

Министерство образования и науки Российской Федерации

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования

«Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»

ОТЧЕТ О НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЕ НА ТЕМУ:
ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННЫЙ ТОМОГРАФ НА ЖИДКОМ АРГОНЕ

Научный руководитель
к.ф.-м.н., ст. преподаватель

А. В. Гробов

Выполнил
студент группы М19-115

Н. М. Левашко

Москва 2020

Содержание

Содержание	1
Введение	2
1 Позитронно-эмиссионный томограф	3
1.1 Принцип работы	3
1.2 Преимущества аргонного томографа	4
1.3 Изучение основной составляющей детектора	5
2 Моделирование установки	7
Заключение	9
Список литературы	10

Введение

Одним из актуальных направлений в современной ядерной медицине является позитронно-эмиссионная томография. Однако используемая на сегодняшний день технология имеет ряд существенных недостатков. Одним из решений этой проблемы является создание позитронно-эмиссионного томографа (ПЭТ) с использованием жидкого аргона в качестве сцинтиллятора.

В данной работе будет рассмотрен проект ПЭТ на жидком аргоне [1]. Будут представлены сведения о принципах работы данного устройства, указаны преимущества использования жидкого аргона в качестве сцинтиллятора. Также будут приведены первичные данные по симуляции работы установки.

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. Схематично процесс представлен на рисунке (1.1) и (1.2)

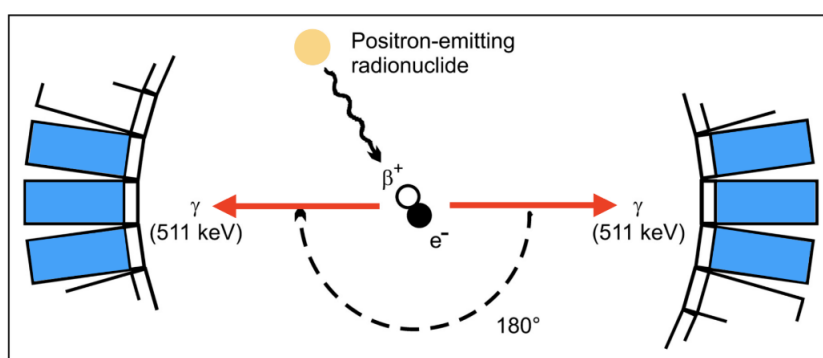


Рис. 1.1: Процесс аннигиляции электрона и позитрона, приводящий к рождению двух гамма-квантов

Испущенные гамма-кванты создают вспышки низкоэнергетичных фотонов в сцинтилляторе, которые затем регистрируются с детекторной системой, состоящей, например, из матриц SiPM. Определяется местоположение вспышки, затем проводится восстановление позиции точки аннигиляции [2].

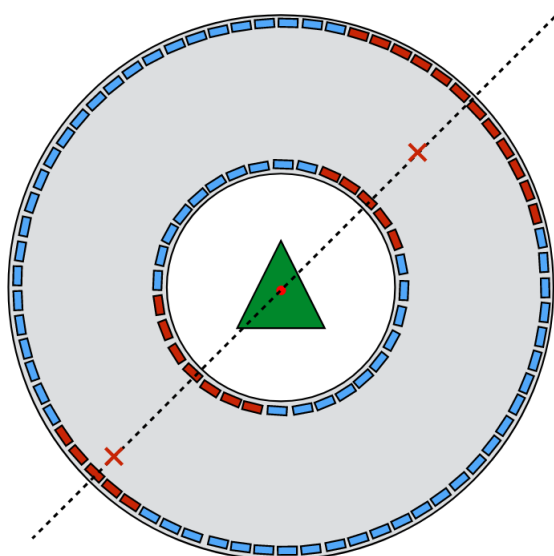


Рис. 1.2: Процесс регистрации гамма-квантов

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 [3].

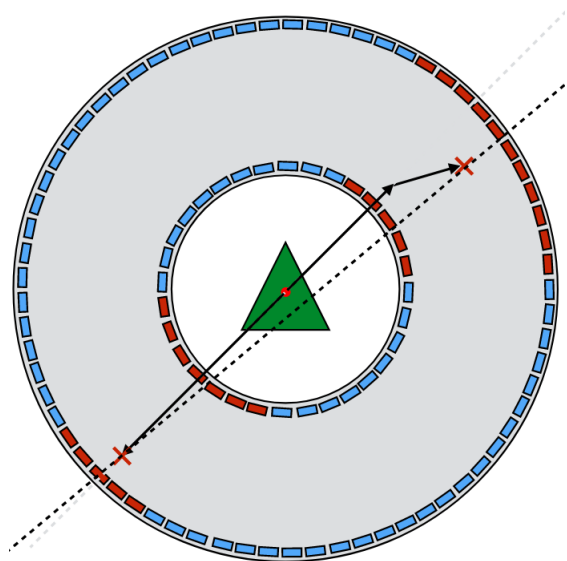


Рис. 1.3: Рассеяние гамма-кванта

1.2 Преимущества аргонного томографа

Существующая коммерческая технология ПЭТ (позитронно-эмиссионной томографии) имеет ряд ограничений:

- подходит для сканирования отдельных частей тела, однако из-за низкой чувствительности требует препаратов высокой активности, что не подходит некоторым пациентам
- полное сканирование тела занимает значительное время - часы, в течение которого пациент должен оставаться неподвижным. Типичное поле зрения сканирующего кольца 20-30 см, т. е. 85% тела находится вне поля зрения установки
- движение пациента приводит к искажениям изображения, что может привести к искажениям в диагнозе
- невозможно отсканировать все тело одновременно и составить динамическую картину
- типичное время полураспада используемые радионуклидов составляет десятки минут, что означает падение активности в процессе сканирования. Соответственно нужно увеличивать дозу препарата
- одно устройство может сканировать ограниченное количество пациентов в день, что увеличивает административные расходы
- необходимо учитывать дозу облучения, которой подвергается медицинский персонал
- существуют группы лиц, которые не могут использовать ПЭТ: беременные женщины, дети, подростки, пожилые люди. Люди, живущие далеко от мест производства медицинского препарата, ввиду времени полураспада

Эти ограничения можно убрать, сделав процесс сканирования быстрее и качественнее, если воспользоваться технологией сканирования всего тела. Это позволит реализовать полноценную 3D реконструкцию вершины взаимодействия. Появится возможность сканирования

тела одномоментно и получения динамической картины. Это также облегчит диагностику метастаз на ранней стадии. Существует прототип ПЭТ, основанный на LYSO-кристаллах — несколько колец рядом друг с другом, который осуществляет полное сканирование тела. Однако цена такого прототипа очень велика, так как помимо электроники, основной вклад в стоимость составляют кристаллы LYSO.

Актуальность использования ПЭТ технологии основанной на жидком аргоне становится очевидной, так как помимо обеспечения сканирования всего тела пациента, использование жидкого аргона имеет ряд преимуществ:

- быстрая сцинтилляционная компонента 6 нс (медленная компонента мс может быть подавлена)
- 40 000 сцинтилляционных фотонов на 1 МэВ, на 30% больше чем LYSO
- однородный и монолитный формат детектора, в отличие от перекрывающихся колец на LYSO
- значительно более низкая цена за атмосферный аргон (1/5000). Стоимость считывающей электроники без изменений
- благодаря чувствительности SiPM можно будет существенно снизить дозу радиоактивного препарата, вплоть до дозы естественного фона, что важно как для некоторых групп пациентов, так и для персонала
- время, проведенное пациентом внутри сканера сокращается с 10 мин до 10 сек. Это позволит повысить количество пациентов в день и избежать возможных проблем с клаустрофобией
- благодаря скорости сканирования и высокой чувствительности можно реализовать ситуацию, когда проводятся несколько сканирований в течение нескольких дней при разовом введении радионуклида пациенту. Это позволит изучить динамику развития болезни

Разработка и улучшение технологии ПЭТ в сторону уменьшения дозы радиофармпрепарата и возможности пролонгированного времени сканирования для получения динамической картины оказываются важными во многих областях в медицине. В частности, необходимы данные о распределении лекарств в организме человека, особенно в мозге. Это важно для психиатрии, онкологии и нейрохирургии. Очень важным является разработка технологии детской томографии с низкими дозами излучения.

1.3 Изучение основной составляющей детектора

Для лучшего понимания устройства и работы детектора было решено подробнее изучить его основополагающую детектирующую часть - сборку из SiPM.

С этой целью на базе кафедральной лаборатории электроники была изготовлена интересующая нас компонента детектора по следующей схеме (рис.1.4).

Результаты работы представлены ниже (рис.1.5). Был проведен тест изделия на предмет детектирования частиц, в результате которого было установлено, что изделие действительно работоспособно (рис.1.6). Тем не менее, имеется несколько недостатков. Изделие требует очень хорошего заземления и изоляции его элементов, так как случайное смещение изделия может привести к помехам и замыканию контактов.

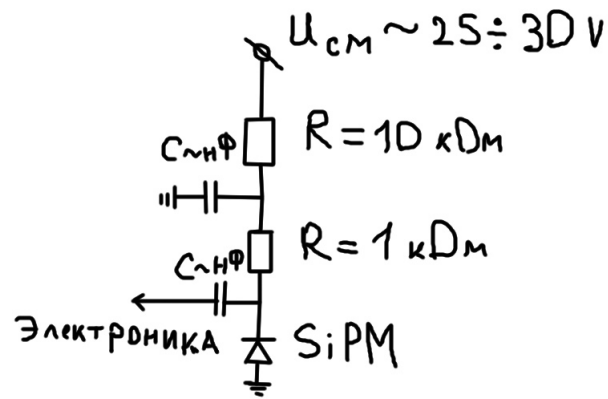


Рис. 1.4: Принципиальная электрическая схема сборки из кремниевого фотоумножителя

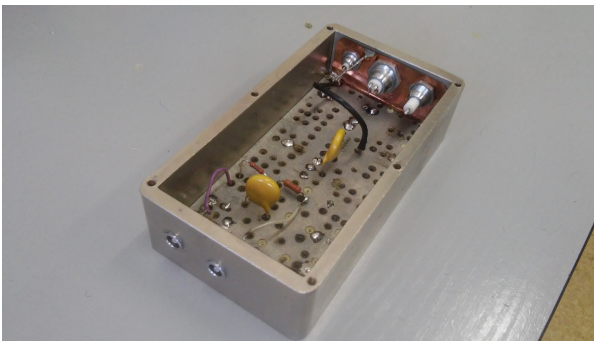


Рис. 1.5: Часть сборки без кремниевого фотоумножителя

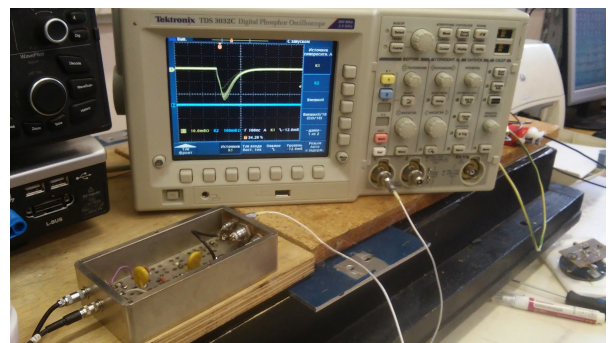


Рис. 1.6: Тест работы изделия

Также была начата работа над созданием прототипа из двух SiPM (рис.1.7), с помощью которых можно было бы, используя схему совпадений, попробовать определить координату источника. Это достигалось бы при помощи серии измерений на разных участках установки. Полученные данные бы после обрабатывались, и извлекалась одна координата источника. Для определения других координат, модуль пришлось бы перемещать в других направлениях. Однако работа в этом направлении была приостановлена ввиду внешних обстоятельств. Тем не менее, был получен полезный опыт работы с устройствами.

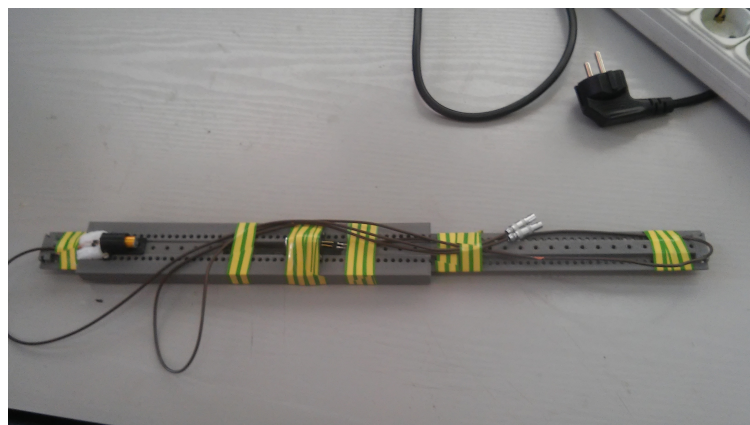


Рис. 1.7: Модуль из двух SiPM для определения координаты источника

Глава 2

Моделирование 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. Создание с нуля такой модели заняло бы продолжительное время, поэтому за основу был взят готовый проект позитронно-эмиссионного томографа наших коллег из коллаборации Darkside [4], выполненный в среде компьютерного моделирования GEANT4 [5]. Первичной целью было понять принцип работы данного кода, чтобы иметь возможность изменить его под свои нужды. Частично эта задача была выполнена, и в модель была добавлена геометрическая структура, подразумевающая собой человека, помещенного внутрь установки.

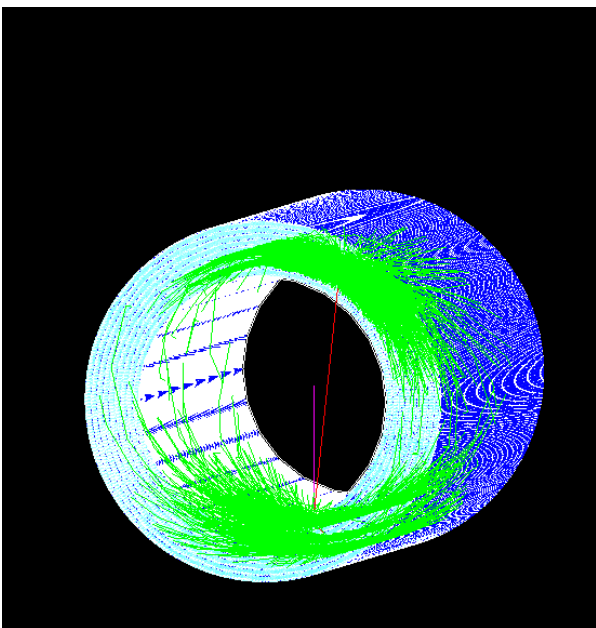


Рис. 2.1: Пример промоделированного события

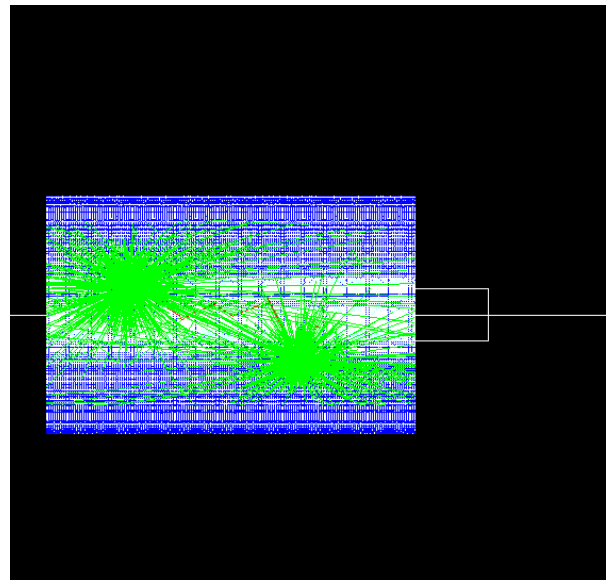


Рис. 2.2: Изучение возможности рассеяния гамма-квантов

При помощи данного кода было смоделировано 100 тысяч событий и был проведен их первичный анализ. Ниже представлена часть первичных данных.

Полученные данные требуют дальнейшего анализа. Также требуется создать алгоритм для определения координаты радиоактивного источника. Это является первоочередной задачей на данный момент.

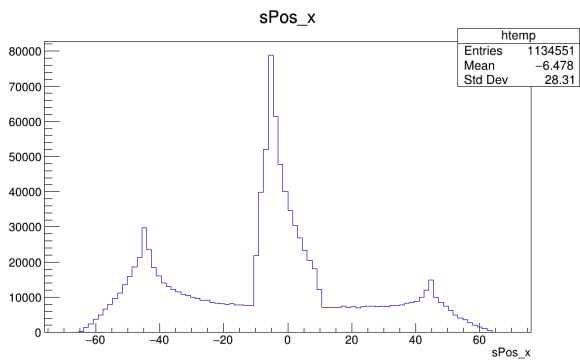


Рис. 2.3: Координата X взаимодействия гамма-кванта

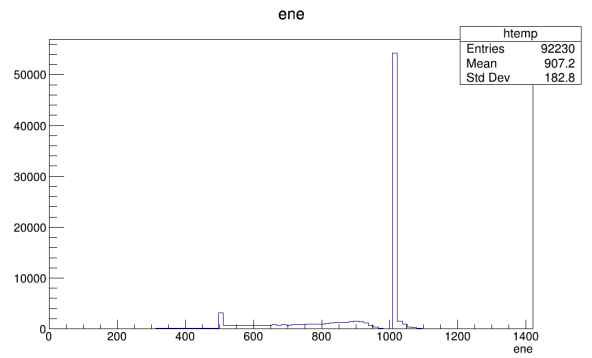


Рис. 2.4: Энергия, выделившаяся в объеме детектора

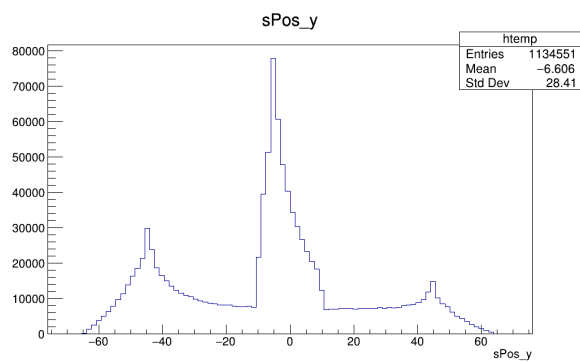


Рис. 2.5: Координата Y взаимодействия гамма-кванта

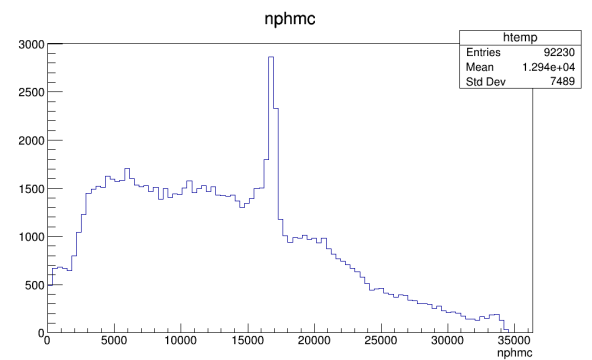


Рис. 2.6: Число фотонов в событии

Заключение

В данной работе рассматривался проект позитронно-эмиссионного томографа на жидком аргоне. Были приведены общие сведения о принципах работы данного устройства, указаны преимущества использования жидкого аргона в качестве сцинтиллятора.

Была изготовлена сборка с кремниевым фотоумножителем, был получен опыт работы с электронными устройствами.

Были проведены монте-карло симуляции работы установки в среде компьютерного моделирования GEANT4, приведены первичные данные результатов моделирования. В будущем планируется создание алгоритма определения координаты источника радиоактивного излучения по данным симуляций, также будет проведена доработка имеющегося проекта.

В дальнейшем будут более подробно рассмотрены отдельные моменты работы установки, необходимая электроника, система охлаждения. Конечной частью проекта является создание прототипа кольца детектора и отработка методов определения позиции источника на этом прототипе.

Список литературы

1. 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)
2. J.M. Benlloch-Rodriguez. *PETALO, a new concept for a Positron Emission TOF Apparatus based on Liquid xenOn*, 2016, (arXiv:1605.09615)
3. J. Renner, J.M. Benlloch-Rodríguez, J.V. Carrión and others. *Processing of Compton events in the PETALO readout system*, 2019. (arXiv:2001.04724)
4. DarkSide collaboration. <http://darkside.lngs.infn.it/>
5. 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))