

ПРАВИТЕЛЬСТВО РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный университет»
(СПбГУ)



Ерыгин Илья Игоревич

Выпускная квалификационная работа

***КАЛОРИМЕТРИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ
ПИКСЕЛЬНЫХ ДЕТЕКТОРОВ ДЛЯ ПРОТОННОЙ
ТОМОГРАФИИ***

Уровень образования: бакалавр

Направление 03.03.02 «Физика»

Кафедра Ядерно-физических методов исследования

Научный руководитель:

_____ К.ф.-м.н., доцент **Жеребчевский В. И.**

Рецензент:

_____ К.ф.-м.н., доцент **Феофилов Г.А.**

Санкт-Петербург
2023

Содержание

ВВЕДЕНИЕ.....	3
ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ	6
1.1 Адронная терапия протонами	6
1.2 Протонная томография	9
1.3 Калориметрия в ядерной физике	12
2. Экспериментальная часть.....	21
2.1 Моделирование калориметрической системы	23
2.1.1 Моделирование детекторных модулей	23
2.1.2 Моделирование со свинцовыми поглотителями	26
2.1.3 Оценка фотонов с задней стороны детектора	30
2.1.4 Моделирование с коллиматором	34
2.1.5 Моделирование с различной толщиной первой свинцовой пластины	36
2.1.6 Моделирование условий эксперимента	37
2.2 Экспериментальные исследования с использованием монолитных активных пиксельных сенсоров.....	43
Заключение	56
Список литературы	58

ВВЕДЕНИЕ

Рак - одна из самых распространенных и опасных болезней в мире, которая угрожает жизни и здоровью миллионов людей. Он занимает второе место после сердечно-сосудистых заболеваний по числу смертей, и ежегодно диагностируется множество новых случаев этого тяжелого заболевания. Поэтому, необходимо создавать и совершенствовать методы диагностики рака на ранних стадиях, чтобы своевременно выявлять и эффективно бороться с ним, увеличивая шансы на выздоровление и продление жизни.

Современная медицина предлагает различные методы лечения рака, такие как направленная (таргетная) терапия, иммунотерапия, адронная терапия, химиотерапия и другие. Каждый метод имеет свои преимущества и недостатки, и выбор определенного метода зависит от многих факторов, таких как тип рака, стадия заболевания, общее состояние пациента и т.д. Например, при направленной терапии блокируется рост раковых клеток с помощью вмешательства в механизм действия конкретных целевых (таргетных) молекул, необходимых для канцерогенеза и роста опухоли. Химиотерапия - метод лечения рака, который основан на использовании химических веществ, способных уничтожать раковые клетки.

Протонная терапия - вид радиотерапии, которая использует ускоренные протоны для облучения опухоли. В результате взаимодействия протонов с клетками опухоли, повреждается их ДНК, что приводит к гибели этих клеток. Использование протонов при лечении рака получило широкое распространение благодаря тому, что практически вся радиационная доза выделяется в ткани на последних миллиметрах пробега частиц; максимум называют Брэгговским пиком [1]. Данное свойство протонов позволяет в разы снижать лучевую нагрузку на здоровые ткани и важные органы человека. Но этого невозможно добиться без точного знания дозы, доставляемой пациенту, размера опухоли, ее местоположения. Поэтому для того, чтобы обеспечить максимально эффективное лечение рака, необходимо

предварительно провести диагностику и обнаружить опухоль с высокой точностью. Одним из наиболее эффективных и широко используемых методов диагностики является томография, позволяющая получить трехмерное изображение внутренних органов и тканей с высокой детализацией и разрешением.

В современной медицинской диагностике существуют различные виды томографии: электронно-лучевая, магнитно-резонансная, ультра-звуковая, оптическая когерентная и др.

Рентгеновская компьютерная томография (КТ) в настоящее время является распространенным способом получения изображений органов и тканей пациентов для диагностики и планирования лечения. При КТ изображение получают за счёт свойства тканей организма по-разному поглощать рентгеновские лучи. Пучок рентгеновских лучей проходит сквозь тело, и неодинаково поглощается тканями, которые имеют разную плотность. Создаются снимки поперечных срезов тела человека, а компьютерное программное обеспечение преобразует данные в трехмерные изображения, на которых врач может увидеть особенности органов и участков тела [2].

В существующих центрах протонной терапии выполняются расчеты дозы на основе рентгеновской компьютерной томографии и позиционирования пациента с помощью рентгенограмм.

Однако, использование рентгеновских снимков для планирования протонной терапии игнорирует различия в процессах физического взаимодействия между фотонами и протонами и, следовательно, потенциально неточно. Кроме того, рентгенограммы имеют ограниченную способность отображать опухоли из-за недостаточно заметной разницы в поглощении рентгеновских лучей близлежащих тканей и самой опухоли [3].

Применение протонной компьютерной томографии (ПКТ) представляет собой оптимальный выбор для проведения протонной лучевой терапии, поскольку она устраняет погрешность (около 3-4%) в определении потерь энергии перед опухолью до 0,3% [5].

Однако точное положение пика Брэгга может быть размыто из-за случайного характера потерь энергии протонов. По этой причине уменьшение ошибки в определении диапазона максимальной потери энергии частиц является важной задачей в протонной терапии.

Измерение положения и энергии протонов может быть выполнено с помощью цифрового калориметра с высоким разрешением [5].

Области применения такого калориметра варьируются от проверки плана дозирования перед терапией частицами, до оценки коэффициента тормозящей способности протонов перед планированием дозы [4].

Цели работы:

Цель работы заключается в изучении использования пиксельных детекторов в калориметрии для протонной томографии, а также разработке метода определения энергии пучка протонов на основе результатов моделирования прохождения пучка через калориметр.

Задачи:

- создание геометрической модели прототипа цифрового трекового калориметра;
- исследование влияния кремниевых детекторов и свинцовых пластин на транспортировку и регистрацию протонов;
- оценка количества образующихся вторичных частиц;
- разработка метода определения энергии пучка протонов при его прохождении через слои калориметра.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1.1 Адронная терапия протонами

В методах лучевой терапии используются следующие виды излучений: рентгеновское, электронное, гамма-излучение, монохроматический пучок протонов, пучки тяжелых ионов (например, ионы углерода). При выборе определенного типа излучения, важным фактором является их глубинное дозовое распределение (рисунок 1).

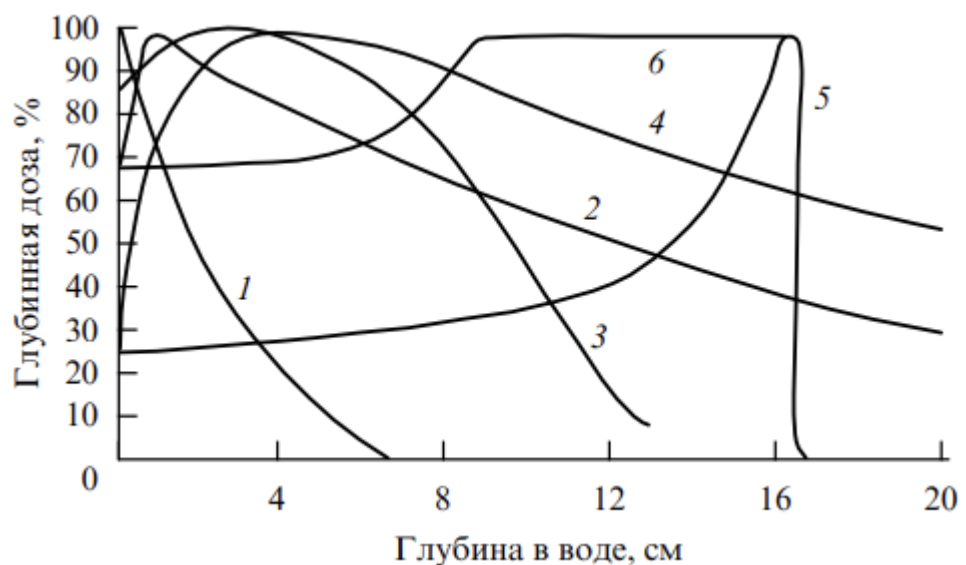


Рисунок 1 - Глубинные дозовые распределения различных типов излучения: 1-рентгеновское излучение; 2 -гамма-излучение (^{60}Co); 3 - пучок электронов; 4 - тормозное фотонное излучение; 5 - монохроматический протонный пучок; 6 - модифицированная кривая Брэгга. [5]

Рентгеновское излучение достигает максимальной потери энергии на поверхности тела (рисунок 1, кривая 1). С глубиной поглощенная доза уменьшается: вдвое на глубине 2-3 см и до нескольких долей процентов от максимального значения на глубине 4 см. В тканях происходит значительное боковое рассеяние излучения. Это приводит к интенсивному облучению здоровых тканей, расположенных на пути к опухоли и в ее окрестностях, в то время как доза на самой опухоли ограничивается допустимой дозой на кожу, которая невелика [5].

Максимум дозы гамма-излучения смещается в глубину (рисунок 1, кривая 2). Однако дальний конец кривой спадает медленно, что приводит к

неконтролируемому облучению организма, повышая риск повреждения здоровых тканей.

При использовании электронного облучения, максимальная доза приходится уже на значительную глубину организма, не облучая при этом кожный покров пациента (рисунок 1, кривая 3). Однако в результате взаимодействия электронов с атомами, образуется тормозное фотонное излучение, пронизывающее практически всё тело человека.

Применение протонов высокой энергии позволяет решить проблему облучения здоровых тканей, расположенных за опухолью, сводя лучевую нагрузку в этой области к минимуму [5].

К преимуществам протонной терапии можно отнести:

- место остановки частиц в определённом веществе однозначно связано с энергией частиц, что позволяет остановить пучок на заранее заданной глубине, например на задней границе облучаемой опухоли (мишени) (рисунок 1, кривая 5); таким образом, радиационные повреждения здоровых тканей за задней границей опухоли полностью исключаются;
- рассеяние протонов на атомных электронах меньше, чем у гамма-лучей, что позволяет свести к минимуму повреждения тканей, расположенных сбоку от мишени и от пути пучка к мишени;
- ионизационные потери частиц (т.е. доза) возрастают по мере проникновения пучка в вещество и достигают максимума в месте остановки частиц, образуя так называемый пик Брэгга (см. рис. 6, кривая 5). Это свойство позволяет получить максимум поглощенной дозы на определенной глубине в организме человека (например, в опухоли), снижая лучевую нагрузку на здоровые ткани и важные органы человека к минимуму.

Таким образом, использование протонов решает одну из главных задач в лучевой терапии: снижение радиационной нагрузки на здоровые ткани. На

рисунке 2 показано, что использование фотонов приводит к сильному облучению окружающих опухоль тканей. В то время как облучение протонами минимизирует радиационное воздействие на соседние ткани, выделяя максимальную дозу в пределах опухоли.

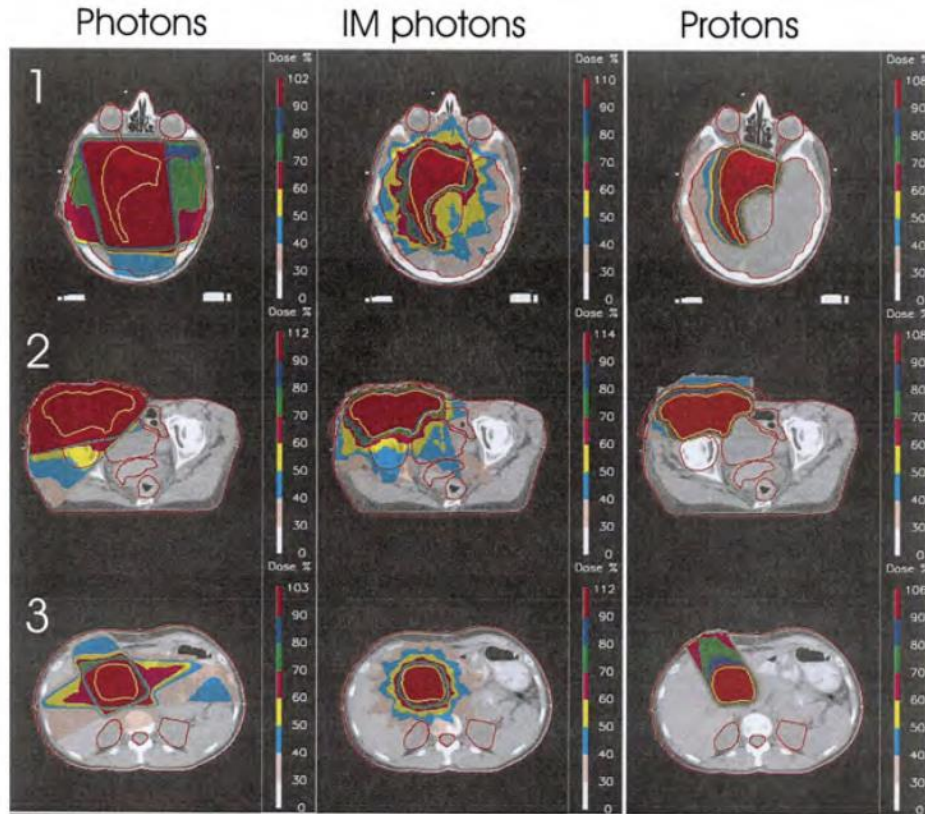


Рисунок 2 - Сравнение дозы, полученной при традиционной лучевой терапии (фотоны), IMRT и протонной терапии [10]

Кривая Брэгга определяется возрастанием ионизирующей способности с глубиной при проникновении частиц в среду. Ионизационные потери тяжелой заряженной нерелятивистской частицы на единице пути хорошо описываются формулой Бете-Блоха [7]:

$$S_{ion} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{ion} = \frac{4\pi z^2 e^4}{m_e v^2} NZ \left[\ln \frac{2mv^2}{I(1 - \beta^2)} - \beta^2 - \delta - U \right], \quad (1)$$

где $\beta=v/c$ — относительная скорость частицы, I - потенциал ионизации, δ и U — параметры, учитывающие соответственно релятивистский эффект поляризации среды и энергию связи электронов на оболочках K, L и т.д.

Узкий максимум зависимости поглощенной дозы от глубины проникновения излучения в организме делает возможным облучение

чрезвычайно малых объемов с дозой, в 3–4 раза превышающей дозу на входе в тело.

Пик Брэгга монохроматического пучка протонов узок. Чтобы облучать равномерно протяженные опухоли, используют модифицированную кривую Брэгга (рисунок 1, кривая б), получаемую посредством преобразования энергетического спектра пучка. При этом доза за пиком так же быстро падает до нуля, доза на входе несколько возрастает по сравнению с немодулированным пучком [5].

Пробег протонов в организме пациента чувствителен к изменениям в его анатомии во время курса облучения. Для точного определения положения пика Брэгга и обеспечения высокой эффективности лечения применяется протонная томография, которая предоставляет информацию об анатомии пациента и дозиметрическую информацию о протонном пучке во время терапии.

1.2 Протонная томография

Для правильной идентификации максимума поглощенной дозы, необходимо определить очень точно относительную тормозную способность (RSP – Relative Stopping Power, то есть тормозную способность определенного материала по сравнению с водой) в соответствующих тканях, которые пересекают частицы до достижения опухоли. В настоящее время рентгеновская компьютерная томография используется для получения анатомических особенностей пациента и измерения коэффициента ослабления рентгеновского излучения, выраженного в единицах Хаунсфилда (HU). С помощью процедур калибровки, значения в HU для соответствующей ткани преобразуются в RSP для планирования лечения [8]. Наряду с морфологическими изменениями, анатомической деформацией из-за внутреннего движения, преобразование из HU в RSP является одним из основных источников неопределенности, что соответствует возможному

смещению пика Брэгга на расстоянии до 4 мм у пациента [9]. Применение протонной компьютерной томографии (ПКТ) в планировании лечения с использованием протонов позволяет значительно уменьшить эту неопределенность. Основным преимуществом данной технологии является возможность прямого восстановления 3D-карты значений RSP для соответствующих опухолевых образований и здоровых тканей.

При проведении протонной компьютерной томографии на пациента направляется высокоэнергетический протонный пучок, который должен обладать достаточной энергией (200-250 МэВ), чтобы полностью пройти через пациента, так что пик Брэгга находился бы за пациентом на соответствующих детекторах (рисунок 3). Идея протонной визуализации заключается в том, чтобы, измеряя остаточную энергию каждого протона, можно было определить тормозную способность ткани вдоль пути протона. Для построения трехмерной карты определяется наиболее вероятная траектория (MLP - Most Likely Path) отдельного протона, проходящего через облучаемый объект, на основе откликов (хитов) трекового детектора с последующим вычислением средних потерь энергии протона вдоль этой траектории.

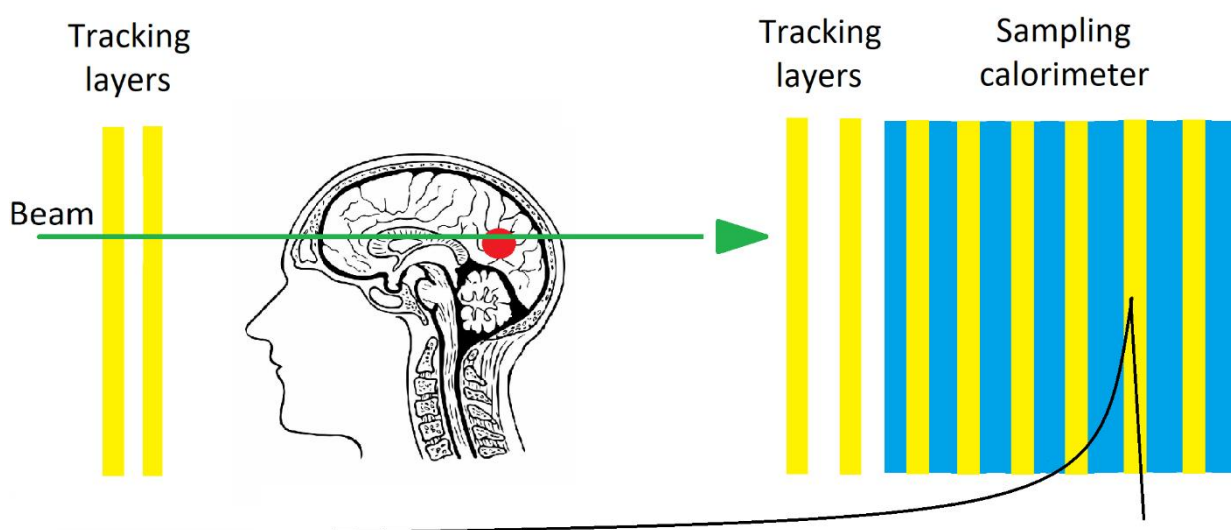


Рисунок 3 - концепция протонного томографа

Для восстановления пути каждого протона в протонной компьютерной томографии используют трековые детекторы, расположенные как перед пациентом, так и за ним. Передние детекторы определяют положение и направление первичных протонов в пучке, в то время как задние трековые детекторы, работая в калориметрическом режиме, помимо координат трека, помогают определить остаточную энергию каждого протона. Такая информация необходима для вычисления средних энергетических потерь протона вдоль его трека и величины пробега протона до его полной остановки в детекторе.

Отклонения траектории протона внутри объекта в основном обусловлены взаимодействием между кулоновскими полями протона и ядрами в поглощающем материале, что приводит к многочисленным отклонениям на малые углы при прохождении через объект. Статистические модели влияния многократного кулоновского рассеяния на траекторию протона были разработаны для расчета наиболее вероятного пути протона, учитывая его положение / траекторию входа и выхода и соответствующую неопределенность на промежуточных глубинах внутри объекта. Имея приблизительный путь протона через объект, можно затем идентифицировать пиксели, через которые прошел протон, а определив разницу между начальной энергией и энергией после прохождения облучаемого объекта, можно рассчитать поглощенную дозу [11].

В последнее время было доказано, что точность восстановления карты относительной тормозной способности в протонной томографии ниже 1% и работает лучше, чем современные методы, такие как двухэнергетическая компьютерная томография [12,13]. Кроме того, ПКТ продемонстрировал снижение уровня шума и меньшие дозовые нагрузки на пациента по сравнению с обычной рентгеновской КТ [14,15].

Таким образом, современный протонный томограф выполняет ряд функций: отслеживает траекторию каждого протона, измеряя его направление и положение до и после объекта, а также регистрирует

остаточную энергию протона. Поэтому типичная система ПКТ состоит из двух детекторов: один располагается перед объектом, а другой - после объекта (конструкция двустороннего сканера), чтобы измерить положение пучка, направление и его остаточную энергию [7]. Однако передний детектор может быть исключен, при этом информация о положении и направлении падающего протона будет определяться исходя из первоначальных характеристик пучка, таких как распределение и интенсивность, угловое распределение пучка и т.д. Такое упрощение дает некоторые преимущества на этапах проектирования и сборки, снижая сложность настройки и конечную стоимость [17].

Использование в качестве детекторов цифровых трековых калориметров (ЦТК) является новым методом в ПКТ, который позволит одновременно восстанавливать треки большого числа протонов, а также регистрировать остаточные энергии каждого протона, что упростит сборку системы и гарантирует стабильную работу в клинических условиях [17].

1.3 Калориметрия в ядерной физике

Калориметрия играет важную роль как в экспериментальных исследованиях в фундаментальной ядерной физике, так и в прикладных исследованиях. Для определения энергии падающих частиц может использоваться цифровая калориметрия, обладающая более высоким энергетическим разрешением по сравнению с аналоговыми калориметрами [18].

Существует два основных типа калориметров: электромагнитные калориметры (ECAL) и адронные калориметры (HCAL). ECAL используются для измерения энергии частиц, участвующих в электромагнитных взаимодействиях: фотоны и электроны, а HCAL - для измерения энергии адронов, например протонов. Как ECAL, так и HCAL можно разделить на две категории: гетерогенные и гомогенные калориметры. В гетерогенных

(сэмплинг) калориметрах функции поглощения и детектирования разделены. Гетерогенные калориметры обычно имеют структуру сэндвичей – слои поглотителя чередуются с детектирующими слоями. В гомогенных калориметрах поглощение и детектирование энергии происходит в едином, однородном материале, таком как жидкий благородный газ (Ar, Kr, Xe) или свинцовое стекло.

В протонной томографии используются гетерогенные калориметры. Рассмотрим некоторые причины данного выбора.

В сэмплинг калориметре слои сконструированы таким образом, чтобы их толщина была достаточно тонкой, для поглощения энергии в каждом слое на постоянном уровне (равномерно распределялась по слою). Если слой слишком толстый, то потери энергии могут быть неравномерными, что приведет к трудности их точного определения. Но при этом слой должен быть достаточно толстым, чтобы обеспечить измеряемую поглощенную дозу. Ведь если слой слишком тонкий, то потери энергии могут быть слишком малыми для точного определения детектором. [19]

То есть толщина каждого слоя выбирается исходя из информации об энергии регистрируемых протонов, свойств материала поглотителя и желаемого уровня энергетического разрешения.

В качестве поглотителя для сэмплинг калориметра часто используются материалы с высоким Z , такие как свинец или вольфрам, чтобы увеличить потери энергии и тем самым обеспечить ее точное измерение, а также увеличить эффективность взаимодействия протонов с веществом.

Сцинтилляционные или фотодиодные детекторы часто используются в качестве сенсоров в таких калориметрических системах. Так, например, компания ProtonVDA разработала детекторную систему для протонной томографии, основанную на технологии быстрых сцинтилляторов [20]. Система детектирования положения пучка основана на сцинтилляционных волокнах, которые соединяются с оптическим кабелем и присоединяются к массиву кремниевых фотоумножителей. Детектор остаточной энергии

представляет собой пластиковый сцинтиллятор в форме параллелепипеда совместно с массивом из 16 вакуумных фотоэлектронных умножителей. Главных преимуществ данной установки является точная реконструкция треков отдельных протонов, проходящих через тело пациента [20]. Однако одним из главных требований к установке является низкие потоки частиц, чем те, которые используются для терапии. Для данного требования не существует реализованного решения.

Но в последние годы растет интерес к применению пиксельных кремниевых детекторов в протонной томографии. Эти детекторы обеспечивают высокое пространственное разрешение и точное измерение энергии, и поэтому были протестированы в ряде исследовательских проектов для протонной томографии.

Кроме того, существует проект PRaVDA (Proton Radiotherapy Verification and Dosimetry Applications), основанный на использовании пиксельных стриповых детекторов [21]. Детекторы состоят из 2048 полосок (каналов), считываемых 16 интегральными схемами ASIC. Три таких детектора повернуты друг относительно друга на 60° , что позволяет восстанавливать треки протонов благодаря информации от каждой из трех плоскостей. Такие детекторы обеспечивают быстрые и точные измерения траекторий протонов при их прохождении через облучаемый объект. Главным недостатком подобной системы является невозможность реконструкции изображения или карты тормозных способностей среды для протонов за сравнительно небольшие времена, что значительно усложняет процесс внедрения такой установки в клиническую практику.

Оригинальное решение такой задачи было предложено коллаборацией Bergen pCT [17], которая использует пиксельные детекторы поколения ALPIDE (ALicePIXelDEtector) на основе сенсоров MAPS (Monolithic Active Pixel Sensor). Это монолитный пиксельный детектор, разработанный для новой внутренней трековой системы эксперимента ALICE на Большом Адронном Коллайдере (БАК) в CERN. Однако благодаря, хорошему

пространственному и энергетическому разрешению, а также радиационной стойкости, детекторы ALPIDE будут использованы для создания протонных томографов [17].

1.4. Пиксельные детекторы и калориметрия для протонной томографии

Детектор на основе MAPS - это кремниевый детектор, в котором каждый пиксель содержит свой усилитель и электронику считывания. На рисунке 5 показана структура типичного детектора на основе MAPS, состоящего из низкорезистивной кремниевой подложки, на которой расположен высокорезистивный эпитаксиальный слой p-типа толщиной 25 мкм, являющийся чувствительным объемом детектора, собирающие заряд диоды (пиксели) и front-end-электроника для усиления и оцифровки сигнала, построенная по технологии КМОП.

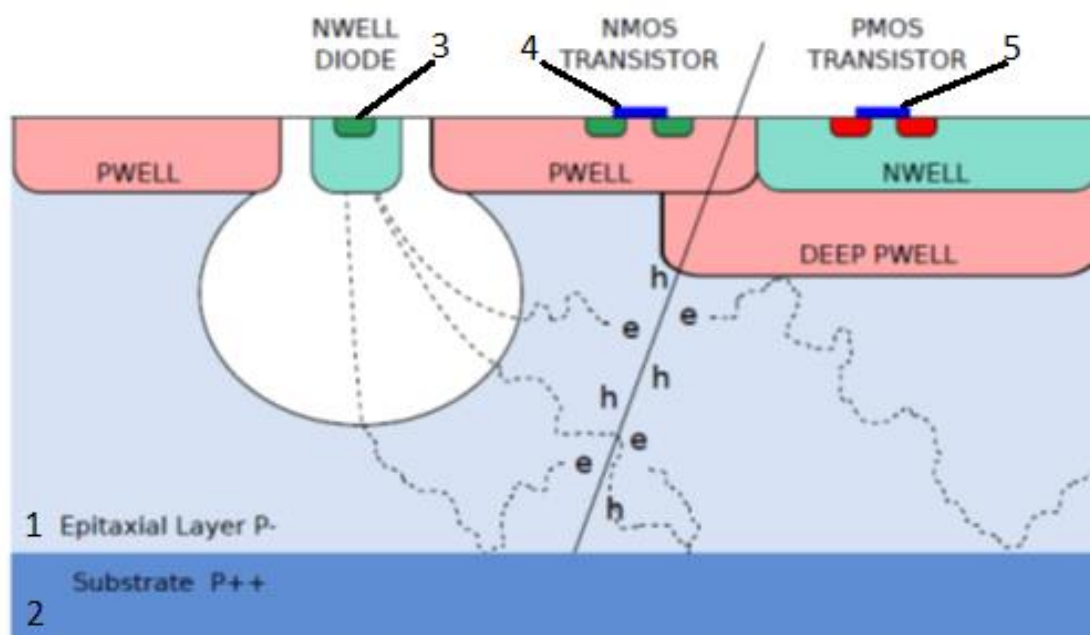


Рисунок 4 - Схема сбора заряда, образованного ионизирующей частицей, в пиксельной ячейке MAPS: (1) эпитаксиальный слой P-; (2) подложка P++; (3) собирающий диод, расположенный в кармане n-типа; (4) NMOS транзистор в кармане p-типа; (5) PMOS транзистор в кармане n-типа [22]

Детектор представляет собой матрицу размером 15 мм x 30 мм, состоящую из 512 x 1024 пикселей. Каждый пиксель содержит

чувствительный диод, предназначенный для сбора заряда, элементы усиления и формирования сигнала, дискриминатор и логические элементы.

Диод окружен областью обедненной зоны p-n перехода, сформированного собирающим n-well и эпитаксиальным слоем. В этой области возникает электрическое поле, что позволяет осуществить дрейф носителей заряда к собирающему электроду.

Ширина обедненной зоны зависит от концентраций носителей заряда на обеих сторонах и может быть увеличена приложением дополнительного обратного смещения (Back Bias) подачей напряжения V_{BB} к подложке детектора. Тогда общее напряжение смещения (reverse bias) на собирающем диоде будет:

$$V_{RB} = V_{RST} + V_{BB}$$

где V_{RST} – напряжение смещения, подаваемое на детектор, V_{BB} – напряжение обратного смещения, подаваемое на подложку.

Напряжение обратного смещения, подаваемое на подложку, помимо увеличения обедненной зоны вокруг собирающего заряд диода, понижает входную емкость пикселя и приводит к более эффективному сбору заряда и повышению радиационной стойкости детектора.

Механизм сбора заряда происходит следующим образом: когда заряженная частица проходит через эпитаксиальный слой, внутри него, посредством ионизации, образуются носители заряда – электроны, которые диффундируют к обедненной зоне, где дрейфуют к карману n-типа под действием электрического поля. Заряд собирается на диоде. Это приводит к созданию сигнала, который может быть измерен и использован для определения характеристик падающей частицы.

DEEP PWELL - это карман p-типа. Он экранирует электроны, образующиеся в эпитаксиальном слое при прохождении через него заряженной частицей, во избежание их сбора на кармане n-типа, принадлежащем PMOS транзистору.

Цифровой калориметр можно построить на основе слоев Монолитных Активных Пиксельных Сенсоров, которые будут чередоваться со слоями поглотителя, образуя сэндвич структуру. По сравнению со сцинтилляционными и фотодиодными детекторами, МАПС имеют высокую степень гранулярности, что позволяет одновременно регистрировать и разделять большое количество протонных треков в каждом цикле считывания данных, а их рекордное быстродействие (частота сканирование >10 МГц) сводит к минимуму времени облучения пациента.

Так коллаборация Bergen pCT в качестве детектора использовали Digital Tracking Calorimeter (ЦТК – Цифровой Трековый Калориметр), то есть саплинг калориметр на основе пиксельных кремниевых [17]. Такой калориметр будет иметь единую технологию как для регистрации положения протонов, так и для измерения их остаточной энергии, чтобы упростить сборку системы и гарантировать стабильную работу в клинических условиях.

В качестве детектора был выбран пиксельный детектор ALPIDE. При минимальной ионизации заряженных частиц разрешение для измерения положения трека составляет 5 мкм, эффективность регистрации 99,99% и вероятность случайных срабатываний менее 10^{-5} событий/пиксель были достигнуты с помощью ALPIDE [21]. Вышеупомянутые свойства делают детектор ALPIDE идеальным кандидатом для DTC.

ЦТК должен обладать определенными свойствами и параметрами [17]:

1. ЦТК должен иметь апертуру 27×15 см, чтобы иметь возможность получить изображение по крайней мере детской головы за одно сканирование.
2. В продольном направлении ЦТК должен состоять из чередующихся слоев детекторов ALPIDE и алюминиевых слоев-поглотителей. Алюминий имеет высокую теплопроводность, что позволит эффективно отводить тепло. Также алюминий имеет значительно

меньшую стоимость и вес, что упростит стоимость и сборку калориметра для клинических условий.

3. Передние детекторы должны содержать как можно меньше материала, кроме самих ALPIDE, чтобы уменьшить ошибки позиционирования из-за рассеяния. Этого можно достичь за счет уменьшения толщины алюминиевых держателей, на которые будут установлены детекторы.

Схематическое изображение ЦТК показано на рисунке 6.

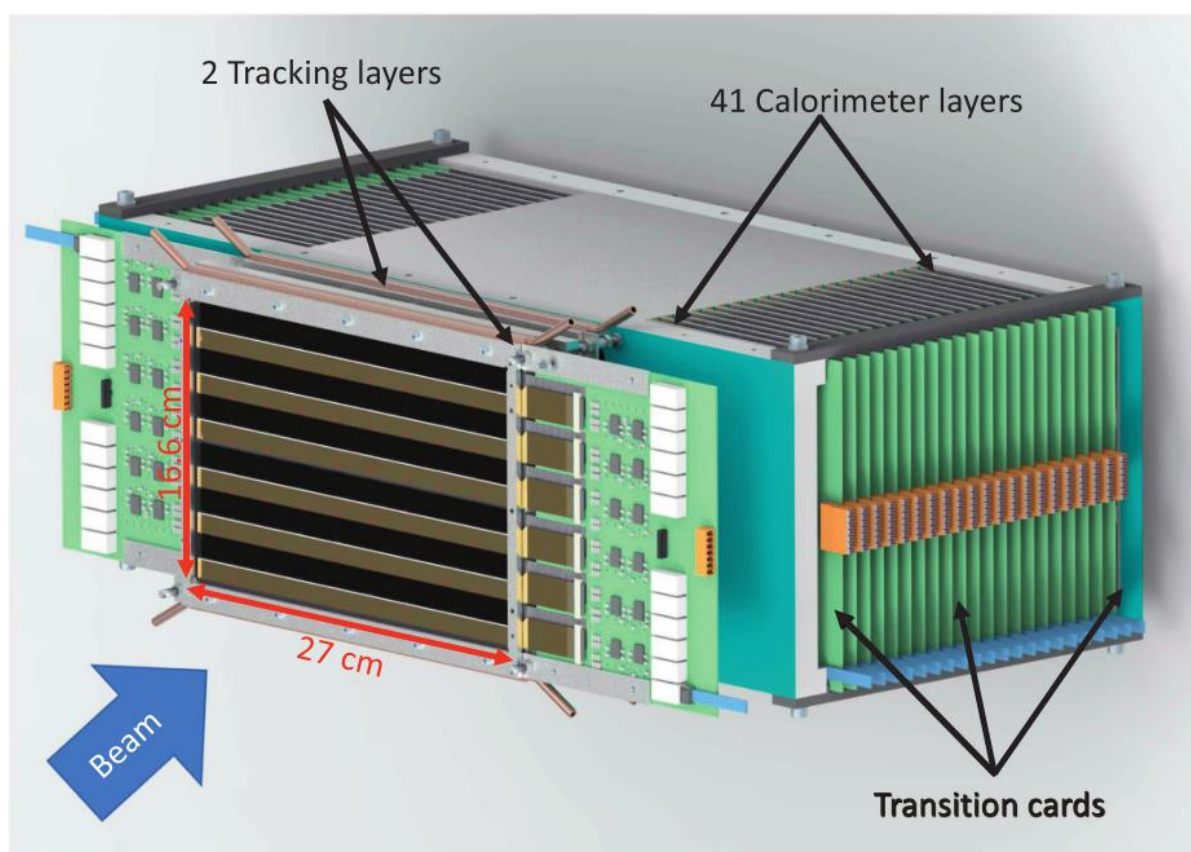


Рисунок 5- общая структура системы Bergen pCT [17]

Чтобы полностью остановить пучок протонов с энергией 230 МэВ, будет использован 41 слой алюминиевого поглотителя, исключая поглотитель между передними слоями детекторов, выступающих в качестве трековых плоскостей (tracking). В соответствии с рекомендациями, сделанными после исследований по оптимизации конструкции, площадь чувствительной части каждого слоя рассчитана на 27 см × 16,6 см [17].

Каждый детектор ALPIDE установлен на гибком кабеле, а набор из девяти таких установленных детекторов формируют детекторный модуль.

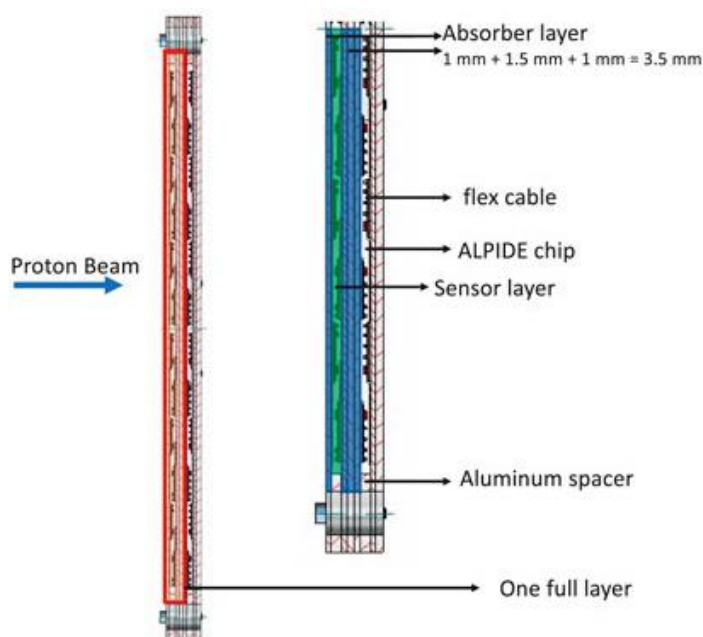


Рисунок 6 - схематический вид сбоку полного слоя в калориметре. [17]

В калориметре толщина поглощающего слоя выбрана равной 3,5 мм. (Из рекомендаций, полученных благодаря моделированию МС, доля правильно реконструированных треков и толщина поглотителя обратно пропорциональны, поэтому толщина поглотителя должна быть как можно меньше, строго ниже 4 мм) [17].

Таким образом, один полный слой такого калориметра состоит из: алюминиевого кабеля (толщиной 1 мм), на который крепятся детекторные модули, направленные по направлению движения пучка, воздушного зазора 2 мм, еще одного алюминиевого кабеля (толщиной 1 мм), но с детекторными модулями, обращенными к пучку, и алюминиевой пластины-поглотителя (толщиной 1,5 мм). В общей сложности калориметр состоит из 41 такого слоя.

Чтобы свести к минимуму количество материала, не являющегося детектирующим, в tracking слоях детекторы ALPIDE толщиной 50 мкм будут установлены на многослойных углекомпозитных пластинах толщиной 0,2

мм, специально разработанных в СПбГУ для такого рода калориметров. Углекомпозитные пластины имеют практически такую же теплопроводность, что и алюминиевая пластина.

Одним из главных плюсов такой структуры является хорошее разрешение и точность измерения длины пройденного пути и энергии протонов. Это позволяет достигать высокой точности в реконструкции траектории проходящих частиц и создавать высококачественные изображения в протонной томографии. Также такая структура обеспечивает высокую эффективность регистрации частиц. Одним из главных недостатков такого калориметра является относительно малый размер активного объема и слабое разрешение в поперечном направлении. Это ограничивает возможность обнаружения малых изменений в энерговыделении в поперечном направлении, что может привести к ухудшению качества изображения в ЦТК. Сотрудники Санкт-Петербургского государственного университета входят в коллаборацию Bergen pCT и активно участвуют в создании данного типа томографа.

Однако в Санкт-Петербургском государственном университете начаты работы, направленные на создание альтернативного варианта трекового калориметра. Данный тип отечественного цифрового трекового калориметра планируется использовать в протонной компьютерной томографии.

2. Экспериментальная часть

Задачей цифрового калориметра в протонной томографии является точная регистрация как можно большего числа протонов. В таком калориметре энергия протонного пучка будет определяться с учетом регистрации изменения интенсивности частиц пучка в каждом чувствительном слое.

Однако, прежде чем проводить эксперимент, необходимо сделать некоторые оценки:

- 1) Понять, как вторичные частицы, возникающие в результате взаимодействия протонов с калориметром, будут влиять на детекторы. Поскольку их большое количество может привести к искажению результата регистрации протонов.
- 2) Оценить влияние детекторов и поглотителей на рассеяние и поглощение протонов.

В представленной работе моделирование калориметра проводилось с использованием пакета GEANT4 [24] для экспериментальной установки. Данный выбор объясняется широкой распространенностью этого пакета, а также наличием всех необходимых средств для выполнения поставленной задачи.

Моделирование физического эксперимента с помощью Geant4 основано на методе Монте-Карло. Моделирование прохождения протонов в веществе включает в себя: описание геометрии детектора, описание химического состава входящих в эксперимент материалов, описание типов частиц, участвующих в эксперименте, описание физических процессов и первичного события (вылет первичной частицы из источника).

Основные элементы калориметра, свойства которого предполагается исследовать экспериментально, показаны на рисунке 8. Калориметр состоит

из:

- 1 — входного окна (алюминиевая фольга толщиной 7 мкм);
- 2 — четырех кремниевых монокристаллических активных пиксельных детекторов $1,5 \times 3,0$ см и толщиной 50 мкм;
- 3 — свинцовых поглотителей одинаковой толщины.

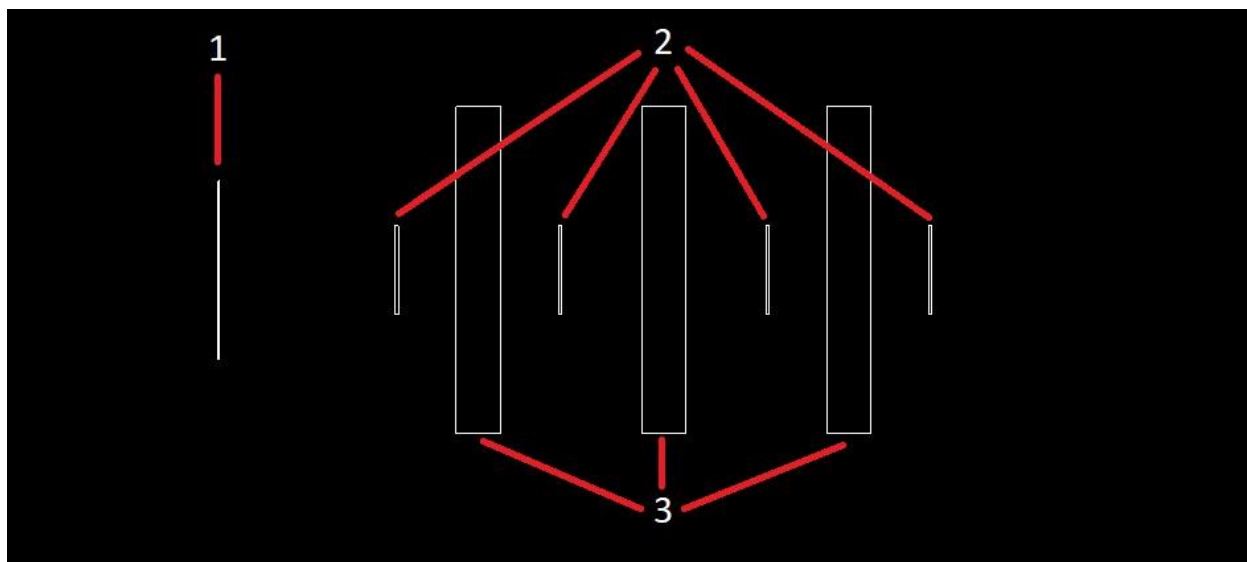


Рисунок 8 - Модель цифрового калориметра. Общий вид установки с поглотителями и детекторами

Все последующие этапы моделирования проведены с целью подготовки к эксперименту с протонными пучками синхроциклотрона С-1000 (ПИЯФ) энергией 200 МэВ и 1 ГэВ. Установка будет состоять из алюминиевого корпуса с телескопными модулями МАПС и свинцовыми поглотителями. С помощью плат сопряжения можно получать данные о количестве протонов, зарегистрированных каждым детектором.

Проведение моделирования перед реальным экспериментом имеет важное значение, поскольку позволяет изучить влияние различных факторов, таких как энергия протонов, геометрия установки, свойства поглотителей и другие параметры, на регистрацию протонов в калориметре, что позволит оптимизировать экспериментальную установку для получения наилучших результатов.

2.1 Моделирование калориметрической системы

2.1.1 Моделирование детекторных модулей

В данной части работы было рассмотрено влияние детекторов на прохождение пучка протонов. Была дана оценка количеству вторичных частиц (гамма-квантов, электронов), образующихся при прохождении протонов через кремниевую пластину.

Для оценки данных процессов производилось моделирование, включавшее в себя пучок 100000 протонов, со следующими параметрами:

1. Энергия протонов 200 МэВ, диаметр пучка 4 и 25 мм.
2. Энергия протонов 1 ГэВ, диаметр пучка 4 и 25 мм.

Схема экспериментальной установки изображена рисунке 9 и состоит из:

- 1 - входного окна (алюминиевая фольга толщиной 7 мкм);
- 2 - четырех кремниевых монокристаллических активных пиксельных детекторов $1,5 \times 3,0$ см и толщиной 50 мкм.

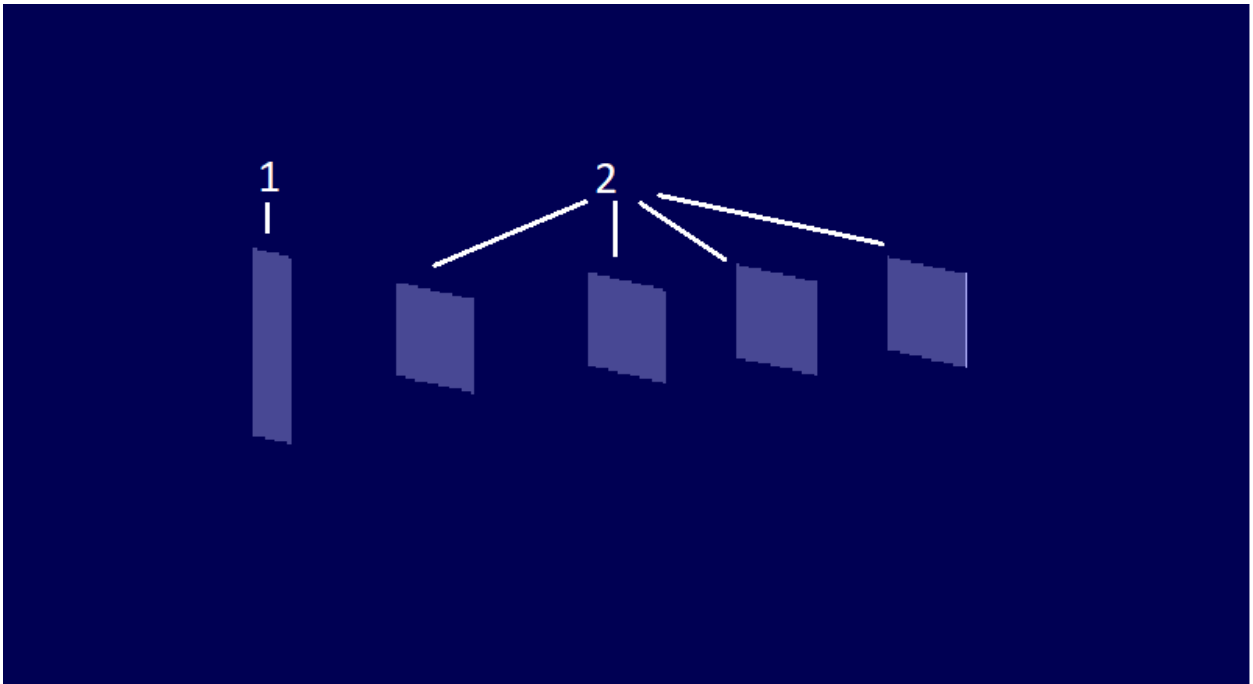


Рисунок 9 - схема моделирование для анализа влияния кремниевых детекторов на прохождение протонов

Результаты моделирования приведены в таблицах 1,2,3,4.

Относительное число p – количество протонов, зарегистрированных детектором, относительно первоначального числа протонов в пучке.

Изменение относительного числа частиц – отклонение зарегистрированного числа протонов, от первоначального количества протонов в пучке (100%).

Столбец “Количество гамма-квантов” и “ e^- ” – количество зарегистрированных частиц соответствующим детектором.

Таблица 1. Пучок 1 ГэВ, диаметр 4мм

Номер детектора	Относительное число p	Изменение относительного числа частиц	Количество гамма-квантов	e^-
1	100.05 %	+0.05 %	62±3	1187±15
2	100.00 %	0.00 %	59±3	1224±15
3	100.00 %	0.00 %	56±3	1274±16
4	99.98 %	-0.02 %	61±3	1272±16

Таблица 2 - Пучок 200МэВ, диаметр 4мм

Номер детектора	Относительное число p	Изменение относительного числа частиц	Количество гамма-квантов	e^-
1	100.05 %	+0.05 %	47±3	2368±22
2	100.01 %	+ 0.01%	56±4	2339±22
3	99.99 %	-0.01%	64±3	2292±22
4	99.95 %	-0.05%	59±3	2367±22

Таблица 3 - пучок 1 ГэВ, диаметр 25мм

Номер детектора	Относительное число р	Изменение относительного числа частиц	Количество гамма-квантов	e-
1	71.62 %	-28.32 %	40±2	870±12
2	71.54 %	-28.46 %	51±2	906±12
3	71.52 %	-28.48 %	41±2	921±12
4	71.49 %	-28,51 %	42±2	942±12

Таблица 4 - пучок 200 МэВ, диаметр 25мм

Номер детектора	Относительное число р	Изменение относительного числа частиц	Количество гамма-квантов	e-
1	71.59 %	-28.41 %	37±2	1766±16
2	71.56 %	-28.44 %	44±2	1763±16
3	71.39 %	-28.61 %	44±2	1735±16
4	71.16 %	-28,84 %	36±2	1750±16

Исходя из результатов моделирования видна тенденция к уменьшению числа протонов. Однако максимальное отклонение числа протонов от первоначального количества составляет не более 0,4%. Отсюда можно сделать вывод, что кремниевые пластины практически не влияют на прохождение протонов. Число гамма-квантов, которые могут возникнуть в ходе ядерных реакций, не превосходит 0,07 % по сравнению с количеством протонов, а электронов не более 2,5% от общего числа протонов.

Из таблицы 1 и 2 видно, что число зарегистрированных протонов первым детектором больше, чем первоначальное количество протонов в пучке. Это может быть связано с процессом выбивания протонов из алюминиевой пластины.

Для пучка протонов с диаметром 25 мм число зарегистрированных частиц меньше, чем для пучка 4мм. Это связано с тем, что поперечное сечение пучка в первом случае больше, чем линейные размеры детектора, что видно на рисунках 10,11. В результате чего часть протонов в верхней области пучка не попадает на детектор.

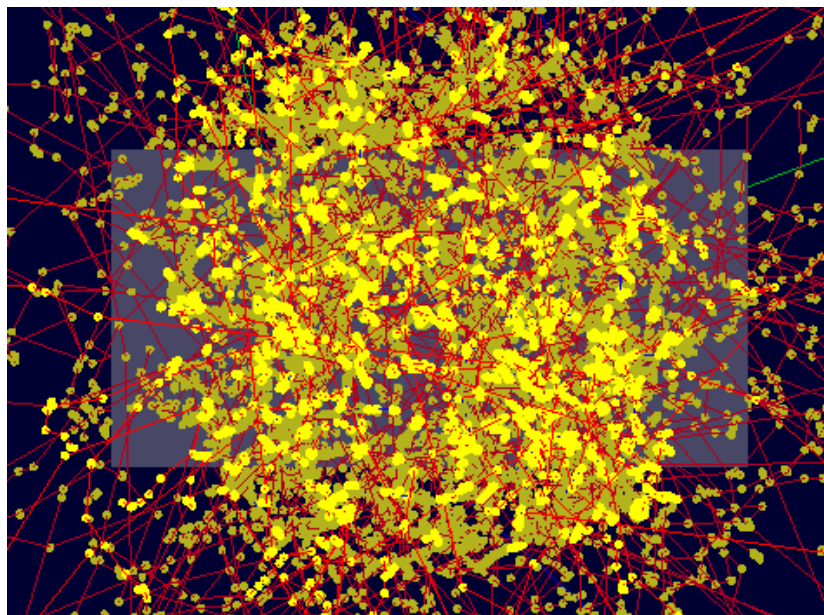


Рисунок 10 - Пучок протонов диаметром 25 мм (область скопления желтых точек) и детектор (серая пластина)

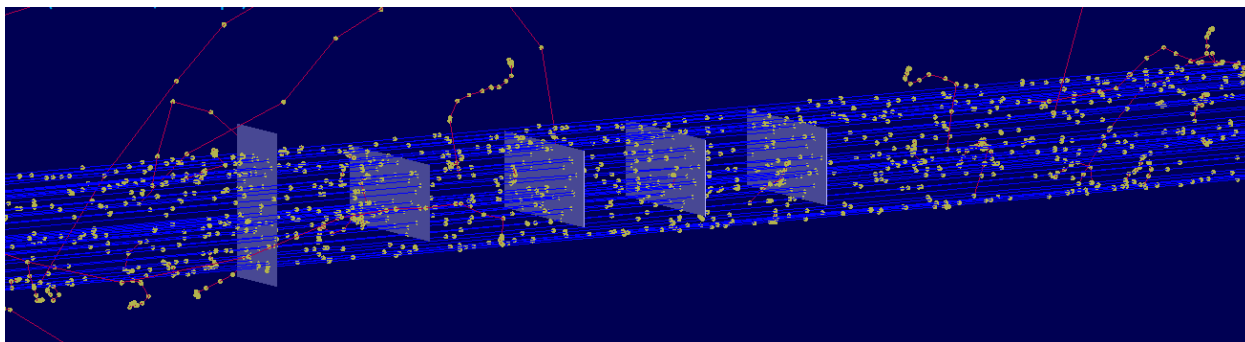


Рисунок 11 - Прохождения пучка протонов диаметром 25 мм

2.1.2 Моделирование со свинцовыми поглотителями

Следующим шагом было добавление свинцовых поглотителей в установку, чтобы проанализировать их влияние на регистрацию протонов.

Для этого проводилось моделирование со свинцовыми поглотителями толщиной 1мм, установленные между детекторами (рисунок 12).

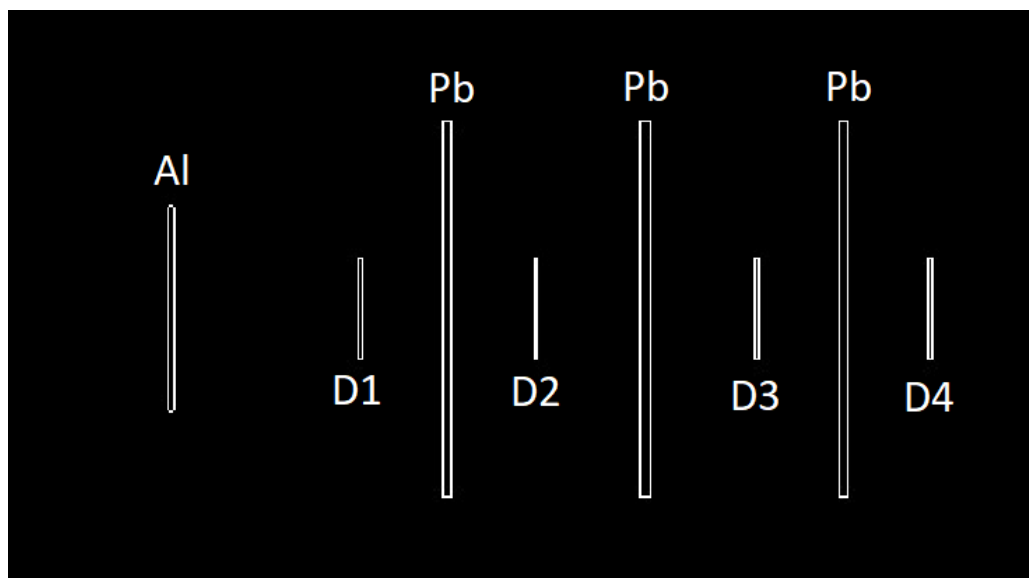


Рисунок 12 - схема установки с свинцовыми пластинами

Для оценки количества частиц, зарегистрированных на каждой детекторной плоскости, моделировался пучок со следующими параметрами: 100000 протонов, диаметр – 4 мм, энергия менялась от 200 МэВ до 1000 МэВ.

Результаты моделирования представлены в таблицах 5-9.

Таблица 6 - пучок 200 МэВ

Детектор	Количество р	Количество гамма-квантов	$E_{\gamma} < 20$ КэВ
1	99,93%	667±7	2,2%
2	98,98%	1396±18	2%
3	97,80%	1554±19	1,50%
4	96,18%	850±14	1,73%

Таблица 5. Пучок 1 ГэВ

Детектор	Количество р	Количество гамма-квантов	$E_{\gamma} < 20$ КэВ
1	99,97%	1198±7	0,48%
2	99,547±154	2510±22	0,40%
3	98,439±127	2903±24	0,47%
4	97,357±121	1719±18	0,37%

Таблица 8 - Пучок 400 МэВ

Детектор	Количество р	Количество гамма	$E_{\gamma} < 20$ КэВ
1	99,98%	740±14	1,33%
2	99,13%	1608±20	1,42%
3	98,15%	1793±21	1,51%
4	96,93%	1000±18	1,10%

Таблица 7 – пучок 600 МэВ

Детектор	Количество р	Количество гамма	$E_{\gamma} < 20$ КэВ
1	100%	889±15	1,32%
2	99,27%	1961±22	1,20%
3	98,24%	2198±22	0,90%
4	97,07%	1243±17	1,11%

Таблица 9 - пучок 800 МэВ

Детектор	Количество р	Количество гамма	$E_\gamma < 20$ КэВ
1	99,94%	1006±16	0,50%
2	99,34%	2274±9	0,37%
3	98,36%	2539±11	0,42%
4	97,17%	1551±23	0,51%

Из результатов моделирования видно, что число зарегистрированных протонов уменьшается с номером детектора. Это происходит из-за взаимодействия частиц со свинцовыми пластинами, расположенных между каждой детекторной плоскостью. Уширение пучка не влияет на количество зарегистрированных протонов, поскольку пучок полностью регистрируется последним детектором (рисунок 13).

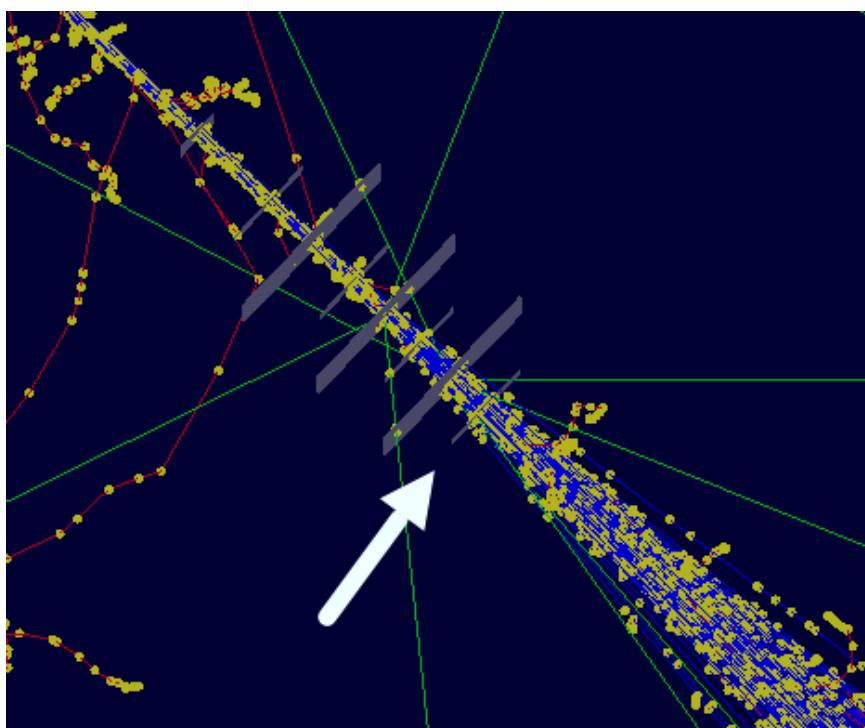


Рисунок 13 - Уширение пучка с энергией 200 МэВ и диаметром 4 мм; стрелкой показан последний детектор

Количество зарегистрированных фотонов относительно протонов увеличилось до 3%. Однако, из-за их большой энергии, они не могут быть зарегистрированы детектором (детектор регистрирует фотоны с энергией < 20 кэВ). Поэтому количество зарегистрированных гамма-квантов гораздо

меньше относительно числа протонов (таблица 5-9, $E_\gamma < 20$ кэВ). Так же можно заметить увеличение зарегистрированных фотонов от 1 к 3 детектору, однако на 4 детекторе наблюдается спад. Кроме того, заметно различное число фотонов на первом детекторе в данной части работы (таб. 2,6) и части 2.1. Всё это связано с тем, что при прохождении пучка через свинцовую пластину образуются фотоны, некоторые из которых летят противоположно направлению пучка, попадая на детектор, который стоит перед свинцовой пластиной. Такое движение фотонов можно наблюдать на рисунке 14,15. Отсюда разное число фотонов на первой пластине в этой и первой частях работы, а также уменьшение фотонов на последнем детекторе, так как за ним свинцовой пластины нет.

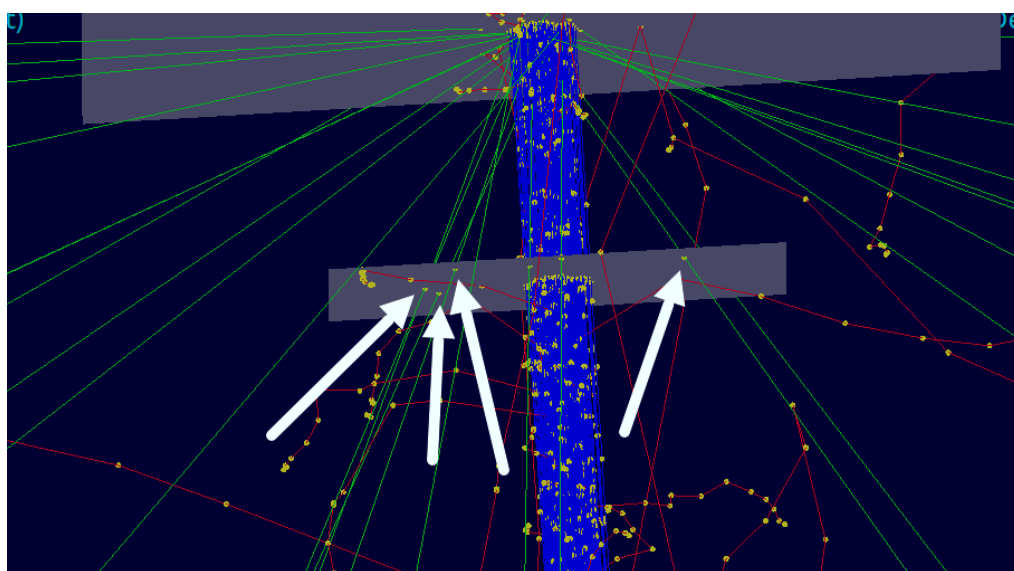


Рисунок 14 - стрелками показаны фотоны, которые попали в детектор от позади стоящей свинцовой пластины

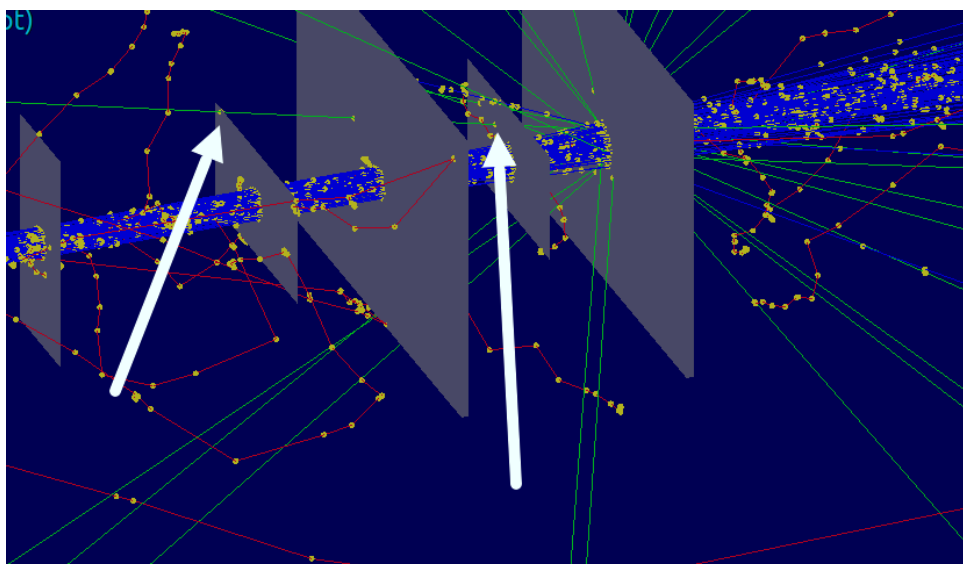


Рисунок 15 – зеленые линии – траектории гамма-квантов, красные – электронов, синие – протонов; стрелками показаны точки взаимодействия фотонов, рожденных в обратном направлении (то есть которые попали в детектор №1 и №2 от второй свинцовой пластины)

При установке свинцовой пластины за последним детектором, среднее число зарегистрированных фотонов составило 1615 частиц, что подтверждает вышеизложенные рассуждения.

2.1.3 Оценка фотонов с задней стороны детектора

Свинцовые пластины, расположенные за детектором, напрямую влияют на количество зарегистрированных гамма-квантов. Рассмотрим данную зависимость, меняя количество поглотителей.

То есть оценим количество гамма-квантов, которые попадают на детекторы с задней стороны.

Для этого найдем количество фотонов, зарегистрированных детектором, при различном количестве свинцовых пластин за ним. Далее вычтем данное измерение из изначального (когда за детектором нет свинцовых пластин, следовательно и гамма-квантов, попавших с задней стороны).

Моделирование происходило с пучком протонов со следующими характеристиками: 200МэВ, 100 тыс. частиц, диаметр 4мм.

Схема установки при вычислении количества гамма-квантов, попавших на детектор с задней стороны от каждой свинцовой пластины, представлена на рисунках 16-18.

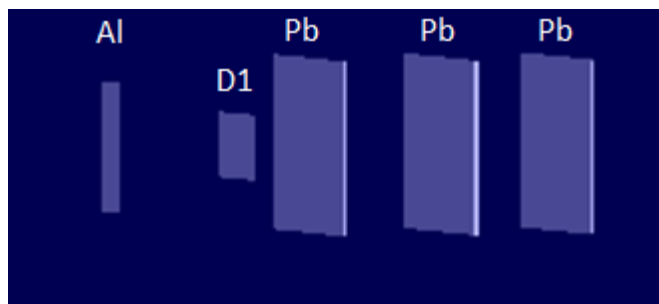


Рисунок 16 - Схема установки при вычислении количества гамма-квантов для первого детектора, попавших на него с задней стороны.

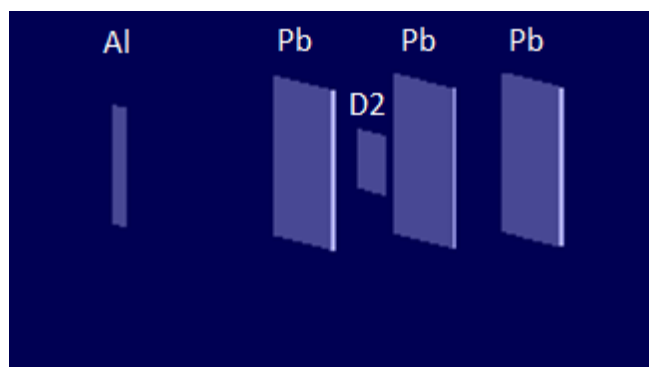


Рисунок 17 - Схема установки при вычислении количества гамма-квантов для второго детектора, попавших на него с задней стороны

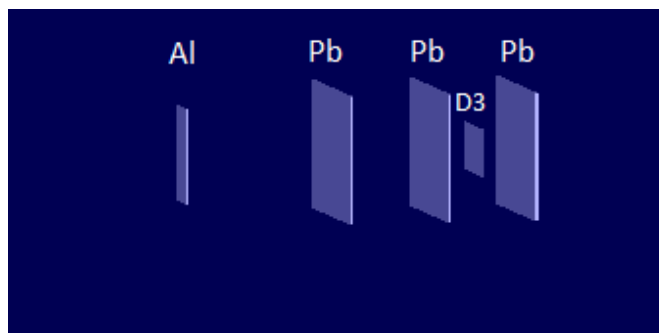


Рисунок 18 - Схема установки при вычислении количества гамма-квантов для третьего детектора, попавших на него с задней стороны

Таблица 10. Количество гамма-квантов, зарегистрированных вторым детектором (перед детектором одна свинцовая пластина).

Количество свинцовых пластин за детектором	Количество гамма-квантов
0	563±10
1	1306±34
2	1366±47

Таблица 11 - Количество гамма-квантов, попавших на первый детектор с задней стороны от каждой свинцовой пластины.

Количество свинцовых пластин за детектором	Количество гамма-квантов
0	47±3
1	570±20
2	647±25
3	655±32

Таблица 12. Количество гамма-квантов, зарегистрированных третьим детектором (перед детектором две свинцовых пластины).

Количество свинцовых пластин за детектором	Количество гамма-квантов
0	846±24
1	1500±47

Для четвертного детектора данная оценка не производилась, так как за ним нет свинцовых пластин.

Результаты вычисления количества гамма-квантов, попавших на детектор с задней стороны, представлены в таблицах 13-15.

Таблица 13. Количество гамма-квантов, попавших на второй детектор с задней стороны от свинцовой пластины

Номер свинцовый пластины за детектором	Количество гамма-квантов
1	743
2	60

Таблица 14 - Количество гамма-квантов, попавших на первый детектор с задней стороны от каждой свинцовой пластины.

Номер свинцовый пластины за детектором	Количество гамма-квантов
1	523
2	77
3	8

Таблица 15 Количество гамма-квантов, попавших на третий детектор с задней стороны от каждой свинцовой пластины

Номер свинцовый пластины за детектором	Количество гамма-квантов
1	654

Результаты моделирования показывают, что фотоны, попавшие на детектор с задней стороны, преимущественно летят из первой свинцовой пластины после рассматриваемого детектора. А также увеличение количества свинцовых пластин за детектором приводит к большему количеству зарегистрированных гамма-квантов.

2.1.4 Моделирование с коллиматором

В предполагаемом эксперименте детекторы имеют относительно небольшую площадь, в то время как целью исследования является регистрация всего пучка. Данную проблему решает свинцовый коллиматор, который позволяет ограничить область прохождения частиц и тем самым уменьшить размеры пучка.

Однако перед установкой коллиматора необходимо убедиться в его эффективности и отсутствии негативного влияния фона, создаваемого при взаимодействии протонов высоких энергий с веществом коллиматора. С этой целью было проведено моделирование фоновых условий, в рамках которого было проанализировано количество фотонов и электронов, вылетающих из коллиматора, а также их влияние на загрузку детекторов.

Основные элементы калориметра показаны на рисунке 19.

Калориметр состоит из:

1 — свинцового коллиматора толщиной 15 см с диаметром внутреннего отверстия 4 мм;

2 — входного окна (алюминиевая фольга толщиной 7 мкм);

3,4,5,6 — четырех кремниевых монолитных активных пиксельных детекторов $1,5 \times 3,0$ см;

Параметры пучка: 200 МэВ, 100000 протонов, диаметр 25 мм.

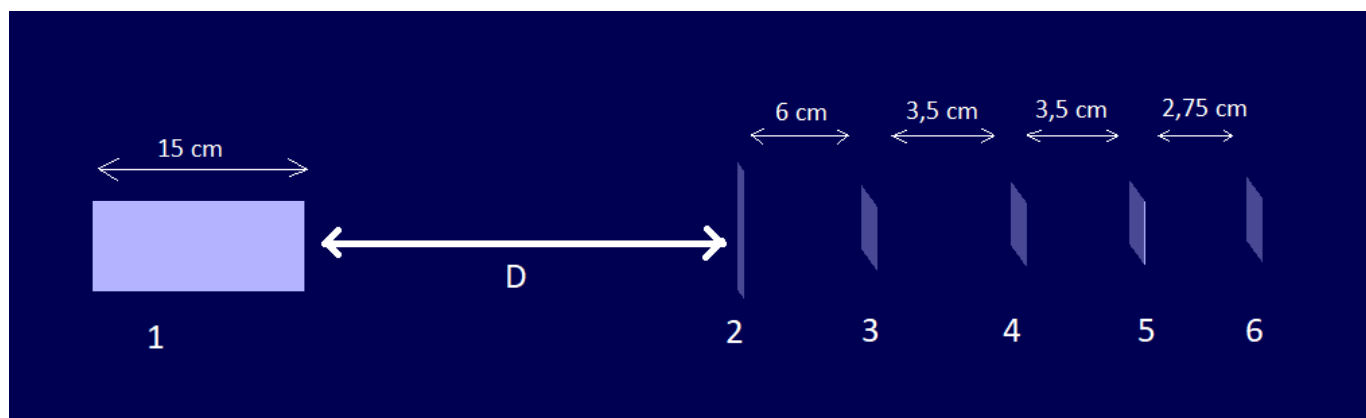


Рисунок 19 - Общий вид установки с коллиматорами и детекторами.

Результаты моделирования представлены в таблице 16.

Таблица 16 – Результаты моделирования с коллиматором.

D (Расстояние между коллиматором и алюминиевой фольгой)	Номер детектора	Количество гамма-квантов	Количество протонов	Количество e-
1 см	1	9±2	2457±37	62±11
	2	6±2	2423±26	57±8
	3	3±1	2435±36	63±7
	4	2±1	2424±27	53±9
5 см	1	6±2	2424±26	52±4
	2	5±3	2446±42	60±9
	3	2±1	2412±31	55±7
	4	3±2	2432±22	58±3
10 см	1	4±1	2444±43	57±8
	2	2±1	2440±40	61±3
	3	3±1	2425±26	51±5
	4	2±1	2431±15	54±5
20 см	1	7±3	2560±20	62±3
	2	6±3	2480±25	59±5
	3	4±2	2509±27	47±3
	4	2±1	2474±24	54±7

Согласно полученным результатам моделирования, количество фотонов и электронов мало по сравнению с числом протонов в независимости от расстояния между коллиматором и входом. Количество протонов практически не зависит от расстояния D.

Число протонов, прошедших через коллиматор, соответствует отношению поперечных размеров пучка и коллиматора:

$$\frac{S_{beam}}{S_{collimator}} = 0,0256,$$

тогда число протонов должно уменьшиться до 2560, что наблюдается в таблице 16.

2.1.5 Моделирование с различной толщиной первой свинцовой пластины

В части 2.2.2 было рассмотрено влияние свинцовых пластин на регистрацию протонов. Однако часто в экспериментах поглотители имеют разную толщину, что напрямую влияет на регистрацию пучка.

Найдем зависимость числа частиц, регистрируемых детекторами, от толщины свинцовой пластины: меняем толщину первой свинцовой пластины, остальные остаются с неизменной толщиной 1 мм (рисунок 20).

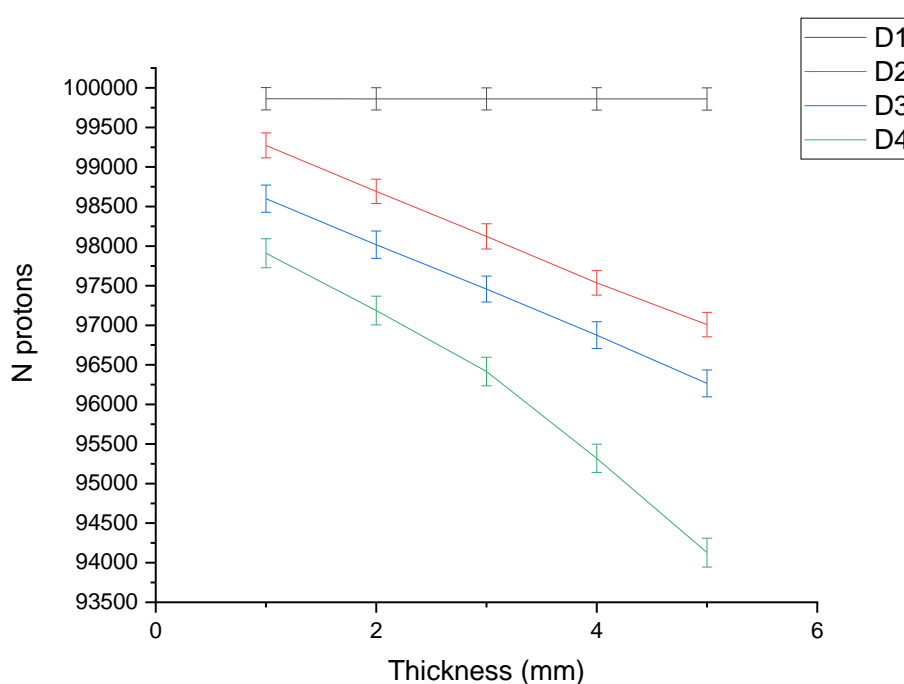


Рисунок 20 - зависимость числа зарегистрированных протонов от толщины первой свинцовой пластины на каждом детекторе

По данным распределений, представленных на рисунке 20, можно сделать вывод, что количество протонов изменяется при увеличении толщины свинцовой пластины. Поэтому в следующих частях работы будет рассматриваться зависимость числа протонов от толщины всех свинцовых поглотителей.

Также можно наблюдать линейный спад числа протонов с увеличением толщины поглотителя. Однако на четвертом детекторе линейность

нарушается при толщине свинцовых пластин 3 мм. Это связано с увеличением влияния статистических процессов при взаимодействии протонов со свинцом (при попадании на четвертый детектор протоны пролетят суммарно сквозь 9 мм свинца).

2.1.6 Моделирование условий эксперимента

Для запланированного эксперимента было проведено моделирование различных конфигураций установки. Оптимальный вариант выбирался с целью равномерной загрузки детекторов (при которой два детектора регистрировали бы одинаковое количество протонов до поглотителя, и два детектора после поглотителя).

Для этого был смоделирован калориметр, состоящий из четырех детекторов и свинцовой пластины, которая будет находится между различными детекторами в каждой конфигурации.

1. Свинцовая пластина находится между 1 и 2-ым детекторами.



Рисунок 21 - первая конфигурация установки, состоящая из алюминиевой фольги, четырех детекторов и свинцовой пластины (между первым и вторым детектором)

Зависимость числа частиц на детекторах от толщины свинцовой пластины

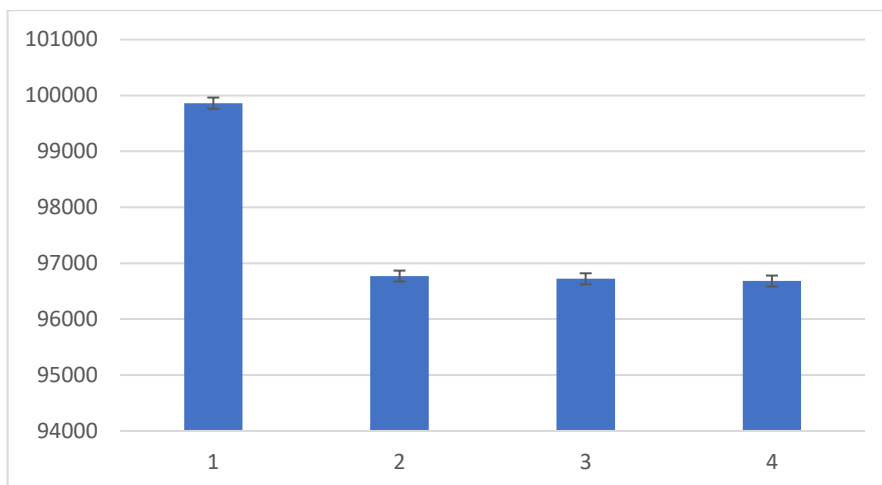


Рисунок 22 - Количество зарегистрированных частиц (Y) на четырех детекторах (X). Свинцовая пластина между 1 и 2 детекторами, толщина 5 мм.

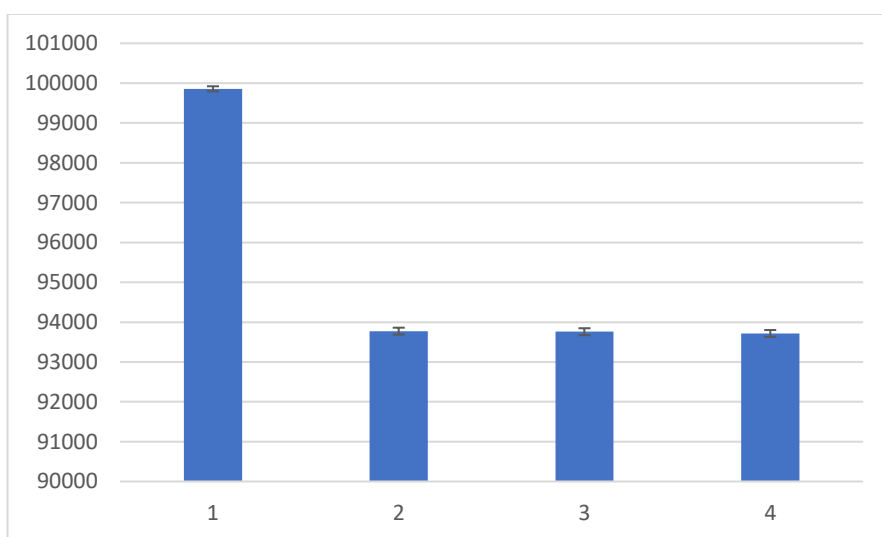


Рисунок 23 - Количество зарегистрированных частиц (Y) на четырех детекторах (X). Свинцовая пластина между 1 и 2 детекторами, толщина 10 мм

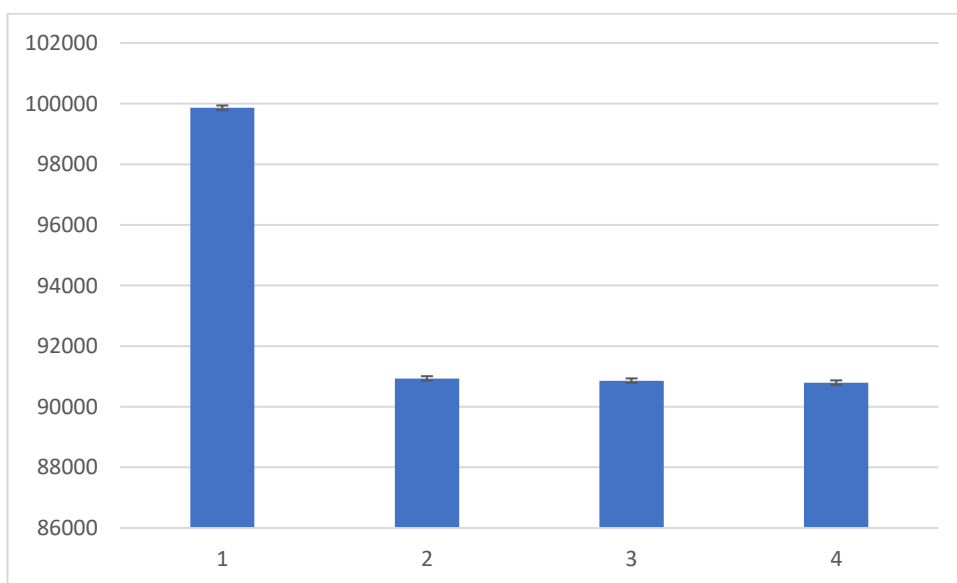


Рисунок 24 - Количество зарегистрированных частиц (Y) на четырех детекторах (X). Свинцовая пластина между 1 и 2 детекторами, толщина 15 мм

2. Свинцовая пластина находится между 2 и 3-им детекторами.

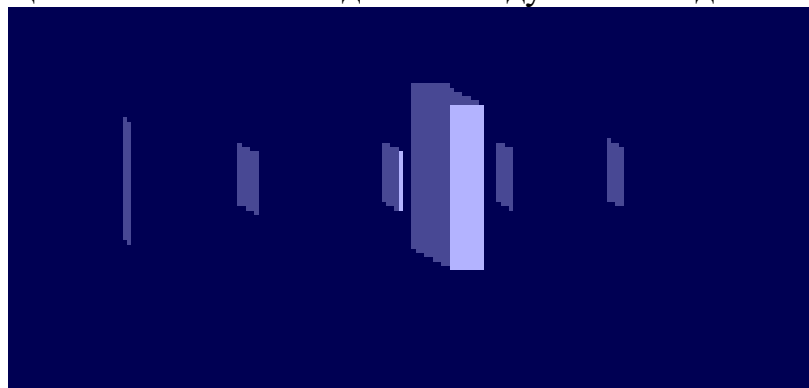


Рисунок 25 - вторая конфигурация установки, состоящая из алюминиевой фольги, четырех детекторов и свинцовой пластины (между вторым и третьим детектором)

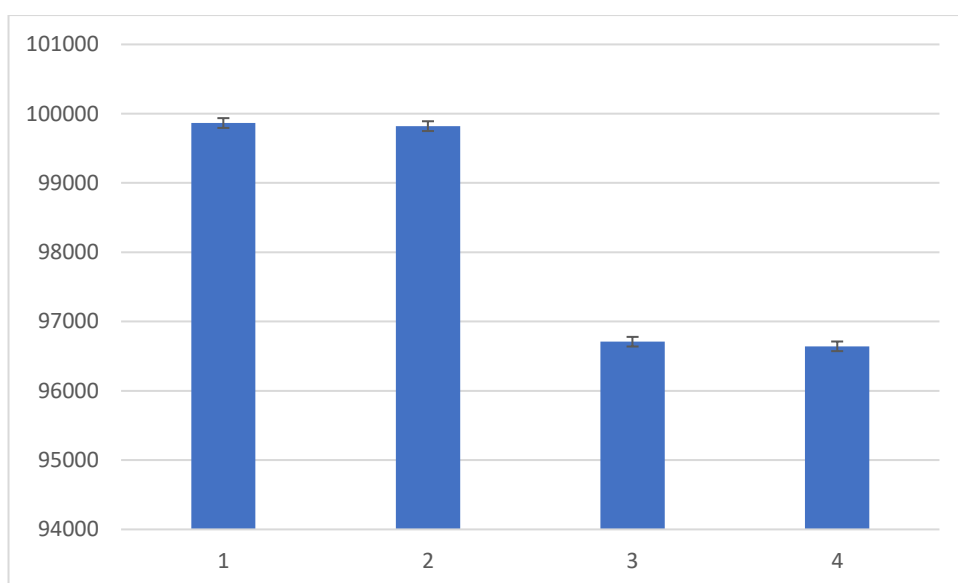


Рисунок 26 - Количество зарегистрированных частиц (Y) на четырех детекторах (X). Свинцовая пластина между 2 и 3 детекторами, толщина 5 мм.

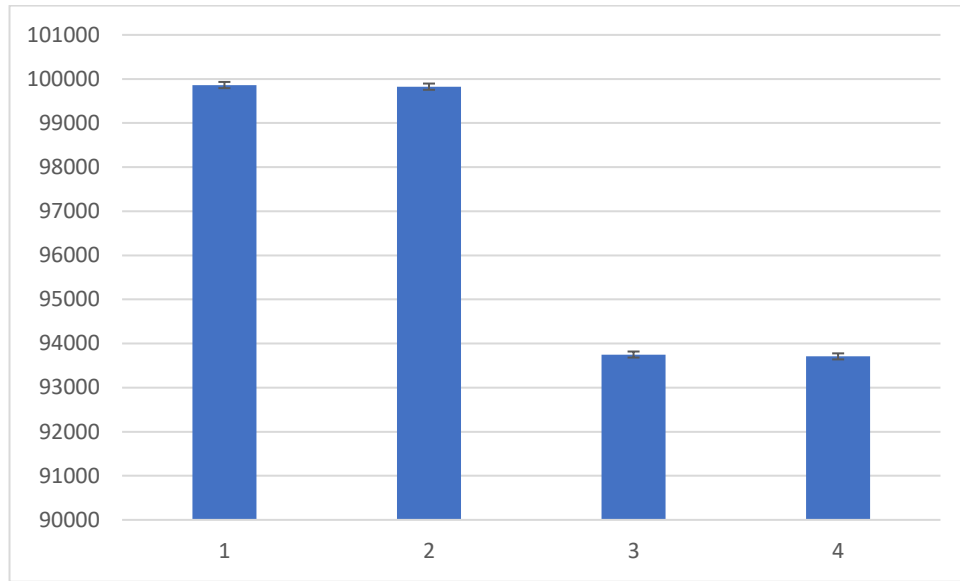


Рисунок 27 - Количество зарегистрированных частиц (Y) на четырех детекторах (X). Свинцовая пластина между 2 и 3 детекторами, толщина 10 мм.

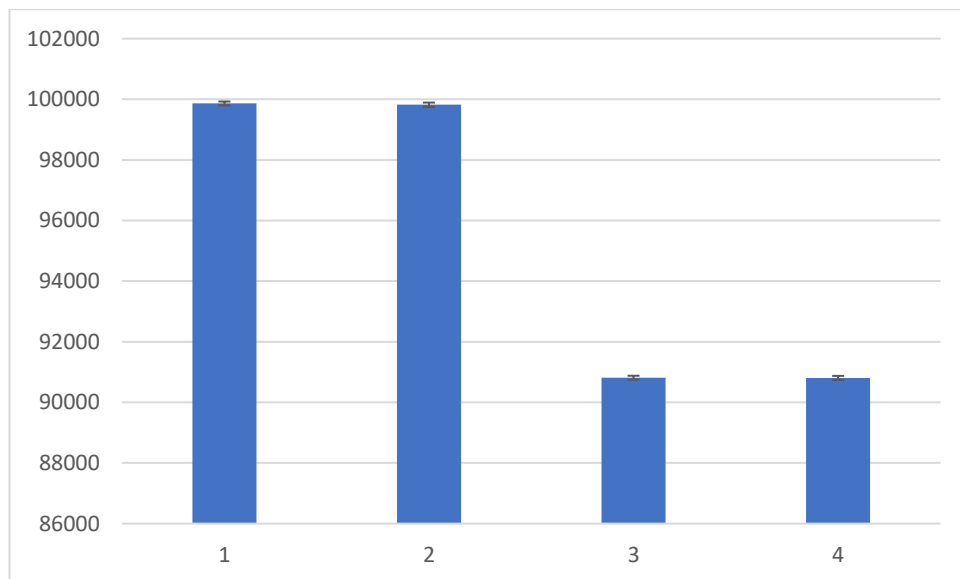


Рисунок 28 - Количество зарегистрированных частиц (Y) на четырех детекторах (X). Свинцовая пластина между 2 и 3 детекторами, толщина 15 мм

3. Свинцовая пластина находится между 3 и 4-ым детекторами.



Рисунок 29 - третья конфигурация, состоящая из алюминиевой фольги, четырех детекторов и свинцовой пластины (между третьим и четвертым детектором)

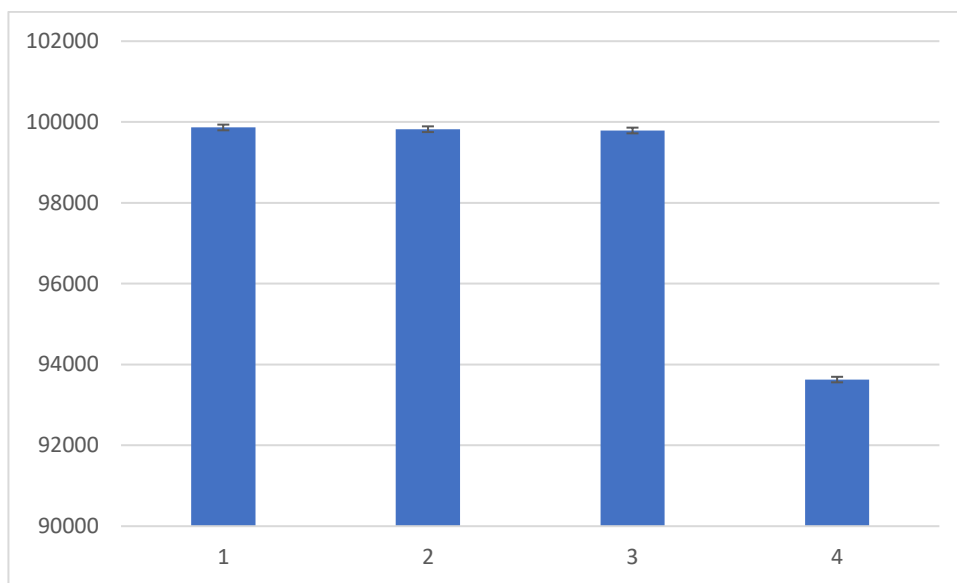


Рисунок 30 - Количество зарегистрированных частиц (Y) на четырех детекторах (X). Свинцовая пластина между 3 и 4 детекторами, толщина 5 мм

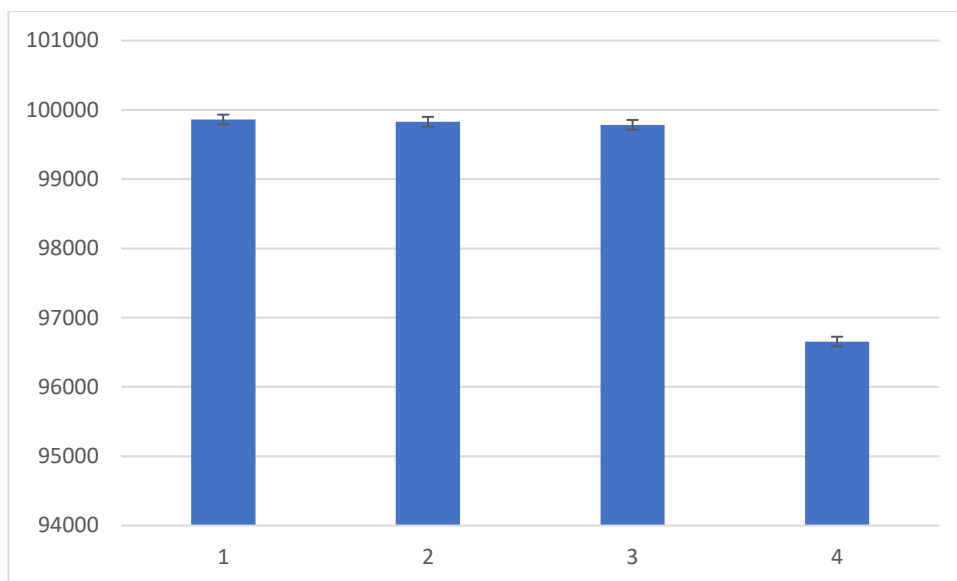


Рисунок 31 - Количество зарегистрированных частиц (Y) на четырех детекторах (X). Свинцовая пластина между 3 и 4 детекторами, толщина 10 мм

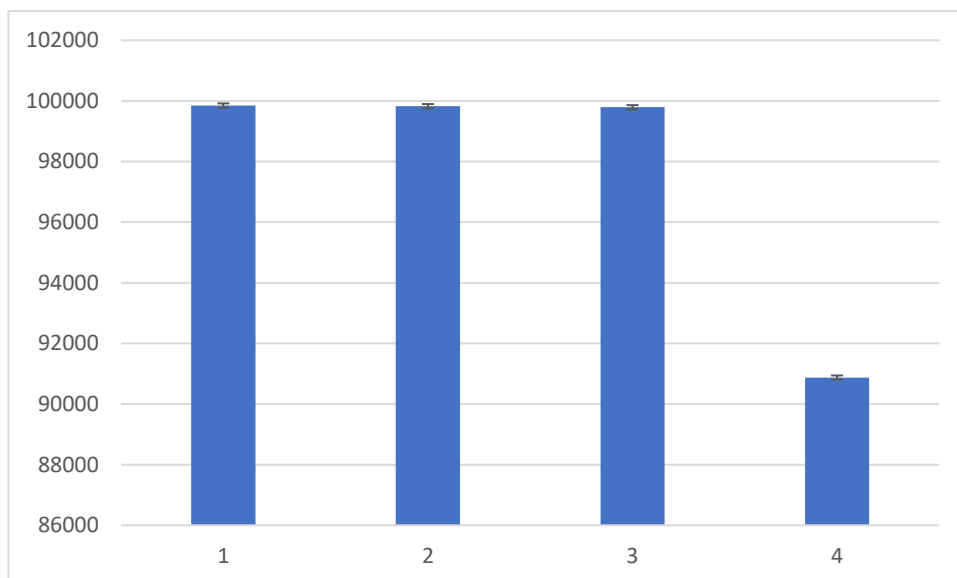


Рисунок 32 - Количество зарегистрированных частиц (Y) на четырех детекторах (X). Свинцовая пластина между 3 и 4 детекторами, толщина 15 мм

Из построенных гистограмм можно наблюдать уменьшение числа частиц на детекторах, расположенных после поглотителя. При этом количество протонов на детекторах, расположенных перед поглотителем одинаково. Такая же картина наблюдается на детекторах после свинцовой пластины.

Благодаря проведенным расчетам была выбрана оптимальная форма установки: на второй конфигурации наблюдалась равномерная загрузка детекторов частицами.

2.2 Экспериментальные исследования с использованием монолитных активных пиксельных сенсоров

Прежде чем сравнивать результаты эксперимента и моделирования, нужно понять, какая информация поступает при детектировании частиц.

В результате движения заряженной частицы в эпитаксиальном слое МАПС (рабочий объем детектора), дрейфующие заряды будут собираться у соответствующего электрода. При превышении заданного порога по заряду пиксель считается сработавшим и на его выходе формируется сигнал. В зависимости от пространственного распределения носителей заряда, от одной ионизирующей частицы возможно срабатывание сразу нескольких пикселей, при этом образуется кластер из этих пикселей.

Затем с помощью алгоритмов поиска и анализа кластеров происходит обработка всех событий и получаются данные о кластерах и о том, как они распределены по секторам пиксельной матрицы. Это позволяет определить характеристики кластеров (множественность кластеров – число пикселей в кластере, положение “центра масс” кластера и т.п.).

На рисунке 33 показан результат регистрации одного события (однократное считывание всей пиксельной матрицы), индуцированного ионизирующим излучением от источника ^{133}Ba .

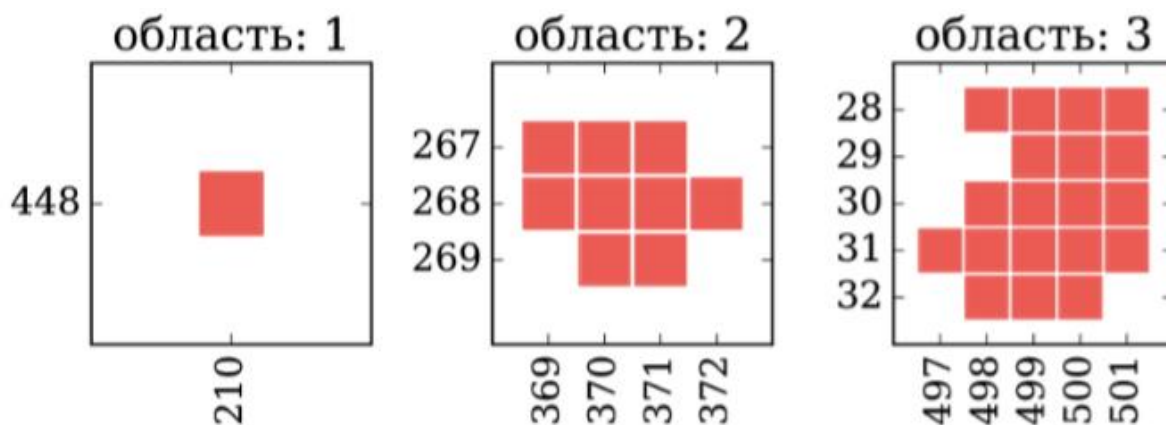


Рисунок 33 - Однократное событие, зарегистрированное детектором МАПС. Источник ионизирующего излучения ^{133}Ba .

Из рисунка 33 видно, что при прохождении заряженной частицы возможно срабатывание как одного пикселя (область 1), так и кластера пикселей (области 2, 3). Координата места попадания частицы определяются “центром масс” кластера.

Именно количество центров масс (количество кластеров) было взято из результатов эксперимента и отождествлялось с числом протонов, попавших на детектор.

Эксперименты проводились на пучках протонов с энергией синхротрона С-1000 в НИЦ «Курчатовский Институт» ПИЯФ.

Экспериментальная установка для изучения свойств и отработки методик цифровой калориметрии состояла из телескопа пиксельных детекторов MAPS, свинцовых поглотителей и плат сопряжения (рисунок 34,35).

Каркас установки закрывается алюминиевыми панелями со всех сторон, что обеспечивает защиту трёх детекторов MAPS от попадания света, статического электричества, внешних электромагнитных наводок и пыли. На передней и на задней панелях располагаются входные окна размером 60 мм (по горизонтали) \times 100 мм (по вертикали), закрытые алюминиевой фольгой толщиной 7 мкм для ввода пучков заряженных частиц.

При проведении экспериментальных исследований использовались пучки протонов с энергией 200 МэВ и 1 ГэВ с диаметрами 50 мм и 25 мм, соответственно. При этом выходные данные предоставляли информацию о количестве кластеров с каждого детектора. Частотная карта сработавших пикселей приведена на рисунке 36.

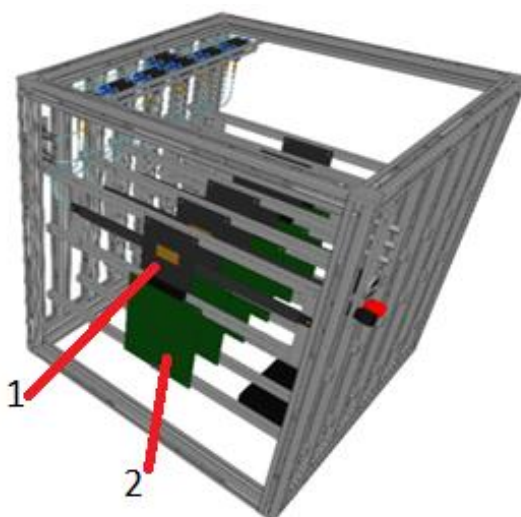


Рисунок 34 - Общий вид (без свинцовых поглотителей): 1- детектор, 2 – плата сопряжения

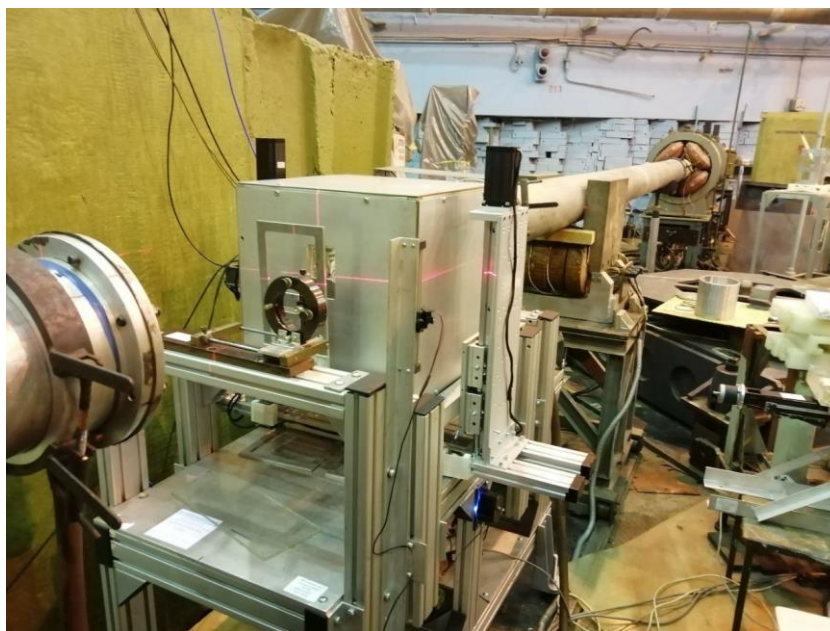


Рисунок 35 –Установка на пучке протонов синхроциклотрона С-1000 в НИЦ «Курчатовский Институт» ПИЯФ

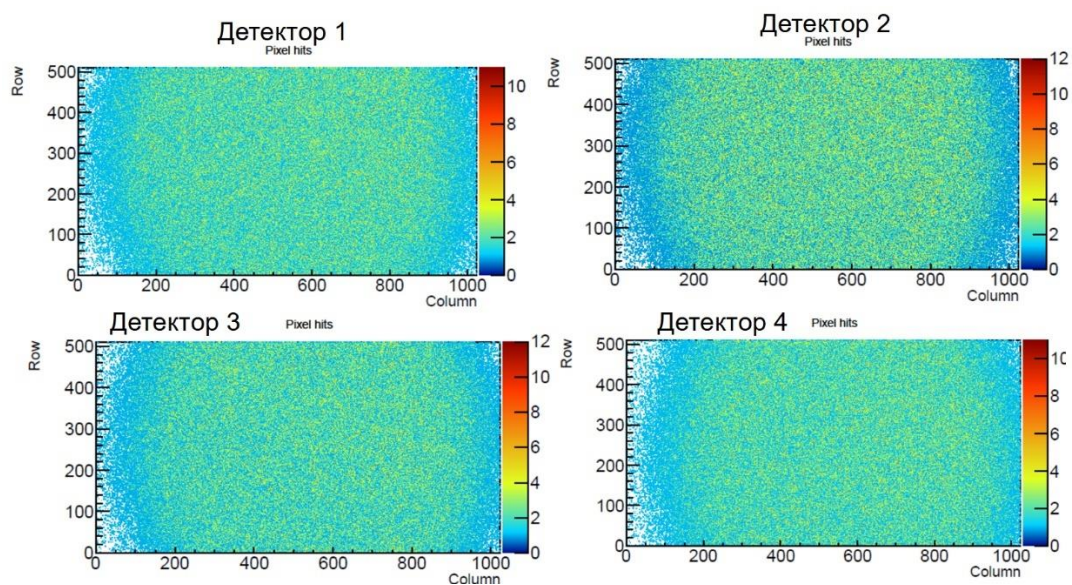


Рисунок 36- частотная карта сработавших пикселей при регистрации пучка протонов с энергией 200 МэВ

Для обмена данными модуля MAPS с компьютером используется плата сопряжения, которая обеспечивает задание режимов измерений характеристик MAPS и считывание полученных в ходе измерений данных. Модуль MAPS и плата сопряжения показаны на рисунке 37.

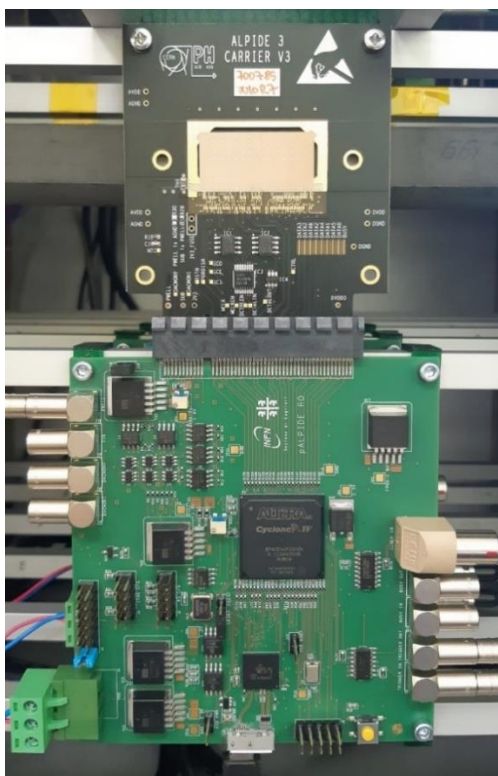


Рисунок 37 - Модуль MAPS и интерфейсная плата сопряжения

Эксперимент включал два варианта измерений:

1. Первый вариант заключался в установке свинцовых пластин между каждым детектором, при этом толщина пластин менялась от 1 до 3 мм (рисунок 38). Параметры пучка протонов в такой конфигурации: 200 МэВ, диаметр 50 мм.

2. Второй вариант включал свинцовую пластину толщиной 15 мм, которая была установлена между вторым и третьим детектором (рисунок 39). В конфигурации пучок протонов имел энергию 1 ГэВ и диаметр 25 мм.

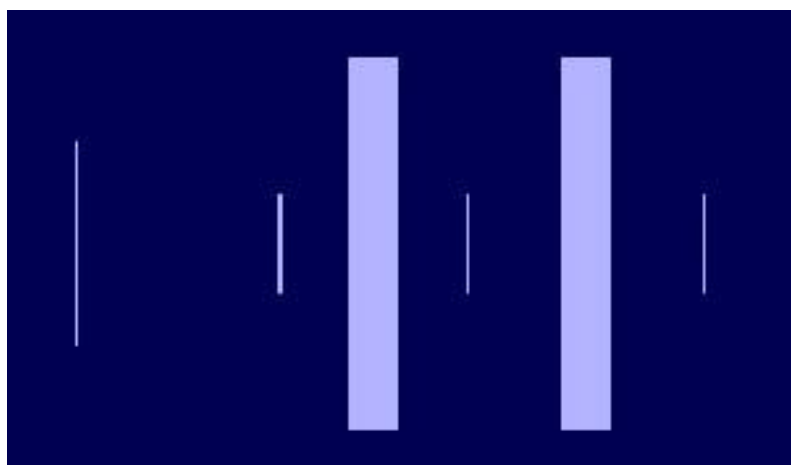


Рисунок 38 - моделирование 1-го варианта установки (алюминиевая пластина, три детектора, два свинцовых поглотителя)

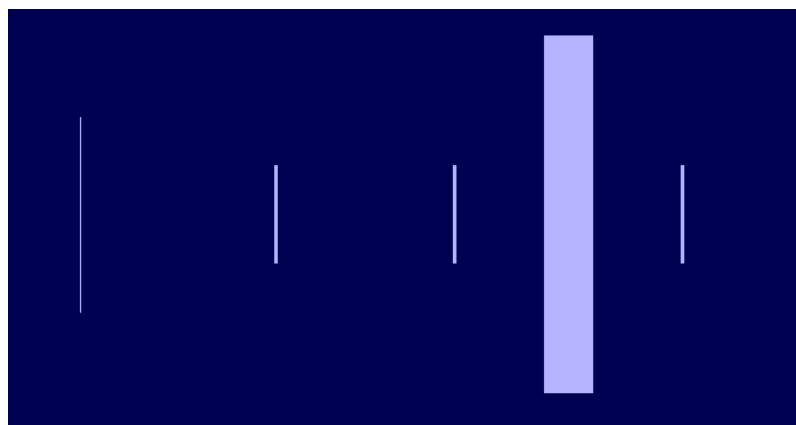


Рисунок 39 - моделирование 2-го варианта установки (алюминиевая пластина, три детектора, один свинцовый поглотитель)

Оба варианта установки были разработаны для того, чтобы выяснить, как различные параметры влияют на прохождение пучка протонов через установку.

Для повышения точности моделирования было вычислено число частиц в секунду:

1. Интенсивность пучка энергией 200 МэВ и диаметром 50 мм: $2,3 * 10^6$ (с * см²): $4,5 * 10^7$ частиц в секунду
2. Интенсивность пучка с энергией 1 ГэВ и диаметром 25 мм: 10^6 (с * см²): $4,91 * 10^6$ частиц в секунду

В начале проводилось моделирование пучка 200 МэВ, $4,5 * 10^7$ частиц, диаметр пучка 25 мм. При таких параметрах пучка установка состояла из трех детекторов MAPS, со свинцовыми пластинами между ними.

Измерялось количество частиц, зарегистрированных на трех детекторах. Далее было посчитано отношение количества зарегистрированных протонов к количеству протонов, зарегистрированных на первом детекторе

Таблица 17 - результаты моделирования для $4,5 * 10^7$ частиц

Толщина, мм	N2/N1	N3/N1
1	0,99516±0,0015	0,9844±0,0015
2	0,9907±0,0015	0,9677±0,0015
3	0,9849±0,0015	0,9524±0,0015

Далее было выполнено моделирование пучка с теми же параметрами, но количество частиц было уменьшено на два порядка $4,5 * 10^5$

Таблица 18 - результаты моделирования для $4,5 * 10^5$ частиц

Толщина, мм	N2/N1	N3/N1
1	0,9949±0,0015	0,9837±0,0015
2	0,9903±0,0015	0,9686±0,0015
3	0,9852±0,0015	0,9532±0,0015

Из результатов сравнения эксперимента и моделирования видно, что отношение зарегистрированных протонов для пучка с $4,5 * 10^7$ частиц и для пучка с $4,5 * 10^5$ частиц совпадают в пределах погрешности. Поэтому

дальнейшие вычисления будут выполнены для пучков, содержащих на два порядка ниже протонов, чем в экспериментальном пучке.

Результаты моделирования двух вариантов установки представлены в таблицах 19-20.

Таблица 19 - результаты моделирования для пучка с энергией 200 МэВ

		D1	D2	D3
No Pb	N	321647± 253	321347± 253	320831± 253
1 mm	N	321436± 253	319793± 253	316207± 251
	dE, МэВ	0,096	2,762	5,261
2 mm	N	321314± 253	318139± 252	311416± 249
	dE, МэВ	0,098	5,434	10,610
3 mm	N	321677± 253	316186± 251	306360± 258
	dE, МэВ	0,098	7,934	15,803

Таблица 20 - результаты моделирования для пучка с энергией 1 ГэВ

		D1	D2	D3
No Pb	N	490706± 242	490606± 242	490433,3± 242
15 mm	N	490947± 242	492067± 245	451421± 234
	dE, MeV	0,039	0,077	18,518

Для того, чтобы результаты моделирования и экспериментальные данные можно было сравнивать, нужно производить нормировку числа частиц следующим образом (на примере второго детектора):

1. Ищем отношения числа частиц, зарегистрированных вторым детектором, к числу частиц на первом детекторе: $N_{noPb} = \frac{N_2}{N_1}$

2. Ставим свинцовые пластины, ищем отношения числа частиц, зарегистрированных вторым детектором, к числу частиц на первом детекторе:

$$N_{Pb} = \frac{N_2}{N_1}$$

3. Находим итоговое нормированное отношение: $N_{res} = \frac{N_{Pb}}{N_{noPb}}$

Такая нормировка позволяет исключить вклад эффективности регистрации детекторов в экспериментальных значениях.

Сравнение нормированных величин из эксперимента и моделирования для первого варианта представлены в таблице 21 и рисунке 40.

Таблица 21- результаты измерений

Толщина, мм	N2/N1	(N2/N1)эксп	N3/N1	(N3/N1)эксп
1	0,995472	0,9906	0,986285	0,9811
2	0,990693	0,9881	0,970285	0,9470
3	0,986612	0,9885	0,954375	0,9344

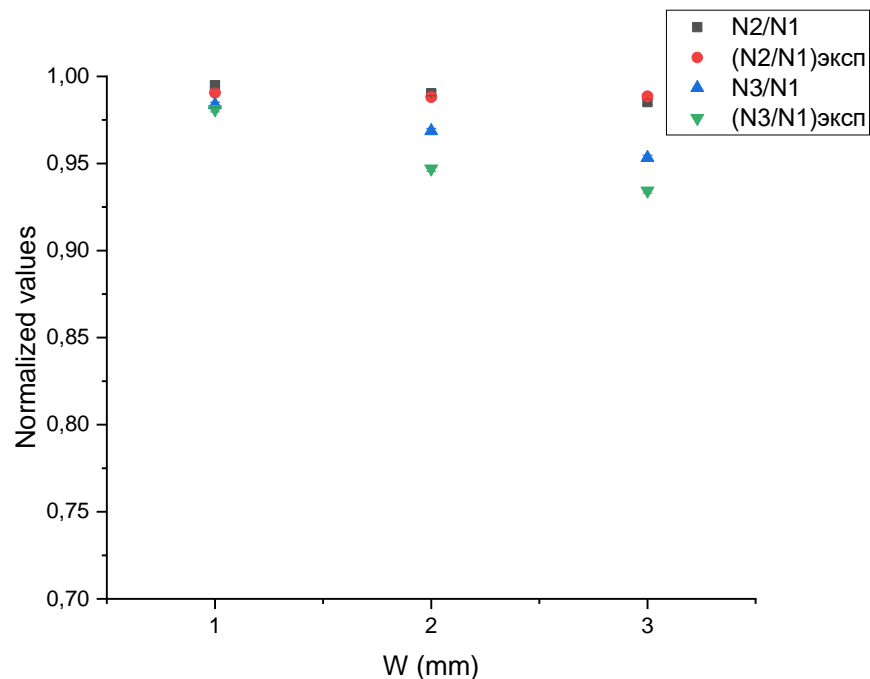


Рисунок 40 - Зависимость числа протонов на 2-ом и 3-ем детекторах (нормированные величины) от толщины свинцовых пластин для первого варианта эксперимента.

Сравнивая результаты моделирования и эксперимента, можно заметить хорошую сходимость для второго детектора, а также для третьего детектора при толщине свинцовой пластины 1 мм. Значения для третьего детектора при толщине поглотителя 2 и 3 мм сходятся хуже. Это может быть связано с тем, что при увлечении толщины свинца (при этом суммарная толщина поглотителя при прохождении протонов до третьего детектора растет еще быстрее) влияние статистических процессов растет, что приводит к бóльшим флуктуациям потерь энергии протонов.

Также можно наблюдать линейный спад нормированных значений в моделировании (линейность будет нарушаться при суммарной толщине свинца 9 мм, что было показано в части 2.5.1) и отсутствие линейности в экспериментальных значениях. Это может говорить об влиянии дополнительных факторов, не учтенных в эксперименте.

Однако несмотря на то, что в ряде случаев наблюдаются некоторые расхождения, максимальное отклонение не будет превышать 2%. Также следует отметить, что моделирование не учитывает все экспериментальные особенности, которые, помимо статистических ошибок, могут привести к систематическим погрешностям. Укажем основные источники систематических ошибок:

1. Неточность в геометрии: детекторы могут быть смещены и (или) повернуты (на малый угол) относительно плоскости пучка.
2. Не учтено реальное распределение плотности протонов пучка.
3. Пучок может изначально попадать в установку с некоторой расходимостью, что приведет к еще большему отклонению при прохождении в глубь установки.

Теперь рассмотрим второй вариант установки с пучком 1 ГэВ, 25 мм.

Сравнение нормированных величин для трех детекторов из эксперимента и моделирования представлены в таблице 22 и рисунке 41.

Таблица 22 - результаты измерений для пучка 1 ГэВ

Толщина, мм	$N2/N1$	$(N2/N1)$ эксп	$N3/N1$	$(N3/N1)$ эксп
15	1,002282	1,00248	0,946122	0,9432

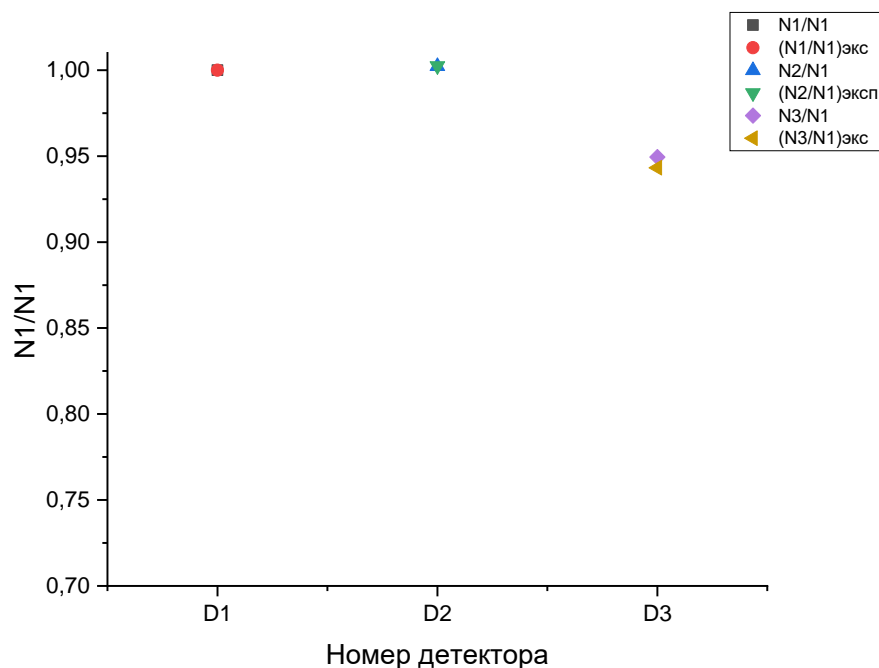


Рисунок 41 - график зависимости числа нормированных протонов, в зависимости от расстояния (на определенном расстоянии стояли детекторы)

Для второго варианта установки наблюдается меньшее расхождение в экспериментальных и моделированных значениях. Это связано с тем, что для второй конфигурации пучок протонов был с энергией 1 ГэВ и диаметром 25 мм. Это приводит к уменьшению флуктуаций в статистических процессах взаимодействия частиц с поглотителем и уменьшению рассеяния пучка.

Для возможного объяснения расхождения результатов моделирования и эксперимента была рассмотрена расходимость пучка по энергии, рассчитанная с помощью пакета GEANT4 и программы LISE++[25].

На рисунках 35-37 приведены распределения потерь энергии, для пучка протонов с энергией 200 МэВ и 1 ГэВ.

Оранжевым показано распределение потерь энергии, полученных в GEANT4 (для этого была найдена энергия каждого протона и по полученным данным построена гистограмма). Зеленым цветом отмечена наиболее вероятная потеря энергии протона, полученная в программе LISE++ (в данной программе рассчитывается только наиболее вероятные потери энергии для соответствующих частиц и поглотителей).

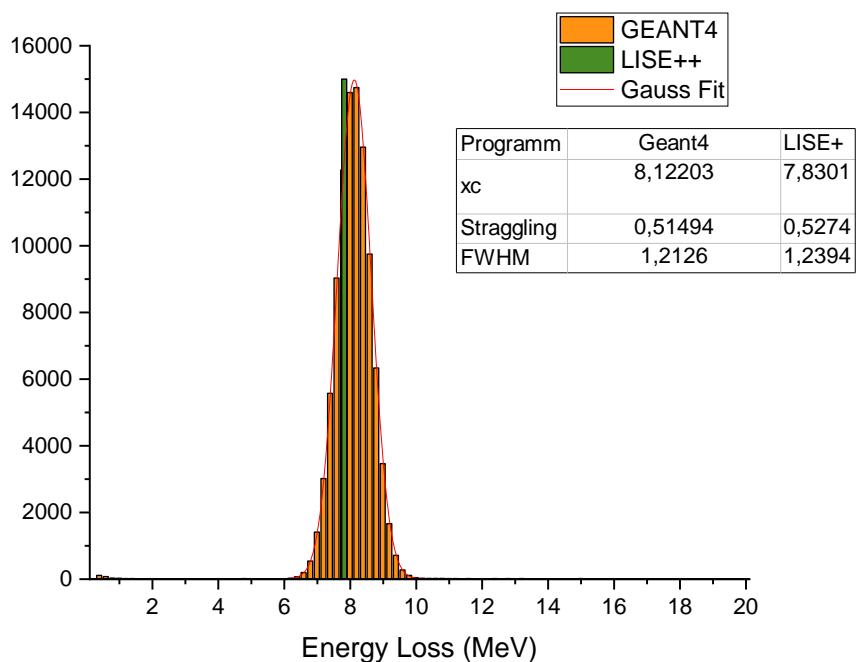


Рисунок 42 - Распределение потерь энергий для пучка протонов 200 МэВ в свинцовом поглотителе толщиной 3 мм

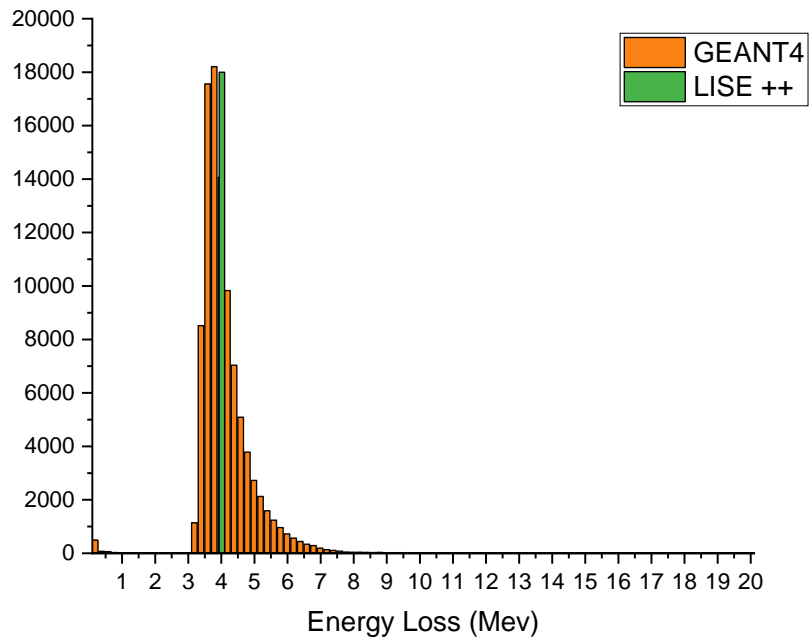


Рисунок 43 - Распределение потерь энергий для пучка протонов 1 ГэВ в свинцовом поглотителе толщиной 3 мм

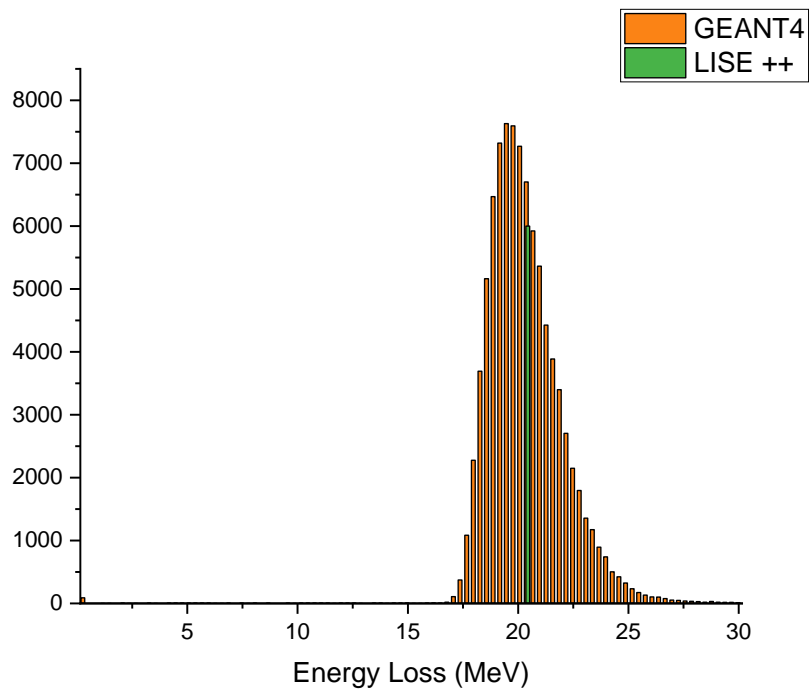


Рисунок 44 - Распределение потерь энергий для пучка протонов 1 ГэВ в свинцовом поглотителе толщиной 15 мм

Для протонов с энергией 200 МэВ потери энергии имеют вид Нормального распределения.

Для тонкого поглотителя потери энергии (пучок 1 ГэВ) описываются распределением Ландау (рисунок 33). То есть средние потери энергии больше, чем наиболее вероятные.

Для толстых поглотителей распределение Ландау медленно переходит в распределение Гаусса.

При сравнении потерь энергии, полученных в программных пакетах GEANT4 и LISE++ видно небольшое расхождение. Это связано с тем, что процессы взаимодействия (Physics List) в GEANT4 лучше работают при высоких энергиях, в то время как LISE++ рассчитывает более качественно потери в области низких энергий.

Путем сравнения количества зарегистрированных частиц каждым детектором в эксперименте с результатами моделирования, строя соответствующие зависимости (как на рисунке 40-41, таблице 21-22), и обнаруживая совпадения, можно определить первоначальную энергию пучка в данной геометрии. При этом для повышения точности необходимо учитывать различные поправки в моделировании, которые были получены в предыдущих частях данной работы.

Заключение

В последние десятилетия во всем мире растет число онкологических больных, проходящих лечение на основе адронной терапии. Такая терапия включает в себя облучение пациентов протонами (протонная терапия) и ионами (чаще всего ионами углерода).

Основными преимуществами облучения адронами по сравнению с терапией, использующей рентгеновское излучение, гамма-излучение и электроны, являются:

1) четкое разграничение дозы между облучаемыми опухолями и здоровой тканью, обусловленное усиленным биологическим эффектом при воздействии адронов на область, где расположена опухоль (наличие пика Брэгга),

2) точная доставка дозы в область опухоли благодаря возможности быстро регулировать энергетический диапазон пучка адронов.

Для снижения неопределенности в адаптивном лечении перед проведением сеанса протонной терапии заранее рассчитывается и составляется план дозовых нагрузок для каждого пациента на основе данных о тормозной способности протонов в соответствующих тканях. Это достигается за счет протонной компьютерной томографии, которая напрямую восстанавливает трехмерную карту тормозной способности протонов.

Идея протонной визуализации основана на измерении остаточной энергии каждого протона, что позволяет определить тормозную способность ткани вдоль его пути. Для этой цели используется цифровой калориметр, состоящий из слоев Монолитных Активных Пиксельных Сенсоров, которые чередуются со слоями поглотителя, образуя сэндвич структуру. Эти

детекторы отличаются высокой гранулярностью и быстродействием, что делает их оптимальным вариантом для применения в протонной томографии.

Моделирование перед реальным экспериментом играет важную роль, поскольку позволяет изучить воздействие различных факторов, таких как энергия протонов, геометрия установки, свойства поглотителей и другие параметры, на регистрацию протонов в калориметре. Это позволяет оптимизировать экспериментальную установку с целью достижения наилучших результатов и более полного понимания процессов, происходящих в системе.

В представленной работе исследовалась идентификационная способность цифрового калориметра, состоящего из кремниевых пиксельных детекторов и свинцовых поглотителей, для регистрации протонов различных энергий.

Для этого было рассмотрено образование вторичных частиц, которые могут влиять на регистрацию протонов, при прохождении пучка через детекторы, свинцовые поглотители и коллиматор. А также была рассмотрена зависимость количества зарегистрированных протонов от различной толщины и положения свинцовых пластин. В итоге была предложена методика и получены результаты показавшие возможность определения первоначальной энергии пучка по изменению интенсивности частиц пучка в каждом чувствительном слое пиксельных детекторов.

Следующей задачей является более детальное моделирование детекторных модулей цифрового калориметра с учетом трекинга, использованием фантомов и увеличение слоев калориметра для полного поглощения всего пучка.

Список литературы

1. Ugo Amaldi, “Particle Accelerators: From Big Bang Physics to Hadron Therapy”, Springer Cham, ISBN: 978-3-319-08869-3, 2015.
2. R.A. Powsner, E. R. Powsner, “Essential Nuclear Medicine Physics”, Blackwell Publishing Ltd, 2nd ed., 2006.
3. H. F.-W. Sadrozinski, Senior Member IEEE, Toward proton computed tomography // Santa Cruz Institute for Particle Physics and Center for Origins Studies, UC Santa Cruz, CA 95064 1-2 – 2014
4. Catherine Therese Quiñones, Proton computed tomography – 2016 – 140pages – 2-3
5. Г. И. Клёнов, В. С. Хорошков, “Адронная лучевая терапия: история, статус, перспективы”, УФН, 2016, том 186, номер 8, 891–911
6. Antony John Lomax, Myths and realities of range uncertainty // British Journal of Radiology, 93(1107), 20190582 – 2019
7. Мухин К. Н. Экспериментальная ядерная физика: в 3-х т.: Учебник. - 7 изд. – СПб.: Лань, 2009. 2008
8. Lomax AJ. Myths and realities of range uncertainty. Br J Radiol (2020) 93(1107): 20190582. doi:10.1259/bjr.20190582
9. Paganetti H. Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations. Phys Med Biol (2012) 57(11):R99–117. doi:10.1088/0031-9155/57/11/r99
10. Valentina Giacometti, Modelling and improvement of proton computed tomography // University of Wollongong, Research Online -2016, 134 pages
11. Williams, D C , The most likely path of an energetic charged particle through a uniform medium // Physics in Medicine and Biology. IOP Publishing -2004
12. Dedes G, Dickmann J, Niepel K, Wesp P, Johnson RP, Pankuch M, et al. Experimental comparison of proton CT and dual energy x-ray CT for

- relative stopping power estimation in proton therapy. *Phys Med Biol* (2019) 64(16): 165002. doi:10.1088/1361-6560/ab2b72
13. Yang M, Virshup G, Clayton J, Zhu XR, Mohan R, Dong L. Theoretical variance analysis of single- and dual-energy computed tomography methods for calculating proton stopping power ratios of biological tissues. *Phys Med Biol* (2010) 55(5):1343–62. doi:10.1088/0031-9155/55/5/006
14. Depauw N, Seco J. Sensitivity study of proton radiography and comparison with kV and MV x-ray imaging using GEANT4 Monte Carlo simulations. *Phys Med Biol* (2011) 56(8):2407–21. doi:10.1088/0031-9155/56/8/006
15. Schulte RW, Bashkirov V, Loss Klock MC, Li T, Wroe AJ, Evseev I, et al. Density resolution of proton computed tomography. *Med Phys* (2005) 32(4): 1035–46. doi:10.1118/1.1884906
16. Collins-Fekete CA, Volz L, Portillo SK, Beaulieu L, Seco J. A theoretical framework to predict the most likely ion path in particle imaging. *Phys Med Biol* (2017) 62(5):1777–90. doi:10.1088/1361-6560/aa58ce
17. Johan Alme, Gergely Gábor Barnaföldi, Grigory Feofilov, Sergey Igolkin, A High-Granularity Digital Tracking Calorimeter Optimized for Proton CT // ORIGINAL RESEARCH -2020 // doi: 10.3389/fphy.2020.568243
18. А. Рахматуллина, В.Жеребчевский, Н. Мальцев, Д. Нестеров, Д. Пичугина, Н. Прокофьев НОВАЯ КАЛОРИМЕТРИЯ НА ОСНОВЕ КРЕМНИЕВЫХ ПИКсельНЫХ ДЕТЕКТОРОВ // Физика элементарных частиц и атомного ядра 2022. Т. 53, вып. 2. С. 305–314
19. Richard Wigmans. *Calorimetry*. *Scientifica Acta* 2. No. 1. 18-55 (2008)
20. J. S. Welsh, F. DeJongh, V. Rykalin, N. Karonis, C. Ordonez, J. Winans, G. Coutrakon, E. DeJongh, M. Pankuch The Use of Established Methods to Quantify Proton Range Uncertainty Reduction When Using Proton Tomography // *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2017. Vol. 99. №2. P. 737.

21. NA62 – CERN: <https://home.cern/science/experiments/na62>
22. ALICE-TDR-017, CERN-LHCC-2013-024, 2013
23. Aglieri Rinella G. The ALPIDE pixel sensor chip for the upgrade of the ALICE inner tracking system. Nucl Instrum Methods Phys Res B (2017) 845:583–7. doi:10.1016/j.nima.2016.05.016
24. <https://geant4.web.cern.ch/>
25. <https://lise.nsl.msui.edu/lise.html>