

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации

Федеральное государственное автономное учреждение
высшего образования
«Национальный исследовательский ядерный университет
«МИФИ» (НИЯУ МИФИ)

ОТЧЁТ
О НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЕ
ИЗМЕРЕНИЕ РАБОЧЕЙ ТОЧКИ SI-ФЭУ ДЛЯ
МАКЕТА ПЭТ НА СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫХ
ДЕТЕКТОРАХ

Научный руководитель
ассистент каф. 40

_____ Ф. А. Дубинин

Выполнила

_____ Н. С. Бойко

Москва 2022

Оглавление

1	Введение	2
2	Основные сведения о ПЭТ	2
3	Сцинтиляционные детекторы	5
3.1	Сцинтиллятор GAGG(Ce)	5
3.2	Кремнивые фотоумножители	8
4	Определение рабочей точки	9
4.1	Экспериментальная установка	9
4.2	Параметры исследуемых Si-ФЭУ	12
4.3	Метод расчета рабочей точки	13
5	Заключение	18
	Список использованных источников	19

1 Введение

В данной работе была собрана установка и измерена рабочая точка нескольких Si-ФЭУ, которые будут установлены в макет позиционно-эмиссионного томографа. Определение этого параметра является одной из основных подготовительных задач перед сборкой макета. Поскольку для различных датчиков этот параметр может заметно отличаться, существует необходимость тестирования для нахождения напряжения обратного смещения, при котором разрешение будет наилучшим. Определение рабочей точки, помогает правильно выставить порог сигнала, чтобы отделить пики комптона и фотоэффекта, чтобы не терять события, при слишком высоком пороге, и не брать лишние, при низком. В результате улучшается разрешение итогового изображения и увеличивается скорость набора данных.

Значение рабочей точки во многом зависит от процесса изготовления Si-ФЭУ, так как именно на этом этапе возникают дефекты внутри полупроводниковой структуры детектора или неисправность электроники, так как в силу малых размеров ячеек контролировать процесс изготовления крайне затруднительно. Также вклад вносят такие показатели, как материал и размер кристаллов сцинтилятора, перекрестные токи и шумы электроники и т. п.

2 Основные сведения о ПЭТ

Позитронно-эмиссионная томография позволяет исследовать структуру и функциональность тканей организма. Эта технология зарекомендовала себя в области диагностирования злокачественных новообразований. При проведении ПЭТ исследования пациенту вводят радиофармпрепарат (РФП). Подробнее с процедурой проведения ПЭТ диагностики можно ознакомиться в источнике [1]. Самым распространенным РФП в онкологии является фтордезоксиглюкоза (ФДГ). Это аналог глюкозы, которая является универсальным веществом, который участвует в обмене веществ всех клеток организма. Раковые клетки поглощают его быстрее, поэтому накапливают препарат в большей дозировке, это хорошо заметно при сканировании. Недостатком этого вещества, согласно статье [2], является то, что он в несколько большем количестве накапливается в тканях мозга и почек, что может вызывать подсвечивание этих органов даже при нормальном состо-

янии. Радионуклиды, которые используют при приготовлении РФП, и их основные характеристики представлены в таблице 1.

Таблица 1: Характеристики радионуклидов, наиболее часто используемых в ПЭТ [3]

Радионуклид	Период полураспада	Вид распада	E_{max} , МэВ	Пробег в воде, мм
^{11}C	20,4 мин	$\beta^+(100)$	0,970	4,1
^{13}N	10 мин	$\beta^+(100)$	1,2	5,1
^{15}O	2 мин	$\beta^+(100)$	1,74	7,3
^{18}F	110 мин	$\beta^+(97)$	0,64	2,4
^{68}Ga	68 мин	$\beta^+(89)$	1,9	8,0
^{82}Rb	72 с	$\beta^+(95)$	3,15	10,0
^{124}I	4,2 дня	$\beta^+(23)$	2,14	-

На практике распространение получил фтор, поскольку он имеет наибольший период полураспада при наименьшей энергии излучения. Это, во-первых, позволяет получить изображения высокого качества и пространственного разрешения, и, во-вторых, относительно большой период полураспада (109,8 мин) дает возможность транспортировки препарата от места производства до центров сканирования.

Радиоактивная метка подвергается β^+ -распаду. Позитрон, пройдя небольшое расстояние, аннигилирует с электроном, в результате чего рождаются два γ -кванта, разлетающиеся под углом 180° по отношению друг к другу. В противном случае отклонение от коллинеарности составляет примерно $0,23^\circ$, что при 80-ти см диаметре кольца ПЭТ приводит к потере в разрешении около 1,7 мм. Энергия аннигиляционных фотонов во всех случаях равна 511 кэВ. Излучение регистрируется детекторами, расположенными вокруг источника, и на основании полученных данных строится визуальная модель, которая показывает место локализации опухоли, ее размеры и метастазы.

Согласно данным зарубежных источников [4; 5], эффективные дозы в ПЭТ-диагностике достигают 20 – 30 мЗв за исследование, при этом

эквивалентные дозы в отдельных органах и тканях могут превосходить эффективную дозу в несколько раз. В статье [6] проведено обширное исследование величины этого параметра на территории России.

Детекторы для ПЭТ должны удовлетворять следующим основным требованиям:

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

Основным недостатком ПЭТ является недостаточная анатомически информация изображений, что сильно затрудняет локализацию выявленных патологических очагов. В связи с этим, технологию ПЭТ, как отмечено в статье [2], совмещают с магнитно-резонансной томографией (МРТ), что позволяет на одном срезе получить анатомическое изображение с наложенной на него картой метаболических процессов. Появляется необходимость заменять чувствительные к магнитным полям вакуумные (ФЭУ), на кремниевые фотоэлектронные умножители (Si-ФЭУ, SiPM). Помимо чувствительности к магнитным полям, недостатками вакуумных ФЭУ являются их высокая стоимость и хрупкость, а также высокое рабочее напряжение. Si-ФЭУ нечувствительны к магнитным полям, их коэффициент усиления линейно зависит от подаваемой разности потенциалов, у них высокие значения квантовой эффективности и энергетического разрешения, малое напряжение питания (20 - 30 В) и низкая стоимость. К недостаткам можно отнести их малый размер, то есть для работы необходимо создавать матрицу из Si-ФЭУ для увеличения площади чувствительного элемента детектора. Также, как и любая высокоточная техника, Si-ФЭУ подвержены перекрестным шумам, как оптическим, так и электрическим.

3 Сцинтилляционные детекторы

3.1 Сцинтиллятор GAGG(Ce)

Гадолиниво-алюминиево-галлиевый гранат ($Gd_3Al_2Ga_3O_{12}$ или GAGG) является материалом с высокой плотностью и высоким коэффициентом ослабления излучения. При легировании церием (Ce) кристалл обеспечивает сцинтилляционные характеристики, способные составить конкуренцию как традиционным сцинтилляционным кристаллам ($NaI(Tl)$, $CsI(Tl)$), так и с усовершенствованным силикатам, легированным церием (например, $LYSO(Ce)$), и галогенидам лантана, легированным церием (например, $LaCl_3(Ce)$). Такие выводы можно сделать на основе данных, представленных в таблице 2. В частности, поскольку GAGG(Ce) имеет относительно высокую плотность, он может быть привлекательным вариантом для тех применений обнаружения гамма - излучения, где эффективность детектирования является критическим фактором, как, например, ПЭТ, объединенная с магнитно-резонансным томографом (ПЭТ/МРТ).

В нашем случае при выборе сцинтиллятора важнейшими параметрами являются: большая плотность, высокий световыход и малое время высвечивания. Для кванта с энергией E , сечение взаимодействия k с атомом, имеющим зарядовое число Z , пропорционально:

$$k = \frac{Z^n}{E^{3,5}} \quad , \quad (1)$$

где n лежит в интервале между 4 и 5. При увеличении плотности кристалла кванты эффективнее теряют энергию в материале в силу прямой зависимости этих величин. Обратив внимание на эту характеристику в таблице, делаем вывод, что $LYSO(Ce)$ и $GAGG(Ce)$ обладают самой высокой плотностью среди представленных.

Время высвечивания или затухания сцинтиллятора должно быть как можно меньшим для обеспечения высокой скорости счета. Особенно критичным этот параметр становится при регистрации больших потоков частиц в медицине и физике высоких энергий. Исследователи обратили свое внимание на редкоземельные ионы, отличительной особенностью которых является наличие быстрых разрешенных оптических переходов с $5d$ -состояния иона редкоземельного элемента на $4f$ -оболочку. Экспериментальным путем

Таблица 2: Сравнительные характеристики распространенных сцинтилляционных кристаллов. Данные взяты из источников [7–10]

	CsI(Tl)	LYSO(Ce)	LaCl ₃ (Ce)	NaI(Tl)	GAGG(Ce)
Плотность (г/см ²)	4.51	7.2	3.85	3.67	6.63
Эффективный Z_{eff} (атомный) номер	54	65	59.5	50	54.4
Длина вол- ны мах поглощения (нм)	550	420	350	415	520
Время вы- свечивания (нс)	1,050	40	28	230	87(90%)255(10%)
Световыход (фото- ны/кэВ)	54	32	49	38	50
Гигроско- пичность	Слабая	НЕТ	ДА	ДА	НЕТ
Собственная радиоактив- ность	НЕТ	ДА	НЕТ	НЕТ	ДА

было установлено, что сцинтилляторами с приемлемым временем затухания и достаточно высоким световым выходом, являются кристаллы с примесями церия (25 - 30 нс) и празеодима (15 - 25 нс). Еще более быстрыми сцинтилляторами являются материалы, активированные ионами неодима, однако световой выход таких сцинтилляторов крайне мал, что связано с неэффективными механизмами передачи энергии к ионам неодима, поэтому сейчас такие сцинтилляторы практически не применяются. В первом приближении, вспышка света затухает по экспоненциальному закону:

$$I = I_0 e^{-t/\tau} \quad , \quad (2)$$

где I_0 - амплитуда светового импульса, τ - время затухания вспышки сцинтиллятора. Оптимальная концентрация церия в материале порядка нескольких процентов, так как при увеличении концентрации активатора происходит тушение люминесценции и, следовательно, уменьшение светового выхода. Поэтому необходим компромисс между концентрацией активатора и желаемым временем затухания. $\text{LYSO}(\text{Ce})$, $\text{LaCl}_3(\text{Ce})$ и GAGG имеют наименьшее значение времени высвечивания.

Световой выход связан с числом электрон-дырочных пар, образующихся в кристалле при поглощении ионизирующего излучения и обратно пропорционален ширине запрещенной зоны материала:

$$LY \simeq \frac{1}{\beta E_g} . \quad (3)$$

В этом выражении β - константа, которая принимает значение от 2 до 3 и βE_g имеет смысл средней энергии, которая необходима для образования одной формализованной электрон-дырочной пары в кристалле с запрещенной зоной E_g , а E_g - ширина запрещенной зоны. Он определяется числом электрон-дырочных пар n_{eh} , которые создаются в ионизационном треке, после попадания частицы высокой энергии E_γ в сцинтиллятор. Наибольшим выходом будут обладать материалы с малой шириной запрещенной зоны. Но это также повлияет на величину амплитуды выходного сигнала. В статье [11] сравниваются различные сцинтилляторы для одного и того же детектора, и отмечается важность верного подбора материала.

Немаловажным ограничивающим фактором является гигроскопичность материала - способность некоторых веществ поглощать водяные пары из воздуха. Все сцинтилляторы на основе йодидов, хлоридов и бромидов гигроскопичны. При контакте с воздухом они поглощают из него водяные пары, что приводит к их деградации или полному разрушению. Поэтому такие материалы должны сразу после выращивания в специальных боксах герметично упаковываться в контейнеры. Подробнее о характеристиках и физике работы сцинтилляторов в источнике [12].

В итоге, GAGG не только обладает оптимальными характеристиками для корректной работы томографа, но и интересен для изучения, так как это относительно новый кристалл.

3.2 Кремниевые фотоумножители

Si-ФЭУ представляют собой матрицу полупроводниковых лавинных фотодиодов (ЛФД, SPAD) работающих в гейгеровском режиме. Пример принципиальной схемы Si-ФЭУ представлен на рисунке 1, у разных производителей схемы могут отличаться. В схеме резистивный элемент нужен для пассивного гашения лавины.

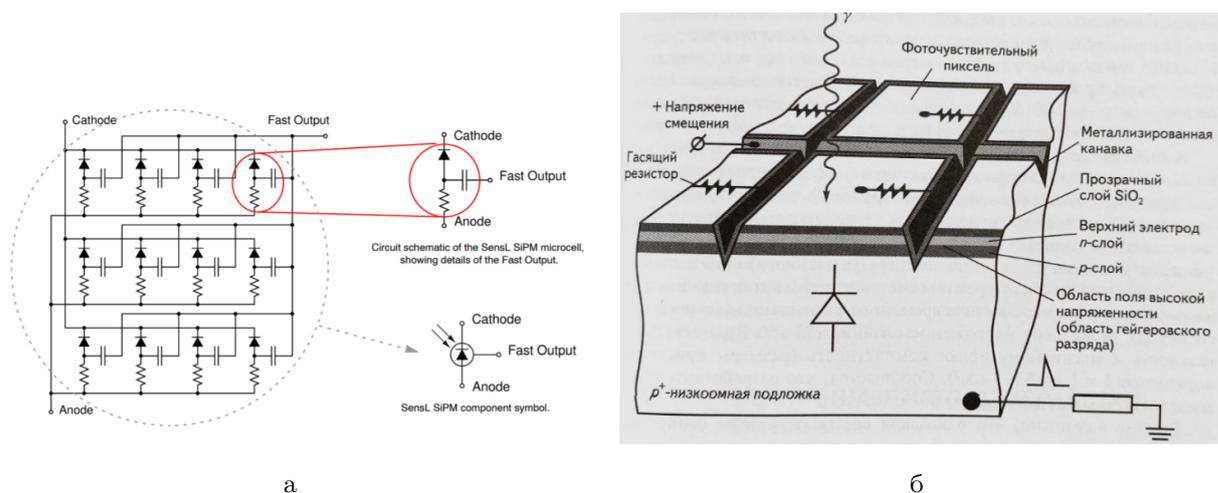


Рисунок 1 – Упрощенная принципиальная схема SiPM (Sensl), взятая из технической документации [13]

Для увеличения динамического диапазона, а также эффективности регистрации фотонов, схемы ЛФД, соединенные параллельно, объединены в массив.

ЛФД представляет собой полупроводниковый диод, подключенный в режиме сильного обратного смещения, выше напряжения пробоя. Электрон, рожденный в результате фотоэффекта попадает в зону проводимости, за счет большой разности потенциалов приобретает дополнительную кинетическую энергию. Фотоэлектрон, сталкиваясь с электронами валентной зоны, рождает лавину. Усиление линейно зависит от величины приложенного напряжения. Ёмкость прибора, которая зависит от площади полупроводника и его толщины, накладывает ограничение на время срабатывания, то есть на скорость счета.

Одним из основных параметров Si-ФЭУ единогласно считается эффективность регистрации фотонов (Photon Detection Efficiency - PDE). Эта величина отражает чувствительность датчика, или же отношение числа частиц, зарегистрированных за время измерения, к числу частиц, попавших

в детектор за это же время, и определяется как

$$PDE(\lambda, T, U) = QE(\lambda)\mathcal{E}_g P_G(\lambda, T, U) \quad (4)$$

где QE - квантовая эффективность чувствительной площади фотодетектора, \mathcal{E}_g - геометрическая эффективность, равная отношению чувствительной площади к полной площади Si-ФЭУ, $P_G(\lambda, T, U)$ - вероятность того, что образовавшийся фотоэлектрон вызовет пробой, значение которой возрастает с увеличением перенапряжения и температуры.

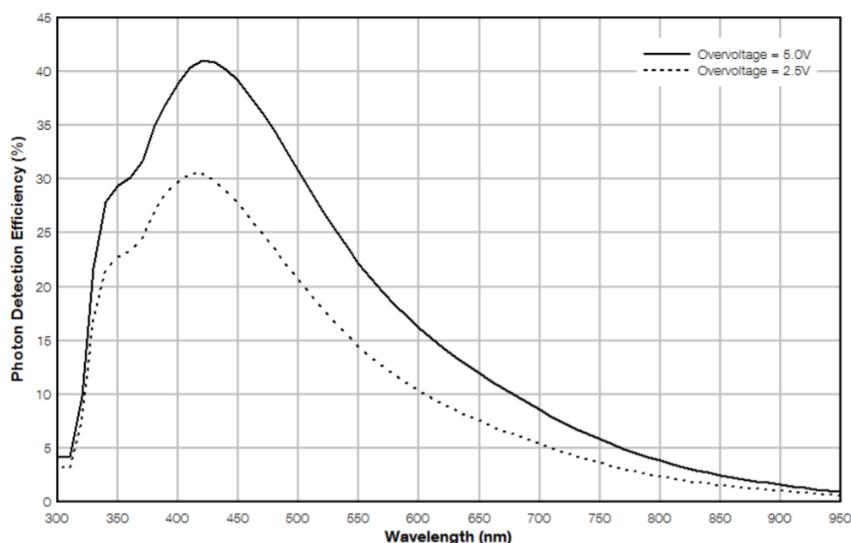


Рисунок 2 – Зависимость PDE от длины волны и напряжения смещения. Взято из техничекой документации [13]

4 Определение рабочей точки

4.1 Экспериментальная установка

Для дальнейшей калибровки Si-ФЭУ необходимо определить их рабочую точку. Она представляет собой оптимальное значение напряжение смещения, при котором достигается наивысшая разрешающая способность датчика. Этот параметр зависит от PDE, которая растет при увеличении напряжении, и соотношения сигнал/шум. При слишком высоком напряжении повышается вклад темнового счета диода.

Производитель в технической документации указывает среднее значение напряжения рабочей точки, однако существует необходимость тестировать каждый Si-ФЭУ отдельно, так как, на практике, у разных диодов

одной серии они могут значительно отличаться.

Метод определения оптимальной величины напряжения основан на определении разрешающей способности Si-ФЭУ при различных напряжениях. Усилитель, дигитайзер и LED драйвер производства фирмы CAEN в схеме осуществляют подстройку, сбор и оцифровку сигнала. Эта установка позволяет тестировать Si-ФЭУ при разных значениях напряжения, усиления и интенсивности светового потока. Датчик помещается в светоизолированную емкость. Заблаговременно проверяется подключение в верном обратном напряжении смещения, после чего установка собирается целиком и накрывается черной плотной тканью для лучшей изоляции. На рисунке 3 представлена схема экспериментальной установки.

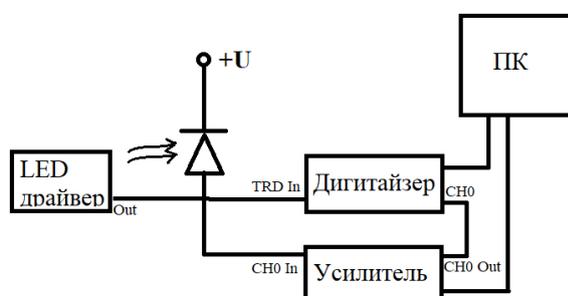


Рисунок 3 – Схема экспериментальной установки

На Si-ФЭУ подавалось напряжение от источника питания (ИП), измерения проводились в пределах от 25,5 В до 30 В. LED источник фотонов подключен к триггерному входу дигитайзера. Сигнал с Si-ФЭУ идет на вход усилителя (PSAU, Power Supply and Amplification Unit), и на нулевой канал (CH_0) дигитайзера. Усилитель и дигитайзер подключены к персональному компьютеру (ПК), где возможны как автоматическая, так и ручная настройки параметров оборудования. На ПК установлена программа по сбору и анализу данных. В нашем эксперименте усиление составило 40 дБ.

Усилитель SP5600 фирмы CAEN представляет собой универсальный блок питания и усиления. Он предоставляет возможность регулировать коэффициент усиления (до 50 дБ), низкий уровень шума и быстрый ответ. Основная конфигурация включает в себя два канала с независимой регулировкой усиления и обеспечивает напряжение смещения (до 100 В) для датчиков со стабилизацией усиления. Для данного эксперимента SP5600

использовался исключительно в качестве усилителя.

Дигитайзер DT5720A представляет собой 2-канальный 12-битный настольный преобразователь сигналов. Регулировка смещения постоянного тока (диапазон 1 В) с помощью программируемых 16-битных ЦАП (по одному на каждый канал).

Сигнал запуска подается на триггерный вход на передней панели, он также может генерироваться внутри благодаря возможности порогового самозапуска. DT5720 оснащен микропрограммным обеспечением цифровой обработки импульсов для физических приложений (DPP-CI Digital Pulse Обработка для интегрирование заряда). Эта функция позволяет выполнять оперативную обработку сигнала детектора, непосредственно оцифрованного. Более подробную информацию об оборудовании в источнике [14].

На рисунке 4 показан внешний вид программного обеспечения, сигнал и собранный спектр. Спектр представляет собой график зависимости количества вхождений от Номера канала АЦП(аналого-цифрового преобразователя).

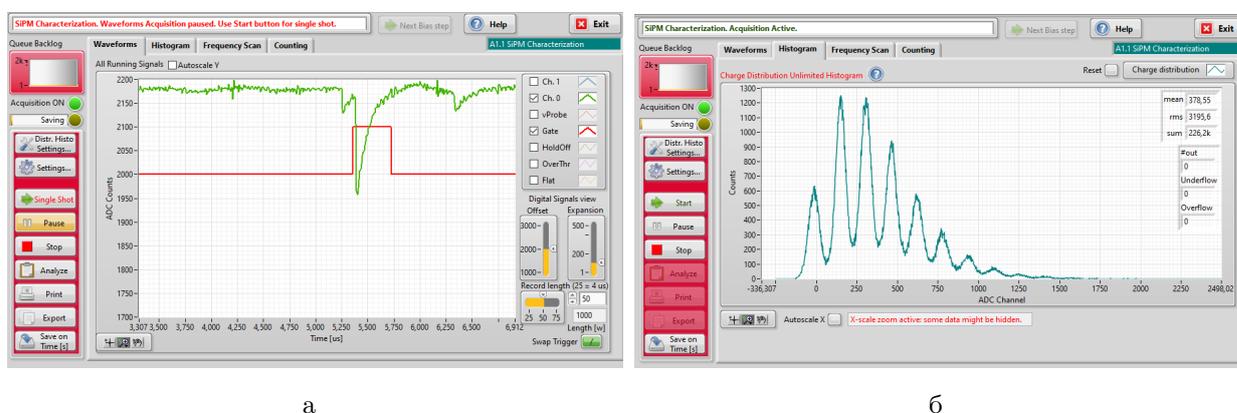


Рисунок 4 – Сигнал Si-ФЭУ и полученный спектр

Импульс типичной треугольной формы с крутым фронтом и более пологим спадом. Длительность переднего фронта определяется основными процессами в детекторе, длительность спада - величиной RC выходной цепи. Скорость нарастания переднего фронта зависит от времени высвечивания сцинтиллятора, пока интенсивности света будет достаточно для рождения пары электрон-дырка, передний фронт будет нарастать. С LED, используемым в работе, скорость нарастания мала, так как установлен быстрый светодиод, у которого минимальное время высвечивания. При стрем-

лении величины сопротивления резистора в цепи к бесконечности сигнал будет нарастать тоже бесконечно по экспоненциальному закону. Амплитуда импульса напряжения на выходе зависит от величины RC-нагрузки.

Можно заметить на рисунке, что перед импульсом и за ним присутствуют еще два меньшей амплитуды. Это шумы, о которых подробно разобрано в статье [15], об этом говорит, во-первых, их малая амплитуда, а во-вторых, то что они не попадают в gate (на рисунке)

График, после соответствующей калибровки, можно интерпретировать, как энергетический спектр, так как номер канала АЦП зависит от количества поглощенных фотонов, а количество вхождений - вероятность. Такой режим работы Si-ФЭУ - однофотонный режим счета. Если профилировать график по вершинам пиков, то получим распределение Пуассона. При увеличении количества событий, ошибка растет как квадратный корень.

Расстояние между соседними пиками соответствует среднему усилению одного пикселя. Ширина 0-го пика определяется шумами электроники, увеличение ширины 1-го пика по отношению к 0-му определяется технологическим разбросом усиления ячеек, который является чисто случайным процессом. Так как ячеек достаточно много, то распределение усилений и, соответственно, нулевого и последующих пиков подчиняется распределению Гаусса.

Отметим, что при различных значениях напряжения, подаваемого на Si-ФЭУ, статистика в правых пиках будет расти. Это обосновано увеличением вероятности регистрации фотона в p-n-переходе.

4.2 Параметры исследуемых Si-ФЭУ

На рисунке 5 изображен Si-ФЭУ производства Sensl серии fc-30035, исследуемый в данной работе.

Датчики низкой освещенности серии C от Sensl (на сегодняшний день производятся компанией Onsemi) отличаются лучшим в отрасли наименьшим значением темнового счета в сочетании с высоким PDE. Основные характеристики представлены в таблице 3.

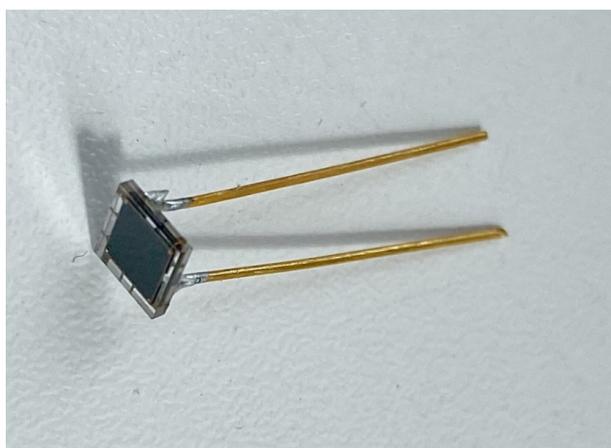


Рисунок 5 – Si-ФЭУ (производства Sensl серии fc-30035)

Таблица 3: Основные параметры исследуемых Si-ФЭУ, указанные производителем в технической документации [13]

Размер элемента	Размер ячейки	Параметр	Min.	Тип.	Max	Ед. измерения
3 mm	35 μ	Напряжение пробоя (V_{br})	24.2		24.7	В
		Пиковая длина волны (λ_p)		420		нм
		Эффективность регистрации фотонов (PDE)		31($V_{br}+2.5V$)		%
		Усиление		$3 * 10^6$		
		Скорость темнового счета (DCR)		300	860	кГц

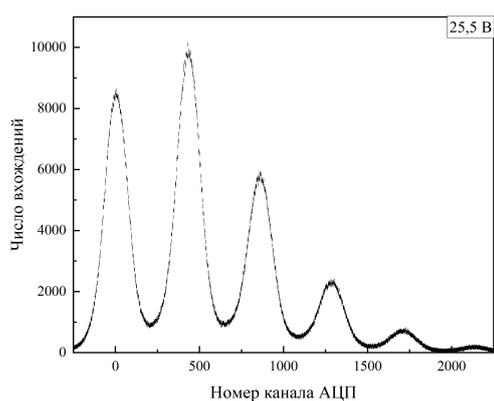
Выбор пал именно на датчики фирмы Sensl (сейчас Onsemi), так как на момент закупки значение напряжения пробоя было самое низкое на рынке. Если сравнивать с другими поколениями, С-серия выделяется минимальным значением темнового счета.

4.3 Метод расчета рабочей точки

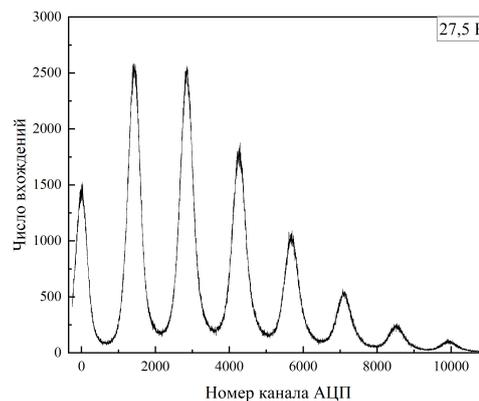
Рабочую точку находим, рассчитав величину разрешения для различных значений напряжения. В первую очередь, после сборки установки,

были получены спектры для значений напряжения от 25,5 до 29 В, с шагом 0,5 В. Типичные спектры представлены на рисунке 6.

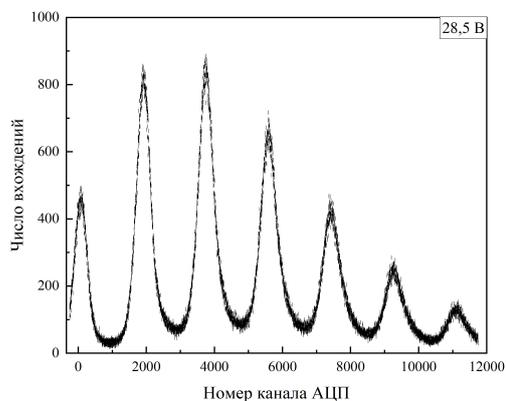
Заметим, что с увеличением напряжения форма пиков становится все меньше похожей на распределение Гаусса: с левой стороны пика подъем гораздо круче, чем справа. Это связано с послеимпульсами (afterpulsing) Si-ФЭУ, которые наряду с кросс-током (cross-talk) является основным источником шумов в датчике, расчетом влияния которых занимаются исследовательские группы [16; 17]. Послеимпульсы обусловлены теми носителями заряда в лавинном процессе, которые задерживаются в ловушках или дефектах полупроводникового материала и затем высвобождаются с постоянной времени задержки типично 200 - 300 нс в зависимости от температуры, что сопровождается образованием нового лавинного процесса.



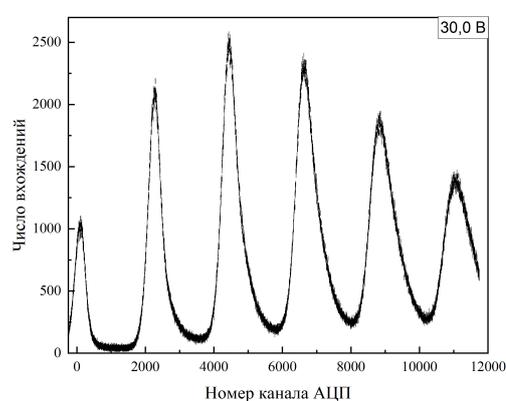
а



б



в



г

Рисунок 6 – Спектры, полученные в результате измерений

В результате фитирования гауссом нулевого и первого пиков были по-

лучены значения математического ожидания и сигмы. На основе этих значений были рассчитаны значения R (разрешающая способность) по формуле

$$R = \frac{\Delta_{pp}}{\sigma_{gain}}, \quad (5)$$

где

$$\sigma_{gain} = (\sigma_1^2 - \sigma_0^2)^{1/2}, \quad (6)$$

Δ_{pp} - расстояние между пиками (нулевым и первым).

Однако, в силу наличия дополнительных шумов оборудования, создаваемых внешними источниками, влияние которых пока что не удалось подавить, было принято решение заменить в формулах (5) и (6) значения первого пика на значения третьего. Это допустимо в нашем случае, так как, в первую очередь, значение сигмы третьего пика всегда будет больше нулевого, так как с увеличением порядкового номера пика, его среднеквадратичное отклонение растет, что иллюстрирует зависимость на рисунке 7.

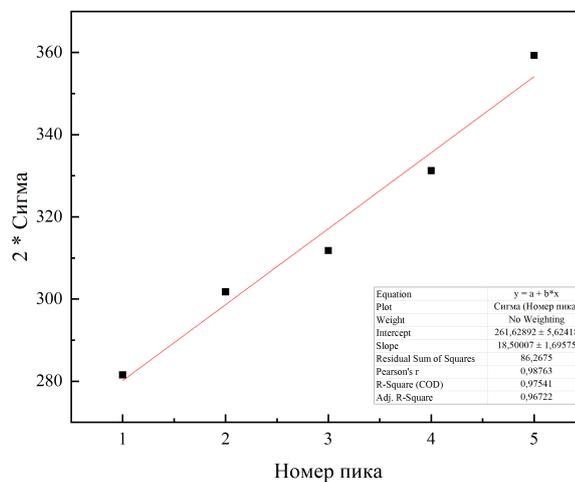
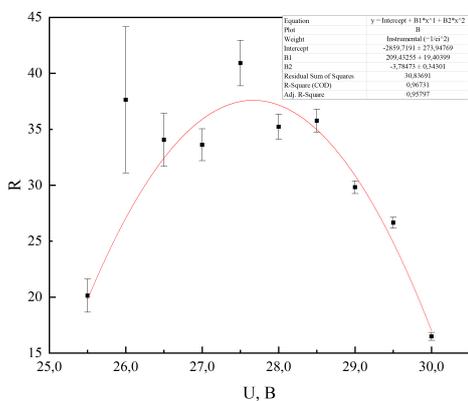


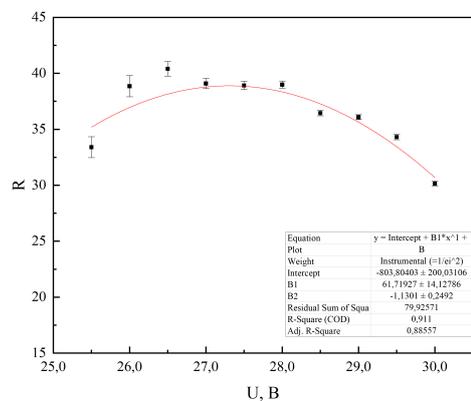
Рисунок 7 – Зависимость среднеквадратичного отклонения пика от его порядкового номера при фитировании по распределению Гаусса

Графики зависимости разрешающей способности от напряжения смещения для различных Si-ФЭУ в случае расчета с первым пиком представлен на рисунке 8 а, в случае выбора третьего пика - на рисунке 8 б. Обратим внимание на то, что в случае расчетов с третьим пиком, экспериментальные значения наиболее близки к аппроксимирующей параболе. Точки экстремум-

ма этих двух функций близки по значению, для оценки такая точность достаточна.



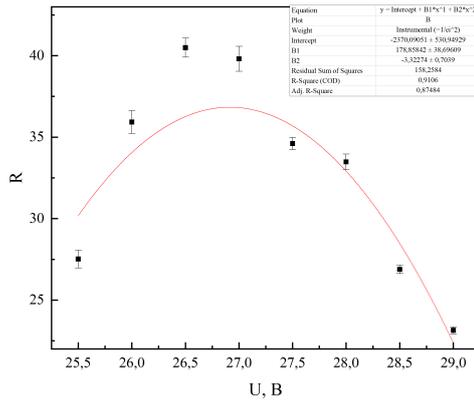
а



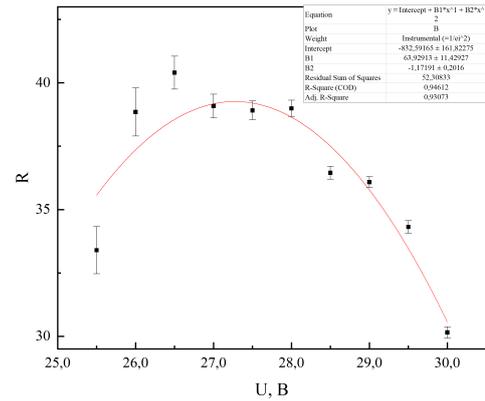
б

Рисунок 8 – Зависимость разрешающей способности от напряжения обратного смещения Si-ФЭУ в случае выбора значений для первого пика (а) и третьего пика (б)

Оптимальное значение смещения соответствует максимальному разрешению на графике и используется в качестве рабочей точки. Можно заметить, что рабочая точка отличается у разных Si-ФЭУ, что требует подстраивать оптимальные значения напряжения для каждого детектора индивидуально. Эту процедуру позволяет выполнить специальная плата, на которой размещены 32 выходных канала, для подключения матрицы Si-ФЭУ. В настройках можно как автоматически подбирать необходимое смещение напряжения, так вручную калибровать каждый детектор.



а



б

Рисунок 9 – Зависимость разрешающей способности от напряжения обратного смещения для двух разных Si-ФЭУ

На рисунке 9 приведены в качестве наглядного примера полученные распределения в результате вычислений по формуле (5), где

$$\sigma_{gain} = (\sigma_3^2 - \sigma_0^2)^{1/2} \quad , \quad (7)$$

зависимости разрешающей способности от величины напряжения для двух разных Si-ФЭУ. В дальнейшем предполагается проверить все 32 датчика и найти их рабочие точки. Аппроксимация производилась полиномом второй степени.

Таблица 4: Рабочие точки трех Si-ФЭУ

Номер Si-ФЭУ	1	2	3
Рабочая точка (В)	28,6	26,9	27,3

5 Заключение

В результате научно-исследовательской работы был найден и отработан метод расчета рабочей точки Si-ФЭУ, собрана экспериментальная установка для тестирования диодов с LED источником. Найден оптимальный способ расчета зависимости разрешения от напряжения. Были собраны энергитические спектры и найдены рабочие точки для трех Si-ФЭУ. Полученные данные представлены в таблице 4.

Поскольку у разных диодов рабочие точки различны, то при сборке макета ПЭТ на детекторы будет подаваться усредненное напряжение для достижения наиболее эффективной работы томографа: ускорения сбора данных и улучшения разрешения получаемых снимков.

Далее планируется нахождение рабочих точек для всех 32 Si-ФЭУ и сборка детекторов.

Список используемых источников

1. Рудас М., Насникова И., Матякин Г. Позитронно-эмиссионная томография в клинической практике // Учебно-методическое пособие. М.: Центральная клиническая больница УДП РФ. — 2007.
2. Зыков Е., Поздняков А., Костеников Н. Рациональное использование ПЭТ и ПЭТ-КТ в онкологии // Практическая онкология. — 2014. — Т. 15, № 1. — С. 31.
3. Беляев В., Климанов В. Физика ядерной медицины: учеб. пособие // М.: НИЯУ МИФИ. — 2012.
4. A national survey of computed tomography doses in hybrid PET-CT and SPECT-CT examinations in the UK / G. R. Iball [и др.] // Nuclear medicine communications. — 2017. — Т. 38, № 6. — С. 459—470.
5. Effective dose estimation for oncological and neurological PET/CT procedures / J. M. Martí-Climent [и др.] // EJNMMI research. — 2017. — Т. 7, № 1. — С. 1—8.
6. Уровни облучения пациентов и возможные пути оптимизации ПЭТ-диагностики в России / Л. Чипига [и др.] // Радиационная гигиена. — 2018. — Т. 10, № 4. — С. 31—43.
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 / T. 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.

10. Comparison between Pixelated Scintillators: CsI(Tl), LaCl₃(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.
11. Response of the GAGG (Ce) scintillator to charged particles compared with the CsI (Tl) scintillator / T. Furuno [и др.] // Journal of Instrumentation. — 2021. — Т. 16, № 10. — P10012.
12. *Шендрик Р.* Введение в физику сцинтилляторов-1. — 2013.
13. *Sensors C.-S. S.* Silicon Photomultipliers (SiPM), Low-Noise, Blue-Sensitive // On Semiconductor. — 2020.
14. Background removal procedure based on SNIP algorithm for gamma ray spectroscopy with the CAEN Educational Kit / M. Caccia [и др.] // Viareggio, Italy, Oct. — 2017.
15. *Acerbi F., Gundacker S.* Understanding and simulating SiPMs // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2019. — Т. 926. — С. 16—35.
16. Afterpulsing effects in SPAD-based photon-counting communication system / C. Wang [и др.] // Optics Communications. — 2019. — Т. 443. — С. 202—210.
17. *Акимов Ю. К.* Фотонные методы регистрации излучений. — Объед. ин-т ядерных исслед., 2014.