

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
«Национальный исследовательский томский политехнический университет»

На правах рукописи

Аникин Михаил Николаевич

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС НЕЙТРОН-ЗАХВАТНОЙ
ТЕРАПИИ НА ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОМ ЯДЕРНОМ РЕАКТОРЕ ИРТ-Т**

Специальность:

1.3.2 – Приборы и методы экспериментальной физики

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Научный руководитель:

кандидат физико-математических наук

Наймушин Артем Георгиевич

Томск – 2022

Оглавление

Введение.....	4
Глава 1. Нейтрон-захватная терапия и источники нейтронного излучения	13
1.1 Нейтрон-захватная терапия	13
1.2 Исследовательский реактор ИРТ-Т	19
Глава 2. Методология проведения расчетно-экспериментальных работ при решении уравнений переноса излучения.....	22
2.1 Методическое и расчетно-экспериментальное обеспечение	22
2.2 Программное средство MCU-PTR	23
2.3 Программное средство RHITS	25
2.4 Бимодельный подход к проведению расчетов	26
2.5 Экспериментальные методы определения	28
Глава 3. Исследование возможностей реактора ИРТ-Т для реализации условий проведения НЗТ	32
3.1 Исследование нейтронно-физических параметров реактора ИРТ-Т для целей НЗТ	32
3.2 Исследование параметров нейтронного излучения в канале ГЭК-1 реактора ИРТ-Т	36
3.3 Исследование параметров гамма-излучения в канале ГЭК-1 реактора ИРТ-Т.....	43
Глава 4. Разработка экспериментальной установки для проведения предклинических исследований в области НЗТ	48
4.1 Реализация бимодельного подхода.....	48
4.2 Формирование спектра излучения	50
4.3 Проведение облучения клеточных структур	54
4.4 Обоснование возможности установки рассеивателя нейтронов	58
4.5 Обоснование безопасности при размещении рассеивателя	61
4.6 Формирование спектра излучения с установленным рассеивателем	66
Глава 5. Обоснование возможности создания терапевтической установки НЗТ ...	71

5.1	Обоснование возможности использования ниши в биологической защите реактора.....	71
5.2	Конвертер нейтронов	76
5.3	Оптимизация внутрибачных устройств реактора	79
5.4	Теплофизический расчет конвертера нейтронов	82
5.5	Разработка защитного шибера	85
5.6	Формирование оптимального пучка эпитепловых нейтронов для целей НЗТ	93
	Заключение	107
	Список используемых сокращений и аббревиатур	108
	Список литературы	109

Введение

Актуальность темы исследования

На сегодняшний день смертность от злокачественных новообразований занимает второе место среди всех причин смертности в России. За последние 10 лет онкологическая заболеваемость населения России составила 23,7 % [1].

Тремя основными методами лечения рака являются хирургия, химиотерапия и лучевая терапия. При проведении терапии онкологических заболеваний, особенно при расположении новообразований вблизи головы и шеи, применяются комбинированные методы лечения, подразумевающие использование как хирургического вмешательства, так и лучевой терапии. На сегодняшний момент лучевая терапия является одним из самых используемых методов лечения как по широте применения, так и по темпам развития [2].

Традиционная лучевая терапия подразумевает использование высокоэнергетических рентгеновских лучей или электронных пучков. Эта форма излучения называется «редкоионизирующей» поскольку она имеет низкую линейную передачу энергии (ЛПЭ) и на глубине проникновения в биологические объекты вызывает меньшее количество актов ионизации (Рисунок 1). При этом более высокая поглощенная доза в опухоли относительно нормальной ткани достигается путем точного геометрического позиционирования пациента, оптимального цифрового планирования лечения и прецизионных систем доставки пучка.

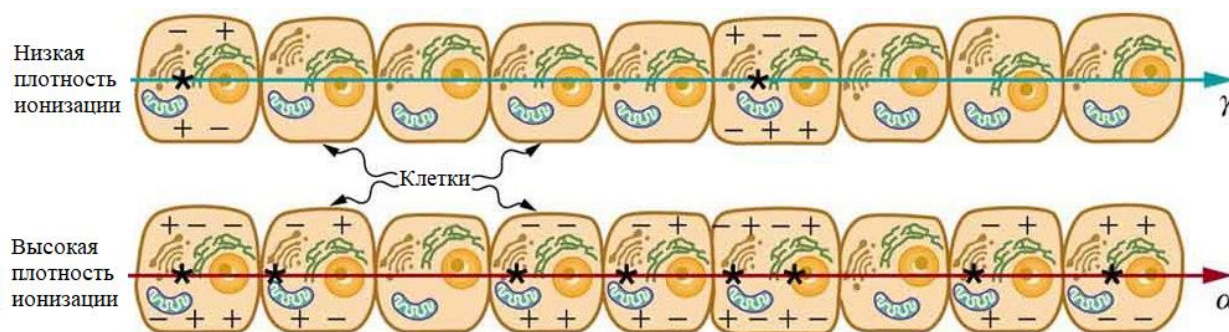


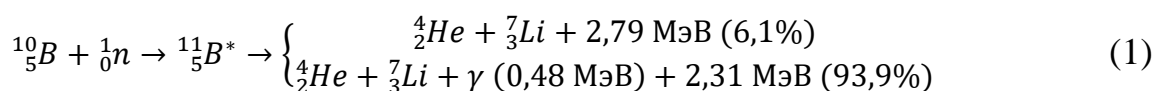
Рисунок 1 – Плотность ионизации

Несмотря на то, что классическая методика лечения достигла определенных успехов в борьбе с раковыми заболеваниями, окончательно вылечить все формы пока не удастся [3]. Поэтому поиск и разработка перспективных технологий лечения таких социально-значимых заболеваний ведется непрерывно.

Поскольку, указом Президента РФ от 01.12.2016 № 642 определены приоритетные направления научно-технического развития Российской Федерации, которые позволят получить научные и научно-технические результаты и создать технологии, являющиеся основой инновационного развития внутреннего рынка продуктов и услуг, устойчивого положения России на внешнем рынке и обеспечат, помимо прочего, переход к персонализированной медицине, высокотехнологичному здравоохранению и технологиям здоровьесбережения актуальным направлением развития методов лечения онкологических заболеваний является разработка и усовершенствование технологий лечения, основывающихся на селективных механизмах поражения раковых клеток с минимальным воздействием на здоровые ткани организма.

Нейтрон-захватная терапия – это бинарная технология лечения онкологических заболеваний, путем селективного поражения раковых клеток тяжелыми заряженными частицами с высокой ЛПЭ. Концепция НЗТ была впервые предложена после открытия нейтрона Дж. Чедвиком [4] в 1932 году и определения М. Голдхабером значения микроскопического сечения захвата тепловых нейтронов природным изотопом ^{10}B в 1934 году [5].

Было обнаружено, что после поглощения теплового нейтрона ^{10}B ($\sigma_a = 3838$ барн [6]) кратковременно превращается в ^{11}B , а затем сразу же распадается на альфа-частицу и ядро ^7Li , которые преимущественно разлетаются в противоположных направлениях. Эти частицы имеют суммарный пробег в ткани 12–13 мкм (сравнимый с размерами клеток) и среднюю кинетическую энергию 2,33 МэВ. Формула 1 показывает ядерную реакцию, лежащую в основе бор-нейтрон-захватной терапии.



Гордон Локер впервые предложил принцип БНЗТ еще в 1936 году [7], согласно которому сконцентрированный в опухоли борсодержащий препарат под воздействием тепловых нейтронов приведет к образованию высокой поглощенной дозы в опухоли, оставив окружающие здоровые клетки практически интактными. При этом поле дозиметрических нагрузок, в большей степени, будет определяться распределением концентрации бора в опухоли и ближайших тканях.

Для успешного осуществления НЗТ необходимо комбинировать принципы целевого воздействия химиотерапии и анатомические принципы локализации традиционной лучевой терапии, при этом характерны следующие преимущества над классическими методами:

- современные соединения бора в требуемых концентрациях нетоксичны;
- временной интервал между введением лекарственного средства и нейтронным облучением может быть выбран для достижения максимальной разности концентраций бора в опухоли и нормальной ткани;
- значительным повреждениям, вследствие ядерных реакций взаимодействия нейтронов с бором, подвергаются ткани, расположенные вокруг объема опухоли.

Исследования в области нейтрон-захватной терапии проводятся в научных центрах по всему миру. Более 1300 пациентов прошли процедуру НЗТ (таблица 1) в Японии (KUR, JRR-2, JRR-3, JRR-4, HTR, MuITR), США (BMRR, MITR, MIT-FCB), Финляндии (FiR1), Голландии (HFR), Чехии (LVR-15), Швеции (R2-0), Италии (TAPIRO), Тайване (THOR) и Аргентине (RA-6) [8-22].

Таблица 1 – Количество пациентов, прошедших нейтрон-захватную терапию к 2020 году

Реактор	Организация, город, страна	Годы проведения терапии	Количество пациентов
BMRR	Брукхейвенская национальная лаборатория, Брукхейвен, США	1951–1961, 1994–1999	42
MITR MITR-FCB	Массачусетский технологический институт, Бостон, США	1959–1961, 1994–2003	99
KUR	Институт реакторных исследований Университета Киото, Куматори, Япония	1990–2006, 2009–по настоящее время	563
JRR-3	Японский научно-исследовательский институт по атомной энергии, Токая Япония	1969	1
JRR-2		1990–1996	33
JRR-4		1999–2015	105

Реактор	Организация, город, страна	Годы проведения терапии	Количество пациентов
HTR	Учебный реактор Хитачи, Токая, Япония	1968–1974	13
MuITR	Институт технологических исследований Мусаси, Токио, Япония	1977–1989	108
FIR 1	Технический научный центр Финляндии, Хельсинки, Финляндия	1991–2011	314
HFR	Институт энергии и транспорта, Петтен, Голландия	1994–2004	30
LVR-15	Исследовательский центр РЕЗ, Рез, Чехия	2000	2
R2-0	Студсвик, Нючөпинг, Швеция	2001–2005	22
TAPIRO	ENEA, Рим, Италия	2002, 2004	2
THOR	Университет Цинхуа, Синьчжу, Тайвань	2010–по настоящее время	34
RA-6	Атомный центр Барилоче, Барилоче, Аргентина	2003–2015	7

В России исследования в области НЗТ проходили на исследовательском реакторе ИРТ МИФИ [23]. Первая установка была смонтирована на базе горизонтального канала ГЭК-4. На этой установке были успешно проведены предклинические исследования с использованием препаратов бора и гадолиния на 60 собаках со спонтанными опухолями (таблица 2). Была показана высокая эффективность НЗТ при экстракорпоральном лечении остеосаркомы и других форм злокачественных новообразований [24].

Таблица 2 – Результаты проведения НЗТ на реакторе ИРТ МИФИ [25]

Группа	Противораковый эффект, %		Рецидивы, %	Безрецидивный период, сут.
	Неполная регрессия	Полная регрессия		
I (без лечения)	–	–	100	Эвтаназия 100%
II (хирургическое лечение)	–	–	100	26±12
III (гамма-терапия)	12,5	12,5	100	30±5
IV (нейтронная терапия)	80	20	100	60±5
V (БНЗТ)	25	75	14	150±9
VI (ГНЗТ)	54	46	66	106±7

После проведения в 2006 г. успешных испытаний, было решено модернизировать экспериментальный объем канала ГЭК-1 реактора ИРТ МИФИ для проведения клинических исследований на трансформируемом пучке тепловых и эпитепловых¹ нейтронов [26]. Однако, с 2009 г. реактор ИРТ МИФИ находится в режиме длительного останова, и процесс реконструкции экспериментального объема не был завершён [27].

В Институте ядерной физики имени Г.И. Будкера (г. Новосибирск) создан источник эпитепловых нейтронов на базе ускорителя-тандема с вакуумной изоляцией электродов [28]. Благодаря использованию литиевой мишени достигаются параметры пучка, соответствующие требованиям нейтрон-захватной терапии. В настоящее время на установке выполнены работы по оценке жизнеспособности опухолевых клеток глиомы человека (U251 и T98G) и клеток китайского хомячка (CHO-K1 и V-79) инкубированных в ростовой среде, содержащей L-борфенилаланин, обогащенный изотопом ¹⁰B в различных концентрациях, а также исследования по оценке выживаемости лабораторных мышей с привитой глиобластомой (U87) при облучении в присутствии препаратов борфенилаланин и боркаптан [29, 30].

НЗТ считается одной из наиболее перспективных и в то же время сложных методик лечения рака, поскольку требует мультидисциплинарного подхода специалистов разных направлений: лучевых терапевтов, онкологов, физиков-ядерщиков, физиков-дозиметристов и др. В реальной клинической практике НЗТ считается альтернативным или даже экспериментальным видом лечения и требуется проведение большого объема предклинических и клинических испытаний для повсеместного внедрения в онкологических центрах [31].

Таким образом, целью работы является разработка, обоснование безопасности и создание экспериментального комплекса нейтрон-захватной терапии на базе горизонтального экспериментального канала исследовательского реактора ИРТ-Т.

¹ Здесь и далее принята следующая терминология: тепловые нейтроны – нейтроны с энергией ниже 0,5 эВ, эпитепловые нейтроны – нейтроны с энергией от 0,5 эВ до 10 кэВ, быстрые нейтроны – нейтроны с энергией выше 10 кэВ.

Для достижения поставленной цели сформулированы и решены следующие

задачи:

- Определение принципиальной возможности использования экспериментальных устройств реактора ИРТ-Т для реализации установки нейтрон-захватной терапии;
- Расчетно-теоретическое обоснование конструкции и материального состава внутриканальных элементов формирования пучка ионизирующего излучения с заданными свойствами;
- Создание конструктивных элементов системы формирования пучка ионизирующего излучения экспериментального канала;
- Проведение экспериментальных работ для подтверждения соответствия условий облучения образцов требованиям нейтрон-захватной терапии.

Научная новизна исследования заключается в том, что разработана и апробирована методика бимодельных расчетов для определения нейтронно-физических параметров экспериментальных устройств исследовательских реакторов бассейнового типа и дозовых нагрузок на биологические ткани и клеточные структуры с использованием прецизионных программных средств расчета процесса переноса ионизирующего излучения. Проведено сравнение экспериментальных и расчетных распределений дозы смешанного нейтронного и гамма-излучения и показана их высокая сходимость. Впервые для реактора ИРТ-Т разработана и изготовлена система формирования пучка, удовлетворяющая требованиям к проведению нейтрон-захватной терапии и показана возможность применения экспериментального канала реактора для исследований *in vitro*.

Практическая значимость работы состоит в том, что на реакторе ИРТ-Т впервые создан экспериментальный комплекс, позволяющий проводить предклинические исследования в области нейтрон-захватной терапии, направленные на разработку и тестирование перспективных дозодополняющих агентов доставки в объем опухолей различной локализации, проведения терапии лабораторных и домашних животных методом НЗТ и внедрение перспективного метода лечения онкологических заболеваний в клиническую практику.

Предложенная и апробированная в работе методика бимодельных расчетов использована для разработки концепции установки для проведения терапевтических процедур на базе реактора ИРТ-Т.

Диссертационное исследование выполнено при поддержке грантов:

– Стипендия президента РФ по теме: «Разработка методики определения оптимального спектрального состава пучка нейтронного излучения при персонализированной нейтрон-захватной терапии. СП-1731.2019.2»;

– Субсидия на выполнение проекта: «Поддержка и развитие крупной уникальной научной установки Исследовательский реактор типовой – Томский (ИРТ-Т рег. 06-13)» ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014 - 2020 годы». Соглашение №075-15-2019-1633 от 13.11.2019 г.

Методология и методы исследования

Для решения теоретических задач диссертационной работы использовались специализированные программные средства расчета процессов переноса ионизирующего излучения. При планировании и проведении экспериментальных работ использовались методы применения физического эксперимента и статистической обработки полученных результатов.

Положения, выносимые на защиту:

– Предложена и реализована методика бимодельных расчетов для определения нейтронно-физических параметров экспериментальных устройств исследовательских реакторов бассейнового типа и дозовых нагрузок на биологические ткани и клеточные структуры с использованием прецизионных программных средств расчета процесса переноса ионизирующего излучения.

– Технические решения и конструкция системы формирования и коллимирования пучка горизонтального экспериментального канала ГЭК-1 реактора ИРТ-Т для целей нейтрон-захватной терапии.

– Результаты расчетно-экспериментальных оценок характеристик полей ионизирующего излучения на выходе экспериментального канала ГЭК-1 в воздухе, в фантоме и биологических объектах.

Достоверность полученных результатов подтверждается использованием современных прецизионных программных средств, верификацией полученных расчетных данных с результатами проведения экспериментальных работ, а также согласованностью полученных результатов с литературными данными.

Личный вклад автора состоит в выборе методов решения поставленных задач, разработке расчетных моделей, планировании и проведении экспериментальных работ, анализе полученных расчетных и экспериментальных результатов, апробации результатов на научных конференциях и семинарах. Совместно с научным руководителем были поставлены цель и задачи исследования.

Структура и объем.

Диссертация состоит из введения, пяти глав, заключения и списка цитируемой литературы из 100 наименований. Работа изложена на 118 страницах, включая 72 рисунка и 20 таблиц.

Апробация работы.

Основные результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались на следующих международных научных конференциях и семинарах:

- 32nd Annual Congress of the European Association of Nuclear Medicine, 12-16 октября 2019, г. Барселона, Испания.
- 10th Young Member's BNCT meeting, 26-29 сентября 2019, г. Хельсинки, Финляндия.
- II Международный научный форум «Ядерная наука и технологии», 24-27 июня 2019, г. Алматы, Казахстан.
- 18th International Congress on Neutron Capture Therapy, 28 октября – 2 ноября 2018, г. Тайбэй, Тайвань.
- Всероссийская школа-семинар «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине», 24-26 октября 2018, г. Саратов, Россия.
- IX Школа-конференция молодых атомщиков Сибири, 17-19 октября 2018, г. Томск.

- XV Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Перспективы развития фундаментальных наук», 24-27 апреля 2018, г. Томск.
- 9th Young Researchers' BNCT Meeting, 13-15 ноября 2017, г. Киото, Япония.
- IX Международная научно-практическая конференция «Физико-технические проблемы в науке, промышленности и медицине», 21-22 сентября 2017, г. Томск.
- VIII Школа-конференция молодых атомщиков Сибири, 17-19 мая 2017, г. Томск.
- XIV Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых, 25-28 апреля 2017, г. Томск.
- VI Международная молодежная научная школа-конференция, посвященная 75-летию НИЯУ МИФИ и 95-летию академика Н.Г. Басова, 7-21 апреля 2017, Москва.
- VII Школа-конференция молодых атомщиков Сибири, 19-21 октября 2016, г. Томск.

Публикации.

По результатам исследований, изложенных в диссертационной работе, при непосредственном участии автора в научных изданиях опубликованы 13 работ, из них 3 – в ведущих рецензируемых научных журналах, рекомендованных ВАК, 10 – в журналах, входящих в базы данных SCOPUS и Web of Science.

Глава 1. Нейтрон-захватная терапия и источники нейтронного излучения

1.1 Нейтрон-захватная терапия

Основное различие между нормальными и раковыми клетками – высокая интенсивность скорости роста и деления последних. Это определяется тем, что раковые клетки для репликации поглощают значительно большее количество питательных веществ. Таким образом, клеточные «строительные блоки» (предшественники нуклеиновых кислот, аминокислоты и пептиды или их аналоги), будут поглощены преимущественно раковыми клетками, что открывает принципиальную возможность селективной доставки в опухоль определенных элементов.

В основе метода нейтрон-захватной терапии лежит эффект разрушения одной или обеих спиралей ДНК раковой клетки продуктами ядерной реакции $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ (Рисунок 1.1). Чем выше концентрация сильнопоглощающего элемента в опухоли по сравнению со здоровой тканью, тем эффективнее избирательное поражение клеток злокачественных образований [3].

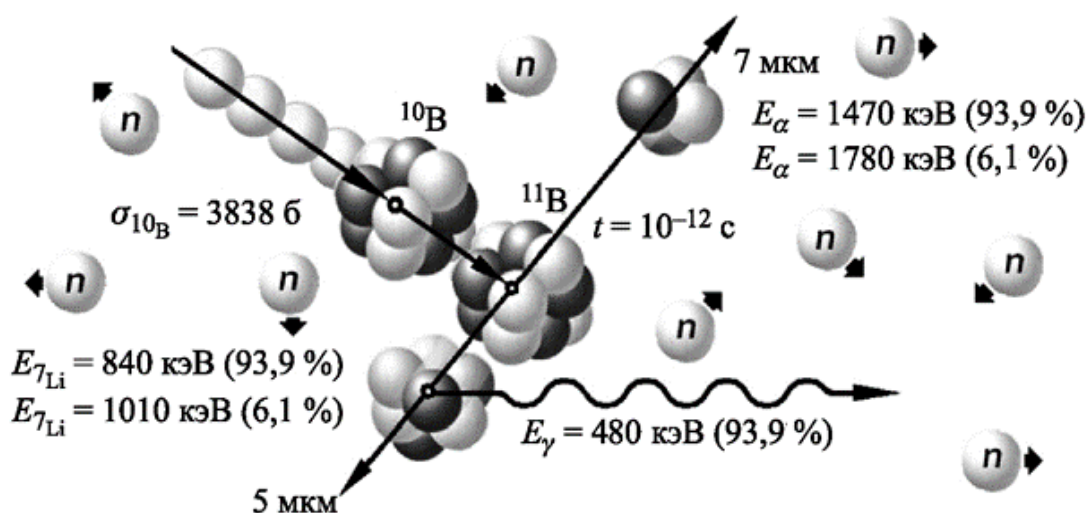


Рисунок 1.1 – Схематическое изображение ядерной реакции $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$

В результате ядерной реакции в 93,9 % случаев энергия распределяется между α -частицей ($E=1,47 \text{ МэВ}$), ядром лития ($E=0,84 \text{ МэВ}$) и γ -квантом ($E=0,48 \text{ МэВ}$). В 6,1 % случаев энергия распределяется только между α -частицей ($E=1,78 \text{ МэВ}$) и ядром лития ($E=1,01 \text{ МэВ}$) [32]. Поскольку темп замедления

продуктов реакции достаточно велик, вся кинетическая энергия заряженных частиц рассеивается на длине пробега 5,2 и 7,5 мкм для α -частицы и ${}^7\text{Li}$ соответственно. За счет этого достигается селективное уничтожение клеток опухоли при накоплении ими борсодержащих препаратов.

В настоящее время реализация НЗТ возможна только на трех типах источников нейтронов: ядерные реакторы, ускорители, источники нейтронов на базе ${}^{252}\text{Cf}$.

Большинство установок, на которых проводятся исследования в области НЗТ, являются исследовательскими ядерными реакторами, которые были модернизированы для этих целей. Существует два типа экспериментальных устройств реакторов, на базе которых реализованы условия для проведения НЗТ – это тепловые колонны и горизонтальные экспериментальные каналы. В случае реализации установки на реакторе с тепловой колонной, необходимый пучок нейтронов формируется за счет комбинированных замедляющих и фильтрующих блоков. Если же необходимо создать установку на основе существующего горизонтального канала, то применяются материалы-рассеиватели, позволяющие увеличить интенсивность плотности потока нейтронов в месте проведения экспериментов и различные фильтры, формирующие необходимый нейтронный спектр. Как показывает практика, при использовании горизонтальных каналов требуется более высокая начальная интенсивность плотности потока нейтронов, чем в случае использования тепловой колонны.

Несмотря на то, что большинство ядерных реакторов, потенциально пригодных для НЗТ, являются тепловыми, существует несколько быстрых реакторов [33-36], используемых для этих целей. Поскольку изначальный пучок нейтронов – это быстрые нейтроны, испытывающие утечку из объема активной зоны, быстрые реакторы имеют больший коэффициент качества, чем тепловые реакторы. Низкая номинальная мощность и компактная активная зона быстрых реакторов позволяют разместить компактную установку для НЗТ непосредственно в онкологической клинике. Однако, быстрые реакторы требуют для работы высокообогащенное топливо, использование которого в настоящее время в мире

противоречит политике МАГАТЭ в области безопасности и нераспространения ядерных материалов [37, 38].

В процессе модернизации существующих реакторов появлялись идеи создания абсолютно новых ядерных установок, предназначенных для целей НЗТ. Подобные установки изначально проектируются для достижения максимально возможных характеристик нейтронного поля, а также их можно размещать непосредственно рядом с клиникой, от чего эффективность таких установок значительно возрастает. В проекте целевого реактора для НЗТ могут быть разработаны несколько каналов вывода терапевтических пучков для проведения лечения, пучки вывода тепловых нейтронов для исследований *in vitro* клеток и мелких животных, а также облучения поверхностных новообразований. Идея разработки такого безопасного и эффективного реактора очень привлекательна, однако требует значительных финансовых затрат [39, 40].

Для увеличения производительности экспериментального канала теплового реактора возможно использование конвертера тепловых нейтронов. Обычно такой конвертер состоит из делящегося материала, который при поглощении теплового нейтрона генерирует быстрые нейтроны. Дальнейшее формирование спектра производится аналогично пучкам тепловых реакторов. Использование конвертера нейтронов позволяет получать пучок с высокой интенсивностью и необходимым спектром, однако требует надежной системы охлаждения и соблюдения требований ядерной и радиационной безопасности [41].

Идея реализации НЗТ на ускорительном источнике нейтронов впервые появилась в конце 1980-х годов. Основной проблемой при реализации таких проектов был выбор нейтрон-генерирующей мишени. В настоящий момент показано, что наиболее эффективным методом создания интенсивных потоков нейтронов для НЗТ является использование реакции ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$. Основные преимущества подобной реализации установки заключаются в простоте запуска и остановки ускорителя, отсутствие сложностей при обращении с ядерными материалами, и, самое главное, возможность размещения в клинике [42-44].

Интенсивность пучка эпитепловых нейтронов от источника на базе калифорния, в общепринятом смысле, слишком низкая для проведения НЗТ, однако, ^{252}Cf может служить источником нейтронов для проведения исследовательских работ по созданию новых радиофармпрепаратов, содержащих бор и другие сильно-поглощающие элементы, для проведения терапии поверхностных типов раковых заболеваний; для использования в подкритических сборках, генерирующих поток эпитепловых нейтронов и для проведения брахитерапии (введение источника нейтронов внутрь тела рядом с локализацией опухоли) [45-47].

Поскольку установку, на которой возможно реализовать технологию НЗТ, можно создать на основе различных источников нейтронов, мировым сообществом сформулированы основные критерии качества пучка для эффективного проведения нейтрон-захватной терапии [48]. Разделяют первичные и вторичные критерии качества. К первичным критериям качества относят:

- глубину выигрыша;
- выигрыш;
- мощность дозы в опухоли на глубине выигрыша.

Глубина выигрыша (Advantage Depth). Этот критерий показывает максимальную глубину в ткани, на которой будет достигнут терапевтический эффект. Глубина выигрыша определяется как глубина, на которой суммарная терапевтическая доза в опухоли от всех компонентов ионизирующего излучения будет равна максимальной дозе в здоровой ткани. При дальнейшем увеличении глубины доза, приходящаяся на здоровые ткани, будет выше, чем доза в опухоли.

$$D_{tumor}(x) = D_{tissue}^{max}. \quad (1.1)$$

Выигрыш (Advantage Ratio). Этот критерий определяется отношением общей терапевтической дозы в опухоли на глубине X к общей дозе, полученной здоровой тканью толщиной X . Толщина здоровой ткани принимается от поверхности до глубины выигрыша (AD).

$$AR = \int_0^{AD} \frac{D_{tumor}(x)}{D_{tissue}(x)} dx. \quad (1.2)$$

Мощность дозы в опухоли на глубине выигрыша (Advantage Depth Dose Rate). Этот критерий показывает какую общую терапевтическую мощность дозы возможно подвести к опухоли на максимальной глубине (AR) и, соответственно, время облучения.

Концепция описанных критериев качества (AD, AR, ADDR) основана на измерениях и расчетах детального распределения дозиметрических нагрузок на биологические ткани с помощью использования керма-факторов [49]. Учет типа излучения при формировании суммарной дозы проводится с помощью использования значений соответствующих коэффициентов ОБЭ/СБЭ [50].

Таким образом, суммарная доза в опухоли определяется следующим выражением:

$$D_{tumor} = СБЭ_{B_{tum}} \cdot D_{B_{tum}} + ОБЭ_N \cdot D_N + ОБЭ_{fast} \cdot D_{fast} + ОБЭ_{\gamma} \cdot D_{\gamma}. \quad (1.3)$$

Суммарная доза в здоровой ткани определяется исходя из выражения:

$$D_{tissue} = СБЭ_{B_{tis}} \cdot D_{B_{tis}} + ОБЭ_N \cdot D_N + ОБЭ_{fast} \cdot D_{fast} + ОБЭ_{\gamma} \cdot D_{\gamma}, \quad (1.4)$$

где: СБЭ – составная биологическая эффективность реакции $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$;

ОБЭ – относительная биологическая эффективность излучений;

$D_{B_{tum}}$, $D_{B_{tis}}$ – поглощенная доза в результате реакции $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$;

D_N – поглощенная доза в результате взаимодействия нейтронов с ядрами азота;

D_{fast} – поглощенная доза, обусловленная замедлением быстрых нейтронов.

D_{γ} – поглощенная доза, обусловленная взаимодействием первичных и вторичных гамма-квантов с биологическими объектами.

При проведении серийных оптимизационных расчетов компонентов системы формирования пучка ионизирующего излучения отсутствует необходимость проводить определение дозиметрических нагрузок в фантоме, поскольку сформулированы вторичные критерии качества, которые также называются показателями в воздухе. Вторичные критерии используют однозначные трактовки описываемых функционалов и их значений. Рекомендованные МАГАТЭ значения вторичных критериев качества представлены в таблице 1.1 [51].

Таблица 1.1 – Значения рекомендованных МАГАТЭ вторичных критериев качества

Параметр	Размерность	Значение
Плотность потока эпитепловых нейтронов ($E = 0,5-10000$ эВ)	Φ_{epi} ($n \cdot cm^{-2} \cdot c^{-1}$)	$>1,0 \cdot 10^9$
Доза от быстрых нейтронов, приходящаяся на один эпитепловой нейтрон	D_f / Φ_{epi} ($Гр \cdot cm^2$)	$<2,0 \cdot 10^{-13}$
Доза от γ -квантов, приходящаяся на один эпитепловой нейтрон	D_γ / Φ_{epi} ($Гр \cdot cm^2$)	$<2,0 \cdot 10^{-13}$
Отношение между плотностью потока тепловых и эпитепловых нейтронов	Φ_{th} / Φ_{epi}	$<0,05$
Отношение тока нейтронов к плотности потока нейтронов	J / Φ_{epi}	$>0,7$

При рассмотрении вторичных критериев качества необходимо отметить, что ни одна из существующих установок в полной мере не удовлетворяет рекомендациям МАГАТЭ. В таблице 1.2 приведены значения критериев качества для некоторых существующих установок [52,53].

Таблица 1.2 – Значения критериев качества для существующих установок

Реактор	$\Phi_{epi}, 10^9$ $n \cdot cm^{-2} \cdot c^{-1}$	$D_f / \Phi_{epi} 10^{-13}$ $Гр \cdot cm^2$	$D_\gamma / \Phi_{epi} 10^{-13}$ $Гр \cdot cm^2$	AD, см	AR
MIT FCB (w/o filter)	6,4	1,4	3,6	9,3	6,0
MIT FCB (Li filter)	3,0	2,3	4,6	9,9	5,7
Studsvik	1,4	8,3	12,6	9,7	5,8
FiR-1	1,2	3,3	0,9	9,0	5,8
BMRR	1,1	2,6	1,5	9,3	6,0
ReZ	0,6	16,9	10,8	8,6	4,2
HFR	0,33	12,1	3,8	9,7	5,4
KUR	0,46	6,2	2,8	8,0	5,7
JRR-4	2,2	3,1	2,6	–	–
THOR	1,7	2,8	1,3	–	–

Анализ существующих установок для нейтрон-захватной терапии, созданных на базе исследовательских ядерных реакторов, и опыт их эксплуатации позволяет судить о том, что для проведения предклинических и клинических исследований в области НЗТ возможно создание подобной установки на базе одного из экспериментальных каналов реактора ИРТ-Т.

1.2 Исследовательский реактор ИРТ-Т

Реактор ИРТ-Т – исследовательский реактор бассейнового типа с использованием деминерализованной воды в качестве замедлителя, теплоносителя и верхней биологической защиты. Реактор предназначен для проведения широкого круга научно-исследовательских работ по физике твердого тела, нейтронно-активационному анализу элементного состава веществ, производству радионуклидов, легированию кремния и т.д. На реакторе проходят лабораторную практику студенты Национального исследовательского Томского политехнического университета (НИ ТПУ). Основные нейтронно-физические характеристики реактора ИРТ-Т представлены в таблице 1.3.

Таблица 1.3 – Нейтронно-физические характеристики реактора ИРТ-Т

Наименование параметра	Значение
Мощность реактора, МВт	6
Количество вертикальных экспериментальных каналов	14
Количество горизонтальных экспериментальных каналов	10
Максимальная плотность потока тепловых нейтронов, см ⁻² с ⁻¹	2,1·10 ¹⁴
Максимальная плотность потока тепловых нейтронов, см ⁻² с ⁻¹	2,0·10 ¹³
Назначенный срок эксплуатации	до 2035 г

Активная зона реактора (рисунок 1.2) набрана из ТВС типа ИРТ-3М с высоким коэффициентом размножения, что позволяет получить геометрически малые размеры зоны и большую утечку нейтронов в объемы экспериментальных каналов. Штатная загрузка состоит из 12 стандартных ТВС (8-ми трубные) и 8 ТВС со стержнями СУЗ (6-ти трубные).

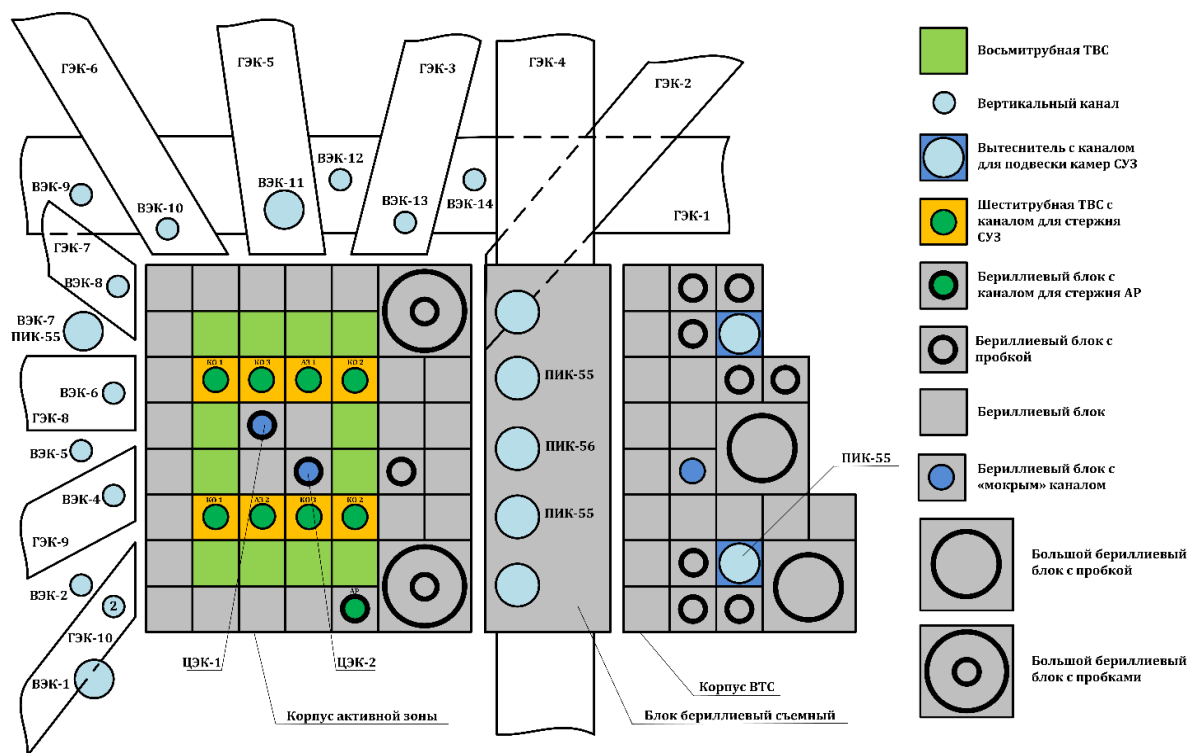


Рисунок 1.2 – Загрузка активной зоны реактора ИРТ-Т

Отражатель реактора ИРТ-Т сформирован из 30 бериллиевых блоков. Прилегающие к активной зоне бериллиевые блоки имеют внешние размеры 69x69x660 мм. С правой стороны в углах установлены два больших бериллиевых блока 138,5x138,5x660 мм с пробками диаметром 96 мм и 44 мм.

Через два ряда бериллиевых блоков, окружающих активную зону с правой стороны, установлен большой бериллиевый блок, окружающий один из горизонтальных каналов – ГЭК-4. Справа от канала ГЭК-4 установлена внутренняя тепловая сборка, благодаря которой формируется необходимое распределение нейтронов для нейтронно-трансмутационного легирования кремния.

Для облучения за пределами активной зоны (в водяном отражателе) установлены 14 вертикальных экспериментальных каналов (ВЭК) из сплава алюминия диаметром 70x2 мм и диаметром 55x2 мм.

Реактор ИРТ-Т имеет 10 горизонтальных экспериментальных каналов для вывода пучков нейтронов. Восемь радиально расположенных из них имеют внутренний диаметр 100 мм. Два касательно расположенных по отношению к активной зоне канала (ГЭК-1 и ГЭК-4) имеют внутренний диаметр 150 мм.

Горизонтальные каналы с диаметром 100 мм изготовлены из нержавеющей стали с толщиной стенки 4 мм. Концы каналов проточены до толщины 2 мм. Касательные каналы диаметром 150 мм имеют толщину стенок 5 мм. Канал ГЭК-1 изготовлен из алюминиевого сплава САВ-1, канал ГЭК-4 – из нержавеющей стали (12Х18Н10Т). Канал проходит касательно по отношению к активной зоне и оборудован механическими устройствами для облучения монокристаллического кремния. Все горизонтальные каналы являются «сухими», то есть, заполнены воздухом. Назначенный срок эксплуатации ядерного реактора ИРТ-Т продлен до 2035 г.

Глава 2. Методология проведения расчетно-экспериментальных работ при решении уравнений переноса излучения

2.1 Методическое и расчетно-экспериментальное обеспечение

Как правило, для определения параметров пучка ионизирующего излучения используются детерминистические и стохастические методы решения уравнения переноса излучения. Наиболее часто встречаются программы, реализующие методы дискретных ординат, вероятности первых столкновений и Монте Карло.

Метод Монте Карло используется для решения неоднородных уравнений переноса нейтронов (для нейтронов возможно решение однородных уравнений переноса), фотонов, электронов и позитронов в заданной области пространства с определенными физическими свойствами. Подавляющее преимущество программных средств на основе метода Монте Карло заключается в возможности моделирования геометрических объектов произвольной формы благодаря использованию комбинаторного подхода, основанном на комбинации простых геометрических объектов для описания сложных пространственных форм [54].

Для решения задач переноса излучения традиционным методом является применение интегро-дифференциального уравнения переноса излучения [55]:

$$\begin{aligned} \omega \nabla \Phi + \sigma \Phi = \int_V \sigma_s(\mathbf{r}, v') w_s(v, v'; \mathbf{r}) \Phi(\mathbf{r}, v') dv' + \\ + \int_V \nu(\mathbf{r}, v') \sigma_f(\mathbf{r}, v') w_f(v, v'; \mathbf{r}) \Phi(\mathbf{r}, v') dv' + f_0(\mathbf{r}, v), \mathbf{r} \in D \subset R_3 \end{aligned} \quad (2.1)$$

где: $\Phi = \Phi(\mathbf{r}, v)$ – интенсивность излучения или плотность потока соответствующих частиц;

V – пространство скоростей $\mathbf{v} = v \cdot \mathbf{w}$; $v = |\mathbf{v}|$;

σ – сечение взаимодействия;

$w_s(v, v'; \mathbf{r})$ – индикатриса рассеяния;

$w_f(v, v'; \mathbf{r})$ – индикатриса деления;

$\nu(\mathbf{r}, v')$ – среднее число вторичных частиц на одно деление, вызванное частицей со скоростью v' в точке \mathbf{r} ;

$f_0(\mathbf{r}, v)$ – плотность распределения источника частиц.

При решении уравнения переноса используется прямое моделирование каждой отдельной частицы, которое заключается в определении вероятности обнаружения частицы в той или иной точке пространства. Это определение осуществляется отслеживанием «истории» частицы от момента появления в системе, до момента исчезновения [56].

«История» каждой частицы начинается с появления в точке пространства, определенной координатами положения, вектором движения и начальной энергией. Затем моделируется процесс движения частицы в условиях взаимодействия с различными материалами окружающего пространства, которое определяется вероятностями взаимодействия частицы со средой. Тип взаимодействия определяется совокупностью сечений взаимодействия в каждой точке пространства. Сечения взаимодействия для различных материалов и другое константное обеспечение составляют библиотеки оцененных ядерных данных, входящих в состав программного средства [57, 58]. Движение частицы моделируется до момента поглощения или до момента выхода за границы моделируемого пространства.

Чем больше количество рассчитанных «историй», тем точнее значения полученных в результате расчета функционалов. В этом заключается основной недостаток программ, основанных на методе Монте Карло – для того, чтобы уменьшить значение стандартного отклонения при определении функционалов в 2 раза, необходимо увеличить значение моделируемых историй в 4 раза.

2.2 Программное средство MCU-PTR

Программы серии MCU [59] предназначены для прецизионного моделирования процессов переноса нейтронов и фотонов аналоговыми и весовыми (неаналоговыми) методами Монте-Карло на основе оцененных ядерных данных в ядерных установках.

В программе осуществляется совместное моделирование траекторий нейтронов и гамма-квантов в трехмерной геометрии. Константное обеспечение

программы MCU базируется на библиотеке ядерных данных MCUDB50. Библиотека включает в себя несколько разделов, каждый из которых содержит сечения и другие константы взаимодействия нейтронов и гамма-квантов в определенной области энергии с нуклидами [60].

Программа MCU-PTR [61] создана для расчета активных зон исследовательских ядерных реакторов бассейнового типа. Она разработана в рамках проекта MCU и является развитием программ MCU-REA/1 и MCU-REA/2 [62], предназначенных для расчета нейтронно-физических характеристик реакторов разного типа и входящих в перечень действующих аттестованных Ростехнадзором РФ программ для ЭВМ.

Для сопровождения эксплуатации реактора ИРТ-Т создана полномасштабная расчетная модель активной зоны, включающая детально описанные тепловыделяющие элементы, бериллиевые блоки отражателя, органы управления и экспериментальные каналы [63]. На рисунке 2.1 представлено сечение расчетной модели, полученное при помощи плоттера программы MCU-PTR.

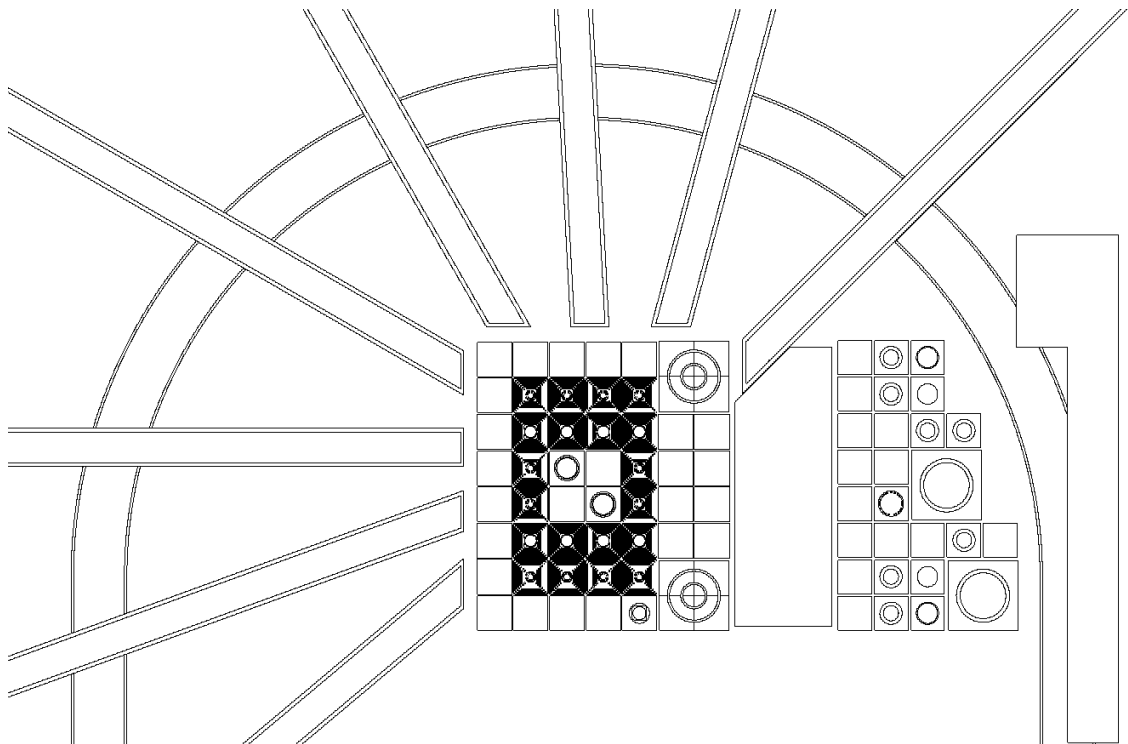


Рисунок 2.1 – Сечение расчетной модели

В 2015 году проведена верификация программы MCU-PTR с библиотекой констант MCUIDB50 для полномасштабного расчета исследовательского реактора ИРТ-Т. Получен аттестационный паспорт ПС №393 от 14.07.2016. Верификация основывалась на сравнении результатов расчета по программе MCU-PTR с эксплуатационными экспериментальными данными реактора ИРТ-Т. Для моделирования текущих характеристик активной зоны была рассчитана эксплуатационная история реактора ИРТ-Т до 2015 г. При этом определялись изменения параметров тепловыделяющих элементов [64], подвижных органов регулирования [65], бериллиевых блоков отражателя [66], а также температурные режимы эксплуатации реактора [67, 68].

Таким образом, ПС MCU-PTR с библиотекой констант MDBPT50 позволяет проводить следующие работы:

- проведение расчетов нейтронно-физических характеристик (НФХ) исследовательского реактора ИРТ-Т или его фрагментов на основе метода Монте-Карло с учетом выгорания топлива, выгорания поглотителя в рабочих органах (РО) СУЗ, отравления бериллиевого отражателя и перемещений РО СУЗ;
- проведение расчетов для выбора и обоснования безопасности загрузок активной зоны реактора ИРТ-Т, включая обоснование безопасности экспериментальных устройств при их установке в реактор;
- проведение расчетов для обоснования обеспечения требуемой плотности потока нейтронов при облучении экспериментальных устройств в каналах реактора;
- верификация инженерных программ нейтронно-физических расчетов исследовательских реакторов.

2.3 Программное средство PHITS

Программное средство PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System) представляет собой универсальное средство, предназначенное для моделирования процессов переноса частиц методом Монте Карло [69, 70]. ПС является

разработкой Японского агентства по атомной энергии (JAEA), Научной организации информационных наук и технологий (RIST), организации по изучению высокоэнергетических ускорителей (КЕК) и др.

RHITS моделирует траектории движения таких частиц как: нейтроны, протоны, ионы, электроны, фотоны и т.д. в широком диапазоне энергий от 10^{-4} эВ до 1 ТэВ/нуклон. Для моделирования процесса переноса нейтронов и фотонов используется библиотека оценённых ядерных данных JENDL-4.0 [71].

Основные области применения программного средства – это проектирование ускорительной техники, изучение взаимодействия космического излучения с атмосферой Земли, космической активности и геомагнетизма, а также применение в области ядерной и радиационной медицины. Поскольку в ПС отсутствует возможность моделирования размножающих сред, прямое использование для расчета процессов переноса излучения, источником которого является ядерный реактор, невозможно. Однако, при прецизионном описании источника ионизирующего излучения для расчетной модели на основе результатов, полученных с помощью ПС MCU-PTR, функциональные возможности ПС RHITS, в том числе работа с воксельными и тетраэдральными фантомами, позволяют создать инструмент для дозиметрического планирования нейтрон-захватной терапии на базе экспериментальных каналов исследовательского ядерного реактора [72].

2.4 Бимодельный подход к проведению расчетов

Применение метода Монте Карло при решении уравнения переноса излучения накладывает ограничения на размеры расчетных моделей. Таким образом, при решении задачи, сложность которой обуславливается значительными объемами защитных конструкций, получение приемлемых значений статистических погрешностей определения функционалов потока нейтронов и гамма-квантов методом прямых вычислений потребует больших временных затрат.

При решении задач подобного типа необходим комплексный, этапный подход к определению характеристик полей ионизирующего излучения с использованием всего спектра возможностей метода Монте-Карло и программных средств, реализующих этот метод.

Методика проведения оптимизационных расчетов настоящего исследования заключалась в двухэтапном подходе. На первом этапе проводился первоначальный расчет параметров активной зоны реактора ИРТ-Т с помощью прямого моделирования при использовании существующей полномасштабной расчетной модели с использованием программного интерфейса MPI для решения задачи в режиме многопроцессорного вычисления.

Результатом расчетов первого этапа являлись энерго-угловые распределения нейтронов и гамма-квантов, представляющие количество частиц, которые пересекли поверхность k -го кольца и направления которых лежат в интервале $\Delta\mu_j$, а энергия – в диапазоне i -ой энергетической группы (нейтроны и фотоны здесь индексируются отдельно) на небольшом удалении от активной зоны.

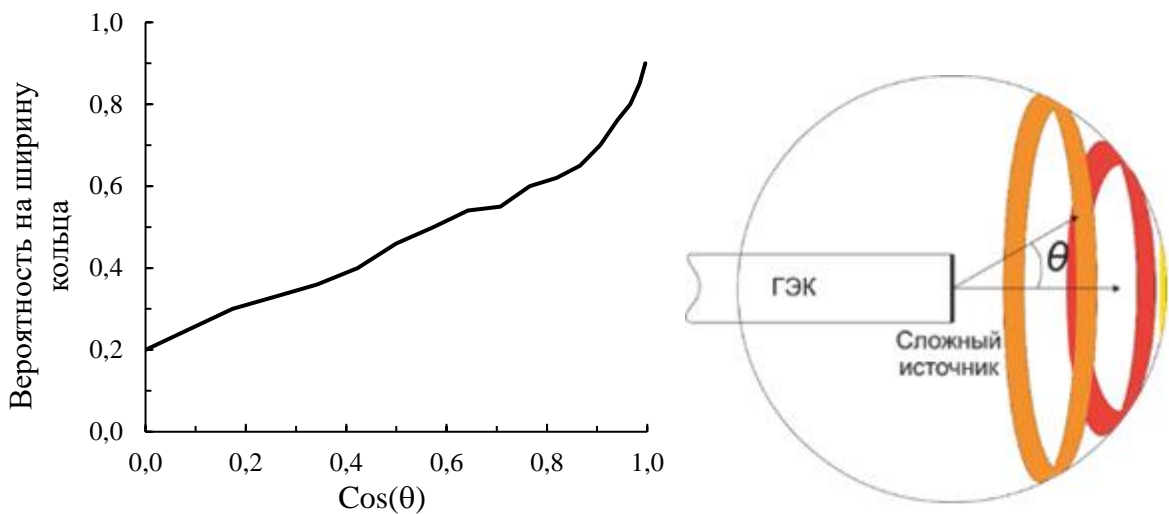


Рисунок 2.2 – Определение углового распределения источника

На втором этапе была создана расчетная модель экспериментального канала и окружающего пространства вблизи с местом облучения, в которой источником потока ионизирующего излучения являются значения спектральных и угловых характеристик, полученные на первом этапе.

Положение плоскости источника должно быть выбрано таким образом, чтобы уменьшить влияние элементов активной зоны и внутрибачных устройств на распределение поля нейтронов в канале реактора, а также для удобства проведения оптимизационных расчетов фильтров нейтронного и гамма-излучения.

Такая методика позволяет проводить оптимизационные расчеты с высокой точностью без использования модели активной зоны с детальной проработкой составляющих элементов.

2.5 Экспериментальные методы определения

Результаты численного моделирования процесса переноса ионизирующего излучения могут быть верифицированы с помощью проведения серии экспериментальных работ по измерению параметров полей ионизирующего излучения. Для оценки спектральных характеристик нейтронного потока широко применяется метод облучения активационных детекторов, поскольку использование этого метода позволяет определять параметры нейтронного поля в широком диапазоне энергий от долей эВ до 15 МэВ. Активационный метод спектрометрии нейтронов является единственным, позволяющим проводить описанные работы в условиях действия нейтронных и сопутствующих гамма-полей в активной зоне и экспериментальных каналах ядерных реакторов [77]. В основе этого метода лежит принцип активации различных элементов нейтронами в следствие протекания пороговых реакций и последующего измерения наведенной активности (рисунок 2.3) [53].

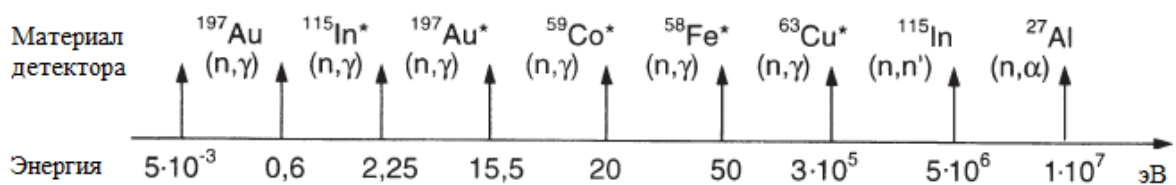


Рисунок 2.3 – Материалы активационных детекторов и пороговые энергии реакций, позволяющих восстановить спектр нейтронов (* – в Cd-чехле)

Так, например, при определении значения плотности потока тепловых нейтронов проводится облучение двух детекторов из золота. Один из детекторов помещается в кадмиевый чехол. Поскольку сечение поглощения кадмия велико для низких энергий нейтронов (рисунок 2.4), а при энергии нейтрона свыше 0,5 эВ взаимодействие нейтронов обуславливается только резонансными пиками, то считается, что детектор, находящийся в кадмиевом чехле, активируется только надтепловыми нейтронами.

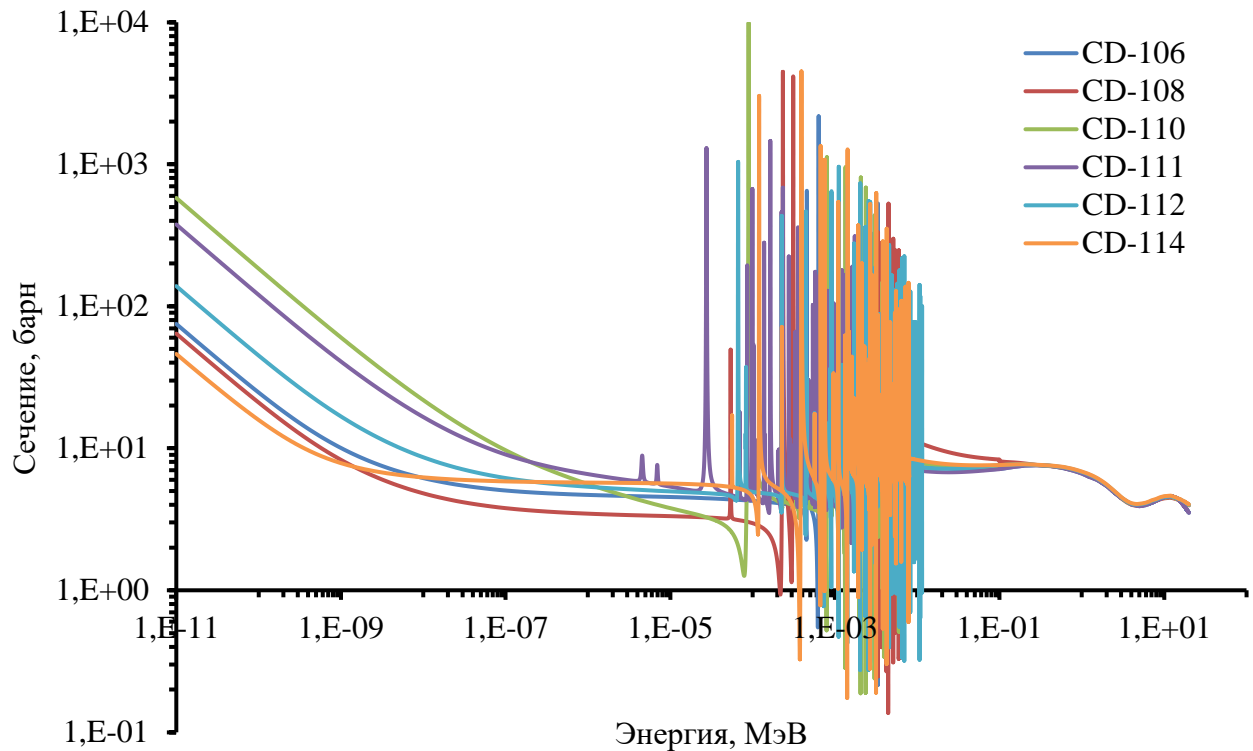


Рисунок 2.4 – Микроскопическое сечение поглощения природных изотопов кадмия

При этом плотность потока тепловых нейтронов описывается выражением:

$$\Phi_T = \frac{(A - A_{Cd} \cdot F_{Cd}) \cdot e^{\lambda \cdot t_2}}{n_0 \cdot \sigma_a \cdot q(T) \cdot (1 - e^{\lambda \cdot t_1})}, \quad (2.2)$$

где: A , A_{Cd} – активность образцов, облученных без кадмия и в кадмии соответственно;

F_{Cd} – коэффициент, учитывающий поглощение и рассеяние надтепловых нейтронов в кадмиевом экране;

λ – постоянная распада радиоактивных атомов, с^{-1} ;

n_0 – количество ядер вещества активационного детектора;

σ_a – микроскопическое сечение реакции активации, соответствующее скорости стандартизированных нейтронов;

$q(T)$ – коэффициент, характеризующий отклонение сечения активации от закона $1/v$ в тепловой области;

t_1, t_2, t_3 – время облучения, выдержки и измерения образца соответственно.

Скорость реакции активации детектора R связана с величиной счета следующим образом:

$$R = \frac{\lambda \cdot \bar{N} \cdot e^{\lambda \cdot t_2}}{n_0 \cdot (1 - e^{\lambda \cdot t_1}) \cdot (1 - e^{\lambda \cdot t_3}) \cdot \varepsilon \cdot \eta \cdot W \cdot Q_m}, \quad (2.3)$$

где: \bar{N} – среднее значение счета, имп.;

ε – эффективность регистрации детектора, имп./ γ -кв.;

η – число выходов γ -квантов на распад;

W – мощность реактора в период облучения, кВт;

Q_m – коэффициент экранирования детектора.

Используя значения скорости реакции детекторов, облученных в кадмиевом фильтре и без него, можно получить выражение для определения значения плотности потока тепловых нейтронов:

$$\Phi_T = \frac{R}{\sigma_a \cdot q(T)} \cdot \left(1 - \frac{F_{Cd} \cdot R_{Cd}}{R} \right). \quad (2.4)$$

Приведенные зависимости позволяют определить абсолютные значения плотностей потоков нейтронов только в точках, где непосредственно проводилось измерение. Для определения пространственных закономерностей распределения нейтронных полей используется метод активации протяженных детекторов. Как правило, в качестве материала детектора служит медная проволока. С помощью таких проволок возможно восстановление распределения плотности потока нейтронов как по объему экспериментального канала, так и по объему дозиметрического фантома.

Для экспериментального определения мощности дозы от фотонного излучения использовался спектрометр-дозиметр UNSD-15 [78]. Благодаря наличию детектора быстрых нейтронов и гамма-излучения (с цилиндрическим сцинтиллятором), а также паре детекторов медленных нейтронов на основе

счетчиков СМ-13 спектрометр-дозиметр позволяет обеспечить измерение аппаратных распределений импульсов, их идентификацию с восстановлением энергетических спектров нейтронов и гамма-квантов в режиме реального времени и вычисление мощности эффективной дозы от обоих видов излучения.



Рисунок 2.5 – Спектрометр-дозиметр UNSD-15

Спектрометр-дозиметр имеет сертификат калибровки №210/0091-2021 от 05.05.2021 выполненной с помощью эталонной установки УЭППИ №01 из состава Государственного первичного эталона единиц потока и плотности потока нейтронов ГЭТ 10-81 с использованием набора эталонных радионуклидных источников нейтронов.

Глава 3. Исследование возможностей реактора ИРТ-Т для реализации условий проведения НЗТ

3.1 Исследование нейтронно-физических параметров реактора ИРТ-Т для целей НЗТ

Для оценки возможности размещения установки для нейтрон-захватной терапии был проведен расчет по определению энергетических распределений плотности потока нейтронов и фотонов в каждом из горизонтальных каналов реактора ИРТ-Т. Исключением является горизонтальный канал ГЭК-4, так как на базе этого канала реализован комплекс по нейтронно-трансмутационному легированию монокристаллического кремния [79].

Результаты определения энергетического распределения плотности потока нейтронов представлены на рисунке 3.1. Величина стандартного отклонения не превышала 1 % для тепловых нейтронов, 10 % для эпитепловых нейтронов и 15 % для быстрых нейтронов.

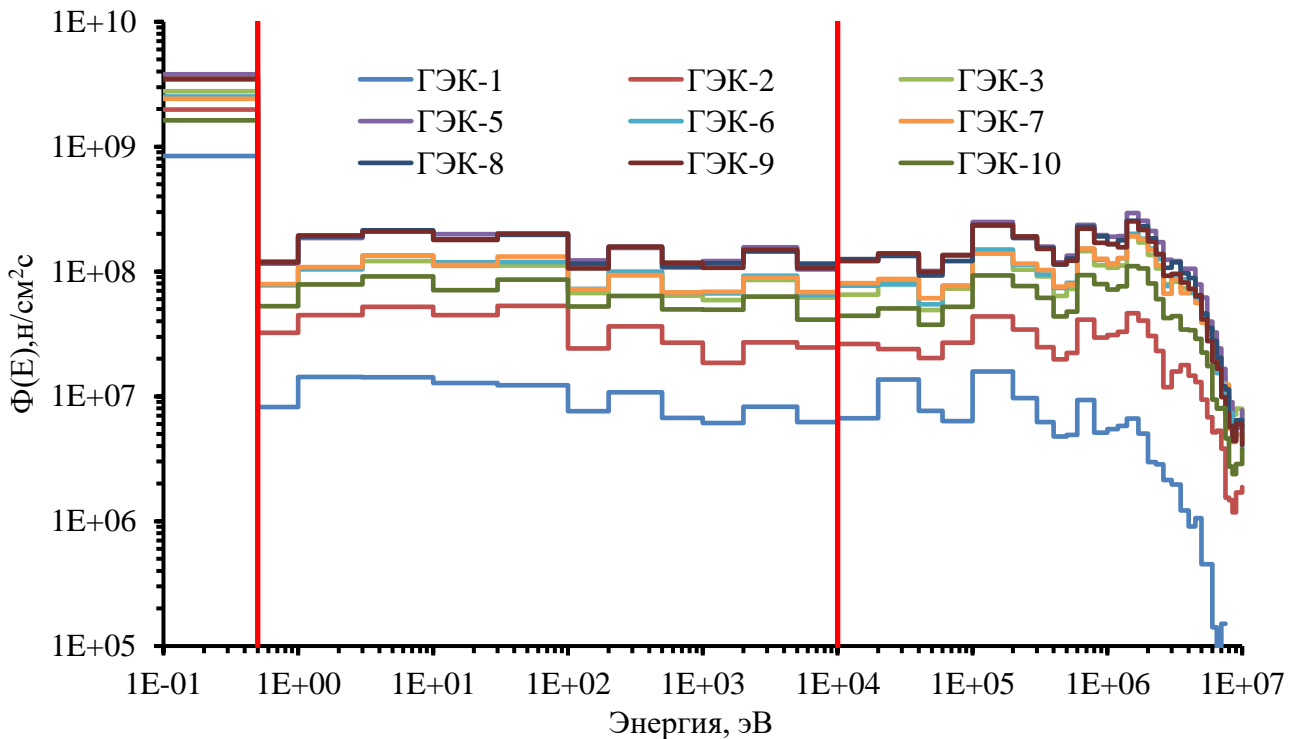


Рисунок 3.1 – Энергетическое распределение плотности потока нейтронов на выходе горизонтальных каналов реактора ИРТ-Т

Энергетическое распределение плотностей потока фотонов представлено на рисунке 3.2. Величина стандартного отклонения при определении значений плотности потока гамма-квантов всех энергий не превышала 10 %.

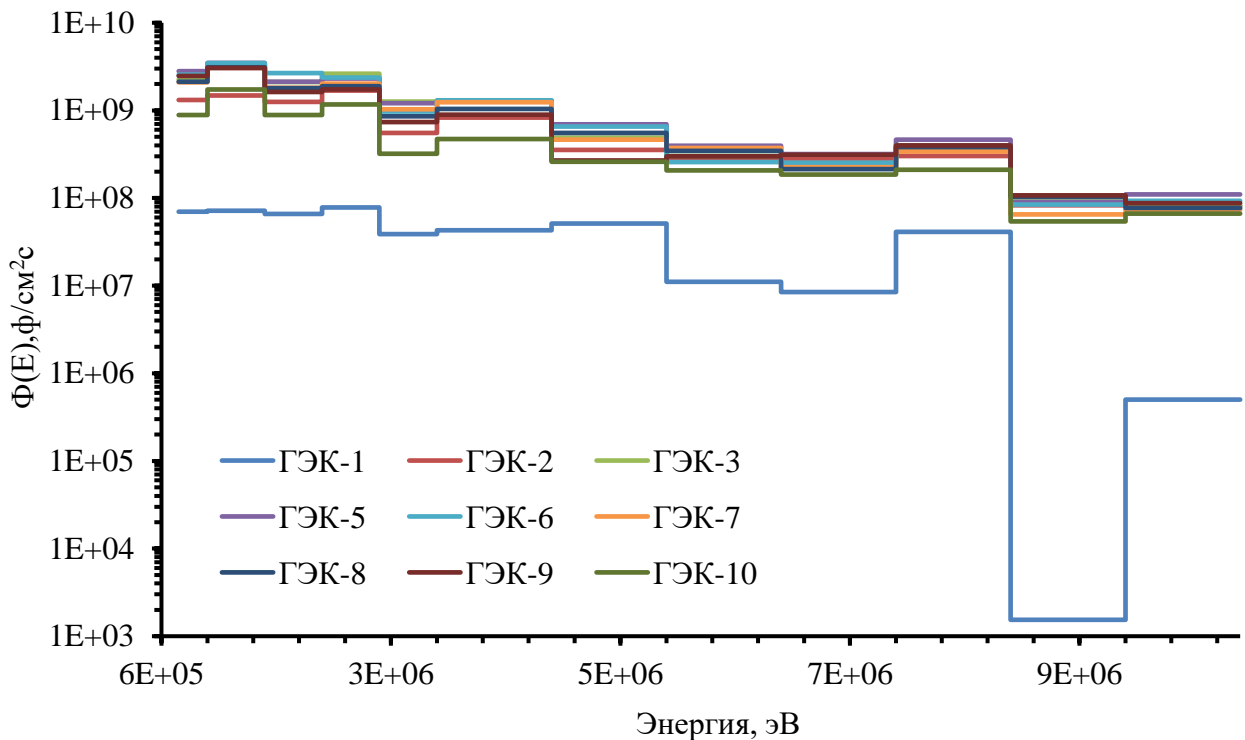


Рисунок 3.2 – Энергетические распределения плотности потока гамма-квантов на выходе горизонтальных каналов реактора ИРТ-Т

При определении наиболее подходящих экспериментальных объемов для создания технологии НЗТ важную роль играет жесткость спектра нейтронов, которая характеризуется кадмиевым индексом:

$$\delta = \frac{\int_{E_{Cd}}^{\infty} \Sigma(E)\Phi(E)dE}{\int_0^{E_{Cd}} \Sigma(E)\Phi(E)dE}, \quad (3.1)$$

так как при изначально низких значениях плотности потока быстрых нейтронов потребуются применение меньшего количества фильтрующих компонентов, следовательно, будет наблюдаться малое уменьшение значений плотности потока целевой энергетической группы (см. п.1.1).

Спектральные характеристики радиальных экспериментальных каналов обладают значительной долей быстрых нейтронов, которая формируется благодаря прямому прострелу от активной зоны. Более мягкий спектр нейтронов на выходе из касательного канала ГЭК-1 формируется за счет значительного рассеяния

быстрых нейтронов в материалах внутренней тепловой сборки и биологической защиты реактора.

Аналогичная ситуация наблюдается при анализе энергетического распределения фотонов в предполагаемом месте облучения. За счет рассеяния в материалах внутрибачных устройств реактора, а также в биологической защите общая интенсивность фотонов во всех энергетических группах снижается.

Поскольку показателями эффективности установки для нейтрон-захватной терапии являются вторичные критерии качества пучка, были определены значения мощности кермы, формируемой быстрыми нейтронами и гамма-квантами.

Перевод значений плотности потока нейтронов и гамма-квантов в значения мощности кермы от соответствующего типа излучения был проведен с помощью переводных коэффициентов, представленных в таблице 3.1 [80].

Таблица 3.1 – Значения мощности кермы на единичный флюенс нейтронов и гамма-квантов

Нейтроны		Гамма-кванты	
Нижняя граница энергетической группы, эВ	Мощность кермы на единичный флюенс Гр·см ²	Нижняя граница энергетической группы, эВ	Мощность кермы на единичный флюенс Гр·см ²
0,00E+00	2,72E-13	0,00E+00	5,98E-13
2,50E-02	1,36E-13	3,00E+05	1,38E-12
1,00E-01	4,30E-12	4,00E+05	1,89E-12
1,00E+00	1,46E-12	5,00E+05	2,39E-12
1,00E+01	1,43E-12	6,00E+05	2,85E-12
1,00E+02	1,01E-12	8,00E+05	3,72E-12
1,00E+03	4,87E-12	1,00E+06	4,50E-12
1,00E+04	3,87E-12	1,50E+06	6,15E-12
1,00E+05	9,81E-12	2,00E+06	7,56E-12
5,00E+05	2,44E-11	3,00E+06	1,00E-11
1,00E+06	2,98E-11	4,00E+06	1,22E-11
2,00E+06	3,26E-11	5,00E+06	1,43E-11
2,50E+06	3,61E-11	6,00E+06	1,62E-11
5,00E+06	5,54E-11	8,00E+06	2,01E-11
7,00E+06	6,69E-11	1,00E+07	2,40E-11

Значения абсолютных значений плотности потока тепловых, эпитепловых и быстрых нейтронов, а также относительные значения мощности кермы, формируемой быстрыми нейтронами и гамма-квантами приходящейся на один тепловой и эпитепловой нейтрон представлены в таблице 3.2 [81].

Таблица 3.2 – Значения вторичных критериев качества пучка на выходе горизонтальных каналов реактора ИРТ-Т

	$\Phi_{\text{т}},$ $\text{н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\Phi_{\text{э}},$ $\text{н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\Phi_{\text{б}},$ $\text{н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\dot{D}_{\text{б}}/\Phi_{\text{т}},$ $\text{Гр}\cdot\text{см}^2$	$\dot{D}_{\text{б}}/\Phi_{\text{э}},$ $\text{Гр}\cdot\text{см}^2$	$\dot{D}_{\gamma}/\Phi_{\text{т}},$ $\text{Гр}\cdot\text{см}^2$	$\dot{D}_{\gamma}/\Phi_{\text{э}},$ $\text{Гр}\cdot\text{см}^2$
ГЭК-1	8,41E+08	1,07E+08	1,28E+08	2,59E-12	2,04E-11	4,82E-12	3,79E-11
ГЭК-2	1,98E+09	3,85E+08	6,28E+08	5,40E-12	2,78E-11	3,39E-11	1,74E-10
ГЭК-3	2,78E+09	9,59E+08	2,36E+09	1,62E-11	4,71E-11	3,71E-11	1,07E-10
ГЭК-5	3,80E+09	1,68E+09	3,83E+09	1,81E-11	4,10E-11	2,94E-11	6,65E-11
ГЭК-6	2,52E+09	1,02E+09	2,53E+09	1,91E-11	4,71E-11	4,26E-11	1,05E-10
ГЭК-7	2,42E+09	1,03E+09	2,48E+09	1,90E-11	4,47E-11	3,83E-11	9,00E-11
ГЭК-8	3,46E+09	1,66E+09	3,51E+09	1,76E-11	3,66E-11	2,62E-11	5,47E-11
ГЭК-9	3,50E+09	1,65E+09	3,35E+09	1,59E-11	3,37E-11	2,44E-11	5,17E-11
ГЭК-10	1,62E+09	6,98E+08	1,45E+09	1,59E-11	3,68E-11	3,00E-11	6,95E-11

Анализируя полученные данные, можно сделать вывод о том, что, не смотря на низкие абсолютные значения плотности потока тепловых и эпитепловых нейтронов, физические характеристики пучка ионизирующего излучения горизонтального канала ГЭК-1 наиболее близки к требуемым значениям при проведении нейтрон-захватной терапии. Относительные кермы быстрых нейтронов и гамма-квантов на один тепловой и эпитепловой нейтрон других горизонтальных каналов реактора более чем на два порядка выше требований, предъявляемых к терапевтическим пучкам для НЗТ (см. п. 1.1). Таким образом в качестве источника нейтронного излучения для создания установки нейтрон-захватной терапии был выбран ГЭК-1.

3.2 Исследование параметров нейтронного излучения в канале ГЭК-1 реактора ИРТ-Т

На рисунке 3.3 приведено пространственное распределение расчетного значения плотности потока нейтронов по длине экспериментального канала ГЭК-1 реактора ИРТ-Т.

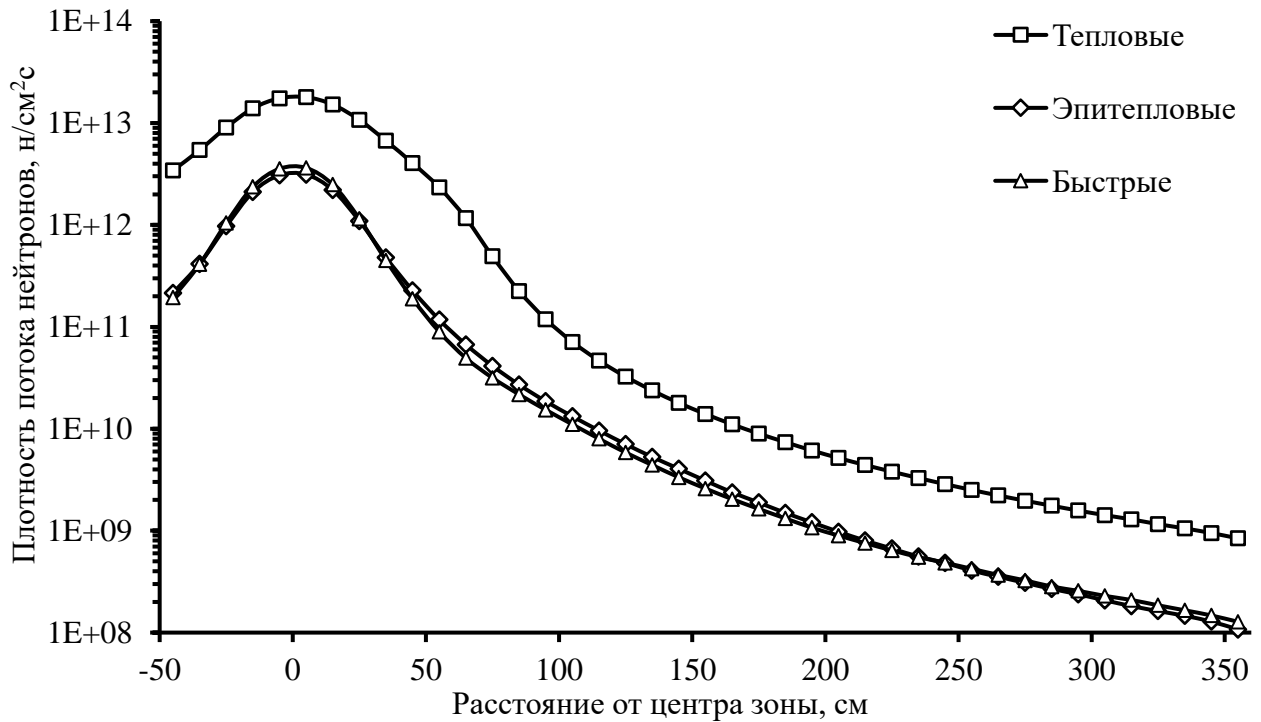


Рисунок 3.3 – Пространственное распределение плотности потока тепловых, эпитепловых и быстрых нейтронов по длине экспериментального канала ГЭК-1

Верификация полученных расчетных значений была проведена сравнением со значениями, полученными в эксперименте. Для получения экспериментальных значений была проведена серия измерений распределения относительной скорости реакции $^{63}\text{Cu}(n,\gamma)^{64}\text{Cu}$ по длине горизонтального экспериментального канала ГЭК-1 (Рисунок 3.4).

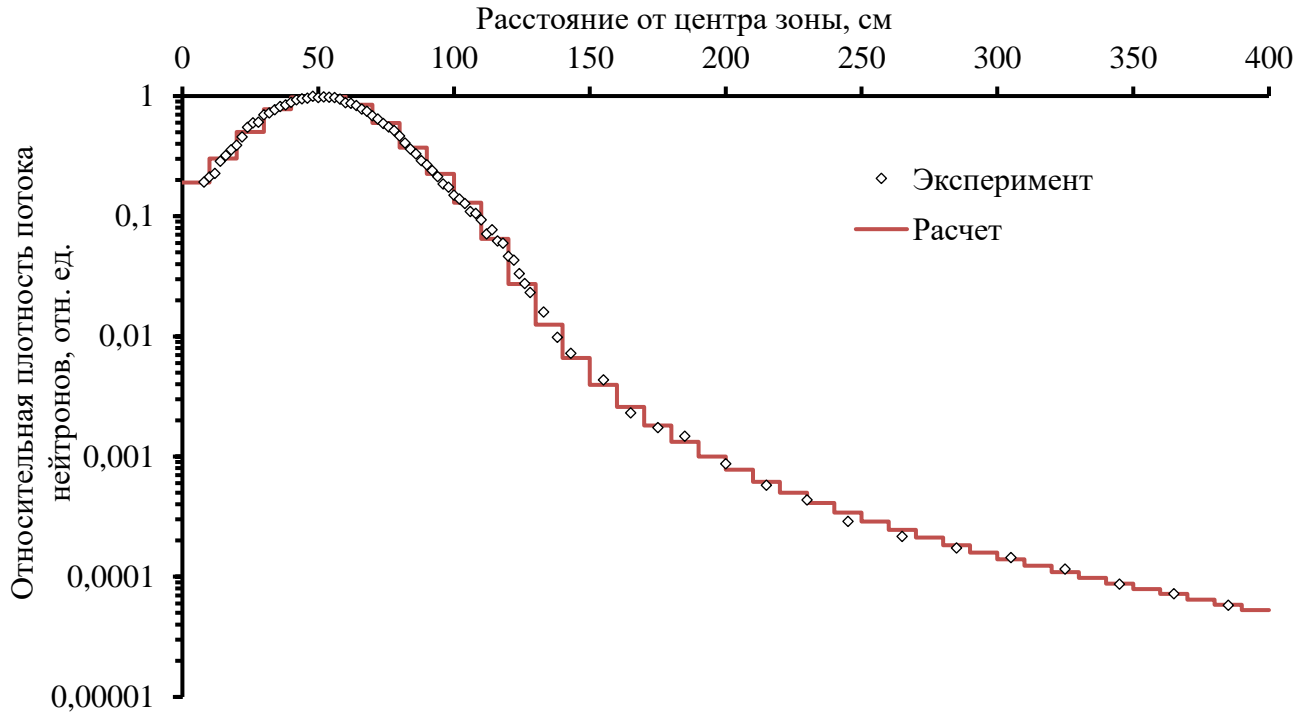


Рисунок 3.4 –Пространственное распределение относительной скорости реакции $^{63}\text{Cu}(n,\gamma)^{64}\text{Cu}$ по длине экспериментального канала ГЭК-1 (расчет, эксперимент)

Исходя из представленных данных можно сделать вывод о том, что расчетная модель адекватно описывает распределение нейтронного излучения на различном удалении от активной зоны реактора.

Распределение долей тепловых, эпитепловых и быстрых нейтронов в общем потоке нейтронов по длине канала ГЭК-1 представлено на рисунке 3.5.

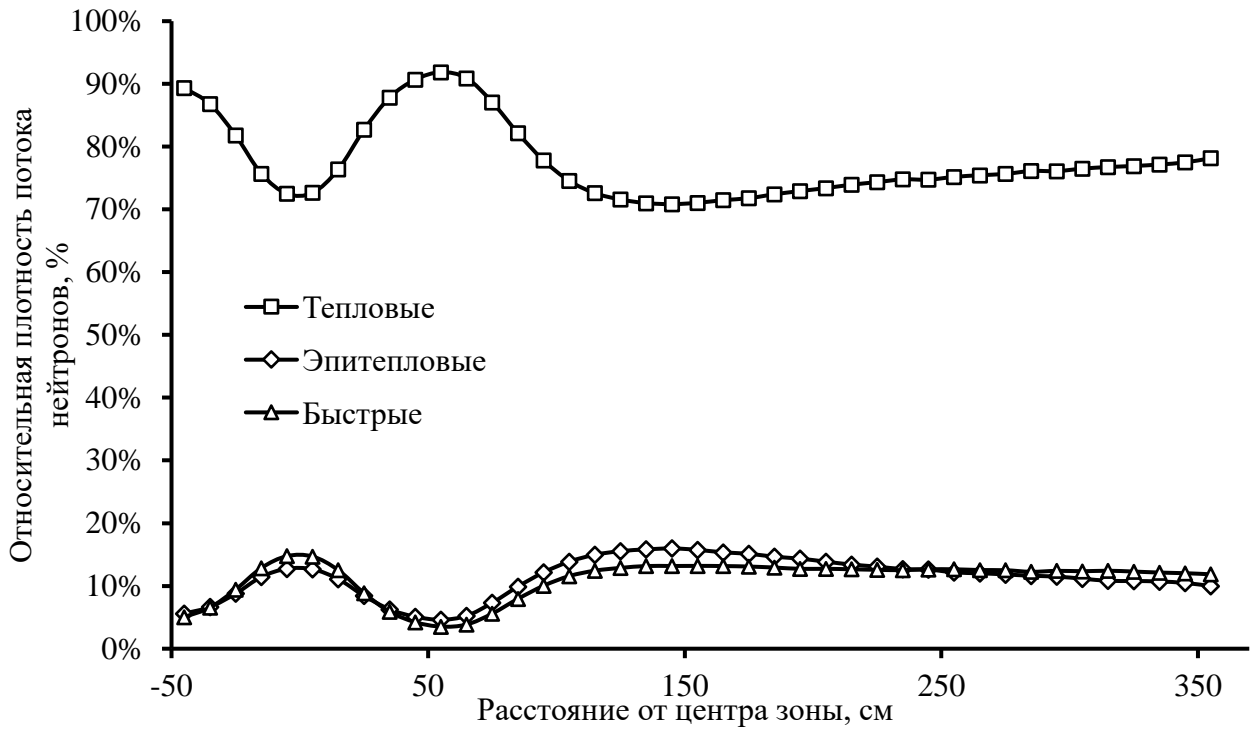


Рисунок 3.5 – Пространственное распределение доли тепловых, эпитепловых и быстрых нейтронов в суммарной плотности потока по длине экспериментального канала ГЭК-1

На рисунках 3.3-3.5 можно отметить заметное увеличение плотности потока тепловых нейтронов на расстоянии ~ 60 см от центра активной зоны. Это обусловлено наличием внутренней тепловой сборки из бериллия, формирующей распределение нейтронов в экспериментальном канале ГЭК-4, предназначенном для НТЛ кремния (см. п. 1.2)

Для экспериментального определения энергетического спектра нейтронного излучения привлекалась специализированная организация – ФГУП «ВНИИФТРИ». Энергетический формат используемой для восстановления спектра программы КАСКАД-620 (176) – 176 групп на интервале 10^{-10} -18 МэВ, образованных из 620-ти групп формата ENDF [82]. Библиотека сечений сформирована с использованием данных из ENDF/B-4,6 [83], ENDL-78 [84], ГСССД 131-89 [85]. Поиск спектрального решения в полях осуществлялся в виде суперпозиции парциальных физически обоснованных спектров [86-91]: спектров мгновенных нейтронов деления, испарительных спектров Вайскопфа, Максвелловского спектра тепловых нейтронов и спектра замедления Ферми с

коэффициентами согласующими его с тепловыми (при энергии нейтронов $\sim 0,1$ эВ) и быстрыми нейтронами (при энергии нейтронов $\sim 0,1$ МэВ). Спектр нейтронов $F_i(E)$ полях представлялся в следующем виде:

$$F_i(E)_{i=1}^k = \Sigma A_{F_i} \cdot \left(\frac{2 \cdot \alpha_{F_i}^{\frac{3}{2}}}{\sqrt{\pi}} \right) \cdot \sqrt{E} \cdot \exp \exp (-\alpha \cdot E_{i=1}^k) + \Sigma A_{B_i} \cdot (\alpha_{B_i})^2 \cdot E \cdot \exp \exp (-\alpha_{B_i} \cdot E) + \\ + A_M \cdot (\alpha_M)^2 \cdot E \cdot \exp \exp (-\alpha_M \cdot E) + A_\Phi \cdot \left(\frac{1}{E_\Phi^\alpha} \right) \cdot \left[1 + \left(\frac{10^7}{E} \right)^7 \right]^{-1} \cdot \left[1 + \left(\frac{E}{0,2} \right)^2 \right]^{-1} \quad (3.2)$$

где: E – энергия нейтронов, МэВ,

A_{F_i} , A_{B_i} , A_M и A_Φ – масштабные коэффициенты, подбираемые из условия:

$$\int_0^\infty F(E) dE = 1 \quad (3.3)$$

Оптимизация параметров A_{F_i} , A_{B_i} , A_M и A_Φ проводилась с использованием полученных экспериментальных данных по скоростям ядерных реакций (Q_i) в активационных детекторах из никеля, титана, ниобия, индия, алюминия, золота, меди и лютетия, нормированных на одно ядро нуклида-мишени в детекторе и приведённых к номинальной мощности реактора.

Восстановленный энергетический спектр нейтронов на срезе шибера ГЭК-1 показан на рисунке 3.6.

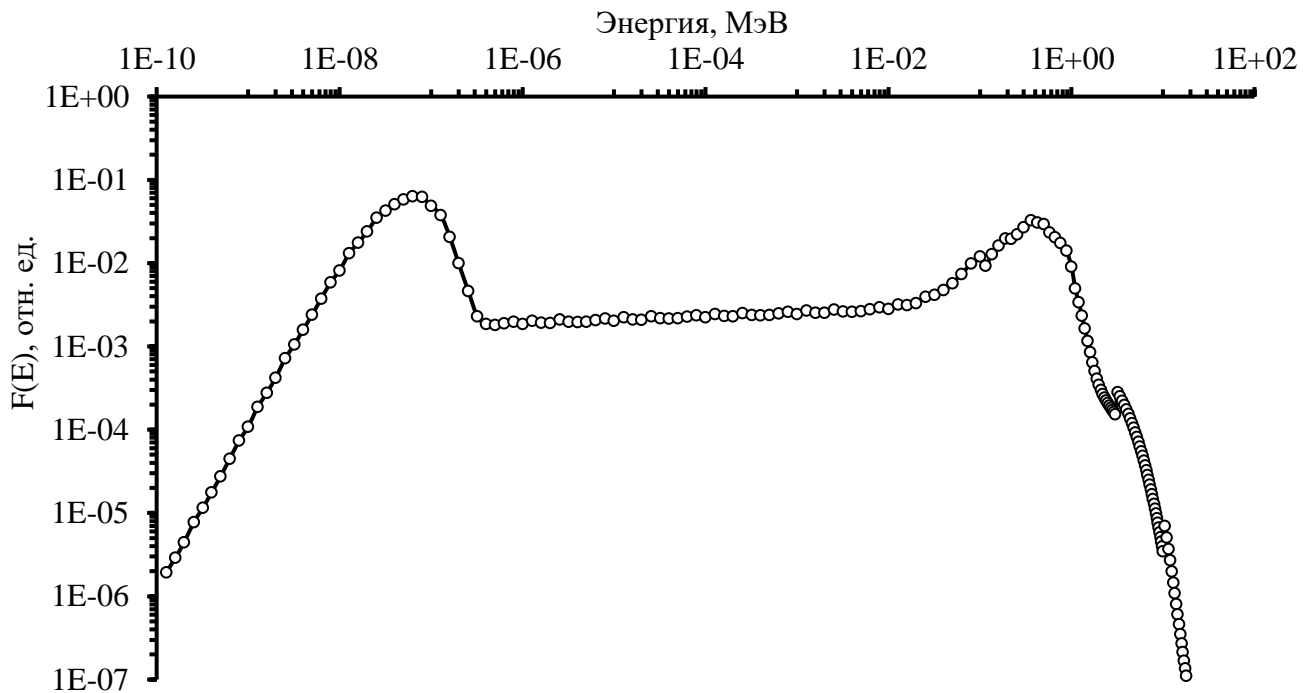


Рисунок 3.6 – Энергетическое распределение плотности потока нейтронов, определенное экспериментально

По полученным из экспериментальных данных скоростям реакции $\text{Au}(n,\gamma)\text{Au}$, которые составили для детектора в оболочке из кадмия – $3,02 \cdot 10^{-14}$ и $1,23 \cdot 10^{-13}$ для детектора без оболочки, с использованием формул 2.2-2.4 можно определить, что плотность потока тепловых нейтронов составила $9,44 \cdot 10^8$ н/см²·с, а плотность надтепловых нейтронов составила $3,03 \cdot 10^8$ н/см²·с. Результаты, полученные при моделировании условий эксперимента ($8,95 \cdot 10^8$ н/см²·с для тепловых нейтронов и $2,55 \cdot 10^8$ н/см²·с для надтепловых нейтронов) позволяют говорить о том, что разработанная расчетная модель достаточно адекватно описывает возможности экспериментальных устройств реактора ИРТ-Т.

С помощью переводных коэффициентов, представленных в таблице 3.1 были определены детальные характеристики формируемой дозовой нагрузки пучка нейтронов на срезе шибера канала ГЭК-1. На рисунке 3.7 отражено энергетическое распределение мощности кермы от нейтронного излучения.

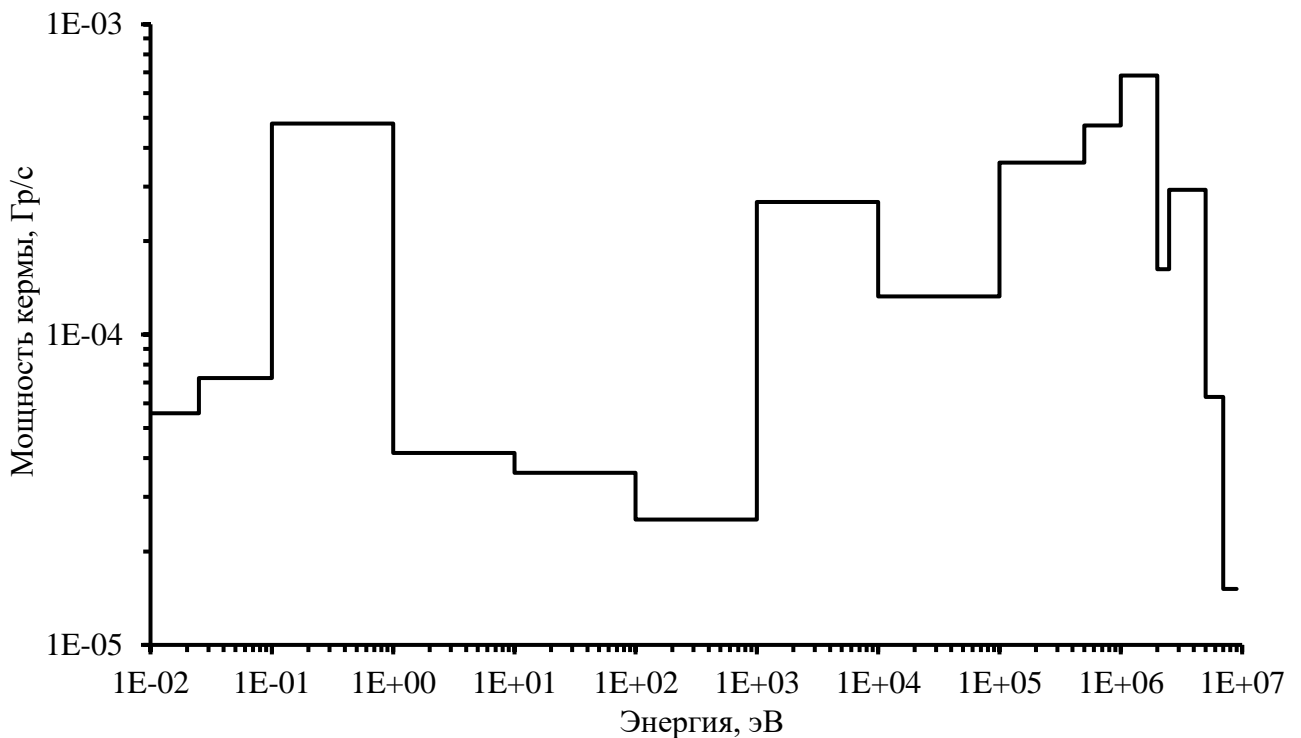


Рисунок 3.7 – Энергетическое распределение мощности кермы от нейтронного излучения на выходе экспериментального канала ГЭК-1

При этом значение мощности кермы в воздухе от тепловых нейтронов составляет 0,13 мГр/с, от эпитепловых 0,03 мГр/с и от быстрых 2,18 мГр/с. Суммарная мощность дозы от нейтронов всех энергий составляет 2,34 мГр/с.

Для определения первичных критериев качества пучка были проведены расчетные исследования распределения плотности потока нейтронов в фантоме.

Взаимодействие нейтрона с ядрами элементов биологической ткани, при прохождении через нее, характеризуется следующими реакциями [92]:

- водород – упругое рассеяние, радиационный захват;
- углерод – упругое и неупругое рассеяние, реакции $(n, n'\gamma)$ и (n, α) ;
- азот – упругое и неупругое рассеяние, реакции (n, p) , (n, d) , (n, t) , (n, α) , $(n, 2\alpha)$ и $(n, 2n)$;
- кислород – упругое и неупругое рассеяние, реакции (n, α) и (n, p) .

В связи с особенностями взаимодействия нейтронов с тканями, в качестве материала предполагаемой ткани использовалась стандартная тканеэквивалентная композиция ($C_5H_{40}O_{16}N$) [93].

На рисунке 3.8 показано расчетное распределение тепловых, эпитепловых и быстрых нейтронов по центральной оси тканеэквивалентного фантома.

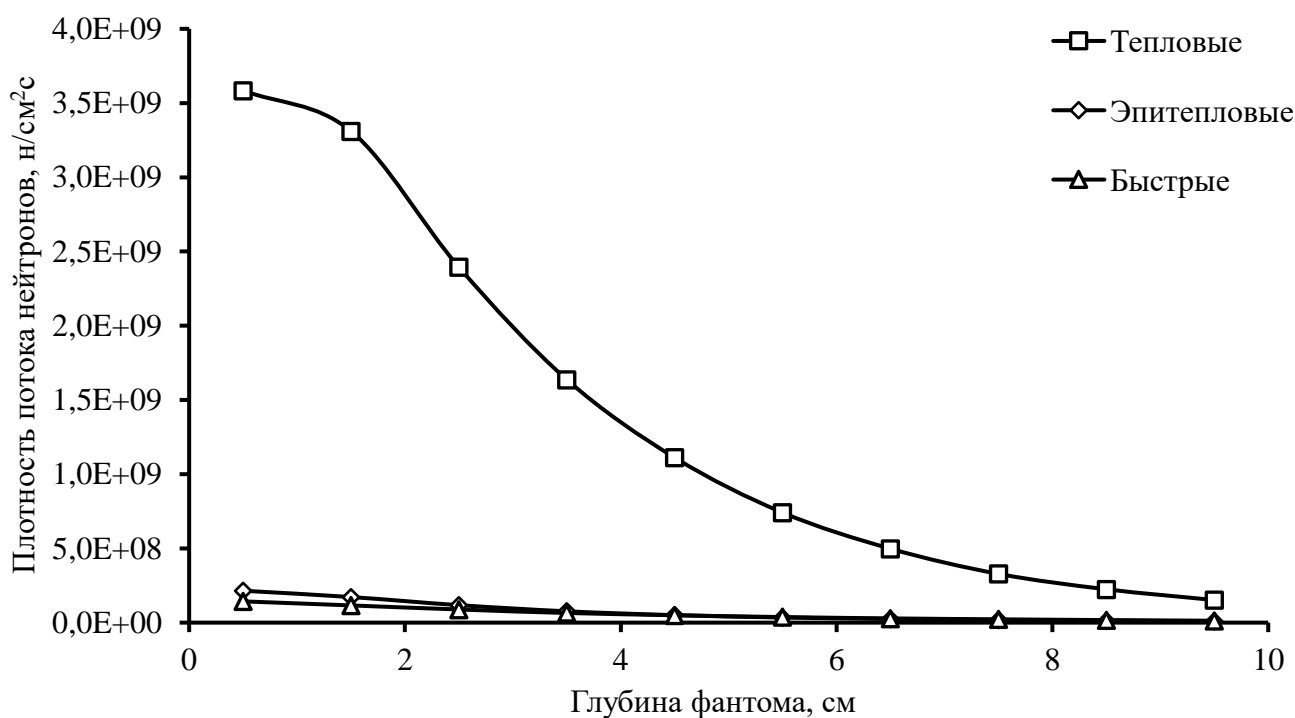


Рисунок 3.8 – Пространственное распределение тепловых, эпитепловых и быстрых нейтронов по центральной оси фантома

На рисунке 3.9 представлено изменение энергетического распределения плотности потока нейтронов при проникновении в материал фантома.

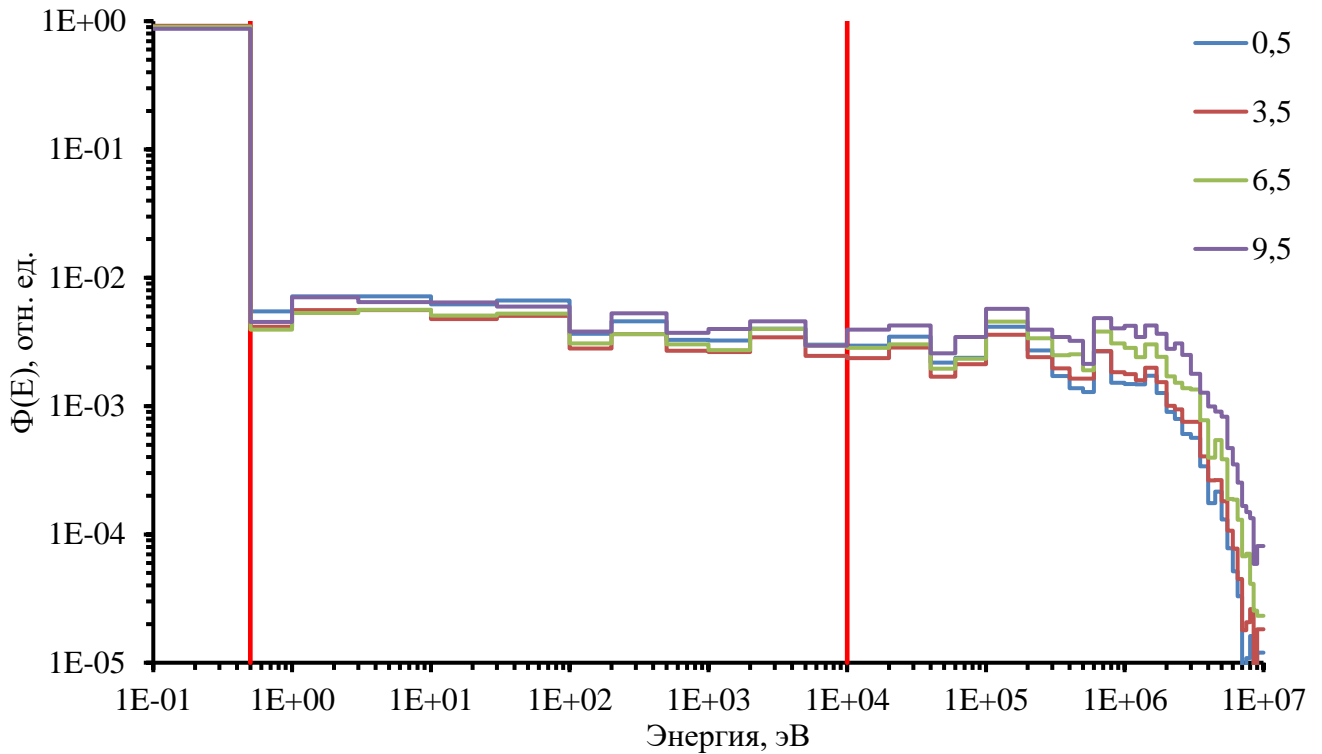


Рисунок 3.9 – Относительное энергетическое распределение нейтронов в нескольких точках по глубине фантома

Можно сделать вывод о том, что для существующего пучка нейтронов преобладает тепловая составляющая энергетического спектра, однако при прохождении объема фантома спектр нейтронов становится жестче, от чего увеличивается доза, создаваемая нейтронами с высокой энергией.

При определении дозиметрических нагрузок использовались керма-факторы представленные в работе [92]. При определении борной составляющей суммарной мощности дозы использовались значения концентрации бора в опухоли и здоровой ткани 65 и 18 ppm соответственно [48]. Распределение мощности доз, образующихся в фантоме при облучении биологических объектов существующих пучком нейтронов представлено на рисунке 3.10.

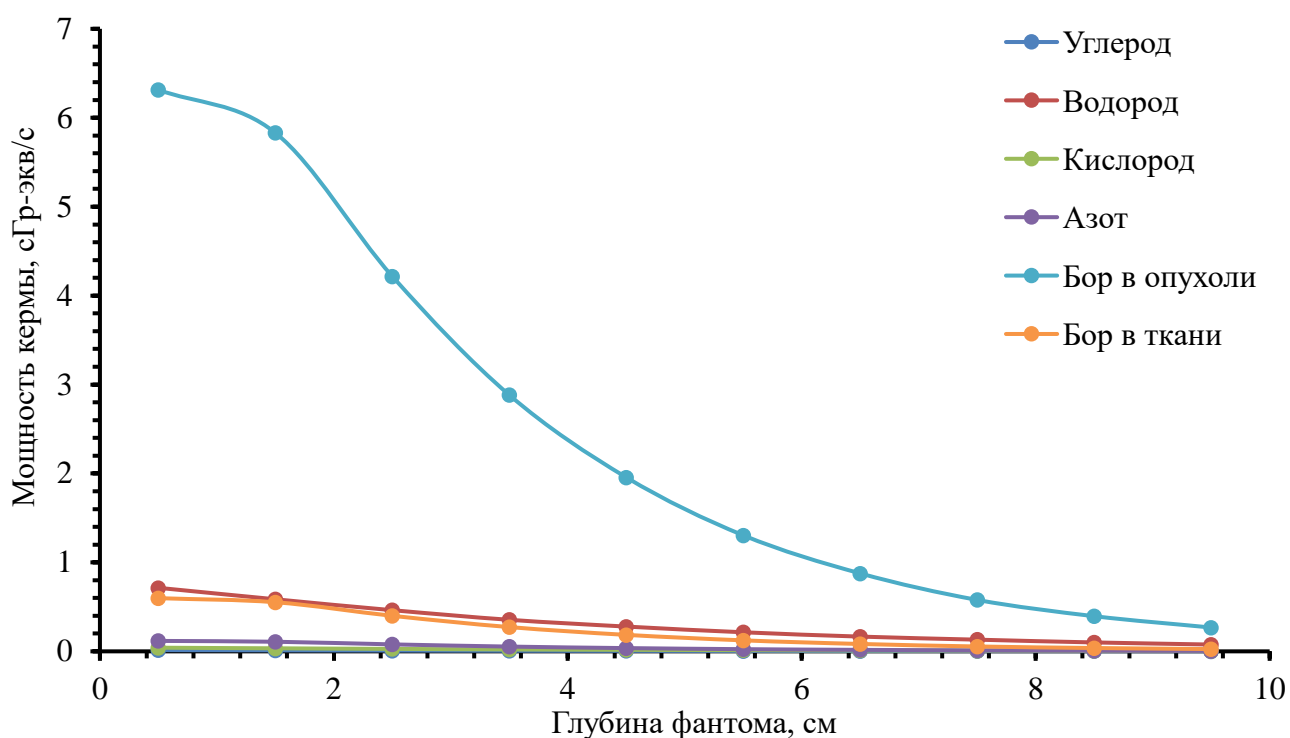


Рисунок 3.10 – Пространственное распределение значений мощности кермы от всех компонентов

Можно сделать вывод о том, что значительный вклад в суммарную мощность кермы вносит борная составляющая, однако, доля мощности кермы, формируемой при взаимодействии нейтронов с водородом, также оказывает значительное влияние, таким образом нельзя считать существующий пучок нейтронного излучения пригодным для проведения клинических и предклинических исследований в области НЗТ. Для улучшения параметров пучка необходимо использование фильтров, значительно снижающих плотность потока нейтронов с энергией выше 200 кэВ.

3.3 Исследование параметров гамма-излучения в канале ГЭК-1 реактора ИРТ-Т

На рисунках 3.11-3.12 приведено пространственное и энергетическое распределение гамма-квантов по длине горизонтального экспериментального канала ГЭК-1, определенное с помощью ПС MCU-PTR. Энергетическое

распределение гамма-квантов рассчитано в четырех точках канала ГЭК-1: напротив центра зоны, в районе внутренней тепловой сборки, перед и после защитного поворотного шибера.

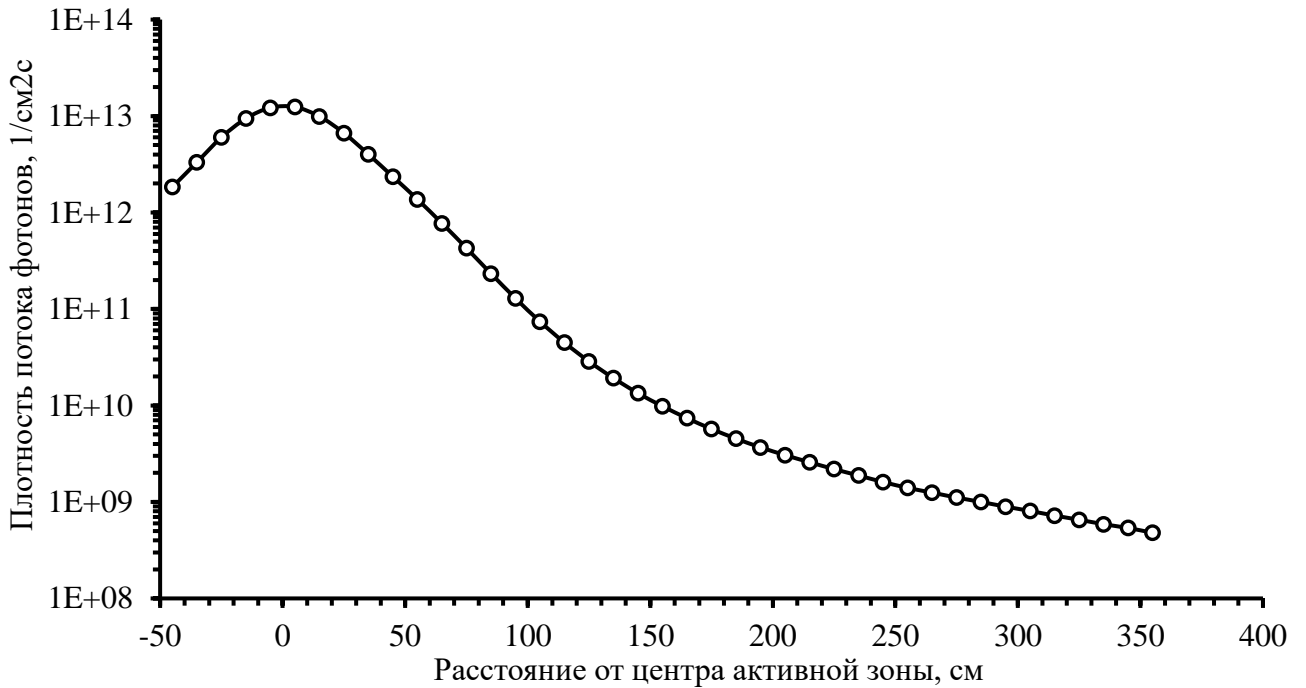


Рисунок 3.11 – Пространственное распределение плотности потока гамма-квантов по длине экспериментального канала ГЭК-1

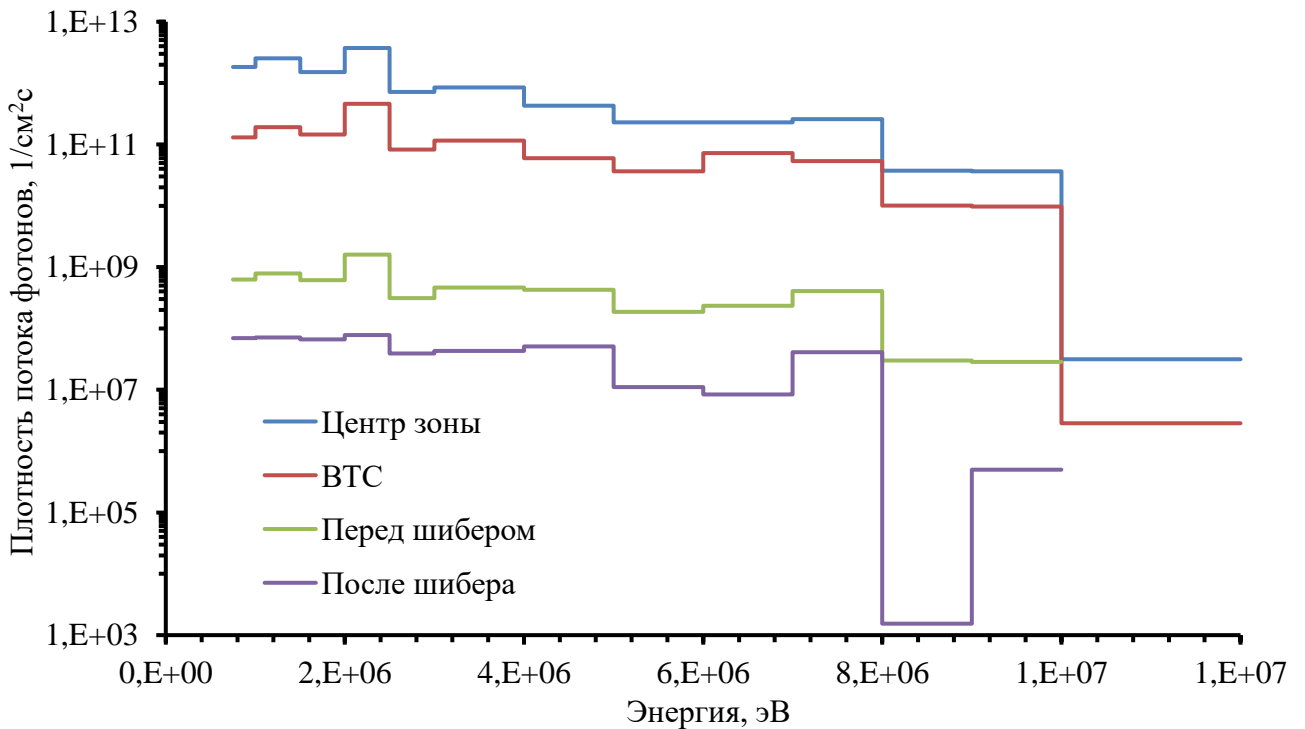


Рисунок 3.12 – Энергетическое распределение плотности потока гамма-квантов в разных точках экспериментального канала ГЭК-1

Энергетическое распределение гамма-излучения в диапазоне от 0,1 до 7 МэВ изменяется незначительно при удалении от активной зоны реактора, а интенсивность высокоэнергетических гамма-квантов значительно снижается при приближении к выходу экспериментального канала.

С помощью керма-факторов, представленных в таблице 3.1 были определены детальные характеристики формируемой дозовой нагрузки пучка гамма-квантов на срезе шибера канала ГЭК-1. На рисунке 3.13 отражено энергетическое распределение мощности дозы от фотонного излучения.

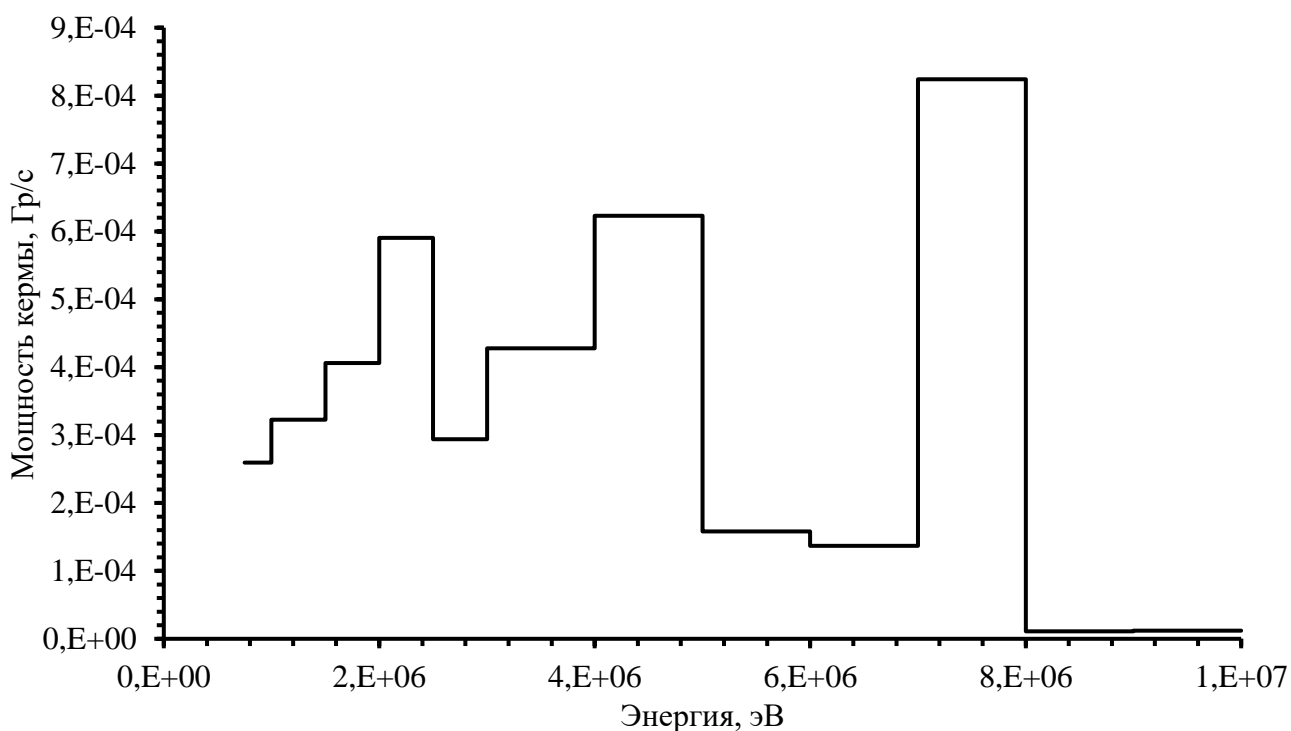


Рисунок 3.13 – Энергетическое распределение мощности кермы от гамма-квантов на выходе экспериментального канала ГЭК-1

Суммарная мощность кермы, формируемая гамма-квантами, составляет 0,45 сГр-экв/с. Наибольший вклад в суммарную керму вносят гамма-кванты, входящие в энергетические группы от 2 МэВ до 2,5 МэВ, 4 МэВ до 5 МэВ и от 7 МэВ до 8 МэВ.

На рисунке 3.14 представлено пространственное распределение мощности кермы, формируемой нейтронами (см. п. 3.2) и гамма-квантами в фантоме.

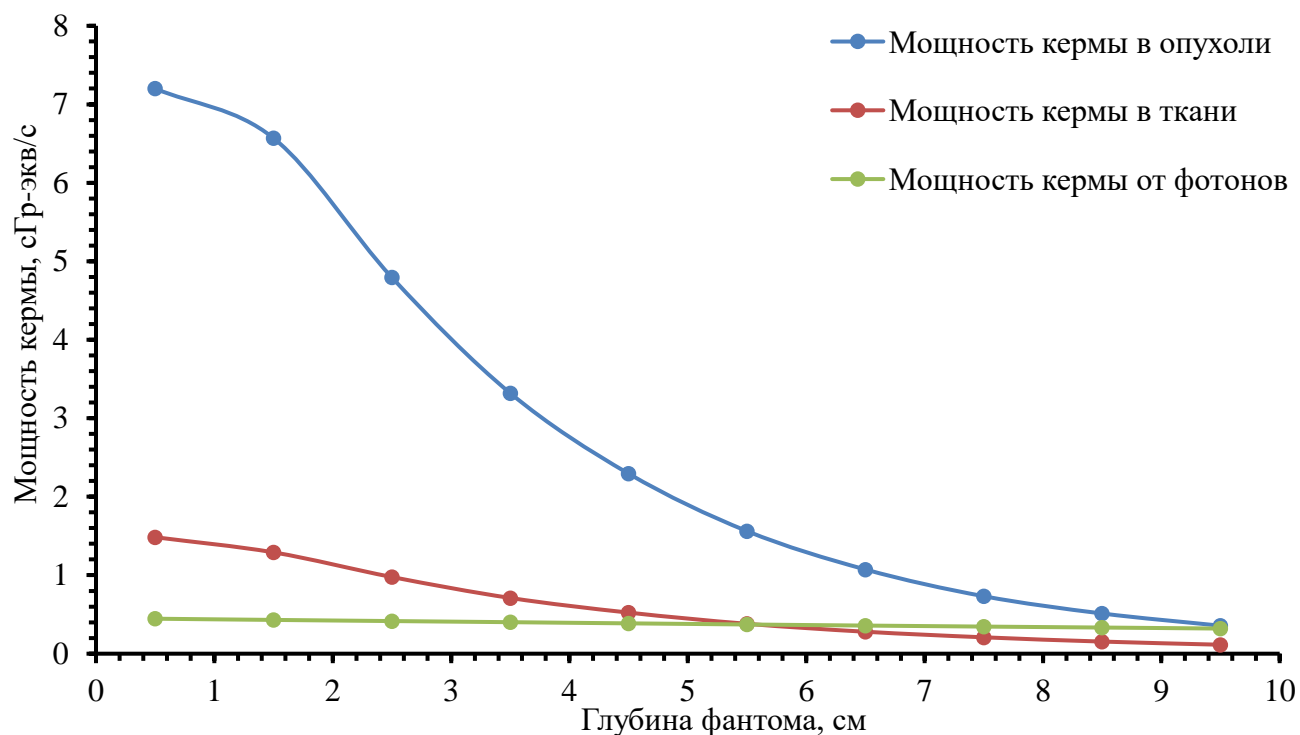


Рисунок 3.14 – Пространственное распределение мощности кермы в фантоме, формируемой нейтронами и гамма-квантами

Видно, что без наличия системы формирования пучка в экспериментальном канале, мощность кермы, формируемая фотонами в периферийных слоях фантома, составляет около 6 % от суммарной мощности кермы, подводимой к объему фантома, при этом, мощность кермы, формируемая при взаимодействии нейтронов с материалами фантома, составляет около 12 % от суммарной мощности кермы.

Таким образом, экспериментальный канал ГЭК-1 без проведения модернизации будет обладать следующими значениями первичных критериев качества пучка для проведения нейтрон-захватной терапии:

- $AD = 5,4$ см;
- $AR = 3,61$;
- $ADDR = 1,93$ сГр-экв/с.

Из приведенных выше значений можно сделать вывод о том, что при использовании текущего пучка ионизирующего излучения время для достижения максимальной толерантной дозы на здоровые ткани равной 12,6 Гр-экв [94] составляет приблизительно 39,24 минут. За это время в опухоли будет

сформирована терапевтическая доза, равная 45,4 Гр-экв. Однако вклад гамма-квантов и быстрых нейтронов в общую мощность дозы является значительным, что считается недопустимым при проведении нейтрон-захватной терапии.

На основании вышеизложенного, необходимо отметить, что из существующих экспериментальных каналов реактора ИРТ-Т наиболее подходящими характеристиками пучка ионизирующего излучения обладает экспериментальный канал ГЭК-1, однако достижение требуемых параметров может быть осуществлено только благодаря проведению комплексной модернизации внутриканального объема, направленной на снижение мощности дозы от гамма-квантов и быстрых нейтронов.

Глава 4. Разработка экспериментальной установки для проведения предклинических исследований в области НЗТ

4.1 Реализация бимодельного подхода

Для выбранного экспериментального канала ГЭК-1 была создана расчетная модель, реализующая бимодельный подход (см. п. 2.4) к проведению оптимизационных расчетов.

Оптимальным положением для сложного источника было определено пространство между массивом биологической защиты реактора и шиббером канала ГЭК-1. Для выбранной поверхности рассчитывалось угловое распределение излучения (нейтронов и гамма-квантов), как функция полярного угла относительно нормали. Энергетическое разбиение источника соответствует групповому распределению, использовавшемуся для оценки спектральных распределений плотностей потоков нейтронов и гамма-квантов на выходах горизонтальных каналов.

На основе полученных результатов была разработана модель шиббера канала ГЭК-1 со сложным источником, которая использовалась как в программе MCU-PTR (для проведения оптимизационных расчетов), так и в программе RHITS, позволяющей, помимо прочего, визуализировать результаты расчета задач переноса ионизирующего излучения (рисунок 4.1).

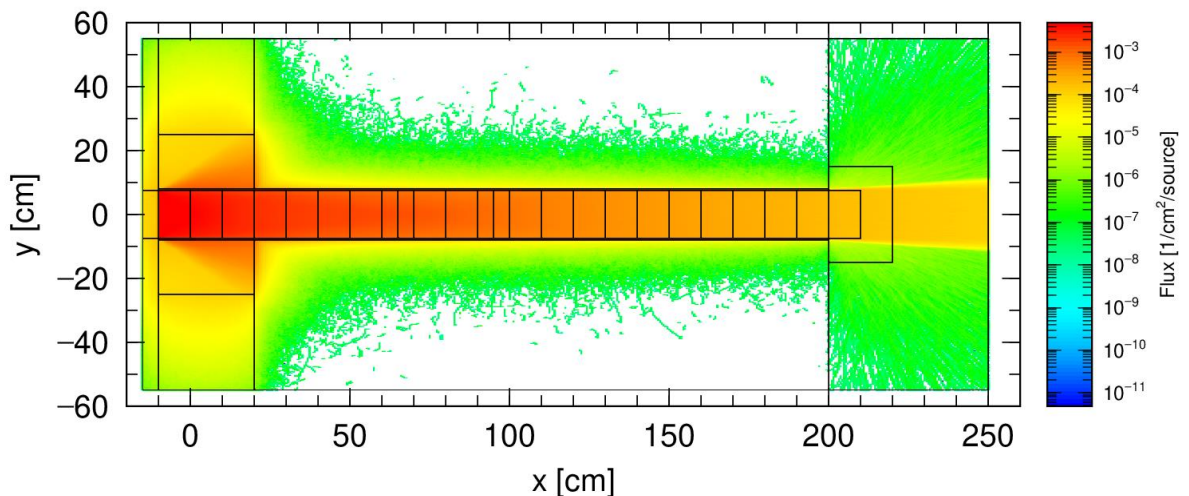


Рисунок 4.1 – Распределение потока нейтронов, полученное с помощью плоттера ПС RHITS

Энергетические распределения нейтронов на выходе экспериментального канала ГЭК-1, полученные с помощью расчета полномасштабной модели реактора ИРТ-Т и модели с использованием сложного источника представлены на рисунке 4.2.

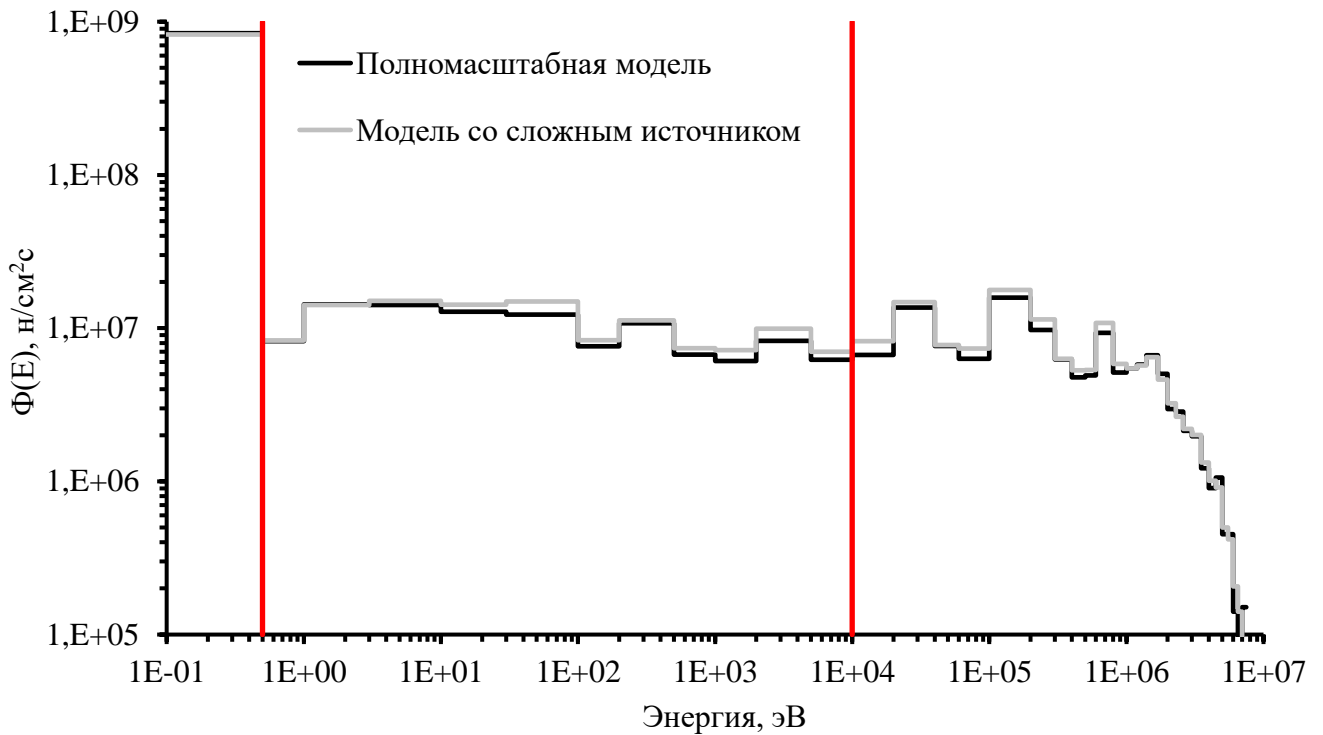


Рисунок 4.2 – Энергетическое распределение нейтронов на выходе ГЭК-1

Результаты определения спектра нейтронов в экспериментальном канале ГЭК-1 при использовании модели со сложным источником нейтронов, в пределах стандартного отклонения полученных результатов, совпадают со значениями плотности потока во всех рассматриваемых энергетических группах, полученными в результате расчета с использованием полномасштабной модели, что позволяет говорить о том, что разработанная модель достаточно адекватно описывает процессы переноса излучения в объеме защитного шибера канала ГЭК-1.

Разработанный бимодельный подход позволяет формировать расчетные модели для горизонтальных экспериментальных каналов исследовательских реакторных установок бассейнового типа для проведения многовариантных расчетов с высокой точностью при малых затратах времени вычисления для задач переноса излучения с большими массивами конструкционных материалов.

4.2 Формирование спектра излучения

Несмотря на то, что значения мощностей доз, формируемых гамма-квантами и быстрыми нейтронами в касательном канале ГЭК-1 значительно ниже, чем в радиальных экспериментальных каналах, они остаются слишком высокими для терапевтического пучка нейтронов. Для целей снижения доли быстрых нейтронов и гамма-квантов в пучке ионизирующего излучения канала ГЭК-1 были определены возможные конфигурации фильтров. В качестве материалов были выбраны алюминий и свинец, в виду доступности и приемлемых нейтронно-физических свойств. В таблице 4.1 представлены результаты расчета характеристик пучка при использовании различных конфигураций фильтра.

Таблица 4.1 – Параметры пучка ионизирующего излучения при установке фильтров

Состав фильтра	$\Phi_{\text{т}},$ $\text{н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\Phi_{\text{э}},$ $\text{н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\Phi_{\text{б}},$ $\text{н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\dot{D}_{\text{б}}/\Phi_{\text{т}},$ $\text{Гр}\cdot\text{см}^2$	$\dot{D}_{\gamma}/\Phi_{\text{т}},$ $\text{Гр}\cdot\text{см}^2$
Без фильтров	8,41E+08	1,07E+08	1,28E+08	2,59E-12	4,82E-12
1 см Al	7,50E+08	1,08E+08	1,10E+08	2,41E-12	4,49E-12
2 см Al	6,85E+08	9,88E+07	9,00E+07	2,29E-12	4,25E-12
3 см Al	6,25E+08	9,09E+07	7,51E+07	2,06E-12	4,25E-12
4 см Al	5,70E+08	8,32E+07	6,33E+07	1,87E-12	4,26E-12
5 см Al	5,20E+08	7,65E+07	5,39E+07	1,70E-12	4,28E-12
1 см Pb	5,78E+08	8,22E+07	1,08E+08	1,55E-12	4,26E-12
2 см Pb	4,06E+08	5,75E+07	8,59E+07	2,99E-12	3,65E-12
3 см Pb	2,85E+08	4,07E+07	6,91E+07	3,49E-12	3,16E-12
4 см Pb	2,01E+08	2,89E+07	5,56E+07	4,11E-12	2,79E-12
5 см Pb	1,43E+08	2,06E+07	4,52E+07	4,80E-12	2,41E-12
1 см Al 5 см Pb	1,30E+08	1,87E+07	3,60E+07	5,62E-12	2,14E-12
2 см Al 5 см Pb	1,19E+08	1,71E+07	2,95E+07	5,01E-12	2,13E-12
3 см Al 5 см Pb	1,09E+08	1,56E+07	2,44E+07	4,51E-12	2,16E-12
4 см Al 5 см Pb	9,94E+07	1,43E+07	2,04E+07	4,08E-12	2,16E-12
5 см Al 5 см Pb	9,07E+07	1,32E+07	1,72E+07	3,69E-12	2,16E-12

В результате проведения оптимизационных расчетов, в качестве фильтра нейтронного излучения был выбран алюминий толщиной 5 см, расположенный на расстоянии 50 см от начала шибера устройства. В качестве фильтра гамма-излучения был выбран свинец толщиной 5 см на расстоянии 70 см от начала шибера устройства. Подобранные таким образом материальный состав и расположение позволили более чем в два раза снизить вклад мощности дозы, формируемой гамма-излучением, при этом, вклад от высокоэнергетичных нейтронов не увеличился.

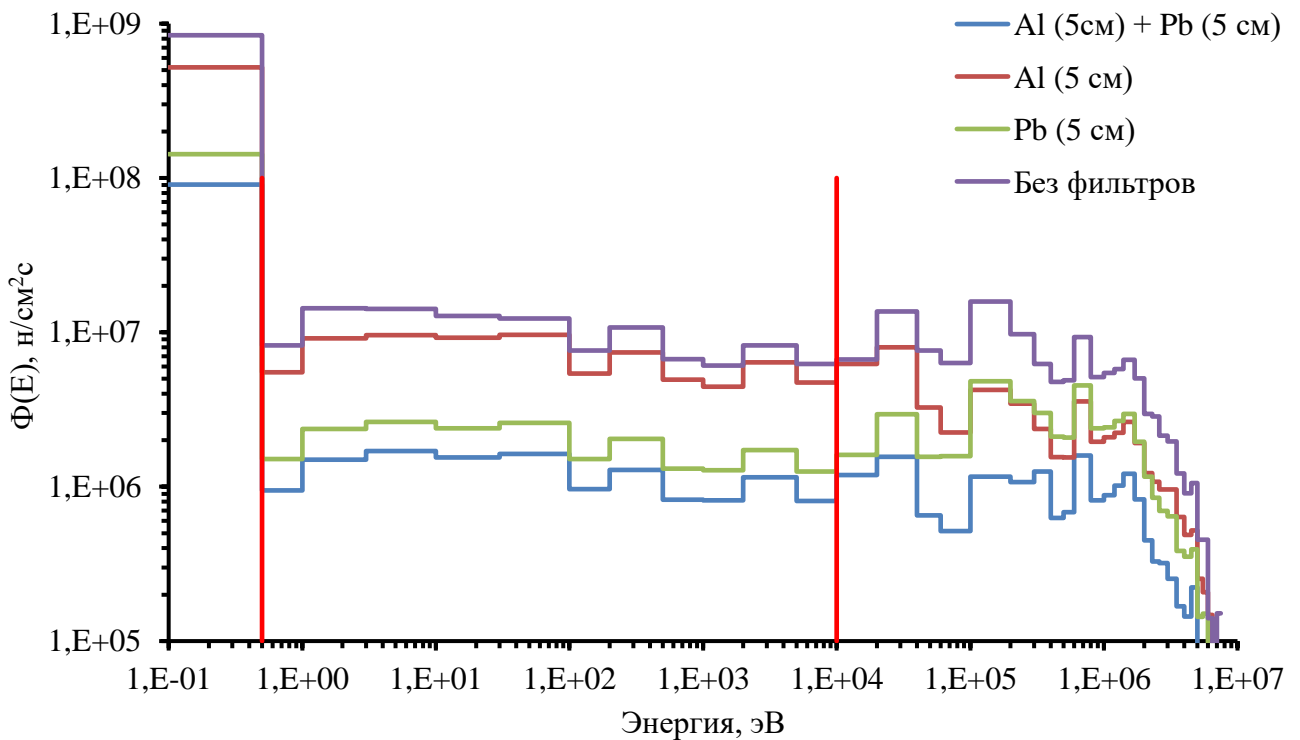


Рисунок 4.3 – Изменение энергетических распределений нейтронов при установке различных фильтров в канал ГЭК-1

Видно, что введение алюминиевого фильтра эффективно снижает плотность потока нейтронов в энергетических группах выше 0,1 МэВ. Снижение фотонной компоненты пучка возможно только благодаря введению материалов, имеющих высокую плотность. Одним из таких материалов является свинец, который широко используется для защиты от фотонного излучения. Однако, введение свинца в объем экспериментального канала значительно снижает значение плотности потока нейтронов в энергетических группах до 10 кэВ, что негативно сказывается

на качестве нейтронного излучения. Таким образом, необходимо применять искусственные ограничения, направленные на недопущение снижения плотности потока нейтронов и, следовательно, времени проведения облучения.

Распределение мощности доз, образующихся в фантоме при облучении биологических объектов пучком нейтронов после прохождения фильтрующих материалов, представлено на рисунке 4.4.

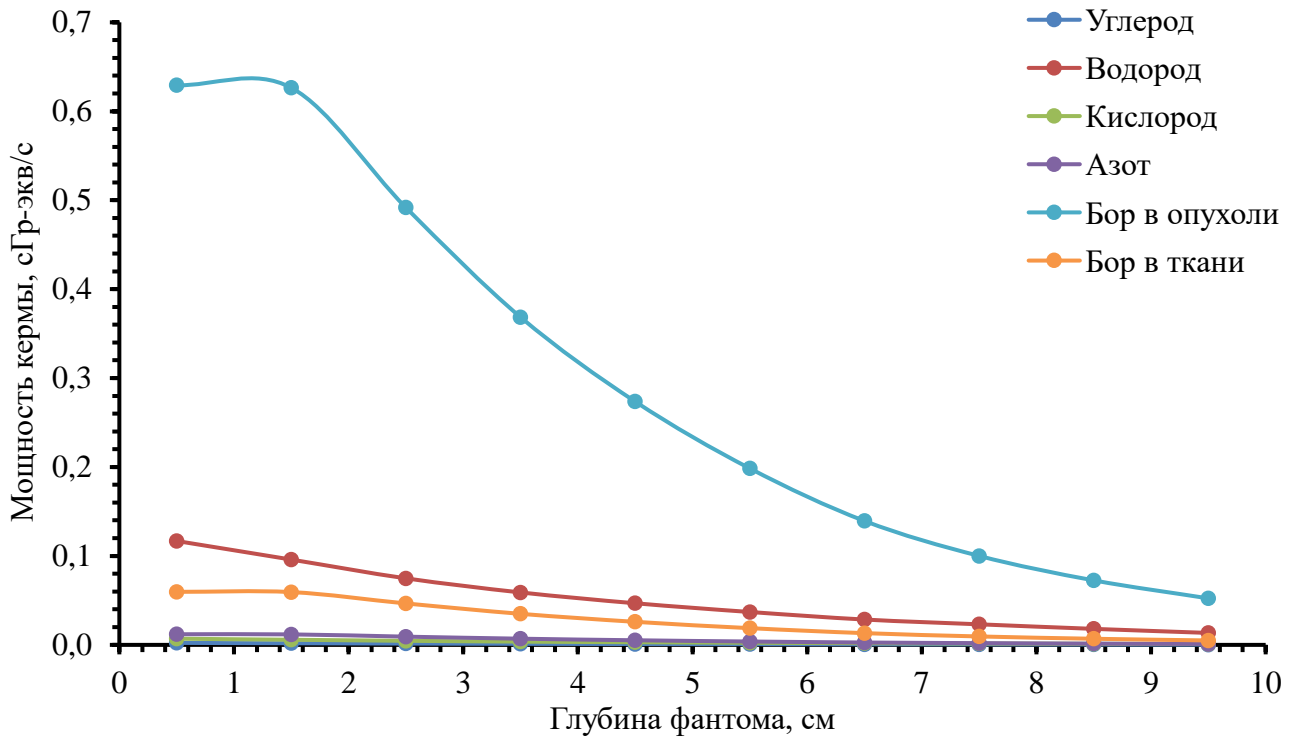


Рисунок 4.4 – Пространственное распределение значений мощности кермы от всех компонентов

Борная составляющая суммарной дозы излучения составляет более 79 %, при этом доза, формируемая при взаимодействии нейтронов с ядрами водорода, увеличивается незначительно.

На рисунке 4.5 представлено пространственное распределение мощности кермы, формируемой нейтронами и фотонами в фантоме.

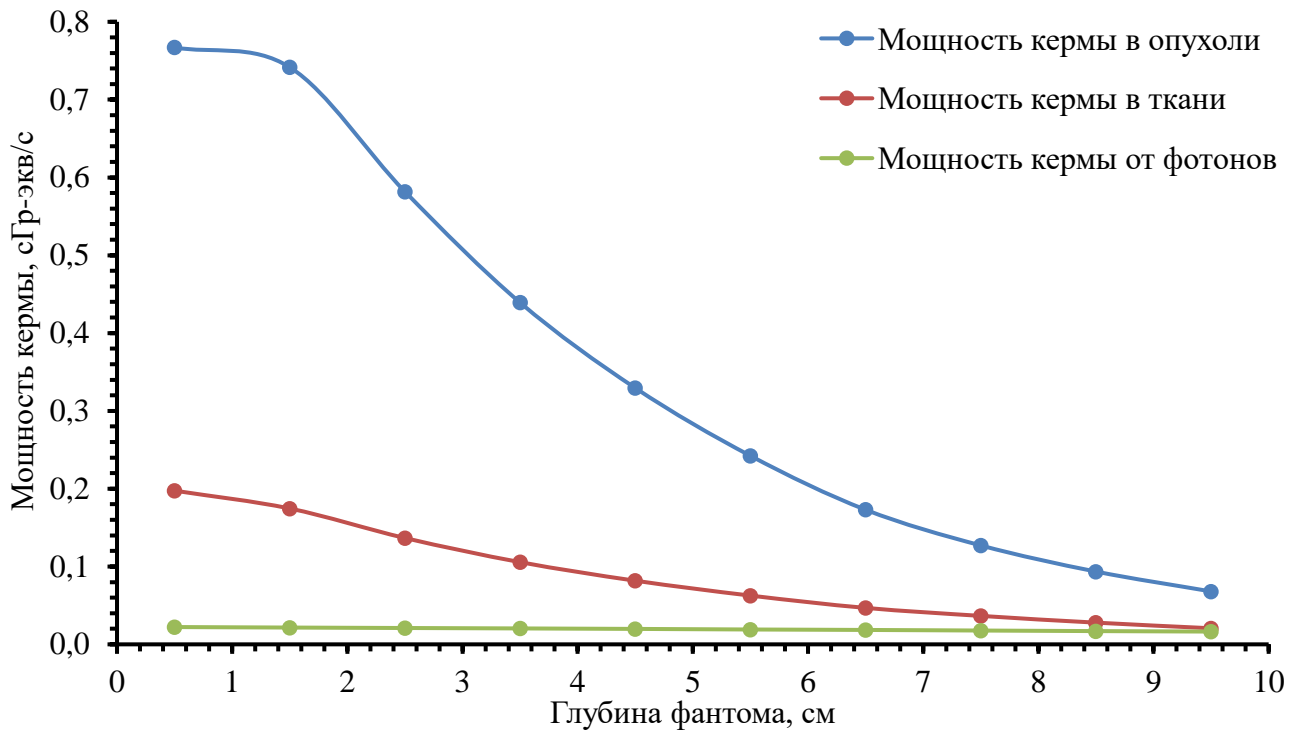


Рисунок 4.5 – Пространственное распределение мощности кермы в фантоме, формируемой нейтронами и фотонами

При установке системы формирования пучка в экспериментальном канале, мощность кермы, формируемая фотонами в периферийных слоях фантома, составляет 0,02 сГр-экв/с, что более чем в 22 раза ниже, чем для базового варианта канала.

Таким образом, экспериментальный канал ГЭК-1 после установки фильтров будет обладать следующими значениями первичных критериев качества пучка для проведения нейтрон-захватной терапии:

- $AD = 5,9$ см;
- $AR = 3,6$;
- $ADDR = 0,22$ сГр-экв/с.

Из приведенных выше значений можно сделать вывод о том, что при использовании системы формирования пучка, изготовленной из 5 см алюминия и 5 см свинца, время для достижения максимальной толерантной дозы на здоровые ткани равной 12,6 Гр-экв составляет приблизительно 343,94 минуты. За это время

в опухоли будет сформирована терапевтическая доза, равная 45,41 Гр-экв. Максимально возможная глубина проведения терапии увеличивается на 0,5 см.

4.3 Проведение облучения клеточных структур

Важнейшим шагом на пути к внедрению терапевтической технологии НЗТ является проведение предклинических исследований. Первостепенно, эффекты от облучения оцениваются *in vitro* на клеточных культурах. Таким образом, необходимым этапом создания технологии НЗТ на базе горизонтального канала ГЭК-1 является моделирование условий и проведение биологических экспериментов, в частности, на нормальных и опухолевых клеточных линиях после взаимодействия с пучком ионизирующего излучения.

При моделировании процесса облучения флаконов с клеточными линиями было отмечено, что формирование дозовых нагрузок на тонкий слой клеток происходит в основном при взаимодействии с тепловыми нейтронами (рисунок 4.6). Значительная часть эпитепловых и быстрых нейтронов не взаимодействует с объемом экспериментального образца.

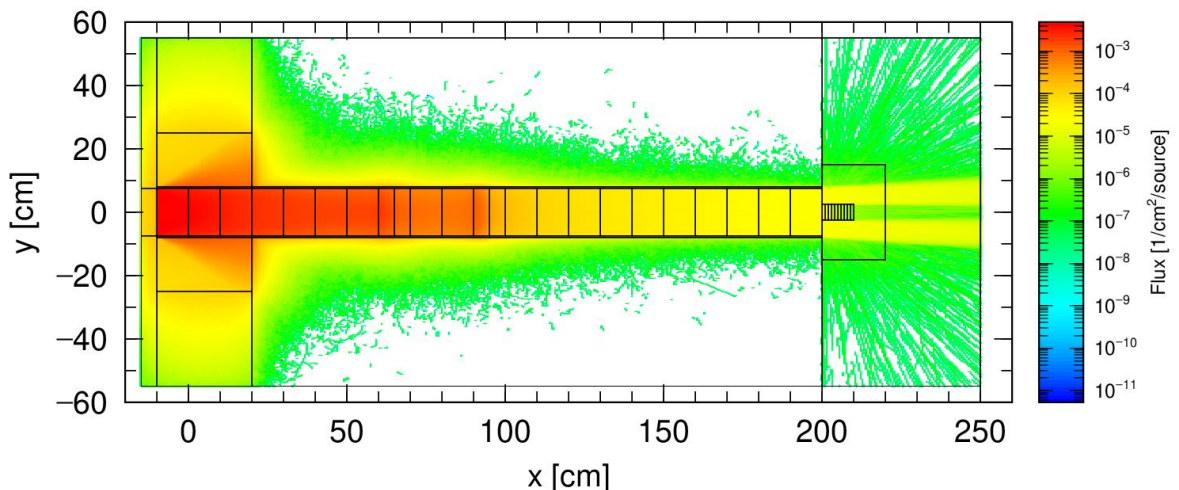


Рисунок 4.6 – Распределение плотности потока нейтронов при облучении клеточных структур

Для локального увеличения плотности потока тепловых нейтронов в поверхностных слоях облучаемых образцов было принято решение о создании облучательного устройства, которое имеет высокое значение альбеда тепловых

нейтронов благодаря замедлению эпитепловых и быстрых нейтронов в своем объеме. Облучательное устройство выполнено из экранирующих блоков Neutrostop, соединенных между собой таким образом, чтобы размеры устройства составляли 160x250x240 мм. Для установки флаконов в экранирующих блоках выполнена ниша размерами 30x150x120 мм (Рисунок 4.7). Таким образом за один акт возможно облучение до 3 флаконов с клеточными линиями.

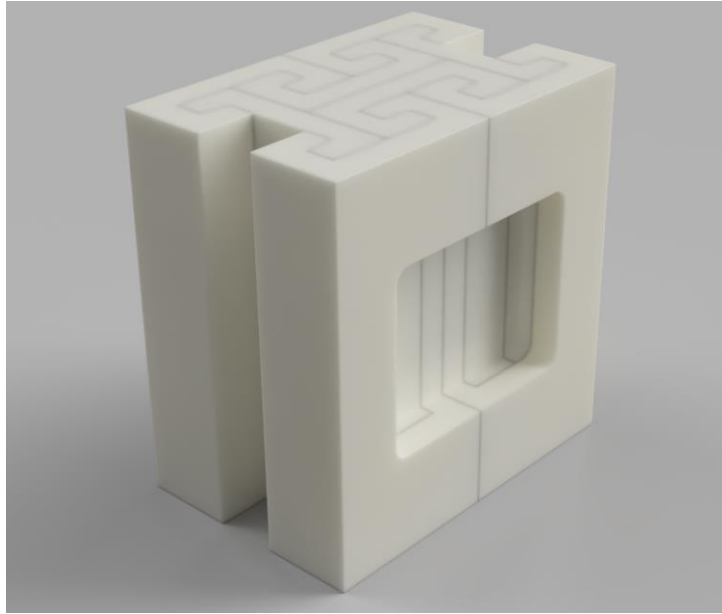


Рисунок 4.7 – Облучательное устройство для флаконов с клеточными линиями

Распределение плотности потока нейтронов при применении облучательного устройства представлено на рисунке 4.8.

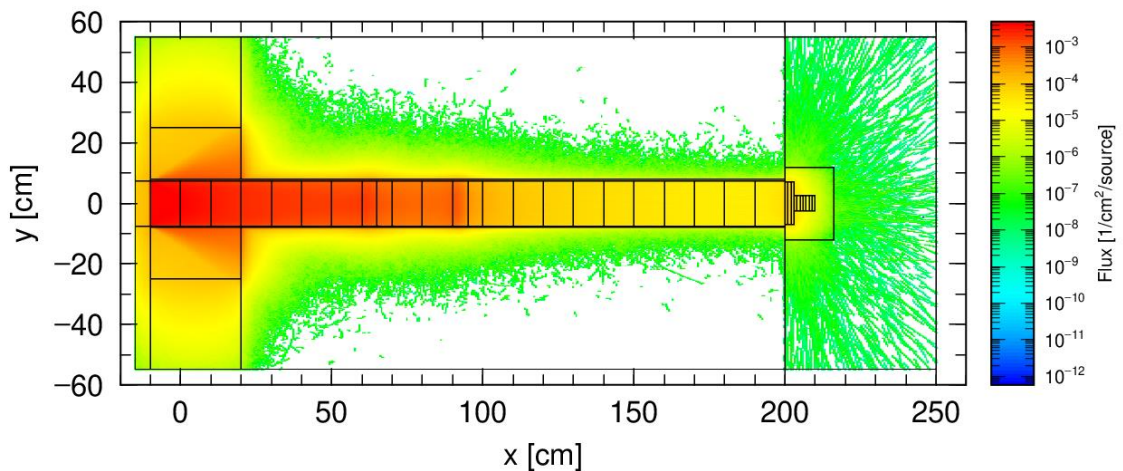


Рисунок 4.8 – Распределение плотности потока нейтронов при облучении клеточных структур в облучательном устройстве.

В таблице 4.2 представлены плотность потока тепловых нейтронов и значения мощностей кермы, формируемых в слое клеток при облучении с применением облучательного устройства и без него.

Таблица 4.2 – Параметры проведения экспериментов с клеточными структурами

Параметр	Без облучательного устройства	С облучательным устройством
$\Phi_T, 10^8 \text{ н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	1,84	3,21
$\dot{D}_\gamma, \text{ сГр-экв/с}$	0,08	0,09
$\dot{D}_n, \text{ сГр-экв/с}$	0,12	0,14
$\dot{D}_B, \text{ сГр-экв/с}$	0,20	0,35
\dot{D} во флаконах с В, сГр-экв/с	0,40	0,57
\dot{D} во флаконах без В, сГр-экв/с	0,20	0,22
Доля $\dot{D}_\gamma, \%$	19,51	15,12
Доля $\dot{D}_n, \%$	30,51	24,10
Доля $\dot{D}_B, \%$	49,98	60,78

Видно, что при использовании облучательного устройства суммарная мощность кермы от нейтронного и фотонного излучения повышается на 10 %, однако мощность кермы, формируемая во флаконах с содержанием бора, увеличивается более чем на 42 % за счет увеличения абсолютного значения плотности потока нейтронов. Наблюдается также повышение более чем на 12 % мощности кермы, формируемой фотонным излучением, из-за вторичного гамма-излучения на ядрах водорода полиэтиленовых блоков. Таким образом, использование облучательного устройства позволяет сократить на 30 % время экспозиции флаконов с увеличением разницы между формируемыми кермами в образцах с борсодержащими препаратами и без них.

Для оценки возможности проведения исследований *in vitro* на экспериментальном канале ГЭК-1 с использованием фильтров из алюминия и свинца, а также полиэтиленового облучательного устройства, с помощью специалистов ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный медицинский университет Минздрава России» и ФГАОУ ВО «Новосибирский национальный

исследовательский государственный университет» был проведен эксперимент по оценке жизнеспособности клеточных линий U87 после облучения в потоке ионизирующего излучения в присутствии препаратов борфенилаланин (BPA) и боркаптан (BSH).

Было проведено облучение флаконов с опухолевой линией глиобластомы человека (U87) внутри облучательного устройства из полиэтилена. За один акт облучалось по 3 флакона. За время проведения облучения (1000 секунд) во флаконах, в которых содержались препараты BPA и BSH с концентрацией бора 40 мкг/мл была сформирована керма, равная 5,7 Гр-экв, а во флаконах, в которых не было препаратов – 2,2 Гр-экв. Эффективность проведенных облучений оценивалась при помощи клоногенного теста (Рисунок 4.9).

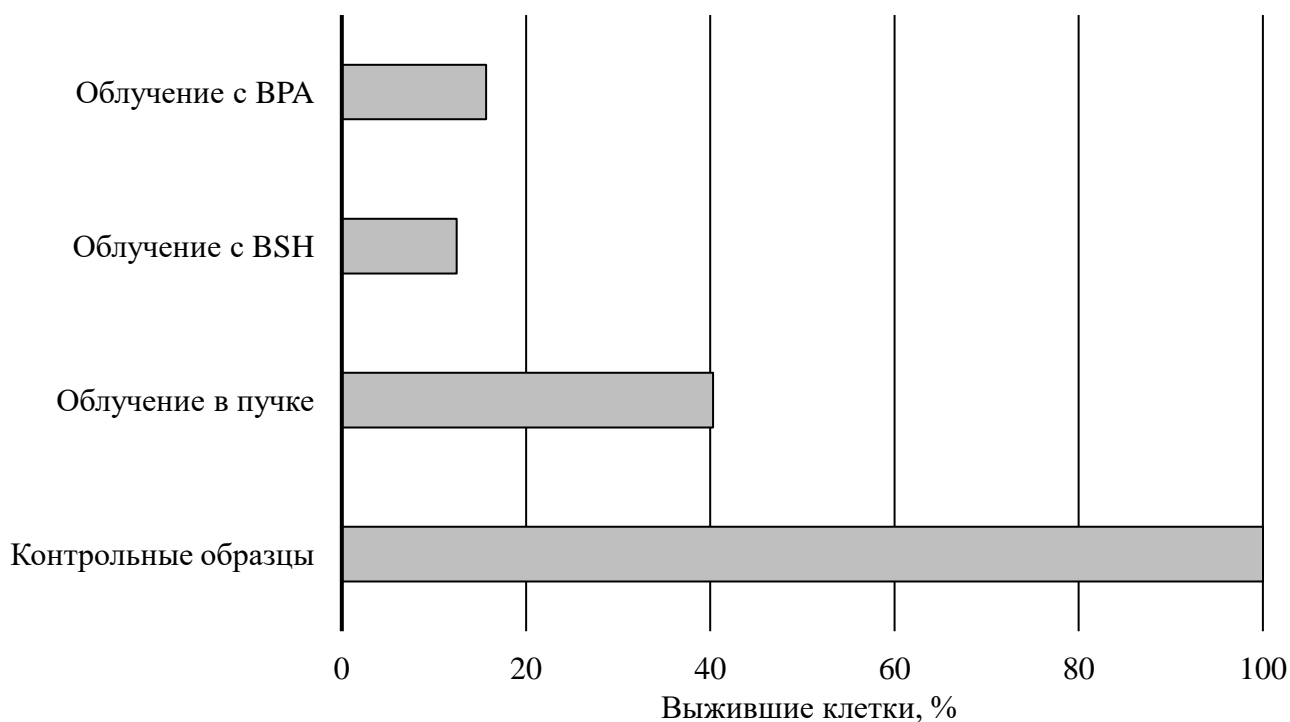


Рисунок 4.9 – Определение эффективности выживания опухолевых клеток при различном воздействии

На 10-е сутки после облучения репродуктивная функция клеточной линии U87, предварительно проинкубированной с препаратами BPA и BSH, снизилась до 15,7 % и 12,5 % соответственно. Репродуктивная функция клеточной линии U87, облученной без препаратов бора, снизилась до 40,3 %. Таким образом, достоверно

показана эффективность БНЗТ на реакторе ИРТ-Т в отношении одной из наиболее злокачественных опухолей человека – глиобластомы на модели опухоли *in vitro*. Снижение выживаемости клеток, облученных без препаратов, обусловлено взаимодействием первичных и вторичных фотонов, а также быстрых нейтронов, доля которых в общем потоке ионизирующего излучения в настоящем эксперименте составляла более 39 %.

Результаты проведенного исследования, в целом, соответствуют данным, полученным на других установках для НЗТ на базе ядерных реакторов [95-97] и показывают перспективы проведения исследований с целью формирования оптимальных параметров, установленных для НЗТ, а также использования пучка тепловых нейтронов для проведения дальнейших исследований метода на различных моделях опухолей *in vitro* и *in vivo*.

4.4 Обоснование возможности установки рассеивателя нейтронов

Полученные в ходе экспериментальных работ результаты позволяют говорить о том, что без увеличения абсолютного значения плотности потока нейтронов в экспериментальном канале ГЭК-1 дальнейшее повышение качества пучка излучения приведет к значительному увеличению времени экспозиции для достижения положительного результата исследования.

Для экспериментального канала, который проходит касательно к активной зоне реактора, единственным вариантом увеличения плотности потока нейтронов является установка рассеивателя нейтронов, который будет создавать деформацию поля нейтронного излучения в объеме экспериментального канала вблизи к активной зоне.

В качестве предполагаемых материалов рассеивателя использовались как легкие элементы (бериллий, графит, тяжелая вода, алюминий, кремний, полиэтилен и т.д.) так и тяжелые элементы (свинец, висмут, вольфрам и т.д.). Для проведения многовариантных оптимизационных расчетов были определены

следующие начальные условия: диаметр материала – 150 мм, диапазон размещения – от 0 до 800 мм от дна канала, диапазон длины материала – от 100 до 900 мм.

Изолинии значений плотности потока нейтронов перед защитным шибром экспериментального канала ГЭК-1 при установке блока графита в процессе оптимизации геометрических параметров показаны на рисунке 4.10.

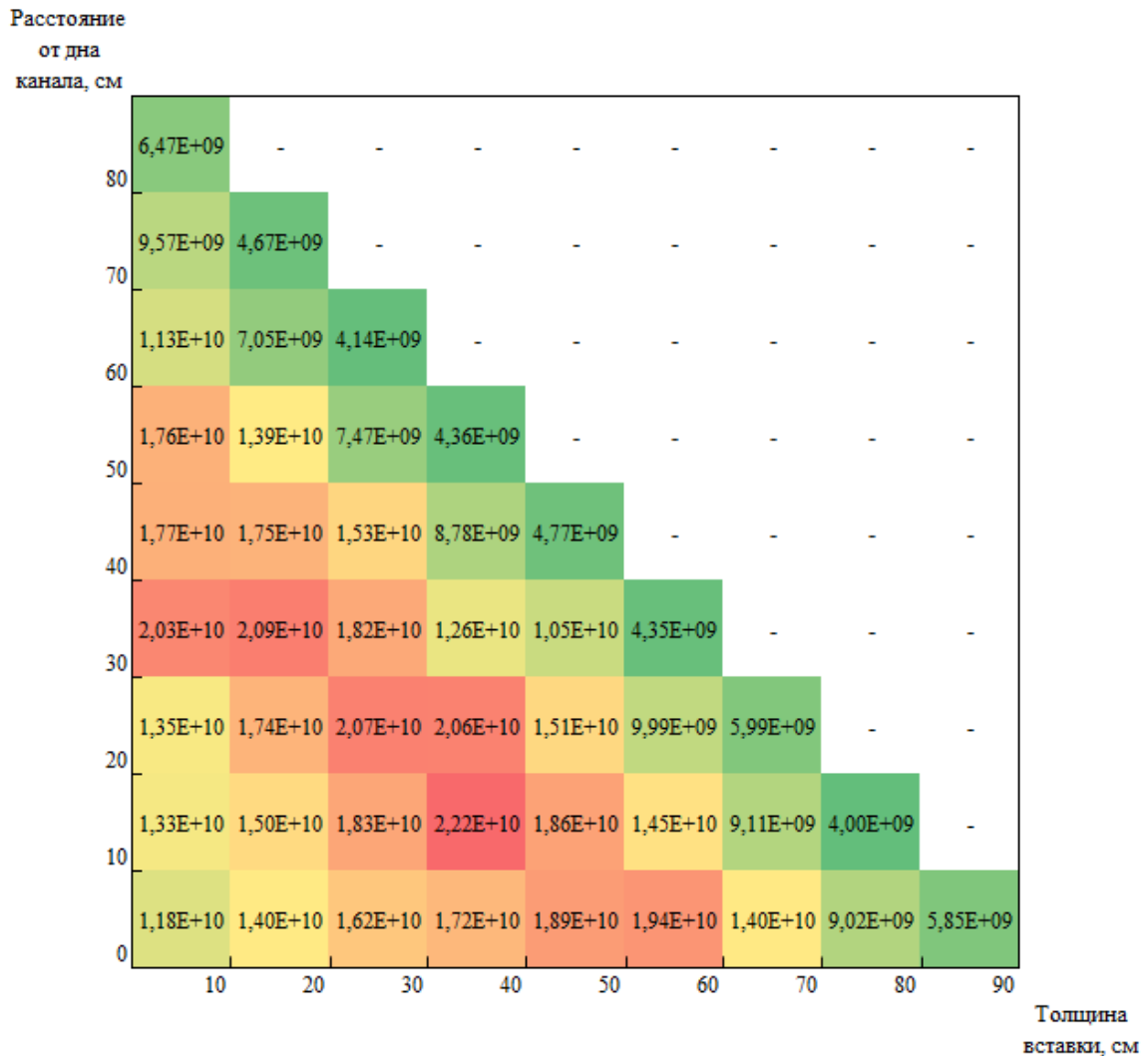


Рисунок 4.10 – Изолинии зависимости плотности потока тепловых нейтронов от геометрических параметров графитовой вставки

В таблице 4.3 приведены ключевые результаты многовариантных оптимизационных расчетов плотности потока тепловых нейтронов для различных материалов рассеивателя [98].

Таблица 4.3 – Значения плотностей потока тепловых нейтронов при оптимальной конфигурации вставки

Материал	Плотность потока тепловых нейтронов, нейтрон/см ² с	Толщина вставки, см	Расстояние до дна канала, см
Be	$2,15 \cdot 10^9$	50	10
C	$2,08 \cdot 10^9$	40	10
D ₂ O	$1,86 \cdot 10^9$	40	30
Al	$1,61 \cdot 10^9$	30	30
Si	$1,60 \cdot 10^9$	30	20
Pb	$1,75 \cdot 10^9$	30	20
Al ₂ O ₃	$1,61 \cdot 10^9$	20	30
C ₂ F ₄	$2,11 \cdot 10^9$	40	20
Bi	$1,98 \cdot 10^9$	30	30

Размещение в горизонтальном канале различных материалов-рассеивателей позволяет значительно увеличить плотность потока нейтронов на срезе поворотного шибера. Из ряда исследованных материалов наибольшее увеличение плотности потока тепловых нейтронов (в 2,38 раза) достигается при использовании вставки из бериллия толщиной 50 см, находящейся на расстоянии 10 см от дна канала. При использовании вставки из 40 см полиэтилена, находящегося на расстоянии 20 см от дна канала, достигается увеличение плотности потока тепловых нейтронов в 2,34 раза. Установка графитовой вставки толщиной 40 см на расстояние 10 см от дна канала позволяет увеличить плотность потока нейтронов в 2,3 раза.

Несмотря на то, что бериллиевая и полиэтиленовая вставка позволяют получить большее увеличение плотности потока нейтронов, их использование сопряжено со значительными финансовыми затратами (в случае бериллия) и высокой степенью радиационной деградации материала (в случае полиэтилена). Таким образом, оптимальным вариантом материального и геометрического состава рассеивателя нейтронов является композиция из графита толщиной 40 см расположенная на расстоянии 10 см от дна канала.

4.5 Обоснование безопасности при размещении рассеивателя

Поскольку рассеиватель нейтронов будет находиться длительное время в интенсивных полях нейтронного и фотонного излучения, необходимо оценить влияние радиационного разогрева экспериментального устройства.

Для целей определения удельного энерговыделения и распределения температур блока графита были проведены расчетно-экспериментальные исследования по оценке величины радиационного разогрева графита в поле ионизирующего излучения реактора ИРТ-Т [99].

С использованием ПС MCU-PTR в полномасштабной модели активной зоны реактора в горизонтальном экспериментальном канале ГЭК-6 был смоделирован блок графита в виде цилиндра диаметром 4 см и длиной 12 см (Рисунок 4.11). В результате проведения расчета энерговыделения получено значение удельного энерговыделения равное $0,07 \text{ Вт/см}^3$, с учетом размера графитового блока суммарное энерговыделение составило 10,4 Вт.

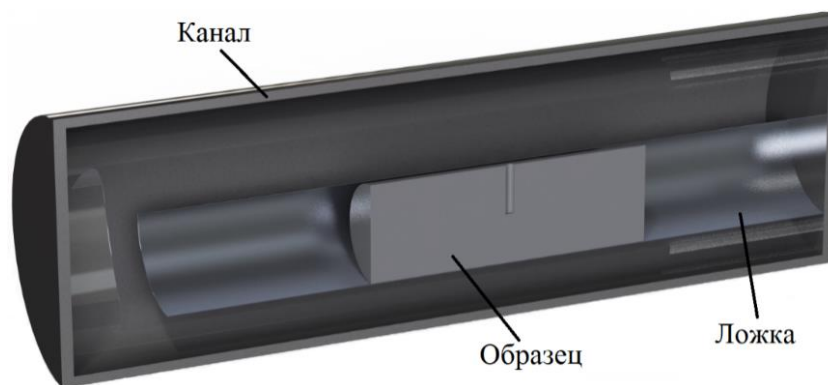


Рисунок 4.11 – Модель графитового блока и внутриканальных экспериментальных устройств

Полученные значения энерговыделения использовались в качестве исходных данных для расчета температуры графита с помощью ПС Solidworks [100].

Для верификации полученных значений энерговыделения был проведен эксперимент по измерению температуры графитового блока во время облучения. Для проведения оценки степени разогрева графита в горизонтальном канале реактора ИРТ-Т был изготовлен экспериментальный образец в виде цилиндра

диаметром 4 см и длиной 12 см. В качестве детектора температуры использовалась хромель-алюмелевая термопара, показания которой преобразовывались в значение температуры измерителем ТРМ200-Щ2, облучение проводилось на номинальной мощности реактора 6 МВт. В результате проведения эксперимента получены значения температуры блока графита в течение времени эксперимента (2000 секунд). На рисунке 4.12 приведены зависимости температуры графитового блока во время облучения в экспериментальном канале ГЭК-6.

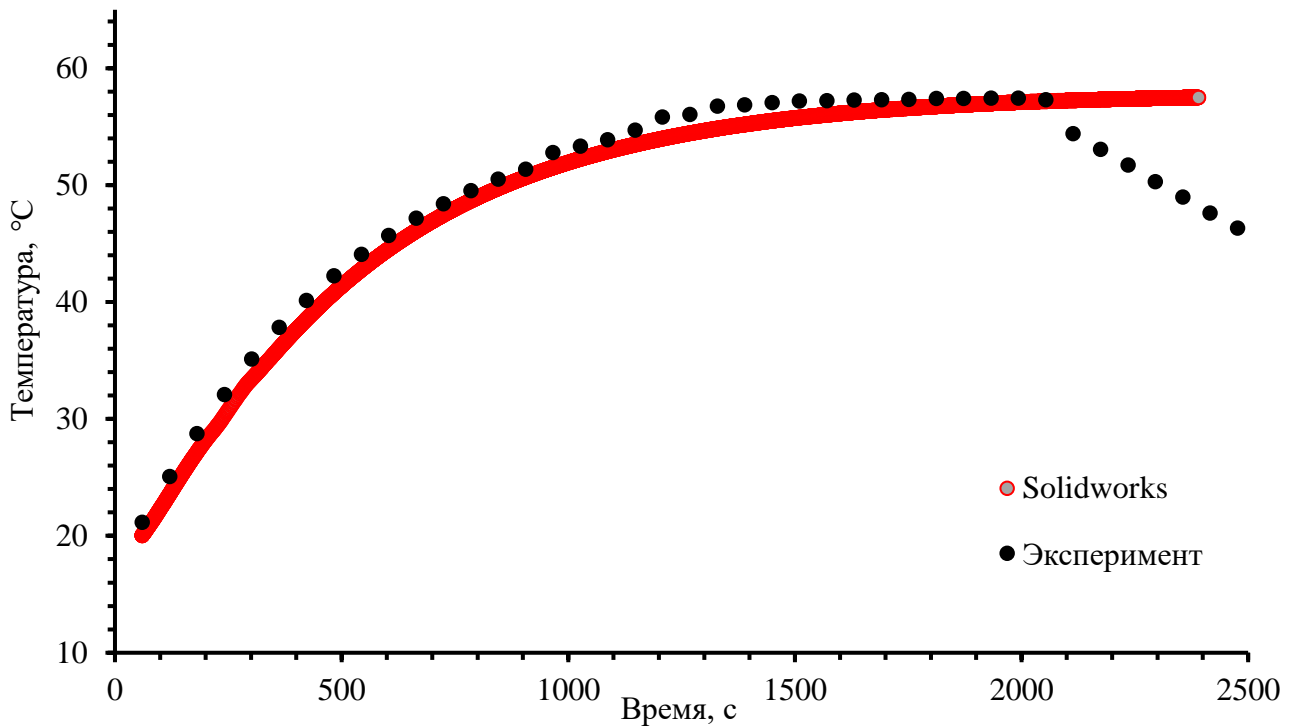


Рисунок 4.12 – Изменение температуры графита в процессе облучения

Снижение значений температуры графитового блока в ходе эксперимента после 2000 секунд объясняется извлечением образца из экспериментального канала и прекращением воздействия ионизирующего излучения. Можно отметить, что динамика изменения температуры графита, а также достигаемые значения при установившемся равновесии соответствуют экспериментальным данным.

Полученные в результате проведения расчетно-экспериментальных исследований данные позволяют говорить о том, что определение объемного энерговыделения в ПС MCU-PTR в связке с определением температур в ПС Solidworks позволяют с высокой точностью оценивать эффекты радиационного

разогрева в экспериментальных устройствах реактора ИРТ-Т, расположенных вблизи к активной зоне реактора.

Для оценки величины радиационного разогрева блока графита толщиной 40 см, расположенного на расстоянии 10 см от дна канала на номинальной мощности реактора ИРТ-Т была определена величина объемного энерговыделения с помощью ПС MCU-PTR (таблица 4.4).

Таблица 4.4 – Энерговыделение в блоке рассеивателя из графита

Участок блока, см	0-10	10-20	20-30	30-40
Нейтроны, Вт	5,99	16,34	27,89	30,66
Фотоны, Вт	265,62	451,07	564,11	593,96
Суммарное энерговыделение, Вт	271,61	467,41	592,00	624,62

Более 95 % энерговыделения обусловлено взаимодействием фотонов с материалом рассеивателя не смотря на низкую плотность графита. Суммарное энерговыделение за счет взаимодействия ионизирующего излучения с графитом составило 1955,64 Вт.

Для определения температуры графитового блока использовалось ПС Solidworks. В качестве исходных данных использовались значения энерговыделения приведенные в таблице 4.4.

В случае отсутствия принудительного охлаждения, в центре блока достигается температура 353 °С, при этом, охлаждаемая водой бассейна, стенка канала нагревается до температуры 73 °С. Таким образом, при установке внутриканальных элементов значение температуры стенки канала возрастает более чем на 30 % от условий нормальной эксплуатации.

Поскольку экспериментальный канал ГЭК-1 расположен ниже центра активной зоны реактора, то при нарушении герметичности возникает вероятность осушения активной зоны реактора ИРТ-Т, что может привести к расплавлению ТВС и выходу продуктов деления в атмосферу. Для осуществления консервативного подхода к проектированию экспериментальных устройств

необходимо обеспечить резервирование систем охлаждения внутриканальных элементов.

Для организации охлаждения блока воздушным потоком была разработана конструкция перфорированных алюминиевых колец, позволяющих организовать движение холодного воздуха вокруг блока с дальнейшим прохождением воздуха через блок и выводом в коллектор спецвентиляции реактора ИРТ-Т (рисунок 4.13).

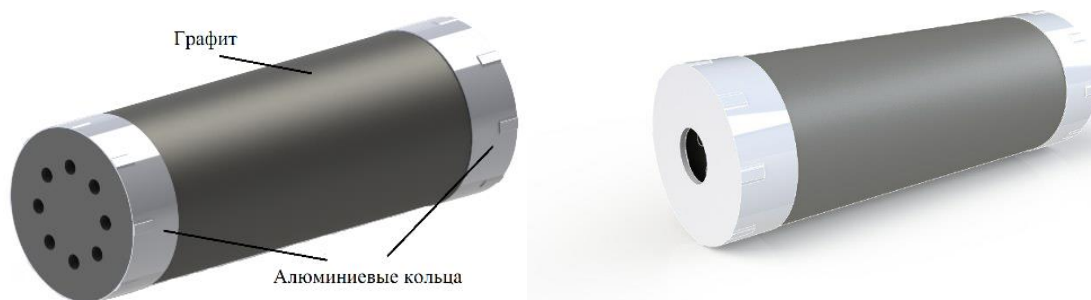


Рисунок 4.13 – Графитовый блок с перфорированными алюминиевыми кольцами для охлаждения

Значение температуры графитового блока и стенки канала ГЭК-1 для различных значений расхода воздуха через блок показаны на рисунках 4.14 и 4.15 соответственно.

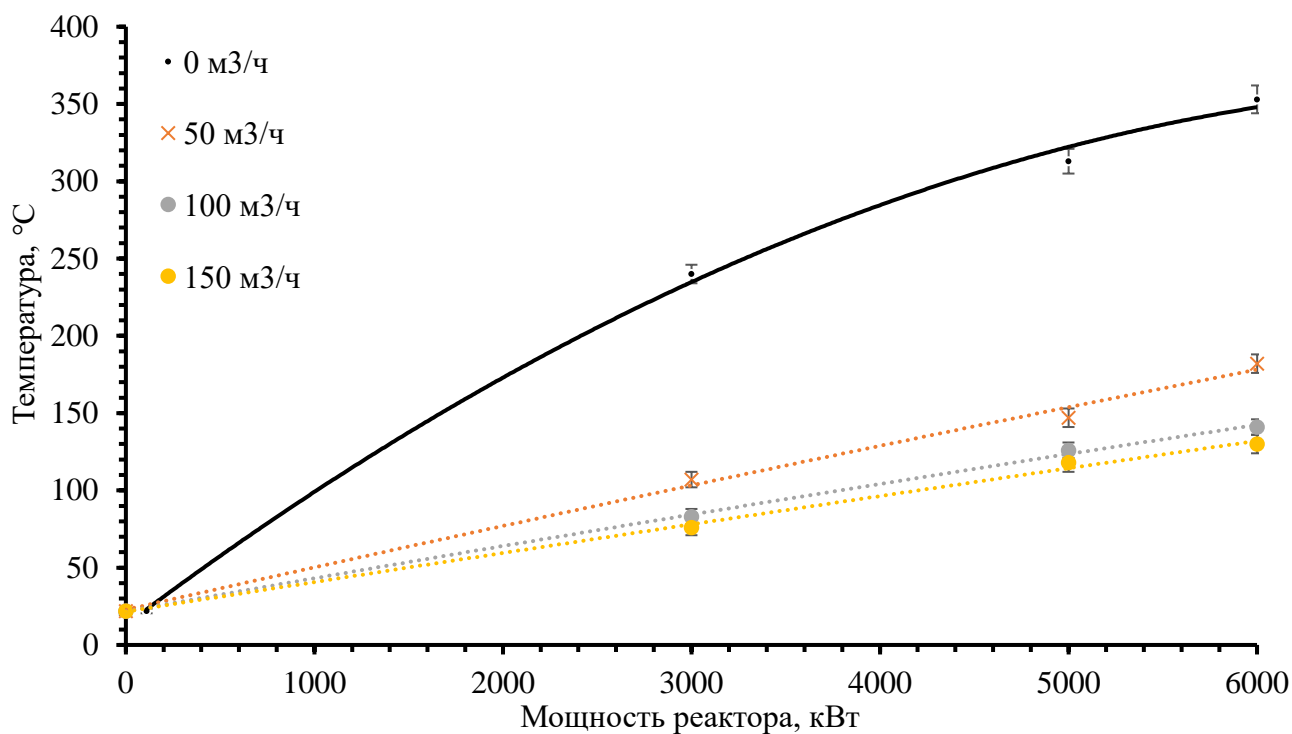


Рисунок 4.14 – Температура в центре графитового блока на различных уровнях мощности реактора

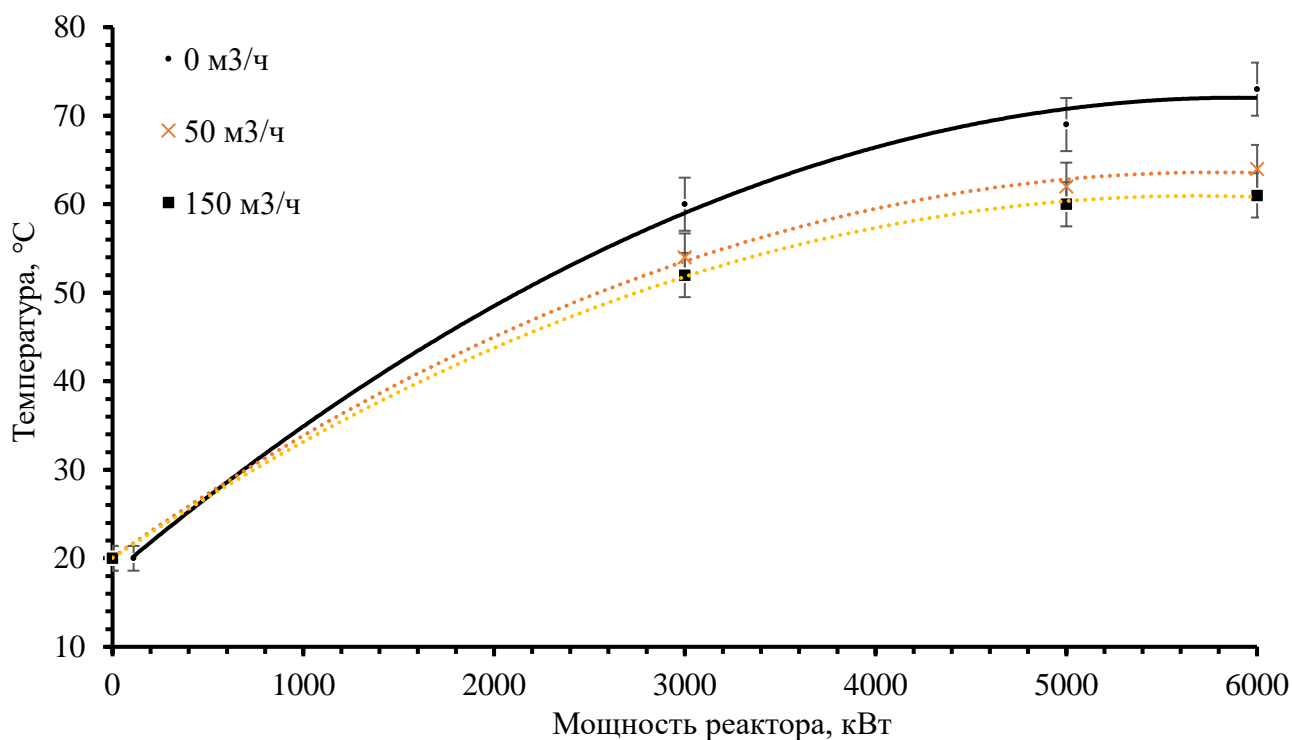


Рисунок 4.15 – Температура стенки канала ГЭК-1 на различных уровнях мощности реактора

На основании полученных результатов можно сделать вывод о том, что при значении расхода воздуха 50 м³/ч температура в центре графитового блока

снижается более чем на 48 % и составляет при номинальной мощности реактора 171 °С. При этом, температура стенки канала снижается до значения 64 °С. Однако, поскольку температура начала рекристаллизации алюминия составляет ~150 °С, минимальное значение расхода воздуха, при котором будут обеспечиваться требуемые значения температур, составит 100 м³/ч.

Таким образом, разработанная система охлаждения внутриканальных элементов не только обеспечивает значительное снижение температуры внутриканальных устройств, но и обеспечивает безопасность реактора ИРТ-Т благодаря резервированию, основанному на принципе единичного отказа.

4.6 Формирование спектра излучения с установленным рассеивателем

Для повышения характеристик пучка нейтронного и фотонного излучения после увеличения абсолютного значения плотности потока нейтронов были определены вторичные критерии качества пучка при установке различных компоновок фильтра.

Ключевые результаты проведения оптимизационных расчетов представлены в таблице 4.5.

Таблица 4.5 – Параметры пучка ионизирующего излучения при установке фильтров

Состав фильтра	Φ_{γ} , н·см ⁻² ·с ⁻¹	Φ_{β} , н·см ⁻² ·с ⁻¹	Φ_{α} , н·см ⁻² ·с ⁻¹	$\dot{D}_{\beta}/\Phi_{\gamma}$, Гр·см ²	$\dot{D}_{\gamma}/\Phi_{\gamma}$, Гр·см ²
Без фильтра*	8,41E+08	1,07E+08	1,28E+08	2,59E-12	4,82E-12
5 см Al 5 см Pb*	9,07E+07	1,32E+07	1,72E+07	3,35E-12	9,61E-12
Без фильтра	2,08E+09	4,37E+08	3,97E+08	2,72E-12	9,61E-12
1 см Al	1,89E+09	3,98E+08	3,18E+08	2,43E-12	9,62E-12
2 см Al	1,71E+09	3,64E+08	2,62E+08	2,20E-12	9,69E-12
3 см Al	1,56E+09	3,31E+08	2,20E+08	2,00E-12	9,76E-12
4 см Al	1,41E+09	3,03E+08	1,86E+08	1,82E-12	9,84E-12
5 см Al	1,28E+09	2,78E+08	1,58E+08	1,67E-12	9,88E-12
1 см Pb	1,43E+09	3,02E+08	3,10E+08	3,20E-12	8,43E-12
2 см Pb	9,80E+08	2,09E+08	2,43E+08	3,80E-12	7,49E-12

Состав фильтра	$\Phi_T,$ $\text{н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\Phi_3,$ $\text{н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\Phi_6,$ $\text{н}\cdot\text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\dot{D}_6/\Phi_T,$ $\text{Гр}\cdot\text{см}^2$	$\dot{D}_\gamma/\Phi_T,$ $\text{Гр}\cdot\text{см}^2$
3 см Pb	6,75E+08	1,45E+08	1,92E+08	4,47E-12	6,64E-12
4 см Pb	4,67E+08	1,02E+08	1,52E+08	5,28E-12	5,90E-12
5 см Pb	3,24E+08	7,14E+07	1,22E+08	6,24E-12	5,28E-12
1 см Bi	1,59E+09	3,29E+08	3,18E+08	2,96E-12	7,99E-12
2 см Bi	1,22E+09	2,50E+08	2,54E+08	3,20E-12	6,73E-12
3 см Bi	9,40E+08	1,91E+08	2,07E+08	3,49E-12	5,68E-12
4 см Bi	7,22E+08	1,46E+08	1,68E+08	3,77E-12	4,81E-12
5 см Bi	5,54E+08	1,14E+08	1,38E+08	4,12E-12	4,10E-12
1 см Al 5 см Bi	5,11E+08	1,05E+08	1,13E+08	3,71E-12	4,10E-12
2 см Al 5 см Bi	4,63E+08	9,60E+07	9,21E+07	3,35E-12	4,17E-12
3 см Al 5 см Bi	4,22E+08	8,79E+07	7,63E+07	3,04E-12	4,17E-12
4 см Al 5 см Bi	3,83E+08	7,99E+07	6,37E+07	2,76E-12	4,26E-12
5 см Al 5 см Bi	3,48E+08	7,35E+07	5,37E+07	2,52E-12	4,31E-12
1 см Al 4 см Bi	6,63E+08	1,36E+08	1,37E+08	3,39E-12	4,83E-12
2 см Al 4 см Bi	6,02E+08	1,25E+08	1,12E+08	3,05E-12	4,90E-12
3 см Al 4 см Bi	5,46E+08	1,14E+08	9,23E+07	2,76E-12	4,94E-12
4 см Al 4 см Bi	4,97E+08	1,04E+08	7,80E+07	2,53E-12	4,96E-12
5 см Al 4 см Bi	4,51E+08	9,58E+07	6,54E+07	2,29E-12	5,04E-12

* Без рассеивателя

В результате проведения оптимизационных расчетов можно отметить, что при увеличении толщины фильтров параметры пучка повышаются, однако это приводит к снижению абсолютной плотности потока нейтронов, что, в свою очередь, влияет на время экспозиции. Для достижения адекватных значений времени проведения терапии, при проведении многовариантных расчетов, было внесено ограничение на минимальное значение плотности потока тепловых нейтронов, которое составило $\sim 5 \cdot 10^8$ н/см²с

Таким образом, после введения граничных условий, оптимальной композицией было принято размещение 4 см алюминия, расположенного на

расстоянии 50 см от начала шиберного устройства и 4 см висмута на расстоянии 70 см от начала шиберного устройства.

Для выбранной системы формирования пучка ионизирующего излучения были определены распределения мощности доз, образующихся в фантоме при облучении биологических объектов пучком нейтронов после прохождения фильтрующих материалов (рисунок 4.16).

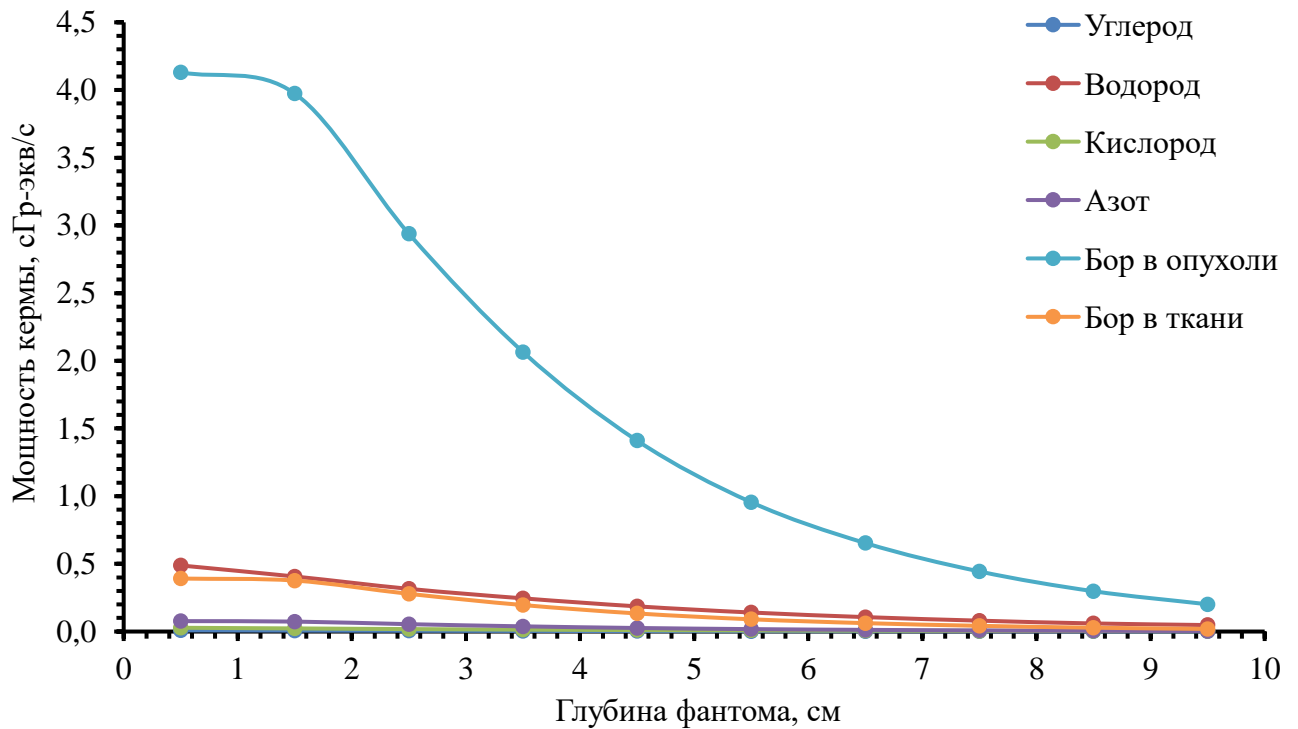


Рисунок 4.16 – Пространственное распределение значений мощности кермы от всех компонентов

Борная составляющая суммарной дозы излучения составляет более 86 %, что на 6 процентных пунктов выше, чем для варианта с использованием фильтров из свинца и алюминия. Фотонная компонента суммарной дозы снижается на 1,41 процентный пункт. При этом доза, формируемая при взаимодействии нейтронов с ядрами водорода, уменьшается на 4,63 процентных пункта.

На рисунке 4.17 представлено пространственное распределение мощности кермы, формируемой нейтронами и фотонами в фантоме.

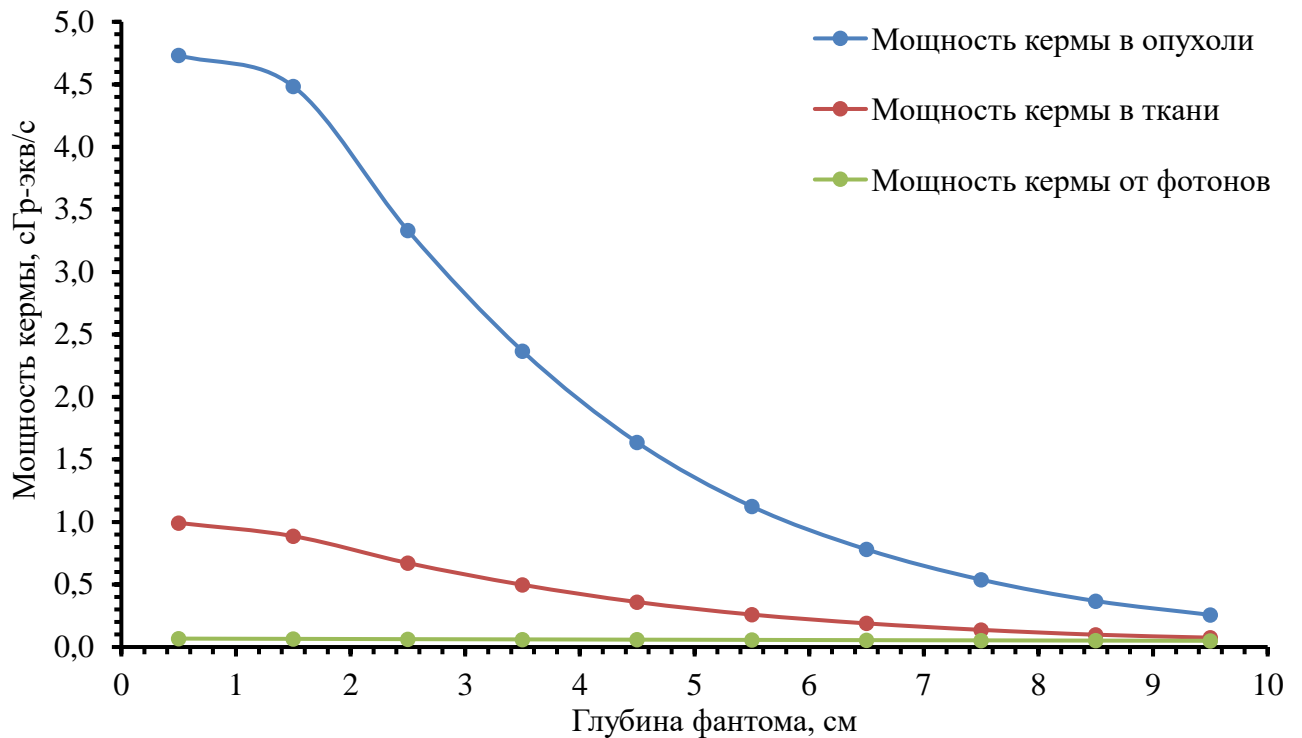


Рисунок 4.17 – Пространственное распределение мощности кермы в фантоме, формируемой нейтронами и фотонами

При установке системы формирования пучка в экспериментальном канале, мощность кермы, формируемая фотонами в периферийных слоях фантома, составляет 0,07 сГр-экв/с, что в 3,5 раза выше, чем для варианта с фильтрами из алюминия и свинца, однако благодаря увеличению плотности потока нейтронов, относительная доля фотонной кермы в суммарной мощности кермы снижается в 2,02 раза.

Таким образом, экспериментальный канал ГЭК-1 после установки рассеивателя и фильтров будет обладать следующими значениями первичных критериев качества пучка для проведения нейтрон-захватной терапии:

- AD = 5,8 см;
- AR = 4,47;
- ADDR = 1,06 сГр-экв/с.

Из приведенных выше значений можно сделать вывод о том, что при использовании системы формирования пучка, изготовленной из 4 см алюминия и 4 см висмута, время для достижения максимальной толерантной дозы на здоровые

ткани равной 12,6 Гр-экв составляет 88,5 минуты. За это время в опухоли будет сформирована терапевтическая доза, равная 56,29 Гр-экв. Максимально возможная глубина проведения терапии снижается на 0,1 см с увеличением отношения доз в опухоли и ткани на 24,2 %.

Разработанные технические решения позволяют проводить предклинические и клинические исследования в области НЗТ на тепловом пучке нейтронов реактора ИРТ-Т, что подтверждено рядом экспериментальных работ на моделях *in vivo* и *in vitro*. Комплекс биологической защиты экспериментального канала позволяет организовать возможность для проведения терапии злокачественных новообразований, локализованных как на поверхности, так и на глубине до 5,8 см

Конструктивные особенности биологической защиты реактора ИРТ-Т и проведенные исследования в области модернизации экспериментального канала ГЭК-1 позволяют сделать вывод о том, что при модернизации ниши тепловой колонны могут быть созданы условия для организации экспериментального устройства с эпитепловым спектром нейтронов

Глава 5. Обоснование возможности создания терапевтической установки НЗТ

5.1 Обоснование возможности использования ниши в биологической защите реактора

Для исследовательских реакторов типа ИРТ на одной из граней бассейна в массиве биологической защиты проектом предусмотрена ниша, позволяющая сформировать тепловую колонну. На рисунке 5.1 представлена расчетная модель бака реактора, использовавшаяся для проведения исследований по формированию оптимального спектра нейтронного поля для целей НЗТ.

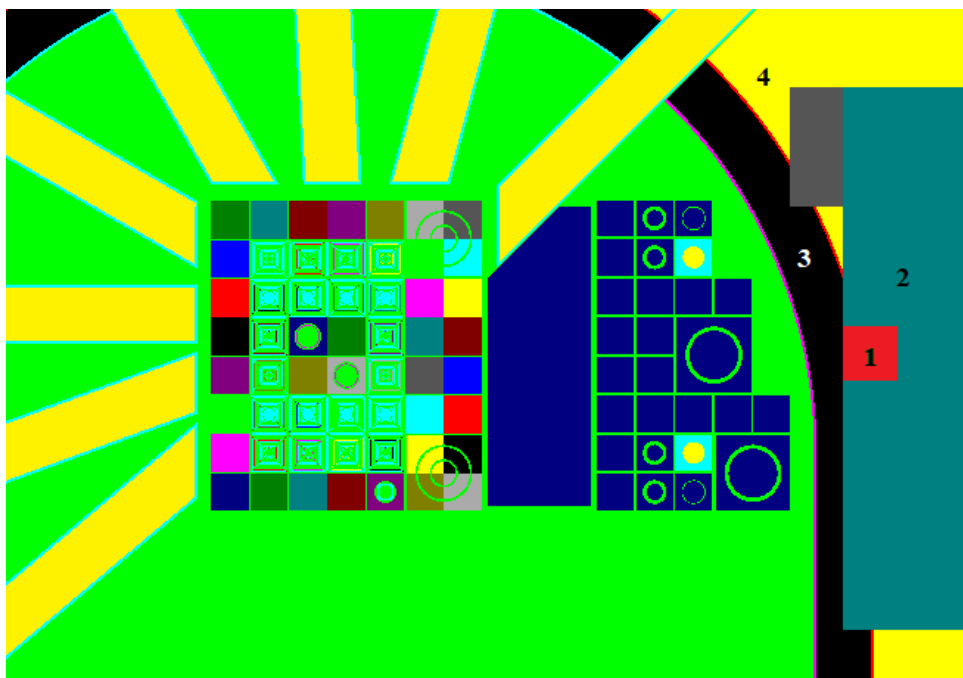


Рисунок 5.1 – Расположение расчётной области в биологической защите реактора:

1 – расчетная область; 2 – область для размещения тепловой колонны;

3 – материал бака реактора; 4 – бетон биологической защиты

На рисунке 5.2 представлена 3D-модель используемого в настоящее время защитного шибера горизонтального канала ГЭК-1 и 3D-модель внутреннего пространства ниши в биологической защите реактора ИРТ-Т, которую возможно использовать для размещения компонентов участка формирования параметров нейтронного пучка для проведения нейтрон-захватной терапии.

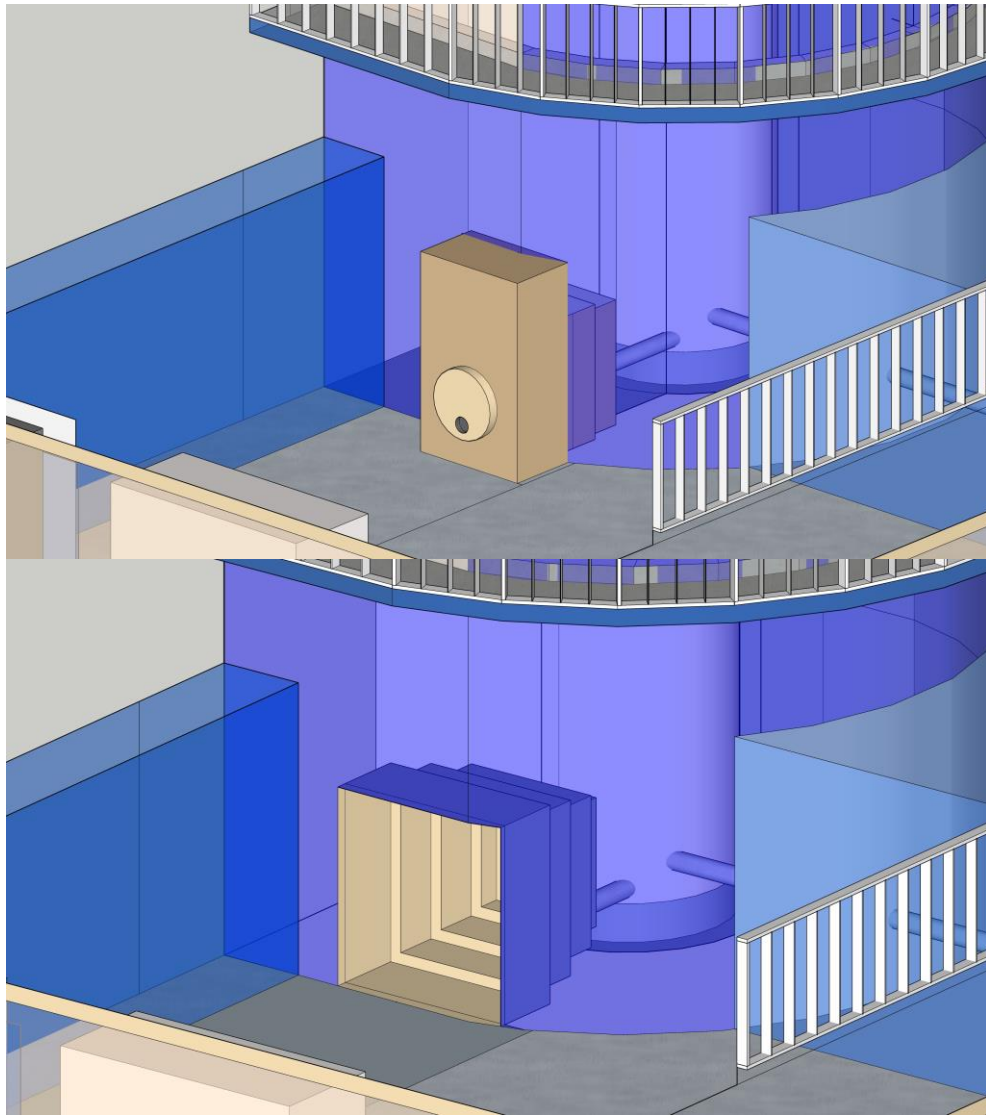


Рисунок 5.2 – 3D-модель бака реактора:
сверху – защитный шибер канала ГЭК-1;
снизу – ниша в биологической защите реактора ИРТ-Т

Для определения возможности использования ниши в биологической защите реактора с помощью ПС MCU-PTR были определены значения плотности потока нейтронов в регистрационной зоне, расположенной за баком реактора, на центральной оси активной зоны. Для текущей компоновки активной зоны и внутрибачных устройств реактора обеспечиваются следующие значения плотности потока нейтронов:

- $\Phi_{т.н.}$: $3,28 \cdot 10^9$ н/см²·с;
- $\Phi_{э.н.}$: $5,35 \cdot 10^8$ н/см²·с;
- $\Phi_{б.н.}$: $1,03 \cdot 10^8$ н/см²·с.

Текущая конфигурация внутрибачных устройств не позволяет сформировать достаточную плотность потока нейтронов за баком реактора, поскольку массив внутренней тепловой сборки реактора формирует мягкий спектр нейтронов для проведения НТЛ кремния в канале ГЭК-4. Для оценки степени влияния ВТС на характеристики канала ГЭК-4 были проведены расчеты изменения плотности потока нейтронов при замене ВТС на различные материалы. Полученные значения плотностей потоков тепловых нейтронов относительно регистрационных зон по длине канала в области, расположенной напротив активной зоны, и по диаметру в центральной зоне ГЭК-4 при наличии ВТС из бериллия и замены ее на различные материалы, представлены на рисунках 5.3 и 5.4.

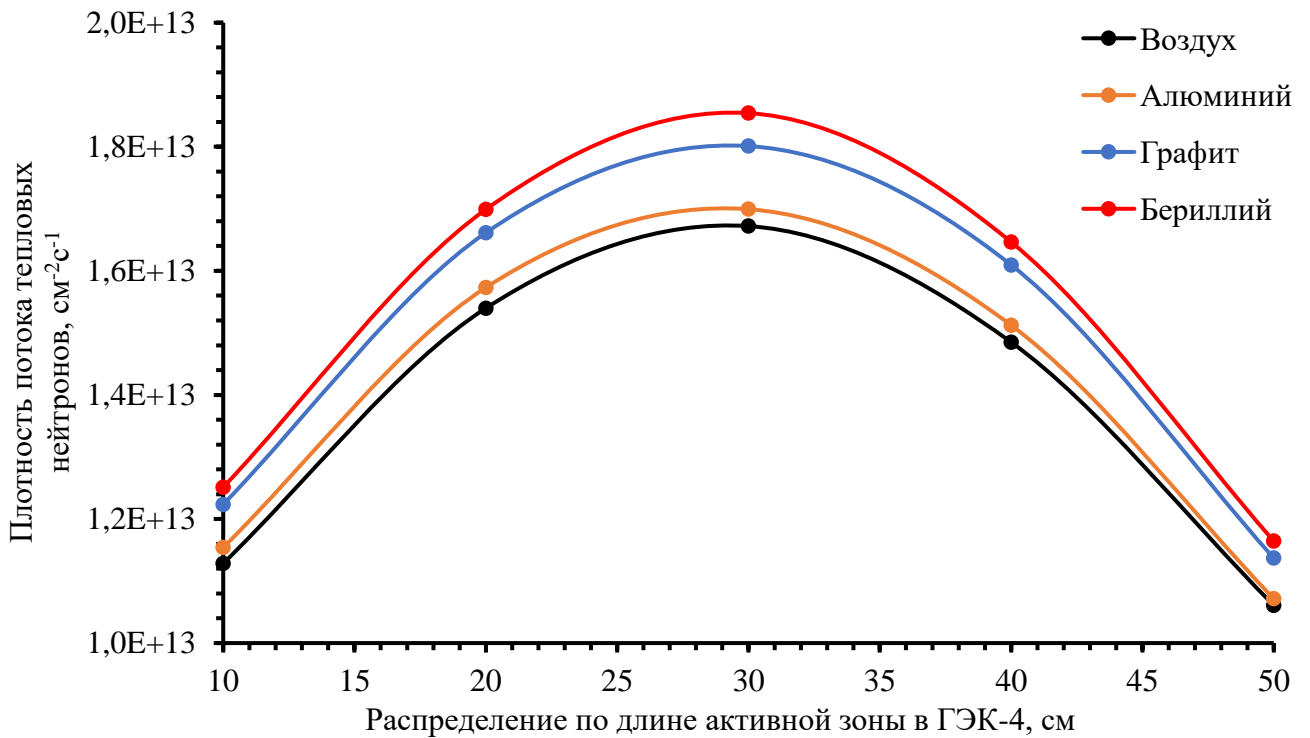


Рисунок 5.3 – Распределение плотности потока тепловых нейтронов по длине ГЭК-4 при замене ВТС на различные материалы

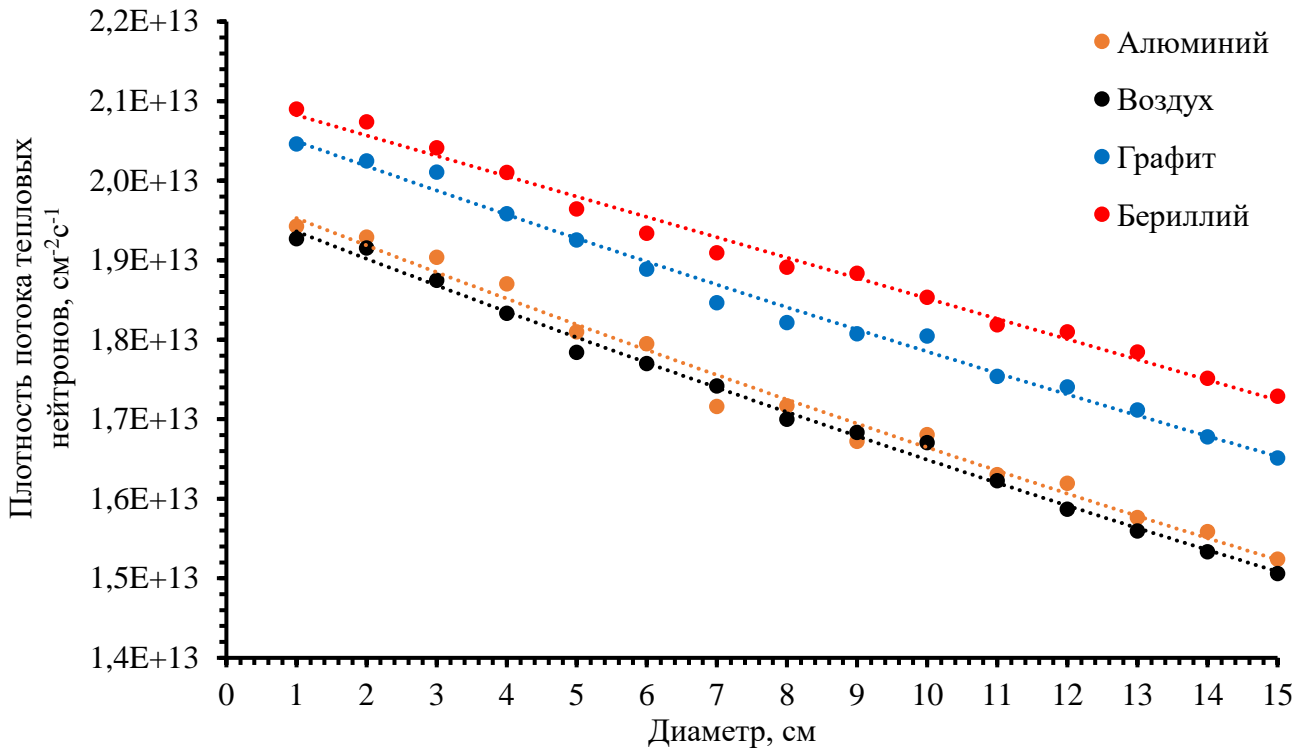


Рисунок 5.4 – Распределение плотности потока тепловых нейтронов по диаметру ГЭК-4 при замене ВТС на различные материалы

Для определения количественного изменения параметров экспериментального канала ГЭК-4 при замене материала ВТС были произведены расчеты средних значений плотностей потоков тепловых нейтронов и потери интенсивности, результаты которых представлены в таблице 5.1.

Таблица 5.1 – Средние значения плотностей потоков тепловых нейтронов и потери интенсивности в ГЭК-4

Материал	$\bar{\Phi}$ по длине, см ⁻² ·с ⁻¹	$\bar{\Phi}$ по диаметру, см ⁻² ·с ⁻¹	Потеря интенсивности по длине, %	Потеря интенсивности по диаметру, %
Бериллий*	1,52E+13	1,90E+13	0	0
Алюминий	1,40E+13	1,73E+13	9,86	10,02
Графит	1,44E+13	1,85E+13	2,51	3,20
Воздух	1,35E+13	1,71E+13	10,06	11,01

* Текущая компоновка ВТС

Замена ВТС на воздух была выбрана как «критическая» замена, для рассмотрения полноценного влияния ВТС на плотность потока нейтронов в ГЭК-4

так как, в случае наличия воздуха диффузия нейтронов в сторону ГЭК-4 будет пренебрежимо малой. На основании приведенных результатов можно отметить, что максимальная потеря интенсивности по длине и диаметру канала составляет 10,85 % и 9,5 % соответственно в случае использования воздуха. Так как влияние на параметры ГЭК-4 при замене ВТС не больше 11%, можно выполнить замену материала внутренней тепловой сборки на оптимальную композицию, для обеспечения условий для проведения НЗТ. В таблице 5.2 приведены плотности потоков нейтронов в регистрационной области за баком для каждого рассмотренного случая.

Таблица 5.2 – Плотность потока нейтронов в регистрационной зоне в нише биологической защиты

Материал	$\Phi_{т.н.}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	$\Phi_{э.н.}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	$\Phi_{б.н.}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$
Бериллий*	3,28E+09	5,35E+08	1,03E+08
Алюминий	6,49E+09	4,44E+09	3,23E+08
Графит	9,73E+09	1,06E+09	5,14E+08
Воздух	4,07E+10	1,15E+10	6,93E+09

* Текущая компоновка ВТС

Можно отметить значительное увеличение плотности потока нейтронов в регистрационной зоне за баком реактора при удалении всех материалов из объема ВТС реактора. Однако, использование воздушной полости в бассейне реактора на глубине более 7 метров создает дополнительную радиационную нагрузку на биологическую защиту реактора, и требует модернизацию комплекса охлаждения бетона. При рассмотрении характеристик нейтронного пучка при использовании других материалов видно, что использование графита позволяет увеличить плотность потока тепловых нейтронов в 3 раза, эпитепловых нейтронов в 2 раза, а быстрых нейтронов в более чем 5 раз.

Таким образом, для создания оптимальных условий для НЗТ, а также для сохранения эксплуатационных характеристик других экспериментальных устройств, оптимальным вариантом является использование графита в качестве материала замены ВТС реактора ИРТ-Т.

5.2 Конвертер нейтронов

Изменение материала внутренней тепловой сборки является не единственным способом увеличения плотности потока нейтронов за баком реактора. Существенное повышение плотности потока нейтронов в нише тепловой колонны может быть достигнуто с помощью установки конвертера нейтронов. В качестве конвертера в настоящей работе было принято использовать штатные восьмитрубные тепловыделяющие сборки ИРТ-3М, размещаемые в объеме графитового блока ВТС (см. п. 5.1).

При формировании конвертера основными оптимизационными параметрами являются количество ТВС и возможные конфигурации их расположения в объеме графитового блока при строгом соблюдении требований ядерной безопасности вновь устанавливаемой конструкции, которая заключается в возможности обеспечения охлаждения конвертера за счет естественной циркуляции теплоносителя и недопущение возникновения самоподдерживающейся цепной реакции деления.

Оптимальным местом для расположения конвертера является область с максимальной плотностью потока тепловых нейтронов, которые при взаимодействии с ядрами урана будут обеспечивать наибольшую генерацию быстрых нейтронов, используемых для формирования терапевтического пучка. На рисунке 5.5 представлена картограмма разбиения графитового блока на регистрационные области длиной 4 см, в которых проводился расчёт плотности потока нейтронов.

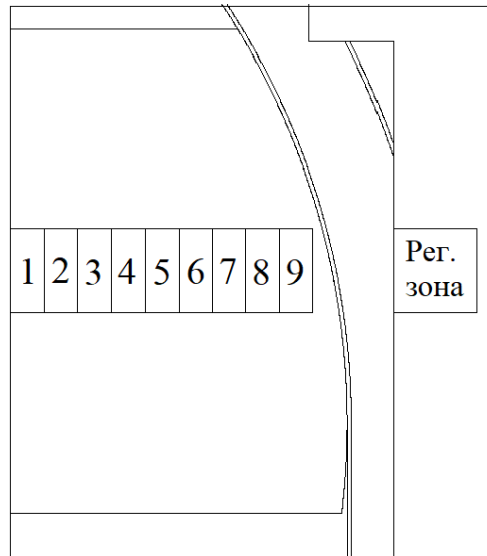


Рисунок 5.5 – Разбиение графитового блока на регистрационные зоны:

1-9 – регистрационные зоны в графите

В таблице 5.3 представлены результаты расчета плотности потока тепловых и быстрых нейтронов в графитовом блоке.

Таблица 5.3 – Плотность потока нейтронов в графитовом блоке.

Номер регистрационной зоны	$\Phi_{т.н.}, \text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	$\Phi_{б.н.}, \text{см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$
1	1,01E+13	1,78E+11
2	8,16E+12	1,36E+11
3	6,49E+12	1,00E+11
4	5,23E+12	6,93E+10
5	4,12E+12	4,21E+10
6	3,18E+12	2,96E+10
7	2,34E+12	1,96E+10
8	1,65E+12	1,33E+10
9	1,07E+12	7,96E+09

Можно отметить, что наибольшая плотность потока тепловых нейтронов наблюдается в первой регистрационной области, расположенной ближе всего к активной зоне. Проведя детальный расчет данной области путем дополнительного разбиения на регистрационные зоны длиной 0,5 см, была выбрана область с

наибольшей плотностью потока тепловых нейтронов, расположенная на расстоянии 2 см от края призмы. На рисунке 5.6 представлены варианты размещения конвертера нейтронов, содержащего разное количество ТВС.

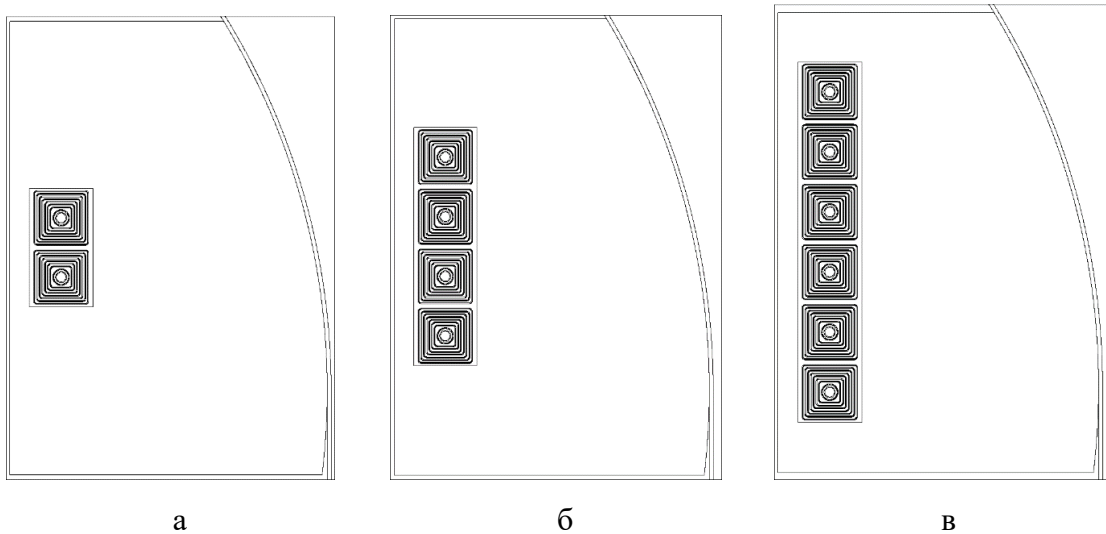


Рисунок 5.6 – Размещение конвертера нейтронов: а – 2 ТВС; б – 4 ТВС; в – 6 ТВС.

В таблице 5.4 приведены характеристики поля нейтронного излучения в регистрационной зоне за баком реактора и вносимая реактивность для различных вариантов конвертера.

Таблица 5.4 – Параметры поля ионизирующего излучения за баком реактора

Кол-во ТВС, шт	$\Phi_{th}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	$\Phi_{epi}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	$\Phi_{fast}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	$\Delta\rho, \beta_{эфф}$
0*	9,73E+09	1,06E+09	5,14E+08	0
2	8,20E+10	4,87E+10	1,74E+10	0,036
4	9,15E+10	7,95E+10	3,52E+10	0,078
6	8,95E+10	1,00E+11	4,55E+10	0,105

* Компоновка ТВС из графита без конвертера

При размещении конвертера, состоящего из 2 ТВС наблюдается увеличение плотности потока более чем в 8, 45 и 33 раза для тепловых, эпитепловых и быстрых нейтронов соответственно. Однако, при использовании 4 ТВС, плотность потока нейтронов в среднем увеличивается в 1,5 раза относительно варианта использования 2 ТВС. Менее эффективный прирост плотности потока нейтронов

наблюдается при переходе от 4 к 6 ТВС. На рисунке 5.7 представлены значения относительных изменений плотности потока нейтронов на одну ТВС.

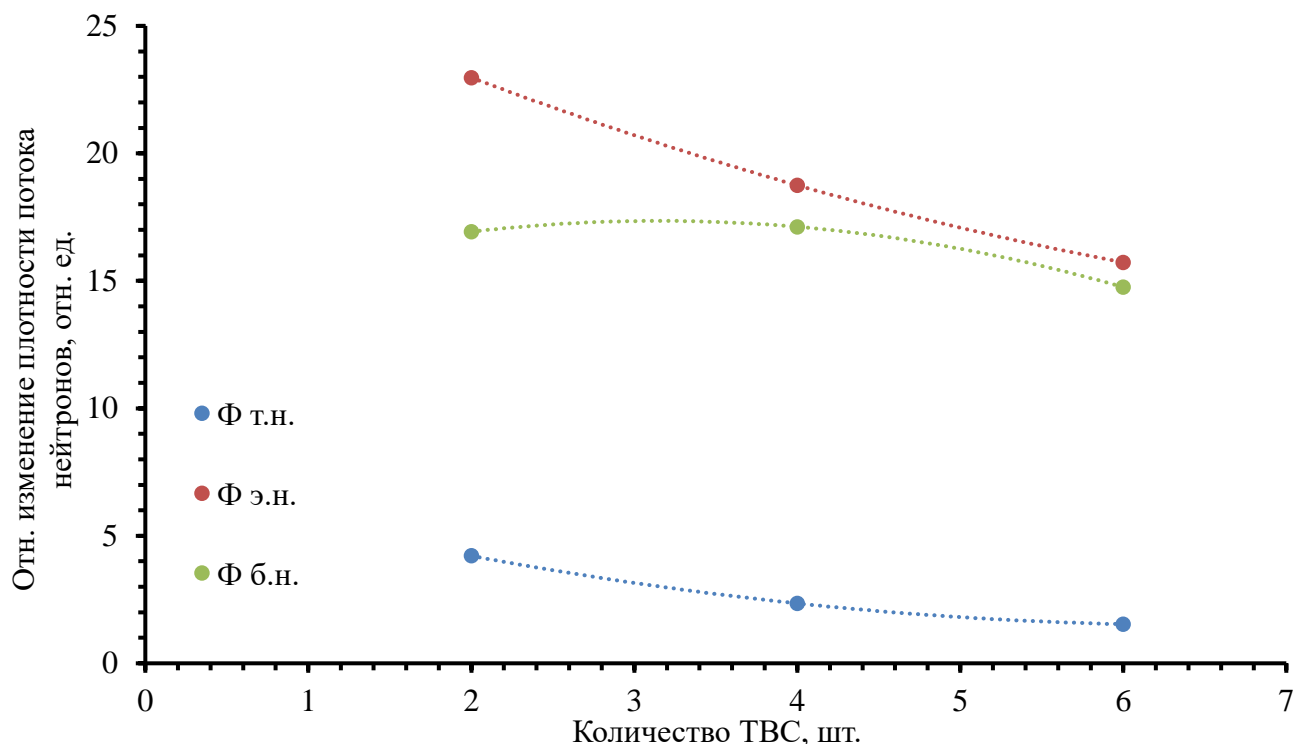


Рисунок 5.7 – Относительное изменение плотности потока нейтронов на одну ТВС конвертера

На основании полученных результатов, можно сделать вывод о том, что при формировании конвертера, состоящего из 4 ТВС, достигаются оптимальные параметры с точки зрения экономической целесообразности использования ядерных материалов для увеличения плотности потока нейтронов за баком реактора.

При этом, введенная положительная реактивность при размещении дополнительных ТВС не превышает $0,1 \beta_{эфф}$, что не накладывает дополнительных ограничений при использовании конвертера нейтронов с точки зрения обеспечения ядерной безопасности.

5.3 Оптимизация внутрибачных устройств реактора

Поскольку изменение спектральных характеристик плотности потока нейтронов достигается благодаря введению на пути распространения нейтронов

различных материалов, что влечет за собой уменьшение интенсивности, целесообразно использовать объем графитовой ВТС с конвертером для первоначального изменения спектра нейтронов, налетающих на участок формирования спектра за баком реактора.

Основной задачей при формировании спектра нейтронов для НЗТ глубокозалегающих опухолей является обеспечение максимальной интенсивности эпитепловых нейтронов и минимизация вклада от тепловых и быстрых нейтронов в общем пучке.

Для снижения количества тепловых нейтронов и повышения эпитепловых и быстрых нейтронов за баком реактора возможна установка композитного фильтра в графитовый блок, благодаря которому можно сместить расположение конвертера ближе к баку реактора, при этом сохранить эффективность конвертера.

Определение материального состава фильтра проводилось путем многовариантных расчетов без конвертера нейтронов. В качестве материалов рассматривались: флюенталь (30% Al и 70% AlF_3), трифторид алюминия (AlF_3), цирконий (Zr), фторид магния (MgF_2) и др. Пример размещения фильтра без конвертера представлен на рисунке 5.8.

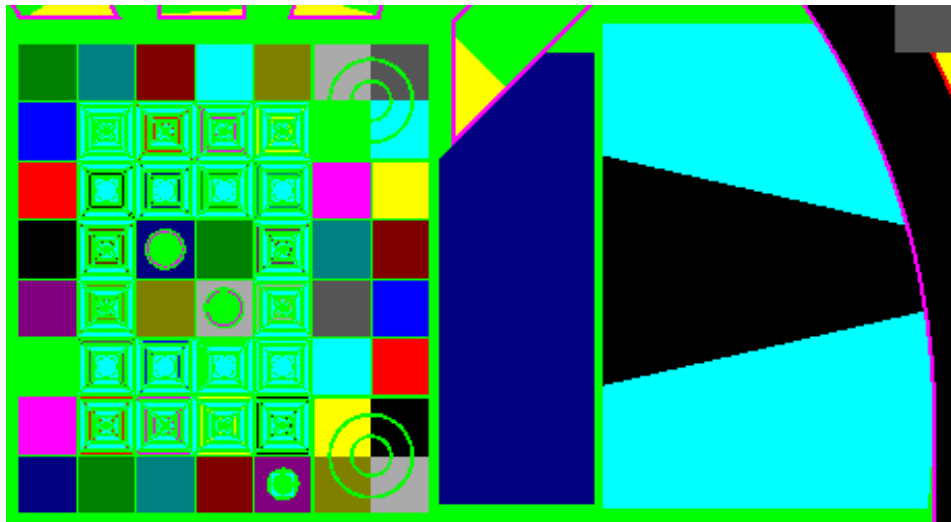


Рисунок 5.8 – Пример размещения конусовидного фильтра в графитовом блоке

Результаты расчетов эффективности использования фильтров относительно регистрационной зоны за баком приведены в таблице 5.5.

Таблица 5.5 – Плотность потока нейтронов за баком реактора при использовании композитного фильтра

Материал	$\Phi_{т.н.}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	$\Phi_{э.н.}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	$\Phi_{б.н.}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$
Без фильтра	9,73E+09	1,06E+09	5,14E+08
Флюенталь	7,34E+09	1,07E+10	1,26E+10
AlF ₃	5,81E+10	1,45E+10	1,27E+10
Zr	1,19E+10	5,52E+09	8,89E+09
MgF ₂	4,06E+10	1,12E+10	1,05E+10
Al	2,96E+10	1,10E+10	1,06E+10

В результате проведения серии оптимизационных расчетов расположения конвертера нейтронов, диаметра и длины фильтров до и после ТВС, был выбран графитовый блок с фильтрами, компоновка которого приведена на рисунке 5.9.

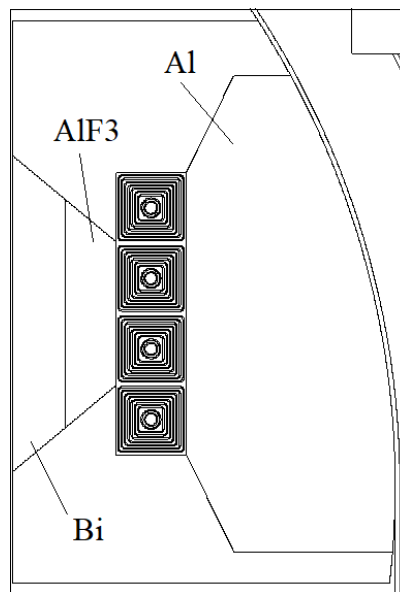


Рисунок 5.9 – Оптимизированный конвертер нейтронов

Размещение перед конвертером вставки, состоящей из 6 см висмута и 6 см трифторида алюминия, позволяют снизить количество быстрых нейтронов и гамма-квантов от активной зоны реактора, сохранив эффективность использования ТВС. Между ТВС и баком реактора размещается алюминиевый фильтр диаметром 50 см в широкой части и 30 см – в узкой. В таблице 5.6 приведено сравнение

оптимизированной композиции ТВС (конвертер и фильтры первоначального формирования пучка) с вариантами, представленными в таблице 5.4.

Таблица 5.6 – Сравнение различных вариантов компоновки фильтра

Кол-во ТВС, шт	$\Phi_{th}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	$\Phi_{epi}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	$\Phi_{fast}, \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$
0	9,73E+09	1,06E+09	5,14E+08
2	8,20E+10	4,87E+10	1,74E+10
4	9,15E+10	7,95E+10	3,52E+10
4 (опт.)	1,79E+10	3,30E+10	6,29E+10
6	8,95E+10	1,00E+11	4,55E+10

Можно сделать вывод, что использование фильтров позволяет снизить количество тепловых нейтронов за баком реактора в 9 раз, что существенно уменьшает радиационную нагрузку на материалы биологической защиты реактора за счет снижения вторичных гамма-квантов, а также позволяют сформировать более компактный защитный шибер для обеспечения радиационной безопасности персонала реактора.

5.4 Теплофизический расчет конвертера нейтронов

Для проведения теплофизического расчета конвертера нейтронов в ПС MSU-PTR было рассчитано энерговыделение каждой ТВС, фильтров и графитового блока. Моделирование процесса нагрева и охлаждения установки производилось с использованием программы Solidworks с пакетом Flow Simulations, позволяющим производить теплофизический расчет. На рисунке 5.10 представлена модель графитовой призмы с конвертером нейтронов.

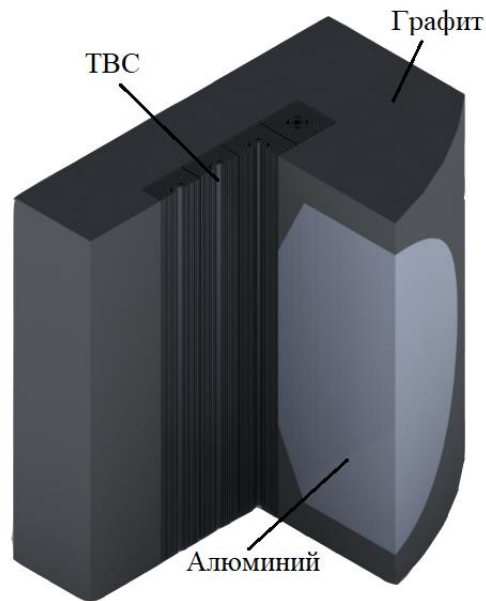


Рисунок 5.10 – Модель конвертера нейтронов в графитовой призме

Для реализации консервативного подхода теплофизический расчет проводился при условии отсутствия принудительной циркуляции воды, таким образом охлаждение конвертера осуществляется только за счет естественной циркуляции воды. Для анализа изменения температур в процессе работы реактора теплофизический расчет производился с учетом ступеней, на которых реактор находится при выводе на номинальную мощность, а также с учетом работы циркуляционных насосов. На рисунке 5.11 приведен график зависимости температур от времени работы реактора.

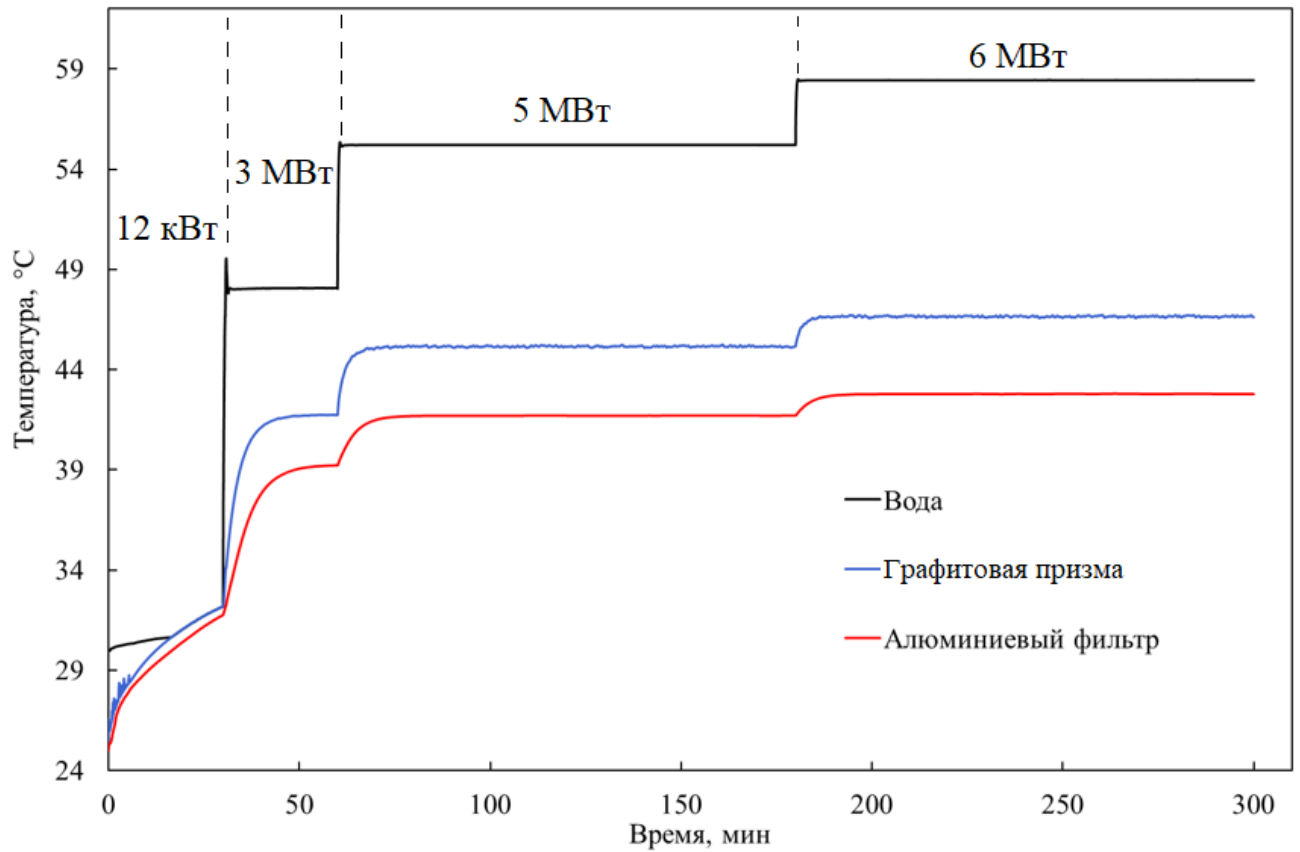


Рисунок 5.11 – Изменение температур в зависимости от времени работы реактора

При номинальной мощности реактора ИРТ-Т максимальная температура воды, охлаждающей конвертер не превышает $60\text{ }^{\circ}\text{C}$, значения температур графитовой призмы и алюминиевого фильтра не достигают $50\text{ }^{\circ}\text{C}$. Максимальное значение теплового потока с поверхности самого энергонапряженного твэла составляет $34\text{ кВт}\cdot\text{м}^{-2}$ при максимальной скорости воды в зазорах $0,12\text{ м/с}$. Поскольку значение теплового потока с поверхности ТВС ограничивающее пределы безопасной эксплуатации составляет $800\text{ кВт}\cdot\text{м}^{-2}$, имеется значительный запас, что позволяет использовать разработанную конструкцию графитовой призмы в объеме бака реактора ИРТ-Т без организации дополнительных мер обеспечения ядерной и радиационной безопасности.

Таким образом модернизированная ВТС с конвертером нейтронов, состоящим из 4 ТВС позволяет не только значительно повысить плотность потока нейтронов за баком реактора, при соблюдении требований ядерной и радиационной

безопасности, но и организовать возможность использовать в качестве конвертера нейтронов ОТВС реактора ИРТ-Т.

5.5 Разработка защитного шибера

Поскольку при изменении конфигурации ВТС ось вывода пучка ионизирующего излучения смещается относительно существующего канала ГЭК-1, а также для повышения интенсивности излучения в месте размещения облучаемых образцов, необходимо сформировать новую конструкцию защитного шибера.

Для обеспечения возможности создания наиболее компактного шибера устройства был рассмотрен вариант установки первой стационарной части участка формирования спектра непосредственно за баком реактора, при этом вторая часть участка формирования спектра может быть размещена во вновь созданном защитном шибере. Для минимизации утечки нейтронов в защитный шибер в расчетных исследованиях использовались материалы с низким значением атомной массы, а в качестве материалов для снижения количества гамма-квантов рассматривались элементы с высоким значением атомной массы.

Таким образом, в результате проведения оптимизационных расчетов, была выбрана модель, представленная на рисунке 5.12.

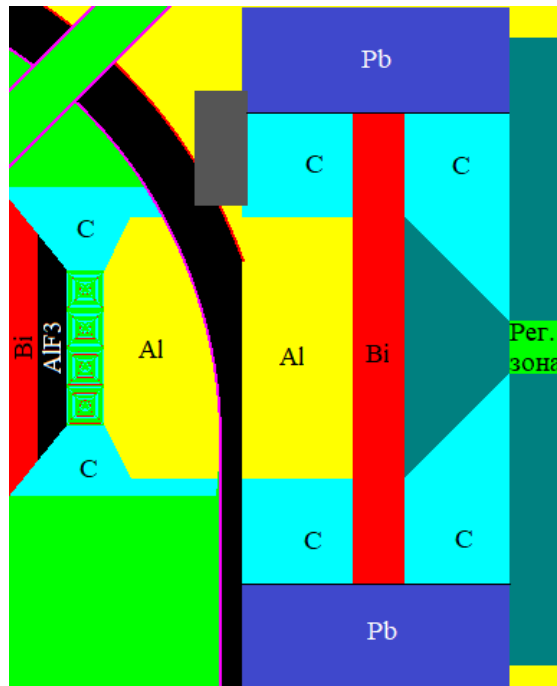


Рисунок 5.12 – Размещение стационарных компонентов участка формирования пучка за баком реактора

В представленной модели наиболее эффективное экранирование нейтронов достигается за счет использования графитовой призмы длиной 50 см и толщиной стенок 30 см, формирование спектра нейтронов происходит при прохождении алюминия толщиной 30 см. При этом, использование висмутовой вставки позволяет значительно снизить количество вторичных гамма-квантов, образующиеся за счет активации алюминия, не снижая интенсивности целевой энергетической группы нейтронов.

Для создания модели, позволяющей проводить оптимизационные расчеты, был использован бимодельный подход, описанный в разделе 2.4 настоящей работы.

Шибер является основной биологической защитой экспериментального канала. В закрытом состоянии шибер должен обеспечивать мощность дозы, не превышающую значение, установленное НРБ. Исходя из НРБ99/2009 для персонала группы «А» эффективная доза за год не должна превышать 20 мЗв за любые последовательные 5 лет. Исходя из количества рабочих дней в году и восьмичасового рабочего дня, максимальная мощность дозы, при которой возможна эксплуатация экспериментального канала не должна превышать 2,7

нЗв/с, следовательно, при формировании шибера необходимо руководствоваться именно этим значением.

На рисунках 5.13 и 5.14 представлено графическое изображение треков нейтронов и фотонов, определенных с помощью ПС PHITS для компоновки стационарных материалов участка формирования спектра за баком реактора.

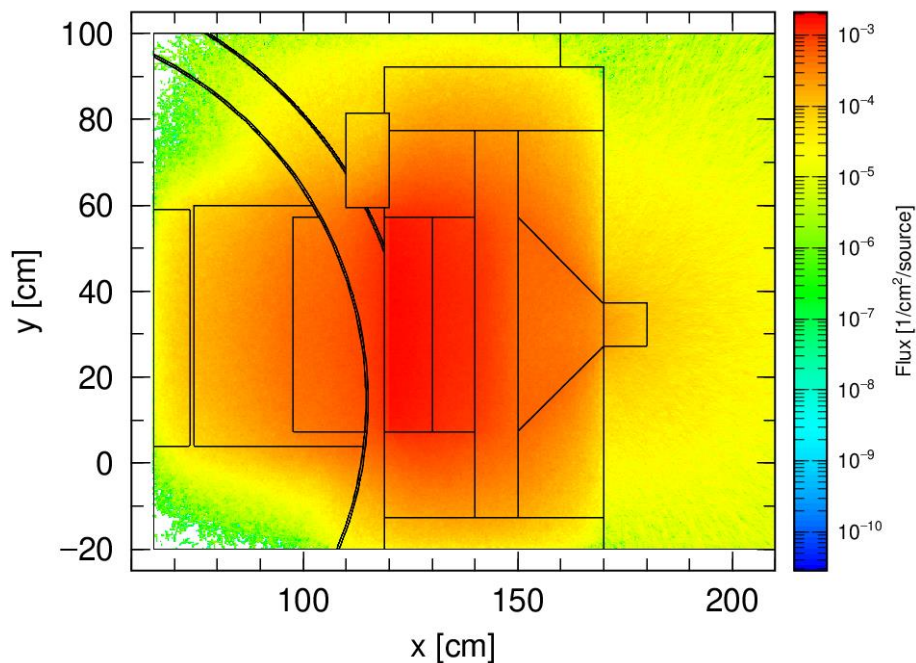


Рисунок 5.13 – Распределение нейтронов за баком реактора

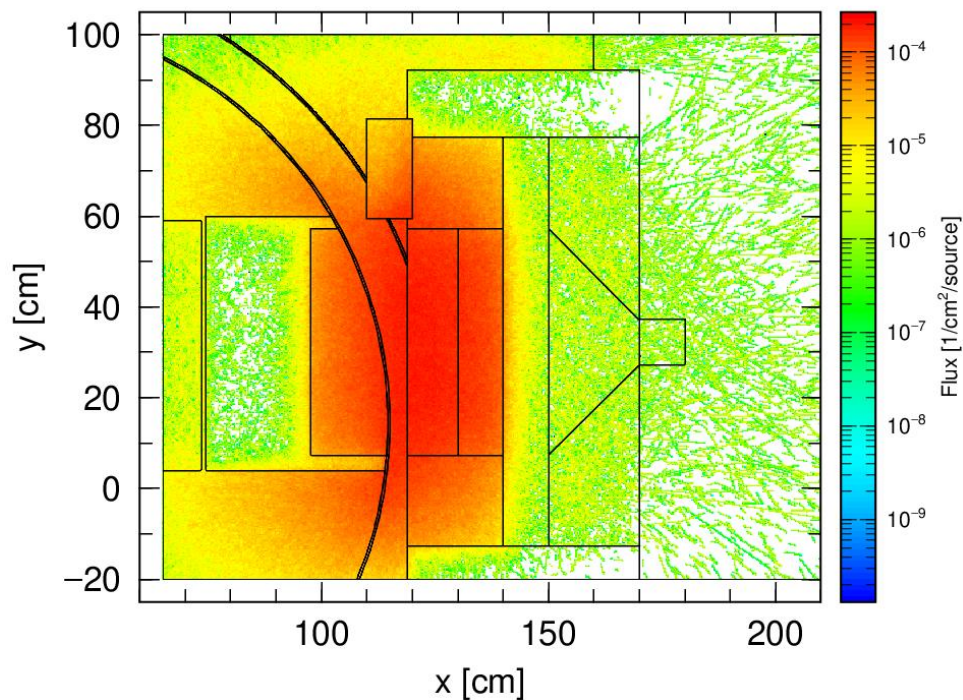


Рисунок 5.14 – Распределение фотонов за баком реактора

Можно отметить, нейтроны беспрепятственно покидают установку, но при этом, в области размещения коллиматора наблюдается отражение нейтронов в воздушное пространство установки. Фотоны, в свою очередь, практически полностью теряют свою энергию и поглощаются в висмуте, что вносит положительный эффект и позволит использовать меньшее количество материалов с высоким значением атомной массы при формировании защитного шибера.

Для данной модели была рассчитана суммарная мощность дозы от фотонов и нейтронов на выходе из канала, которая составила 0,09 Зв/с, что превышает максимально допустимую в $3,2 \cdot 10^7$ раз.

Для достижения максимальной эффективности используемых материалов было принято решение разрабатывать шибер из последовательных небольших слоев тяжелых и легких материалов. В качестве материалов были рассмотрены материалы с высокой замедляющей и поглощающей способностями нейтронов, и материалы с высокой плотностью, которые используются в качестве защиты от фотонов и дополнительной защитой от нейтронов, за счет неупругого рассеяния. К материалам с высокой поглощающей и замедляющей способностью можно отнести: карбид бора (B_4C), блоки Neutrostop из полиэтилена с массовой долей лития 10% (CH_2+Li). К материалам, использующихся для защиты от гамма-излучения относят: свинец и висмут. Свинец имеет более высокие значения плотности и микроскопического сечения поглощения нейтронов по каналу (n,γ). На рисунке 5.15 представлена модель с шибером толщиной 60 см.

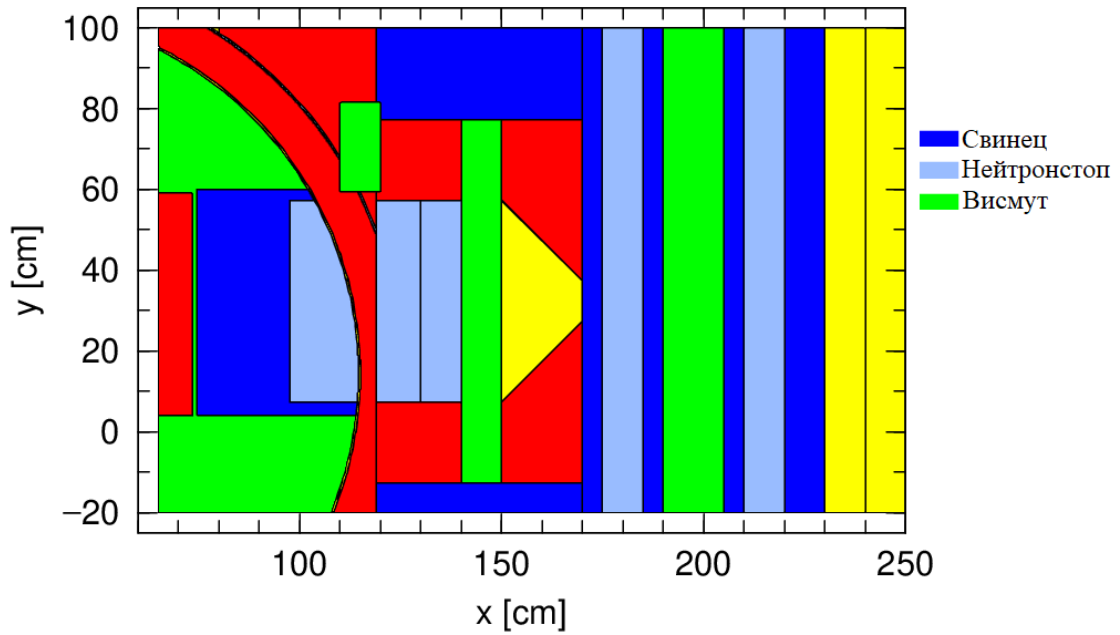


Рисунок 5.15 – Многослойный защитный шиббер толщиной 60 см

В данной модели шиббера суммарная толщина свинца составляет 25 см, висмута – 15 см, нейтростопа – 20 см. Распределение нейтронов и фотонов в случае использования такой компоновки представлено на рисунках 5.16 и 5.17.

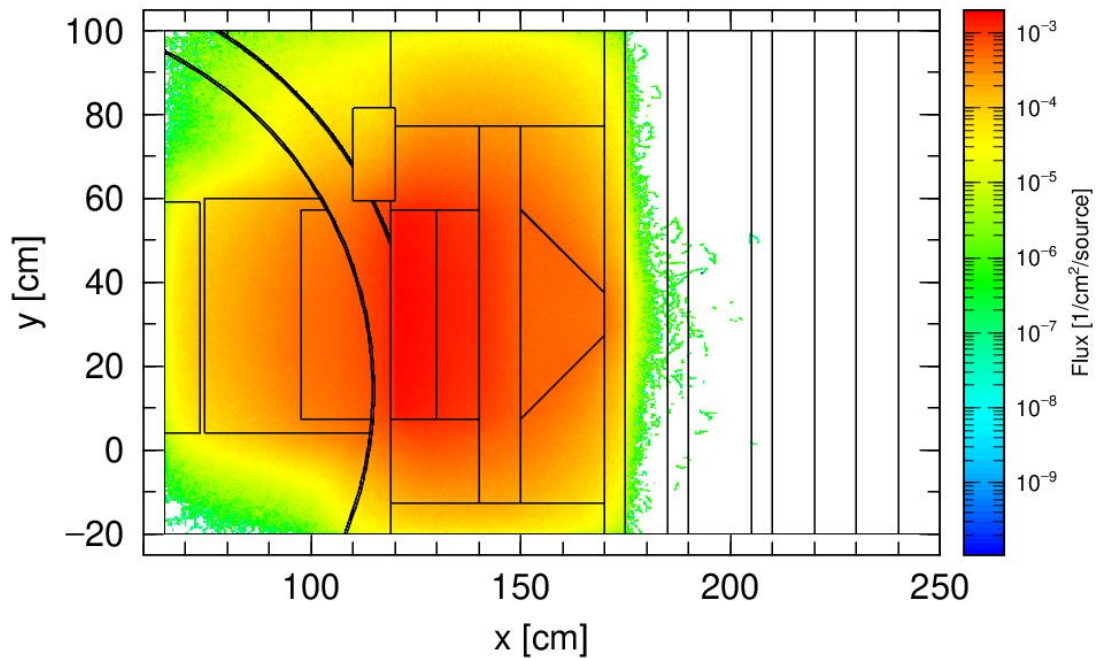


Рисунок 5.16 – Распределение нейтронов в шиббере толщиной 60 см

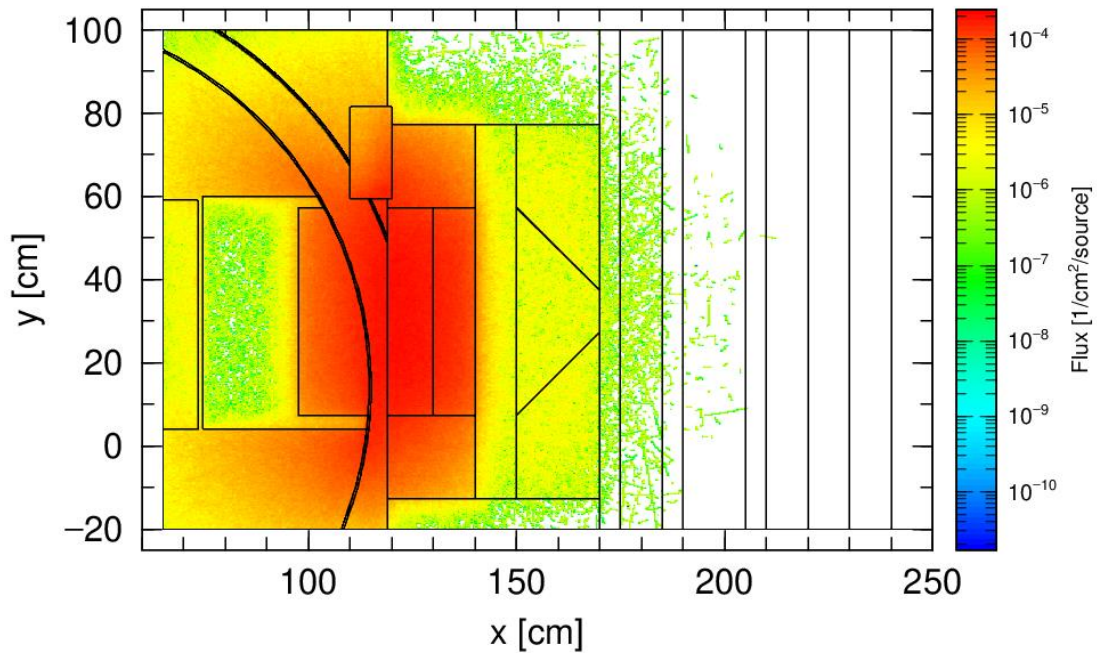


Рисунок 5.17 – Распределение фотонов в шибере толщиной 60 см

Увеличение количества тяжелых материалов позволило значительно уменьшить количество фотонов, достигающих шибера и, исходя из распределения, основная их доля поглощается в слое висмута. Мощность дозы за шибером для данной компоновки составляет 0,12 мкЗв/с, что в 47 раз больше нормы. Можно отметить, что размещение 60 см шибера позволило снизить мощность дозы в $7,5 \cdot 10^5$ раз.

В результате проведения многовариантных оптимизационных расчетов толщины каждого слоя был сформирован шибер, обеспечивающий условия эксплуатации с мощностью дозы не более 2,5 нЗв/с, что полностью удовлетворяет требованиям норм радиационной безопасности. На рисунке 5.18 приведена модель с шибером толщиной 100 см.

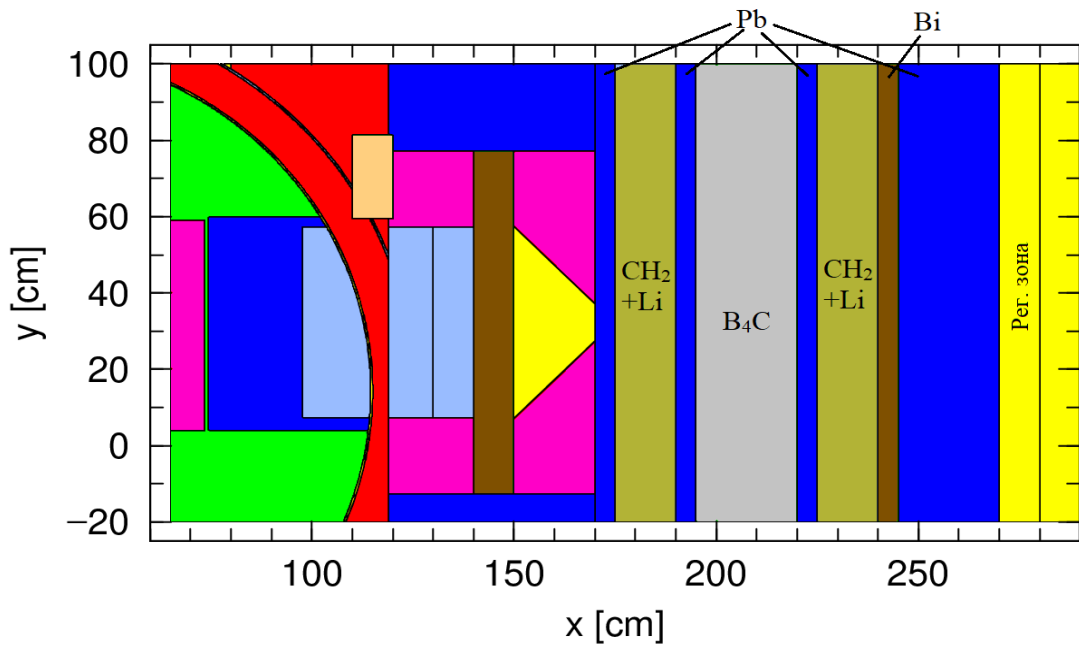


Рисунок 5.18– Сформированный защитный шибер толщиной 100 см

Оптимизированная модель шибера состоит из последовательных слоев свинца, блоков Нейтростоп с литием, висмута и карбида бора. За счет применения описанных материалов достигается значительное замедление быстрых и поглощение тепловых нейтронов, а также снижение мощности дозы, формируемой первичными и вторичными гамма-квантов.

На рисунке 5.19 представлено изменение суммарной мощности дозы в объеме защитного шибера оптимизированной конструкции.

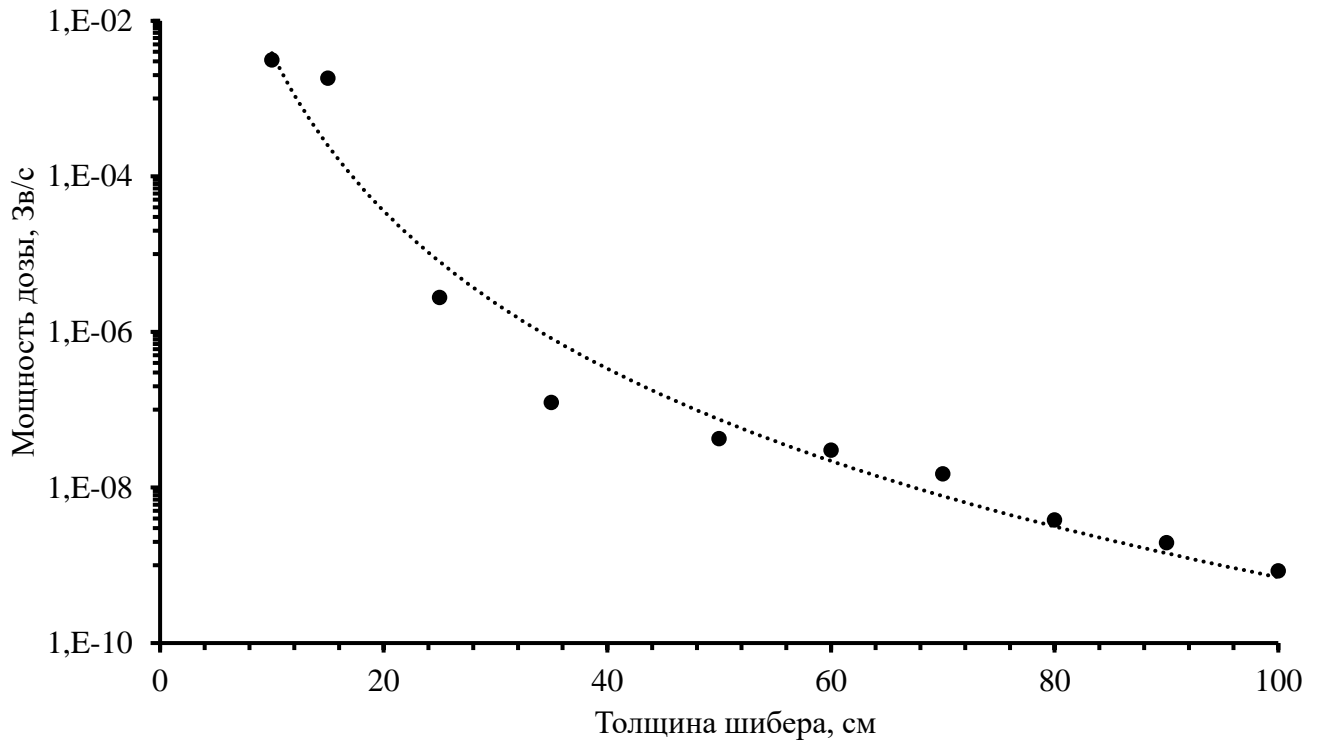


Рисунок 5.19 – Зависимость мощности дозы от толщины шибера

Полученные значения мощности дозы аппроксимируются экспонентой, а небольшие выбеги значений обуславливаются различной эффективностью слоев шибера для разных компонентов пучка ионизирующего излучения. На рисунке 5.20 представлены 3D-модели текущего шибера канала ГЭК-1 и оптимизированного шибера для вновь создаваемого экспериментального устройства для НЗТ.

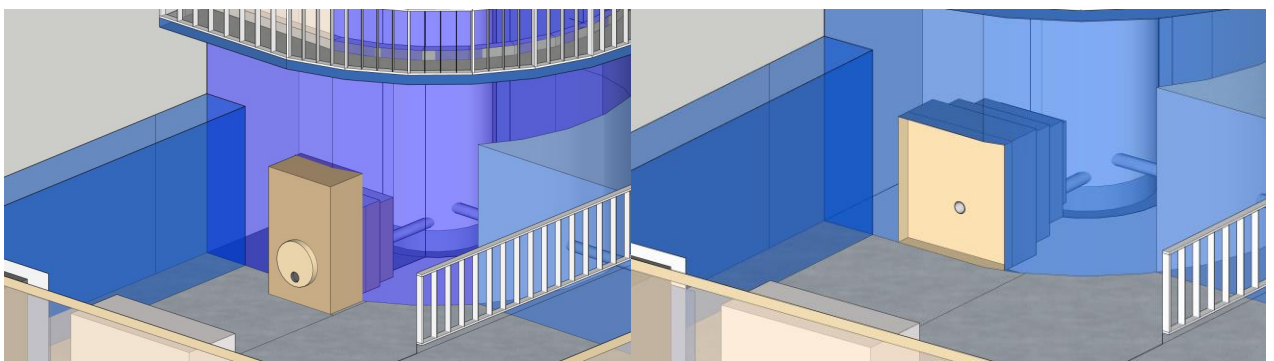


Рисунок 5.20 – 3D-модель бака реактора:

слева – защитный шибер канала ГЭК-1;

справа – оптимизированный шибер новой установки

Разработанная конструкция защитного шибера позволяет не только обеспечить безопасные условия с точки зрения радиационной безопасности, но и

сократить расстояние от места размещения облучаемых образцов до активной зоны реактора более чем на 100 см, что предоставляет возможность использования дополнительной площади для размещения пациентов и оборудования контроля параметров жизнедеятельности.

5.6 Формирование оптимального пучка эпитепловых нейтронов для целей НЗТ

Поскольку окончательное формирование пучка ионизирующего излучения происходит в массиве защитного шибера, было принято решение о совмещении второй секции участка формирования спектра и коллимирующего устройства, при этом, коллиматор будет располагаться по всей длине защитного шибера (Рисунок 5.21).

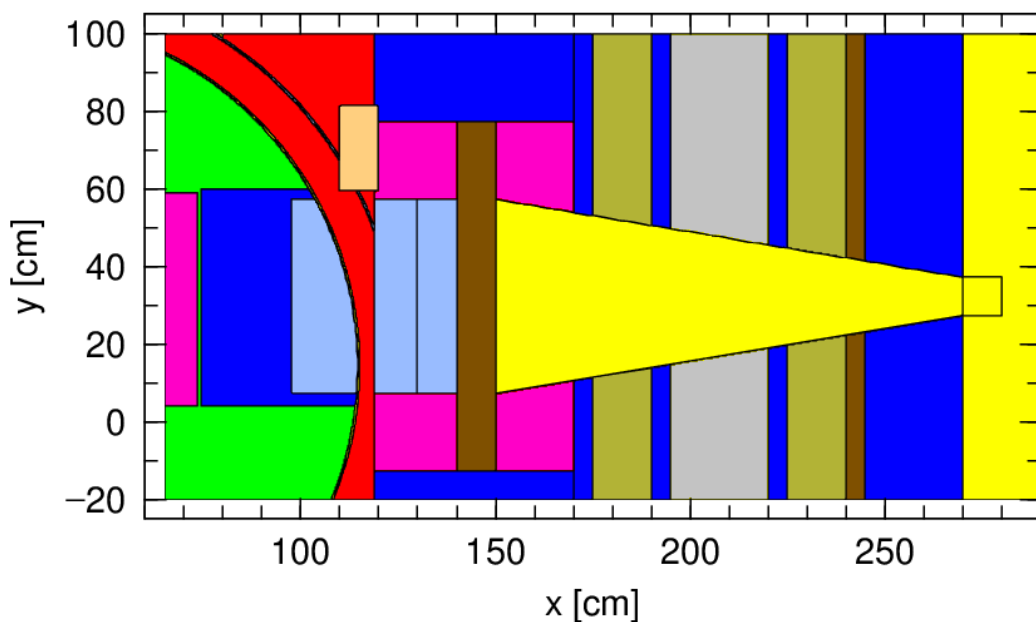


Рисунок 5.21 – Коллимирующее устройство (первый вариант)

При разработке коллиматора необходимыми условиями для обеспечения требований радиационной безопасности, а также повышения качества функционирования устройства являются снижение утечки нейтронов и фотонов за пределы шибера, и снижение паразитного поглощения нейтронов на границе

коллиматора материалами защитного шибера. На рисунке 5.22 показаны треки нейтронов и фотонов, в защитном шибере в режиме облучения образцов.

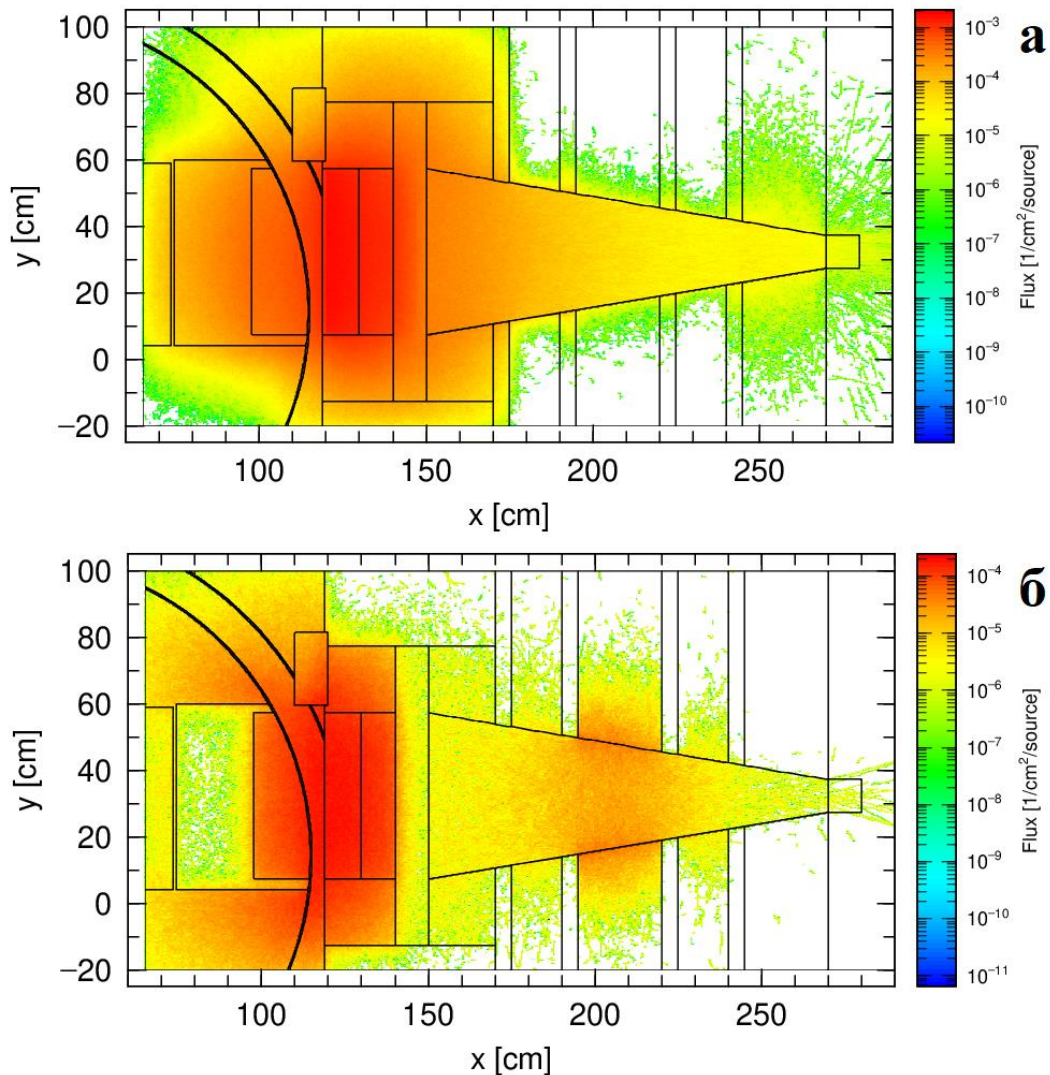


Рисунок 5.22 – Распределение нейтронов (а) и гамма-квантов (б) в объеме шибера

Видно, что нейтроны эффективно поглощаются в полиэтилене с примесью лития, однако в свинце и за его пределами наблюдается сильная утечка, что приводит к повышению радиационного фона за пределами защитного шибера. В распределении фотонов наблюдается резкий всплеск интенсивности в центральной части коллиматора обусловленный взаимодействием нейтронов с карбидом бора, что приводит к образованию большого числа вторичного фотонного излучения.

На рисунке 5.23 представлен второй вариант компоновки шибера, направленный на снижение утечки нейтронов.

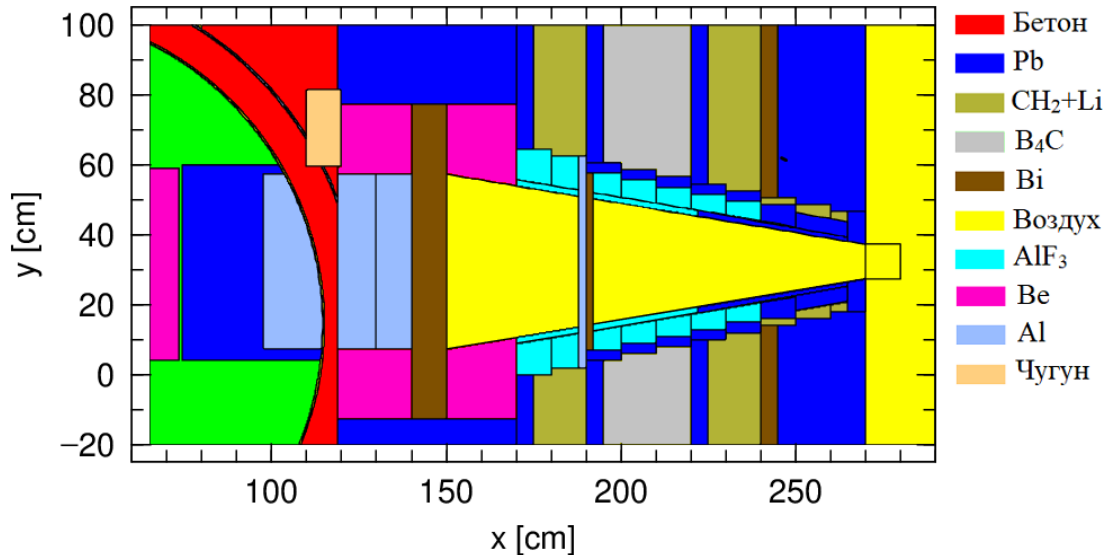


Рисунок 5.23 – Коллимирующее устройство (второй вариант)

Для коллимирования нейтронов вдоль оси шибера размещены блоки из трифторида алюминия, для снижения количества быстрых нейтронов и гамма-квантов в центральной части шибера размещены фильтры из алюминия и висмута толщиной 2 см каждый, для снижения утечки фотонов в шибер и за его пределы размещены пластины из свинца.

Внутренняя часть коллиматора выполнена из трифторида алюминия и свинца, для эффективного снижения количества быстрых нейтронов и вторичных фотонов, образовавшихся в процессе активации трифторида алюминия. На выходе из коллиматора размещены пластины из полиэтилена с литием, позволяющие снизить дозу от нейтронов. Распределение фотонов и нейтронов во втором варианте конфигурации шибера представлено на рисунке 5.24.

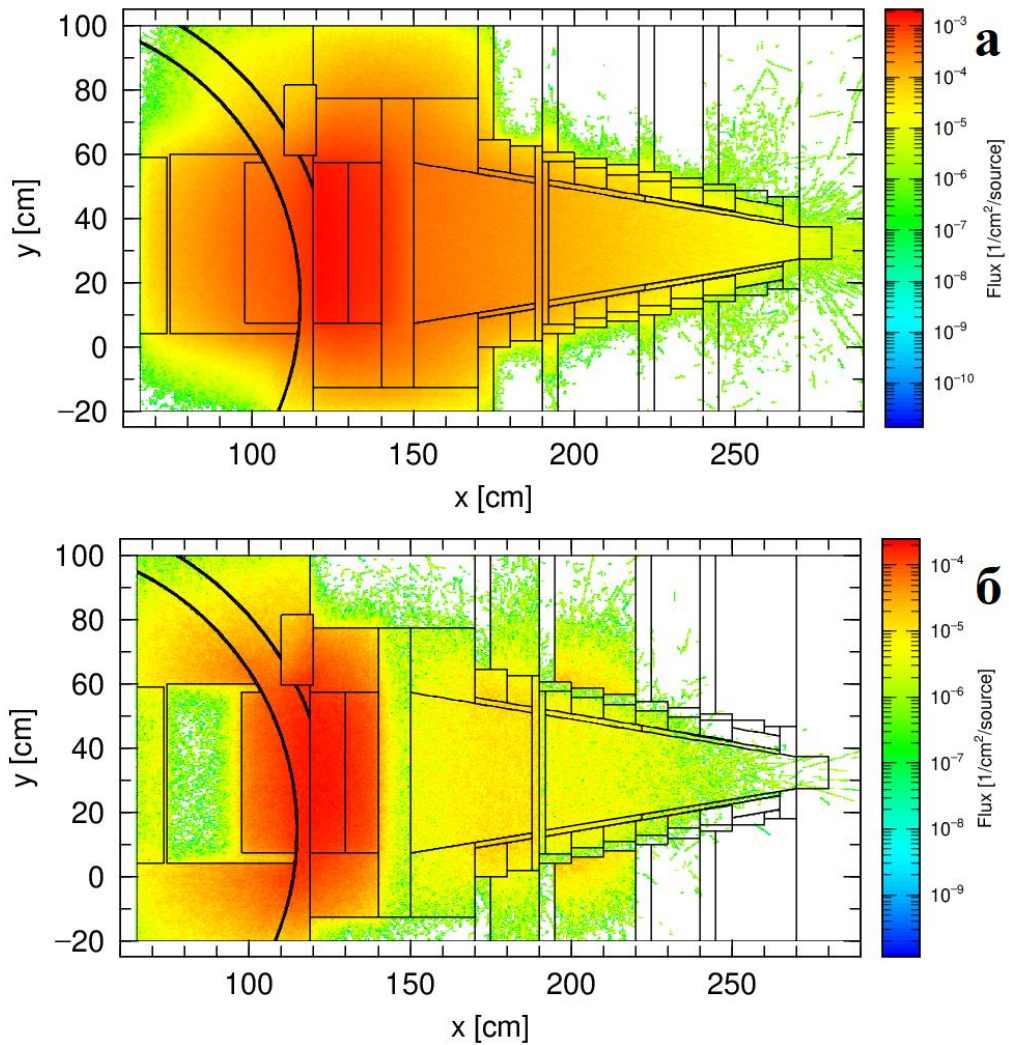


Рисунок 5.24 – Распределение нейтронов (а) и гамма-квантов (б) в объеме шибера

Благодаря внесенным изменениям в компоновку шибера достигается снижение утечки нейтронов около выходного отверстия и наблюдается меньшее число вторичных фотонов в карбиде бора. При этом, количество фотонов на выходе экспериментального канала значительно снизилось. Однако, требуется изменение конфигурации, направленное на снижение утечки фотонов и нейтронов в шибер.

На рисунке 5.25 представлен третий вариант конфигурации шиберного устройства, в котором используется дополнительный комплекс материалов вокруг коллимирующего устройства направленный на снижение утечки частиц за пределы шибера. Размещены более широкие пластины из свинца вдоль всего коллиматора и установлен более широкий коллимирующий слой из свинца, что позволяет более эффективно снизить число фотонов.

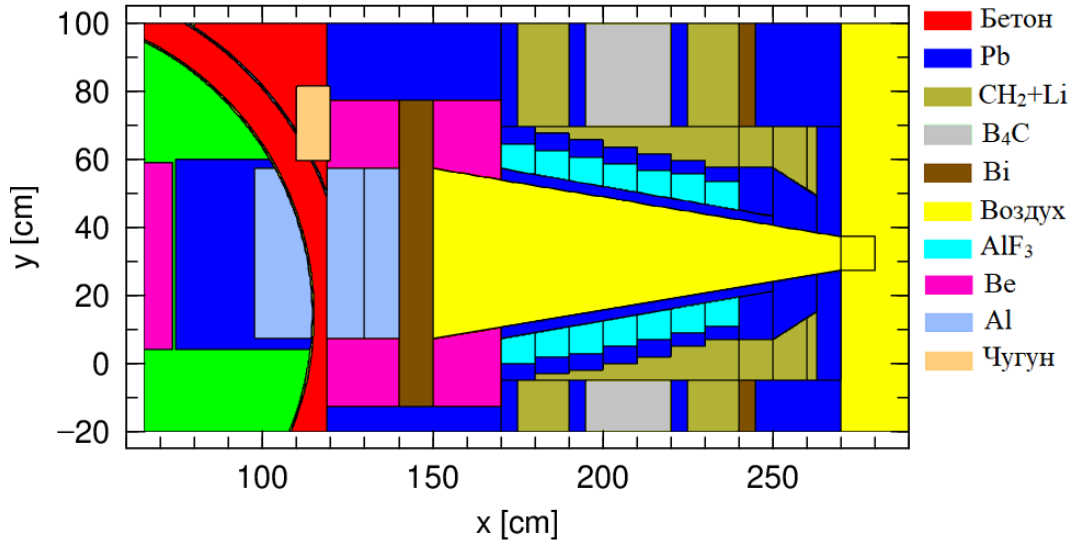


Рисунок 5.25 – Коллимирующее устройство (третий вариант)

На рисунке 5.26 показаны треки фотонов и нейтронов в объеме коллимирующего устройства в третьем варианте исполнения.

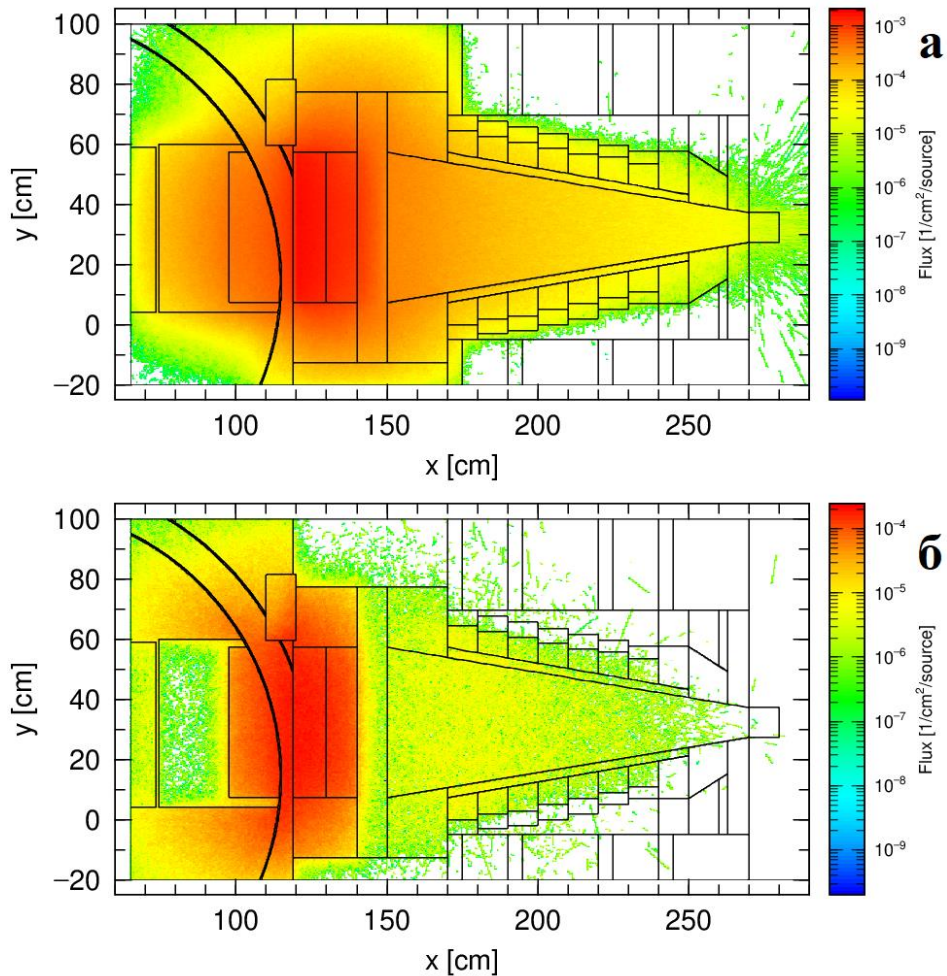


Рисунок 5.26 – Распределение нейтронов (а) и гамма-квантов (б) в объеме шибера

За счет внесения изменений в конструкцию шибера наблюдается незначительная утечка нейтронов и фотонов в шибер. При этом отсутствует всплеск вторичного фотонного излучения в карбиде бора, благодаря снижению интенсивности тепловых нейтронов за счет поглощения в слое полиэтилена с литием. На рисунке 5.26а заметно рассеяние нейтронов за шибер ввиду недостаточной степени формирования профиля выходного пучка нейтронов.

Вторичные критерии качества пучка ионизирующего излучения для представленных вариантов компоновки коллимирующего устройства приведены в таблице 5.7.

Таблица 5.7 – Вторичные критерии качества пучка ионизирующего излучения

Модель	$\Phi_{т.п.},$ $н \cdot см^{-2} \cdot с^{-1}$	$\Phi_{э.п.},$ $н \cdot см^{-2} \cdot с^{-1}$	$\Phi_{б.п.},$ $н \cdot см^{-2} \cdot с^{-1}$	$\dot{D}_6/\Phi_э,$ $Гр \cdot см^2$	$\dot{D}_\gamma/\Phi_э,$ $Гр \cdot см^2$
Вариант 1	5,13E+08	9,72E+08	6,08E+08	3,54E-12	2,29E-12
Вариант 2	4,61E+08	1,24E+09	6,62E+08	2,98E-12	7,22E-13
Вариант 3	9,41E+08	1,46E+09	6,90E+08	2,21E-12	6,54E-13

Можно отметить, существенное влияние используемых материалов на снижение удельной дозы от гамма-квантов, в то время как удельная доза от быстрых нейтронов изменяется незначительно.

На основании полученных значений и проведения дополнительных уточняющих расчетов по формированию коллиматора направленных на снижение удельной дозы, формируемой от быстрых нейтронов, был разработан оптимальный вариант компоновки коллимирующего устройства, приведенный на рисунке 5.27.

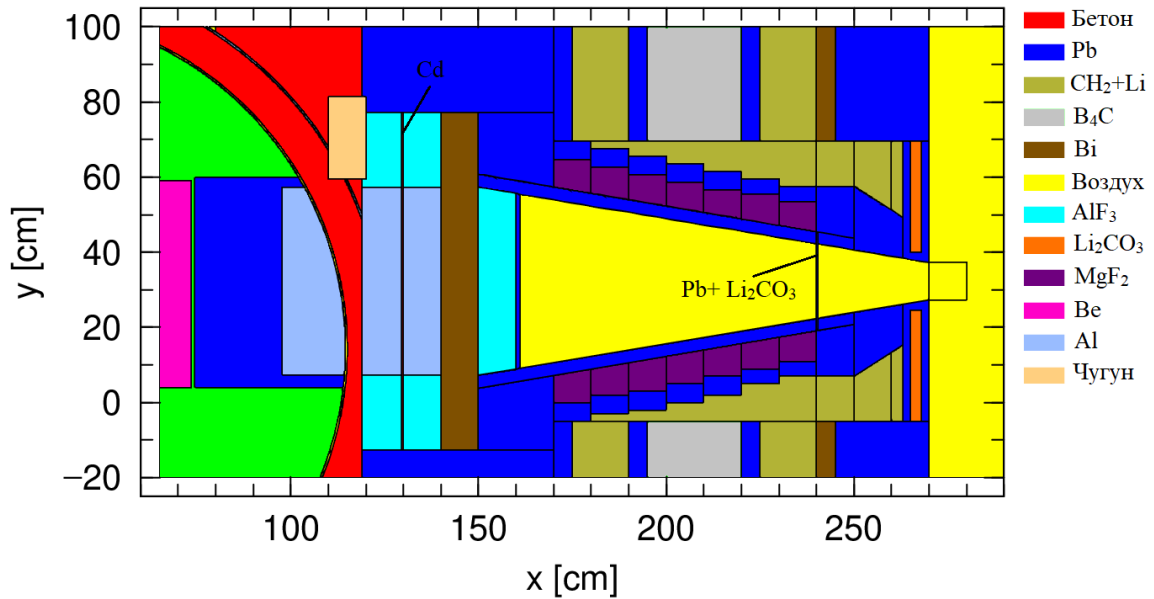


Рисунок 5.27 – Коллимирующее устройство (оптимизированный вариант)

Для уменьшения доли тепловых нейтронов и активации материалов участка формирования спектра между пластин из трифторида алюминия размещена кадмиевая пластина толщиной 1 мм.

Также, можно отметить, что после висмута размещены фильтры из трифторида алюминия и свинца толщиной 10 см и 1 см соответственно, свинец, в данном случае, используется для поглощения вторичных фотонов, образующихся на трифториде алюминия. Были размещены блоки из фторида магния толщиной 4 см, сразу за свинцовым коллиматором, для замедления быстрых нейтронов до эпитепловой области. Около выходного отверстия размещены пластины из карбоната лития 2 см для снижения утечки нейтронов за пределы шибера. Карбонат лития выбран в качестве материала благодаря (n, α) – каналу взаимодействия с нейтронами. После блоков с фторидом магния имеется 5 мм свинцовая пластина с тонким слоем карбоната лития.

На рисунках 5.28 и 5.29 представлены треки гамма-квантов и нейтронов в трехгрупповом приближении в оптимизированной компоновке коллимирующего устройства.

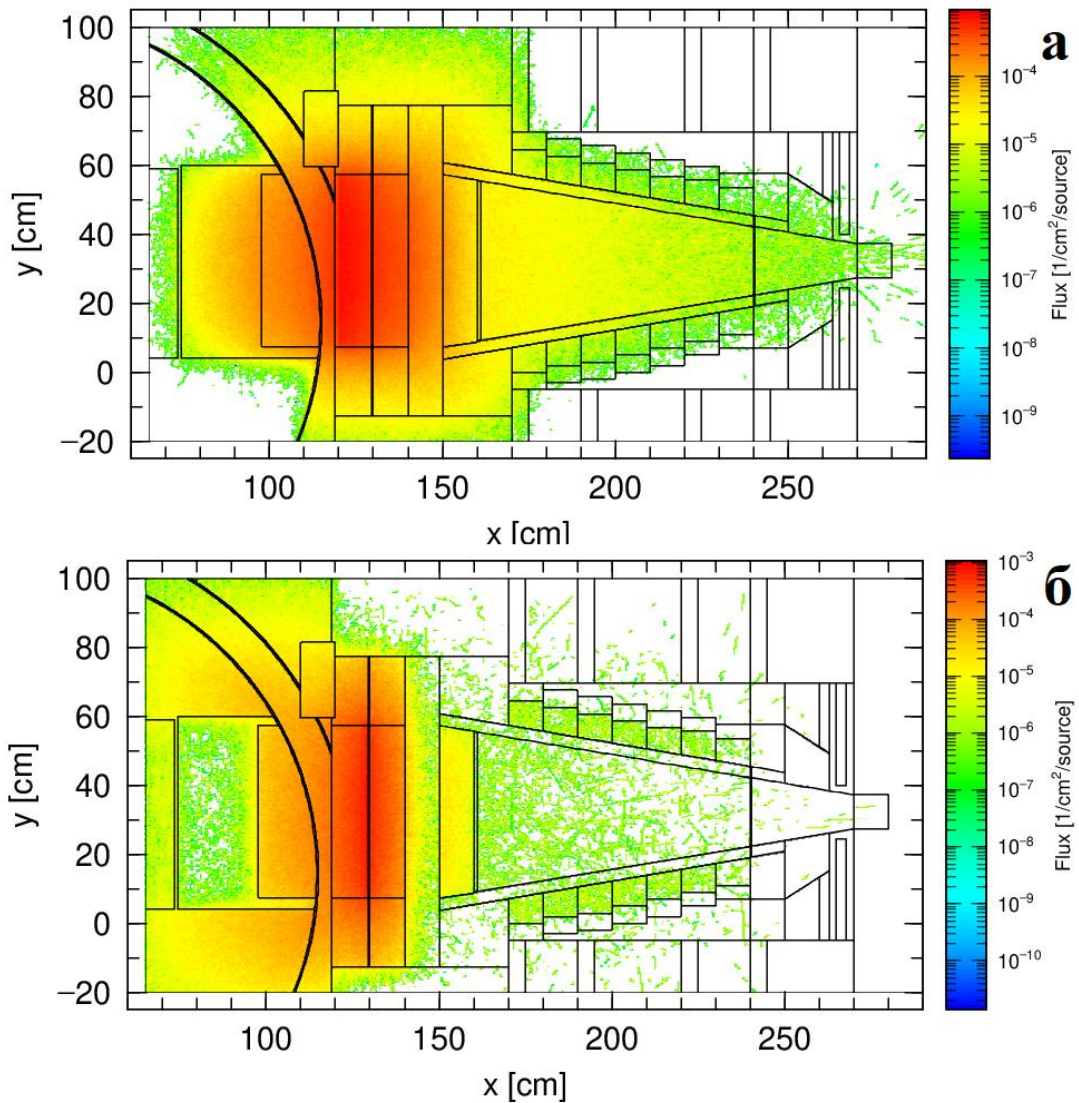


Рисунок 5.28 – Распределение быстрых нейтронов (а) и гамма-квантов (б) в объеме шибера

Исходя из полученных результатов, можно отметить, что благодаря использованию блоков фторида магния достигается значительное снижение количества быстрых нейтронов, а расположение тяжелых элементов позволяет минимизировать количество гамма-квантов, образующихся в результате взаимодействия нейтронов с кадмием и трифторидом алюминия, и их долю в сформированном пучке в месте размещения облучаемых образцов.

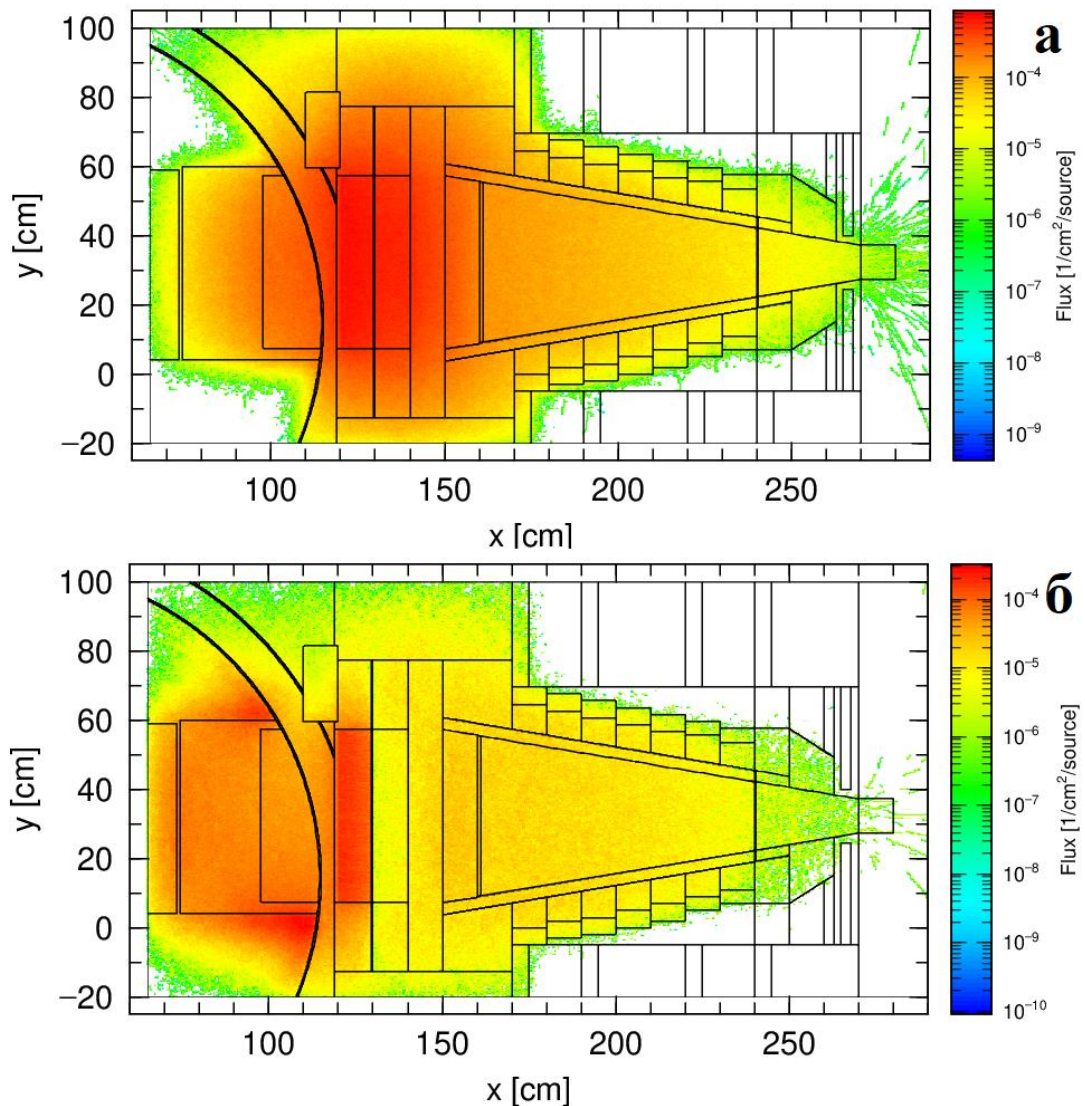


Рисунок 5.29 – Распределение эпитепловых (а) и тепловых (б) нейтронов в объеме шибера

Примененные решения по оптимизации размеров и материального состава элементов конструкции коллиматора позволяют сформировать значительную долю целевой энергетической группы нейтронов и, при этом, обеспечить снижение плотности потока тепловых нейтронов более чем в 10 раз.

На рисунках 5.30 и 5.31 приведены спектральные характеристики нейтронов и гамма-квантов сформированного пучка ионизирующего излучения для разных вариантов компоновки коллимирующего устройства.

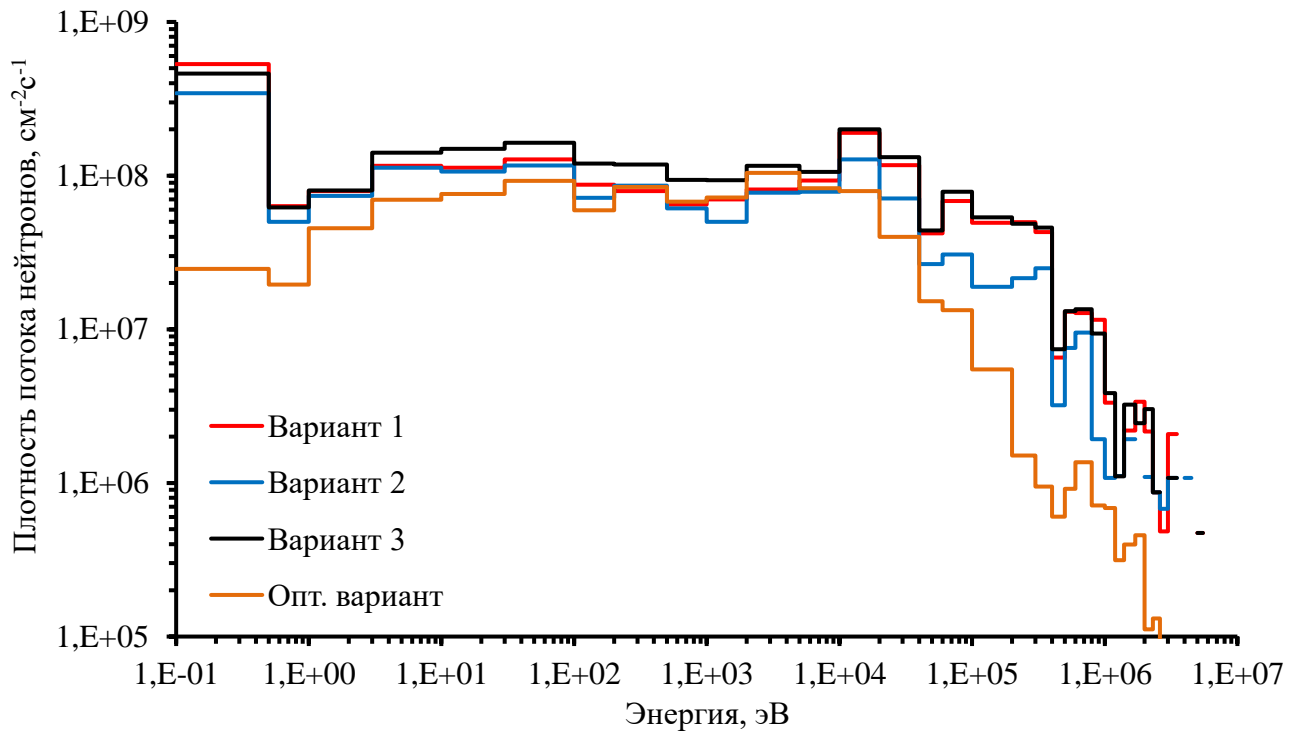


Рисунок 5.30 – Спектры нейтронов для разных вариантов компоновки коллиматора

Единственным недостатком оптимизированной компоновки коллимирующего устройства является снижение количество эпитепловых нейтронов ниже рекомендуемого значения $10^9 \text{ н/см}^2\text{с}$, однако это компенсируется значительным снижением доли мощности дозы, формируемой от быстрых нейтронов и гамма-квантов.

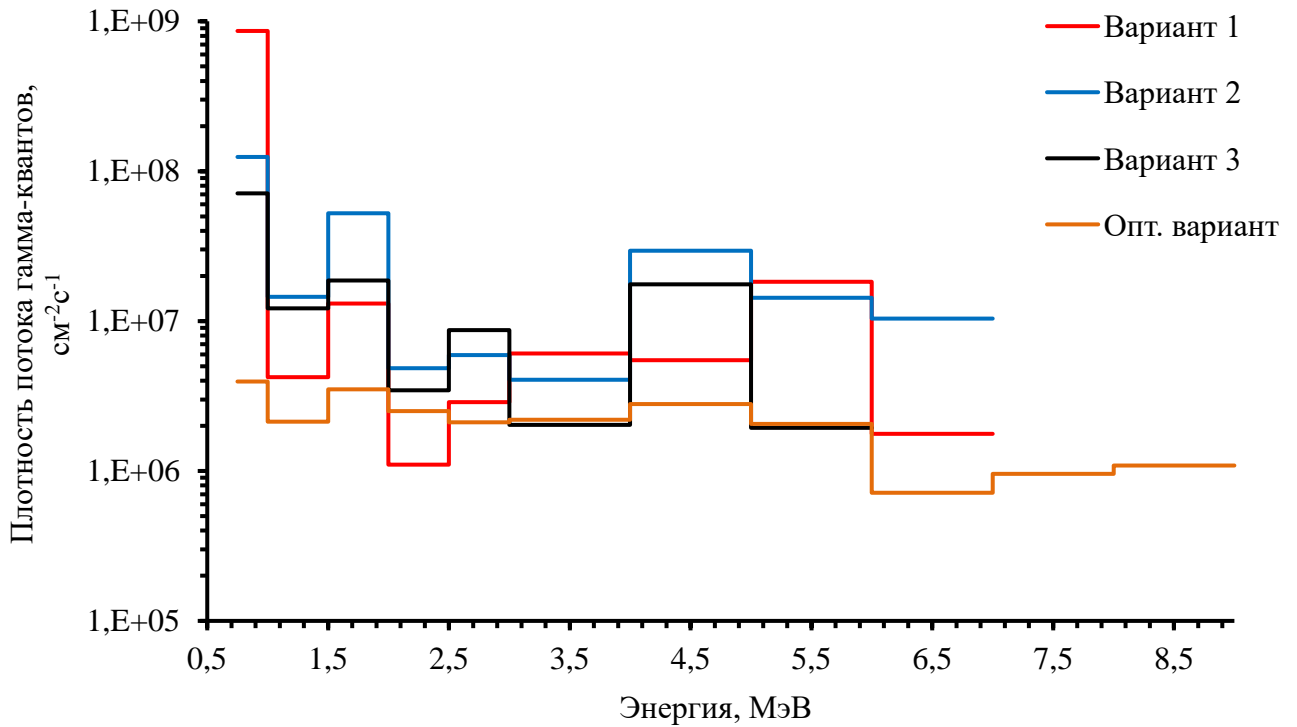


Рисунок 5.31 – Спектры гамма-квантов для разных вариантов компоновки коллиматора

Можно отметить значительное снижение абсолютных значения плотности потока гамма-квантов во всех энергетических группах. При этом, для оптимизированного варианта компоновки не наблюдается значительных всплесков в энергетических группах, что свидетельствует об отсутствии вторичных источников гамма-излучения высокой интенсивности, вносящих существенный вклад в дозу от гамма-квантов.

Вторичные критерии качества пучка ионизирующего излучения для всех вариантов компоновки коллимирующего устройства приведены в таблице 5.8.

Таблица 5.8 – Вторичные критерии качества пучка ионизирующего излучения

Модель	$\Phi_{т.п.},$ $н \cdot см^{-2} \cdot с^{-1}$	$\Phi_{э.п.},$ $н \cdot см^{-2} \cdot с^{-1}$	$\Phi_{б.п.},$ $н \cdot см^{-2} \cdot с^{-1}$	$\dot{D}_6/\Phi_{э.},$ $Гр \cdot см^2$	$\dot{D}_\gamma/\Phi_{э.},$ $Гр \cdot см^2$
Опт. вариант	2,48E+07	7,74E+08	1,62E+08	7,17E-13	2,27E-13
Вариант 1	5,13E+08	9,72E+08	6,08E+08	3,54E-12	2,29E-12
Вариант 2	4,61E+08	1,24E+09	6,62E+08	2,98E-12	7,22E-13
Вариант 3	9,41E+08	1,46E+09	6,90E+08	2,21E-12	6,54E-13

На основании значений вторичных критериев качества пучка ионизирующего излучения можно сделать вывод о том, что разработанная конструкция установки позволит обеспечить условия для проведения терапии как поверхностных, так и глубокозалегающих злокачественных образований.

Для выбранной системы формирования пучка ионизирующего излучения были определены распределения мощностей доз, образующихся в фантоме при облучении биологических объектов пучком нейтронов после прохождения фильтрующих материалов (рисунок 5.32).

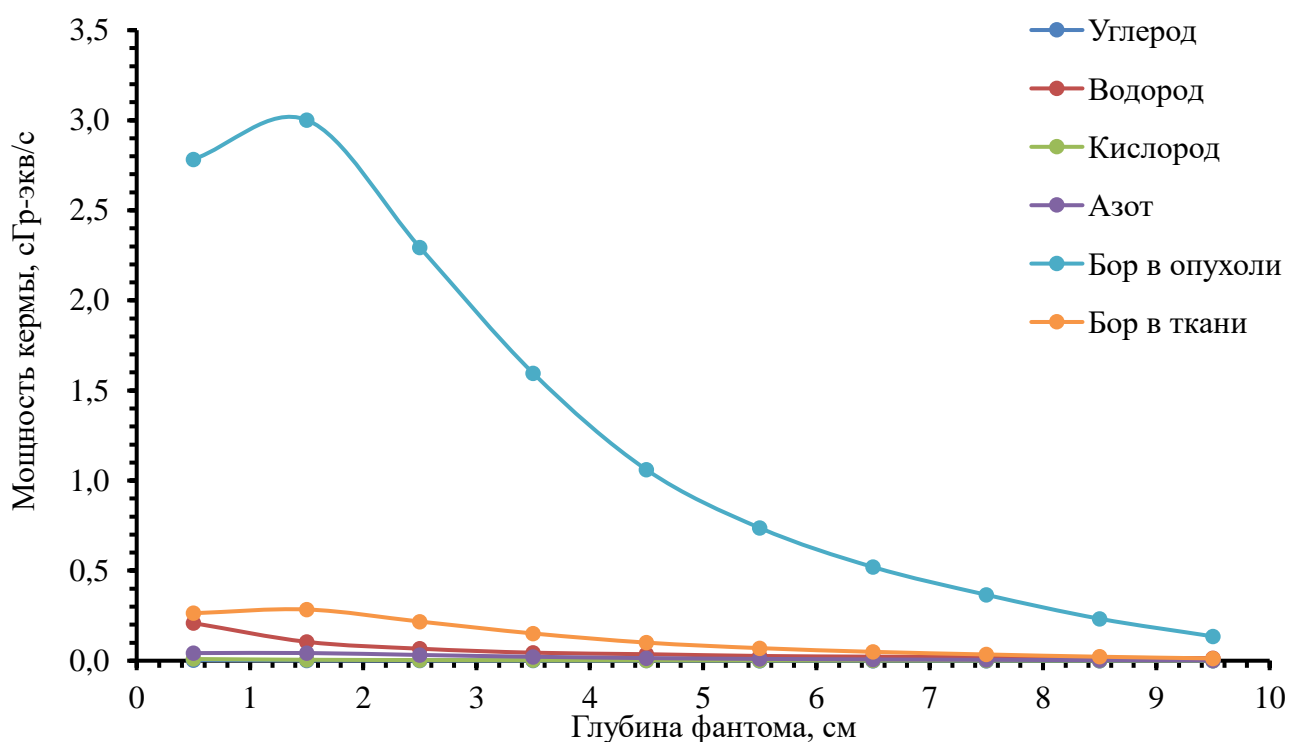


Рисунок 5.32 – Пространственное распределение значений мощности кермы от всех компонентов

Борная составляющая суммарной дозы излучения составляет около 90 % в то время, как фотонная компонента суммарной дозы составляет 2,36 %. При этом доза, формируемая при взаимодействии нейтронов с ядрами водорода, углерода, кислорода и азота не превышает 8,5 %.

На рисунке 5.33 представлено пространственное распределение мощности кермы, формируемой нейтронами и фотонами в фантоме.

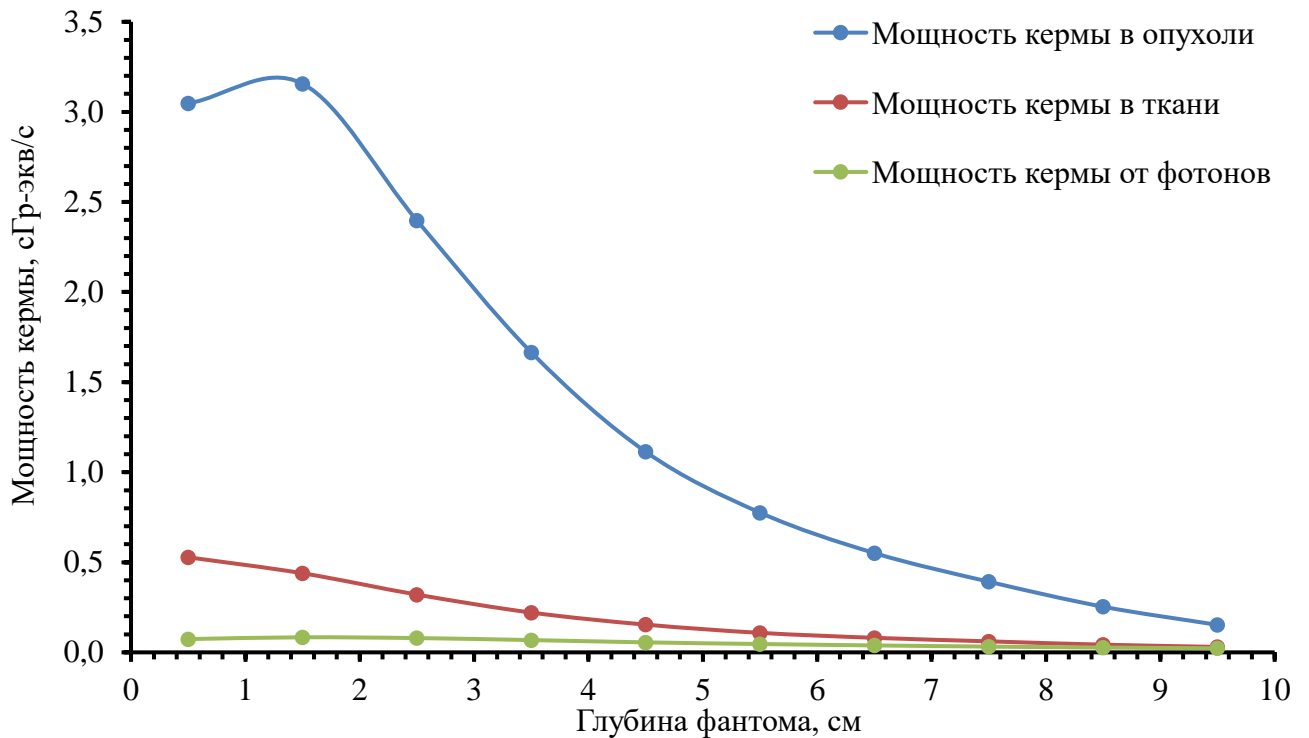


Рисунок 5.33 – Пространственное распределение мощности кермы в фантоме, формируемой нейтронами и фотонами

Таким образом, экспериментальный канал с эпитепловым спектром нейтронного излучения для нейтрон-захватной терапии будет обладать следующими значениями первичных критериев качества пучка для проведения нейтрон-захватной терапии:

- $AD = 6,4$ см;
- $AR = 5,73$;
- $ADDR = 0,61$ сГр-экв/с.

Благодаря изменению конструкции ВТС реактора ИРТ-Т, установки конвертера нейтронов и использования компактного защитного шибера совмещенного с участком формирования спектра нейтронов возможно создание условий для проведения терапии злокачественных новообразований, локализованных в диапазоне от поверхности кожи до глубины 6,4 см, при этом время для достижения максимальной толерантной дозы на здоровые ткани равной 12,6 Гр-экв составляет 200,5 минуты. За это время в опухоли будет сформирована терапевтическая доза, равная 72,2 Гр-экв.

Сравнивая полученные значения с данными, приведенными в таблице 1.2, можно сделать вывод о том, что для разрабатываемой конструкции установки для нейтрон-захватной терапии на реакторе ИРТ-Т достигаются значения первичных критериев качества пучка ионизирующего излучения сравнимые с параметрами существующих установок на базе других исследовательских реакторов.

Заключение

1. Разработана методология проведения системного анализа закономерностей формирования дозных полей горизонтальных экспериментальных каналов реактора ИРТ-Т с использованием прецизионных программ расчета процесса переноса ионизирующего излучения.
2. Предложен способ формирования дозных полей с заданными характеристиками, показана эффективность рассеивателя нейтронов и системы формирования пучка ионизирующего излучения в горизонтальном экспериментальном канале ГЭК-1 реактора ИРТ-Т для организации условий проведения нейтрон-захватной терапии, обоснована возможность и безопасность размещения предложенной конструкции.
3. Впервые на реакторе ИРТ-Т создано экспериментальное устройство для формирования дозных полей в облучаемых объектах позволяющее проводить исследования в области нейтрон-захватной терапии, разработана и экспериментально испытана расчетная модель, позволяющая планировать дозовые нагрузки во время проведения экспериментальных работ.
4. Показана эффективность облучения для терапии клеточных линий глиобластомы (U87) на модели *in vitro*, подтверждающая возможность использования разработанного экспериментального устройства для нейтрон-захватной терапии.
5. Установлены закономерности формирования полей нейтронов и обоснованы безопасные условия размещения конвертера для удовлетворения требований, предъявляемым для терапии ряда злокачественных глубокозалегающих опухолей методом нейтрон-захватной терапии.
6. Проведенные исследования легли в основу рекомендаций по модернизации внутренней тепловой сборки и биологической защиты реактора ИРТ-Т для организации условий проведения терапевтических процедур нейтрон-захватной терапии.

Список используемых сокращений и аббревиатур

MCU	–	Monte-Carlo Universal
MCU-PTR	–	Monte Carlo Universal Pool-Type Reactor
MPI	–	Message passing Interface
PHITS	–	Particle and Heavy Ion Transport Code System
ВТС	–	Внутренняя тепловая сборка
ГЭК	–	Горизонтальный экспериментальный канал
ИРТ-Т	–	Исследовательский реактор типовой Томский
ЛПЭ	–	Линейная передача энергии
НЗТ	–	Нейтрон-захватная терапия
НФХ	–	Нейтронно-физические характеристики
ОБЭ	–	Относительная биологическая эффективность
ПС	–	Программное средство
РО	–	Рабочий орган
СБЭ	–	Составная биологическая эффективность
СУЗ	–	Система управления и защиты
ТВС	–	Тепловыделяющая сборка

Список литературы

1. Злокачественные новообразования в России в 2018 году (заболеваемость и смертность) – М.: МНИОИ им. П.А. Герцена – филиал ФГБУ «НМИРЦ» Минздрава России, – 2019. – илл. – 250 с.
2. Каримова Н. С. и др. Актуальные методы лучевой терапии и предлучевой подготовки больных с опухолями головного мозга //Биомедицина ва амалиёт журнали. – 2020. – Т. 5. – №. 5.
3. Купленников Э. Л., Довбня А. Н., Телегин Ю. Н. Пучки нейтронов для терапии: обзор по ист. отеч. и заруб. печати за 1936-2010 гг //Харьков: ННЦ ХФТИ. – 2011. – С. 31.
4. Chadwick J. The existence of a neutron //Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences. – The Royal Society, 1932. – Т. 136. – №. 830. – С. 692-708.
5. Taylor H. J., Goldhaber M. Detection of nuclear disintegration in a photographic emulsion //Nature. – 1935. – Т. 135. – №. 3409. – С. 341.
6. Беланова Т. С. и др. Радиационный захват нейтронов //М.: Энергоатомиздат. – 1986.
7. Locher G. L. Biological effects and the therapeutic possibilities of neutrons //Am. J. Roentgenol. – 1936. – Т. 36. – С. 1-13.
8. Таскаев С.Ю. Бор-нейтронзахватная терапия / С.Ю. Таскаев, В.В. Каныгин. – Новосибирск: Издательство СО РАН, 2016. 216 с.
9. A.D. Granada, J. Capala, M. Chadha, et al. Boron neutron capture therapy for glioblastoma multiforme: interim results from the phase I/II dose-escalation studies. Neurosurgery 44 (1999) 1182-1193.
10. P.M. Busse, O.K. Harling, M.R. Palmer, et al. A critical examination of the results from the Harvard-MIT NCT program phase I clinical trials of neutron capture therapy for intracranial disease. J Neurooncol 62 (2003) 111-121.
11. W. Sauerwein, A. Zurlo. The EORTC boron neutron capture therapy (BNCT) group: achievements and future projects. Eur J Cancer 38(4) (2002) S31-S34.

12. H. Joensuu, L. Kankaanranta, T. Seppala, et al. Boron neutron capture therapy of brain tumors: clinical trials at the finish facility using boronophenylalanine. *J Neurooncol* 62 (2003) 123-134.
13. J. Capala, B.H. Stenstam, K. Skold, et al. Boron neutron capture therapy for glioblastoma multiforme: clinical studies 135-144.
14. V. Dbaly, F. Tovarys, H. Honova, et al. Contemporary state of neutron capture therapy in Czech Republic (part 2). *Ces a lov Neurol Neurochir* 66/69 (2002) 60-63.
15. Y. Nakagawa, K. Pooh, T. Kobayashi, et al. Clinical review of the Japanese experience with boron neutron capture therapy and proposed strategy using epithermal neutron beams. *J. Neurooncol* 62 (2003) 87-99.
16. S.J. Gonzalez, M.R. Bonomi, G.A. Santa Cruz, et al. First BNCT treatment of a skin melanoma in Argentina: dosimetric analysis and clinical outcome. *Appl Rad Isot* 61 (2004) 1101-1105.
17. Y.W. Liu, T.T. Huang, S.H. Jiang, H.M. Liu. Renovation of epithermal neutron beam for BNCT at THOR. *Appl Rad Isot* 61 (2004) 1039-1043.
18. I. Kato, K. Ono, Y. Sakurai, et al. Effectiveness of BNCT for recurrent head and neck malignancies. *Appl Rad Isot* 61 (2004) 1069-1073.
19. L. Kankaanranta, T. Seppala, H. Koivunovo, et al. Boron Neutron capture therapy in the treatment of locally recurred head and neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 69(2) (2007) 475-482.
20. Y. Tamura, S. Miyatake, N. Nonoguchi, et al. Boron neutron capture therapy for recurrent malignant melanoma. Case report. *J Neurosurg* 105 (2006) 898- 903.
21. M. Suzuki, K. Endo, H. Satoh, et al. A novel concept of treatment of diffuse or multiple pleural tumors by boron neutron capture therapy (BNCT). *Radiother Oncol* 88(2) (2008) 192-195.
22. M. Suzuki, Y. Sakurai, S. Hagiwara, et al. First attempt of boron neutron capture therapy (BNCT) for hepatocellular carcinoma. *Jpn J Clin Oncol* 37(5) (2007) 376-381.
23. Zaitsev K.N., Portnov A.A., Mishcherina O.V., Kulakov, V.N., Khokhlov V.F., Meshcherikova V.V., Mitin V.N., Koslovskaya N.G., Sheino I.N.. Neutron capture

therapy at the MEFPhI reactor // International Journal of Nuclear Science and Technology. 2004; 1: 83–101.

24. Mitin V.N., Kulakov V.N., Khokhlov V.F., Sheino I.N., Bass L.P., Kozlovskaya N.G., Zaitsev K.N., Portnov A.A., Yagnikov S.A., Shiryayev S.V. BNCT of canine osteosarcoma // 12th International Congress on Neutron Capture Therapy. “From the Past to the Future”, October 9-13, 2006, Takamatsu, Kagawa, ed.: Nakagawa Y., Kobayashi T., Fukuda H. Japan, 2006: 135–138.

25. Mitin V.N., Kulakov V.N., Khokhlov V.F., Sheino I.N., Arnopolskaya A.M., Kozlovskaya N.G., Zaitsev K.N., Portnov A.A. Comparison of BNCT and GdNCT efficacy in treatment of canine cancer // Applied Radiation and Isotopes. 2009; 67: 299–301.

26. Зайцев К.Н., Портнов А.А., Сахаров В.К., Трошин В.С., Квасов В.И., Савкин В.А., Мищерина О.В., Липенгольц А.А., Хохлов В.Ф., Кулаков В.Н., Митин В.Н., Козловская Н.Г., Шейно И.Н. Разработка технологии нейтрон-захватной терапии злокачественных опухолей и проведение предклинических исследований на ядерном реакторе ИРТ МИФИ // Инженерная физика. 2007; 2: 122–140.

27. Шейно И.Н., Ижевский П.В., Липенгольц А.А., Кулаков В.Н., Вагнер А.Р., Сухих Е.С., Варлачев В.А. Разработка бинарных технологий лучевой терапии злокачественных новообразований: состояние и проблемы. Бюллетень сибирской медицины. 2017; 16 (3): 192–209

28. Таскаев С. Ю. Ускорительный источник эпитепловых нейтронов //Физика элементарных частиц и атомного ядра. – 2015. – Т. 46. – №. 6.

29. Волкова О. Ю. и др. Влияние нейтронного излучения на жизнеспособность опухолевых клеток, культивируемых в присутствии изотопа бора ^{10}B //Вестник рентгенологии и радиологии. – 2016. – Т. 97. – №. 5. – С. 283-288.

30. Zavjalov E. et al. Accelerator-based boron neutron capture therapy for malignant glioma: A pilot neutron irradiation study using boron phenylalanine, sodium borocaptate and liposomal borocaptate with a heterotopic U87 glioblastoma model in SCID mice //International journal of radiation biology. – 2020. – Т. 96. – №. 7. – С. 868-878.

31. Цыб А. Ф. и др. Терапевтическая радиология: руководство для врачей //М.: ООО «МК. – 2010.
32. Таскаев С. Ю. Ускорительный источник эпитепловых нейтронов. Дис.... д-ра физ.-мат. наук: 01.04. 08. – 2014.
33. Lityaev V. M. et al. The research of the characteristics of fields of fast neutrons on a beam B-3 of reactor BR-10 and the results of neutron therapy on the affected by cancer tumors. – 2000. – №. KURRI-KR--54.
34. Kapchigashev S. P. et al. Depth distribution of neutron capture events on 10 B nuclei under BR-10 reactor channel neutron irradiation of water phantom //Meditsinskaya Radiologiya. – 1991. – Т. 36. – №. 8. – С. 44-47.
35. Esposito J., Rosi G., Agosteo S. The new hybrid thermal neutron facility at TAPIRO reactor for BNCT radiobiological experiments //Radiation protection dosimetry. – 2007. – Т. 126. – №. 1-4. – С. 69-73.
36. Burn K. W. et al. Characterisation of the TAPIRO BNCT epithermal facility //Radiation protection dosimetry. – 2004. – Т. 110. – №. 1-4. – С. 645-649.
37. Travelli A. Status and Progress of the RERTR Program. – Argonne National Lab., 1996. – №. ANL--TD/CP-91568.
38. Vatulin A. et al. Main results and status of the development of LEU fuel for Russian research reactors //9th Int. Meeting RRFM-2005. – 2005. – С. 76-82.
39. Нейтронно-физические и технические характеристики специализированного медицинского реактора «МАРС». Отчет о научно-исследовательской работе / Авт.: Ю.А. Казанский, В.А. Левченко, Е.С. Матусевич, Ю.А. Кураченко и др. ЭНИМЦ «Моделирующие системы», Обнинск, 2005.
40. Пояснительная записка к эскизному проекту нейтрон-терапевтической установки «МАРС» / Авт.: Ю.А. Казанский, В.А. Левченко, Е.С. Матусевич, Ю.А. Кураченко и др. ЭНИМЦ «Моделирующие системы», Обнинск, 2006.
41. Rogus R., Harling O., Yanch J. Mixed field dosimetry of epithermal neutron beams for boron neutron capture therapy at the MITR-II research reactor / Med. Phys. 21 (10), Oct. 94; pp. 1611-1625.

42. Кузнецов А. С. и др. Первые эксперименты по регистрации нейтронов на ускорительном источнике для бор-нейтронозахватной терапии //Письма в Журнал технической физики. – 2009. – Т. 35. – №. 8. – С. 1-6.
43. Алейник В. И. и др. Калибровка обдирочной мишени ускорителя-тандема с вакуумной изоляцией //Научный вестник Новосибирского государственного технического университета. – 2013. – Т. 50. – №. 1. – С. 83-92.
44. Алейник В. И. и др. Измерение спектра нейтронов ускорительного источника времяпролетным методом //Приборы и техника эксперимента. – 2014. – №. 4. – С. 9-9.
45. Gheisari R., Firoozabadi M., Mohammadi H. Optimization of the geometry and composition of a neutron system for treatment by Boron Neutron Capture Therapy //ISMJ. – 2015. – Т. 17. – №. 6. – С. 1113-1119.
46. Brandão S. F., Campos T. P. R. Intracavitary moderator balloon combined with ^{252}Cf brachytherapy and boron neutron capture therapy, improving dosimetry in brain tumour and infiltrations //The British journal of radiology. – 2015. – Т. 88. – №. 1051
47. Khosroabadi M. et al. Neutron capture therapy: a comparison between dose enhancement of various agents, nanoparticles and chemotherapy drugs //Australasian physical & engineering sciences in medicine. – 2014. – Т. 37. – №. 3. – С. 541-549.
48. Кураченко Ю. А. Реакторные пучки для лучевой терапии. Дис.... д-ра физ.-мат. наук: 05.13.18. – 2008.
49. Current status of neutron capture therapy / Report of International Atomic Energy Agency No. 1223. Vienna, 2001, 289 p.
50. Кураченко Ю. А., Казанский Ю. А., Матусевич Е. С. Критерии качества нейтронных пучков для лучевой терапии //Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2008. – №. 1. – С. 139.
51. Sauerwein W. A. G., Moss R. L. Requirement for boron neutron capture therapy (BNCT) at a nuclear research reactor //The European BNCT Project, Belanda. – 2009.
52. Sauerwein W. A. G. et al. (ed.). Neutron capture therapy: principles and applications. – Springer Science & Business Media, 2012.

53. Hawthorne M. F., Shelly K., Wiersema R. J. (ed.). *Frontiers in neutron capture therapy*. – Springer, 2013.
54. Соболев И.М. *Метод Монте-Карло: лекции по математике* / И.М. Соболев. — М.: Наука, 1968. — 64 с
55. Михайлов Г. А., Войтишек А. В. *Методы Монте-Карло*. – 2006.
56. E.A. Gomin, L.V. Maiorov, Yudkevich M.S. Some Aspects of Monte Carlo Method Application to Nuclear Reactor Analysis. *Prog, in Nucl. Ener.*, v. 24, p. 211, 1990.
57. Chadwick M. B. et al. ENDF/B-VII. 1 nuclear data for science and technology: cross sections, covariances, fission product yields and decay data //Nuclear data sheets. – 2011. – Т. 112. – №. 12. – С. 2887-2996.
58. Brown D. A. 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. – 2018. – Т. 148. – С. 1-142
59. Описание применения и инструкция для пользователей программ, собранных из модулей пакета MCU-5 [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://mcu.vver.kiae.ru/rinfo.html>. Дата обращения: 03.03.2012
60. Gomin E.A., Maiorov L.V. The MCU-RFFI Monte Carlo code for Reactor Design Application. *Proceedings of International Conference on Mathematics and Computation, Reactor Physics, and Environmental Analyses*, April 30 — May 4, vol. 2, Portland, Or., USA, 1995, pp.1136-1141.
61. N.I. Alekseev, E.A. Gomin, S.V. Marin, V.A. Nasonov, D.A. Shkarovskii and M.S. Yudkevich MCU-PTR program for high-precision calculations of pool and tank type research reactors, *Atomic Energy*, Volume 109, Number 3, January 2011, pp. 149-158
62. Gomin E.A., Gurevich M.I., Gorodkov S.S., Kalugin M.A., Marin S.V., Olejnik D.S., Shkarovsky D.A., Yudkevich M.S. Modules and schemes of MCU-REA/1 and MCU-REA/2. Report RRC KI, № 36/15-2006.
63. Naymushin, A., Chertkov, Y., Shchurovskaya, M., Anikin, M. & Lebedev, I. 2016, "Modeling of operating history of the research nuclear reactor", *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*.

64. Naymushin, A., Anikin, M., Lebedev, I., Busygin, A., Dmitriev, S. & Zolotykh, D. 2016, "Features of fuel burnup calculations for IRT-T reactor using MCU-PTR code", *Journal of Industrial Pollution Control*, vol. 32, no. 2, pp. 449-452.
65. Shchurovskaya, M.V., Alferov, V.P., Geraskin, N.I., Radaev, A.I., Naymushin, A.G., Chertkov, Y.B., Anikin, M.N. & Lebedev, I.I. 2016, "Control rod calibration simulation using Monte Carlo code for the IRT-type research reactor", *Annals of Nuclear Energy*, vol. 96, pp. 332-343.
66. Shchurovskaya, M.V., Alferov, V.P., Geraskin, N.I., Radaev, A.I., Naymushin, A.G., Chertkov, Y.B., Anikin, M.N. & Lebedev, I.I. 2018, "Validation of the MCU-PTR computational model of beryllium poisoning using selected experiments at the IRT-T research reactor", *Annals of Nuclear Energy*, vol. 113, pp. 436-445.
67. Naymushin, A., Chertkov, Y., Lebedev, I. & Anikin, M. 2015, "Thermal analysis of IRT-T reactor fuel elements", *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*.
68. ЧЕРТКОВ Ю. Б. и др. Методика и результаты теплового расчета ТВЭЛОВ реактора ИРТ-Т //Известия высших учебных заведений. Физика. – 2013. – Т. 56. – №. 4-2. – С. 329-337.
69. Sato T. et al. Features of particle and heavy ion transport code system (PHITS) version 3.02 //Journal of Nuclear Science and Technology. – 2018. – Т. 55. – №. 6. – С. 684-690.
70. Iwase H., Niita K., Nakamura T. Development of general-purpose particle and heavy ion transport Monte Carlo code //Journal of Nuclear Science and Technology. – 2002. – Т. 39. – №. 11. – С. 1142-1151.
71. Shibata K. et al. JENDL-4.0: a new library for nuclear science and engineering //Journal of Nuclear Science and Technology. – 2011. – Т. 48. – №. 1. – С. 1-30.
72. Ploc O. et al. Fragmentation from heavy ion beams in HIMAC BIO room calculated with PHITS and measured with Liulin //2017 IEEE Aerospace Conference. – IEEE, 2017. – С. 1-10.

73. Baba H. et al. Microdosimetric evaluation of the neutron field for BNCT at Kyoto University reactor by using the PHITS code //Radiation protection dosimetry. – 2011. – Т. 143. – №. 2-4. – С. 528-532.
74. Sato T. et al. Microdosimetric modeling of biological effectiveness for boron neutron capture therapy considering intra-and intercellular heterogeneity in ^{10}B distribution //Scientific reports. – 2018. – Т. 8. – №. 1. – С. 1-14.
75. Takahashi F. et al. Numerical analysis of organ doses delivered during computed tomography examinations using Japanese adult phantoms with the WAZA-ARI dosimetry system //Health physics. – 2015. – Т. 109. – №. 2. – С. 104-112.
76. Carter L. M. et al. PARaDIM: A PHITS-based Monte Carlo tool for internal dosimetry with tetrahedral mesh computational phantoms //Journal of Nuclear Medicine. – 2019. – Т. 60. – №. 12. – С. 1802-1811.
77. Ломакин С.С., Петров В.И., Самойлов П.С. Радиометрия нейтронов активационным методом. М., Атомиздат, 1975, 208 с.
78. Спектрометр-дозиметр UNSD-15 нейтронного и гамма-излучения с цифровой идентификацией по форме импульса (версия 19.21.09.2020). ООО «Центр АЦП». 2020
79. Варлачев В. А. Нейтронное трансмутационное легирование кремния в бассейновом исследовательском ядерном реакторе : дис. – 2015.
80. Машкович В.П., Кудрявцева А.В. Защита от ионизирующих излучений: Справочник – 4-е изд., перераб. И доп. – М.: Энергоатомиздат, 1995. – 496 с.: ил.
81. Anikin M. N. et al. Feasibility study of using IRT-T research reactor for BNCT applications //Applied Radiation and Isotopes. – 2020. – Т. 166. – С. 109-243.
82. Маслов Г.Н., Севастьянов В.Д., Кошелев А.С. Метод расчёта спектра нейтронов по результатам измерений с интегральными детекторами, реализованный в новой версии программы КАСКАД. – Измерительная техника, №5, 2003г, с.62-68.
83. ENDF/B-IV Dosimetry File, BNL-NCS-50446 (ENDF-216), 1975.
84. BNL/National Nuclear Data Center:ENDF/VI (1990).

85. Нейтронно-активационные детекторы для реакторных измерений. Сечения реакций взаимодействия нейтронов с ядрами. ГСССД 131-89. Таблицы стандартных справочных данных, М., Изд-во стандартов, 1980.
86. Севастьянов В.Д., Кошелев А.С., Маслов Г.Н. Спектры нейтронов ядерно-физических установок как суперпозиции физически обоснованных спектров. – Измерительная техника, № 6, 2006, с. 60-66.
87. Севастьянов В.Д., Кошелев А.С., Маслов Г.Н. Механизм формирования спектра мгновенных нейтронов при делении ядер ^{235}U , ^{239}Pu , ^{252}Cf . – Атомная энергия, 2001, т.91, в.3, с.206-212.
88. Севастьянов В.Д., Кошелев А.С., Маслов Г.Н. Определение энергетических спектров нейтронов в активной зоне быстрых реакторов, Атомная энергия, т.92, вып.6, 2002, с.466-473.
89. Севастьянов В.Д., Кошелев А.С., Маслов Г.Н. Высокоинтенсивные поля нейтронов в центре металлической активной зоны быстрых реакторов как первичные стандартные поля нейтронов. - Приборы и техника эксперимента, №4, 2003, с.5-19.
90. Севастьянов В.Д. Система моделирующих опорных полей нейтронов на исследовательских реакторах. – Атомная энергия, т.88, вып.5, 2000, с.378-387.
91. Севастьянов В.Д. Система моделирующих опорных полей нейтронов на ядерно-физических установках. – Метрология ионизирующих излучений: Труды ФГУП ВНИИФТРИ, вып.52(144), - М. 2005г., с. 62-73.
92. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report №26: Neutron Dosimetry for Biology and Medicine. 1984. 144 p.
93. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report №46: Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. 1991. 215 p.
94. Capala J. et al. Radiation doses to brain under BNCT protocols at Brookhaven National Laboratory / Advances in Neutron Capture Therapy. Volume 1, Medicine and Physics. Amsterdam: Elsevier Science, 1997; 51-55.

95. Perona M. et al. In vitro studies of cellular response to DNA damage induced by boron neutron capture therapy //Applied Radiation and Isotopes. – 2011. – Т. 69. – №. 12. – С. 1732-1736.
96. Menichetti L, Gaetano L, Zampolli A. In vitro neutron irradiation of glioma and endothelial cultured cells. Appl Radiat Isot. 2009;67(7-8 Suppl):S336-40. doi: 10.1016/j.apradiso.2009.03.058.
97. Faião-Flores F. et al. Boron neutron capture therapy induces cell cycle arrest and DNA fragmentation in murine melanoma cells //Applied Radiation and Isotopes. – 2011. – Т. 69. – №. 12. – С. 1741-1744.
98. Майстренко А. С., Наймушин А. Г., Аникин М. Н. Модернизация экспериментального канала ГЭК-1 реактора ИРТ-Т для увеличения плотности потока нейтронов в зоне облучения биологических объектов //Физико-технические проблемы в науке, промышленности и медицине: сборник тезисов докладов IX Международной научно-практической конференции, г. Томск, 21-22 сентября 2017 г.—Томск, 2017. – 2017. – С. 21.
99. Смольников Н.В., Аникин М.Н., Лебедев И.И., Наймушин А.Г., Варлачев В.А. Определение величины радиационного разогрева графита в экспериментальных каналах реактора ИРТ-Т // II Международный научный форум «Ядерная наука и технологии» Тезисы докладов. – Алматы: РГП ИЯФ, 2019. – 292 с.
100. SolidWorks D. S. SolidWorks® //Version Solidworks. – 2005.