

Министерство образования и науки Российской Федерации

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования

«Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»

ПРЕДДИПЛОМНАЯ ПРАКТИКА НА ТЕМУ:

МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОЗИТРОННОГО ТОМОГРАФА НА
ОСНОВЕ СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫХ КРИСТАЛЛОВ GAGG(Ce)

Научный руководитель
к. ф.-м. н.

А. В. Гробов

Выполнил
студент группы М19-115

Н. М. Левашко

Москва 2021

Содержание

Введение	2
1 Позитронно-эмиссионный томограф	3
1.1 Принцип работы	3
2 Создание модели установки	5
2.1 Структура проекта в GEANT4	5
2.2 Выбор сцинтилляционных кристаллов	5
2.3 Геометрия установки	6
2.4 Процесс моделирования и обработки	7
Заключение	14
Список литературы	15

Введение

Как известно, рак является одной из серьезных проблем 21 века, что вызвано неуклонным ростом заболеваемости, высокими показателями смертности, большими экономическими затратами на лечение [1]. Ежегодно раком в мире заболевает более 14 миллионов человек [2], он становится причиной практически каждой шестой смерти в мире. Распространенной проблемой является недоступность диагностики на первых стадиях заболевания. Для раннего выявления раковых клеток в последние годы в клиническую практику активно внедряется высокотехнологичный метод - позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ). Однако используемая на сегодняшний день технология имеет ряд существенных недостатков. Одним из решений этой проблемы является создание позитронно-эмиссионного томографа с использованием жидкого аргона в качестве сцинтиллятора.

В данной работе будет рассмотрен один из модулей полноценной установки ПЭТ. Будут представлены сведения о принципах работы данного устройства, результаты по моделированию его работы, а также алгоритмы по восстановлению позиции источника.

Основная цель работы - изготовление прототипа кольца детектора для отработки необходимых методов анализа и считывания данных, и обеспечение, тем самым, возможности создания прототипа самого ПЭТ на аргоне.

Глава 1

Позитронно-эмиссионный томограф

1.1 Принцип работы

Позитронно-эмиссионная томография - это метод медицинской визуализации, который обычно используется для получения трехмерных изображений внутренних органов и частей тела испытуемых. Этот метод основан на детектировании двух гамма-квантов с энергией 511 кэВ, испускаемых вследствие аннигиляции электрона, присутствующего в тканях субъектов, с позитроном, испускаемым радионуклидами, введенными субъектам [3–6]. Схематично процесс представлен на рисунке (1.1) и (1.2)

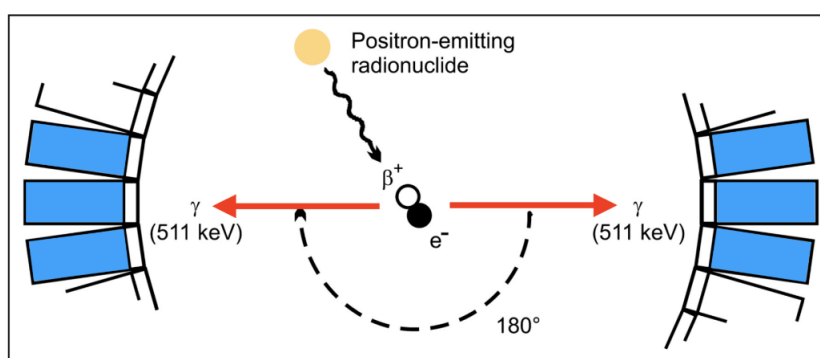


Рис. 1.1: Процесс аннигиляции электрона и позитрона, приводящий к рождению двух гамма-квантов

Испущенные гамма-кванты создают вспышки низкоэнергетичных фотонов в сцинтиляторе, которые затем регистрируются детекторной системой, состоящей, например, из матриц SiPM. Определяется местоположение вспышки, затем проводится восстановление позиции точки аннигиляции [8].

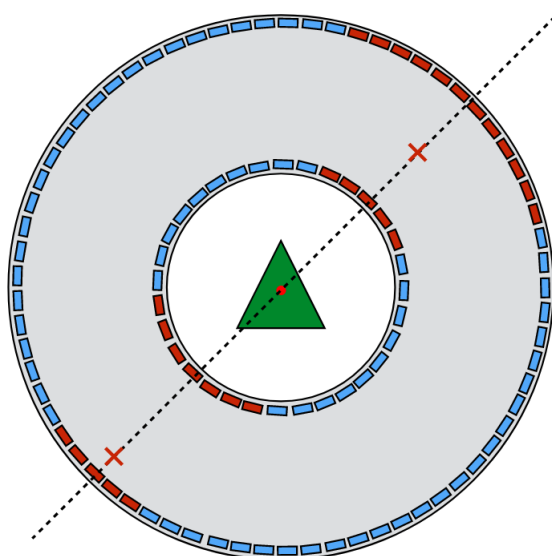


Рис. 1.2: Процесс регистрации гамма-квантов

Однако излученный гамма-квант может рассеяться на электроне и изменить свою изначальную траекторию, что может привести к неверному определению точки аннигиляции (рис. 1.3). Анализ таких событий - сложный и трудоемкий процесс [9].

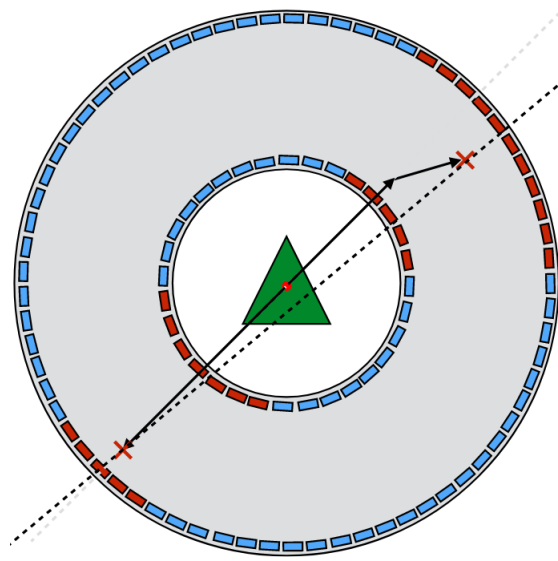


Рис. 1.3: Рассеяние гамма-кванта

Глава 2

Создание модели установки

При разработке любого проекта всегда полезно провести предварительное моделирование. Это позволяет устранить множество недочетов еще на стадии проектирования, а также определить некоторые первоначальные возможные характеристики установки. Для создания проекта было решено использовать среду компьютерного моделирования GEANT4 [11].

2.1 Структура проекта в GEANT4

Проект представляет из себя полноценную программу на языке C++, компилируемую из нескольких исходных файлов. Содержимое этих файлов определяет основные характеристики проекта и его работу. В частности, состав данного проекта следующий:

- **ActionInitialization.cc** - запускает основные процессы
- **DetectorConstruction.cc** - определяет геометрию мира, материалы и их физические свойства
- **PrimaryGeneratorAction.cc** - задает свойства источника, частицу, ее направление и энергию
- **SteppingAction.cc** - определяет операции, производимые с частицами на каждом участке пути в процессе симуляции одного события
- **EventAction.cc** - определяет операции, производимые с частицами и данными в конце каждого события
- **RunAction.cc** - определяет операции, производимые с данными в конце каждого набора событий

2.2 Выбор сцинтилляционных кристаллов

Одним из главных компонентов установки является сцинтиллятор. Существует множество различных видов сцинтиллятора, как по виду, так и по свойствам. В данном проекте использовались сцинтилляционные кристаллы.

Таблица 2.1: Некоторые сцинтилляционные кристаллы и их свойства

Кристалл	Время высвечивания, нс	Длина волны света, нм	Световыход фотонов/кэВ	Плотность, г/см ³	Гигроскопичность
LYSO	40	410	25	7.15	Нет
LuAP(Ce)	18	365	10	8.34	Нет
GAGG(Ce)	50 - 150	520	40 - 60	6.63	Нет
LaBr3(Ce)	16	380	61	5.08	Да

Кристалл LYSO значительно дешевле, но могут возникнуть проблемы с его радиоактивностью и случайными совпадениями. Кристаллы LaBr₃ (или CeBr₃) значительно дороже, гигроскопичны, но имеют рекордный световой выход и время высвечивания. Для работы с временной компонентой это будет явным преимуществом. Кристаллы GAGG представляют промежуточный вариант, так как обладают средними показателями, но при этом примерно в два раза дешевле кристаллов LaBr₃. Минус - время высвечивания GAGG 90 нс (40 нс у LYSO и 16 нс у LaBr₃). Вариант с использованием LuAP(Ce) интересен его быстротой высвечивания (18 нс) и самой большой плотностью (8.34 г/см³). Минусы - малый световой выход и та же проблема с радиоактивностью что и у LYSO.

В результате для проекта был выбран кристалл GAGG(Ce). Отчасти это связано с ограниченным финансированием, отчасти с тем, что на данном этапе предельная точность и отличные характеристики не требуются.

Была установлена эффективность в фотопике для данного вида кристалла. Она составила $22.5 \pm 1.5\%$.

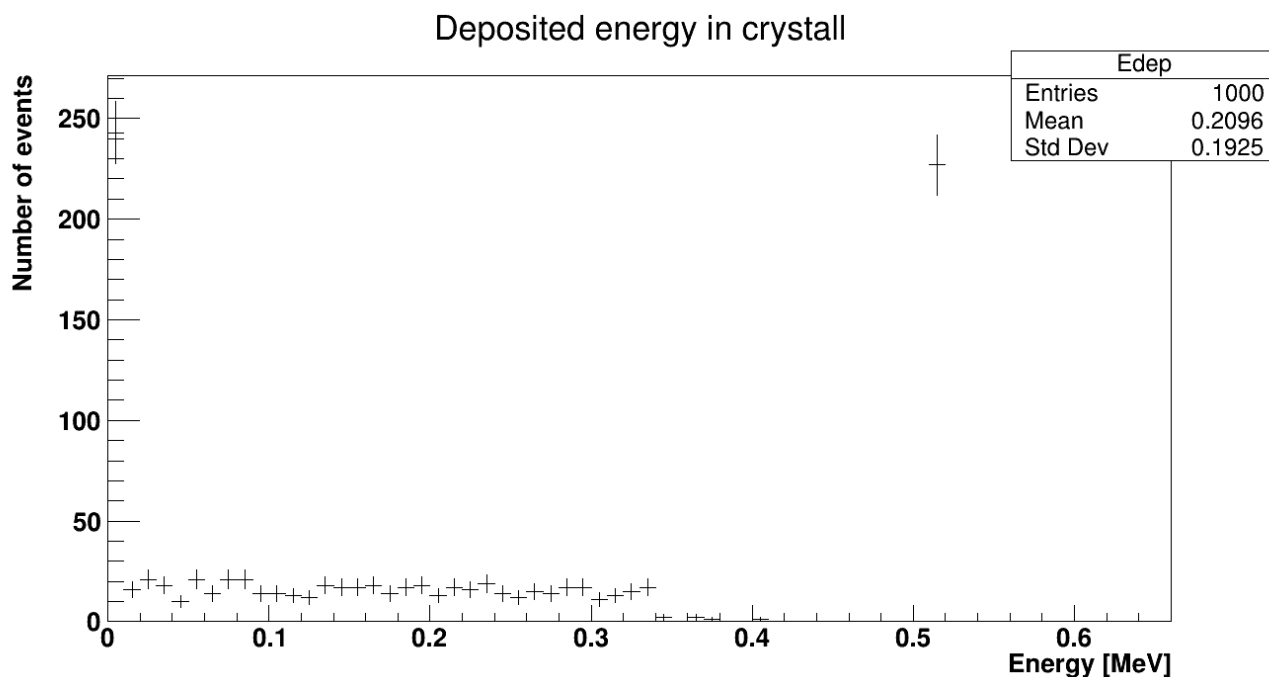


Рис. 2.1: Поглощенная энергия в кристалле GAGG(Ce)

2.3 Геометрия установки

Проект представляет собой 16 расположенных по кругу сцинтилляционных кристаллов с прикрепленными к ним кремниевыми фотоумножителями. В центре находится водный цилиндр для имитации тканей организма. Общий вид установки представлен на 2.2. Размеры составных частей:

- кристалл GAGG(Ce) - 3x3x25 мм
- SiPM - 3x3x1 мм
- водный цилиндр - $r = 10$ мм, $h = 20$ мм

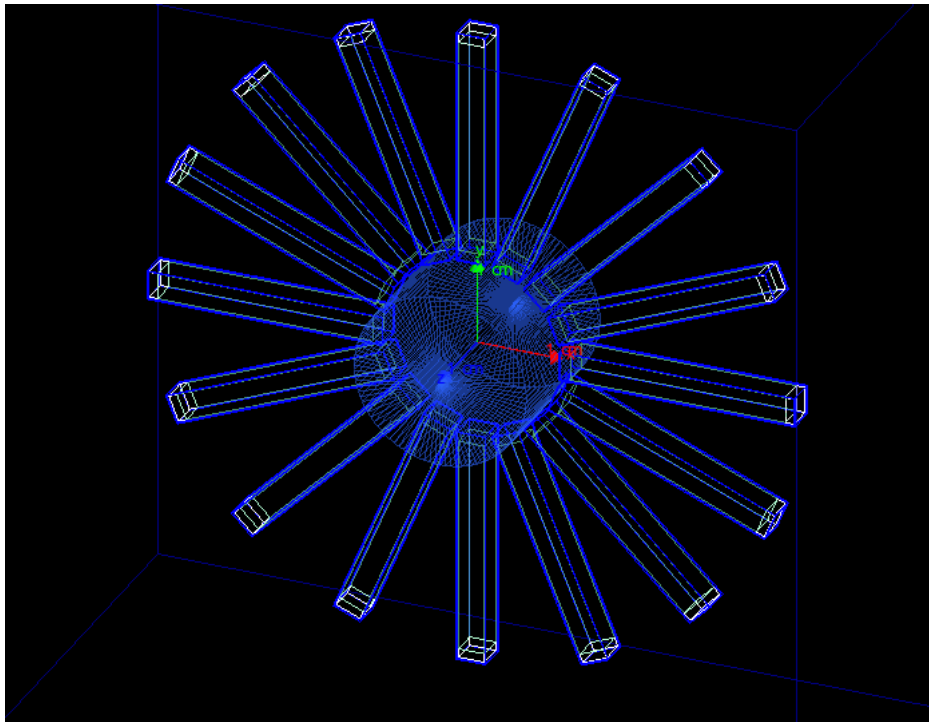


Рис. 2.2: Проект экспериментальной установки ПЭТ с кристаллами GAGG(Ce)

Столь малый размер установки, а точнее малое расстояние кристаллов от исследуемого тела, объясняется временем набора статистики, а также проблемами связанными с попаданием гамма-квантов в бок кристалла, а не в его торец. Для уменьшения влияния этого эффекта и были выбраны соответствующие размеры. В дальнейшем, после решения ряда вопросов с правильным алгоритмом отбора событий, геометрия будет подвергаться изменению.

2.4 Процесс моделирования и обработки

Моделирование процесса заключается в воспроизведении физических взаимодействий конкретных частиц с окружающим их веществом. В нашем случае эти частицы - позитроны. Типичное исследуемое событие представляет собой следующее: рождение позитрона в установленной точке пространства и его движение в указанную сторону с указанной энергией; аннигиляция позитрона, приводящая к рождению гамма-квантов; движение гамма-квантов в веществе и их возможная регистрация в кристалле, при которой в последнем в результате сцинтилляции рождаются световые фотоны с энергией около 2-3 эВ, часть из которых попадет на SiPM и преобразуется в фотоэлектрон.

В процессе одного такого события происходит запись информации в ROOT файл. Представляющий из себя два дерева. В первое дерево записывается номер события, номер сработавшего SiPM и время регистрации фотона для каждого из зарегистрированных фотонов. Во второе дерево записывается общая информация о событии: номер события, номер SiPM, число фотоэлектронов, выделившаяся энергия в кристалле для каждого из 16 элементов установки. Структура файла представлена на рис. 2.3

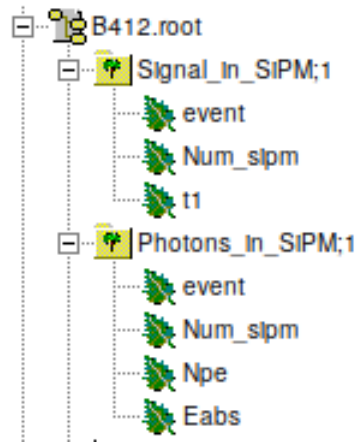


Рис. 2.3: Структура ROOT файла и записываемой в него информации

В процессе работы было смоделировано 4 набора событий.

- 5 миллионов событий с водным цилиндром, позиция источника - в центре установки
- 5 миллионов событий с водным цилиндром, позиция источника - 5. 5. 0. мм
- 1 миллион событий без водного цилиндра, позиция источника - в центре установки
- 1 миллион событий без водного цилиндра, позиция источника - 5. 5. 0. мм

Для каждого из этих наборов с помощью созданных алгоритмов сначала отбирались совпадения, т.е. парные срабатывания детекторов, а затем определялось положение позитронного источника. На данный момент используемых алгоритмов определения местоположения только 2, но в дальнейшем их количество будет увеличиваться, а старые алгоритмы модифицироваться.

Первый алгоритм основан только на геометрии установки. Суть его в следующем: каждому кристаллу с определенным номером соответствует конкретная координата в пространстве. В качестве такой координаты выбиралась координата центра торца кристалла. По номерам сработавших в событии кристаллов, то есть по двум координатам, проводилась прямая их соединяющая и записывались ее параметры - наклон и смещение. После обработки всех событий получался массив таких прямых. Затем находились точки пересечения каждой из таких прямых со всеми остальными (рис. 2.4). Полученные координаты представляют из себя примерное расположение источника (рис. 2.5), (рис. 2.6). Явный недостаток этого алгоритма в данной задаче заключается в точности определения. На это влияет несколько факторов. Во-первых, число кристаллов. Малое число соответствует малому покрытию и приводит к меньшему числу узлов у такой сетки. Во-вторых, кристаллы имеют физические ненулевые размеры, в то время как проводимая прямая толщиной не обладает. Данный алгоритм это не учитывает, поэтому и размер бинов получается сравнительно большой.

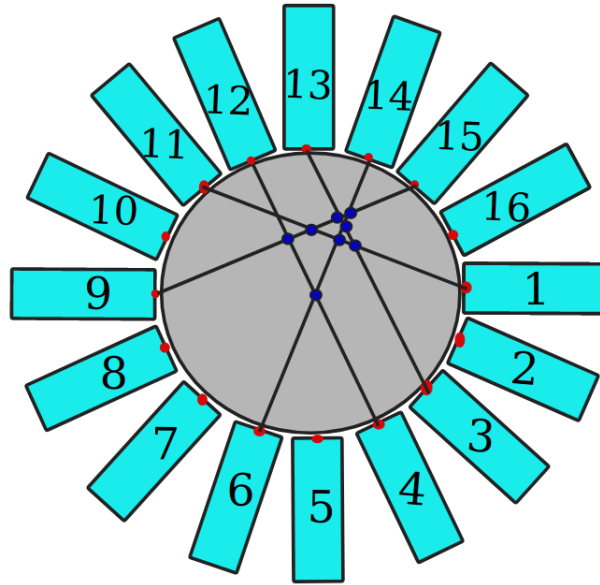


Рис. 2.4: Визуализация первого алгоритма восстановления позиции

Второй алгоритм учитывает время прихода сигнала. В процессе также проводятся прямые между сработавшими кристаллами. По времени регистрации 10 фотона в SiPM определяется соотношение между пройденными расстояниями гамма-квантов вдоль этой прямой (рис. 2.4). По этому соотношению и уравнению прямой определяется точка, в которой произошла аннигиляция позитрона (рис. 2.8), (рис. 2.9). Каждому событию соответствует теперь только одна точка. Такой подход более правилен, но тоже имеет свои особенности. Во-первых, снова проблема с ненулевой толщиной кристалла. Позиция определяется вдоль прямой, а не вдоль полосы, соединяющей кристаллы. Во-вторых, место сцинтилляции гамма-кванта также вносит свои коррективы в определение позиции. В-третьих, возможное рассеяние гамма-кванта приводит к сильной задержке одного из сигналов и возможному отклонению от прямолинейной траектории. Возможно уменьшить влияние комптон-эффекта путем дополнительных временных условий при отборе совпадений.

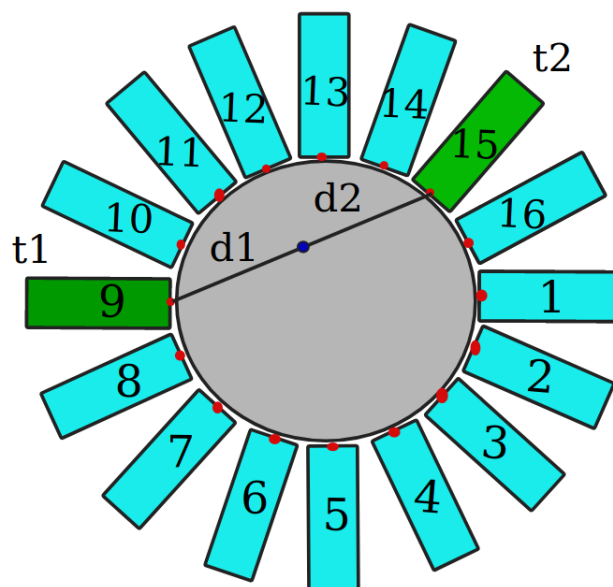
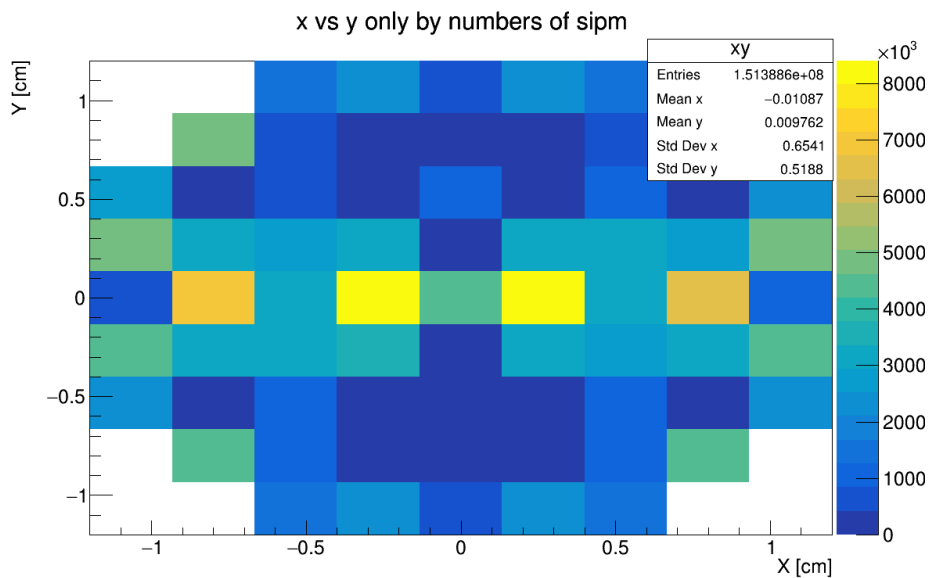
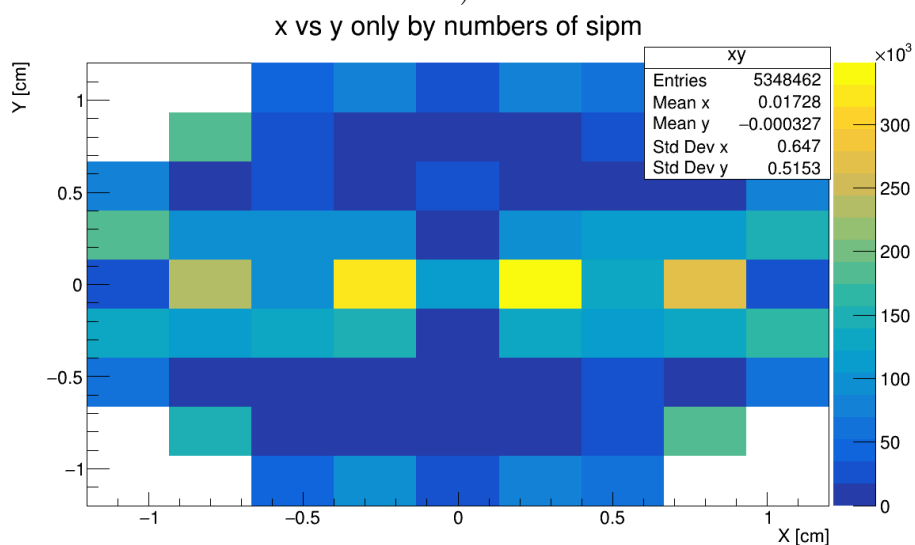


Рис. 2.7: Визуализация второго алгоритма восстановления позиции



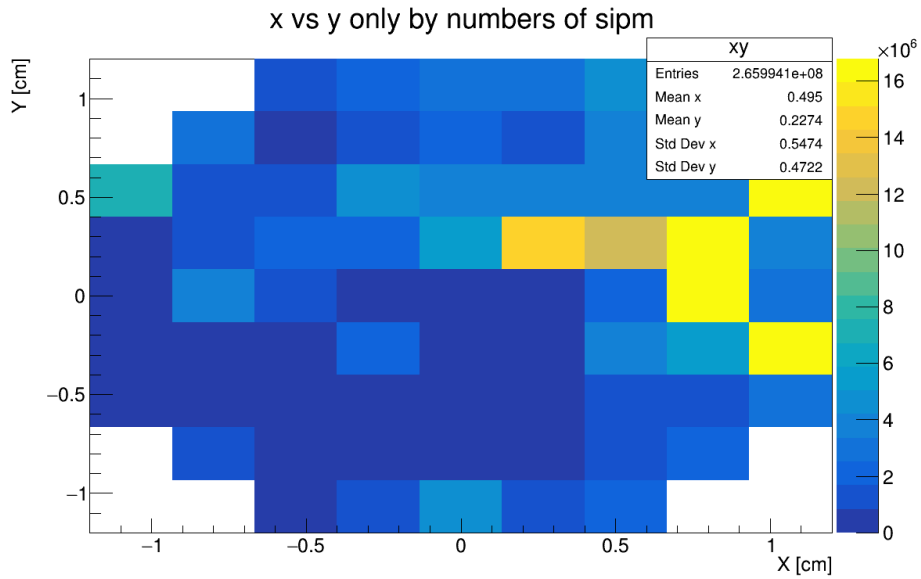
а)



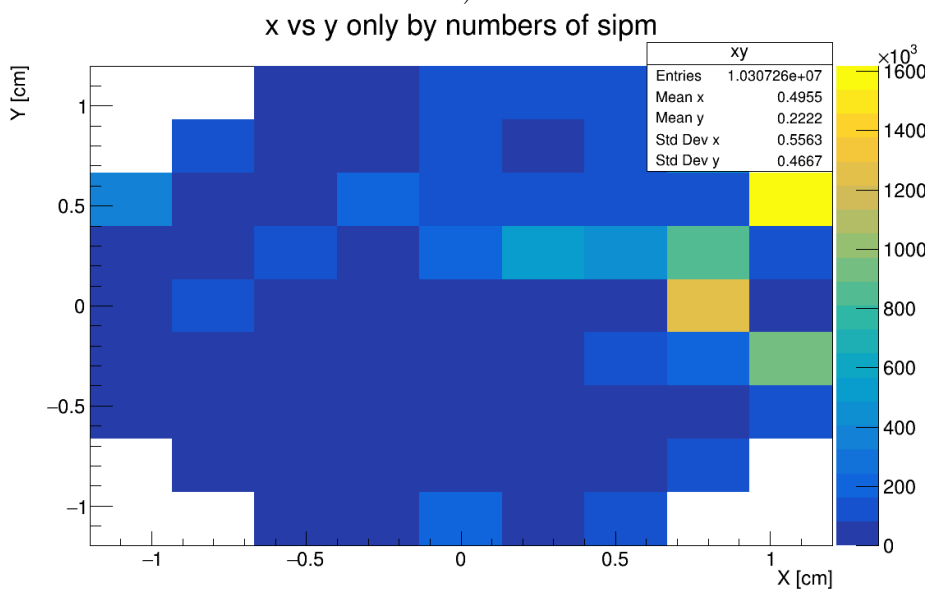
б)

Рис. 2.5: Реконструкция позиции источника при помощи первого алгоритма. Источник находится в центре. а) с водным цилиндром, б) без водного цилиндра

Из полученных результатов можно сделать явный вывод о несостоятельности таких простых алгоритмов отбора и определения позиции источника. Хотя они и дают понять в какой области пространства произошла аннигиляция, но точность определения координаты слишком мала. Также анализ работы алгоритмов при наличии водного цилиндра и без выявил, что в некоторых случаях отсутствие процессов рассеяния гамма-квантов на электронах атомов воды ухудшило определение позиции источника, что противоречит логике процесса. Следует переработать данные алгоритмы, усовершенствовать критерий отбора совпадений, а также исследовать влияние удаленности кристаллов от центра установки на точность определяемой позиции источника.



a)



б)

Рис. 2.6: Реконструкция позиции источника при помощи первого алгоритма. Источник находится в точке $x = 5$ мм, $y = 5$ мм. а) с водным цилиндром, б) без водного цилиндра

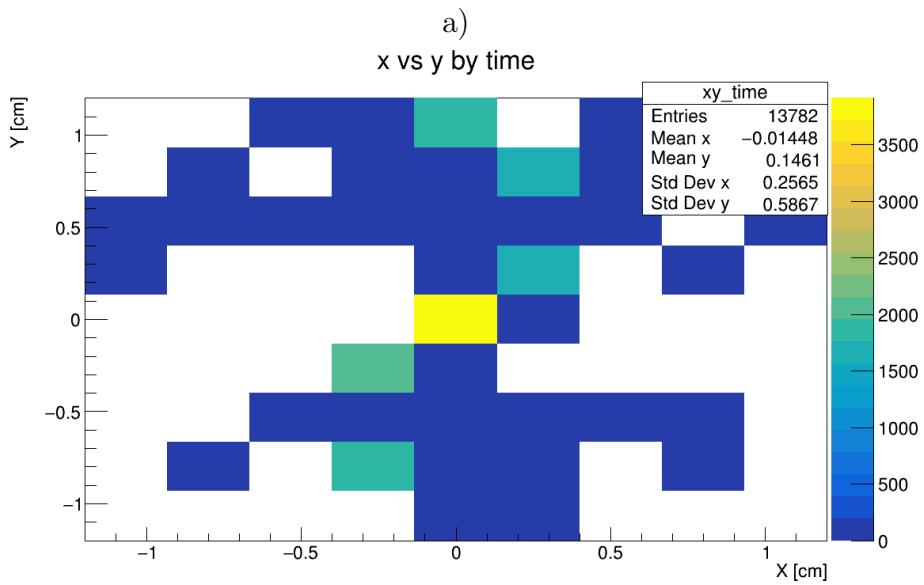
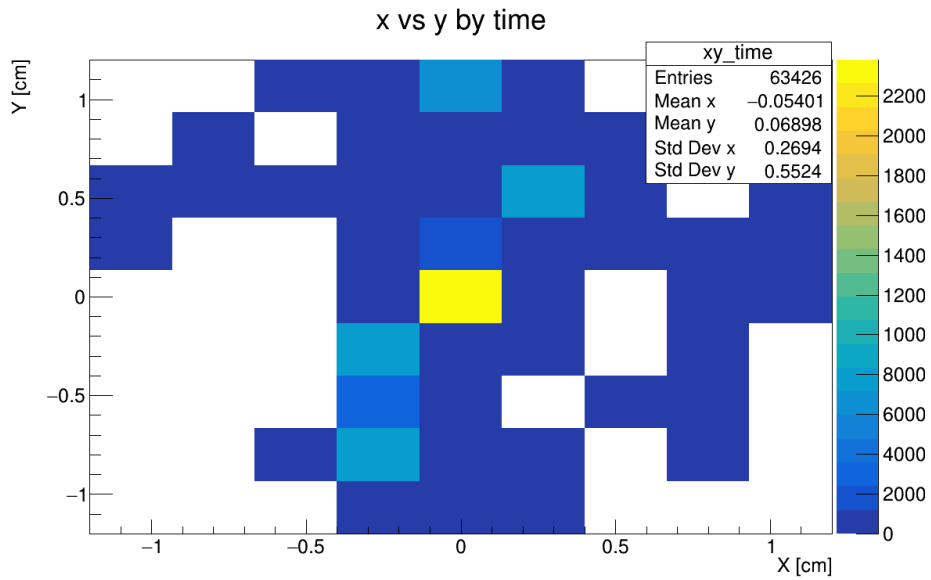


Рис. 2.8: Реконструкция позиции источника при помощи второго алгоритма. Источник находится в центре. а) с водным цилиндром, б) без водного цилиндра

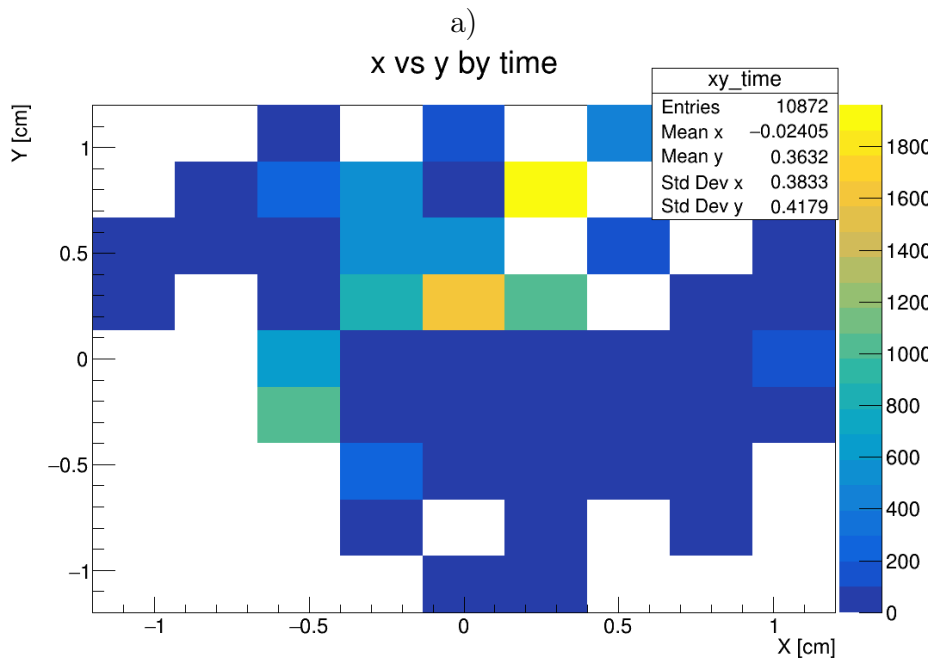
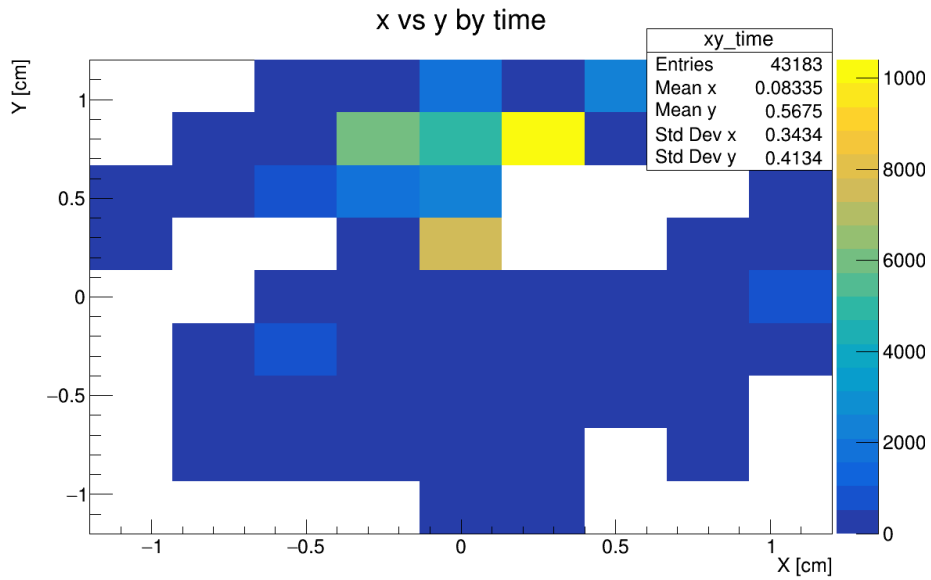


Рис. 2.9: Реконструкция позиции источника при помощи второго алгоритма. Источник находится в точке $x = 5$ мм, $y = 5$ мм. а) с водным цилиндром, б) без водного цилиндра

Заключение

В данной работе рассматривался один из модулей полноценной установки ПЭТ. Были представлены сведения о принципах работы данного устройства, результаты по моделированию работы, а также имеющиеся на данный момент алгоритмы по восстановлению позиции источника.

Была создана модель кольца детектора в среде компьютерного моделирования GEANT4 с целью отработки необходимых методов анализа и считывания данных с будущего элемента детектора, был написан алгоритм отбора событий по совпадениям и два алгоритма определения координаты. Представлены результаты работы данных алгоритмов на 4 наборах данных. Указаны недочеты данных алгоритмов и методы их устранения. В будущем планируется создание новых алгоритмов определения координаты источника радиоактивного излучения по данным симуляций и, кроме того, получение изображения исследуемого тела. Также будет проведена доработка имеющегося проекта.

В дальнейшем планируется приступить к созданию данной экспериментальной установки на 16 кристаллах с целью отработки методики измерений и анализа данных. Полученные результаты и навыки будут затем использованы для создания полноценного позитронно-эмиссионного томографа. Параллельно с этим будут вестись работы по созданию моделей действующей экспериментальной установки и будущих проектов.

Список литературы

1. Давыдов, М.И. Организация онкологической помощи в России и распространенность злокачественных новообразований среди взрослых[Текст]/ М.И. Давыдов, Е.М. Аксель //Социально-значимые болезни в РФ. –М.: НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2006. –С. 170-194.
2. Всемирная организация здравоохранения [Электронный ресурс]. –2017 URL. <https://www.who.int/ru/news-room/detail/03-02-2017-early-cancer-diagnosis-saves-lives-cuts-treatment-costs>.
3. Горн, Л.С. Элементы схем ядерного приборостроения[Текст]/ Л.С. Горн.–М.: Атомиздат,1970.–374 с.
4. Каган Б.М. Цифровые вычислительные машины и системы[Текст]/ Б.М. Каган, М.М.Каневский.–М.: Энергия, 1973.–624 с.
5. Крашенинников, И.С. Современная ядерная электроника[Текст]/И.С. Крашенинников. –М.: Атомиздат, 1974.–64 с.
6. Быстродействующая электроника для регистрации ядерных частиц [Текст]/ Ю.К. Акимов и др. –М.: Атомиздат, 1970.–1970 с.
7. Cristiano Galbiati. *Detector, three-dimensional direct positron imaging unit, and method to estimate the differential of the radiation dose provided to cancer cells and healthy tissues during hadrotherapy*, 2016. (United States Patent Application Publication ,Pub. No.: US 2016/0367205 A1)
8. J.M. Benlloch-Rodriguez. *PETALO, a new concept for a Positron Emission TOF Apparatus based on Liquid xenOn*, 2016, (arXiv:1605.09615)
9. J. Renner, J.M. Benlloch-Rodríguez, J.V. Carrión and others. *Processing of Compton events in the PETALO readout system*, 2019. (arXiv:2001.04724)
10. DarkSide collaboration. <http://darkside.lngs.infn.it/>
11. S.Agostinelli, J.Allison, K.Amako and others. *Geant4—a simulation toolkit*, 2003. ([https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(03\)01368-8](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01368-8))