

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М.В. ЛОМОНОСОВА»

ФИЗИЧЕСКИЙ ФАКУЛЬТЕТ

КАФЕДРА ФИЗИКИ УСКОРИТЕЛЕЙ И РАДИАЦИОННОЙ МЕДИЦИНЫ

БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА
«РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ВТОРИЧНЫХ ЧАСТИЦ
В ТКАНЕЭКВИВАЛЕНТНЫХ СРЕДАХ»

Выполнил студент 418 группы
Маракулин Андрей Павлович

Научный руководитель:
Профессор Черняев Александр
Петрович

Допущен к защите

Зав. кафедрой: _____

Москва
2022 год

ОГЛАВЛЕНИЕ

| | |
|---|----|
| ВВЕДЕНИЕ..... | 3 |
| 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ..... | 4 |
| 1.1. ИОНИЗИРУЮЩЕЕ ИЗЛУЧЕНИЕ | 4 |
| 1.2. ДОЗИМЕТРИЯ ИОНИЗИРУЮЩИХ ИЗЛУЧЕНИЙ | 4 |
| 1.3. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ФОТОНОВ С ВЕЩЕСТВОМ | 6 |
| 1.4. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ЭЛЕКТРОНОВ С ВЕЩЕСТВОМ | 8 |
| 1.5. ТКАНЕЭКВИВАЛЕНТНЫЕ МАТЕРИАЛЫ..... | 10 |
| 1.6. ВТОРИЧНЫЕ ЧАСТИЦЫ | 12 |
| 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ..... | 13 |
| 2.1 GEANT4 И PYTHON..... | 13 |
| 2.2 ОПИСАНИЕ ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ГЕОМЕТРИИ..... | 14 |
| 2.3 ОПТИМИЗАЦИЯ ВЫЧИСЛЕНИЙ | 15 |
| 3. РЕЗУЛЬТАТЫ | 19 |
| 3.1 РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ВТОРИЧНЫХ ЧАСТИЦ В ВОДЕ..... | 19 |
| 3.2 РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ВТОРИЧНЫХ ЧАСТИЦ В ТКАНЕЭКВИВАЛЕНТНЫХ СРЕДАХ | 23 |
| ЗАКЛЮЧЕНИЕ | 28 |
| СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ | 29 |

ВВЕДЕНИЕ

Технологии и методы, использующие ионизирующие излучения стали быстро развиваться вскоре после открытий Рентгена, Беккереля и Кюри. Сейчас ионизирующие излучения применяются в технике, медицине, химии, нанотехнологиях и во многих сферах человеческой деятельности.

Чем большее развитие получают радиационные технологии, тем большие требования выдвигаются к их точности и исследованиям. Обработка пищи и лучевая терапия особенно требовательны к всестороннему изучению влияния излучения на облучаемые объекты.

Одним из важнейших аспектов в исследованиях является понимание того, как именно ионизирующее излучение взаимодействует со средой, через которую оно проходит. Доработка и исследование существующих моделей для описания прохождения ионизирующего излучения через вещество – актуальная задача, дающая ключ к повышению качества радиационных технологий.

В медицине, где основным объектом облучения является живая ткань, необходимо точно рассчитывать дозы облучения, распределения по объёму и другие параметры, чтобы здоровые ткани получали наименьшую дозу. Модели для этой задачи достаточно сложны, точные расчёты занимают продолжительное время, а натурные эксперименты иногда невозможны. Поэтому, из-за высокого содержания воды во всех видах биологической ткани и сравнительно простой структуры, самым частым тканеэквивалентным материалом выступает вода.

Цель данной работы – оценить и рассчитать, насколько сильно распределения вторичных частиц в воде отличаются от существующих тканеэквивалентных материалов.

Для этого использовались модели самых распространённых тканеэквивалентных материалов, для которых было проведено моделирование вторичных частиц и построены различные распределения.

1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. ИОНИЗИРУЮЩЕЕ ИЗЛУЧЕНИЕ

Ионизирующим излучением называется любое излучение, взаимодействие которого с веществом приводит к образованию электрических зарядов разных знаков. Ионизирующим излучением являются потоки рентгеновского излучения, гамма-квантов, электронов, позитронов, протонов, дейтронов и других тяжёлых частиц. Ионизирующее излучение оказывает воздействие на биологические объекты, ионизируя и возбуждая молекулы этого вещества. Нарушения нормальной жизнедеятельности биологического объекта в результате воздействия ионизирующего излучения зависят от многих параметров: длительности и мощности облучения, активности источника, типа биологической ткани и так далее.

Поглощение энергии излучения веществом является основной причиной возникновения радиобиологических эффектов. Мерой поглощённой энергии принята поглощенная доза [1].

1.2. ДОЗИМЕТРИЯ ИОНИЗИРУЮЩИХ ИЗЛУЧЕНИЙ

Поглощённая доза D – это энергия излучения dE , поглощённая веществом, которая рассчитывается на единицу массы dm , облучённого вещества [1]:

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{1}{\rho S} \frac{dE}{dx}$$

Где ρ и S – соответственно плотность вещества и площадь, на которую падает энергия E [2].

В системе СИ поглощённая доза измеряется в греях (Гр). 1 Гр равен поглощённой дозе, при которой в веществе массой 1 кг поглощается энергия 1 Дж.

В дозиметрии в поглощённую энергию не включают энергию излучения, затраченную на увеличение массы покоя, а также, согласно принципу Гроттгуса не включают энергию отраженного или проходящего сквозь вещество излучения, поскольку оно не вызывает изменений в веществе [3].

Поглощённая энергия является стохастической величиной, поскольку процессы взаимодействия ионизирующего излучения с веществом носят вероятностный характер. При достаточно большом числе актов взаимодействия, отклонения поглощённой энергии от среднего значения пренебрежимо малы.

Однако одной лишь поглощённой дозы недостаточно чтобы описать биологический эффект действия излучения, поскольку, при прочих равных, разные виды излучения вызывают разный биологический эффект. Для оценки биологического действия вводится величина, называемая относительной биологической эффективностью (ОБЭ), и определяется как отношение поглощённой дозы эталонного излучения D_r (как правило рентгеновское гамма-излучение энергией 200 кэВ) к дозе данного излучения D_x , вызывающего такой же биологический эффект.

$$\text{ОБЭ} = D_r/D_x$$

Для обобщения данных ОБЭ был введён коэффициент качества $K_{\text{кач}}$, используемый для оценки максимально возможного ущерба биологической ткани [1].

$$D_{\text{экв}} = K_{\text{кач}} D$$

Таблица 1. Коэффициенты качества различных видов излучения

| Виды излучений | $K_{\text{кач}}$ |
|-----------------------|------------------|
| Рентгеновское и гамма | 1 |
| Электроны | 1 |
| Протоны | 10 |
| Альфа-частицы | 20 |
| Медленные нейтроны | 3 |
| Быстрые нейтроны | 10 |
| Тяжёлые ионы | 20 |

1.3. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ФОТОНОВ С ВЕЩЕСТВОМ

К фотонам, способным производить ионизацию вещества относят рентгеновское (30 эВ – 200 КэВ) и жесткое гамма-излучение (больше 200 КэВ). На данный момент известно пять видов взаимодействий фотонов с веществом: фотоэффект, когерентное, некогерентное (комptonовское) рассеяние, фотоядерные реакции и образование электронно-позитронных пар.

Сечение фотопоглощения складывается из пяти соответствующих сечений [1]:

$$\sigma_{\text{полн}} = \sigma_{\text{фот}} + \sigma_{\text{ког}} + \sigma_{\text{комп}} + \sigma_{\text{фя}} + \sigma_{\text{пар}}$$

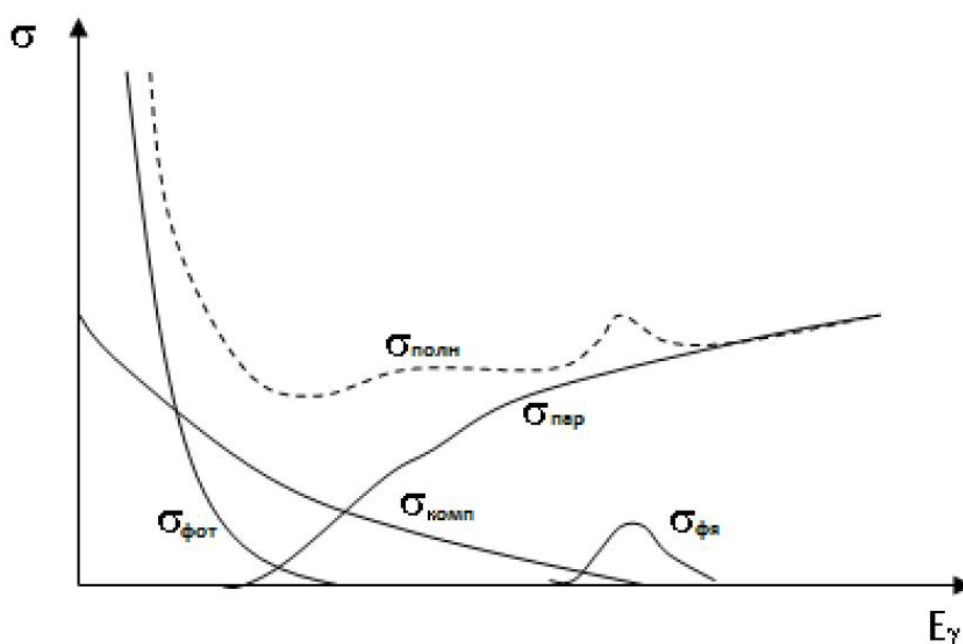
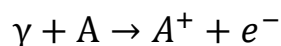


Рисунок 1. Сечение полного фотопоглощения, вклад механизмов передачи энергии

Фотоэффект – механизм воздействия фотонов, при котором практически вся энергия фотона передаётся электрону атома.



Передача энергии фотоном приводит к тому, что фотоэлектрон покидает атом с некоторой кинетической энергией:

$$T_e = E_\gamma - T_A$$

Различают два вида фотоэффекта: внутренний и внешний. Внутренним фотоэффектом называют переход электронов из связанных с атомами состояний

в свободные без вылета наружу. Внешний фотоэффект – испускание электронов с вылетом из атомов вещества в результате поглощения фотонов.

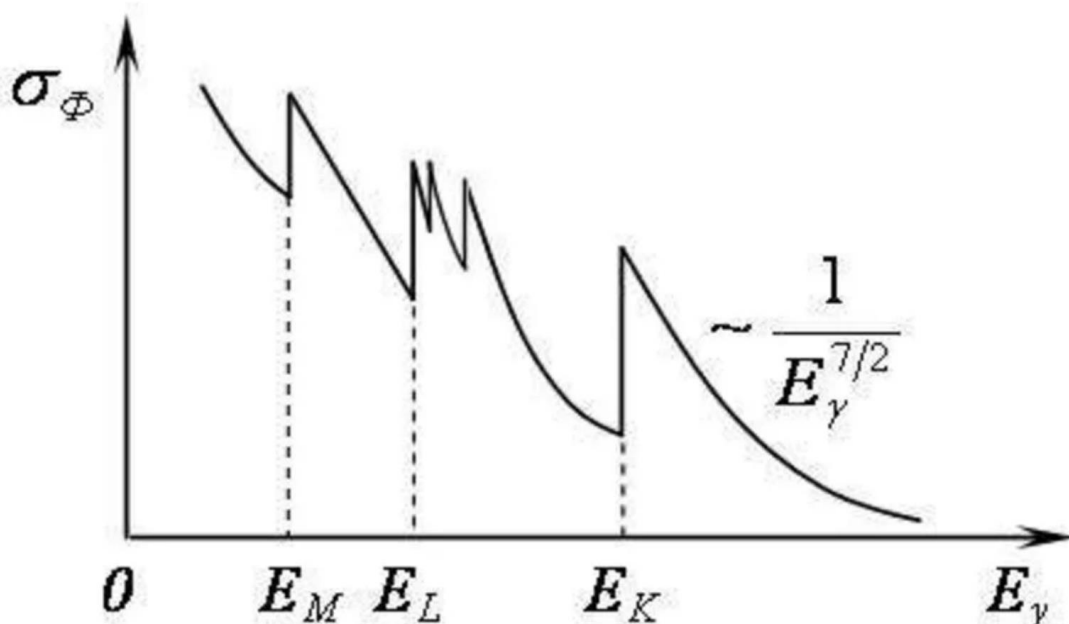


Рисунок 2. Зависимость сечения фотоэффекта от энергии γ -квантов

Вероятность фотоэффекта пропорциональна энергии связи электрона с атомом, что определяет зависимость сечения фотоэффекта от энергии поглощаемых фотонов (рис. 2) [4].

Существует два вида взаимодействия электромагнитного излучения с веществом без поглощения фотонов:

1. Когерентное рассеяние (томсоновское рассеяние)
2. Некогерентное рассеяние (Комптон-эффект)

Томсоновское рассеяние возникает в случае, если энергия связи электрона в атоме много больше энергии налетающего фотона. Обмен энергией и импульсом происходит между фотоном и всем атомом. Отдача ядра пренебрежимо мала, поэтому электрические и магнитные поля ускоряют заряженную частицу, которая в свою очередь излучает электромагнитные волны той же частоты. [4]

Эффективное сечение томсоновского рассеяния, рассчитанное на один электрон, не зависит от частоты падающего излучения.

$$\sigma_{\text{ког}} = \frac{8\pi}{3} r_e^2 \approx 0,66 \text{ барн.}$$

Эффект Комптона — упругое рассеяние фотона заряженной частицей, обычно электроном. Рассеяние приводит к уменьшению энергии фотона, поскольку часть энергии передаётся отражающемуся электрону, что соответствует увеличению длины волны фотона (который может быть рентгеновским или гамма-фотоном). Некогерентное рассеяние наблюдается, когда энергия падающего фотона много больше энергии связи электрона в атоме, поэтому можно считать этот электрон свободным.

Образование электронно-позитронных пар - процесс одновременного возникновения электронов и позитронов при взаимодействии фотона с электрическим полем ядра или электрона.

1.4. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ЭЛЕКТРОНОВ С ВЕЩЕСТВОМ

Специфику взаимодействия электронов с атомами окружающей среды во многом определяют их малая масса и единичный отрицательный заряд. При прохождении электронов через вещество на них действуют кулоновские силы взаимодействия с атомами, в результате чего электроны теряют свою энергию на упругие и неупругие столкновения. Затем их энергия снижается до тепловой, тогда частицы можно считать остановившимися.

Можно выделить четыре основных процесса взаимодействия электронов с веществом:

1. Неупругое взаимодействие (или столкновения) с атомными электронами, приводящее к ионизации и возбуждению атомов
2. Неупругое взаимодействие с ядрами, приводящее к испусканию тормозного излучения
3. Упругое взаимодействие с атомными электронами
4. Упругое взаимодействие с ядрами

При неупругих столкновениях электроны теряют часть своей энергии на ионизацию и возбуждение атомов или испускание тормозного излучения. В

упругих столкновениях электроны практически не теряют свою кинетическую энергию, но отклоняются на, как правило, небольшие углы от направления своего первоначального движения. В среднем, потери энергии примерно равны $2 \text{ МэВ} \cdot \text{см}^2/\text{г}$. Для количественного описания взаимодействия электронов с веществом в дозиметрии используются, в основном, не микроскопические сечения отдельных процессов, поскольку число таких процессов велико, а макроскопические характеристики, связанные со скоростью потери энергии электроном на единице пути в конкретном веществе.

Одной из важнейших характеристик взаимодействия электронов с веществом является пробег. Приблизительно оценить пробег электрона в веществе можно по следующему простому правилу: величина пробега R_p в сантиметрах примерно равна величине наиболее вероятной энергии электрона в мегаэлектронвольтах, деленной пополам. Средняя энергия пучка электронов перед облучаемой поверхностью может быть определена из формулы, приводимой в работе [5]:

$$\overline{E}_0 = C \cdot R_{50}$$

где C – эмпирический параметр, имеющий, например, для воды значение $2,4 \text{ МэВ/см}$ [6].

Существуют определенные рекомендации по дозиметрии электронных пучков. Зачастую более удобными оказываются твердые пластиковые фантомы, поскольку при измерениях дозы вблизи поверхности фантомов возникают неопределенности в позиционировании детекторов в воде, вызываемые эффектом поверхностного натяжения воды.

Естественным требованием к твердым фантомам является признание их водозэквивалентными. Требование водозэквивалентности для какого-либо материала в дозиметрии электронных пучков равносильно одинаковым с водой значениям линейной тормозной способности и линейной угловой рассеивающей способности. Можно считать эти условия приближенно выполненными, если материал имеет плотность электронов и эффективный атомный номер такие же, как у воды.

Таблица 2. Эффективные электронные плотности по отношению к воде [2]

| Материал | Массовая плотность, г/см ³ | Эффективная электронная плотность по отношению к воде |
|------------------------------|---------------------------------------|---|
| Вода | 1,0 | 1,0 |
| Полистирол (чистый) | 1,045 | 0,975 |
| Полистирол высокой плотности | 1,055 | 0,99 |
| Акрил | 1,18 | 1,15 |
| Электронная твёрдая вода | 1,04 | 1,0 |

Когда есть необходимость в точной оценке (погрешность меньше 3%) дозовых распределений в какой-либо среде, или, что актуально в современной практике, в какой-либо ткани, создают фантомы из вещества, эквивалентному данной ткани, по принципам аналогичным вышеуказанным, для дозиметрии электронных пучков.

1.5. ТКАНЕЭКВИВАЛЕНТНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Для проведения клинических испытаний и дозиметрических исследований рентгеновских аппаратов и устройств лучевой терапии необходимы фантомы. Также они применяются при проведении радиационного контроля помещений. Для изготовления фантомов используются специальные вещества – тканеэквивалентные материалы.

Тканеэквивалент - вещество, которое поглощает и рассеивает ионизирующее излучение так же, как и исследуемая ткань организма, используется для моделирования распространения ионизирующего излучения в органах и тканях. Часто в качестве тканеэквивалента используют воду (так называемые водные фантомы) и некоторые формы акрила (полное название вещества - полиметилметакрилат, ПММА). В биологической ткани содержится около 76,2% кислорода, 11,1% углерода, 10,1% водорода, около 2,5% азота и около 0,1% других химических элементов, следовательно, идеальный

эквивалент человеческой ткани должен обладать похожим строением. Однако, самый частый тканеэквивалент - вода. Можно выделить сразу несколько причин, почему это так:

1. Содержание воды в тканях человека высоко и может составлять от ~60% до ~90% для разных тканей при разном возрасте человека.
2. У воды высокая проницаемость для излучения, а потому можно проводить необходимые измерения на разных глубинах.
3. Воду проще смоделировать с помощью компьютерных технологий.
4. Воду можно считать однородной средой, а в других тканеэквивалентах неоднородности более вероятны и существенны.

Сделаем некоторое уточнение по пункту 4. Фантомы бывают гомогенные (однородные), гетерогенные (неоднородные) и антропоморфные, последние моделируют тело типового человека в целом. [7]

Таблица 3. Физические свойства тканеэквивалентных материалов [2]

| Материал | Химический состав | Плотность (г/см ³) | Эл./см ³ ($\times 10^{23}$) | $Z_{эф}$ (фотоэффект.) |
|------------|-------------------|--------------------------------|--|------------------------|
| Воздух | | 0,001293 | 3,01 | 7,64 |
| Вода | H_2O | 1 | 3,34 | 7,42 |
| Мышцы | | 1 | 3,36 | 7,42 |
| Жир | | 0,916 | 3,48 | 5,92 |
| Кость | | 1,85 | 3,00 | 13,8 |
| Полистирол | $(C_8H_8)_n$ | 1,03-1,05 | 3,24 | 5,69 |
| Плексиглас | $(C_5O_2H_8)_n$ | 1,16-1,20 | 3,24 | 6,48 |
| Полиэтилен | $(CH_2)_n$ | 0,92 | 3,44 | 6,16 |
| Парафин | C_nH_{2n+2} | 0,87-0,91 | 3,44 | 5,42 |

Водные фантомы помещаются в корпус из прозрачного оргстекла; акриловые фантомы чаще всего изготавливаются для клиник, а потому антропоморфны. Так, например, есть дозиметрические акриловые фантомы, имитирующие ткани лёгких человека, костную ткань или целое туловище.

1.6. ВТОРИЧНЫЕ ЧАСТИЦЫ

Ионизирующее излучение, проходя через биологические ткани сопровождается появлением вторичных частиц, таких как электроны, фотоны, нейтроны, протоны, ядра отдачи, которые возникают в процессе взаимодействия первичных частиц с веществом. Механизмы образования вторичных частиц различны, и зависят от типа ионизирующего излучения, а также от энергии этого излучения. Вторичные частицы вносят вклад в распределение дозы и влияют на относительную биологическую эффективность ионизирующих излучений.

Поскольку биологические среды по природе своей неоднородные, то нахождение соотношения вкладов различных вторичных частиц представляет из себя сложную задачу. Важность нахождения вкладов вторичных частиц обусловлена многими факторами. Например, вторичные электроны образуются в области кожи, и существенно влияют на кожную дозу [8].

Однако, исследование роли вторичных частиц и их вклада в образование дозы может существенно улучшить существующие методы планирования лучевой терапии. Вторичные частицы могут создавать дозы вдали от источников облучения, в том числе в органах чувствительных к облучению.

К важным характеристикам, на которые могут влиять вторичные процессы относятся: угол многократного рассеяния, распределение дозы в зависимости от глубины, коэффициент ослабления интенсивности пучков [9].

Пучок фотонов при прохождении через биологические ткани передаёт энергию в результате фотоэффекта, комптон-эффекта, фотоядерных реакций и рождения электрон-позитронных пар. Вклады этих эффектов зависят от энергии первичных фотонов.

Роль фотоядерных реакций в большинстве действующих систем планирования лучевой терапии не учитывается из-за их небольшого вклада в общее значение дозы, получаемой веществом. Однако вклад может оказаться заметным при энергиях тормозных гамма-квантов более 20 МэВ [9].

2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

2.1 GEANT4 И PYTHON

Для получения распределений вторичных частиц в данной работе был использован инструментарий Geant4, разработанный группой Geant4 Collaboration (CERN и другие институты). Geant4 написан на объектно-ориентированном языке программирования C++ для моделирования взаимодействия различных частиц с веществом. Области применения включают физику высоких энергий, ядерные эксперименты, медицинские исследования ускорителей и космической физики. Так как взаимодействия в микромире носят вероятностный характер, моделирование строится с помощью метода Монте-Карло. Программное обеспечение используется группами учёных для исследовательских проектов по всему миру [10].

GEANT4 представляет из себя набор классов и инструменты для визуализации. Основными сущностями моделирования выступают логический объём, физический объём, частицы, трек частицы, событие.

Благодаря низкоуровневому доступу к всем классам для моделирования, при запуске моделирования можно легко получать практически все промежуточные состояния, взаимодействия и пр. В рамках задачи интересны только определенные характеристики: типы, координаты, импульсы, энергии и дозы, переданные объёму фантома, от первичных и вторичных частиц, образовавшихся в объёме фантома. А также механизм рождения для вторичных частиц.

Для обработки собранных данных использовался язык программирования Python в среде разработки Jupyter Notebook с вспомогательными библиотеками pandas, numpy и matplotlib. Исходный код работы открыт по ссылке: [11].

2.2 ОПИСАНИЕ ИСПОЛЪЗУЕМОЙ ГЕОМЕТРИИ

Актуальность изучения распределения вторичных частиц в тканеэквивалентных средах обусловлена в первую очередь медицинскими целями. Поэтому для изучения распределений необходимо использовать спектр пучка, аналогичный медицинским ускорителям. Для этого была выбрана модель головки ускорителя Varian Clinic 2100C. Модель головки ускорителя состоит из основных составных частей:

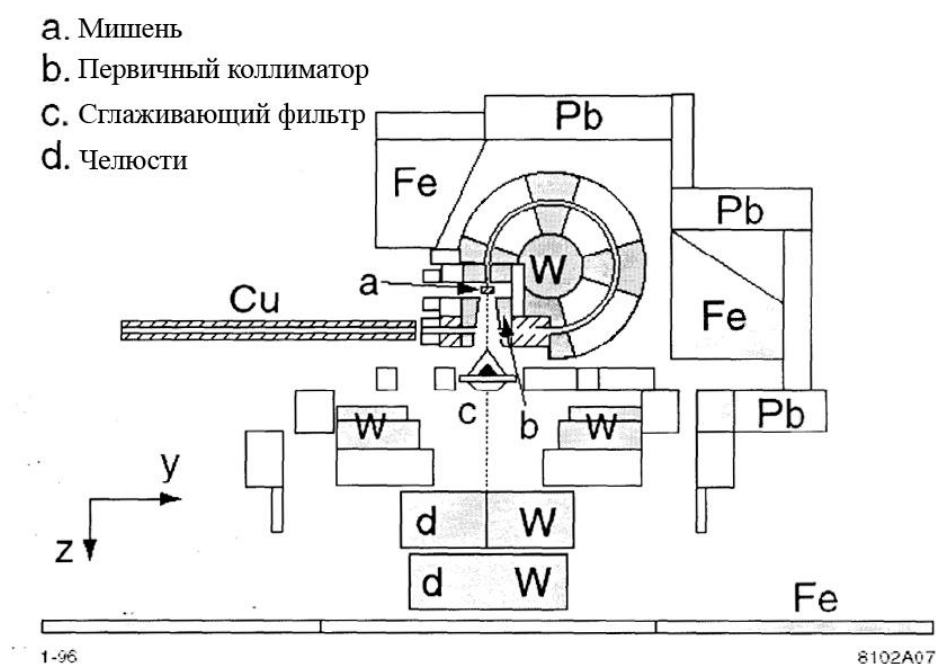


Рисунок 3. Принципиальная схема ускорителя Varian Clinic 2100C

- а) Тормозная мишень, состоящая из двух параллелепипедов: один размером 60 х 60 х 4,45 мм из вольфрама, который необходим для торможения электронов, второй размером 60 х 60 х 7,874 мм – состоит из меди, необходим для поглощения медленных электронов
- б) Первичный коллиматор представляет из себя три сферы с отверстием. Внутренняя сфера с наименьшим радиусом состоит из вольфрама, вторая сфера состоит из железа, и внешняя сфера состоит из свинца. Цель коллиматора – ограничить тормозное излучение вне целевого отверстия.

- с) Сглаживающий фильтр – выравнивает интенсивность пучка тормозного излучения по интенсивности. Конструкционно это параболоид вращения, состоящий из меди и сердечника из тантала.
- д) Челюсти (шторки) являются дополнительным коллиматором пучка тормозного излучения. Состоят из вольфрама, геометрически образуют прямоугольное отверстие между собой, через которое испускается основная часть излучения. Апертура раскрытия в экспериментах составляла 5 x 5 см.

В ускорителе Varian Clinac 2100C в качестве первичных частиц используются фотоны и электроны [12, 13]. Для работы в качестве источника тормозного излучения использовались моноэнергетические электроны с энергией 23,5 МэВ.

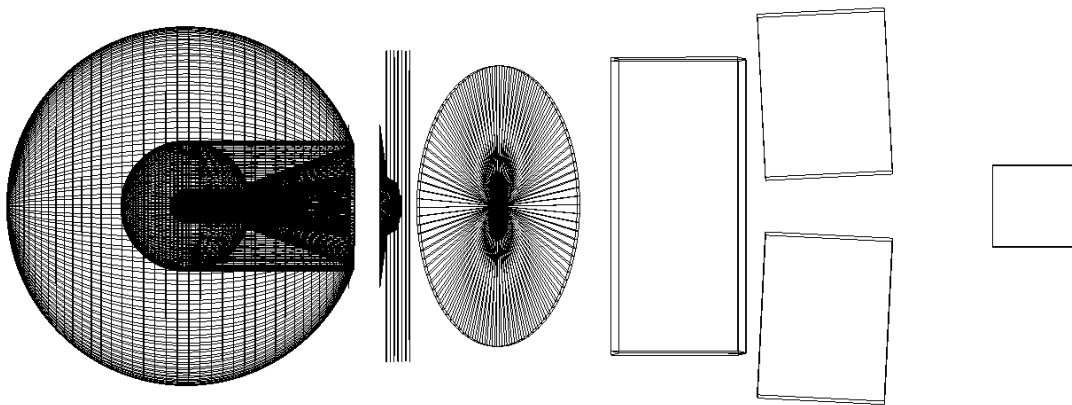


Рисунок 4. Вид модели ускорителя, выполненной с помощью GEANT4

2.3 ОПТИМИЗАЦИЯ ВЫЧИСЛЕНИЙ

Моделирование пучка излучения ускорителя ресурсоёмкая и вычислительно сложная задача. На ≈ 1640 первичных электронов, попадающих в тормозную мишень, приходится в среднем 1 частица, проходящая через отверстие в челюстях и, затем, попадающая в фантом. Для дальнейших экспериментов по изучению распределения вторичных частиц в фантоме полное моделирование ускорителя непомерно ресурсозатратно. Поэтому был разработан аппроксимирующий метод, симулирующий тот же спектр излучения с меньшими затратами ресурсов. Суть метода состоит в следующем:

1. Пучок частиц, непосредственно испускаемый ускорителем в области шторок (d), был записан с использованием следующих параметров: тип частицы, вектор координат, нормированный вектор скоростей, энергия.
2. Были построены распределения всех статистически значимых типов частиц по координатам и скоростям, и аппроксимированы гладкими кривыми в областях необходимых значений.
3. Кривые распределений использовались в упрощённой модели генерации пучка ускорителя, без непосредственной симуляции взаимодействий частиц в ускорителе. Это позволило сократить необходимые вычислительные ресурсы и увеличить производительность примерно в 200 раз.

Пространственное распределение частиц в поперечном сечении пучка представлено на рисунке 5. Использовалась самая значимая область пространственного распределения 5 x 5 см, соответствующая апертуре раскрытия шторок.

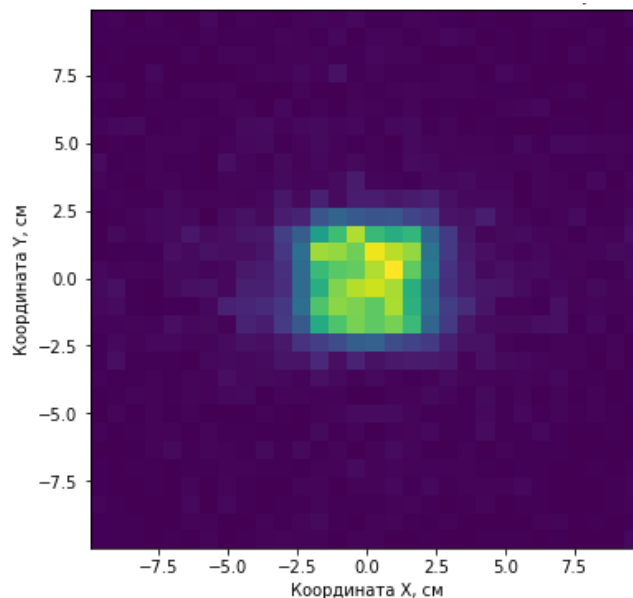


Рисунок 5. Пространственное распределение плотности пучка ускорителя вблизи коллиматора

Энергетический спектр аппроксимируемого распределения для некоторых частиц представлен на рисунке 6.

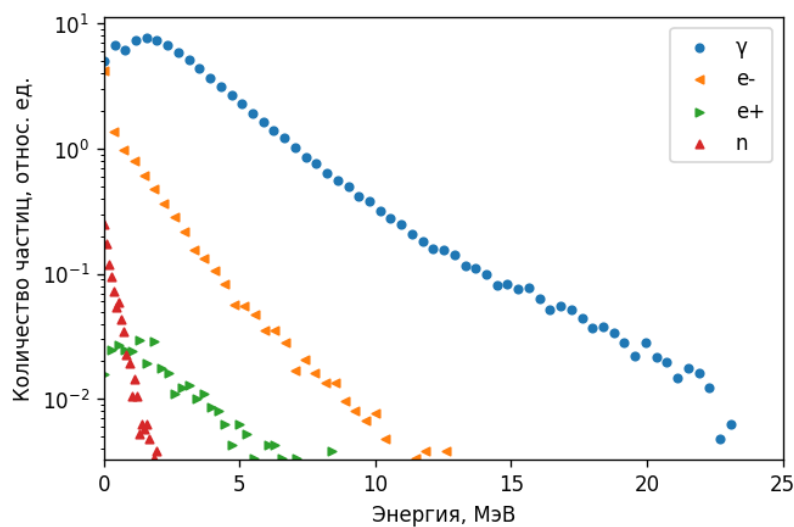


Рисунок 6. Энергетические характеристики пучка ускорителя

Количественное распределение частиц в спектре ускорителя представлено в таблице 4.

Таблица 4. Статистические характеристики пучка ускорителя

| Частицы | Процент от общего числа частиц, % | Средняя энергия на 1 частицу, МэВ | Процент переносимой энергии типом частиц |
|-------------------|---|---|---|
| Гамма-кванты | 87.16 | 3.31 | 95.42 |
| Электроны | 10.03 | 1.21 | 4.015 |
| Позитроны | 0.36 | 2.79 | 0.33 |
| Нейтроны | 1.02 | 0.43 | 0.14 |
| Протоны | 0.52 | 0.023 | 0.004 |
| Другие частицы | 1,94 | - | 0.096 |

Аппроксимированный спектр частиц ускорителя был использован для создания оптимизированной модели, в которой единственным объектом был фантом. Для аппроксимированного спектра были взяты частицы с самым большим вкладом в энергию пучка: гамма-кванты, электроны, позитроны и нейтроны. Все дальнейшие исследования велись на оптимизированной модели с использованием полученного спектра.

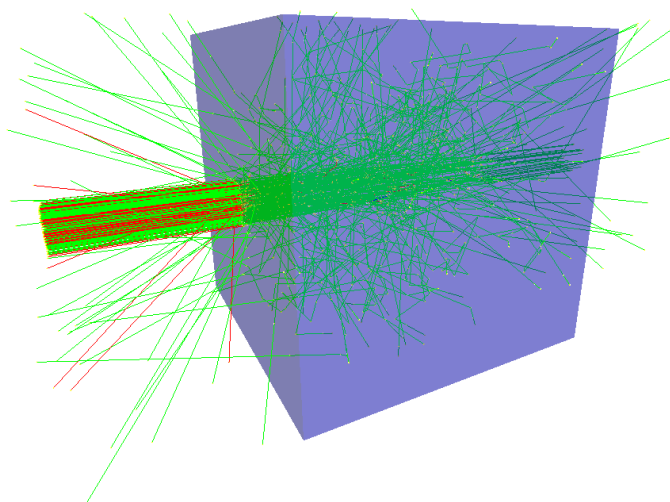


Рисунок 7. Оптимизированная модель с водным фантомом

Расстояние от источника частиц ускорителя до фантома равнялось 20 см, в качестве среды распространения пучка использовался вакуум, поэтому расстояние не является существенной величиной, и было выбрано из соображений наименьшей вычислительной сложности моделирования.

Для расчётов был выбран физический лист QBVC_LIV, который рекомендуется для моделирования в медицине и космической физике [14], где требуется точное моделирование низкоэнергетического переноса протонов и нейтронов. Обычно он дает наилучшее согласие в области энергий ниже 1 ГэВ для экспериментов с тонкой мишенью.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ

3.1 РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ВТОРИЧНЫХ ЧАСТИЦ В ВОДЕ

3.1.1 Статистика вторичных частиц

Для сравнения воды с другими тканезквивалентными материалами была собрана статистика распределений первичных и вторичных частиц для водного фантома. Основными характеристиками вторичных частиц являются распределение дозы по глубине, распределение по энергиям, а также пропорциональное соотношение между вторичными частицами.

В таблице 5 приведены количественные характеристики вторичных частиц. Количество вторичных частиц $62 \cdot 10^6$.

Таблица 5. Количественные характеристики вторичных частиц, образовавшихся в водном фантоме

| Частицы | Процент от общего числа частиц, % |
|----------------|-----------------------------------|
| Электроны | 95,38 |
| Гамма-кванты | 2,52 |
| Позитроны | 1,95 |
| Протоны | 0,076 |
| Другие частицы | 0,074 |

3.1.2 Сравнение дозы в воде вторичных частиц от типа частиц

В таблице 6 приведены вклады вторичных частиц в общую дозу вторичных частиц в водном фантоме.

Таблица 6. Соотношение вклада вторичных частиц в дозу.

| Тип частицы | Вклад, проценты |
|--------------|-----------------|
| Электроны | 95,26 |
| Позитроны | 4,26 |
| Гамма-кванты | 0,008 |

На рисунке 8 приведено глубинное распределение дозы от вторичных частиц.

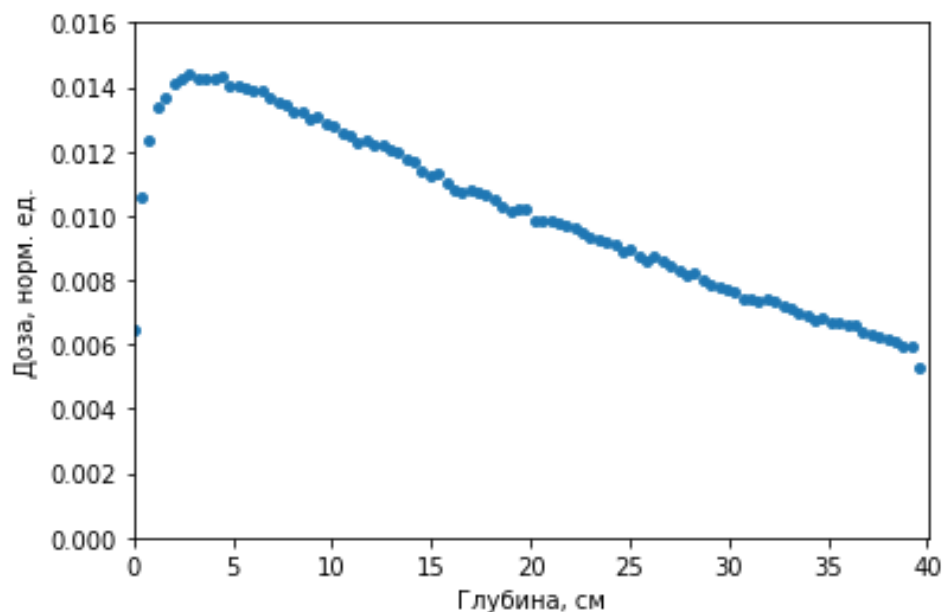


Рисунок 8. Доза вторичных частиц в зависимости от глубины.

В зависимости от типа вторичной частицы, вид глубинного распределения может значительно отличаться, на рисунке 9 приведены различные вклады вторичных электронов, позитронов и гамма-квантов, от глубины в водном фантоме. Сумма вкладов этих частиц обуславливает 95,5% вида графика на рисунке 8.

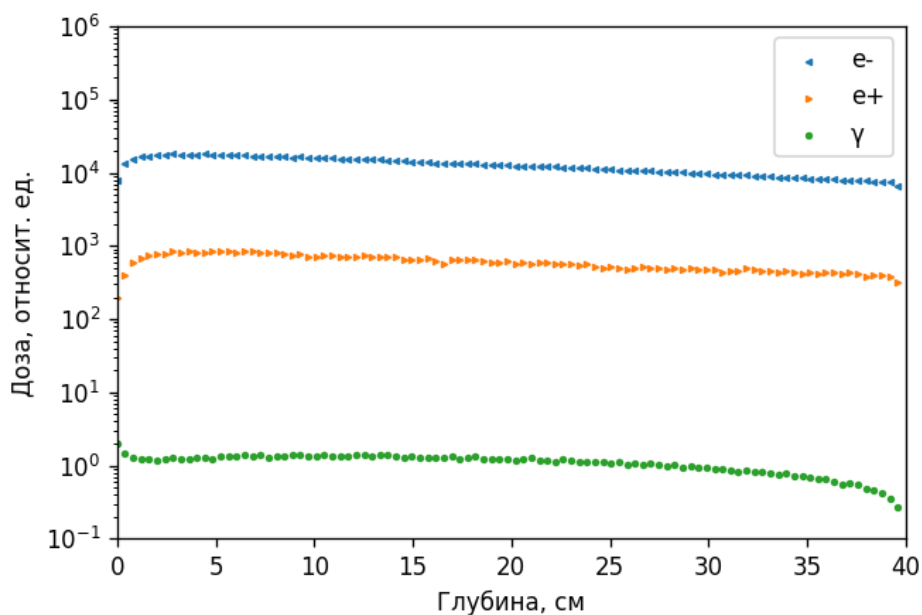


Рисунок 9. Сравнительное распределение дозы вторичных частиц в дозу от глубины

3.1.3 Вторичные электроны

Поскольку доминирующий вклад (95,26%) в дозу от вторичных частиц вносят вторичные электроны, то следует отдельно рассмотреть энергетический спектр вторичных электронов, который представлен на рисунке 10.

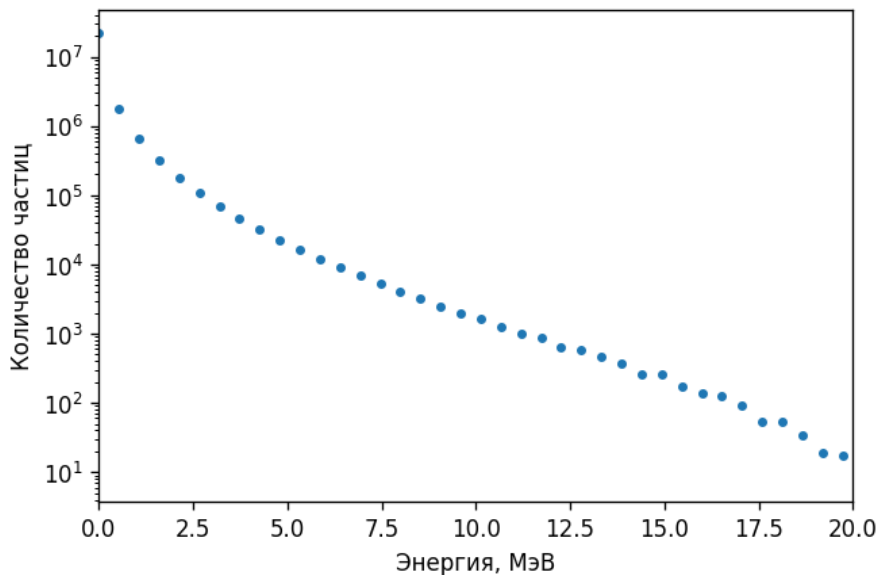


Рисунок 10. Распределение вторичных электронов по энергии.

На рисунке 11 представлено распределение вторичных электронов по глубине.

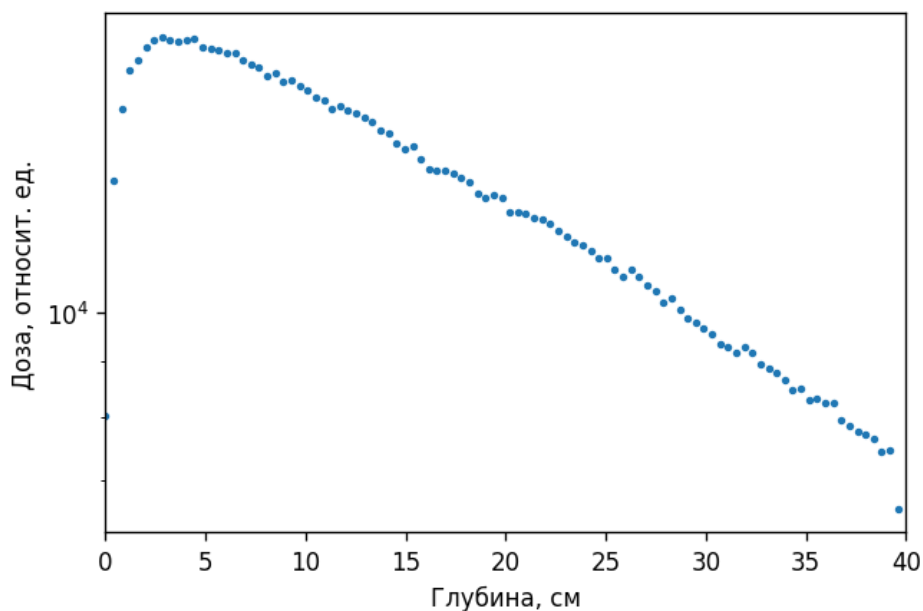


Рисунок 11. Глубинное распределение вторичных электронов.

3.1.4 Вторичные фотоны

Вторичные фотоны, образовавшиеся в результате аннигиляции вторичных позитронов и фотоядерных реакций вносят 0,008% вклада в дозу вторичных частиц. Роль вторичных фотонов не велика и согласуется по порядку с [9] стр. 42. На рисунках 12 и 13 представлены распределения вторичных фотонов по энергии и глубине соответственно.

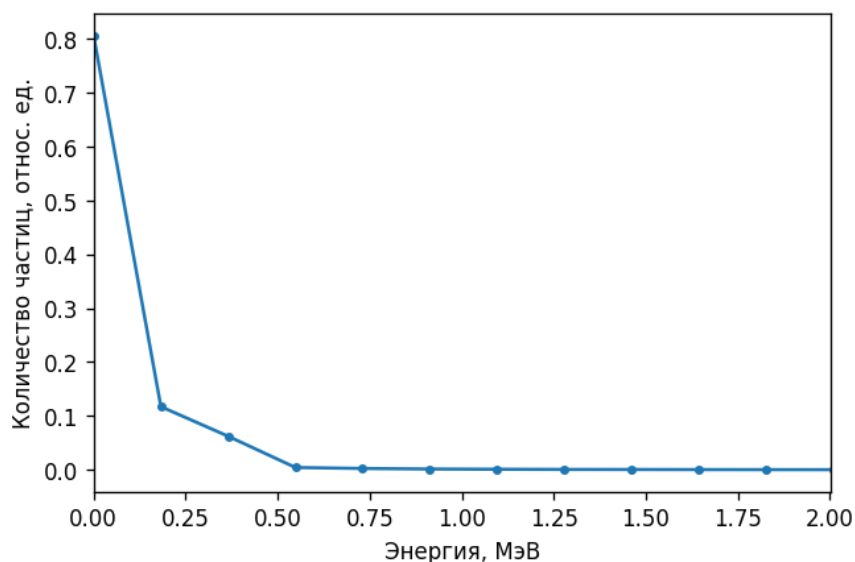


Рисунок 12. Распределение вторичных фотонов во энергии.

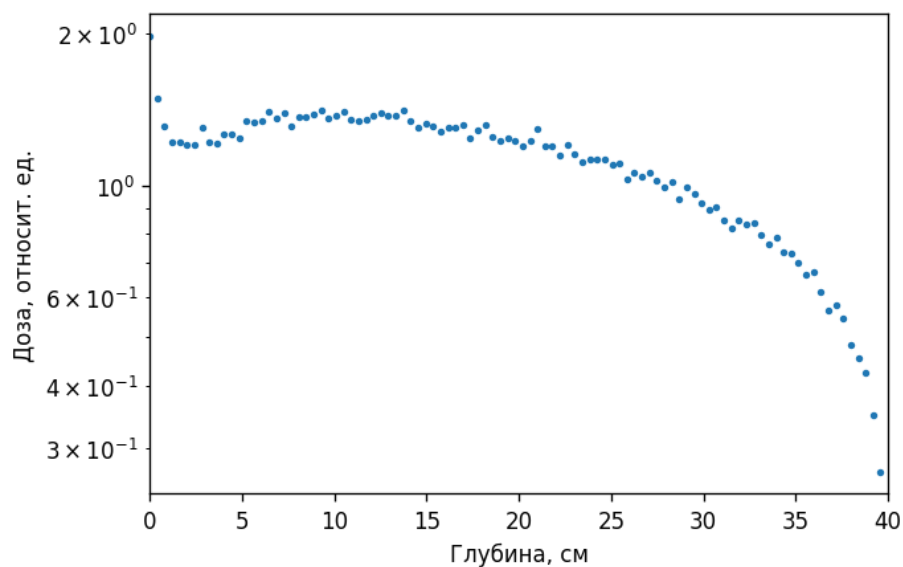


Рисунок 13. Распределение дозы от вторичных фотонов по глубине.

3.2 РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ВТОРИЧНЫХ ЧАСТИЦ В ТКАНЕЭКВИВАЛЕНТНЫХ СРЕДАХ

3.2.1 Используемые материалы

В качестве тканеэквивалентных материалов, для которых требовалось рассчитать распределения вторичных частиц были выбраны:

1. Полистирол (C_8H_8)
2. Парафин ($C_{18}H_{38}$)
3. Акрил ($C_5H_8O_2$)
4. А-150 Тканеэквивалентный пластик [15]

Выбор был обусловлен частотой использования материалов в исследованиях, посвящённых изучению ионизирующего излучения в тканеэквивалентных материалах. Например, [16].

3.2.2 Доза вторичных частиц

Аналогично глубинному распределению дозы для воды, на рисунке 14 приведено сравнительное глубинное распределение дозы вторичных частиц для выбранных тканеэквивалентных материалов.

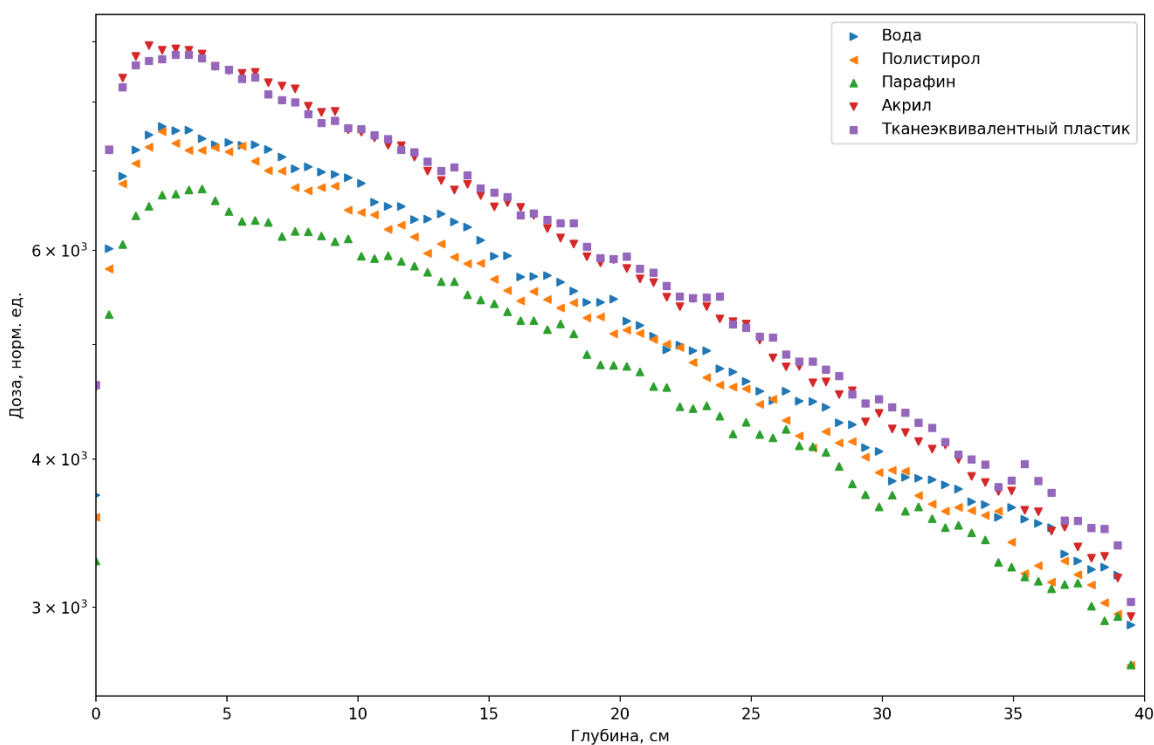


Рисунок 14. Распределение дозы вторичных частиц от глубины для разных тканеэквивалентных материалов.

Из рисунка видно, что доза вторичных частиц различна для выбранных материалов, поэтому, чтобы количественно оценить различие, удобно нормировать дозу вторичных частиц в материале на дозу в воде, в таблице 7 представлено отношение этих доз.

Таблица 7. Отношение дозы от вторичных частиц в материале к дозе вторичных частиц в воде.

| Материал | Доза в материале к дозе в воде |
|----------------------------|--------------------------------|
| Полистирол | 0,9659 |
| Парафин | 0.8990 |
| Акрил | 1.1090 |
| Тканеэквивалентный пластик | 1.1195 |

3.2.3 Общая доза в материалах

Полная доза (от первичных и вторичных частиц) для выбранных материалов также представляет интерес, поскольку при использовании материала для общих дозиметрических исследований, важно понимать, насколько будут различаться поглощённые дозы. Сравнительное распределение общих доз представлено на рисунке 15.

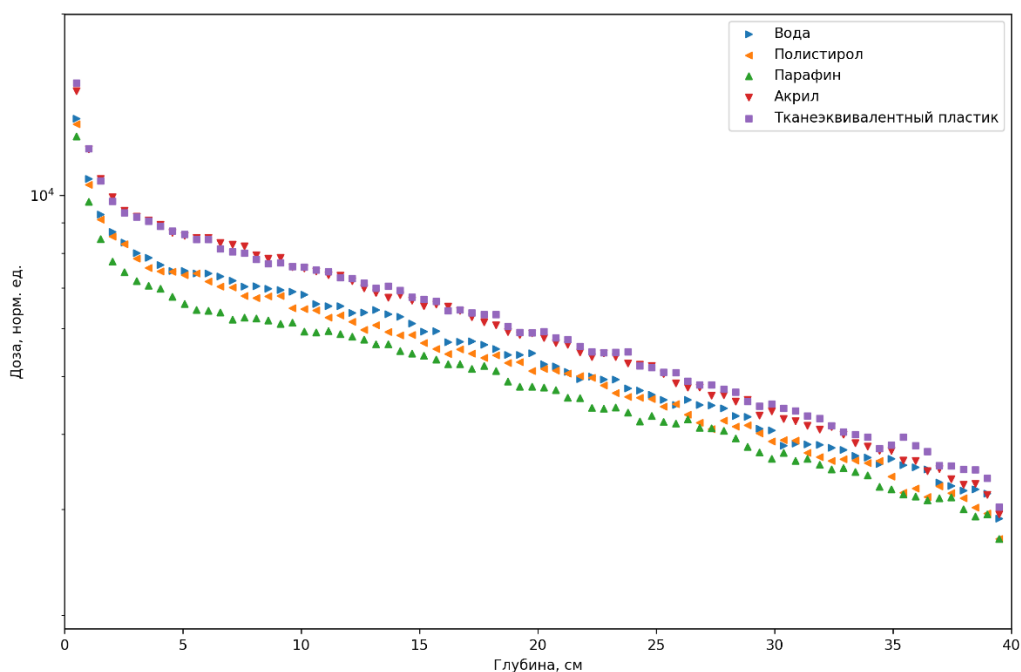


Рисунок 15. Распределение общей дозы для выбранных материалов в зависимости от глубины.

Из графика видно, что полные дозы довольно близки и согласуется с целями применения этих материалов. В целях оценки схожести материалов по полной дозе, аналогично нормируем значение полной дозы в материале на полную дозу в воде. Результаты представлены в таблице 8.

Таблица 8. Отношение полной дозы в материале к дозе в воде.

| Материал | Отношение общей дозы к дозе в воде |
|----------------------------|------------------------------------|
| Полистирол | 0,9662 |
| Парафин | 0.9039 |
| Акрил | 1.1035 |
| Тканеэквивалентный пластик | 1.1169 |

3.2.4 Вклад в дозу для различных вторичных частиц

Согласно рисунку 14 и таблице 7, дозы от вторичных частиц статистически отличаются, поэтому следует оценить вклады отдельных типов частиц в формирование дозы вторичных частиц. Возникает вопрос нормировки: поскольку вклады между различными типами частиц для воды приведены в таблице 6, то нормировка на вклад определенной частицы в определённом материале для всех других типов и материалов ненаглядна. Вместо этого лучше нормировать вклад в дозу типа частицы в материале на соответствующий вклад этого же типа частицы в воде. Результаты приведены в таблице 9.

Таблица 9. Вклады в дозу различных типов вторичных частиц, нормированные на вклад этого же типа частиц в воде.

| Материал | Гамма-кванты | Электроны | Позитроны |
|----------------------------|--------------|-----------|-----------|
| Вода | 1.00 | 1 | 1 |
| Полистирол | 0.59 | 0.97 | 0.80 |
| Парафин | 0.45 | 0.91 | 0.66 |
| Акрил | 0.96 | 1.11 | 0.98 |
| Тканеэквивалентный пластик | 2.05 | 1.13 | 0.97 |

Таблица 9 демонстрирует существенную разницу вкладов между типами вторичных частиц в материалах и воде, из чего можно сделать вывод что не все материалы достаточно схожи с водой при изучении доз отдельных вторичных частиц. Наибольшее сходство по вторичным электронам показывает полистирол, а по вторичным гамма-квантам и позитронам показывает акрил.

Отдельно стоит рассмотреть глубинные распределения отдельных типов вторичных частиц в выбранных материалах. Глубинное распределение дозы для вторичных электронов представлено на рисунке 16. А глубинное распределение дозы вторичных гамма-квантов на рисунке 17.

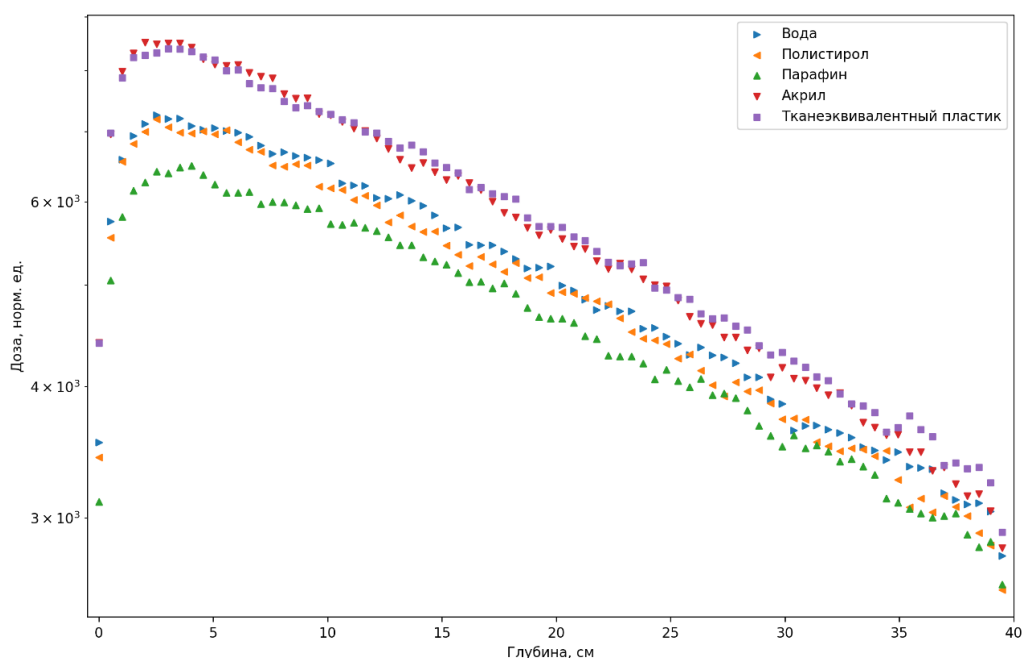


Рисунок 16. Распределение дозы от вторичных электронов от глубины для различных материалов.

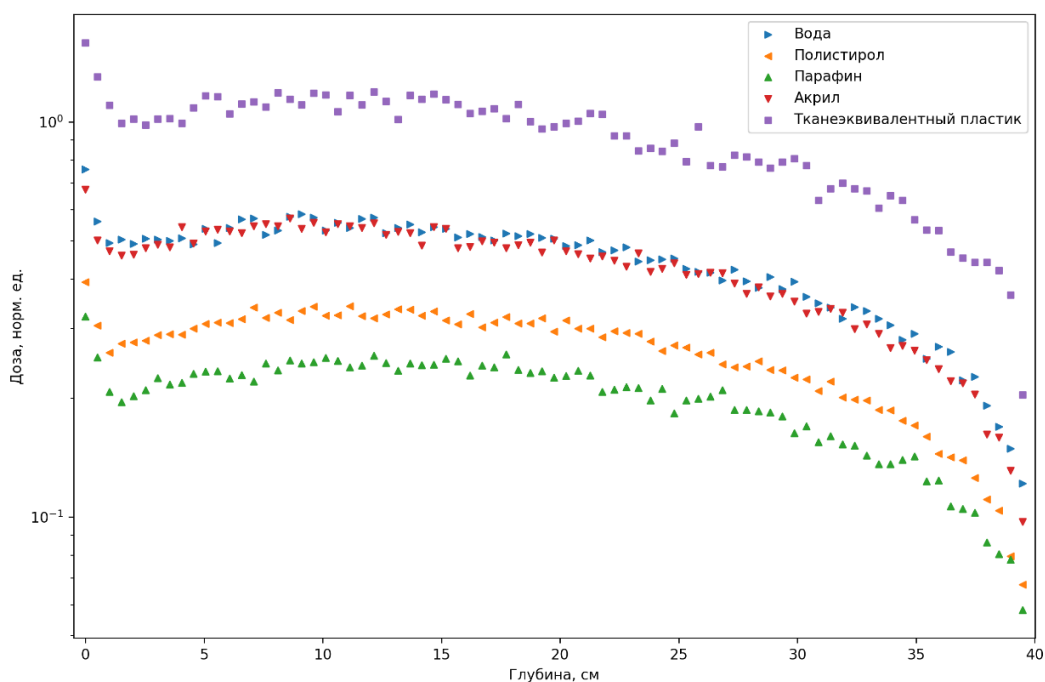


Рисунок 17. Распределение дозы от вторичных гамма-квантов от глубины для различных материалов.

Таким образом, для исследования общего вклада вторичных частиц в тканеэквивалентных материалах наиболее близким к воде оказывается полистирол. Для полистирола полная доза (отклонение менее 3%), доза от вторичных частиц (отклонение менее 4%) и доза от электронов (отклонение менее 3%) оказывается наиболее близкой к дозе в воде.

Однако для исследования доз вторичных гамма-квантов и вторичных позитронов с водой лучше согласуется акрил. Отклонения составили менее 4% и 3% соответственно.

Тканеэквивалентный пластик же имеет существенные отклонения от воды по вторичным гамма-квантам (порядка 100%) и вторичным электронам (13%).

Несмотря на существенную погрешность каждого отдельно взятого распределения, общая закономерность достаточно достоверна и проверена на различных порядках числа частиц.

Выбор тканеэквивалентного материала для изучения распределений вторичных частиц и уточнения существующих моделей зависит от целей исследования и требует дополнительного рассмотрения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе работы был собран и рассчитан спектр модели медицинского ускорителя Varian Clinic 2100C, с помощью которого были получены распределения вторичных частиц в тканеэквивалентных материалах.

Были построены количественные, энергетические, глубинные и дозовые распределения для вторичных частиц в пяти тканеэквивалентных материалах и составлены сравнительные таблицы.

Для отдельных частиц были получены сравнительные дозовые коэффициенты, приведённые в таблице 9.

Наиболее близкие к воде распределения вторичных частиц среди рассматриваемых материалов имеет полистирол. Для полистирола полная доза имеет отклонение менее 3%, доза от вторичных частиц имеет отклонение менее 4%, а доза от электронов отклонение менее 3%.

В то же время, для рассмотрения распределения вторичных гамма-квантов и вторичных позитронов акрил имеет наиболее близкое дозовое распределение, отклонение менее 4% и 2% соответственно.

Тканеэквивалентный пластик же показал существенные отклонения от воды по вторичным гамма-квантам (порядка 100%).

Всеобъемлющие критерии выбора тканеэквивалентного материала для оценок влияния вторичных частиц и уточнения существующих моделей требуют дополнительного изучения. Однозначно можно сказать, что выбор должен быть обусловлен целями исследования конкретных вторичных процессов и частиц.

СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Черняев А. П. Ионизирующие излучения. / А. П. Черняев – 4-е изд., испр. И дополн. – М.: Издательский дом «КДУ», 2021.
2. Климанов В. А., Крамер-Агеев Е. А., Смирнов В. В. Дозиметрия ионизирующих излучений: учебное пособие / под ред. В. А. Климанова. М.: НИЯУ МИФИ, 2015.
3. Кудряшов Ю.Б. Радиационная биофизика (Ионизирующие излучения). Физматлит, 2004.
4. Беспалов В. И. Взаимодействие ионизирующих излучений с веществом. - Томск: издательство Томского политехнического университета, 2008.
5. Brahme A., Svensson H. Specification of electron beam quality from central-axis depth absorbed-dose distribution // Med. Phys. V. 3. 1976.
6. Roger D.W.O., Bielajew A.F. Differences in electron depth-dose curves calculated with EGS and ETRAN and improved energy-range relationships // Med. Phys. V.13. 1986.
7. K. R. Kasel. Neutron Fulence and Energy Spectra Around the Varian Clinac 2100C/2300C Medical Accelerator. 1996.
8. Климанов В.А. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии. Учебное пособие. М.: НИЯУ МИФИ, 2011.
9. Черняев А. П. Эффективность передачи дозы биологическим объектам пучками фотонов и электронов: дис. на соиск. учен. степ. доктора физ.-мат. Наук. 2004.
10. Geant4 User's Guide For Application Developers (<https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/AllGuides/html/index.html>).
11. Репозиторий с исходным кодом данной работы в VCS Git в сервисе Github. (<https://github.com/Annndruha/Distribution-of-secondary-particles-in-tissue-equivalent-materials>).

- 12.Лыкова Е. Н. Исследование потоков вторичных частиц при работе медицинского ускорителя с энергией 18-20 МэВ: дис. на соиск. учен. степ. канд. физ.-мат. наук 2019, Москва
- 13.П. П. Ганцовский, М. В. Желтоножская, А. Ю. Комаров, Е. Н. Лыкова, А. Г. Цовьянов, А. П. Черняев. Радиационные технологии в медицине: роль вторичных частиц в формировании дозы. Известия РАН. 2020.
- 14.A.V. Ivantchenko et al. Geant4 hadronic physics for space radiation environment. International Journal of Radiation Biology, 2011.
- 15.James B. Smathers. Composition of A-150 tissue-equivalent plastic (<https://doi.org/10.1118/1.594380>).
- 16.P. Akhlaghi, H. Hakimabad. Determination of tissue equivalent materials of a physical 8-year-old phantom for use in computed tomography, 2015.