые фотоприёмники, содержащие в своей конструкции умножители попадающих на них фотонов. Одним из подобных устройств являются фотоэлектронные умножители, представленный на рисунке 2.

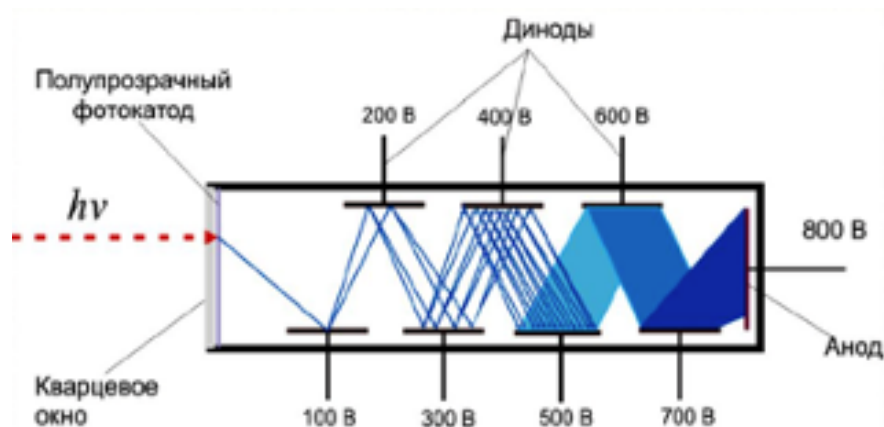
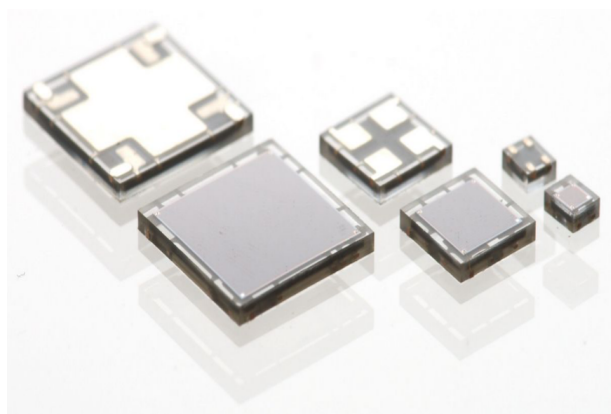


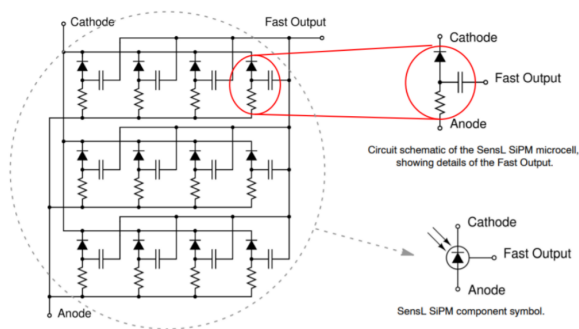
Рисунок 2 — Схема ФЭУ

Фотон проходит через кварцевое окно и, преодолевая полупрозрачный фотокатод, падает на динод, выбивая несколько фотоэлектронов, которые летят к следующему диноду и далее, пока волна фотоэлектронов в сотни тысяч раз большая, чем один фотон, не достигнет анода. Такие фотоприёмники, являются достаточно громоздкими, требуют сложных в изготовлении источников питания, а также являются достаточно хрупкими, из-за чего требуют в эксплуатации особой осторожности.

Современным решением в области детектирования слабых излучений являются кремниевые фотоумножители (SiPM), представленные ниже на рисунке 3.



а



б

Рисунок 3 — Кремниевый фотоумножитель от компании Onsemi (а) и принципиальная схема кремниевого фотоумножителя (б)

Данный фотоприёмник представляет из себя матрицу полупроводниковых лавинных фотодиодов (ЛФД, SPAD), работающих в гейгеровском режиме. Пример принципиальной схемы Si-ФЭУ представлено на рисунке 2, у разных производителей схемы могут отличаться. В схеме резистивный элемент нужен для пассивного гашения лавины. За счёт своих малых габаритов и высокого коэффициента усиления (порядка  $10^6$ ) SiPM не только



приходит на замену ФЭУ во многих задачах, но и выходит за пределы применимости этого типа фотоприёмников и используется для детектирования различных слабых сигналов. [10]

В нашей установке применяются кремниевые фотоумножители (SiPM) Onsemi FC30035 производства фирмы SensL (на данный момент Onsemi).

Размер сенсора	Размер ячейки	Параметр	Тип.
3мм	35μ	Напряжение пробоя ( $V_{br}$ , В)	24.2 - 24.7
		Пик длины волны ( $\lambda_p$ ), нм	420
		PDE, %	31( $V_{br} + 2.5$ )В
		Усиление	$3 \times 10^6$
		Темновой счёт, кГц	300 - 860

Таблица 3 — Характеристики кремниевого умножителя Onsemi FC30035

Данные фотоумножители отличаются от своих конкурентов достаточно низким рабочим напряжением питания (30 В), а также высоким значением PDE и малым разбросом напряжения пробоя. Эта линейка датчиков обладает высоким коэффициентом усиления [11], чувствительных в однофотонном режиме от ультрафиолетового до видимого света при значении длины волны 420 нм.

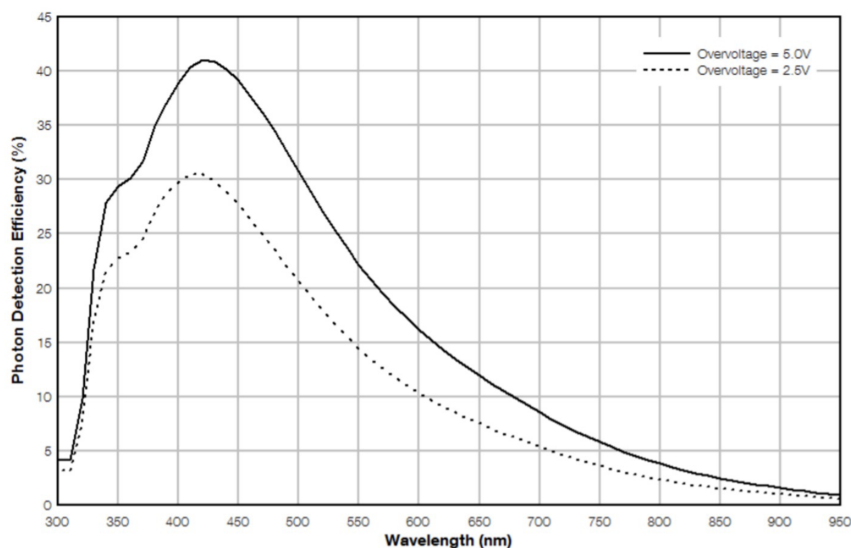


Рисунок 4 — Зависимость PDE от длины волны при разных значениях перенапряжения

На рисунке 4 представлена зависимость PDE от длины волны регистрируемого излучения для различных значениях перенапряжения. Данный параметр является отражением чувствительности кремниевого фотоумножителя, или отношение числа частиц, зарегистрированных за время измерения к числу частиц, попавших в детектор за тоже время. Определяется как:

$$PDE(\alpha, T, U) = QE(\alpha)\mathcal{E}_g P_G(\alpha, T, U) \quad (1)$$

где  $QE$  – квантовая эффективность чувствительной площади фотодетектора,  $\mathcal{E}_g$  – геометрическая эффективность, равная отношению чувствительной площади, к полной площади кремниевого фотоумножителя,  $P_G(\alpha, T, U)$  – вероятность того, что образовавшийся фотоэлектрон вызовет пробой, значение которой возрастает с увеличением перенапряжения  $U$ , зависящего от температуры  $T$ .

Для каждого датчика собрана плата питания, которое осуществляется от единого источника. Для дальнейшей калибровки Si-ФЭУ были определены рабочие точки, которые представляют собой оптимальное значение напряжение смещения, при котором достигается наилучшее энергетическое разрешение детектора. Этот параметр зависит от коэффициента усиления, растущей при увеличении напряжении, и соотношения сигнал/шум. При слишком высоком напряжении повышается вклад электрических кросс-толков (шумов) прибора, это снижает точность.

Производитель в технической документации указывает среднее значение напряжения пробоя, однако существует необходимость тестировать каждый отдельно, так как, на практике, у разных Si-ФЭУ одной серии они могут значительно отличаться.

Сбор сигнала с 32 Si-ФЭУ осуществляется через шлейф, присоединенный на входные pin-контакты платы.

## 1.4. ПЛАТА PETIROC 2A

За основу установки взята тестовая плата на базе интегральной схемы специального назначения (*ASIC*) **Petiroc 2A**, разработанной компанией Weegoc. Данная интегральная микросхема создавалась специально для считывания данных с кремниевых фотоумножителей (*SiPM*), в том числе измерение времени регистрации  $\gamma$ -квантов с последующим анализом и обработкой в соответствующем ПО.

Плата обладает набором из 32-х биполярных каналов, к которым можно подключить как одиночные SiPM, так и целые матрицы. Основная концепция данной микросхемы – комбинирование двух измерений (времени регистрации сигнала и его амплитуды) независимым образом. Временной триггер срабатывает по переднему фронту сигнала (начало сцинтилляционной вспышки), амплитудное значение достигается, когда большая часть

фотонов вспышки собрана на SiPM, а за амплитуду – величина засвета всего сцинтилляционного кристалла.

Сигнал с фотоумножителя поступает на плату разделяется на два: временную и зарядовую ветвь. Первичный отбор производится на основе срабатывания триггера временного канала, также могут быть применены отборы на основе триггера зарядового канала и на основе совпадений.

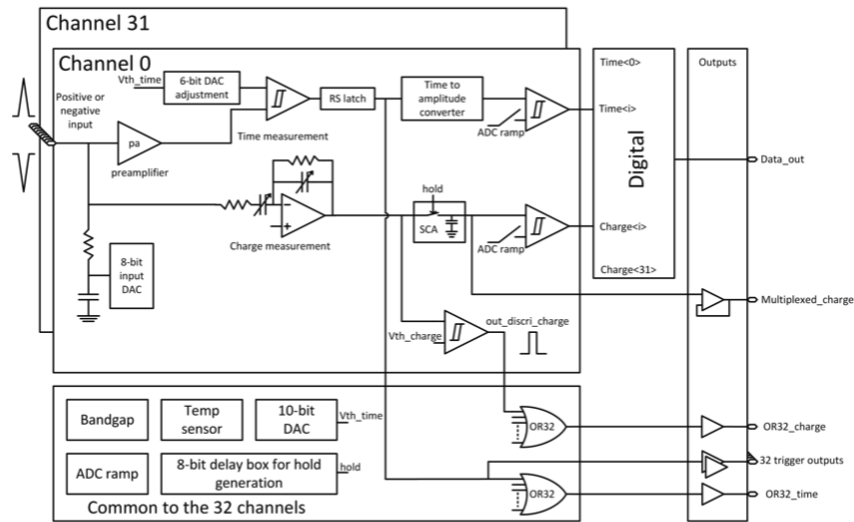


Рисунок 5 — Принципиальная схема тестовой платы Petiros 2A

Пришедший сигнал, предварительно усиленный на предусилителе, оцифровывается с помощью аналогово-цифрового преобразователя (ADC-converter), а полученные величины передаются в ячейки памяти (по четыре на событие для каждого канала), которые затем силами как прилагаемого программного обеспечения, так и при помощи стороннего можно проанализировать и получить необходимые результаты.

## 1.5. ХАРАКТЕРИСТИКИ МИКРОПЭТ

Ранее собранный микроПЭТ пропроходил проверку на различных источниках источников, благодаря чему удалось изучить ряд его характеристик. При помощи установки, разработанной нами ранее [12], были измерены характеристики откликов каналов, а также получены данные по энергетическому разрешению для одиночного детектора. Так, для пика 662 кэВ, изображённому на рисунке 6, соответствующему источнику  $^{137}\text{Cs}$ , лучшее значение составило  $\tilde{8}\%$ , позволяющее различать его с хорошей точностью.

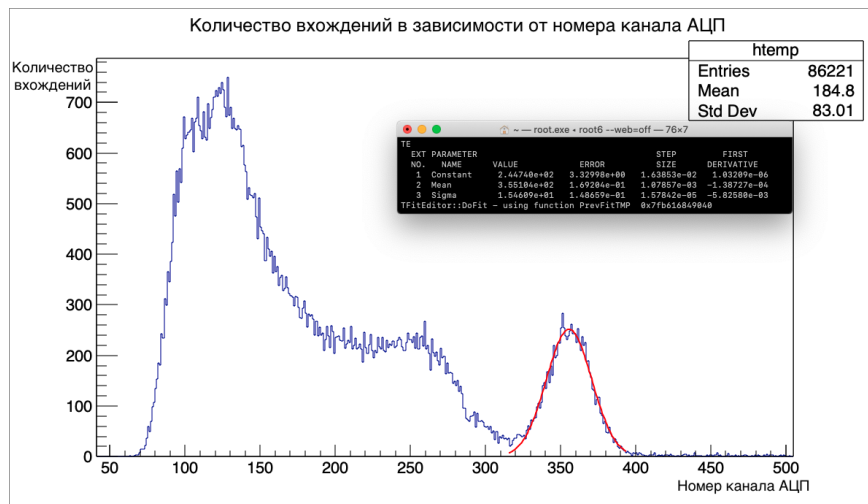


Рисунок 6 — Спектр источника  $^{137}\text{Cs}$ , полученный на установке для тестирования кремниевых фотомножителей и сцинтилляционных кристаллов

В качестве второго источника для проверки установки был выбран  $^{44}\text{Ti}$ , так как благодаря своей моде  $\beta^+$ -распада имеет поведение, схожее с ранее описанным фармперпаратом фтордезоксиглюкоза, что позволяет использовать его в качестве эталона для восстановления изображения с микроПЭТ. Для данного изотопа получено энергетическое разрешение 14 % для пика 511 кэВ (рисунок 7), а временное разрешение составило порядка 1.8 нс. О результатах данных исследований было доложено в рамках международной конференции AYSS, прошедшей в ОИЯИ в Дубне, информация по докладу изложена в статье [13].

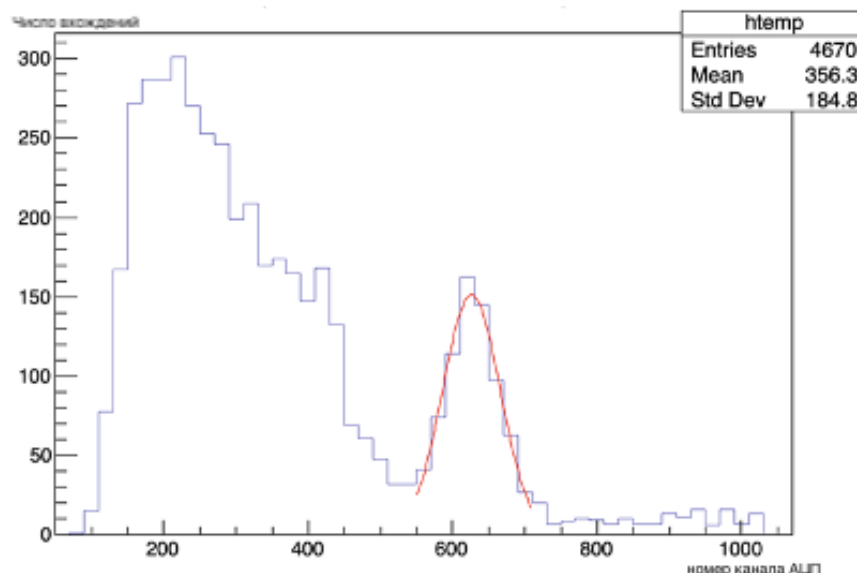


Рисунок 7 — Спектр источника  $^{44}\text{Ti}$ , полученный на микроПЭТ

## 1.6. ВОССТАНОВЛЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ С МИКРОПЭТ

Как было написано ранее, при помощи многоканальных детекторных систем по их откликам можно восстановить изображение источника для формирования картины опухоли с её формой и размерами. Такое восстановление производится при помощи метода построения синограммы [4].

Построение синограммы отражено на рисунке 8. Для каждого значения угла  $\phi$  через объект пропускается набор линий отклика (LOR), вдоль каждой из которых производится интегрирование (в нашем случае – суммирование). Получившееся для данного угла распределение переносится на плоскость  $(r, \phi)$ , амплитуда отражается яркостью точки. Из полного набора углов получается картинка, пример которой отражён на рисунке 9. Методом обратных преобразований из синограммы восстанавливается исходное изображение, по которому и производится исследование организма.

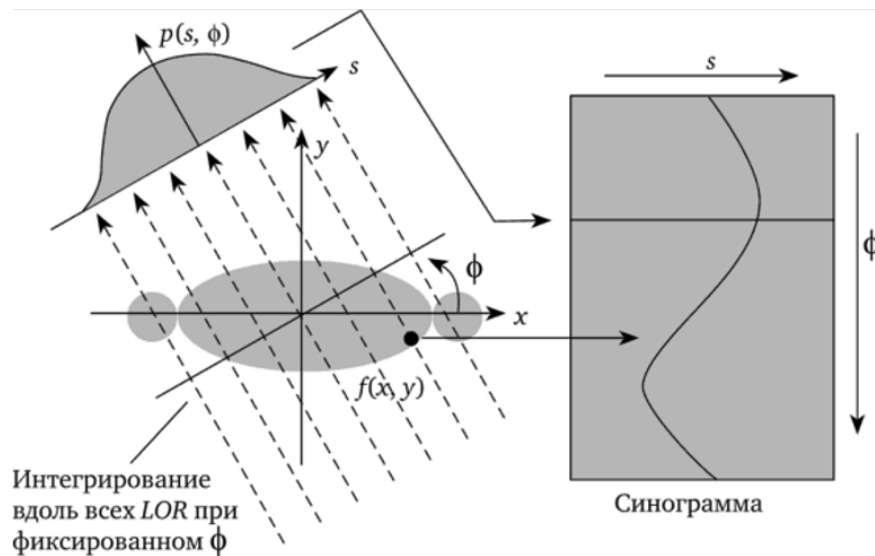


Рисунок 8 — Метод построения синограммы

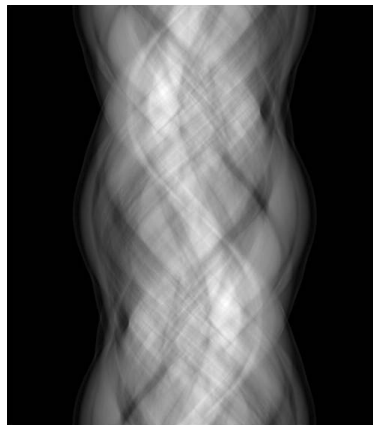


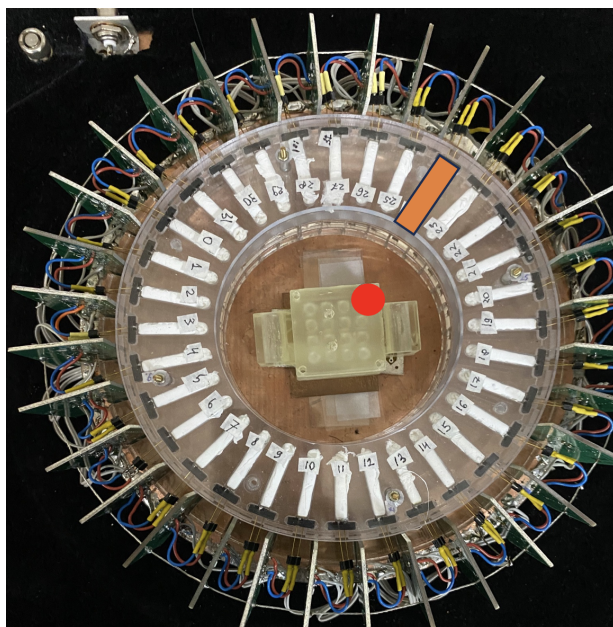
Рисунок 9 — Синограмма с медицинского ПЭТ

На нашей установке распределение по углу  $\phi$  оказывается дискретным, что связано с её конструктивными особенностями. В результате чего синаграмма, полученная на ней в режиме совпадений, приобретает вид, изображённый на рисунке 10.

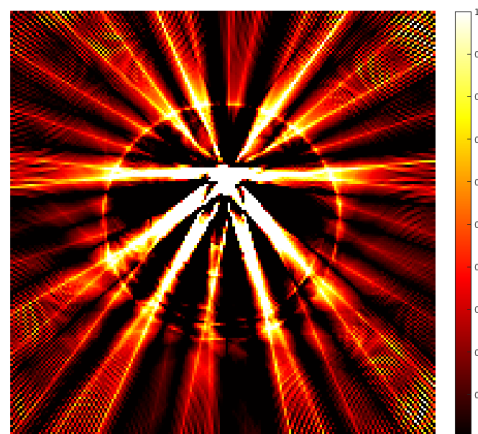


Рисунок 10 — Синограмма с микроПЭТ на 32 канала

Методом обратных преобразований при помощи математического пакета MATLAB, из синаграммы, изображённой на рисунке 10, было восстановлено изображение точечного источника  $^{44}\text{Ti}$  (рисунок 11).



а



б

Рисунок 11 — Реальное положение точечного источника (а) и восстановленное изображение точечного источника из нецентрального положения с микроПЭТ на 32 канала (б)

Как видно из риунков, восстановленное изображение достаточно точ-

но повторяет истинное положение источника, артефакты же вызваны шумами электроники и случайными совпадениями на установке.

## 2. МОДЕЛИРОВАНИЕ МИКРОПЭТ

Для получения наилучших параметров геометрической эффективности установки, а также наилучшего показателя координатного разрешения, необходимо подобрать наиболее эффективные для нашего устройства компоненты, в частности кристаллы. Тестирование различных вариантов детекторов и электроники требуют серьёзных затрат ресурсов, в том числе времени для набора достаточного количества статистики. Таким образом, возникает ряд вопросов, которые на сконструированной установке решить проблематично. Чтобы обойти такое серьёзное ограничение, а также проверить алгоритмы восстановления изображения необходимо смоделировать установку в рамках пакета моделирования, которым был выбран Geant4.

### 2.1. ПАКЕТ МОДЕЛИРОВАНИЯ GEANT4

**Geant4** (GEometry ANd Tracking) – это пакет для моделирования прохождения частиц и излучений сквозь вещество. Приложения, созданные на основе библиотек, предлагаемых данным пакетом, позволяют моделировать любую конфигурацию детекторов и источников излучения. Интересующие физические параметры, возникающие в результате взаимодействий частиц с частями установки, могут быть записаны и в дальнейшем проанализированы при помощи сторонних математических пакетов [14].

Geant4 предоставляет полноценный функционал для всех сверх моделирования трекинга частиц. Он может использоваться для:

1. моделирования геометрии с использованием различных форм и материалов;
2. поиска местоположения точек и создания траекторий в данном моделировании;
3. применения физических взаимодействий и генерации вторичных частиц;
4. записи избранной информации в виде подсчётов или создания совпадений (применяемой в качестве генерации отклика детектора);
5. визуализации геометрии установки, а также треков частиц, проходящих через неё;

- б. взаимодействия с приложением через расширенный терминал или графический пользовательский интерфейс.

Он включает в себя полный набор физических процессов электромагнитных, сильных и слабых взаимодействий частиц в веществе в диапазоне энергий от мэВ (для тепловых нейтронов), эВ (электроны) или обычно кэВ (адроны) до сотен эВ (адроны). ГэВ (или даже частично до 100 ТэВ). Для каждого типа взаимодействия предоставляется полный набор реализаций физической модели. Некоторые варианты подходов к моделированию доступны и готовы к использованию в виде последовательных конфигураций (названных физическими списками) [15].

Исходный код Geant4 доступен по лицензии с открытым исходным кодом и написан так, чтобы его можно было прочитать. В набор инструментов также входят примеры приложений, демонстрирующие несколько более простых настроек, а также избранные полноценные приложения из разных областей. Для некоторых областей эти приложения обладают обширными возможностями, тогда как другие служат отправной точкой для создания собственного приложения.

Geant4 используется в нескольких областях науки: от высоких энергий, ядерной и ускорительной физики до медицины и космической науки [16].

На базе Geant4 созданы разнообразные инструменты для различных областей применения, что позволяет использовать его без программирования. Охватываемые области применения варьируются от физики высоких энергий и ядерной физики (НЕР/НЕНР), медицинской физики, оценки влияния материалов при проектировании каналов ускорителей до оценки воздействия космической радиации на спутники и планетарные тела.

Эти приложения представляют собой инструменты, которые предоставляют как способ создания установки, так и механизм записи тех величин, которые относятся к их области. Многие из них являются расширяемыми, поэтому пользователь может добавлять новые возможности, используя их структуру и возможности Geant4. Вместо этого некоторые пользователи и экспериментаторы предпочитают создавать полностью индивидуальные приложения для своих настроек или экспериментов, чтобы сохранить полный контроль, создать новые возможности или интегрировать их в более крупную программную среду. Такие приложения были созданы в результате многих экспериментов по ХЭФ и ядерной физике.

НЕР и эксперименты по ядерной физике использовали его для проектирования или оптимизации будущих детекторов, подготовки программного обеспечения для обработки их данных (перед любыми измерениями) и для создания моделируемых событий, которые будут использоваться в рамках анализа измеренных данных.

Любой эксперимент или пользователь может создать собственное при-



ложение с помощью Geant4 для описания детектора, установки или эксперимента и использовать его для записи любых произвольных величин для сравнения с экспериментальными данными или для прогнозирования его производительности.

Таким образом, данный пакет полностью удовлетворяет всем требованиям для нашей модели, в связи с чем было принято решение применить его в нашей работе.

## 2.2. МОДЕЛЬ МИКРОПЭТ

При помощи математического пакета Geant4 было разработано приложение с моделированием нашего микроПЭТ, состоящей из 32 кристаллов-детекторов, геометрически полностью повторяющую расположенную в лаборатории установку. Код для программного обеспечения написан на языке C++ при использовании парадигм объекто-ориентированного программирования (ООП), что позволяет без особых усложнений текста программы гибко модифицировать установку и применять различные конфигурации числа каналов, материала детектора, полодения источника и их количество.

### 2.2.1. МОДЕЛИРОВАНИЕ ИСТОЧНИКА

Модель источника представляет из себя набор из двух источников частиц, расположенных в одной точке и излучающих две частицы заданной энергии ( $\gamma$ -кванта по 511 кэВ) одновременно в противоположных направлениях, что позволяет моделировать таким образом результат аннигиляции электрон-позитронной пары.

В случае точечного источника оказывается достаточным генерировать только лишь угол  $\theta$  вылета частицы в диапазоне  $[0; 2\pi)$ , что является тривиальной задачей, так как библиотеки Geant4 предоставляют генератор случайных действительных чисел в диапазоне  $[0; 1)$ . Положение же источника остаётся фиксированным и задаётся один раз за выполнение моделирования.

Гораздо более нетривиальной задачей оказывается генерация размерного источника. Так, например, при генерировании распада необходимо также случайным образом задавать его положение в рамках некоторого объёма. Логичным решением данной задачи служит простое генерирование радиус-вектора  $r$  и угла  $\phi$  в заданном диапазоне значений. Однако данный способ является ошибочным, что можно заметить на рисунке 12, отражающим результаты генерации точек аннигиляции таким методом:

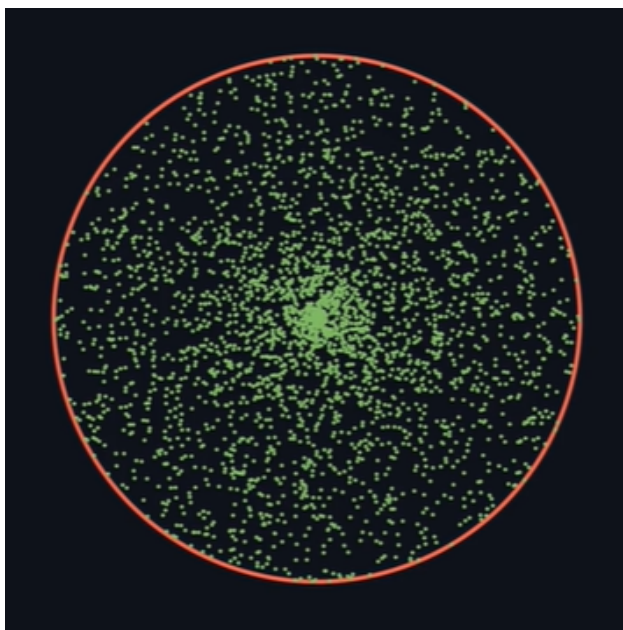


Рисунок 12 — Распределение точек аннигиляции при прямой генерации радиус-вектора  $r$  и угла  $\phi$  расположения точки

Концентрация точек в центре оказывается значительно выше, чем по краям, в результате чего распределение оказывается равномерным для произвольного радиуса, но не для заданной площади. Нашей задаче подобный факт не навредит, однако данная проблема требует отдельного рассмотрения и поиска иного алгоритма генерирования центра аннигиляции.

### 2.2.2. МОДЕЛИРОВАНИЕ СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫХ КРИСТАЛЛОВ

Для моделирования кристаллов были описаны три вида сцинтилляционных материалов:

1. GAGG(Ce)
2. LYSO(Ce)
3. BGO

Кристалл GAGG(Ce), очевидно, выбран из соображений необходимости проверки текущей конфигурации установки и отработки методик восстановления изображения с неё. Кристалл LYSO(Ce), как было описано ранее, активно применяется в альтернативных установках в связи с хорошими характеристиками плотности, эффективного зарядового числа, а также подходящей длиной волны пиковой яркости. Кристалл BGO среди прочих является явным фаворитом в области большинства физических характеристик, что делает его также интересным вариантом для применения в установке и повышения её эффективности.

Количество и размеры кристаллов, а также их положение в установке можно легко варьировать внутри кода, что позволяет изучать различные конфигурации модели и изучать их влияние на конечный результат моделирования.

Для измерения энергии частицы, регистрируемой данным детектором, применяется метод измерения потерь энергии в веществе, что достаточно для моделирования нашей установки. На основе полученных данных для избранных каналов формируются энергетические спектры (рисунок 13), что позволяет наглядно следить за поведением установки и оценивать, насколько точно происходит моделирование.

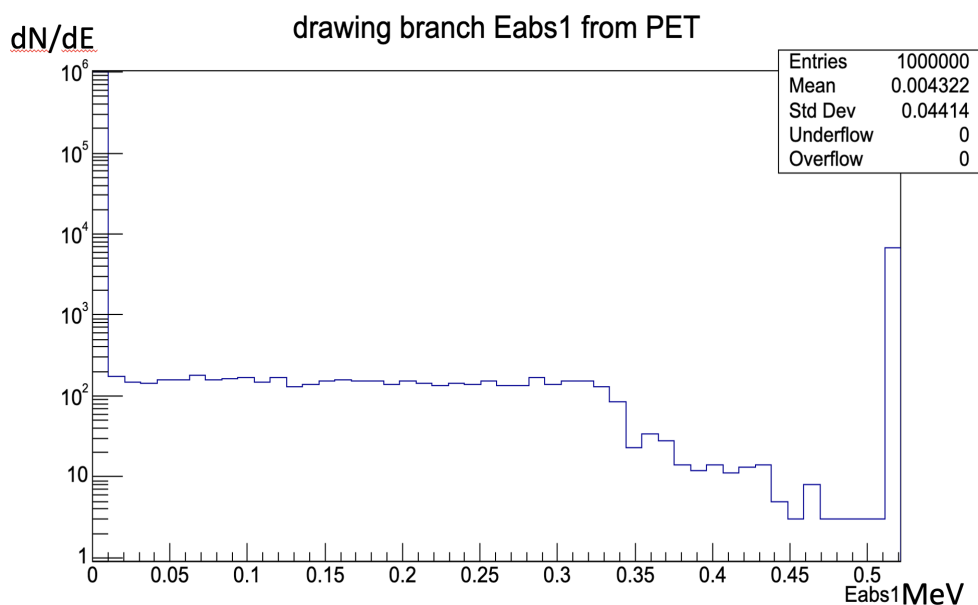


Рисунок 13 — Энергетический спектр с одного из смоделированных сцинтилляционных детекторов микроПЭТ. В качестве источника смоделирован распад  $^{44}\text{Ti}$

## 2.3. ПОРВЕРКА АЛГОРИТМА ВОССТАНОВЛЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ

Чтобы проверить, насколько правильно мы восстанавливаем изображение с реальной установки, было проведено моделирование аналогичного положения точечного источника для такой же конфигурации детекторов (материал, размер, количество). Меткой сработавшего канала является потеря частицей энергии 511 кэВ, что соответствует фотопику  $^{44}\text{Ti}$ . В отличие от реальной установки, временных задержек в нашей модели нет, что позволяет фиксировать совпадение по двум сработавшим каналам (рисунок 14).

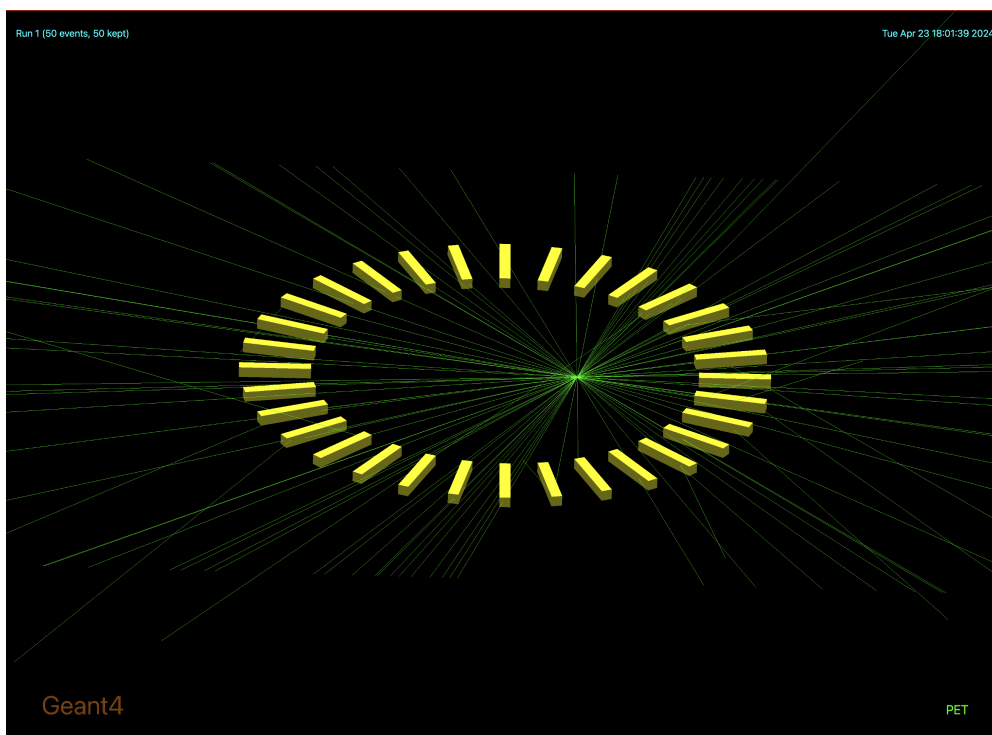


Рисунок 14 — Моделирование точечного источника  $^{44}\text{Ti}$  на установке 32 канала

Так как быстродействие современных процессоров находится на достаточно высоком уровне, а многоядерность и многопоточность за счёт параллельных вычислений ещё больше ускоряют процесс розыгрыша, моделирование событий, достаточного для необходимого числа откликов детекторов, ускоряется в тысячи раз, что позволяет достаточно быстро собирать необходимую статистику.

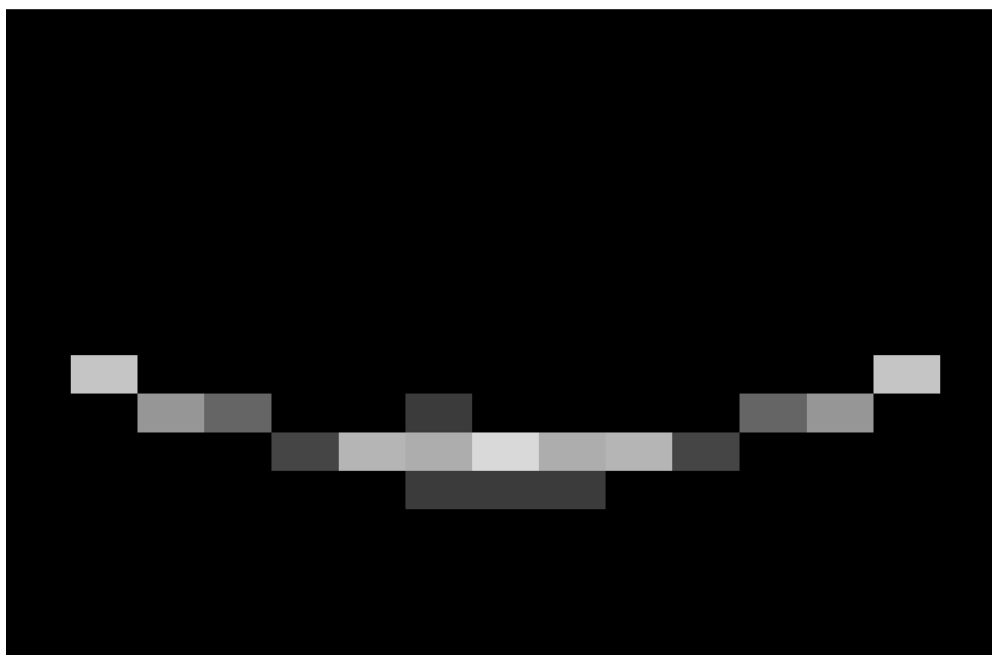


Рисунок 15 — Синограмма нецентрального положения точечного источника  $^{44}\text{Ti}$  на установке 32 канала

По откликам детекторов была построена синограмма, изображённая на рисунке 15. Далее из неё методом обратного преобразования при помощи математического пакета МАТСАД было восстановлено изображение (рисунок 16(б)). Как видно, изображение, восстановленное из модели оказывается перевернутым, что связано с некоторыми математическими особенностями, а также заметно менее шумным, что объясняется идеализацией модели, небольшие шумы присутствуют в связи с вероятностью возможного рассеяния гамма-кванта внутри сцинтиллятора без потери энергии и попадании в другой объём.

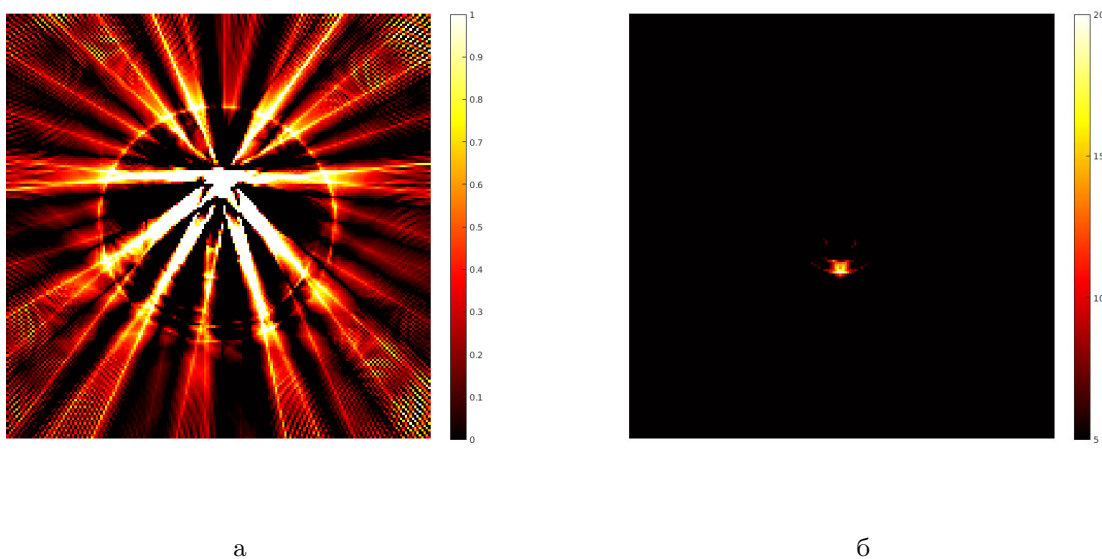


Рисунок 16 — восстановленное изображение точечного источника из нецентрального положения с микроПЭТ на 32 канала (а) и восстановленное изображение точечного источника из нецентрального положения с модели микроПЭТ на 32 канала (б)

## 2.4. ОЦЕНКА ГЕОМЕРИЧЕСКОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ УСТАНОВКИ В ПЛОСКОСТИ ПРИ ПОМОЩИ МОДЕЛИ

Для оценки геометрической эффективности установки для различных сцинтилляторов был проведён розыгрыш 10000000 событий, для которых было вычислен параметр эффективности  $R_{eff}$  как:

$$R_{eff} = \frac{N_{reg}}{N} \quad (2)$$

где  $N_{reg}$  — число зарегистрированных совпадений,  $N = 10,000,000$  — число розыгрышей. Для каждого типа сцинтилляторов было проведено по три розыгрыша при различных положениях источника. Моделирование

производилось на 64 каналах с целью улучшения параметров сбора. Результаты отражены в таблице 4

Положение источника, мм	GAGG(Ce)	LYSO(Ce)	BGO
	$R_{eff}, \%$	$R_{eff}, \%$	$R_{eff}, \%$
0	2.1	7.6	11.8
10	1.4	5.2	8.2
20	1.7	6.4	10.2

Таблица 4 — Геометрическая эффективность установки на 64 канала

Как видно из полученных данных, между положением 0 мм и 10 мм происходит значительный провал в геометрической эффективности установки. Данный феномен связан с дискретностью установки, поэтому в некоторых положениях источника часть излученных гамма-квантов может пролетать мимо кристаллов, что ведёт к нежелательным потерям. Эффективность в таком случае можно увеличить только за счёт увеличения числа каналов электроники. Действительно, если уменьшить число каналов в два раза, эффективность упадёт в четыре раза, так как  $N_{reg} \sim S_{det}$ , где  $S_{det}$  — площадь кристалла.

Наилучшую эффективность, как и ожидалось, показал кристалл BGO, что связано с высокой плотностью данного соединения, а также большим эффективным зарядовым числом, что также способствует увеличению эффективности регистрации.

### 3. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, по итогам текущей работы была создана модель 32-канального ПЭТ в системе Geant4, с помощью которой было произведено моделирование источника на установке, схожей с реальной. Для данных моделирования и реальных данных были восстановлены изображения на основе синограмм, построенных в обоих случаях по откликам детекторов. Было показано, что картины в обоих случаях без учёта шумовых эффектов, а также неоднородностей каналов реальной установки идентичны, что означает корректность восстановленного изображения для обоих случаев.

Также по данным моделирования для случая плоскости была рассчитана геометрическая эффективность установки для различных материалов сцинтиллятора. Неоднородности значения эффективности при разных положениях источника для одного и того же материала обусловлены дискретностью каналов установки и пролётом части излученных частиц мимо детекторов. Наилучшую эффективность показал кристалл BGO, что связано с его наиболее подходящими физическими характеристиками.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Зыков, Е., Поздняков, А. and Костеников, Н., *Рациональное использование ПЭТ и ПЭТ-КТ в онкологии, Практическая онкология* **15** (2014) 31.
- [2] S.R. Deans, *The Radon transform and some of its applications*, Courier Corporation (2007).
- [3] Рудас, М., Насникова, И. and Матякин, Г., *Позитронно-эмиссионная томография в клинической практике, М.: Центральная клиническая больница УДП РФ* (2007) .
- [4] Беляев and Климанов, *Физика ядерной медицины: учеб. пособие, М.: НИЯУ МИФИ* (2012) .
- [5] Корнеев, А., *Универсальная модель световых выходов пластмассовых и жидких органических сцинтилляторов для электронов и тяжёлых заряженных частиц, Факультет экспериментальной и теоретической физики НИЯУ МИФИ* (2007) 40.
- [6] S.-G. Crystals, *Physical properties of common inorganic scintillators, Saint-Gobain Crystals* (2007) .
- [7] T. Frach, G. Prescher, C. Degenhardt, R. de Gruyter, A. Schmitz and R. Ballizany, *The digital silicon photomultiplier – principle of operation and intrinsic detector performance, in 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC)*, pp. 1959–1965, 2009.
- [8] M. Jeong and M. Hammig, *Development of hand-held coded-aperture gamma ray imaging system based on gagg(ce) scintillator coupled with sipm array, Nuclear Engineering and Technology* **52** (2020) 2572.
- [9] M. Jeong, B. Van, B.T. Wells, L.J. D’Aries and M.D. Hammig, *Comparison between pixelated scintillators: Csi(tl), lacl 3(ce) and lyso(ce) when coupled to a silicon photomultipliers array, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* **893** (2018) 75.
- [10] АКИМОВ Ю., *Фотонные методы регистрации излучений, ОИЯИ, Дубна* (2014).
- [11] C.-S.S. Sensors, *Silicon photomultipliers (sipm), low-noise, blue-sensitive, On Semiconductor* (2020) .

- [12] A. Konotop and N. Boyko, *Installation for testing silicon photomultiplier and scintillation crystals*, *Vestnik natsional'nogo issledovatel'skogo yadernogo universiteta «MIFI»* **12(3)** (2023) 143.
- [13] F. Dubinin, N. Boyko, A. Konotop, G. Dolganov and A. Zhurkina, *Pet prototype based on scintillation detectors gagg-sipm coupled to 32-channel petiroc2a chip*, *JINR AYSS international conference 2023* (2023) 1.
- [14] S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. Arce et al., *Geant4—a simulation toolkit*, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* **506** (2003) 250.
- [15] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. Arce Dubois, M. Asai et al., *Geant4 developments and applications*, *IEEE Transactions on Nuclear Science* **53** (2006) 270.
- [16] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, P. Arce, M. Asai, T. Aso et al., *Recent developments in geant4*, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* **835** (2016) 186.