

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М.В. ЛОМОНОСОВА

На правах рукописи

Лыкова Екатерина Николаевна

**ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТОКОВ ВТОРИЧНЫХ ЧАСТИЦ
ПРИ РАБОТЕ МЕДИЦИНСКОГО УСКОРИТЕЛЯ
С ЭНЕРГИЕЙ 18-20 МэВ**

Специальность 01.04.20

Физика пучков заряженных частиц и ускорительная техника

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва – 2019

Работа выполнена в лаборатории медицинской физики и пучковых технологий Научно-исследовательского института ядерной физики имени Д.В. Скобельцына Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова

Научный руководитель **Черняев Александр Петрович**
доктор физико-математических наук,
профессор,

Официальные оппоненты **Еременко Дмитрий Олегович**
доктор физико-математических наук, доцент
Московский государственный университет
имени М.В.Ломоносова, физический
факультет, профессор

Наркевич Борис Ярославович
доктор технических наук, профессор,
ФГБУ «НМИЦ онкологии им Н.Н. Блохина»
Минздрава РФ, ведущий научный сотрудник

Сухих Леонид Григорьевич
доктор физико-математических наук
ФГАОУ ВО "Национальный
исследовательский Томский
политехнический университет",
директор исследовательской школы физики
высокоэнергетических процессов

Защита диссертации состоится “13” декабря 2019 г. в 15 часов на заседании диссертационного совета МГУ.01.11 Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова по адресу: 19-й корпус МГУ, аудитория 2-15, Ленинские горы, д 1, стр. 5, 119991, Москва.

С диссертацией можно ознакомиться в отделе диссертаций научной библиотеки МГУ имени М.В. Ломоносова (Ломоносовский просп., д.27) и на сайте ИАС «ИСТИНА»

Автореферат разослан «_____» _____ 2019г.

Телефон совета для справок: +7(495)939-58-69

Электронная почта совета для справок: galan_lidiya@mail.ru

Ученый секретарь диссертационного совета

кандидат физико-математических наук

 Л.И. Галанина

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

Современная ядерная физика глубоко шагнула в медицинские технологии. Медицинская радиология имеет в своем распоряжении достаточно большой арсенал физических технологий и оборудования для диагностики, профилактики и терапии заболеваний: широкий спектр ионизирующих излучений (рентгеновское, гамма-излучение, электроны, протоны, тяжелые ионы, нейтроны и т.д.); различную ускорительную технику, гамма-терапевтические аппараты, оборудование для радиохирургии, нейтронные генераторы, открытые и закрытые радионуклидные источники и т.д.

Сегодня благодаря техническим достижениям радиотерапия в онкологии в высокоразвитых странах вышла на качественно новый уровень. Главным препятствием для достижения необходимого уровня облучения, оптимального для поражения злокачественной опухоли, является опасность лучевого повреждения здоровых тканей. Методы облучения пациентов позволяют существенно снизить поглощённую дозу от фотонов в здоровых тканях и критических областях, окружающих опухоль, за счет многолепестковой коллимации (MLC¹), модуляции интенсивности фотонных пучков (IMRT²), портальной и виртуальной визуализации, лучевой терапии с визуальным контролем (IGRT³).

Эти достижения значительно улучшили способность доставлять более высокие дозы к опухоли при минимизации дозы для соседних органов

¹ MLC (multileaf collimator) – многолепестковый коллиматор, состоящий из лепестков различной ширины для создания полей сложной конфигурации, соответствующей форме и размеру опухоли.

² IMRT (Intensity-modulated radiation therapy) – лучевая терапия с модулированной интенсивностью, при которой меняется форма и размер коллиматора вместе с интенсивностью излучения.

³ IGRT (Image Guided Radiotherapy) – лучевая терапия с визуальным контролем, во время которой, контролируется положение пациента с помощью томографии в коническом пучке или рентгеновских снимков в ходе курса лечения.

риска. Однако эти улучшения не уменьшили проблему нежелательных доз от для нормальных тканей за пределами облучаемого объема.

С целью достижения лучшего совпадения границ облучаемой опухоли с их расчетами в рамках систем планирования все шире используют медицинские ускорители, имеющих высокие энергий пучков электронов и тормозных фотонов, которые лежат в области 10 – 24 МэВ. Однако, линейные ускорители, работающие на энергиях свыше 8 МэВ, генерируют потоки вторичных нейтронов при взаимодействии с элементами ускорителя и конструкционными материалами лечебного помещения [1-3]. В конструкционных элементах головки медицинского ускорителя используются тяжелые элементы, например, вольфрам. Порог реакции $^{184}_{74}\text{W} (\gamma, n)$ составляет 7,42 МэВ [1-3]. Кроме того, вещества с большим атомным номером Z , находящиеся в головке ускорителя, имеют малое сечение поглощения быстрых нейтронов [1-5]. Эти нейтроны могут достигать больного, формируя дозу, не учитываемую современными системами планирования.

В современных системах планирования лечения области высокой дозы и области на пути первичного пучка обычно хорошо описаны. Тем не менее, точность определения дозы на расстояниях более нескольких сантиметров за пределами поля лечения, как правило, низкая [6,7]. В этих случаях требуются альтернативные методы для оценки дозы для пациента.

Низкие дозы облучения за пределами терапевтического объема представляют собой проблему, поскольку они могут оказывать вредное воздействие на пациента. Оценка риска поздних осложнений от вторичного облучения может быть сегодня более актуально, чем в прошлом, так как современные методы лечения увеличили количество больных, которые выживают и живут достаточно долго, чтобы проявилось неблагоприятное радиационное воздействие на здоровые ткани.

Поэтому важной задачей для современной лучевой терапии является оценка вклада потоков вторичных частиц. Точное определение доз от быстрых, эпитепловых и тепловых фотонейтронов непосредственно в поле облучения и вокруг него очень важно для защиты пациента, оценки вероятности развития вторичного рака и оценки радиационной безопасности установок.

В последнее время были получены отдельные зарубежные данные в измерении быстрых, тепловых и эпитепловых фотонейтронов при работе медицинского линейного ускорителя. В России же подобные исследования до настоящего времени практически не проводились. В этом направлении в ряде стран уже ведутся исследования. Однако данные приводимые в этих работах имеют существенные различия в методах измерения, расчетных моделях, и не во всех работах приведены погрешности результатов. Данные экспериментальных измерений и модельных расчетов существенно различаются между собой. Это не позволяет точно установить причину возникновения потоков вторичных нейтронов и оценить величину дополнительной дозы, вследствие большой сложности измерений и обработки данных. Поэтому задача остается актуальной и требует дальнейших исследований с использованием новых подходов и методов измерений и обработки данных.

Необходимость исследования причин возникновения потоков вторичных частиц и определения их вклада в общую поглощённую дозу на действующих медицинских ускорителях обуславливает актуальность настоящей работы.

Цель работы

Цель работы заключалась в экспериментальном измерении спектра вторичных нейтронов, расчете на этой основе величины дополнительной дозы получаемой пациентом, а также разработки рекомендаций при планировании лучевого лечения.

Для достижения поставленной цели необходимо было решить следующие задачи:

1. Разработать методику измерения спектров нейтронов на основе спектрометра Боннера с использованием естественного тантала в качестве детекторов нейтронов.
2. Экспериментально измерить поток вторичных нейтронов, возникающий в головке медицинского ускорителя;
3. Провести серию измерений потоков на медицинских ускорителях электронов разных производителей
4. По экспериментальным спектрам рассчитать вклад вторичного излучения в поглощённую дозу, получаемую пациентом в процессе лучевого лечения.

Объект и предмет исследования

Объектом изучения в настоящей работе являлись медицинские ускорители потоки вторичных нейтронов, образующихся в головке ускорителя, системе проводки пучка, а также в теле пациента. Предметом исследований является потоки вторичных частиц оценка дополнительной дозы, получаемой пациентами, в процессе лучевого лечения.

Методология исследования

Основные результаты, представленные в диссертационной работе, получены экспериментальными методами и с помощью алгоритмов математического моделирования. В лабораторных условиях исследовались потоки вторичных нейтронов на медицинских ускорителях электронов разных производителей. Измерения спектров вторичных нейтронов проводились с использованием сферического детектора с активационной мишенью из естественного тантала. Моделирование вклада дозы от вторичных нейтронов осуществлялось с помощью программного кода Geant4.

Положения, выносимые на защиту

1. Использование сферического детектора с активационной мишенью из естественного тантала является эффективной технологией для измерения спектров вторичных нейтронов в изоцентре медицинского ускорителя.
2. Разработанный алгоритм восстановления спектра регистрируемого потока вторичных нейтронов обеспечивает возможность оценки вклада дозы от вторичных нейтронов в дозу от тормозных фотонов.
3. Вклад вторичных нейтронов достигает 0,25% величины полной очаговой дозы и приводит к появлению дополнительной дозы при проведении облучения пациентов на линейном ускорителе электронов.

Научная новизна

1. Измерены потоки нейтронов используя активационный анализ на мишенях естественного тантала
2. Проведены эксперименты по определению спектра нейтронов со сферическим детектором и активационной мишенью из естественного тантала.
3. Предложен алгоритм восстановления спектра измеряемого потока сферическим детектором и активационной мишенью из естественного тантала.
4. Повышение точности расчета дозы за счет проведения комбинированных расчетно-экспериментальных исследований.

Практическая и теоретическая значимость.

1. Выполненные в настоящей диссертационной работе экспериментальные измерения и расчёты были использованы для оценки дополнительной поглощённой дозы от вторичных потоков нейтронов.
2. По результатам, полученным в настоящей работе, предложены рекомендации по повышению гарантии качества лучевой терапии, которые могут быть внесены в систему планирования и использованы в процессе планирования лучевого лечения.

3. Полученные результаты полезны при проведении дальнейших исследований влияния вторичных частиц на поглощённую дозу.
4. Проведена проверка методов математической обработки и теоретических подходов к выбору дополнительной (априорной) информации.

Достоверность результатов

Достоверность научных результатов и выводов обеспечена использованием апробированных методик, контролированием условий экспериментов, высокой степенью воспроизводимости опытных данных. Результаты моделирования, полученные с использованием программного комплекса GEANT 4 находятся в хорошем согласии с проведенными экспериментальными исследованиями, а также с имеющимися данными модельных расчётов и экспериментальных измерений других авторов.

Личный вклад автора

Общая идея необходимости экспериментов по исследованию потоков вторичных нейтронов высказана автором. Все экспериментальные работы, которые многократно уточнялись и повторялись, были проведены лично автором на линейных ускорителях фирм Varian, Elekta. Анализ, обработка и обобщение результатов измерений также осуществлялись автором. При непосредственном участии автора предложена и разработана методика и алгоритм определения спектров вторичных нейтронов сферическим детектором и активационной мишенью из естественного тантала. Расчеты по определению вклада дозы вторичных нейтронов в общую дозу от тормозных фотонов, получаемую пациентами при лучевой терапии выполнены непосредственно автором.

В основу диссертации легли результаты исследований, выполненные в лаборатории пучковых технологий и медицинской физики НИИЯФ МГУ имени Д.В. Скобельцына, а также в следующих организациях: ФГБУ ГНЦ ФМБЦ имени А.И. Бурназяна, ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина»

Минздрава России, Городская клиническая больница имени Д. Д. Плетнёва, кафедра «Радиохимия» химического факультета МГУ имени М.В. Ломоносова.

Апробация работы

Публикации

По теме диссертации опубликованы 7 научных работ, в том числе 5 – в журналах, индексируемых в базах данных Web of Science и Scopus

Научные статьи, опубликованные в журналах Scopus, WoS, RSCI

1. Исследование потока вторичных частиц медицинского ускорителя электронов / М. В. Желтоножская, Е. Н. Лыкова, А. П. Черняев, В. Н. Яценко // Известия РАН, серия физическая. — 2019. — Т. 83, № 7. — С. 915-919. IF Scopus-2019:0,26.
2. Перспективы развития радиационных технологий в России / А. П. Черняев, С. М. Варзарь, А. В. Белоусов, Е.Н. Лыкова и др. // Ядерная физика. — 2019. — Т. 82, № 4. — С. 1–15. IF: 0,458.
3. Ускорители протонов в лучевой терапии / А. П. Черняев, Г. И. Клёнов, А. Ю. Бушманов, Е.Н. Лыкова и др. // Медицинская радиология и радиационная безопасность. — 2019. — Т. 64, № 2. — С. 11–22. IF Scopus-2019:0,04.
4. Исследование потока тормозных фотонов и нейтронов при работе медицинского ускорителя электронов / Е. Н. Лыкова, М. В. Желтоножская, Ф. Ю. Смирнов и др. // Медицинская радиология и радиационная безопасность. — 2019. — Т. 64, № 3. — С. 78–84. IF Scopus-2019:0,04.
5. Доза от вторичных нейтронов при работе современных медицинских ускорителей / А.В. Белоусов, С.М. Варзарь, М.В. Желтоножская, Е.Н. Лыкова, А.П. Черняев // ВЕСТНИК МГУ –2019. № 6. IF:0,580.

Научные статьи в журналах, входящих в перечень изданий, рекомендованных ВАК при Минобрнауки России

1. Моделирование источника нейтронов на основе ускорителей электронов в Geant4 / А. В. Белоусов, М. В. Желтоножская, Г. А. Крусанов, Е.Н. Лыкова и др. // Вопросы атомной науки и техники. Серия: Ядерно-реакторные константы. — 2019. — № 1. — С. 230–237. РИНЦ 0,076
2. Радиационная безопасность в лучевой терапии с использованием ускорителей электронов / К. Нурлыбаев, Ю. Н. Мартынюк, Ю. И. Каракаш, Е.Н. Лыкова и др. // АНРИ. Аппаратура и новости радиационных измерений. — 2014. — Т. 1, № 76. — С. 15–21. РИНЦ 0,325

Доклады на научных конференциях:

Основные научные результаты диссертации докладывались на научных конференциях:

1. Желтоножская М.В., Зон А.Г., Лыкова Е.Н., Черняев А.П. Оценка вклада вторичных частиц при работе медицинского ускорителя// XIX Межвузовская научная школа молодых специалистов «Концентрированные потоки энергии в космической технике, электронике, экологии и медицине» Москва, Россия, 26-27 ноября 2018.
2. Lykova E.N., Zheltonozhskaya M.V., Chernyaev A.P. Investigation of the gamma quanta and neutrons fluxes during the medical electron accelerator operation //LXVIII international conference NUCLEUS-2018 «Fundamental problems of nuclear physics, atomic power engineering and nuclear technologies», Воронеж, Россия, 1-6 июля 2018.
3. Желтоножская М.В., Лыкова Е. Н., Черняев А. П. Исследование потока тормозных фотонов и нейтронов при работе медицинского ускорителя электронов // Ядерные технологии: от исследований к внедрению, Нижегородский государственный технический университет им. Р.Е. Алексеева Нижний Новгород, Нижний Новгород, Россия, 21 ноября 2018.
4. Желтоножская М.В., Зон А.Г., Лыкова Е.Н., Черняев А.П. Исследование потоков вторичных нейтронов при работе линейного

ускорителя с энергией 20 МэВ// Международная научная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых "Ломоносов 2019", Москва, Россия, 8-11 апреля 2019.

5. Lykova E.N., Zheltonozhskaya M.V., Chernyaev A.P. Analysis of neutron spectrum during operating a 20 MeV medical accelerator // LXIX International Conference «Nucleus-2019» on Nuclear Spectroscopy and Nuclear Structure “Fundamental Problems of Nuclear Physics, Nuclei at Borders of Nucleon Stability, High Technologies”, Dubna, Russia, 1-5 2019.

6. Ганцовский П.П., Желтоножская М.В., Комаров Ю.А., Лыкова Е.Н., Цовьянов А.Г, Черняев А.П. Определение спектра нейтронов при работе медицинского ускорителя электронов // 3-я Российская конференция с международным участием «Радиобиологические основы лучевой терапии», Дубна, Россия, 17-18 октября 2019.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, трех глав и заключения. Полный объем диссертации составляет 115 страниц текста с 44 рисунками и 8 таблицами. Список литературы содержит 109 наименований.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении описывается актуальность исследования по теме диссертации, формулируется цель работы, обосновывается научная новизна, практическая значимость и достоверность результатов работы, описывается личный вклад автора работы, приводится список публикаций и докладов на конференциях, где были представлены основные результаты выполненных исследований, приводится структура и краткое содержание диссертации.

В первой главе рассмотрены сравнительные характеристики различных видов дозиметров, ускорителей, технологий проведения лучевой терапии, которые используются для экспериментальных исследований спектров и потоков вторичных частиц. Специально выделен раздел,

анализирующий потоки и спектры вторичных нейтронов из медицинского ускорителя, что и стало предметом исследований в настоящей работе.

В п.1.1 дан обзор современных методов лучевой терапии на пучках фотонов электронов. Обсуждаются особенности распределения дозы каждого вида излучения, позволяющие их эффективно использовать в лучевой терапии. Представлена структура ядерно-физических технологий, действующих в медицине. Описаны преимущества высокотехнологичных методов лучевой терапии на установках стереотаксической хирургии гамма-нож и кибер-нож, установках интраоперационной лучевой терапии и томотерапии, брахитерапии. Показаны основные тенденции развития лучевой терапии на различных видах ионизирующих излучений.

В п. 1.2 детально описаны особенности конструкции современных медицинских линейных ускорителей электронов, головки ускорителя. Рассмотрены современные технологии лучевой терапии на этих ускорителях: конформная лучевая терапия, использование многолепестковых коллиматоров (МЛК), лучевая терапия под визуальным контролем (IGRT), лучевая терапия с модуляцией интенсивности фотонных пучков (IMRT).

В п. 1.3 анализируется роль вторичных частиц в формировании поглощенной дозы. Показано, что несмотря на развитие современных систем планирования лучевого лечения проблема нецелевой дозы от вторичных частиц, получаемой пациентом, остается актуальной. Причем вклад этой компоненты дозы заметный и для повышения гарантии качества лечения его необходимо учитывать. Кроме того, коэффициенты качества для различных излучений также в реальности зависят от энергии частиц.

Вторая глава посвящена исследованию возможностей постановки экспериментов по измерению потоков и спектров вторичных нейтронов, возникающих в головке ускорителя, конструкционных материалах и теле

пациента. С этой целью рассматриваются возможности различных методов регистрации нейтронов, которые сравниваются между собой.

В настоящей работе использовался активационный метод (п. 2.1.1) и метод сфер Бонера (п.2.1.2).

В п. 2.1.3 описан принцип работы многоканального спектрометра CANBERRA, который предназначен для измерения фотонов рентгеновского или гамма диапазона энергий, испускаемых радионуклидами, а также активности (удельной, объемной) гамма-излучающих радионуклидов в пробах и объектах (при наличии соответствующих калибровок и аттестованных методик измерений).

В п. 2.1.4 описан алгоритм программы для обработки рентгеновских и γ -спектров WinSpectrum. При обработке сложных γ -спектров с большим количеством пиков весьма важное значение имеет автоматический поиск пиков и предварительное определение их основных параметров – положения, амплитуды и полуширины. Это связано с тем, что при последующей точной обработке участка спектра с несколькими близко расположенными пиками минимизируется функционал, зависящий от многих параметров. В случае неверного определения числа пиков и/или начальных значений их параметров результатом подгонки может быть не главный, а локальный минимум функционала, а, следовательно, и параметры пиков будут определены неверно. Кроме того, задание большого числа пиков и их начальных параметров вручную требует значительного времени, что замедляет процесс обработки спектра.

В п. 2.2 описываются медицинские ускорители электронов, на которых проводились эксперименты. Приведены режимы работы ускорителей и максимальная энергия тормозных фотонов на которых проводились измерения потоков вторичных нейтронов и тормозных фотонов. Также приведено описание экспериментов по определению потоков вторичных нейтронов и тормозных фотонов на ускорителях Varian

Trilogy (11 экспериментов), Varian Clinac 2100 (2 эксперимента) Varian Clinac 2300 (1 эксперимент) Elekta Synergy (1 эксперимент). В двух, уточняющих друг друга экспериментах измеряли вклад тепловых и надкадмиевых нейтронов в общий поток нейтронов, в остальных экспериментах, целью было определение вклада потока нейтронов в общий поток тормозных фотонов. Для решения этой задачи мы использовали активационный метод регистрации излучения. Регистрация тормозных гамма-квантов и нейтронов проводилась с использованием (γ, n) и (n, γ) -реакций. В качестве детектирующей мишени использовался естественный тантал ^{181}Ta .



Во всех экспериментах использовалась одинаковая геометрия облучения танталовых фольг, представленная на рис. 1.

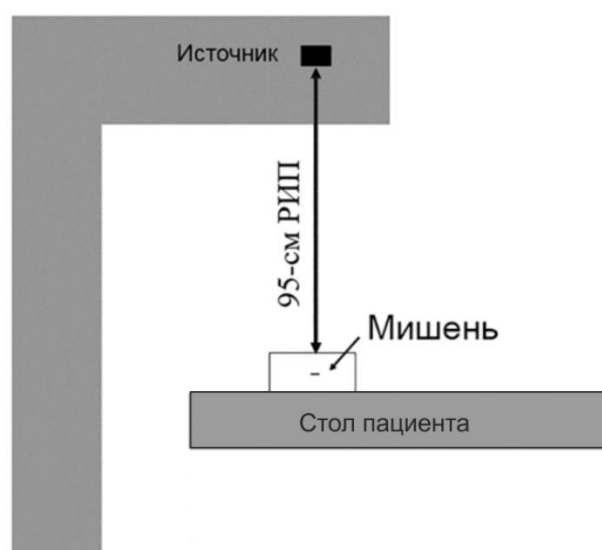


Рис.1. Принципиальная схема облучения.

Все линейные ускорители были ориентированы вертикально вниз на пол с углом поворота гантри и коллиматора равным 0° . На ложе был установлен полистереновый пластинчатый твердотельный фантом (RW3) для имитации тела пациента. Размеры фантома составляли $40 \times 40 \times 10 \text{ см}^3$.

Стандартный фантом RW3 считается водно-эквивалентным в диапазонах энергий 1,17-1,33 МэВ изотопа ^{60}Co , а также до 25 МэВ для фотонов и электронов с энергиями 4-25 МэВ [8].

Танталовые фольги, нарезанные в виде кружков диаметром 24 мм и толщиной 10 мкм, помещались в фантом на глубину 5 см на расстоянии 95 см от источника до поверхности фантома. Время облучения мишеней из танталовой фольги рассчитывалось с помощью систем планирования, для достижения дозы в мишени, равной 60 Гр.

После облучения активность танталовых фольг измерялась на полупроводниковом спектрометре Canberra с детектором из сверхчистого германия большого объема с энергетическим разрешением 1,8 кэВ по гамма-линии 1332 кэВ ^{60}Co .

В п. 2.2.4 приведено описание эксперимента по облучению сборок фольг Ta-Cd-Ta-Cd. Для оценки вклада тепловых нейтронов в общий поток нейтронов были проведены эксперименты по облучению сборки фольг «тантал-кадмий-тантал-кадмий» при тех же условиях работы ускорителя в течение 65 мин.

В п. 2.3 приведено описание экспериментов по определению спектра нейтронов с помощью нейтронного дозиметра-спектрометра ДНС-01 (сферы Боннера). Ускоритель Varian Trilogy работал при максимальной энергии тормозного излучения 20 МэВ, был ориентирован вертикально вниз на пол с углом поворота гантри и коллиматора равным 0° . Использовалась максимальная установленная мощность дозы равная 6 Гр/мин. Размер поля для всех измерений был максимальным и составил $40 \times 40 \text{ см}^2$. На кушетке на расстоянии 100 см от источника был установлен спектрометр, который состоял из танталовых активационных детекторов, размещаемых внутри сферических полиэтиленовых замедлителей диаметрами 70, 120, 200 и 300 мм. Для измерения флюенса нейтронов использовалась также голая танталовая фольга. Танталовые мишени имели квадратную форму 10×10

мм², весом 1.2 г и толщиной 350 мкм. Время облучения каждой мишени из танталовой фольги составило 17.7 минуты. Принципиальная схема эксперимента представлена на рис.2.

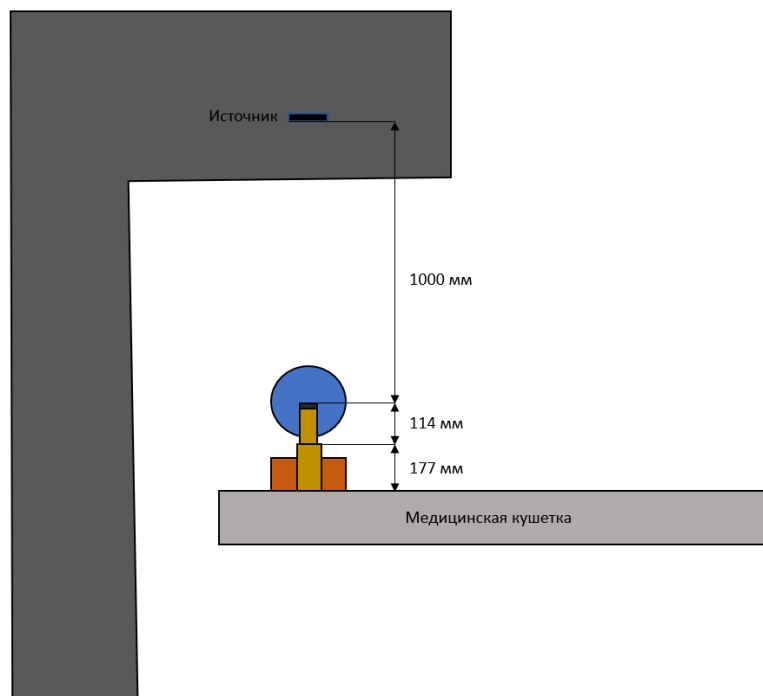


Рис.2. Принципиальная схема эксперимента.

Описан принцип работы спектрометра со штатным детектором и невозможность его использования в данных измерения. Также приведена схема конструкции, которая была изготовлена методом FDM - пластика для случая проведения измерений с помощью танталовых детекторов (рис.3).



Рис. 3. Схема конструкции из пластика.

Данная конструкция обеспечивала размещение детекторов по центру шаровых замедлителей и концентрическое расположение самих шаровых замедлителей в пространстве. Внутренний объем конструкции, находящийся в шаровом замедлителе, был заполнен парафином для исключения утечки тепловых нейтронов из центра шара (рис.4).

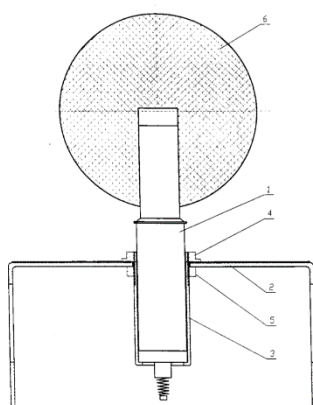


Рис.4. Схема размещения шаровых замедлителей на изготовленной конструкции.

Приведено описание проведения модельных расчетов для расчета новых функций отклика с помощью программы Geant4 с учетом всех деталей конструкции получившейся системы (рис.5).

В **третьей главе** описывается обработка полученных экспериментальных данных.

В п. 3.1 описывается специальная программа восстановления нейтронного спектра для данной модификации спектрометра основанная на методе параметризации [9].

Принцип работы данного спектрометра основан на методе сфер Боннера. Метод заключается в использовании нескольких замедлителей сферической формы различных размеров и высокоэффективного детектора тепловых нейтронов помещающегося в центре замедляющих сфер.

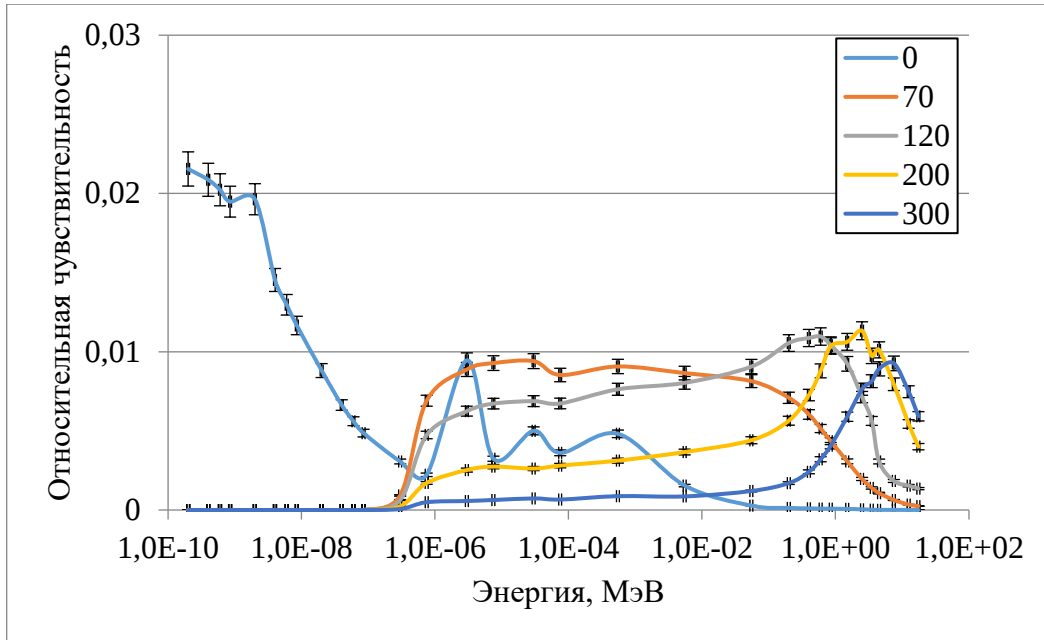


Рис.5. Энергетическая зависимость чувствительности сфер Боннера.

При этом для сфер разного диаметра максимум чувствительности находится в разных областях энергий нейтронов. Восстановление спектра нейтронов по показаниям детекторов сводится к решению интегрального уравнения (3):

$$M_i(E) = \int R_i(E)\varphi(E)dE \quad (3)$$

где i — номер сферического замедлителя, M_i — результаты измерений, $R_i(E)$ — функция отклика сферического замедлителя, $\varphi(E)$ — энергетическое распределение флюенса нейтронов.

Программа решает систему интегральных уравнений (3) в численном виде (4):

$$M_i = \sum_{j=1}^n R_i(E_j)\varphi(E_j)\Delta E_j + \Delta m_i, \quad i = 1, \dots, 5 \quad (4)$$

где M_i — показания облученных в шарах детекторов, Δm_i — неопределенности, включающие погрешности результатов измерений и функций чувствительности, $R_i(E_j)$ — относительный отклик i -го сферического замедлителя для i -го энергетического интервала, ΔE_j —

ширина j -го энергетического интервала, $\varphi(E_j)$ — искомое энергетическое распределение флюенса нейтронов.

Нейтронный спектр $\varphi(E)$ был представлен суперпозицией низкоэнергетического Максвелловского спектра тепловых нейтронов $\varphi_{th}(E)$, хвоста эпитепловых нейтронов $\varphi_{epi}(E)$ и пика быстрых нейтронов $\varphi_f(E)$ [10]:

$$\varphi(E) = \alpha_1 \varphi_{th}(E) + \alpha_2 \varphi_{epi}(E) + \alpha_3 \varphi_f(E) \quad (5)$$

где

$$\varphi_{th}(E) = 2 \cdot \sqrt{\frac{E}{E_{th}^3 \cdot \pi}} \cdot e^{-\frac{E}{E_{th}}}, \quad E_{th} = 0,025 \text{ эВ} \quad (6)$$

$$\varphi_{epi}(E) = E^{-b} \cdot \left[1 + \left(\frac{E_{th}}{E}\right)^7\right]^{-1} \cdot \left[1 + \left(\frac{E}{E_f}\right)^2\right]^{-1}, \quad 0,5 < b < 1,5 \quad (7)$$

$$\varphi_f(E) = 2 \cdot \sqrt{\frac{E}{E_f^3 \cdot \pi}} \cdot e^{-\frac{E}{E_f}}, \quad 0,01 \text{ МэВ} < E_f < 20 \text{ МэВ} \quad (8)$$

Подбор параметров производился методом координатного спуска с применением метода золотого сечения. Параметром оптимизации являлась минимизация значения выражения (9):

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^5 \left(\frac{A_i - M_i}{\Delta M_i} \right)^2 \quad (9)$$

где A_i — рассчитанные по формуле (10) активности облученных мишеней на текущей итерации:

$$A_i = \sum_{j=1}^n R_i(E_j) \varphi(E_j) \Delta E_j \quad (10)$$

После облучения активность танталовых фольг измерялась на полупроводниковом спектрометре Canberra с анализатором Inspector 2000 с широкополосным детектором из сверхчистого германия BE3830 с

энергетическим разрешением 1,94 кэВ по линии 1332,5 кэВ. Пример измеренного спектра приведен на рис.6. Обработка γ -спектров проводилась с помощью программы Winspectrum [11].

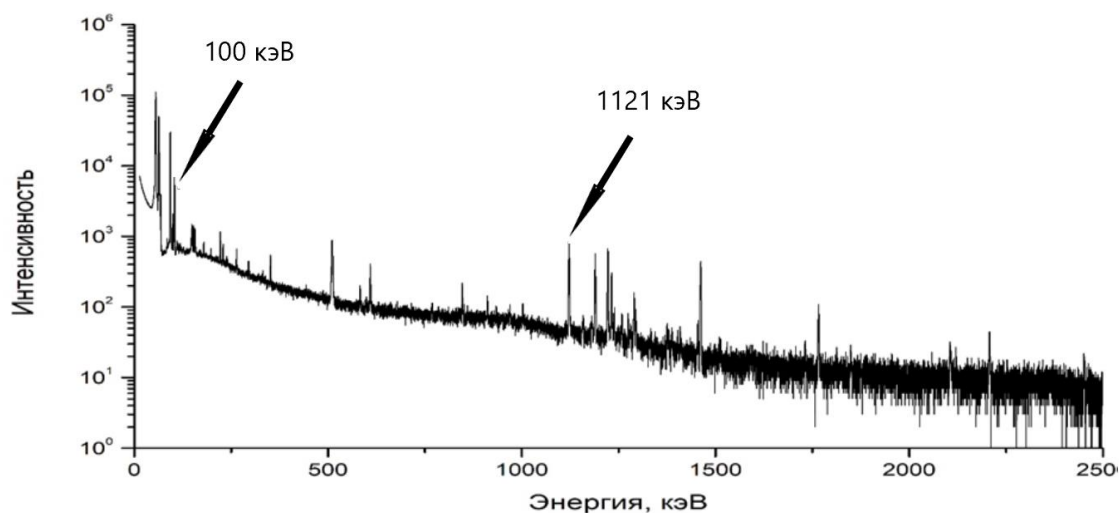


Рис.6. Пример измеренного спектра мишень $^{181}_{73}\text{Ta}$.

Результаты измерений активности мишеней и активности, рассчитанные по восстановленному спектру приведены в таблице 1. Восстановленный спектр нейтронов изображен на рис.7.

Таблица 1. Активности облученных танталовых детекторов.

Размер замедлителя, мм	Измеренная активность, Бк/г	Активность по восстановленному спектру, Бк/г
0	$3,37 \pm 0,17$	3,376
70	$17,9 \pm 0,38$	17,035
120	$35,64 \pm 0,49$	36,069
200	$32,34 \pm 0,47$	31,786
300	$13,57 \pm 0,24$	13,744

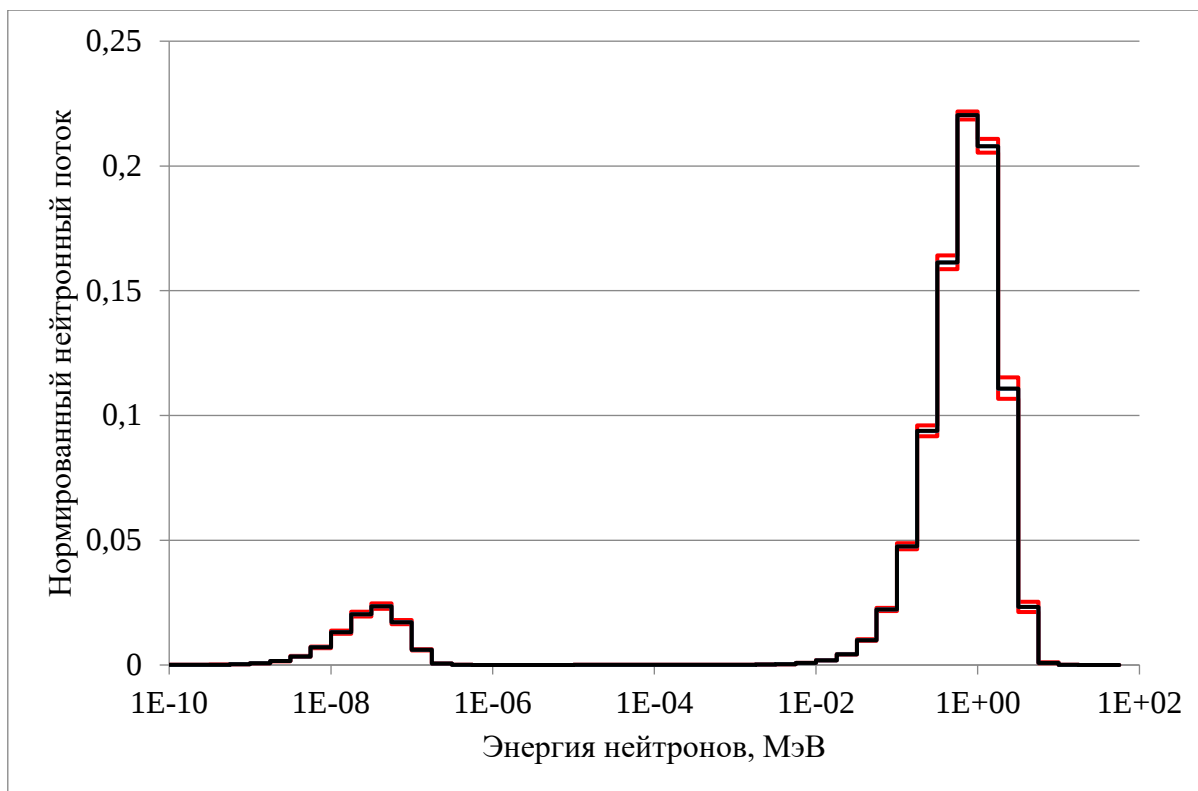


Рис.7. Восстановленный спектр нейтронов.

Восстановленный спектр имеет два пика: один пик от тепловых фотонейтронов низкой интенсивности, за которым следует хвост промежуточных фотонейтронов до достижения пика быстрых фотонейтронов. Вид спектра согласуется с большинством литературных работ [12-15].

Средняя энергия нейтронов была рассчитана по формуле (11)

$$\overline{E} = \frac{\sum_{i=1}^n E_i \Phi(E_i)}{\sum_{i=1}^n \Phi(E_i)} \quad (11)$$

где E_i и $\Phi(E_i)$ – соответственно энергия и флюенс нейтронов в i -ом энергетическом интервале.

В таблице 2 представлены значения средней энергии нейтронов, полученных в данной работе и других работах.

Таблица 2. Сравнительная таблица средней энергии нейтронов.

Энергия, МэВ	Средняя энергия нейтронов, МэВ	Ссылка

20	$0,89 \pm 0,02$	Данная работа
18	0,4	[15]
18	0,42	[16]
15	1.15	[16]
18	1,25	[17]
20	1,31	[17]
25	1,46	[17]

Результаты наших измерений хорошо согласуются с результатами экспериментальных работ [15,16] и примерно в два раза ниже, чем результаты моделирования [17].

В п. 3.2 по полученным спектрам были посчитаны интегральные потоки $n/(\text{см}^2 \times \text{с})$ по формуле (12):

$$F = \frac{S \lambda A}{(1 - e^{-\lambda t_{\text{обл}}}) e^{-\lambda t_{\text{охл}}} (1 - e^{-\lambda t_{\text{изм}}}) \xi k \alpha \sigma^{\text{эфф}} N_A m p} \quad (12)$$

где S — площадь фотопиков; α — квантовые выходы γ -квантов при распаде изотопа; ξ — эффективность регистрации γ -квантов, сопровождающих распад ядер продуктов реакций на мишенях; $t_{\text{обл}}$, $t_{\text{охл}}$, $t_{\text{изм}}$ — времена облучения, охлаждения и измерения, соответственно (с); k — коэффициенты самопоглощения γ -квантов распада; p — абсолютное содержание ^{181}Ta в естественной смеси; N_A — число Авогадро (количество ядер/г $\times$ моль); $\sigma^{\text{эфф}}$ — интегральное сечение реакции $^{181}\text{Ta}(\gamma, n)^{180}\text{Ta}$ (мбн); m — масса мишеней тантала (г/см 2); A — массовое число атомов тантала (а.е.м.); λ — постоянные распада (с $^{-1}$).

Величины λ , k , α , A , p берутся из [18]; S — из экспериментальных γ -спектров, а ξ — из калибровочных кривых, дополнительно проверенных с помощью моделирования в Geant4.

Значения эффективных сечений ($\sigma^{\text{эфф}}$) реакций на мишенях $^{181}\text{Ta}(\gamma, n)^{180}\text{Ta}$ и $^{181}\text{Ta}(n, \gamma)^{182}\text{Ta}$ определялось по формуле:

$$\sigma^{\text{эфф}}(E) = \frac{\int_{E_{\text{пор}}}^{E_{\text{max}}} \sigma(E) \Phi(E) dE}{\int_{E_{\text{пор}}}^{E_{\text{max}}} \Phi(E) dE} \quad (13)$$

где $\sigma(E)$ — табличные значения сечений реакций на соответствующих мишенях для монохроматических γ -квантов [19]; $\Phi(E)$ — величины потока γ -квантов, полученного при помощи программного обеспечения Geant4 (рис. 8) и нейтронов, полученных при восстановлении спектра.

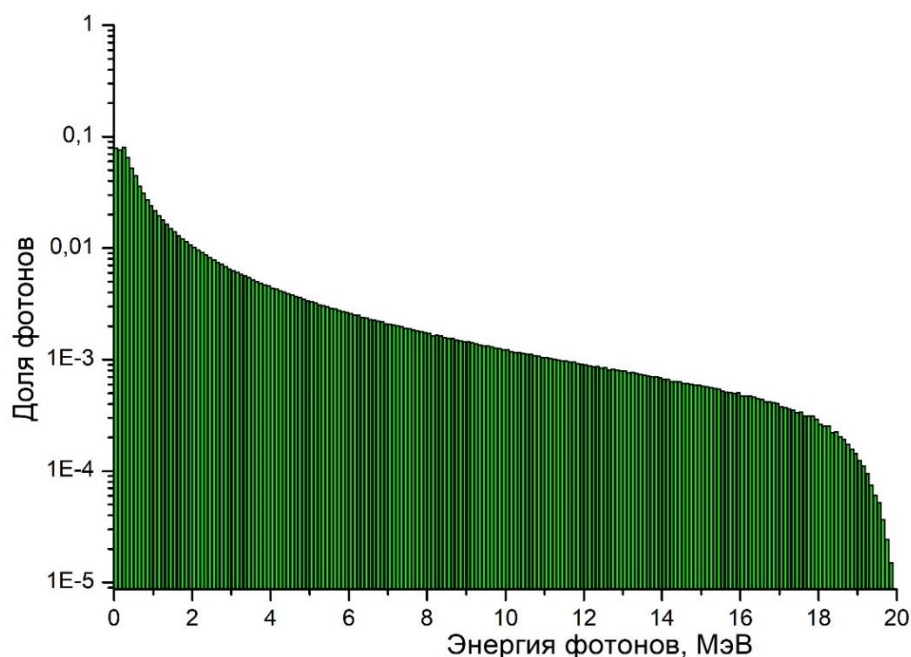


Рис. 8. Спектр тормозных фотонов с энергией 20 МэВ.

В результате у нас получилось эффективное сечение для тормозных гамма-квантов с граничной энергией 20 МэВ $\sigma^{\text{эфф}}(E_{\gamma}) = 147$ мбн, и эффективное сечение $\sigma^{\text{эфф}}(E_n) = 2,33 \pm 0,10$ бн, для нейтронов. И соответственно по формуле (13) мы получили потоки гамма-квантов и нейтронов.

Таблица 3. Вклад нейтронов в общий поток тормозных фотонов на медицинских ускорителях электронов.

Название ускорителя	Энергия, МэВ	$\Phi_{\gamma}, \frac{\Gamma}{\text{с} \cdot \text{см}^2}$	$\Phi_n, \frac{\text{Н}}{\text{с} \cdot \text{см}^2}$	$\frac{\Phi_n}{\Phi_{\gamma}}, \%$
Varian Trilogy	20	$(2.42 \pm 0.29) 10^{10}$	$(4.53 \pm 0.36) 10^7$	0.18 ± 0.03

Varian Clinac 2100	18	$(4.40 \pm 0.53)10^{10}$	$(1.56 \pm 0.12)10^8$	0.35 ± 0.05
Varian Clinac 2300	18	$(5.43 \pm 0.65)10^{10}$	$(1.04 \pm 0.08)10^8$	0.20 ± 0.03
Elekta Synergy	18	$(1.20 \pm 0.14)10^{10}$	$(1.77 \pm 0.14)10^7$	0.14 ± 0.02

В п.3.4 приводится схема модели для оценки вклада дозы от нейтронов в общую дозу от тормозных фотонов.

Для моделирования процессов, определяющих вклад в дозу от нейтронов, был выбран программный код geant4 [20,21] v.9.6. p02, с моделью QGSP_BIC_HP и оцененной библиотекой нейтронных данных ENDFVII.0 [22]. Для определения дозы от тормозных фотонов использовалась следующая геометрическая модель. На водный фантом радиусом 5 см и глубиной 25 см падал поток фотонов от точечного изотропного источника на расстоянии 100 см. Схема модели представлена на рис.9. Задавался поток со спектром тормозных фотонов, представленным на рис.8.

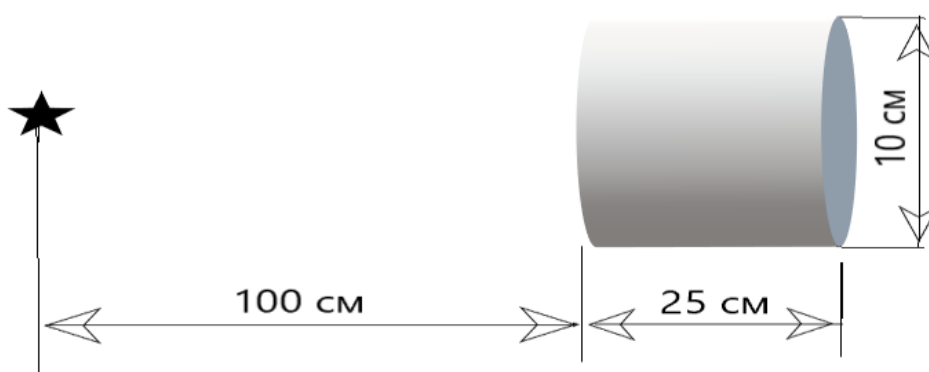


Рис.9. Принципиальная схема постановки задачи.

В рамках настоящей модели получено дозовое распределение, представленное на рис.10.

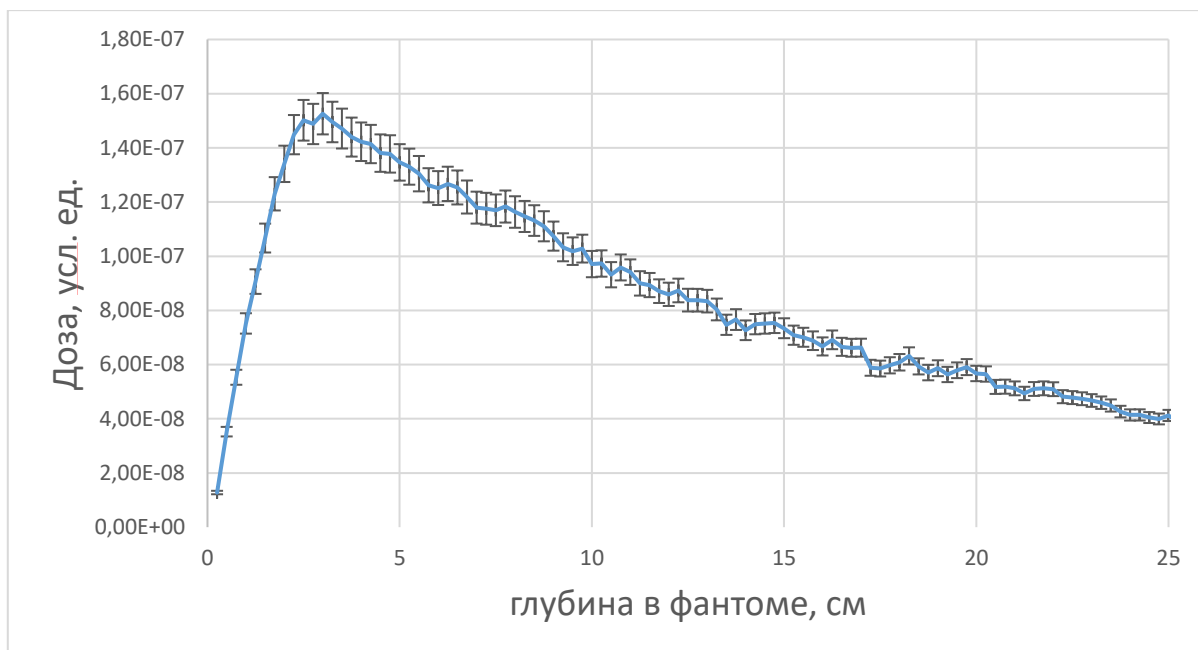


Рис.10. Глубинное дозовое распределение тормозных фотонов.

Для определения дозы от тормозных фотонов использовалась следующая геометрическая модель. На водный фантом радиусом 5 см и глубиной 25 см падал поток фотонов от точечного изотропного источника на расстоянии 100 см. Схема геометрической модели представлена на рис. 9. Задавался поток со спектром, полученным методом сфер Боннера представленным на рис. 7. В результате полученное дозовое распределение представлено на рис.11.

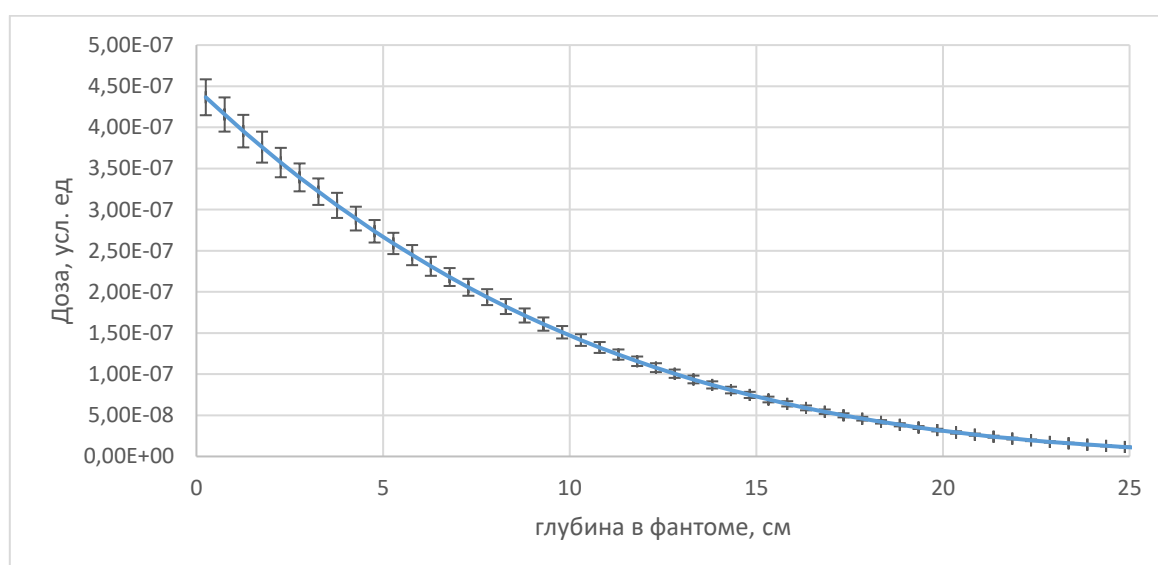


Рис.11. Глубинное дозовое распределение нейтронов.

Вклад нейтронов в общую поглощенную дозу от потока вторичных нейтронов оценивался как отношение дозы от вторичных нейтронов (рис.11) к общей поглощенной дозе от пучка тормозных фотонов (рис.10). Глубинное распределение доли дозы от вторичных нейтронов от поглощенной дозы от фотонов представлен на рис.12.

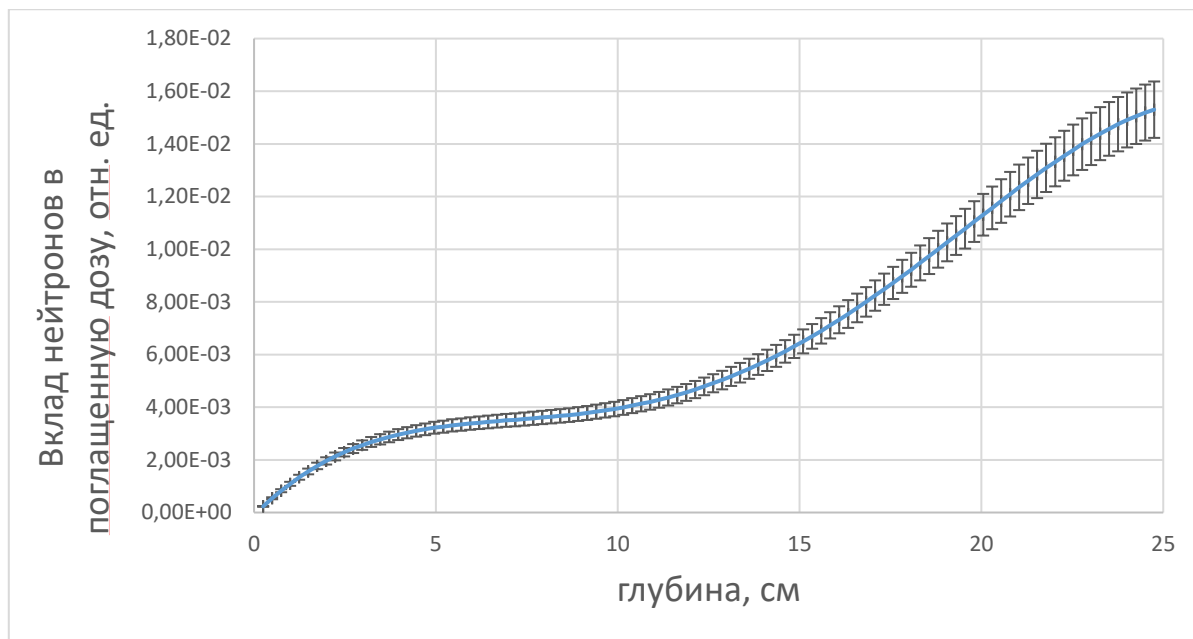


Рис.12. Глубинное распределение вклада нейтронов в поглощенную дозу.

Как видно из рис. 12 вклад вторичных нейтронов до глубины порядка 10 см растет незначительно и составляет порядка 0,4%, а выше этой глубины вклад растет линейно, достигая на глубине 25 см 1,5 %. Также было рассчитано глубинное дозовое распределение от нейтронов при классическом фракционировании равном 2 Гр (рис.13).

Как видно из рис. 13 величина поглощенной дозы от вторичных нейтронов на глубине выше 10 см представляет собой величину близкую к константе. В результате получилось, что вклад дозы от нейтронов может достигать 0,25 % от полной дозы фотонов.

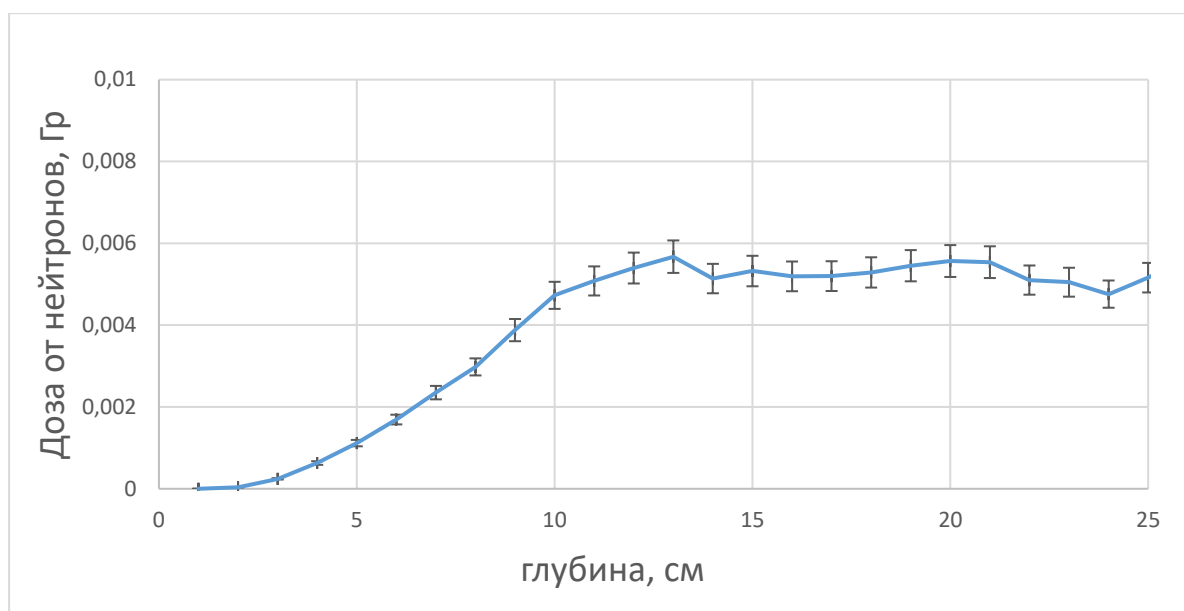


Рис.13. Глубинное дозовое распределение от нейтронов при дозе в мишени 2 Гр.

В заключении диссертации изложены основные результаты и подведены итоги проделанной работы, содержатся выводы и рекомендации, приводятся сведения об использовании научных результатов.

Список цитированной литературы

1. Carrillo HR, Almaraz BH, Dávila VM, Hernández AO. Neutron spectrum and doses in a 18 MV Linac. J Radioanal Nucl Chem 2010; 283:261-5.
2. Zanini A, Durisi E, Fasolo F, Ongaro C, et al. Monte Carlo simulation of the photoneutron field in linac radiotherapy treatments with different collimation systems. PhysMed Biol 2004; 49:571-82.
3. Pena J, Franco L, Gómez F, Iglesias A, Pardo J, Pombar M. Monte Carlo study of Siemens PRIMUS photoneutron production. Phys Med Biol 2005; 50:5921-33.
4. Nedaie HA, Darestani H, Banaee N, Shagholi N. et al. Neutron dose measurements of Varian and Elekta linacs by TLD600 and TLD700 dosimeters and comparison with MCNP calculations. J Med Phys 2014; 39:10-7.
5. Hashemi SM, Hashemi-Malayeri B, Raisali G, et al.. A study of the photoneutron dose equivalent resulting from a Saturne 20 medical linac using Monte Carlo method. NUKLEONIKA 2007; 52:39-43.
6. Howell RM, Scarboro SB, Kry SF, Yaldo DZ. Accuracy of out-of-field dose calculations by a commercial treatment planning system. Phys. Med Biol. 2010;55:6999–7008.

7. Huang JY, Followill DS, Wang XA, Kry SF. Accuracy and sources of error of out-of field dose calculations by a commercial treatment planning system for intensity-modulated radiation therapy treatments. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14:186–197.
8. PTW Freiburg GmbH, Germany. URL: http://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html. (дата обращения 11.08.2018).
9. Санников А.В. Развитие методов спектрометрии нейтронного излучения на больших протонных ускорителях. Автореферат. ГНЦ РФ ИФВЭ 2006. Протвино.
10. Севастьянов В. Д., Кошелев А. С., Маслов Г. Н. Характеристики полей нейтронов. Источники мгновенных нейтронов деления, генераторы 14 МэВ нейтронов, исследовательские и энергетические реакторы, устройства, конвертирующие нейтронное излучение. Справочник / Под ред. доктора техн. наук В. Д. Севастьянова. – Менделеево: ВНИИФТРИ, 2007. 654 с.
11. Strilchuk N. V., The WinSpectrum manual (2000).
12. Maglieri R, Licea A, Evans M, Seuntjens J, Kildea J. Measuring neutron spectra in radiotherapy using the nested neutron spectrometer. *MedPhys* 2015;42:6162–9
13. Benites-Rengifo JL, Vega-Carrillo HR, Velazquez-Fernandez J. Photoneutron spectrum measured with a Bonner sphere spectrometer in planetary method mode. *Appl Radiat Isot* 2014;83:256–9.
14. Domingo C, Garcia-Fuste MJ, Morales E, Amgarou K, Terrón JA, Rosello J, et al. Neutron spectrometry and determination of neutron ambient dose equivalents in different linac radiotherapy rooms. *Radiat Meas* 2010;45:1391–7.
15. Howell RM, Kry SF, Burgett E, Hertel NE, et al. Secondary neutron spectra from modern Varian, Siemens, and Elekta linacs with multileaf collimators/ *Med Phys* 2009; 36:4027-38
16. K.R. Kase, X.S. Mao, W.R. Nelson, J.C. Liu, et al. Neutron fluence and energy spectra around the Varian Clinac 2100C/2300C Medical Accelerator, *Health Phys*. 74 (1998) 38-47
17. A. Facure et al. A study of neutron spectra from medical linear accelerators/ *Applied Radiation and Isotopes* 62 (2005) 69–72
18. R.B. Firestone Table of Isotopes (8th ed. New York. Wiley Interscience, 1996).
19. V.V. Varlamov, et al. *Phys. Atom. Nucl.* 76, 1403 (2013)
20. S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, et. al Geant4— a simulation toolkit // *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* Volume 506, Issue 3, 1 July 2003, Pages 250-303

21. J. Allison ; K. Amako ; J. Apostolakis ; H. Araujo ; P. Arce Dubois, et. al. Geant4 developments and applications // IEEE Transactions on Nuclear Science, Volume: 53 , Issue: 1 , Feb. 2006.

22. D.A.Brown, M.B.Chadwick, R.Capote, A.C.Kahler, et. al ENDF/B-VIII.0: The 8th Major Release of the Nuclear Reaction Data Library with CIELO-project Cross Sections, New Standards and Thermal Scattering Data // Nuclear Data Sheets Volume 148, February 2018, Pages 1-142.
<https://doi.org/10.1016/j.nds.2018.02.001>

Благодарность

Автор считает своим долгом выразить глубокую признательность своему научному руководителю профессору Черняеву А.П. за постоянное внимание и помощь на всех этапах выполнения работы.

Автор также искренне признательна профессору Исиханову Б.С., Желтоножской М. В., Желтоножскому В. А., Цовьянову А.Г., Ганцовскому П.П., Яценко В.Н., Хромову С. С., Смирнову Ф. Ю., Романихиной Е. А., Белоусову А.В., профессору Розанову В.В., Кузнецову А.А., Варзарю С.М., Борщеговской П.Ю., Близнюк У.А., Ивановой В.М., профессору Еременко Д.О., профессору Наркевичу Б.Я., Сухих Л.Г., Лыкову С.Ю., Ивановой Е. К. и Лыковой М. И., Галаниной Л.И. за содействие и поддержку, конструктивные замечания и полезные советы в ходе выполнения исследований и обсуждения результатов.