

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

ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ И ТЕХНОЛОГИЙ  
КАФЕДРА №40 «ФИЗИКА ЭЛЕМЕНТАРНЫХ ЧАСТИЦ»

УДК 531.3, 539.1.05

**ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА  
К БАКАЛАВРСКОЙ ДИПЛОМНОЙ РАБОТЕ  
СИСТЕМА ОБЕСПЕЧЕНИЯ ОДНОРОДНОСТИ ОТКЛИКА  
ДЕТЕКТОРОВ В 32-КАНАЛЬНОЙ ПЭТ СИСТЕМЕ**

Студент \_\_\_\_\_ А. Д. Конотоп

Научный руководитель \_\_\_\_\_ И. Н. Мачулин

Научный консультант \_\_\_\_\_ Ф. А. Дубинин

Москва 2024

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

**СИСТЕМА ОБЕСПЕЧЕНИЯ ОДНОРОДНОСТИ ОТКЛИКА  
ДЕТЕКТОРОВ В 32-КАНАЛЬНОЙ ПЭТ СИСТЕМЕ**

Студент \_\_\_\_\_ А. Д. Конотоп

Научный руководитель \_\_\_\_\_ И. Н. Мачулин

Научный консультант \_\_\_\_\_ Ф. А. Дубинин

Рецензент,  
к.ф.-м.н. \_\_\_\_\_ Ю. В. Штоцкий

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

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

Рук. учеб. прог.,  
д.ф.-м.н., проф. \_\_\_\_\_ М. Д. Скорохватов

# ОГЛАВЛЕНИЕ

<b>Введение</b>	<b>5</b>
<b>1 Позитронно-эмиссионный томограф для животных</b>	<b>7</b>
1.1 Принципы работы ПЭТ . . . . .	7
1.2 Сцинтилляционные детекторы . . . . .	8
1.2.1 Сцинтилляционные материалы . . . . .	9
1.2.2 Фотоумножители . . . . .	10
1.3 Плата Petiros 2A . . . . .	14
1.4 Макет 32-канального ПЭТ . . . . .	15
1.5 Характеристики макета 32-канального ПЭТ . . . . .	16
1.6 Восстановление изображения по данным макета 32-канального ПЭТ	19
<b>2 Предварительное исследование однородности каналов</b>	<b>22</b>
2.1 Оценка параметра Hold Delay . . . . .	22
2.2 Оценка величины амплитуды и энергетического разрешения каналов установки . . . . .	24
2.3 Заключение к главе . . . . .	25
<b>3 Тестирование детекторных сборок</b>	<b>27</b>
3.1 Описание установки . . . . .	27
3.2 Аппаратура CAEN . . . . .	28
3.2.1 Усилитель SP5600 . . . . .	28
3.2.2 Анализатор импульсов DT5720A . . . . .	29
3.3 Контроль температуры . . . . .	29
3.3.1 Arduino nano . . . . .	29
3.3.2 Датчик температуры и влажности AM2302 . . . . .	30
3.3.3 Програмное обеспечение . . . . .	31
3.4 Экспериментальная часть . . . . .	31

3.4.1	Исследование температурных зависимостей . . . . .	31
3.4.2	Исследование детекторов ПЭТ . . . . .	34
3.4.3	Получение одноэлектронного спектра . . . . .	36
3.5	Заключение к главе . . . . .	37
<b>4</b>	<b>Система регулирования напряжения на канале макета 32-канального ПЭТ</b>	<b>38</b>
4.1	Концепция подстройки напряжения на каналах . . . . .	38
4.2	Простейшая система регулирования напряжения . . . . .	40
4.3	Усовершенствованная схема регулирования напряжения . . . . .	44
4.3.1	Схема регулирования на базе дифференциального каскада	44
4.3.2	Подборка электронных компонентов для схемы . . . . .	46
4.3.3	Блок питания для создания положительного и отрицательного опорного напряжения . . . . .	49
4.3.4	Тестирование устройства . . . . .	50
4.4	Обсуждение полученных результатов и пути улучшения . . . . .	54
<b>5</b>	<b>Моделирование макета 32-канального ПЭТ</b>	<b>58</b>
5.1	Пакет моделирования Geant4 . . . . .	58
5.2	Модель макета 32-канального ПЭТ . . . . .	60
5.2.1	Моделирование источника . . . . .	61
5.2.2	Моделирование сцинтилляционных кристаллов . . . . .	62
5.3	Проверка алгоритма восстановления изображения . . . . .	63
5.4	Оценка геометрической эффективности установки в плоскости при помощи модели . . . . .	66
5.5	Заключение к главе . . . . .	68
	<b>Список литературы</b>	<b>70</b>

# ВВЕДЕНИЕ

Одной из передовых технологий по исследованию функциональных особенностей и структур тканей организма является позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ), хорошо зарекомендовавшая себя в области диагностики злокачественных новообразований. [1]. При проведении ПЭТ-исследования, в организм вводится специальный радиофармпрепарат, содержащий изотопы, распадающиеся с испусканием позитронов, который поглощается раковыми клетками и служит маркером при сканировании. Пролетев небольшое расстояние, родившиеся позитроны 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 настоящее время рынок ПЭТ в основном представлен зарубежными решениями от крупных производителей медицинского оборудования: Philips, Siemens, General Electric Healthcare и другие. В основе таких установок лежат сборки из неорганического сцинтилляционного кристалла (обычно применяются кристаллы BGO (германат висмута) или LSO (силикат Лютеция)) и фотоэлектронного умножителя (ФЭУ). Также ПЭТ дополняется установкой для МРТ/КТ, что позволяет сопоставить информацию о местоположении злокачественного образования с его положением внутри организма. Подобная интеграция значительно усложняет процесс разработки, что связано с усложнением общей компоновки конструкции, а также с высокой чувствительностью ФЭУ к внешнему электромагнитному полю и влиянию на корректную работу детектора в случае применения МРТ.

В лаборатории детекторов ядерной медицины кафедры физики элементарных частиц ведётся разработка модели ПЭТ на основе неорганических сцинтилляторов. Серьёзной задачей при создании подобной установки является контроль за работой каждого канала детекторов. В частности важным в этой об-

ласти остаётся вопрос калибровки и поддержания необходимого высокого параметра однородности откликов и устойчивости работы системы, чтобы получить наилучшее разрешение изображения.

**Целью** данного исследования стала оценка неоднородности отклика детекторов 32-канального ПЭТ, выявление причин и поиск способа снижения неоднородности.

Для достижения поставленной цели были сформулированы **задачи исследования:**

- 1) Изучить характеристики существующей установки, оценить степень неоднородности отклика;
- 2) Исследовать возможные причины неоднородностей;
- 3) Разработать систему управления напряжением на каналах 32-детекторной ПЭТ-системы;
- 4) Выполнить расчёты напряжений и токов для выбранных вариантов реализации;
- 5) Подготовить чертежи для изготовления печатных плат для реализуемых устройств;
- 6) Изготовить опытные образцы устройств, изучить и провести сравнительный анализ;
- 7) Смоделировать 32-канальный ПЭТ для отработки метода восстановления изображения

# 1 ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННЫЙ ТОМОГРАФ ДЛЯ ЖИВОТНЫХ

## 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 объекта 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 приводит к более высокой, по сравнению с окружающими тканями, концентрации препарата в опухоли и служит хорошим маркером при сканировании.

В качестве индикатора в данном препарате применяется нестабильный изотоп фтор-18, 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) позволяют 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 испытуемого [1].

Радиоактивная метка подвергается  $\beta^+$ -распаду, в результате которого родившиеся позитроны, пролетев небольшое расстояние (в среднем 3-4 мм [4]), аннигилируют с электронами тканей, в результате чего рождаются два  $\gamma$ -кванта, разлетающиеся на угол, близкий к  $180^\circ$ . Отклонение от коллинеарности в сред-

нем составляет около  $0.23^\circ$ , что при 80-см диаметре кольца приводит к потере в разрешении около 1.7 мм [5]. Энергия аннигиляционных  $\gamma$ -квантов составляет 511 кэВ. Частицы регистрируются при помощи расположенных вокруг источника излучения детекторов, на основании отклика которых строится визуализация, отражающая местоположение опухоли в организме, её размеры и форму.

Таким образом, детекторы ПЭТ для человека должны удовлетворять следующему набору характеристик[1]:

- 1) эффективность регистрации отдельного  $\gamma$ -кванта с энергией 511 кэВ – не ниже 80%;
- 2) пространственное разрешение – несколько миллиметров;
- 3) высокое временное разрешение, порядка нескольких наносекунд;
- 4) энергетическое разрешение  $< 100$  кэВ ПШПВ при энергии 511 кэВ для отсеивания событий комптон-эффекта;
- 5) возможность работы при нагрузках до  $10^5 - 10^6 \text{ с}^{-1} \cdot \text{см}^2$  временного окна.

## 1.2 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 состава веществ.

Для регистрации частиц и  $\gamma$ -квантов активно применяются сцинтилляционные детекторы. Использование данного класса детекторов в данной области связано с их высокой эффективностью и малой его зависимостью от энергии гамма-квантов в широком диапазоне энергий. Они представляют собой сборку из сцинтилляционного материала, излучающего свет при прохождении через него ионизирующего излучения, и фотоумножителя, регистрирующего световой сигнал, усиливая его.

## 1.2.1 СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Сцинтилляционные вещества, как было сказано, реагируют на проходящие через них потоки частиц, излучая некоторое количество фотонов пропорциональное энергии пролетающей частицы. Благодаря чему появляется возможность получать энергетические спектры различных источников ионизирующих излучений. Существует большое количество сцинтилляционных материалов: пластиковые сцинтилляторы, характеризующиеся 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 достаточное энергетическое разрешение, что позволяет говорить о энергетических характеристиках исследуемых частиц и, соответственно, разделять их по энергиям. В таблицах 1.1 и 1.2 приведены интересующие нас характеристики некоторых сцинтилляционных материалов.

Таблица 1.1 — Характеристики сцинтилляторов [6] \*среднее значение

Сцинтиллятор	плотность $\frac{\Gamma}{\text{см}^2}$	Время высвечивания, нс	Световыход, $\frac{\Phi}{\text{кэВ}}$
Полистирол	1.05	5	0.1
GAGG(Ce)	6.63	87(90%)255(10%)	56*
LYSO(Ce)	7.2	40	32
BGO	7.13	300	10

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. Материал обладает привлекательными для гамма-спектрометров характеристиками, что вызывает высокий интерес к его изучению, высокая плотность, так как при увеличении этого параметра кристалла кванты эффективнее теряют энергию в материале в силу зависимости этих величин, позволяя детектировать кванты высоких энергий, высоким зарядовым числом, влияющим на сечение взаимодействия фотоэффекта ( $\sigma_{ph} \sim Z_{eff}^5$ ), сравнительно небольшим временем высвечивания, достаточно высоким световыходом ( $\sim 56000$  ф/МэВ,  $T = 293K$ ), что позволяет более точно измерять энергию падающих на него  $\gamma$ -

квантов при подходящих нам значениях энергетического разрешения ( $\sim 9\%$ ), а также отсутствие гигроскопичности и собственного излучения.

Как видно из таблицы 1.2, 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 от производителя к производителю).

Как итог, GAGG(Ce) можем считать хорошей альтернативой кристаллов LYSO(Ce), чаще всего использующийся в сцинтилляционных детекторах для задач медицинской физики. GAGG представляет исследовательский интерес его применимости совместно с кремниевыми фотоумножителями, принцип действия которых отписывается далее, 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.

### 1.2.2 ФОТОУМНОЖИТЕЛИ

Вышедших из сцинтиллятора фотонов достаточно мало чтобы обрабатывать напрямую сигнал с какого-либо фотоприёмника. Для устранения этого недостатка применяются особые фотоприёмники, содержащие в своей конструкции преобразователи попадающих на них фотонов в электроны с последующим умножением числа частиц. Одним из подобных устройств являются фотоэлектронные умножители, представленный на рисунке 1.1.

Таблица 1.2 — Сравнительные характеристики распространенных сцинтилляционных кристаллов. [7–10]

	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 волны макс. высвечивания (нм)	550	420	480	415	520
Время свечения (нс)	1050	40	300	230	87(90%)255(10%)
Световыход (фотоны/кэВ)	54	32	10	38	40-45
Гигроскопичность	ДА	НЕТ	НЕТ	ДА	НЕТ
Собственная радиоактивность	НЕТ	ДА	НЕТ	НЕТ	НЕТ

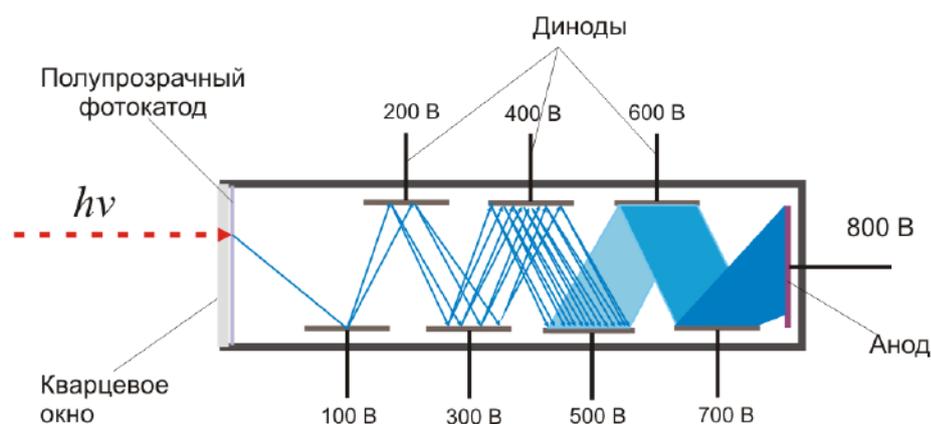


Рисунок 1.1 — Схема ФЭУ

Фотон проходит через кварцевое окно и, попадая на полупрозрачный фотокатод, рождает фотоэлектрон, который в свою очередь падает на динод, выбивая несколько вторичных фотоэлектронов, которые летят к следующему диноду и далее, пока волна фотоэлектронов в сотни тысяч раз большая, чем одна

частица, не достигнет анода. Такие фотоприёмники являются достаточно громоздкими, требуют сложных в изготовлении источников питания, восприимчивы к внешним магнитным полям, что усложняет их использование в паре с МРТ, а также являются достаточно хрупкими, из-за чего требуют в эксплуатации особой осторожности.

Решением в области детектирования слабых излучений являются кремниевые фотоумножители (SiPM), представленные ниже на рисунке 1.2.

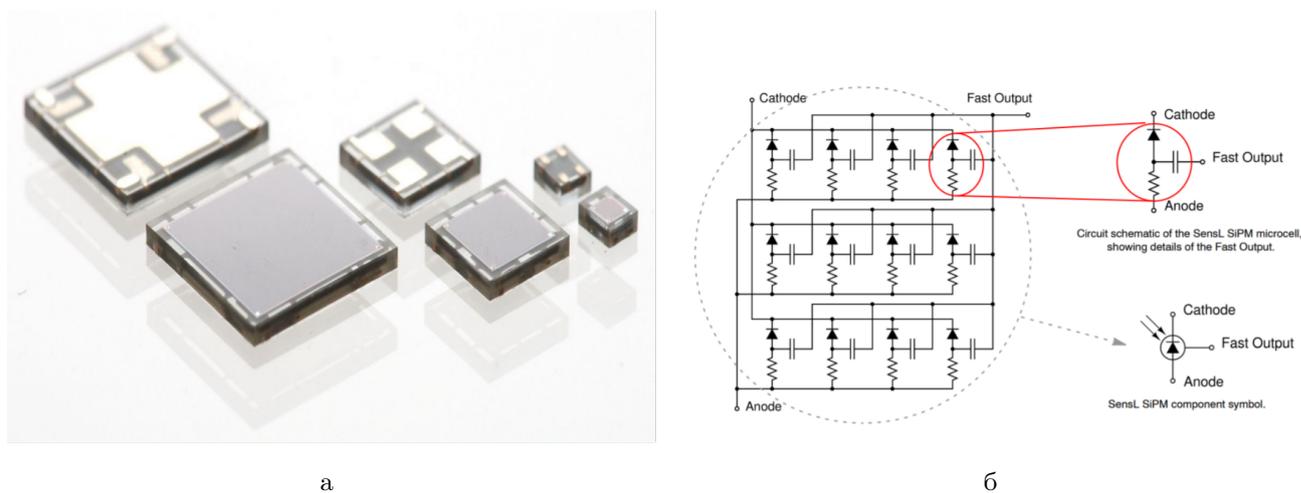


Рисунок 1.2 — Кремниевый фотоумножитель от компании Onsemi (а) и принципиальная схема кремниевого фотоумножителя (б)

Данный фотоприёмник представляет из себя матрицу полупроводниковых лавинных фотодиодов (ЛФД, SPAD), работающих в гейгеровском режиме. Пример принципиальной схемы SiPM представлен 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 в области компактности и устойчивости к внешним магнитным полям и используется для детектирования различных слабых сигналов. [11]

В нашей установке применяются кремниевые фотоумножители (SiPM) Onsemi FC30035.

Данные фотоумножители отличаются от своих конкурентов достаточно низким рабочим напряжением питания (30 В), а также высоким значением эффективности регистрации фотонов (PDE) и малым разбросом напряжения пробы. Эта линейка датчиков обладает высоким коэффициентом усиления [12],

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

Таблица 1.3 — Характеристики кремниевого умножителя Onsemi FC30035

чувствительных в однофотонном режиме от ультрафиолетового до инфракрасного диапазона при значении длины волны 420 нм.

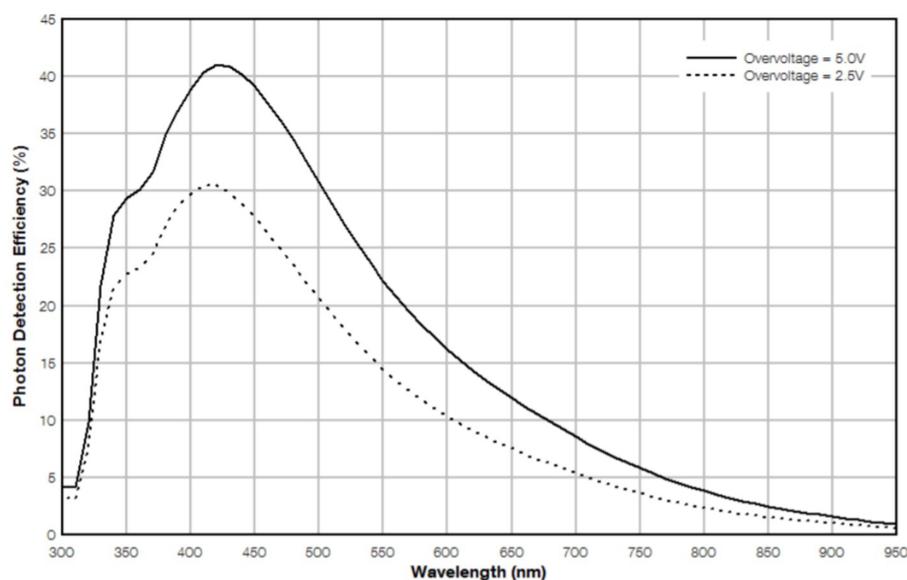


Рисунок 1.3 — Зависимость PDE от длины волны при разных значениях переобъёмного напряжения

На рисунке 1.3 представлена зависимость PDE от длины волны регистрируемого излучения для различных значений напряжения смещения. Данный параметр является отражением чувствительности кремниевого фотоумножителя, или отношением числа частиц, зарегистрированных за время измерения к числу частиц, попавших в детектор за тоже время. Определяется как:

$$PDE(\lambda, T, U) = Q_E(\lambda, T) \mathcal{E}_g P_G(T, U) \quad (1.1)$$

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

Для каждого датчика собрана схема подключения на индивидуальной плате, питание которой осуществляется от единого источника. Для дальнейшей калибровки SiPM были определены рабочие точки, которые представляют собой оптимальное значение напряжения смещения, при котором достигается наилучшее энергетическое разрешение детектора. Этот параметр зависит от коэффициента усиления, растущего при увеличении напряжения, и PDE.

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

### 1.3 ПЛАТА PETIROC 2A

За основу установки взята тестовая плата на базе интегральной схемы специального назначения (*ASIC*) **Petiroc 2A**, разработанная компанией Weegoc. Данная интегральная микросхема создавалась специально для считывания данных с SiPM), в том числе измерение времени срабатывания детекторов с последующим анализом и обработкой в соответствующем ПО.

Чип 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 и 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.

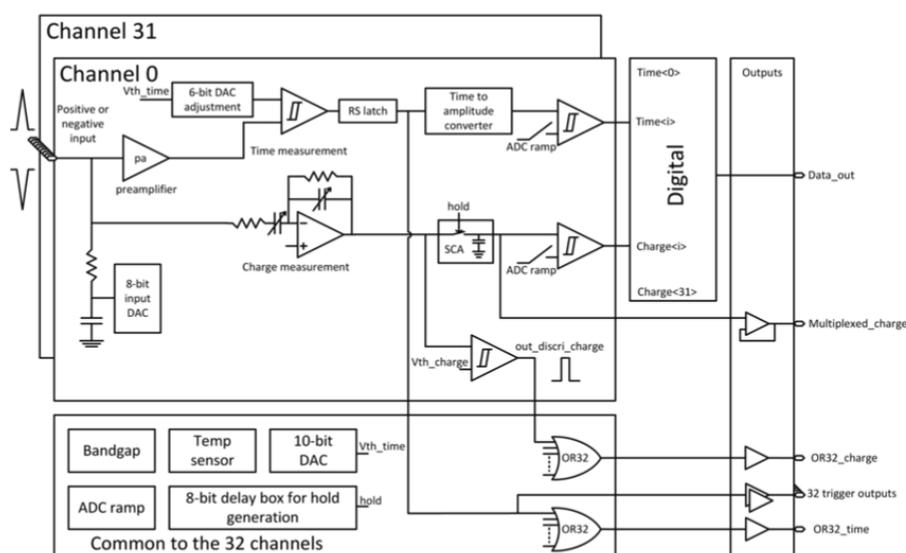


Рисунок 1.4 — Принципиальная схема тестовой платы Retiros 2A

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

## 1.4 МАКЕТ 32-КАНАЛЬНОГО ПЭТ

Макет 32-канального ПЭТ (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 поликарбонатного кольца, что придаёт установке прочность и избавляет от нежела-

тельных смещений. Внешний радиус кольца составляет 160 мм, внутренний – 90 мм, толщина – 10 мм. Всего размещено 32 детектора, что связано с ограничениями электроники – анализатор не рассчитан на большее число каналов. Сбор сигнала осуществляется через шлейф, присоединенный на входные pin-контакты платы. Установка в сборе представлена на рисунке 1.5.

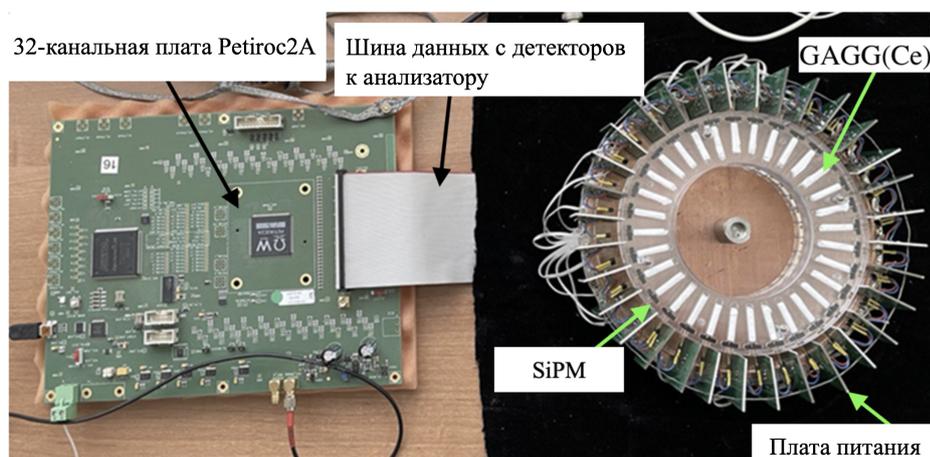


Рисунок 1.5 — Внешний вид макета 32-канального ПЭТ

## 1.5 ХАРАКТЕРИСТИКИ МАКЕТА 32-КАНАЛЬНОГО ПЭТ

Ранее собранный макет 32-канального ПЭТ проходил проверку на различных источниках, благодаря чему удалось изучить ряд его характеристик. Для данных исследований была подготовлена отдельная установка, представляющая собой чёрный ящик, внутри которого располагается детекторная сборка и необходимая для работы с ней электроника [13], были измерены характеристики откликов каналов, такие как положения пика, а также энергетическое разрешение для различных комбинаций SiPM и сцинтиллятора, дополнительно получены данные по энергетическому разрешению для одиночного детектора. Так, для пика в области 662 кэВ, изображённого на рисунке 1.6, источника  $^{137}\text{Cs}$ , составило  $\sim 8\%$ , что позволяет различать его с приемлемой точностью.



Рисунок 1.6 — Спектр источника  $^{137}\text{Cs}$ , полученный на установке для тестирования кремниевых фотоумножителей и сцинтилляционных кристаллов

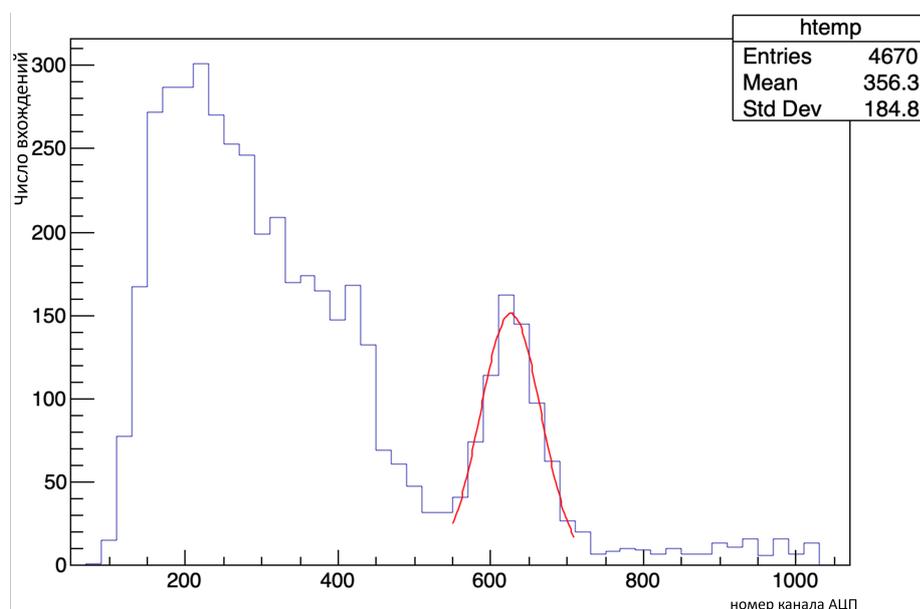


Рисунок 1.7 — Спектр источника  $^{44}\text{Ti}$ , полученный на одном канале макета 32-детекторного ПЭТ

В качестве второго источника для изучения характеристик установки был выбран  $^{44}\text{Ti}$  за счёт своей моды низкоэнергетического  $\beta^+$ -распада, что позволяет использовать его в качестве эталона для восстановления изображения с макета 32-канального ПЭТ. Источник размещался в центре установки и для каждой противоположной пары детекторов производился поиск совпадений в заданном временном окне. Для данного изотопа получено энергетическое разрешение 14% для пика 511 кэВ (рисунок 1.7), 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 [14].

Как описывалось ранее, в настоящий момент на рынке существует большой набор компаний, производящий установки для проведения ПЭТ исследований. Наиболее распространённые в этой области решения представлены в таблице 1.4.

Таблица 1.4 — Характеристики некоторых коммерческих томографов

Производители →	Philips		Siemens		GE Healthcare	
Модели →	GEMINI TF Big Bore	GEMINI TF 64 (PET/CT)	Biograph mCT	Biograph TruePoint	Discovery VCT	Discovery PET/CT 600
Хар-ки ↓						
Число детекторов	28 пикс. модулей	28 пикс. модулей	192	192	24 кольца	24 кольца
Число кристаллов	28,336	28,336	24,336	24,336	13,440	12,288
Материал детектора	LYSO	LYSO	LSO	LSO	BGO	BGO
Диаметр кольца (см)	90	90	84.2	83	88.6	81
Диапазон сканирования (см)	190	190	190	190	160	170
Размеры кристалла (мм)	4 × 4 × 22	4 × 4 × 22	4 × 4 × 20	4 × 4 × 20	4.7 × 6.3 × 30	4.7 × 6.3 × 30
Число фотоумножителей	420	420	4/блок	4/блок	280	256
Энергетическое разрешение (%)	12	11.7	12	12	–	–
Окно совпадения (нс)	5	3.8	4.1	4.5	10	10
Осевое поле зрения (см)	18	18	16.2/21.6	16.2/21.6	15.7	15.7

Сравнивая разработанный нашей лабораторией макет 32-канального ПЭТ с зарубежными представителями отрасли в области показателей разрешений по энергии и времени находим, что по данным критериям наша установка не уступает, а в некоторых случаях и заметно обгоняет конкурентов.

## 1.6 ВОССТАНОВЛЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ ПО ДАННЫМ МАКЕТА 32-КАНАЛЬНОГО ПЭТ

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 [5].

Построение синограммы отражено на рисунке 1.8. Для каждого значения угла  $\phi$  через объект пропускается набор линий отклика (LOR) – линии, соединяющие между собой пары сработавших детекторов, вдоль каждой из которых производится интегрирование (в нашем случае – суммирование) при её прохождении через объект. Получившееся для данного угла распределение переносится на плоскость  $(s, \phi)$ , амплитуда отражается яркостью точки. Из полного набора углов (в диапазоне  $(0; \pi)$ ) получается картинка, пример которой представлен на рисунке 1.9. Подобный метод, по своей сути, является одной из разновидностей Фурье-преобразований, преобразованием Радона, что позволяет, применяя обратное преобразование координат, из синограммы восстановить исходное изображение, по которому и производится оценка распределения радиофармпрепарата в организме.

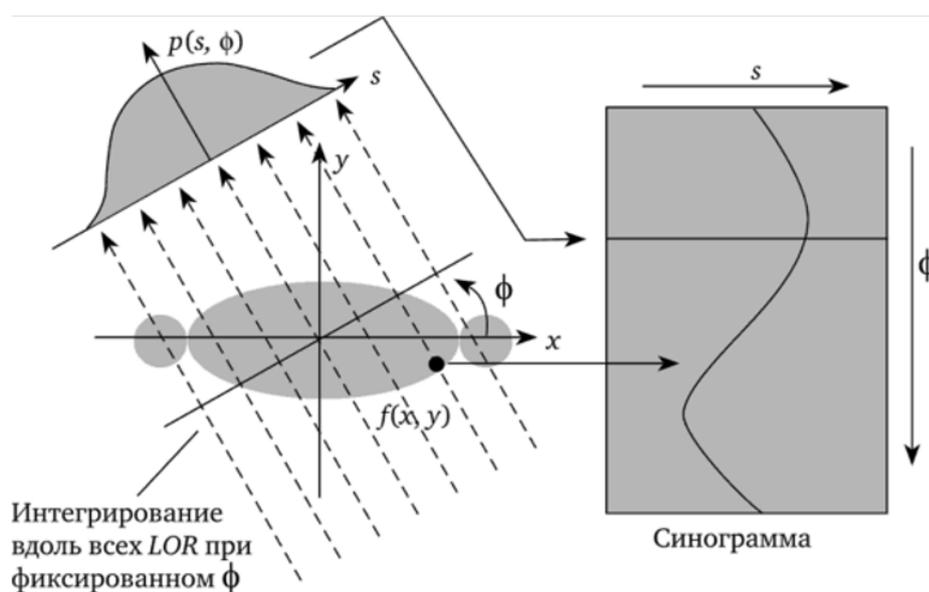


Рисунок 1.8 — Метод построения синограммы

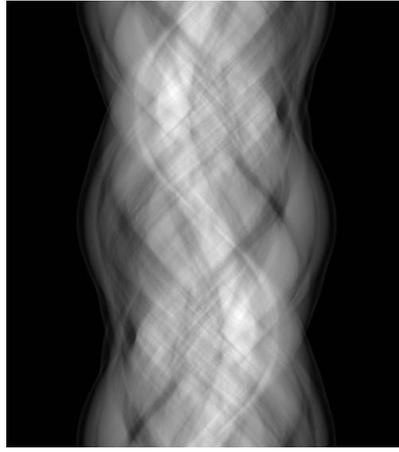


Рисунок 1.9 — Синограмма медицинского ПЭТ

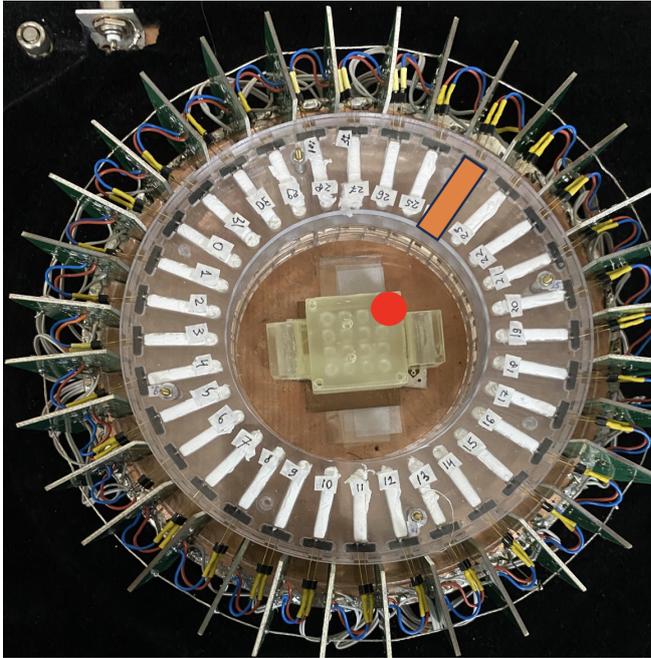
На установке распределение по углу  $\phi$  оказывается дискретным, что связано с её конструктивными особенностями. В результате чего синограмма, полученная на ней, приобретает вид, изображённый на рисунке 1.10.

При помощи математического пакета MATLAB, из снограммы, изображённой на рисунке 1.10, было восстановлено изображение источника  $^{44}\text{Ti}$  (рисунок 1.11).

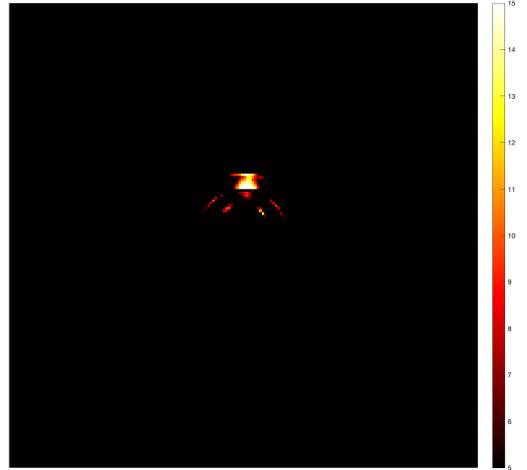
Как видно из рисунков, восстановленное изображение оказывается достаточно чётким, артефакты же вызваны шумами электроники и случайными совпадениями в установке.



Рисунок 1.10 — Синограмма с макета 32-канального ПЭТ



а



б

Рисунок 1.11 — Реальное положение точечного источника (а) и восстановленное изображение точечного источника из нецентрального положения с макета 32-канального ПЭТ (б)

## 2 ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ОДНОРОДНОСТИ КАНАЛОВ

Для проведения необходимых исследований в области неоднородностей работы каналов установки необходимо провести первичные исследования в этой области, изучив требуемые характеристики макета 32-канального ПЭТ и оценив степень неоднородности отклика каналов, ход которых изложен в данной главе.

### 2.1 ОЦЕНКА ПАРАМЕТРА HOLD DELAY

В качестве настраиваемых параметров по обработке входного сигнала представляется три величины: порог временного канала, который отсекает сигналы, ниже величины порога, порог по заряду, отсекающий сигналы с зарядом ниже определённой по зарядовому каналу, а также параметр Hold Delay (*Задержка ожидания*).

Принцип работы последнего заключается в отсрочке момента измерения энергетических (зарядовых) характеристик сигнала, что позволяет выявить точное положение его амплитуды. Согласно руководству пользователя и инструкции по работе с установкой [15; 16], величина генерируется в диапазоне 27 – 115 нс при помощи восьмибитного счетчика и, как следствие, принимает значения 0..255, а формула пересчёта в наносекунды представляется в виде:

$$t_h \approx 27 + 0.34 \cdot n \quad (2.1)$$

Причём пересчёт предусмотрен программно и выводится в меню работы рядом с его цифровым значением.

Существует два способа установки величины Hold Delay: пользовательский, когда человек собственноручно вводит параметр в соответствующее поле, и программный, когда ПО, варьируя значение величины, самостоятельно на-

ходит положение пика и, как следствие, необходимую задержку отсчёта. Как итог, было принято решение провести анализ параметра Hold Delay вручную и выяснить, корректное ли значение вносится программой.

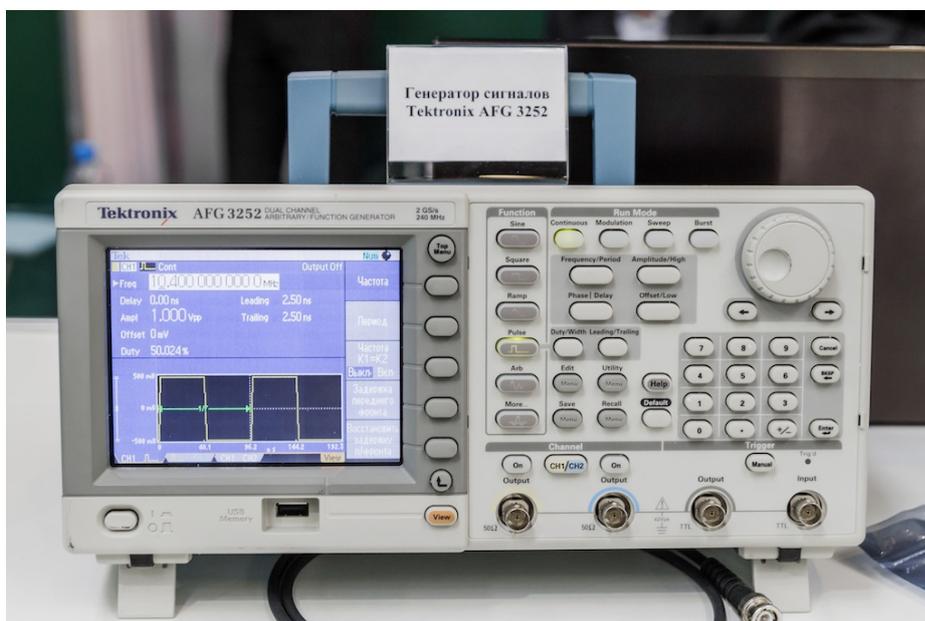


Рисунок 2.1 — Генератор сигналов Tectronix AFG 3252

В качестве исследуемого сигнала на вход одного из каналов платы подавались отрицательные симметричные треугольные импульсы, создаваемые внешним генератором Tektronix AFG 3252.1. Варьируя значение Hold Delay, по показаниям АЦП была получена зависимость амплитуды сигнала от этого параметра, представленная на рисунке 2.2:

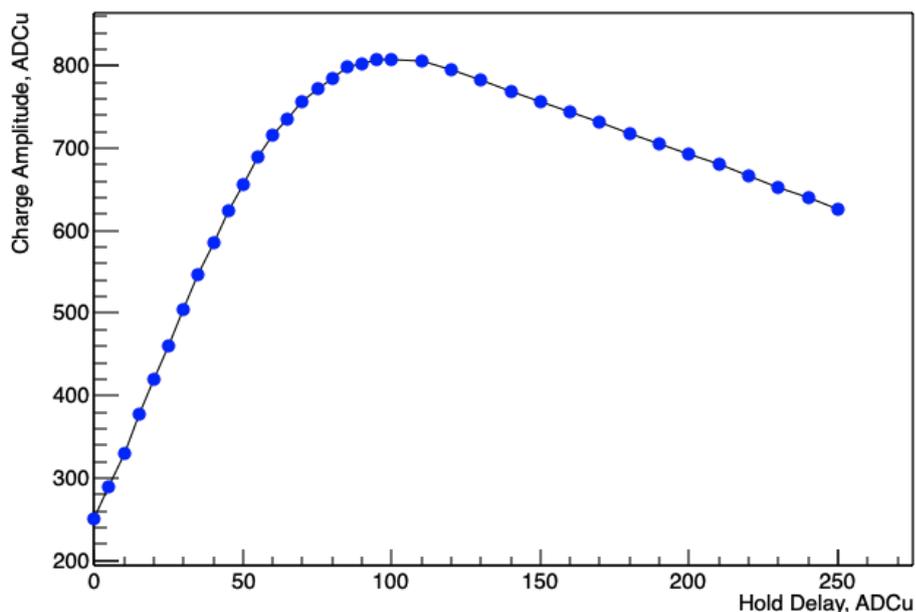


Рисунок 2.2 — График зависимости амплитуды заряда от величины Hold delay

Как и ожидалось, полученная зависимость соответствует форме входящего обработанного сигнала. Аппроксимируя полиномиально, получено положение пика (в данном случае – 100 ADCu). Полученное значение величины совпадает с подобранным программно, что подтверждает корректность работы метода.

## 2.2 ОЦЕНКА ВЕЛИЧИНЫ АМПЛИТУДЫ И ЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО РАЗРЕШЕНИЯ КАНАЛОВ УСТАНОВКИ

Одним из важных параметров любого детектора является его энергетическое разрешение – мера способности различать (разрешать) два результата отклика детектирующей системы на воздействие двух потоков дискретного энергетического излучения близкого друг к другу по энергии. В случае ПЭТ его важность сложно оспаривать: мало того, что необходимо только как можно точнее измерить разницу моментов регистрации гамма-квантов от аннигиляции электрон-позитронной пары, но также гарантировать, что это действительно была именно она. В связи с чем необходимо, чтобы все каналы установки обладали одинаковым энергетическим разрешением.

В связи с этим, следующим логическим шагом был анализ этих параметров с последующим сравнением и выявлением отклонений. Для этого в течение нескольких часов набирался спектр  $^{137}\text{Cs}$ , представленный на рисунке 1.6. Собранные данные при помощи макроса для математического пакета Root были проанализированы. Результаты отображены на рисунке 2.3.

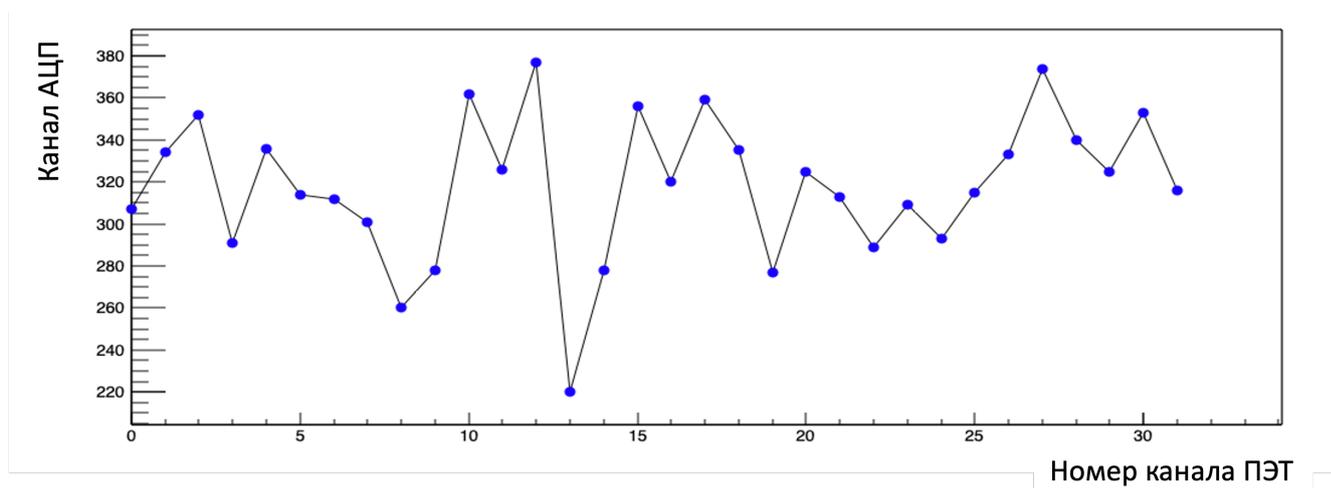
По полученным данным рассчитаны соответствующие средние по всем каналам значения амплитуды и энергетического разрешения:

$$\begin{array}{ll} \text{Положение пика} = 318 \text{ед. АЦП}, & \text{Разброс} = 20\%; \\ \text{Энергетическое разрешение} = 15\%, & \text{Разброс} = 9\%. \end{array}$$

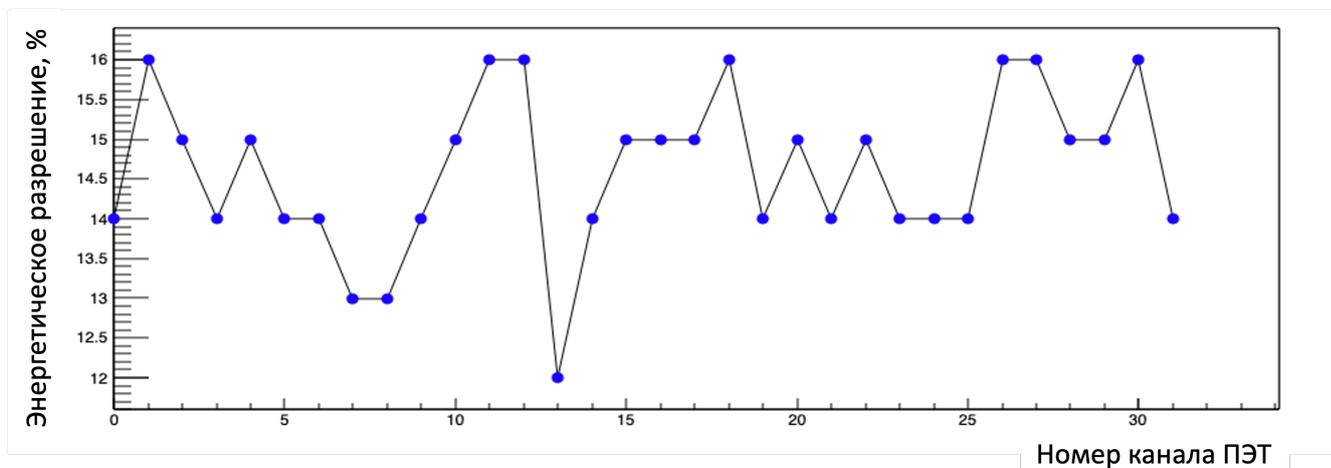
Из полученных данных наблюдается значительный разброс положений пика и энергетических разрешений от среднего значения. Данный факт является серьёзной проблемой для нашей установки: подобный разброс характеристик значительно ухудшает работу установки и получение качественного изоб-

ражения. Заметны явные отклонения канала №13 от нормального поведения остальных, как видно из графиков.

Основных причин подобного поведения может быть две: либо нарушения в работе канала, либо плохой оптический контакт между фотоумножителем и кристаллом. Для проверки необходимо провести сравнение сборок SiPM и сцинтилляционных кристаллов для разных каналов.



а



б

Рисунок 2.3 — Зависимость положения фотопика (*а*) и энергетического разрешения (*б*) в зависимости от канала установки

## 2.3 ЗАКЛЮЧЕНИЕ К ГЛАВЕ

Таким образом, по итогам работ, изложенных в данной главе, удалось определить особенности установки задержки момента измерения амплитуды, а также обнаружить серьёзную неоднородность отклика каналов в сравнении с

ожидаемыми данными, в связи с чем возникает необходимость поиска причин таких расхождений и путей их устранения.

## 3 ТЕСТИРОВАНИЕ ДЕТЕКТОРНЫХ СБОРОК

В данной главе рассматривается разработанная установка для тестирования кремниевых фотоумножителей и сцинтилляционных кристаллов. С помощью данной разработки под контролем температуры были измерены зависимости положений пика от напряжений для различных каналов, положения пиков для различных каналов и различных сборок сцинтилляционных кристаллов и SiPM, в том числе при изменении температуры, а также энергетические разрешения для этих случаев. Результаты исследований были представлены на X международной научной школы-конференции «Современные проблемы физики», а также изложены в статье [13].

### 3.1 ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

В связи с активным применением сборок из кремниевых фотоумножителей и сцинтилляторов появляется необходимость изучать их различные характеристики. В качестве решения была разработана установка, которая позволяет оценивать обширный набор параметров: шумовые характеристики, коэффициент усиления и температурную зависимость SiPM, снимать одноэлектронные спектры, изучать энергетическое и временное разрешение, световыход, а также температурную стабильность различных сцинтилляторов.

На рисунке 3.1 представлена блок-схема установки. В подготовленный чёрный ящик помещается исследуемая сборка из сцинтиллятора и кремниевого фотоумножителя. Питание осуществляется внешним лабораторным источником питания, а в качестве источника сигнала может быть использован как изотоп, так и светодиод. Сигнал с SiPM передаётся в электронный тракт на основе аппаратуры CAEN из учебного набора (оцифровщик, усилитель и анализатор импульсов) [17]. Данное оборудование создано специально для работы с различными кремниевыми фотоумножителями и является удобным и компактным ре-

шением. Так, сигнал с SiPM передаётся на усилитель, а затем разветвляется и направляется на дискриминатор, формирующий временные ворота, и анализатор импульсов, который также получает данные с дискриминатора. Установка позволяет собирать как дифференциальные, так и интегральные спектры, а с прямым подключением к ЭВМ отображать их в реальном времени в прилагаемом ПО. Контроль температуры осуществляется при помощи термодатчика AM2302 на базе микроконтроллера Arduino nano, данные с которого также передаются на ЭВМ. При помощи сторонних пакетов программ производится анализ полученных данных.

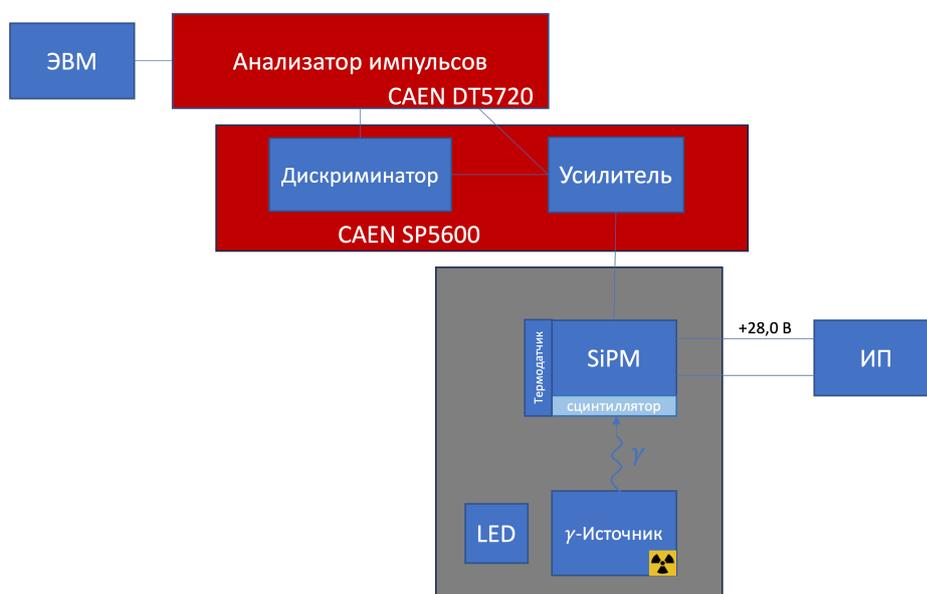


Рисунок 3.1 — Принципиальная схема установки

## 3.2 АППАРАТУРА CAEN

### 3.2.1 УСИЛИТЕЛЬ SP5600

SP5600 — это блок питания и усилитель, соединённые в одном блоке. Базовая конфигурация имеет два канала с независимой регулировкой усиления до 50 дБ и подает напряжение смещения (до 100 В) на датчики со стабилизацией. Каждый канал может обеспечивать цифровой выходной сигнал, генерируемый быстрыми дискриминаторами переднего фронта. Также возможна проверка на совпадение по времени двух каналов. [17]

### 3.2.2 АНАЛИЗАТОР ИМПУЛЬСОВ DT5720A

DT5720A — это 2-канальный 12-битный настольный оцифровщик 250 МС/с с несимметричным входным динамическим сигналом  $2 V_{pp}$  на коаксиальных разъемах МСХ. Регулировка смещения постоянного тока (диапазон  $\pm 1$  В) с помощью программируемых 16-битных ЦАП (по одному на каждый канал) позволяет правильно выбрать биполярный ( $V_{in} = \pm 1$  В) вплоть до полного положительного ( $V_{in} = 0 \div +2$  В) или отрицательного ( $V_{in} = 0 \div -2$  В) качание аналогового входа без потери динамического разрешения.

Модуль оснащен тактовым входом на передней панели и фазовой автоподстройкой частоты для синтеза тактового сигнала от внутренних/внешних опорных сигналов. Поток данных непрерывно записывается в кольцевой буфер памяти. Когда возникает срабатывание, FPGA записывает дополнительные N выборок для пост-срабатывания и замораживает буфер, который может быть прочитан через USB или оптический канал. Сбор данных может продолжаться без мертвого времени в новом буфере. [17]

## 3.3 КОНТРОЛЬ ТЕМПЕРАТУРЫ

### 3.3.1 ARDUINO NANO

Arduino (рисунок 3.2) представляет собой простейший микроконтроллер, построенный на восьмибитном микропроцессоре ATmega-328P с тактовой частотой 16МГц. За счёт своей простоты, малых размеров и дешевизны данные контроллеры позволяют применять его для простых и некоторых сложных задач. Например, Arduino можно применить в качестве контроллера мониторинга, а на самом деле и регулирования, микроклимата. [18]



Рисунок 3.2 — Arduino nano

Благодаря гибкости архитектуры данные с контроллера можно транслировать на ЭВМ через RS232 интерфейс (COM), сохраняя и обрабатывая при помощи специально разработанного программного обеспечения.

### 3.3.2 ДАТЧИК ТЕМПЕРАТУРЫ И ВЛАЖНОСТИ AM2302

В качестве датчика температуры был использован AM2302 на рисунке 3.3, зарекомендовавший себя в различных приборах на протяжении многих лет. Несмотря на отсутствие аккредитации в госреестре измерительных приборов, модуль является достаточно точным: экспериментально было получено, что после прогрева в течение 40–60 минут все приборы, принадлежащие одной партии не только показывают одинаковые параметры температуры и влажности, но и одинаково реагируют на отклонения в микроклимате с погрешностью, в отличие от заявленной производителем в [19], в несколько раз меньшей.



Рисунок 3.3 — Датчик AM2302

### 3.3.3 ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

Для получения и обработки выходных данных с датчика было разработано специальное программное обеспечение 3.4. Оно получает последовательность данных с платы Arduino Nano через RS232-интерфейса (COM), содержащую в себе данные о температуре и влажности с сенсора, расшифровывает закодированную информацию, проверяет соответствие и отображает полученные данные в реальном времени на экране, а также сохраняет полную статистику за время своей работы в отдельный log-файл, что позволяет в дальнейшем обрабатывать данные и при помощи сторонних математических пакетов.

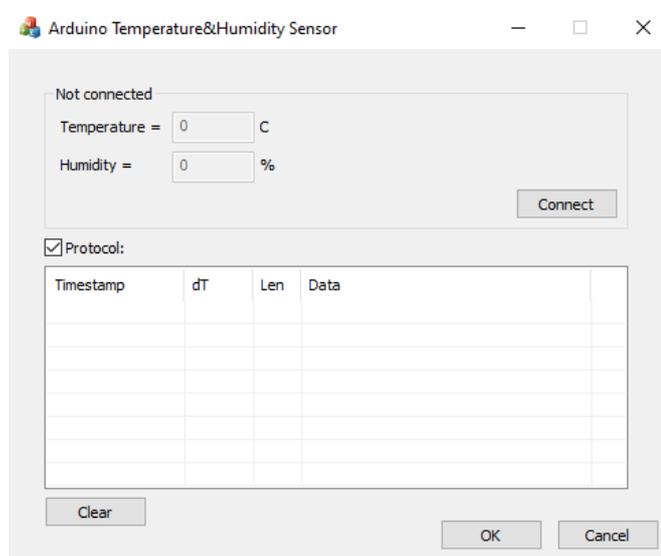


Рисунок 3.4 — Интерфейс разработанного программного обеспечения

## 3.4 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

### 3.4.1 ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ЗАВИСИМОСТЕЙ

Для начала необходимо было проверить, как влияет изменение температуры на результаты набора спектров. Для этого на сборке SiPM + сцинтиллятор при помощи нашей установки были собраны два набора данных: спектр  $^{137}\text{Cs}$  без нагрева и с нагревом. Все наборы сопровождались мониторингом температуры. Полученные спектры отображены в виде гистограмм на рисунке 3.5, а данные по изменению температуры на рисунке 3.6.

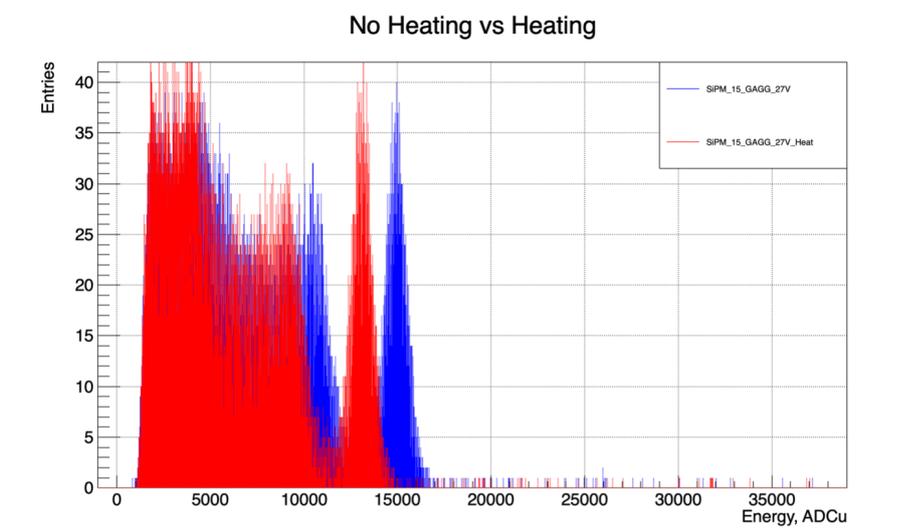
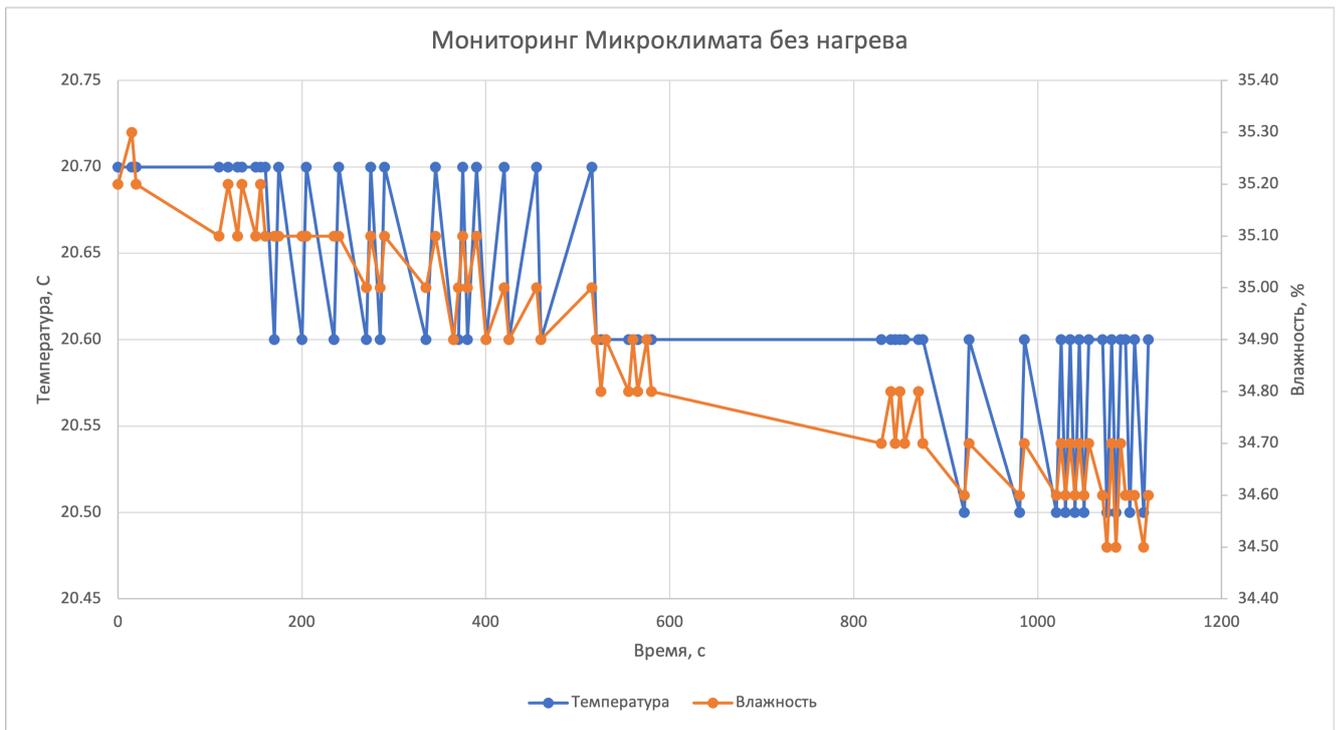
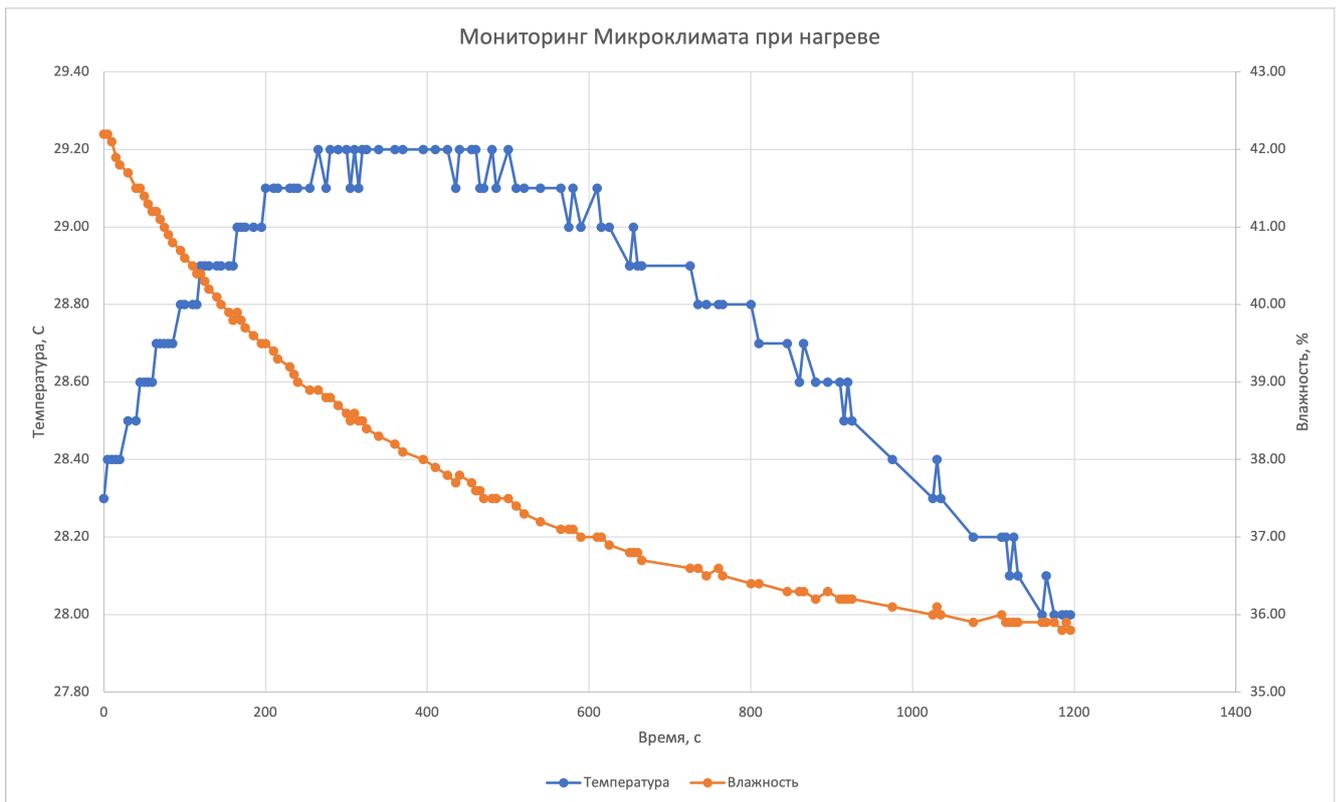


Рисунок 3.5 — Спектры  $^{137}\text{Cs}$  при нагреве (красный) и без нагрева (синий)

Как видно из результатов эксперимента, положение фотопика при нагреве смещается в меньшую сторону, что совпадает с теоретическим представлением. Это связано с температурной чувствительностью кремниевого умножителя: при увеличении температуры SiPM, напряжение смещения которого пропорционально температуре, уменьшает усиление и, как следствие, пик сдвигается в сторону меньшей энергии. [11]



а



б

Рисунок 3.6 — Мониторинг температуры в ходе сборов данных без нагрева (а) и с нагревом (б)

### 3.4.2 ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕТЕКТОРОВ ПЭТ

В настоящее время в Курчатовском институте разрабатывается макет 32-канального позитронно-эмиссионного томографа на основе детекторных сборок из кремниевого фотоумножителя 3x3 мм от компании SensL и сцинтилляционного кристалла GAGG(Ce) 3x3x20 мм. [20]

В ходе изучения некоторых его характеристик было выявлено характерное отклонение некоторых каналов от среднего значения по двум из них: энергетического разрешения и положения пика, что отражено на рисунке 2.3.

Как было сказано ранее, созданная установка позволяет изучать различные сборки из кремниевых фотоумножителей и сцинтилляционных материалов. В связи с чем было принято решение провести испытания соответствующих детекторов на собранном оборудовании.

Чтобы выяснить, какая из частей детектора вносит определяющий вклад в разброс отклика, необходимо организовать проверку каждой из них: кремниевого фотоумножителя и сцинтилляционного кристалла. Для этого были сняты две серии измерений: на одном SiPM для разных сцинтилляторов и наоборот.

Для начала, чтобы при необходимости внести поправки, а также оценить возможные отклонения и разбросы данных, на выбранном кристалле за одинаковое время были сняты спектры цезия-137 ( $^{137}\text{Cs}$ ), один из которых отображён на рисунке 3.7. Измерения проводились со слежением за температурой.

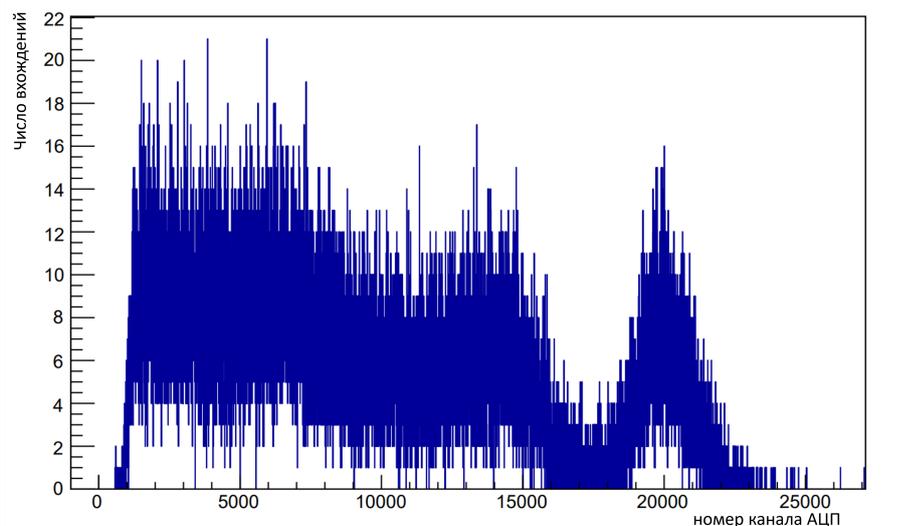
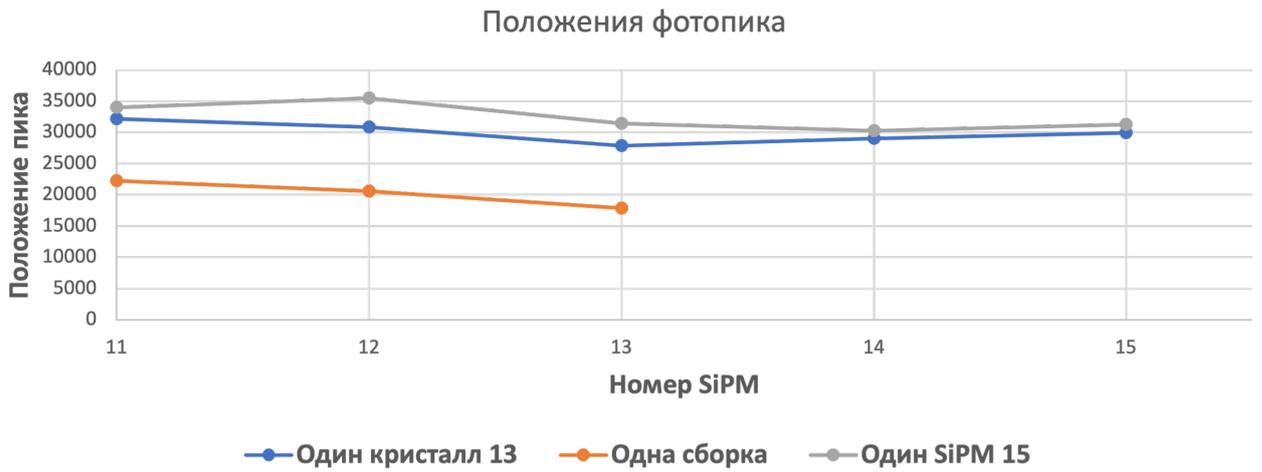
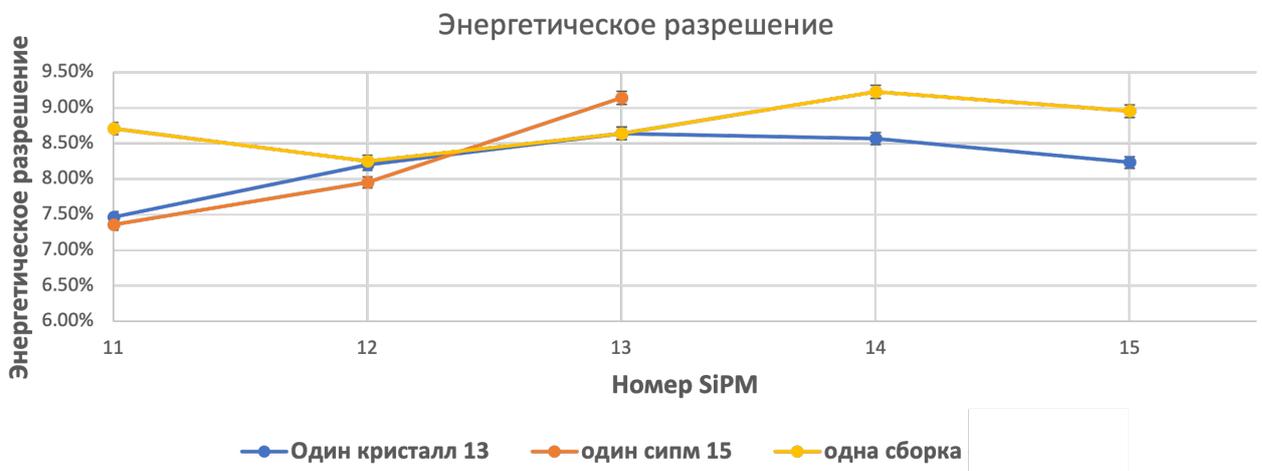


Рисунок 3.7 — Спектр  $^{137}\text{Cs}$ , полученный на нашей установке с одной изборок сцинтиллятора и SiPM



а



б

Рисунок 3.8 — Зависимость положения фотопика (а) и энергетического разрешения (б) детектора в зависимости от SiPM

Полученные данные обработаны и аппроксимированы гауссом методом Хи-квадрат. Получены значения положения пиков и энергетических разрешений, по которым были построены соответствующие зависимости параметров от номера SiPM. Также для выбранного кремниевого фотоумножителя и разных сцинтилляционных кристаллов были сняты аналогичные зависимости, аппроксимированы, а полученные данные положений пика и энергетических разрешений отражены на графиках, представленных на рисунке 3.8. Из полученных значений видно, что разбросы положений пика (в текущих измерениях составил 8%) и энергетических разрешений (в текущих измерениях составил 4%) значительно уменьшились в сравнении с прошлыми предварительными измерениями, описанными в предыдущей главе. Это с более точным позиционированием сцинтилляционного кристалла на SiPM, однако не является полноценным решением проблемы.

Как и ожидалось система находилась при одинаковой температуре, что отражено на рисунке 3.9, флуктуации температуры в начале измерений могут быть связаны с незначительными отклонениями из-за недостаточного прогрева аппаратуры.

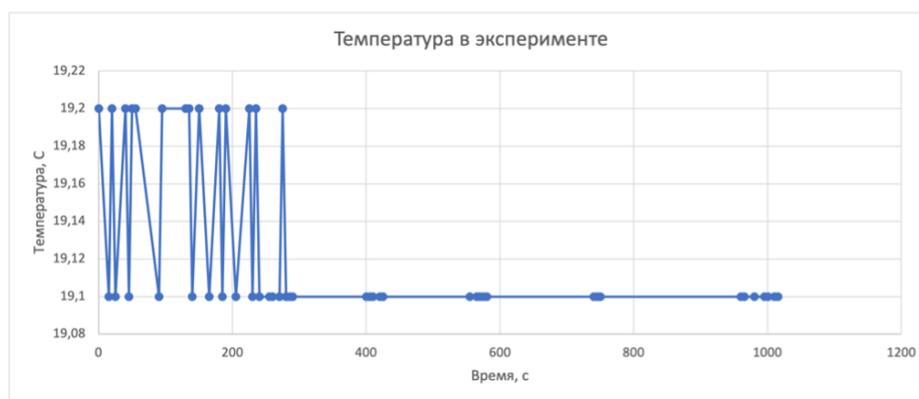


Рисунок 3.9 — Зависимость температуры в установке от времени в ходе эксперимента

### 3.4.3 ПОЛУЧЕНИЕ ОДНОЭЛЕКТРОННОГО СПЕКТРА

Как было описано ранее, конструкция позволяет использовать в качестве источника сигнала не только радиоактивные источники, но и светодиод для получения одноэлектронного спектра, изображённого на рисунке 3.10.

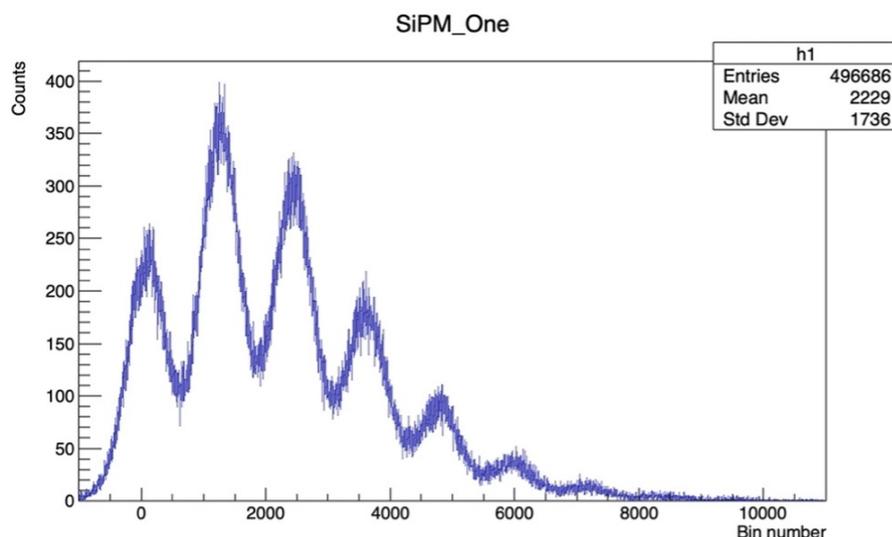


Рисунок 3.10 — Одноэлектронный спектр

Первый пик отвечает нулю системы (так называемый пьедестал), остальные пики – сработавшие ячейки. С его помощью можно откалибровать шкалу каналов АЦП и в дальнейшем при помощи спектра эталонного сцинтиллятора с известным световыходам получать относительный световыход других сцинтилляторов.

### 3.5 ЗАКЛЮЧЕНИЕ К ГЛАВЕ

По итогам работ, изложенных в данной главе, было создано полноценное рабочее устройство, позволяющее выполнять ряд задач по тестированию сцинтилляционных кристаллов и кремниевых фотоумножителей. Установка была проверена в реальных рабочих задачах, в ходе которых подтвердилась её функциональность, выявлены замечания и недостатки, требующие исправлений и доработок. Под нужды обработки данных были разработаны необходимые макросы для математических пакетов, а также программное обеспечение для сбора, обработки и сохранения данных с датчика температуры в виде MFC-приложения на ОС Windows. Как было показано в сравнении с исследованием в предыдущей главе, наблюдается улучшение положения в ситуации с однородностями каналов, что всё же не является полноценным решением проблемы.

# 4 СИСТЕМА РЕГУЛИРОВАНИЯ НАПРЯЖЕНИЯ НА КАНАЛЕ МАКЕТА 32-КАНАЛЬНОГО ПЭТ

Результаты, полученные в ходе исследований, описанных в предыдущей главе, явно показывают улучшение картины однородности отклика различных детекторных сборок после более точного позиционирования сцинтиллятор-SiPM, но не исправляют всей ситуации с неоднородностью, в связи с чем возникает необходимость воспользоваться иным подходом к решению проблемы.

## 4.1 КОНЦЕПЦИЯ ПОДСТРОЙКИ НАПРЯЖЕНИЯ НА КАНАЛАХ

Рассмотрим принципиальную схему одного из каналов разработанного макета 32-канального ПЭТ (рисунок 4.1):

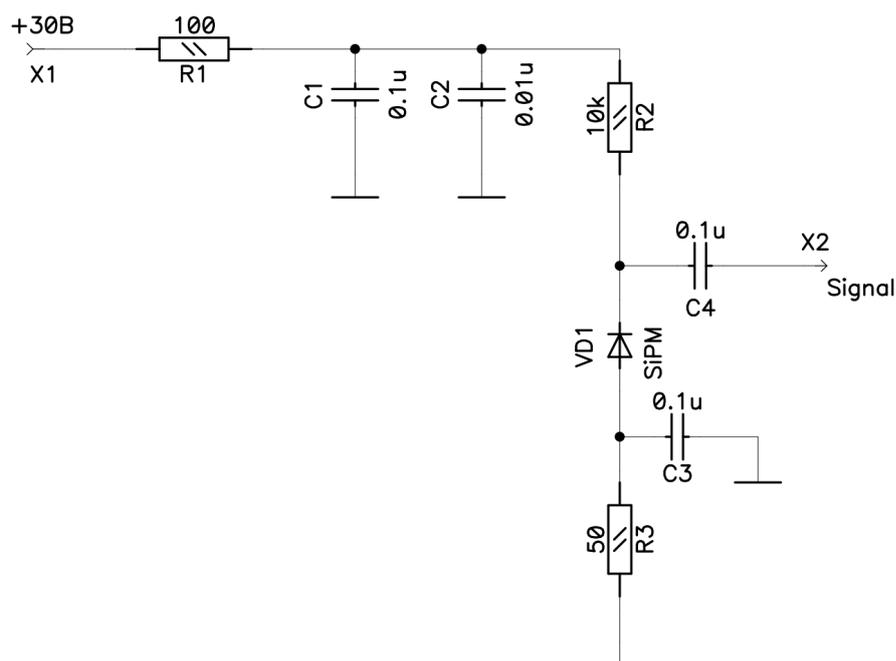


Рисунок 4.1 — Принципиальная схема одного канала макета 32-канального ПЭТ

Заметим, что амплитуда выходного сигнала, получаемого с детектора (на рисунке 4.1 – элемент VD1, съём сигнала сзади), пропорциональна подаваемому на фотоприёмник напряжению смещения (на рисунке напряжение смещения подаётся на вход X1, в качестве примера взято значение +30В):

$$U_{signal} \sim U_c \quad (4.1)$$

где  $U_{signal}$  – амплитуда выходного сигнала,  $U_c$  – напряжение смещения.

Действительно, воспользовавшись установкой для тестирования кремниевых умножителей и сцинтилляционных кристаллов [13], находим, что зависимость оказывается линейной (4.2):

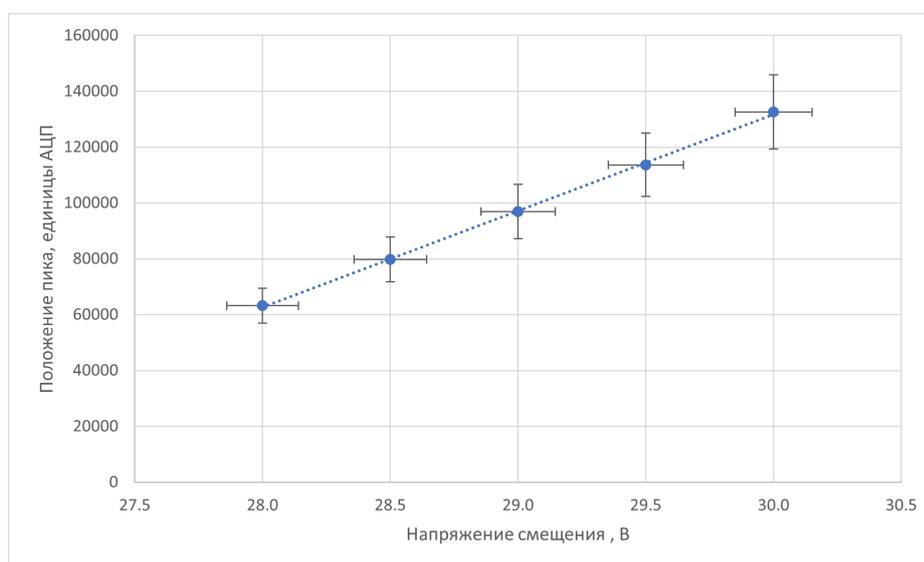


Рисунок 4.2 — Зависимость положения фотопика источника  $^{137}\text{Cs}$  от напряжения смещения

Таким образом, регулируя напряжение смещения на каждом канале установки, можно обеспечить необходимую однородность отклика всех детекторов. Для решения данного вопроса необходимо разработать дополнительную систему регулирования напряжения в виде отдельного модуля для каждого канала установки.

## 4.2 ПРОСТЕЙШАЯ СИСТЕМА РЕГУЛИРОВАНИЯ НАПРЯЖЕНИЯ

В качестве простейшей системы регулирования напряжения была разработана схема, представленная на рисунке 4.3.

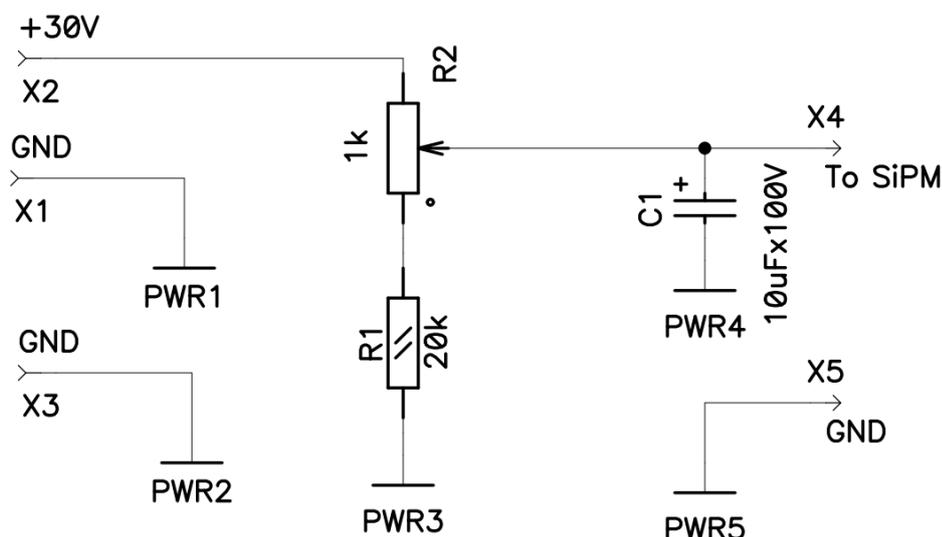


Рисунок 4.3 — Принципиальная схема простейшего модуля регулирования напряжения на канале

Она представляет собой обычный резистивный делитель, один из резисторов которого ( $R_1$ ) заменён на переменный. Такой модуль встраивается непосредственно перед схемой питания и съёма сигнала с кремниевого фотоумножителя, изображённой на рисунке 4.1, что позволяет собрать её как отдельный блок и не подвергать глобальной модификации текущую установку. На вход X2 подаётся напряжение питания с источника (на схеме – +30В) и регулируется при помощи переменного резистора  $R_2$ , резистор  $R_1$  играет также роль токоограничивающего. Напряжение на плату детектора снимается с выхода X4, параллельно которому стоит фильтрующий конденсатор, устраняющий нежелательные всплески, так как недостаток вышеприведённой схемы в увеличении выходного сопротивления источника питания до 1кОм, что увеличивает образование наводок в цепи питания, также регулирование напряжения вручную при помощи переменного резистора оказывается менее точным, а его модификация оказывается затруднительной. Для компенсации  $R_{\text{вых}}$  (его уменьшения) и устанавливается конденсатор  $C_1$ .

Модуль в сборе представлен на рисунке 4.4:

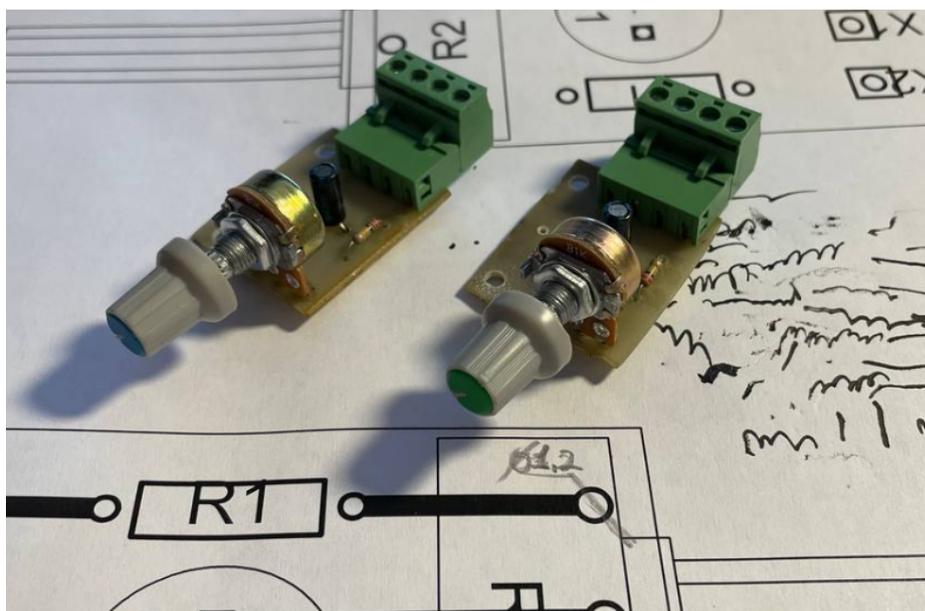


Рисунок 4.4 — Простейший модуль подстройки напряжения на канале установки в сборе

Модуль представляет собой небольшую плату размером 30 × 35 мм, питание и выход на плату канала выведены на общий четырёхканальный разъём, чтобы упростить подключение тестовых образцов.

На рисунке 4.5 представлен модифицированный тракт:

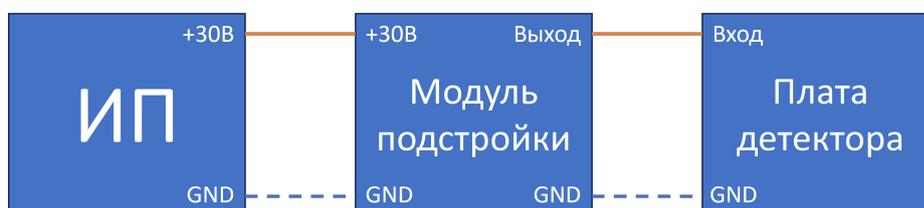


Рисунок 4.5 — Блок-схема тракта Источник питания (ИП) – Модуль подстройки – Плата детектора

После включения схемы и подачи питания диапазон регулирования при должном подборе электронных компонентов составляет 1.5В при напряжении питания 30В. Иной диапазон управления обеспечивается подбором альтернативной пары резисторов, что может сказываться на тепловом режиме и стабильности системы.

Для проверки устройства была произведена серия измерений спектра источника  $^{137}\text{Cs}$  при разных напряжениях питания платы детектора, регулируемых при помощи модуля (рисунок 4.6).

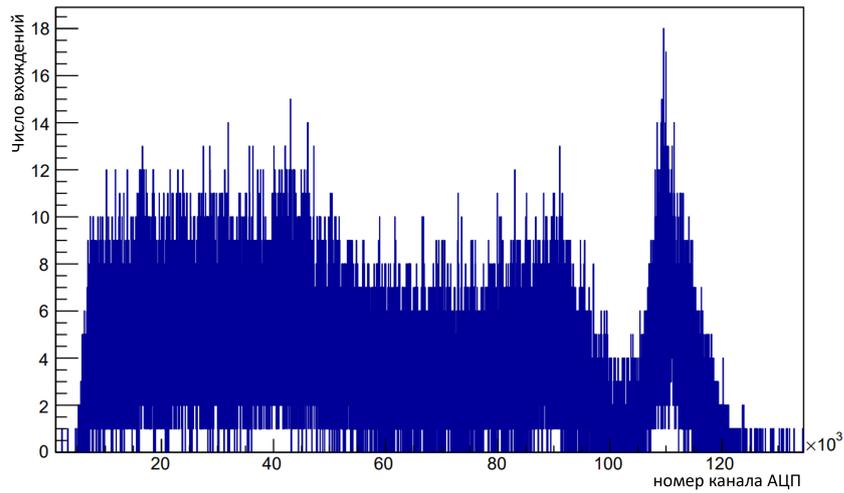


Рисунок 4.6 — Спектр  $^{137}\text{Cs}$  с применением простейшего модуля подстройки напряжений

Проведённые измерения показывают высокую стабильность применяемой схемы (таблица 4.1, где  $U_0$  – напряжение на плате детектора до начала набора данных,  $U$  – напряжение на плате детектора после набора данных). Таким образом, изменения напряжения на разработанной электронике отсутствуют и не будут вносить вклад в возможные отклонения.

Таблица 4.1 — Измерение напряжений до и после снятия спектра при помощи простейшего модуля регулирования

$U_0$ , В	$U$ , В
28.50	28.51
29.00	29.00
29.50	29.50
30.00	30.00

Зависимость положения фотопика в единицах АЦП от прикладываемого напряжения смещения при этом также сохраняется линейной (рисунок 4.7), как и в случае отсутствия платы регулирования (рисунок 4.2). В качестве погрешности по оси напряжений смещения выбрана приборная погрешность, погрешность по оси положений пика мала и сливается с точкой.

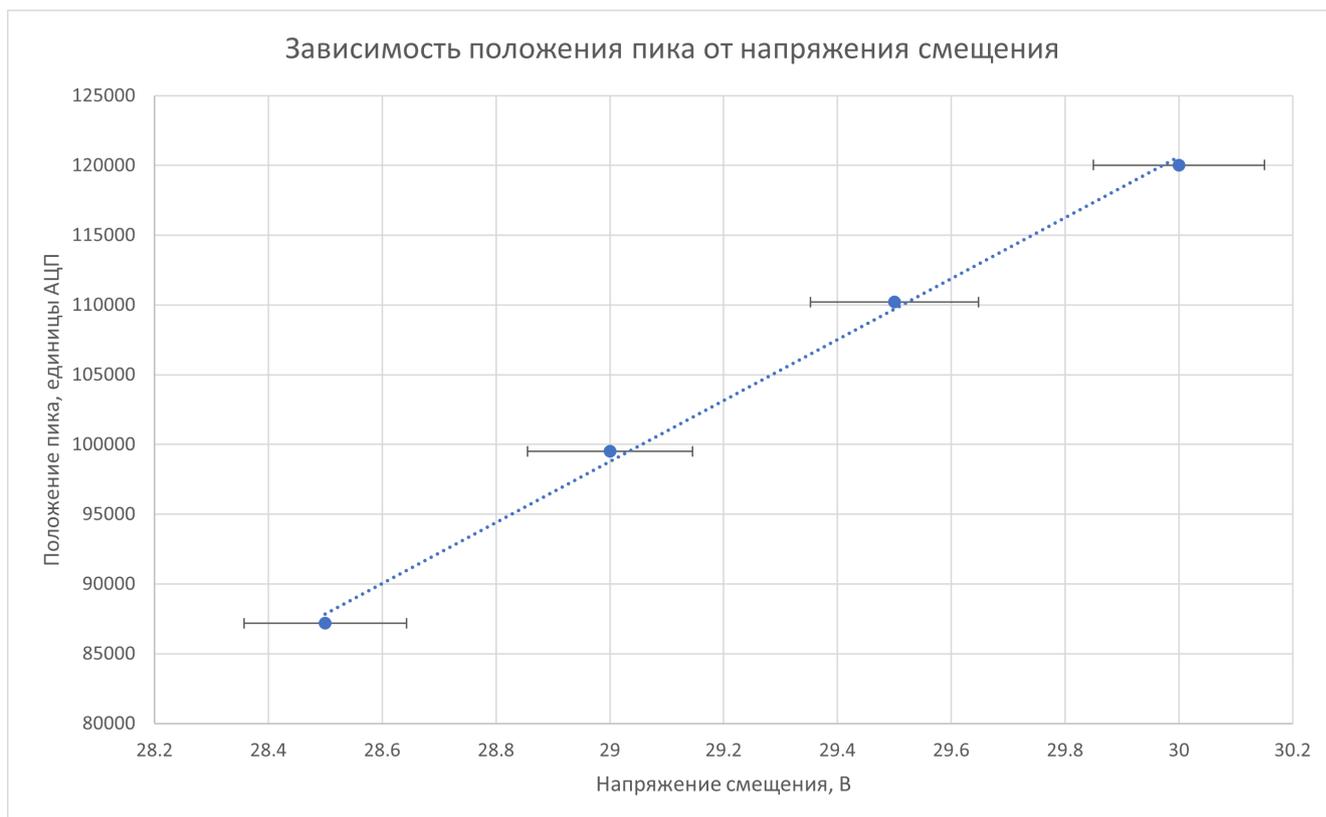


Рисунок 4.7 — Зависимость положения фотопика  $^{137}\text{Cs}$  от напряжения смещения при использовании простейшей схемы подстройки напряжений

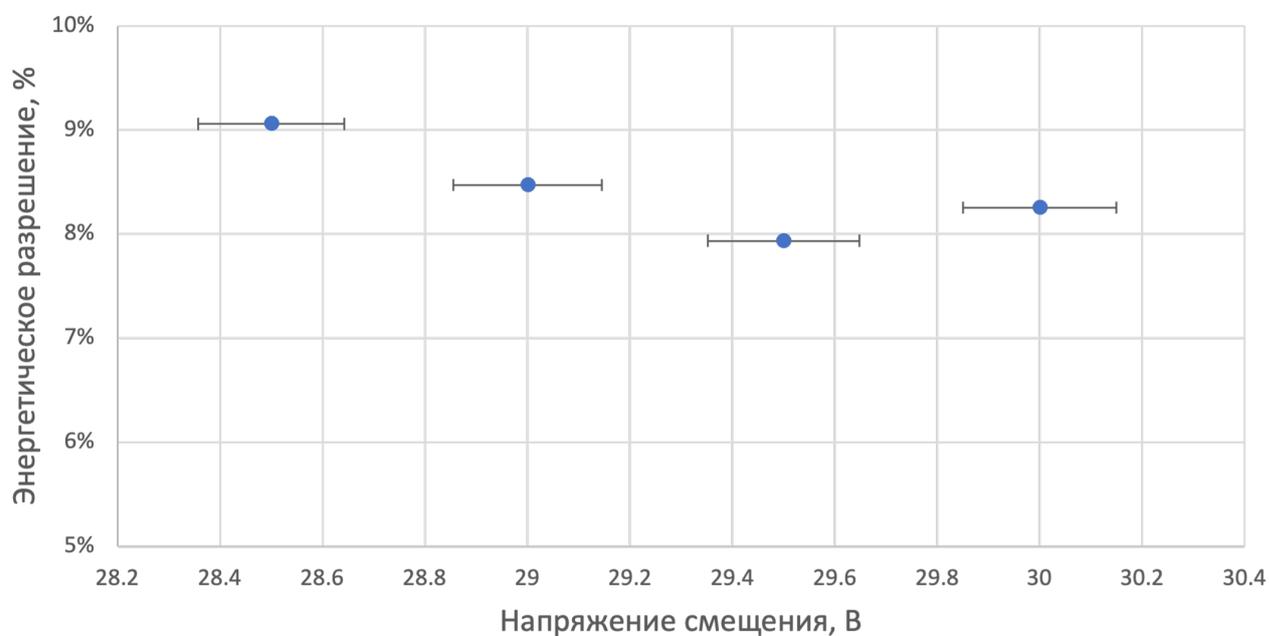


Рисунок 4.8 — Зависимость энергетического разрешения от напряжения смещения при использовании простейшей схемы подстройки напряжений

Картина энергетического разрешения при этом не поменялась в сравнении с измерениями без модуля подстройки (рисунок 4.8). В качестве погрешности по оси напряжений также взята приборная погрешность, погрешность по оси энергетических разрешений также мала и сравнима с размерами точки. На графике явно заметен минимум при некотором значении напряжения (здесь при  $U = 29.5\text{В}$ ), что может быть связано с нахождением оптимального режима работы SiPM.

## **4.3 УСОВЕРШЕНСТВОВАННАЯ СХЕМА РЕГУЛИРОВАНИЯ НАПРЯЖЕНИЯ**

Рассмотренная в предыдущем параграфе схема регулирования имеет достаточно узкий диапазон подстройки напряжений, что связано с особенностью её схемотехники. Действительно, регулирование напряжений при помощи данного решения составляет не более полутора вольт (в нашем исполнении), что хоть и является достаточным диапазоном регулирования, но всё же остаётся достаточно узким и трудновоспроизводимым с учётом применяемой электроники. Более того, диапазон регулирования пропорционален напряжению питания схемы, что также вносит некоторые трудности в использовании предложенного решения. Для устранения такого эффекта необходимо пересмотреть концепцию такого подхода и выбрать иное решение проблемы.

### **4.3.1 СХЕМА РЕГУЛИРОВАНИЯ НА БАЗЕ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОГО КАСКАДА**

Чтобы расширить диапазон и точность подстройки напряжения была предложена альтернативная схема для подстройки напряжения на каналах, изображённая на рисунке 4.9.

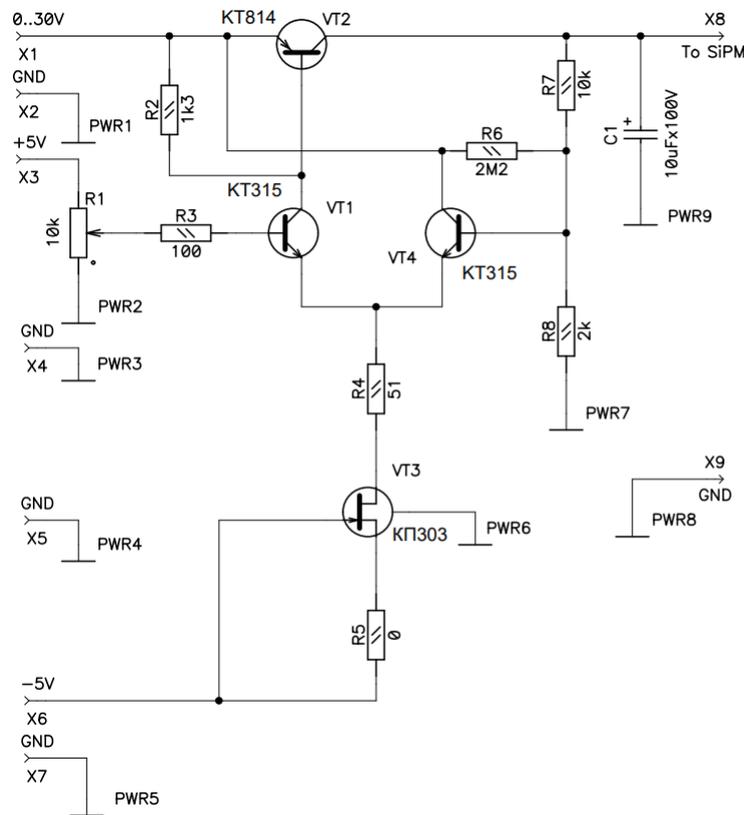


Рисунок 4.9 — Принципиальная схема модуля регулирования напряжения на канале на базе дифференциального каскада

На вход X1 подаётся напряжение питания +30В, а на вход X3 – опорное напряжение +5В, регулируемое переменным резистором R1. Транзисторы VT1 и VT4 образуют дифференциальный усилитель, к инвертирующему входу которого подключен делитель  $R_7$ - $R_8$ , который определяет обратную связь по отношению к его входу. Выход дифференциального каскада нагружен на резистор  $R_2$  и переход база-эмиттер транзистора VT2. Благодаря обратной связи дифференциальный усилитель балансируется автоматически таким образом, что напряжения на базах транзисторов VT1 и VT4 равны. Изменение напряжения на базе транзистора VT1 влечёт изменение напряжения на коллекторе транзистора VT2 (выход X8) в соответствии с делителем  $R_7$ - $R_8$  ( $k = \frac{R_8}{R_7 + R_8} = \frac{2}{12} = \frac{1}{6}$ ). Чтобы обеспечить линейную работу дифференциального усилителя во всём диапазоне регулирующего напряжения используется источник тока на базе n-канального полевого транзистора с управляющим p-n-переходом с общим затвором (VT3), питаемый опорным напряжением -5В на входе X6.

Применение дифференциального каскада в данной схеме не только даёт большой простор для методов управления и подстройки напряжения, но и по-

давлению возможных нежелательных сифазных помех, возникающих в тракте питания. Электролитический конденсатор С1 также служит для устранения нежелательных высокочастотных выбросов и возбуждения дифференциального усилителя.

#### 4.3.2 ПОДБОРКА ЭЛЕКТРОННЫХ КОМПОНЕНТОВ ДЛЯ СХЕМЫ

Для корректной работы обозначенной на рисунке 4.9 схемы необходимо подобрать ряд электронных компонентов, чтобы соблюсти симметрию каскада и не допустить преждевременное открытие управляющего транзистора VT2.

За основу дифференциального каскада была взята пара транзисторов КТ315В с близкими значениями коэффициентов передачи. Выбор на данные компоненты пал в связи с подходящим диапазоном рабочего напряжения (см. таблицу 4.2 [21]) а также широкой распространённостью.

Таблица 4.2 — Справочная таблица характеристик КТ315

Тип транзистора	Структура	$U_{КБО \max}$ , В	$I_{К \max}$ , мА	$h_{21э}$
КТ315А	n-p-n	25	100	30...120 (10В; 1мА)
КТ315Б	n-p-n	20	100	50...350 (10В; 1мА)
<b>КТ315В</b>	<b>n-p-n</b>	<b>40</b>	<b>100</b>	<b>30...120 (10В; 1мА)</b>
КТ315Г	n-p-n	35	100	50...350 (10В; 1мА)

Рабочий ток выбранных транзисторов составляет, согласно [21], 1мА, что было критерием выбора полевого транзистора в качестве источника тока. Для таких целей подойдёт полевой транзистор КП303Б (см таблицу 4.3).

Таблица 4.3 — Справочная таблица характеристик КП303

Тип транзистора	Структура	$U_{ЗИ \text{ отс}}$ , В	$I_{с \text{ ост}}$ , мА	$S$ , мА/В
КП303А	<b>p-n-переход и n-канал</b>	<b>0.5...3</b>	<b>≤ 2.5</b>	<b>1.0...4</b>
<b>КП303Б</b>				
КП303В		1.0...4	≤ 5	2.0...5
КП303Г		≤ 8	≤ 12	3.0...7

При выбранном включении VT3 максимальное напряжение сток-исток составляет 10В, что значительно больше предельного  $U_{КБО \max}$ , а напряжение

отсечки и начальный ток стока важны для правильной калибровки включения с общим затвором (рисунок 4.10).

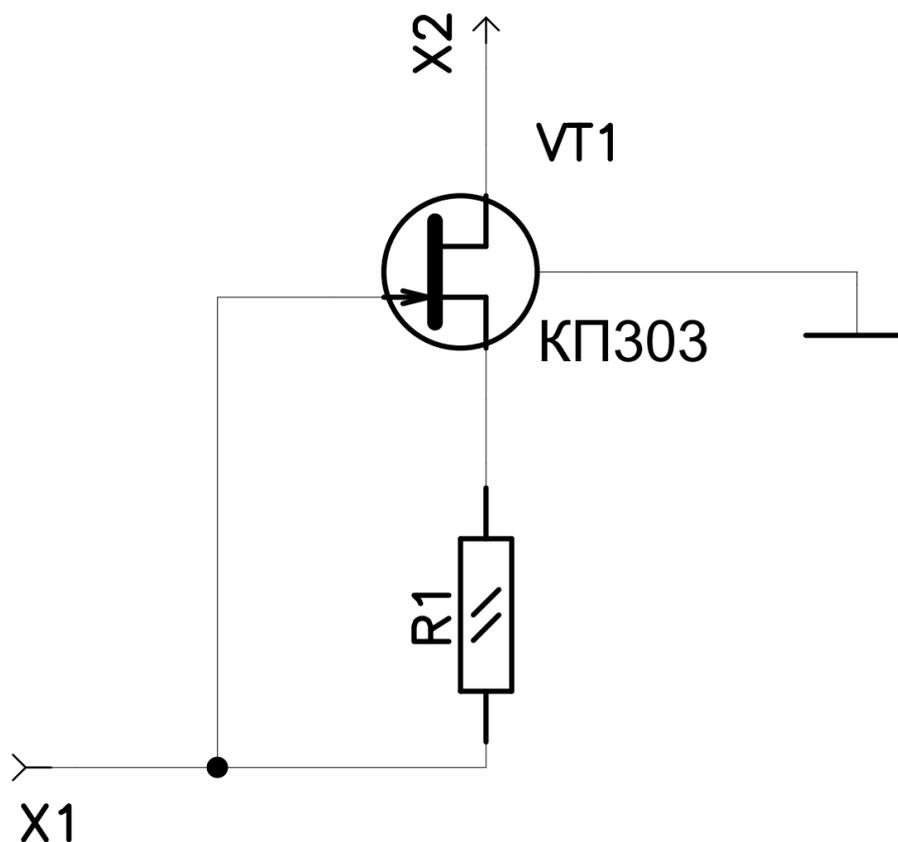


Рисунок 4.10 — Принципиальная схема включения полевого транзистора с общим затвором как источник тока

Величина тока такого источника зависит от резистора  $R_1$  на истоке. В случае выбранного нами транзистора начальный ток стока составляет  $i_{c \text{ отс}} = 1$  мА (0.98...1.04 мА при  $U_{зи} = 3..10$ В), поэтому на месте резистора  $R_1$  на рисунке 4.10 (в нашем случае –  $R_5$  на рисунке 4.9) установлена перемычка.

На роль управляющего транзистора (на рисунке 4.9 – транзистор VT2) рассматривались несколько кандидатов. Изначально на данную роль предполагалось применить германиевый транзистор ГТ403 в связи с более малым значением  $u_{6э} = 0.3$ В, а также высоким ( $U_{кб} = 60$ В) допустимым рабочим напряжением. Однако при малых и высоких значениях напряжения такой транзистор показал высокую нелинейность (рисунок 4.11).

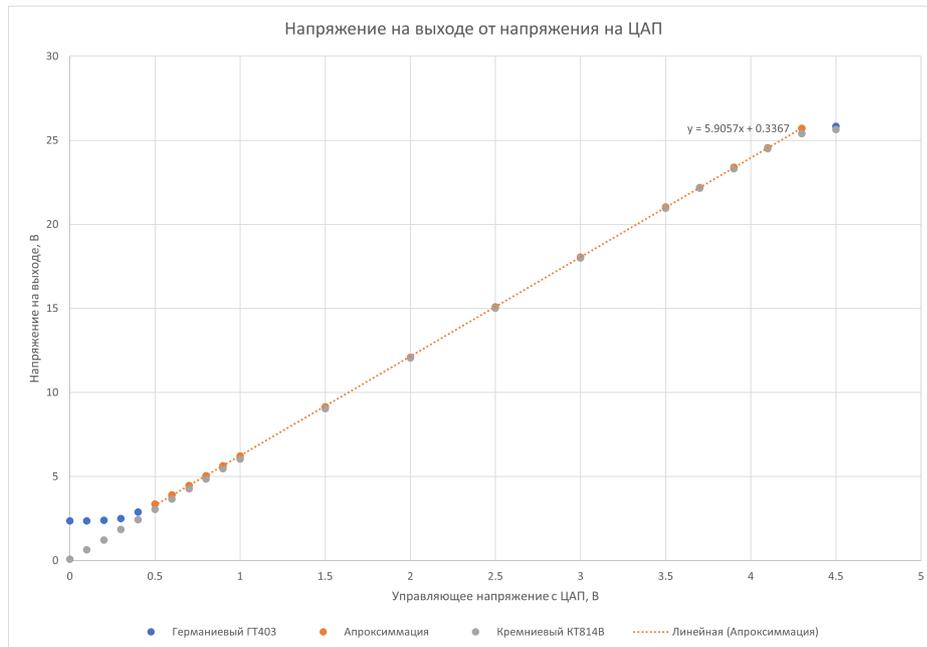


Рисунок 4.11 — Зависимость напряжения на выходе регулирующего модуля от напряжения регулирования (Напряжения на ЦАП). Синим цветом обозначены значения для германиевого транзистора ГТ403, Серым – для кремниевого транзистора КТ814В, Оранжевым – аппроксимация для транзистора ГТ403.

Для борьбы с этим ограничением, хотя для схемы в данном исполнении оно и не является критичным, в качестве управляющего был апробирован другой, уже кремниевый транзистор КТ814В. Для наших задач данный экземпляр также прекрасно подходит, причём линейность при малых значениях напряжения на выходе оказывается достаточно высокой (рисунок 4.11).

Для дополнительного поддержания устойчивости и линейности схемы при малых значениях напряжения в цепь схемы управления был добавлен высокоомный резистор  $R_6$  (рисунок 4.9). При малых значениях напряжения через него начинает течь дополнительный ток, поддерживающий дифференциальный каскад в устойчивом состоянии.

Для балансировки схемы необходимо также правильно подобрать резистор  $R_2$  (см. рис 4.9). Заметим, что в граничном случае через управляющий транзистор для симметрии должен протекать ток  $\frac{i_{c\text{ отс}}}{2}$ , тогда требуемый резистор:

$$R_2 = \frac{2u_{бэ}}{i_{c\text{ отс}}} = \frac{0.65\text{В}}{0.5\text{мА}} = 1.3\text{кОм} \quad (4.2)$$

Где  $u_{бэ} = 0.65\text{В}$  – напряжение кремниевого р-п-перехода эмиттер-база.

### 4.3.3 БЛОК ПИТАНИЯ ДЛЯ СОЗДАНИЯ ПОЛОЖИТЕЛЬНОГО И ОТРИЦАТЕЛЬНОГО ОПРОНОГО НАПРЯЖЕНИЯ

Заметим, что схема, представленная на рисунке 4.9, в отличие от схемы на рисунке 4.3, требует помимо основного регулируемого напряжения также двухполярное опорное напряжение  $\pm 5\text{В}$  для подстройки и создания источника постоянного тока соответственно. В качестве решения был использован двухполярный источник питания [22], представленный на рисунке 4.12.

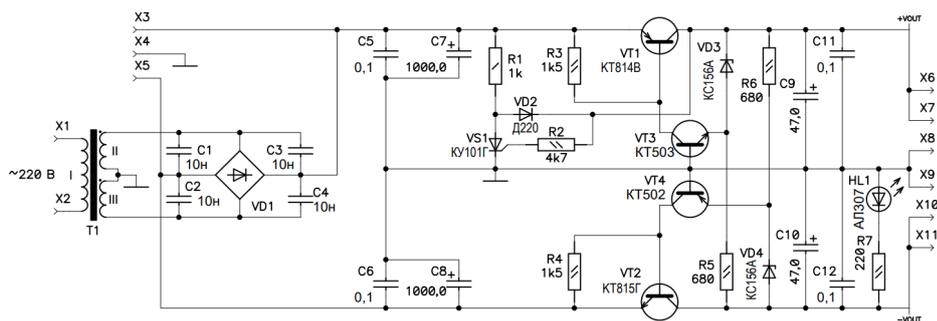


Рисунок 4.12 — Принципиальная схема двухполярного источника питания

Устройство представляет из себя симметричный тракт, связанный между собой, что позволяет реализовывать схему запуска только на одном плече, автоматически подтягивающим за собой второе. Источник питания оснащён защитой от короткого замыкания, срабатывающей при превышении тока через регулирующий транзистор одного из плеч:

$$\begin{cases} I_{и+} \approx \frac{U_{\text{ВЫХ-}}}{R_5} h_{21Э, \text{VT1}}; \\ I_{и-} \approx \frac{U_{\text{ВЫХ+}}}{R_4} h_{21Э, \text{VT2}}. \end{cases} \quad (4.3)$$

Такой стабилизатор напряжения обладает высоким коэффициентом стабилизации ( $k_{\text{ст}} = 700$ ), а также благодаря правильному подбору пары (транзистор и стабилитрон) низким температурным дрейфом напряжения (порядка нескольких микровольт), что позволяет применять его для решения нашей задачи. Для питания 32 каналов требуется 1мА на канал с одной ветви, что значительно меньше возможностей блока питания (максимальный ток до 120мА на выходе), таким образом одного такого устройства хватит для обеспечения всей установки разом.

### 4.3.4 ТЕСТИРОВАНИЕ УСТРОЙСТВА

После подбора и расчёта необходимых компонентов схема регулирования и двухполярный источник питания были собраны для дальнейшего тестирования (рисунок 4.13)

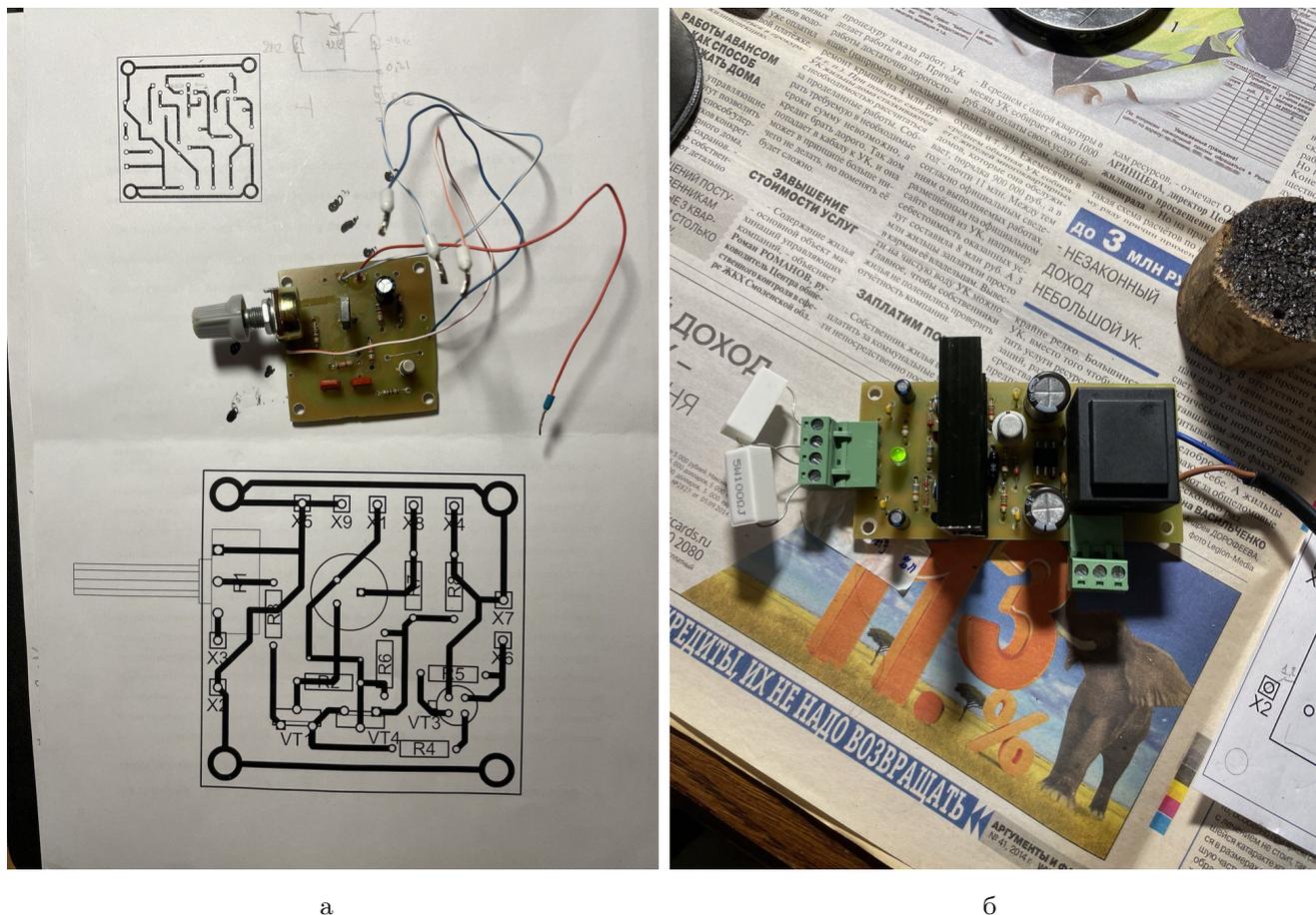


Рисунок 4.13 — Модуль подстройки напряжений на транзисторной логике (а) и двухполярный источник питания (б) в сборе

Готовый модуль в виде прототипа представляет собой плату размером  $50 \times 50$  мм, подаваемое с источника напряжение и выход на плату детектора выведены на разъёмы, опорное напряжение  $\pm 5\text{В}$  подаётся на плату по жёстко припаянным к ней проводам.

Модифицированный электронный тракт представлен на рисунке 4.14.

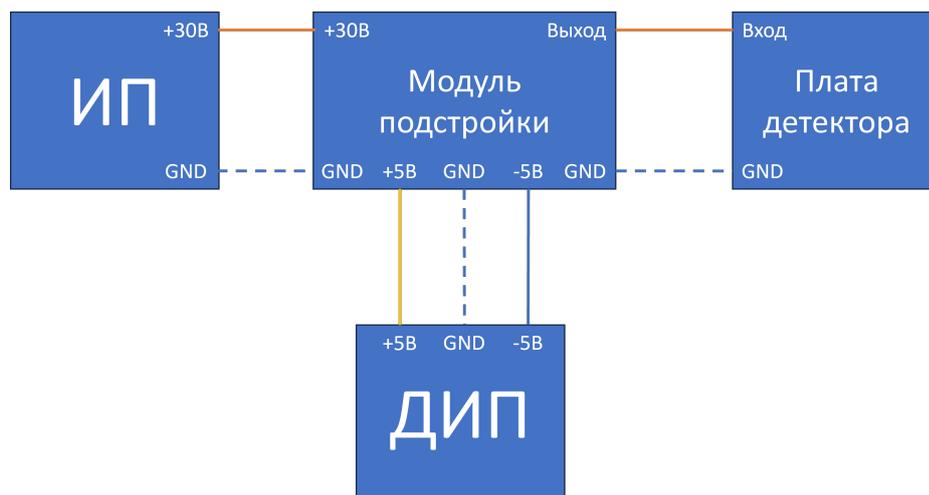


Рисунок 4.14 — Блок-схема тракта Источник питания (ИП) – Модуль подстройки + Двухполярный источник питания (ДИП) – Плата детектора

Как было показано ранее, диапазон регулирования напряжения смещения на плате детектора составляет 0..30В при напряжении питания 30В.

Для проверки работоспособности устройства на реальной установке была проведена серия измерений зависимости положения фотопика источника  $^{137}\text{Cs}$  при различных напряжениях смещения, регулируемых нашим модулем (рисунок 4.15).

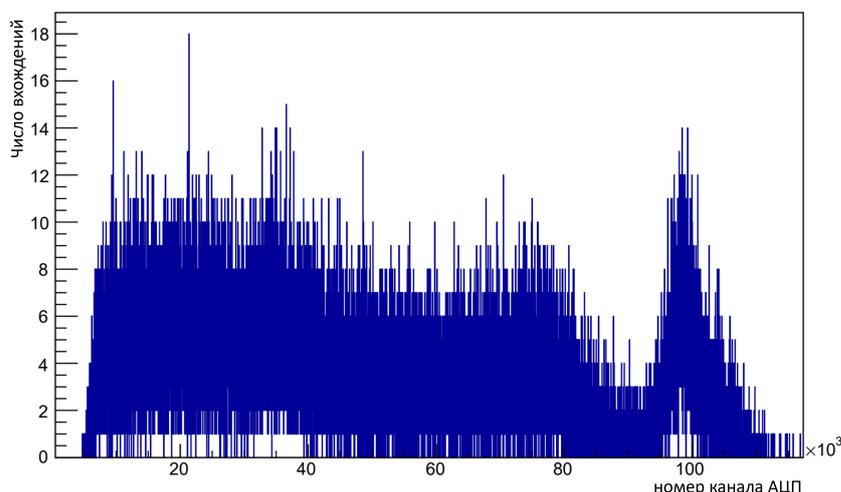


Рисунок 4.15 — Спектр  $^{137}\text{Cs}$  с применением модуля подстройки напряжений на дифференциальном каскаде

Проведённые измерения также указывают на высокую стабильность применяемой схемы (таблица 4.4, где  $U_{p0}$  – напряжение регулирования в начале измерения,  $U_0$  – напряжение на плате детектора в начале измерения,  $U_p$  – напря-

жение регулирования в конце измерения,  $U_c$  – напряжение на плате детектора в конце измерения).

Таблица 4.4 — Измерение напряжений до и после снятия спектра при помощи модуля подстройки напряжений на базе дифференциального каскада

$U_{p0}$ , В	$U_{c0}$ , В	$U_p$ , В	$U_c$ , В
4.94	29.50	4.94	29.50
4.86	29.01	4.86	29.01
4.69	28.02	4.69	28.02
4.60	27.51	4.60	27.51
4.52	27.02	4.52	27.02
4.44	26.51	4.44	26.51

Зависимость положения фотопика в единицах АЦП от прикладываемого напряжения смещения при этом аналогично прочим сохраняется линейной (рисунок 4.16). За погрешность по оси напряжений смещений взята приборная погрешность мультиметра, по оси положения пика погрешность оказывается малой и сравнима с размерами точки.

Однако при добавлении данного модуля заметно ухудшение картины энергетического разрешения, чего не ожидалось увидеть, так как никаких ухудшений поведения данная схема вносить не должна (рисунок 4.17). Аналогично, что и в случае с простейшей схемой подстройки напряжений, наблюдается минимум при некотором значении напряжения ( $U_{min} = 29.0\text{В}$ ). Заметно, что его положение также изменилось в сравнении с другой схемой. Такой результат объясняется более высокой температурой окружающей среды ( $+30^\circ\text{C}$ ), влияющей на работудетектора. В качестве погрешности по оси напряжений смещения взята приборная погрешность мультиметра, погрешность по оси разрешений вычислена как погрешность косвенного измерения и достаточно мала, поэтому на графике сливается с точкой.

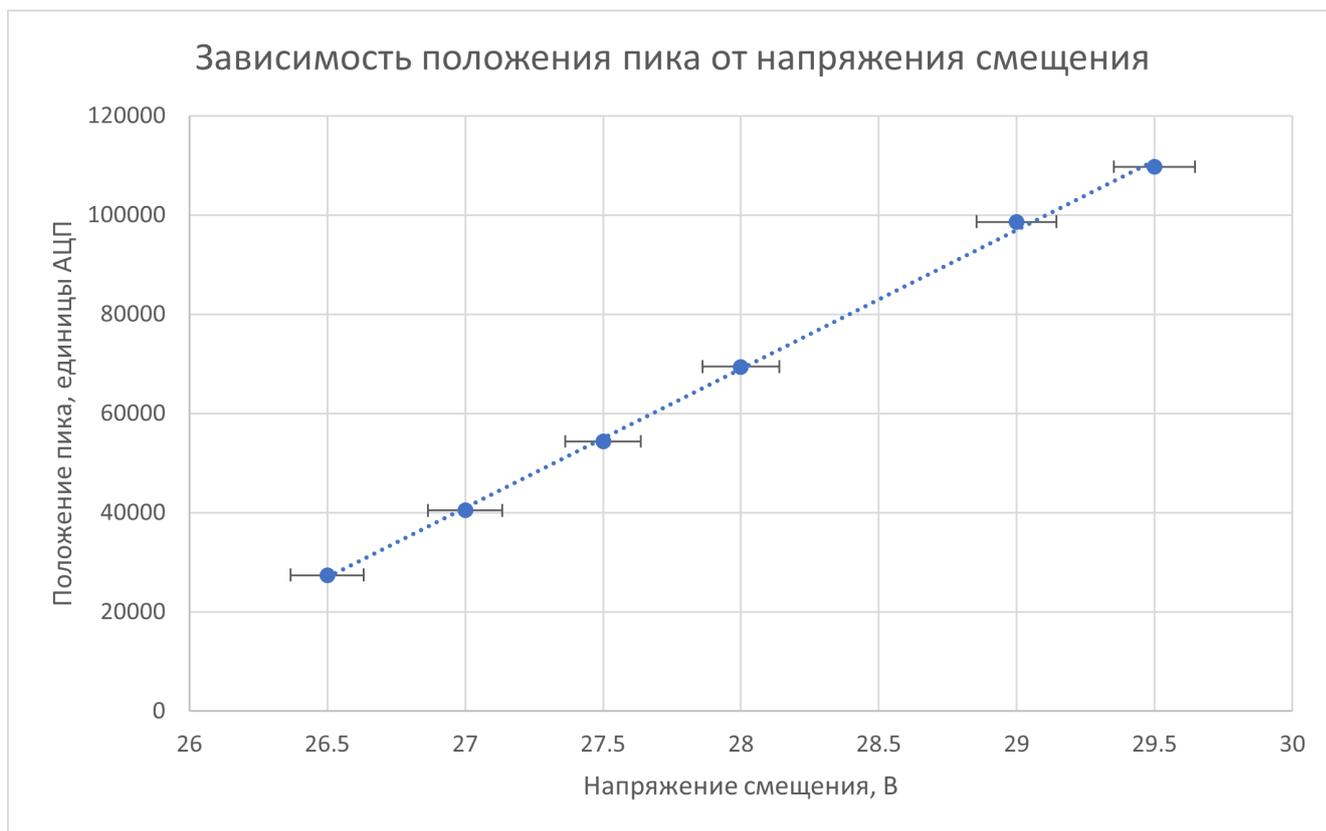


Рисунок 4.16 — Зависимость положения фотопика  $^{137}\text{Cs}$  от напряжения смещения при использовании схемы подстройки напряжений на дифференциальном каскаде

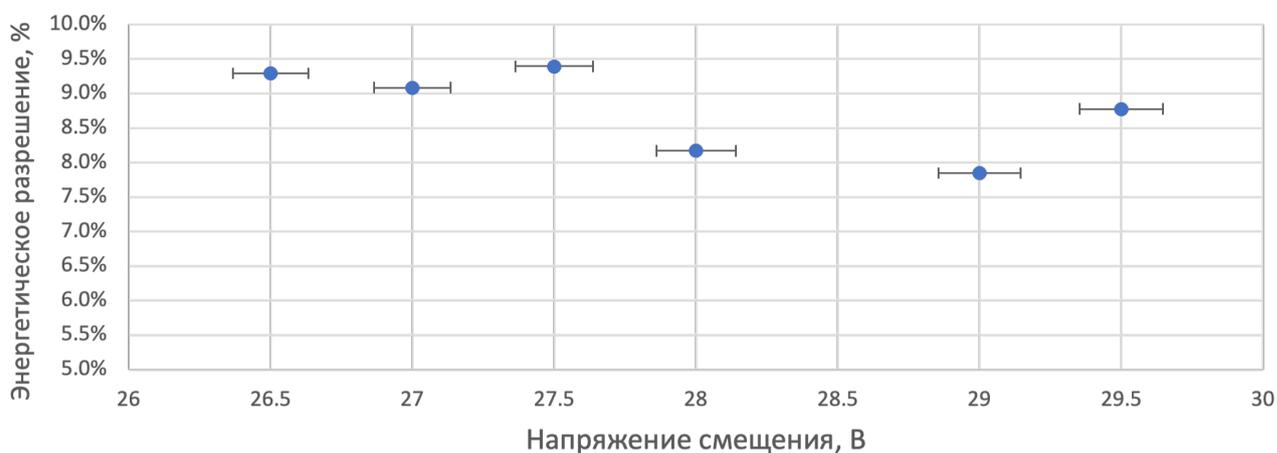


Рисунок 4.17 — Зависимость энергетического разрешения от напряжения смещения при использовании схемы подстройки напряжений на базе дифференциального каскада

## 4.4 ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ И ПУТИ УЛУЧШЕНИЯ

Как было описано ранее, оба метода подстройки напряжения на каналах выполняют требуемые задачи. В обоих случаях наблюдается высокая линейность, не нарушающая исходную (рисунок 4.18), при этом все три метода накладываются друг на друга. За погрешности по оси напряжений смещения взята приборная погрешность мультиметра. Схожим поведением для всех случаев обладают и энергетические разрешения: при некоторых близких значениях напряжения (29.0 В и 29.5 В) наблюдаются минимумы, что для всех случаев свидетельствует о нахождении оптимального режима работы SiPM, однако картина разрешения для схемы на дифференциальном каскаде оказывается немного хуже, что связано с температурой окружающей среды в день измерения.

Полученные данные позволяют полноценно интегрировать модуль подстройки напряжений на каждый канал, не нарушая картины происходящего набора данных с детекторов, а наоборот, упрощая способ взаимодействия пользователя с системой.

В то же время, модули требуют некоторой доработки и улучшения в некоторых областях, таких как, например, обратная связь с экспериментатором или более удобная установка значений напряжений на каналах.

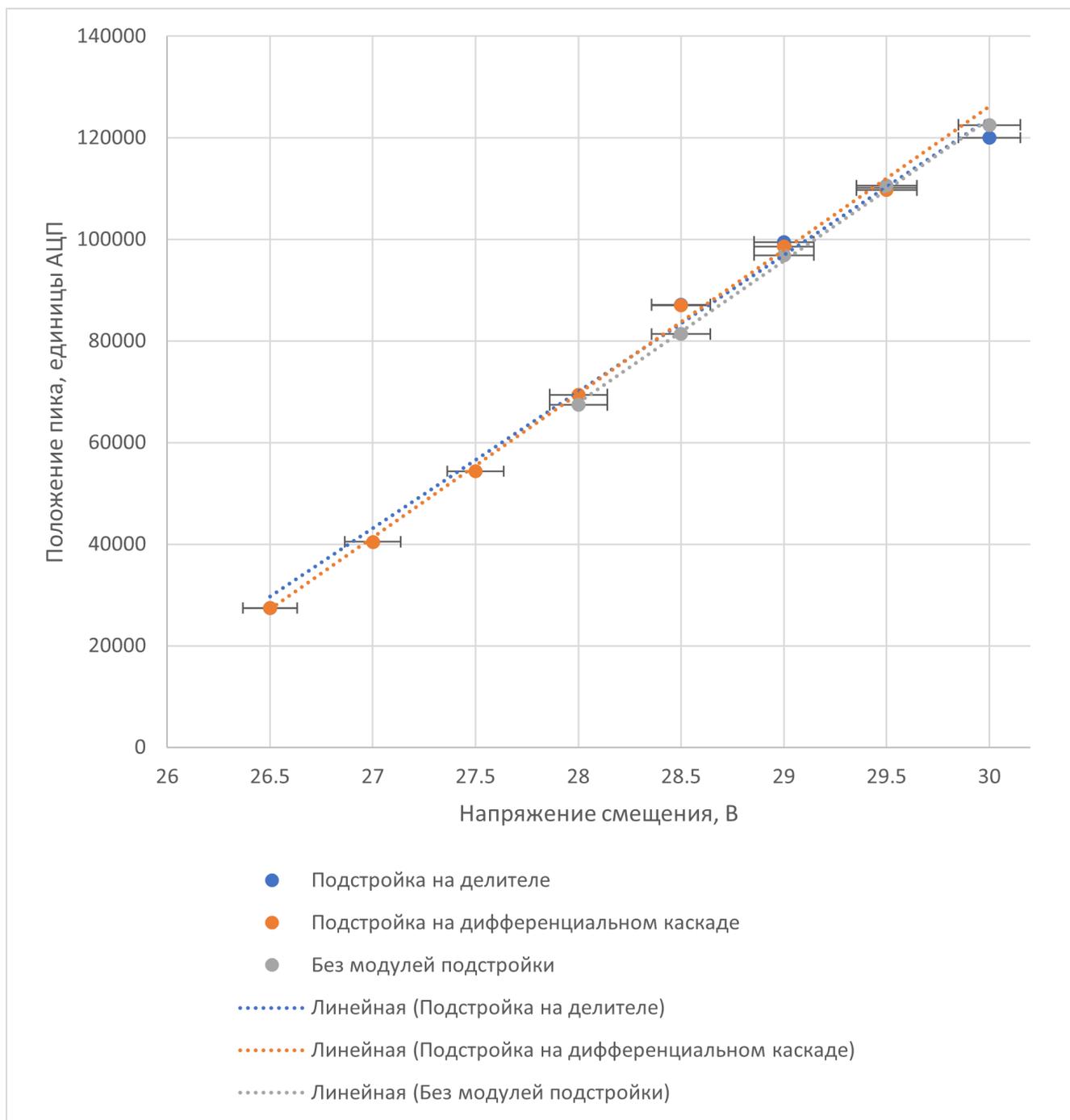


Рисунок 4.18 — Зависимость положения фотопика  $^{137}\text{Cs}$  от напряжения смещения при использовании различных методов подстройки напряжения на каналах

Для решения вышеописанных задач планируется провести модификацию текущего модуля подстройки напряжений на базе дифференциального каскада. Ранее, в предыдущей главе, был описан метод контроля температуры внутри чёрного ящика установки при помощи системы на базе микроконтроллера Arduino nano [13], который способен обмениваться информацией с персональным компьютером. Планируется внедрить подстройку напряжений на канале при помощи ЦАП, устанавливаемого вместо переменного резистора и управляемого при помощи микроконтроллера. Модификация схемы представлена на рисунке 4.19.

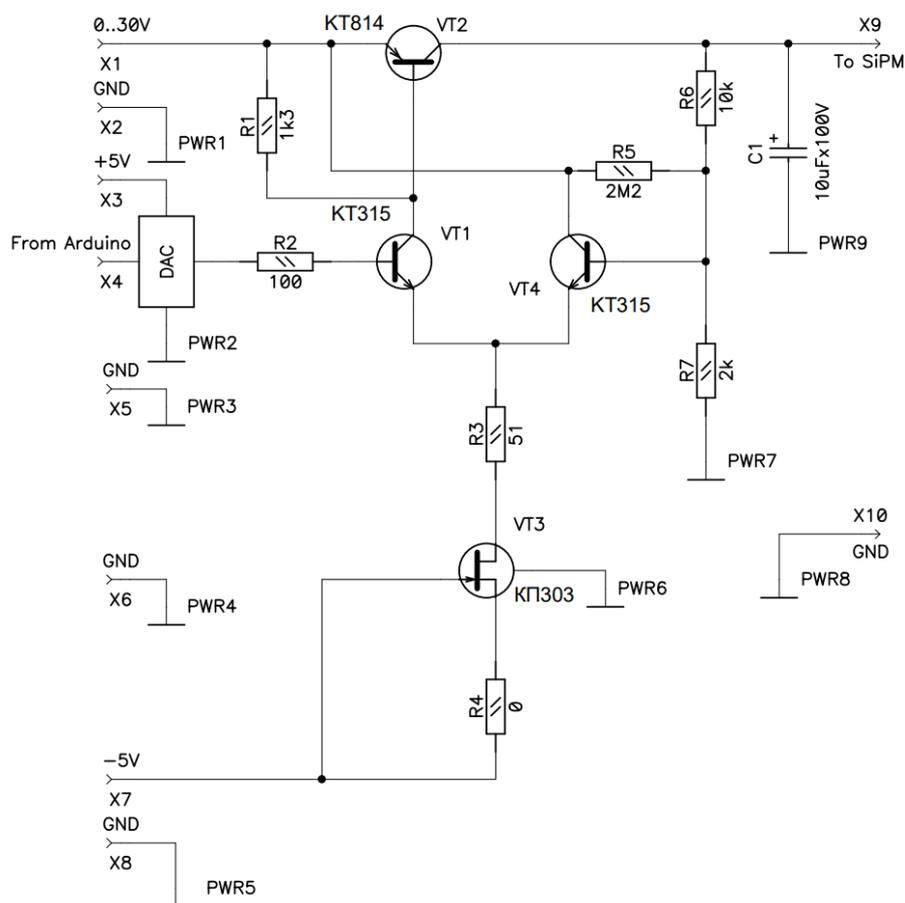


Рисунок 4.19 — Принципиальная схема модуля регулирования напряжения на канале на базе дифференциального каскада с ЦАП для подстройки напряжений при помощи микроконтроллера Arduino

Как видно из новой схемы, на место переменного резистора (на рисунке 4.9 – резистор R1) установлен цифроаналоговый преобразователь, один из входов которого подключается к микроконтроллеру. Такое решение позволит не только выставлять значения на всех каналах с высокой (не менее 0.01 В) точностью, но и внедрить в эту систему обратную связь, что позволит в реальном

времени отслеживать напряжения на каналах и производить его необходимые корректировки даже без вмешательства пользователя. Управление будет осуществляться при помощи приложения под операционной системой Windows.

## 5 МОДЕЛИРОВАНИЕ МАКЕТА 32-КАНАЛЬНОГО ПЭТ

Для получения наилучших параметров геометрической эффективности установки, наилучшего показателя координатного разрешения, а также лучшего понимания работы установки и однородности отклика каналов макета 32-канального ПЭТ необходимо провести большое число испытаний. 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 ограничение, а также проверить алгоритмы восстановления изображения, необходимо смоделировать установку при помощи некоторого пакета моделирования, которым был выбран Geant4.

В текущей главе рассматривается процесс разработки и апробации разработанной модели макета 32-канального ПЭТ. Результаты данных исследований были представлены в рамках XI молодёжной научной школы конференции «Современные проблемы физики», по итогам которой к публикации готовится статья.

### 5.1 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 [23].

Geant4 предоставляет полноценный функционал для всех сфер модели-

рования 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;
- 6) 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 МэВ (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) [24].

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 [25].

На базе Geant4 созданы разнообразные инструменты для различных областей применения, что позволяет использовать его в оконном режиме с удобным пользовательским интерфейсом для разработки моделей. Охватываемые области применения варьируются от физики высоких энергий и ядерной физики (HEP/HENP), медицинской физики, оценки влияния материалов при проекти-

ровании 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 НЕР 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 приложение 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.

## **5.2 МОДЕЛЬ МАКЕТА 32-КАНАЛЬНОГО ПЭТ**

При помощи математического пакета Geant4 было разработано приложение нашего макета 32-канального ПЭТ, состоящего из 32 кристаллов-детекторов, геометрически полностью повторяющее 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 установ-

ку и применять различные конфигурации числа каналов, материала детектора, положения источника и их количество.

### 5.2.1 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.

Для набора большего числа статистики и максимизации числа попавших в детекторы частиц было принято решения разыгрывать события в одной плоскости, так как картина происходящего существенно не изменится, и такого способа создания статистики достаточно для изучения интересующих нас параметров. 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 объёме. 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 5.1, отражающим результаты генерации точек аннигиляции таким методом:

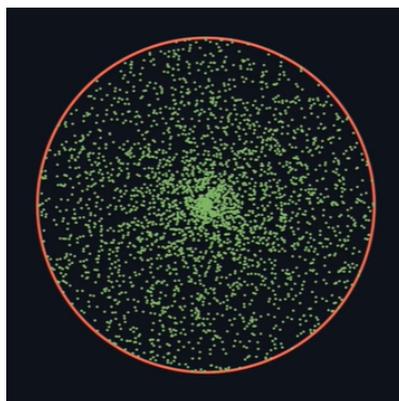


Рисунок 5.1 — Распределение точек аннигиляции при прямой генерации радиус-вектора  $r$  и угла  $\phi$  расположения точки

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 для более точной генерации следует ввести дополнительную поправку для генерирования значения радиус-вектора.

### 5.2.2 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 исследовался не только как исторически применяющееся решение, но также как фаворит среди прочих 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 5.2), что позволяет наглядно следить за поведением установки и оценивать, насколько точно происходит моделирование.

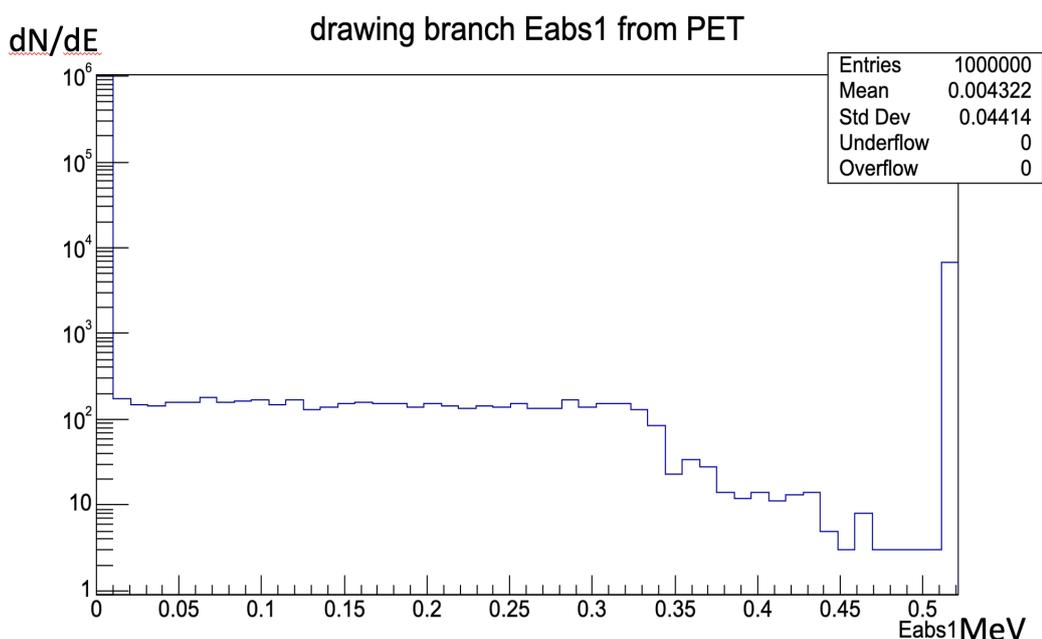


Рисунок 5.2 — Энергетический спектр с одного из смоделированных сцинтилляционных детекторов макета 32-канального ПЭТ. В качестве источника использовалась пара аннигиляционных  $\gamma$ -квантов

### 5.3 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, а за итерацию генерируется ровно два  $\gamma$ -кванта, что позволяет делать отбор по двум сработавшим каналам

без дополнительных проверок (рисунок 5.3).

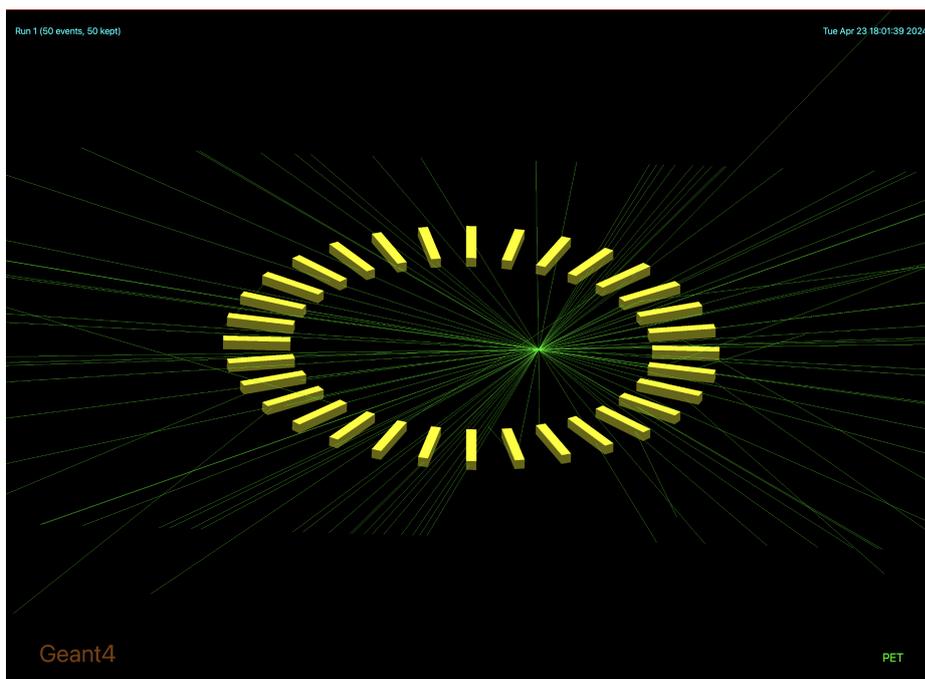


Рисунок 5.3 — Моделирование точечного источника  $^{44}\text{Tl}$  на установке 32 канала

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.

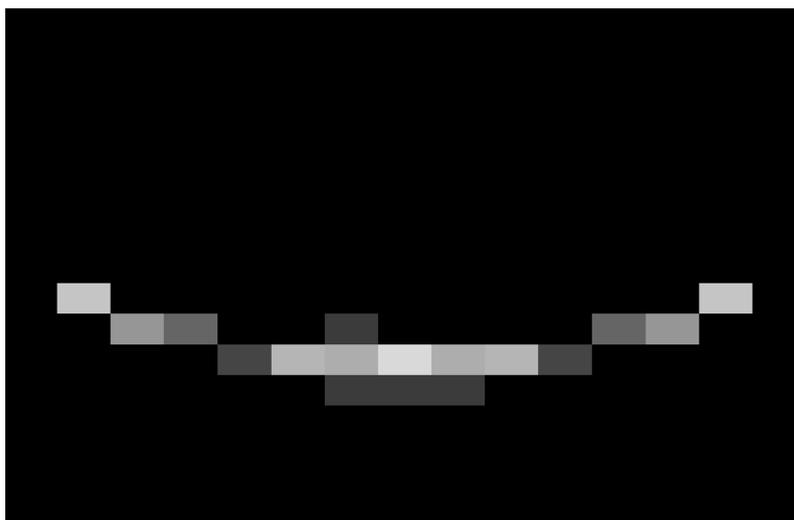


Рисунок 5.4 — Синограмма нецентрального положения точечного источника  $^{44}\text{Tl}$  на модели установки 32 канала

По откликам детекторов в модели была построена синограмма, изображённая на рисунке 5.4. Далее из неё методом обратного преобразования при помощи математического пакета MATLAB было восстановлено изображение (рисунок 5.5(б)). Как видно, изображение, восстановленное из модели оказывается перевёрнутым, что связано с некоторыми математическими особенностями, а также заметно менее шумным, небольшие шумы присутствуют в связи с вероятностью рассеяния гамма-кванта внутри сцинтиллятора с малыми потерями энергии и попадании в другой объём.

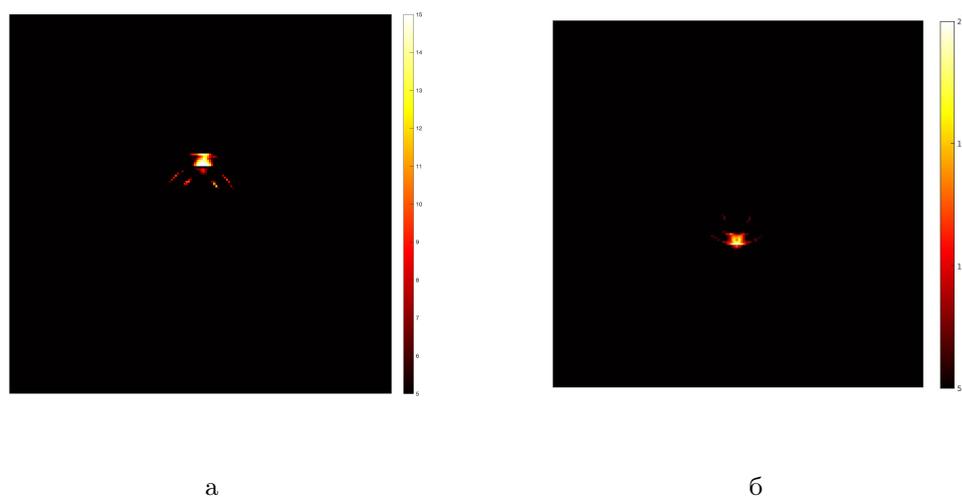


Рисунок 5.5 — восстановленное изображение точечного источника из нецентрального положения с макета 32-канального ПЭТ (а) и восстановленное изображение точечного источника из нецентрального положения с модели макета 32-канального ПЭТ (б)

Для оценки полученных изображений была написана специальная программа для математического пакета ROOT, благодаря которой были получены проекции яркости полученного изображения на две плоскости (рисунок 5.6).

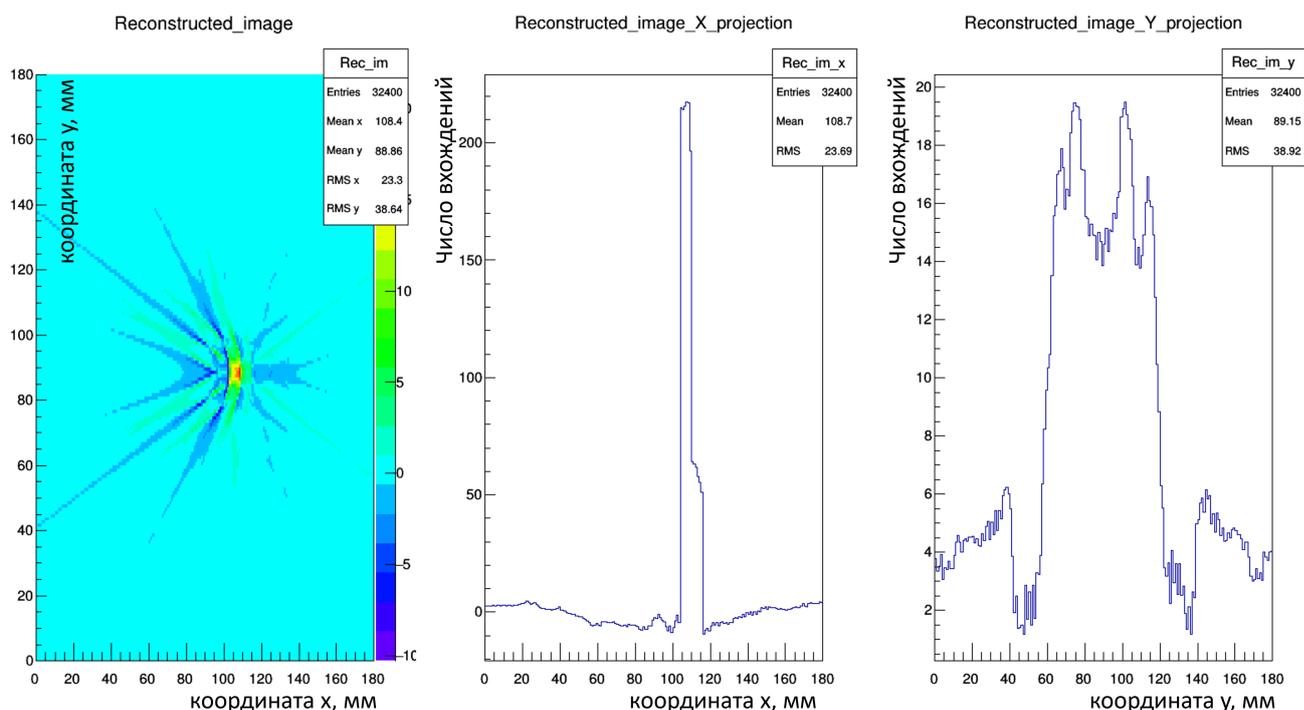


Рисунок 5.6 — Восстановленное из синограммы изображение с проекциями на оси  $x$  и  $y$

Полученные проекции позволяют говорить о размерах полученного изображения, характеризующиеся шириной полученных распределений (60 мм в плоскости  $Y$  и 5 мм в плоскости  $X$ ). Из полученных данных видно значительное уширение изображения по одной из осей, что связано с геометрическими искажениями при удалении исследуемого объекта от центра. Вдоль другой оси подобного искажения не наблюдается. Для устранения данного искажения требуется модификация алгоритма восстановления.

## 5.4 ОЦЕНКА ГЕОМЕРИЧЕСКОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ УСТАНОВКИ В ПЛОСКОСТИ ПРИ ПОМОЩИ МОДЕЛИ

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

$$R_{eff} = \frac{N_{reg}}{N} \quad (5.1)$$

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 относительно центра системы. Моделирование проиводилось на 64 каналах с целью заполнения пустот между детекторами. Результаты отражены в таблице 5.1

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 5.1 — 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, в связи с чем в некоторых положениях источника часть излученных гамма-квантов может пролетать мимо кристаллов, что ведёт к нежелательным потерям. Эффективность можно увеличить только за счёт числа каналов электроники. Действительно, если уменьшить 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 геометрической эффективности, но в то же время, обладает достаточно малым световыходом, что уменьшает данное преимущество при регистрации рождающихся в нём фотонов. Кристалл GAGG(Ce) оказывается самым слабым с точки зрения геометрической эффективности, однако, как было описано ранее, обладает достаточно высоким световыходом, что компенсирует данный недостаток. Кристалл LYSO(Ce) среди прочих является самым оптимальным решением и в области эффективности регистрации и световыхода, что и является причиной его активного внедрения в современные установки.

Таким образом, выбранный нами кристалл по сумме характеристик является достаточным для проведения некоторого рода исследований, однако в перспективе для увеличения числа полезной статистики и ускорения её набора необходимо либо увеличивать активность исследуемого источника, либо пе-

переходить на использование других сцинтилляторов, например на кристаллы  $\text{LYSO}(\text{Ce})$ .

## 5.5 ЗАКЛЮЧЕНИЕ К ГЛАВЕ

Таким образом, по итогам текущей работы была создана модель 32 - канального ПЭТ в системе Geant4, с помощью которой было произведено моделирование установки, 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 идентичны без учёта шумовых эффектов, а также неоднородностей каналов реальной установки, 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  $\text{BGO}$ , что связано с его наиболее подходящими физическими характеристиками, применяемые кристаллы  $\text{GAGG}(\text{Ce})$  показали достаточно слабо, что может служить знаком для возможного перехода в дальнейшем на более оптимальные кристаллы  $\text{LYSO}(\text{Ce})$ .

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Работа посвящена изучению характеристик 32-канального макета ПЭТ. Изучены основные характеристики детекторов макета: энергетическое разрешение и положения фотопика на каждом из каналов при одинаковом напряжении питания SiPM, проведена оценка неоднородности отклика. При напряжении 28В разброс положения фотопика составил 20% от среднего значения; среднее энергетическое разрешение составило 15% при разбросе значений 8% от среднего.

Создана установка для изучения неоднородности отклика, предоставляющая возможность изучать как характеристики самих SiPM, так и сцинтилляционных детекторов на их основе. Проанализированы различные комбинации используемых в 32-канальном ПЭТ сцинтилляционных кристаллов и SiPM. Показано, что разброс обусловлен в значительной степени различиями в световых выходе сцинтилляторов, а также разбросом напряжений пробоя SiPM и, в некоторых случаях – плохим оптическим контактом в детекторе.

Для снижения неоднородности разработаны две схемы подстройки напряжения на SiPM: резистивный делитель и схема на базе дифференциального каскада. Обе схемы показали высокую стабильность работы по передаваемому напряжению, при этом сохраняя энергетическое разрешение детекторов при различных напряжениях питания. При этом, схема на базе дифференциального каскада имеет потенциал развития в сторону цифрового управления, что увеличивает точность и упрощает работу. Для изучения влияния неоднородности отклика на восстанавливаемое изображение, а также других задач, при помощи пакета Geant4 создана модель кольца ПЭТ, повторяющего геометрию установки. Изображения, полученные на основе данных установки и модели идентичны.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Зыков Е. М., Поздняков А. В., Костеников Н. А.* Рациональное использование ПЭТ и ПЭТ-КТ в онкологии // Практическая онкология. — 2014. — Т. 15, № 1. — С. 31.
2. *Deans S. R.* The Radon transform and some of its applications. — Courier Corporation, 2007.
3. *Рудас М. С., Насникова И. Ю., Матякин Г. Г.* Позитронно-эмиссионная томография в клинической практике // М.: Центральная клиническая больница УДП РФ. — 2007.
4. Позитронная эмиссионная томография в онкогинекологии / Д. Рыжкова [и др.] // Сибирский онкологический журнал. — 2013. — 2 (56). — С. 77—83.
5. *Беляев В., Климанов В.* Физика ядерной медицины: учеб. пособие // М.: НИЯУ МИФИ. — 2012.
6. *Корнеев А. И.* Универсальная модель световыхода пластмассовых и жидких органических сцинтилляторов для электронов и тяжёлых заряженных частиц // Факультет экспериментальной и теоретической физики НИЯУ МИФИ. — 2007. — С. 40.
7. *Crystals S.-G.* Physical properties of common inorganic scintillators // Saint-Gobain Crystals. — 2007.
8. The digital silicon photomultiplier — Principle of operation and intrinsic detector performance / Т. Frach [и др.] // 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). — 2009. — С. 1959—1965.
9. *Jeong M., Hammig M.* Development of hand-held coded-aperture gamma ray imaging system based on GAGG(Ce) scintillator coupled with SiPM array // Nuclear Engineering and Technology. — 2020. — Т. 52, № 11. — С. 2572—2580. — ISSN 1738-5733.

10. Comparison between Pixelated Scintillators: CsI(Tl), LaCl<sub>3</sub>(Ce) and LYSO(Ce) when coupled to a Silicon Photomultipliers Array / M. Jeong [и др.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2018. — Т. 893. — С. 75—83. — ISSN 0168-9002.
11. *Акимов Ю. К.* Фотонные методы регистрации излучений. — Дубна : ОИ-ЯИ, 2014. — С. 323.
12. *Sensors C.-S. S.* Silicon Photomultipliers (SiPM), Low-Noise, Blue-Sensitive // On Semiconductor. — 2020.
13. *Konotop A., Boyko N.* INSTALLATION FOR TESTING SILICON PHOTOMULTIPLIER AND SCINTILLATION CRYSTALS // Vestnik natsional'nogo issledovatel'skogo yadernogo universiteta «MIFI». — 2023. — Т. 12(3). — С. 143—152.
14. PET prototype based on scintillation detectors GAGG-SiPM coupled to 32-channel Petiroc2A chip / F. Dubinin [и др.] // JINR AYSS international conference 2023. — 2023. — С. 1—5.
15. *Weeroc.* PETIROC 2A SOFTWARE & TEST BOARD USER GUIDE. — Weeroc, Inc., 2018. — С. 25.
16. *Weeroc.* Datasheet Petiroc 2A. — Weeroc, Inc., 2018. — С. 65.
17. *CAEN.* SP5600AN Educational Kit - Premium Version Guide. — Italy : CAEN Educational, 2016. — С. 81.
18. *Inc. A.* Arduino nano Datasheet. — Italy, 2023. — С. 13.
19. *Aosong.* Temperature and humidity module AM2302 Product Manual. — Guangzhou, China : Aosong(Guangzhou) Electronics Co.,Ltd., 2015. — С. 13.
20. *Konotop A.* Характеристики 32-канального макета ПЭТ на основе сцинтиллятора GAGG в сочетании с SiPM // NRNU MEPhI. — 2022. — С. 7—9.
21. *Аксенов А., Нефедов А., Юшин А.* Элементы схем бытовой радиоаппаратуры. Диоды. Транзисторы. — Москва : Радио и связь, 1992. — С. 407.
22. *Лукьянов Д.* Простой двуполярный стабилизатор // Радио. — 1984. — № 9. — С. 53.

23. Geant4—a simulation toolkit / S. Agostinelli [и др.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2003. — Т. 506, № 3. — С. 250—303. — ISSN 0168-9002.
24. Geant4 developments and applications / J. Allison [и др.] // IEEE Transactions on Nuclear Science. — 2006. — Т. 53, № 1. — С. 270—278.
25. Recent developments in Geant4 / J. Allison [и др.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2016. — Т. 835. — С. 186—225. — ISSN 0168-9002.