

**Министерство образования и науки Российской Федерации**  
федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
высшего образования  
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

---

Институт: Физико-технический

Направление подготовки: Ядерные физика и технологии

Кафедра: Прикладной физики

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

<b>Тема работы</b>
Разработка системы дозиметрии нейтронных пучков
УДК <u>621.039.55:539.1.074</u>

Студент

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
0AM51	Южаков Александр Дмитриевич		

Руководитель

<b>Должность</b>	<b>ФИО</b>	<b>Ученая степень, звание</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
Заведующий каф. ПФ НИ ТПУ	Вагнер А.Р.	к.ф.-м.н.		

**КОНСУЛЬТАНТЫ:**

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

<b>Должность</b>	<b>ФИО</b>	<b>Ученая степень, звание</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
Доцент	Верховская М.В.	к.э.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

<b>Должность</b>	<b>ФИО</b>	<b>Ученая степень, звание</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
Ассистент каф. ПФ	Гоголева Т.С.	к.ф.-м.н.		

**ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:**

<b>Зав. кафедрой</b>	<b>ФИО</b>	<b>Ученая степень, звание</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
Прикладная физика	Вагнер А.Р.	к.ф.-м.н.		

## Планируемые результаты обучения

Код результата	Результат обучения
<b><i>Профессиональные компетенции</i></b>	
P1	Применять глубокие, математические, естественнонаучные, социально-экономические и профессиональные знания для теоретических и экспериментальных исследований в области использования ядерной энергии, ядерных материалов, систем учета, контроля и физической защиты ядерных материалов, технологий радиационной безопасности, медицинской физики и ядерной медицины, изотопных технологий и материалов в профессиональной деятельности.
P2	Ставить и решать инновационные инженерно-физические задачи, реализовывать проекты в области использования ядерной энергии, ядерных материалов, систем учета, контроля и физической защиты ядерных материалов, технологий радиационной безопасности, медицинской физики и ядерной медицины, изотопных технологий и материалов.
P3	Создавать теоретические, физические и математические модели, описывающие конденсированное состояние вещества, распространение и взаимодействие ионизирующих излучений с веществом и живой материей, физику кинетических явлений, процессы в реакторах, ускорителях, процессы и механизмы переноса радиоактивности в окружающей среде.
P4	Разрабатывать новые алгоритмы и методы: расчета современных физических установок и устройств; исследования изотопных технологий и материалов; измерения характеристик полей ионизирующих излучений; оценки количественных характеристик ядерных материалов; измерения радиоактивности объектов окружающей среды; исследований в радиоэкологии, медицинской физике и ядерной медицине.
P5	Оценивать перспективы развития ядерной отрасли, медицины, анализировать радиационные риски и сценарии потенциально возможных аварий, разрабатывать меры по снижению рисков и обеспечению ядерной и радиационной безопасности руководствуясь законами и нормативными документами, составлять экспертное заключение.
P6	Проектировать и организовывать инновационный бизнес, разрабатывать и внедрять новые виды продукции и технологий, формировать эффективную стратегию и активную политику риск-менеджмента на предприятии, применять методы оценки качества и результативности труда персонала, применять знание основных положений патентного законодательства и авторского права Российской Федерации.
<b><i>Общекультурные компетенции</i></b>	
P7	Демонстрировать глубокие знания социальных, этических и культурных аспектов инновационной профессиональной деятельности.
P8	Самостоятельно учиться и непрерывно повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности.
P9	Активно владеть иностранным языком на уровне, позволяющем работать в иноязычной среде, разрабатывать документацию, презентовать результаты профессиональной деятельности.
P10	Эффективно работать индивидуально и в коллективе, демонстрировать ответственность за результаты работы и готовность следовать корпоративной культуре организации.

**Министерство образования и науки Российской Федерации**  
федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
высшего образования  
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

---

Институт: Физико-технический

Направление подготовки: (специальность): Ядерная физика и технологии

Кафедра: Прикладной физики

УТВЕРЖДАЮ:

Зав. кафедрой

\_\_\_\_\_  
(Подпись)      (Дата)      (Ф.И.О.)

**ЗАДАНИЕ**  
**на выполнение выпускной квалификационной работы**

В форме:

Магистерской диссертации <small>(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)</small>
---

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Южаков Александр Дмитриевич

Тема работы:

Разработка системы дозиметрии нейтронных пучков	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	

Срок сдачи студентом выполненной работы:	05.06.2017
--	------------

**ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:**

<b>Исходные данные к работе</b>	Результатом работы будут данные о дозиметрических характеристиках терапевтического нейтронного пучка ускорителя У-120, полученные с помощью ионизационного метода, на основании которых будут рассчитаны мониторные коэффициенты и мощность дозы, приведённая к току пучка ускорителя.
<b>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</b>	Обзор и анализ литературы по данной проблематике; калибровка используемого дозиметрического оборудования на гамма-аппарате «Тератрон»; проведение дозиметрии нейтронного пучка ускорителя У-120, анализ и обработка результатов, формирование выводов.

<b>Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы</b>	
<b>Раздел</b>	<b>Консультант</b>
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Верховская М. В.
Социальная ответственность	Гоголева Т.С.
Иностранный язык	Емельянов И.Л.
<b>Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:</b>	
Ионизационный метод дозиметрии в смешанных гамма-нейтронных полях	

<b>Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику</b>	
---	--

**Задание выдал руководитель:**

<b>Должность</b>	<b>ФИО</b>	<b>Ученая степень, звание</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
Заведующий каф. ПФ НИ ТПУ	Вагнер А.Р.	к. ф.-м. н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
0AM51	Южаков Александр Дмитриевич		

**Министерство образования и науки Российской Федерации**  
 Федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
 высшего образования  
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
 ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт физико-технический  
 Направление подготовки 14.04.02 Ядерная физика и технологии  
 Уровень образования магистратура  
 Кафедра прикладная физика  
 Период выполнения весенний семестр 2016/2017 учебного года

Форма представления работы:

магистерская диссертация

**КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН**  
**выполнения выпускной квалификационной работы**

Срок сдачи студентом выполненной работы:	05.06.2017
--	------------

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
22.02.2017	Обзор и анализ технической литературы	
1.03.2017	Изучение оборудования, используемого при дозиметрии нейтронного пучка	
15.03.2017	Проведение калибровки оборудования на гамма-аппарате	
30.03.2017	Проведение дозиметрических измерений нейтронного пучка ускорителя У-120	
15.04.2017	Обработка и анализ результатов	
26.05.2017	Оформление пояснительной записки, презентации	

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Заведующий каф. ПФ НИ ТПУ	А.Р. Вагнер	к.ф.-м.н.		

**СОГЛАСОВАНО:**

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
ПФ	А.Р. Вагнер	к.ф.-м.н.		

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА  
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И  
РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»**

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Южаков Александр Дмитриевич

Институт	Физико-технический	Кафедра	ПФ
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	14.04.02 Ядерные физика и технологии

**Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:**

<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих</li> <li>2. Нормы и нормативы расходования ресурсов</li> <li>3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования</li> </ol>	<p>Затраты на специальное оборудование определяются согласно стоимости оборудования по прейскурантам или по договорной цене.</p> <p>Зарботная плата рассчитывается исходя из тарифной ставки и коэффициентов, зависящих от различных условий: организация, регион.</p> <p>Страховые отчисления определяются согласно Федеральному закону от 24.07.2009 №212-ФЗ</p> <p>Прочие и накладные расходы определяются исходя из суммы полной зарботной платы исполнителей технического проекта.</p>
---	---

**Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:**

<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения</li> <li>2. Планирование и формирование бюджета научных исследований:</li> <li>3. Оценка ресурсной, финансовой, социальной, бюджетной эффективности научного исследования</li> </ol>	<p>Оценку потенциала и перспективности реализации ТП можно провести с помощью оценочной карты технических решений.</p> <p>Иерархическая структура работ Календарный план-график реализации проекта</p> <p>Определение ресурсоэффективности проекта</p>
--	--

**Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей)**

<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Оценочная карта конкурентных технических решений</li> <li>2. Иерархическая структура работ</li> <li>3. Организационная структура проекта</li> <li>4. Календарный план проекта</li> <li>5. Бюджет проекта</li> <li>6. Определение ресурсоэффективности проекта</li> </ol>
--

**Дата выдачи задания для раздела по линейному графику**

**Задание выдал консультант:**

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. МЕН ИСГТ	Верховская М.В.	К.ЭКОН.Н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Южаков А.Д.		

## ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Южаков Александр Дмитриевич

Институт	Физико-технический	Кафедра	Прикладной физики
Уровень образования	магистр	Направление/специальность	Ядерная медицина

### Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

<p>1. Описание рабочего места (рабочей зоны) на предмет возникновения:</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– вредных проявлений факторов производственной среды (метеоусловия, вредные вещества, освещение, шумы, вибрации, электромагнитные поля, ионизирующие излучения);</li> <li>– опасных проявлений факторов производственной среды (механической природы, термического характера, электрической, пожарной и взрывной природы);</li> </ul>
<p>2. Знакомство и отбор законодательных и нормативных документов по теме</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– требования охраны труда при работе на ПЭВМ;</li> <li>– электробезопасность;</li> <li>– пожаровзрывобезопасность;</li> <li>– радиационная безопасность.</li> </ul>

### Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

<p>1. Анализ выявленных вредных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности:</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– действие фактора на организм человека;</li> <li>– приведение допустимых норм с необходимой размерностью (со ссылкой на соответствующий нормативно-технический документ);</li> <li>– предлагаемые средства защиты (коллективные и индивидуальные).</li> </ul>
<p>2. Анализ выявленных опасных факторов проектируемой произведённой среды в следующей последовательности</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– электробезопасность (в т.ч. статическое электричество, средства защиты);</li> <li>– пожаровзрывобезопасность (причины, профилактические мероприятия, первичные средства пожаротушения).</li> </ul>

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	
--	--

### Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент каф. ПФ	Гоголева Т.С.	к.ф.-м.н.		

### Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Южаков А.Д.		

## Реферат

Выпускная квалификационная работа 88 с., 17 рис., 26 табл., 27 источников, 3 прил.

Ключевые слова: нейтронная дозиметрия, нейтронная лучевая терапия, циклотрон, ионизационная камера.

Объектом исследования является методика дозиметрии нейтронного пучка с помощью ионизационных камер.

Цель работы – разработка методики проведения дозиметрии терапевтического нейтронного пучка ускорителя У-120 с помощью ионизационного метода, расчет мониторинговых коэффициентов и мощности дозы, приведённой к току пучка ускорителя.

В процессе исследования проводились: изучение технической литературы и оборудования, используемого при дозиметрии нейтронного пучка, проведение калибровки оборудования на гамма-аппарате, проведение дозиметрических измерений нейтронного пучка ускорителя У-120, обработка и анализ результатов.

В результате исследования была проведена дозиметрия терапевтического пучка быстрых нейтронов циклотрона У-120 ионизационным методом. На основании полученных данных были определены коэффициенты монитора для трёх полей различной площади, рассчитана мощность дозы, приходящаяся на единичный ток пучка.

Область применения: в промышленности для осуществления дозиметрии и в медицине при проведении нейтронной лучевой терапии.

Экономическая эффективность/значимость работы заключается в возможности минимизировать затраты на приобретение дозиметрических систем, основанных на других типах детекторов.

Магистерская диссертация выполнена с помощью текстового редактора Microsoft Office Word 2010, редактор таблиц Microsoft Office Excel 2010.



## **Определения, обозначения, сокращения, нормативные ссылки**

В данной работе применены следующие термины с соответствующими определениями:

**Циклотроны:** класс резонансных циклических ускорителей нерелятивистских тяжёлых заряженных частиц, таких как протоны и ионы, в котором для ускорения частиц используется электрическое поле высокой и неизменной частоты, частицы движутся в постоянном и однородном магнитном поле.

**Ионизационная камера:** газонаполненный детектор, предназначенный для измерения уровня излучения посредством измерения уровня ионизации газа в рабочем объёме камеры.

**Экспозиционная доза:** мера ионизации воздуха в результате воздействия на него ионизирующего излучения, равная отношению суммарного электрического заряда ионов одного знака, образованного ионизирующим излучением, поглощённым в некоторой массе сухого воздуха при нормальных условиях, к массе этого воздуха.

**Поглощённая доза:** величина энергии ионизирующего излучения, переданная веществу и выражающаяся как отношение энергии излучения, поглощённой в данном объёме, к массе вещества в этом объёме.

Используемые в работе обозначения и сокращения:

ДМД – допустимая мощность дозы,

НИР – научно- исследовательская работа.

В настоящей работе использованы ссылки на следующие стандарты:

1. ГОСТ Р 1.5 – 2012 Стандартизация в Российской Федерации. Стандарты национальные Российской Федерации. Правила построения, изложения, оформления и обозначения.

2. ГОСТ 2.104 – 2006 Единая система конструкторской документации. Основные надписи.

3. ГОСТ 2.105 – 95 Единая система конструкторской документации. Общие требования к текстовым документам.

4. ГОСТ 2.106 – 96 Единая система конструкторской документации. Текстовые документы.
5. ГОСТ 2.301 – 68 Единая система конструкторской документации. Форматы.
6. ГОСТ 3.1105 – 2011 Единая система технологической документации. Формы и правила оформления документов общего назначения.
7. ГОСТ 3.1404 – 86 Единая система технологической документации. Формы и правила оформления документов на технологические процессы и операции обработки резанием.
8. ГОСТ 3.1407 – 86 Единая система технологической документации. Формы и требования к заполнению и оформлению документов на технологические процессы (операции), специализированные по методам сборки.
9. ГОСТ 7.0.12 – 2011 Система стандартов по информации, библиотечному и издательскому делу. Сокращения русских слов и словосочетаний в библиографическом описании произведений печати.
10. ГОСТ 7.32 – 2001 Система стандартов по информации, библиотечному и издательскому делу. Отчёт о научно-исследовательской работе. Структура и правила оформления.
11. ГОСТ 8.417 – 2002 Государственная система обеспечения единства измерений. Единицы величин.

## Оглавление

Введение.....	12
1. Литературный обзор .....	14
1.1 Взаимодействие нейтронов с биологическими тканями .....	14
1.2 Источник быстрых нейтронов для проведения лучевой терапии.....	15
2. Материалы и методы .....	18
2.1 Ионизационный метод дозиметрии в смешанных гамма-нейтронных полях .....	18
2.2 Расчет отношения удельной кермы $k_Z$ и $k_T$ .....	22
2.3 Расчет отношения массовых тормозных способностей $R_\Gamma/R_Z$ . .....	24
2.4 Расчет отношения массовых коэффициентов $(k_Z/k_T)\gamma$ .....	26
2.5 Клинический дозиметр 27012.....	31
2.6 Шаровая камера 70110.....	34
2.7 Гамма-аппарат «Theratron Equinox № 2045».....	35
3. Результаты проведенного исследования .....	37
3.1 Калибровка клинического дозиметра 27012.....	37
3.2 Дозиметрия нейтронного пучка циклотрона У-120 .....	39
3.3 Определение мониторинговых коэффициентов для нейтронных полей различной площади.....	41
3.3.1 Расчет мониторинговых коэффициентов для поля $60\times 60$ мм <sup>2</sup> .....	42
3.3.2 Расчет мониторинговых коэффициентов для поля $60\times 80$ мм <sup>2</sup> .....	43
3.3.3 Расчет мониторинговых коэффициентов для поля $100\times 100$ мм <sup>2</sup> .....	43
4. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.....	45
4.1 Предпроектный анализ.....	45
4.1.1 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения.....	46
4.2 Планирование управления научно-техническим проектом.....	48
4.2.1 Иерархическая структура работ проекта .....	48
4.2.2 Контрольные события проекта .....	49
4.2.3 План проекта.....	50
4.3 Бюджет научно-технического исследования (НТИ) .....	52
4.3.1 Расчет материальных затрат .....	52
4.3.2 Расчёт амортизации оборудования для экспериментальных работ....	53
4.3.3 Затраты на оплату труда исполнителей НТИ.....	55

4.3.4 Отчисления во внебюджетные фонды .....	56
4.4 Формирование бюджета затрат научно-технического исследования (НТИ) .....	57
4.5 Организационная структура проекта .....	58
4.6 Матрица ответственности .....	59
4.7 Определение ресурсной эффективности исследования .....	60
5. Социальная ответственность .....	63
5.1 Анализ опасных и вредных факторов .....	63
5.2 Мероприятия по обеспечению безопасности.....	65
5.2.1 Организационные мероприятия.....	65
5.2.2 Технические мероприятия.....	66
5.2.3 Условия безопасной работы.....	70
5.3 Радиационная безопасность .....	72
5.3.1 Закрытые источники излучения .....	74
5.3.2 Оценка радиационной обстановки в процедурной комнате.....	77
5.4 Электробезопасность .....	81
5.5 Пожарная и взрывная безопасность.....	82
Заключение .....	85
Список публикаций студента.....	86
Список литературы .....	87
Приложение А .....	90
Приложение Б .....	111
Приложение В.....	115

## **Введение**

В настоящее время, ионизирующие излучения широко применяются в различных отраслях науки и техники. Особенно широко они используются в медицине при лечении пациентов с онкологическими заболеваниями.

Одним из относительно новых направлений использования ионизирующих излучений в медицине является нейтронная терапия злокачественных опухолей. Применение быстрых нейтронов в онкологии рассматривается как один из возможных путей повышения эффективности подавления злокачественных опухолей, отличающихся высокой радиорезистентностью[1-3]. Одним из факторов, обуславливающих радиорезистентность, является наличие гипоксии у клеток опухоли. Гипоксия обуславливает резистентность к радиации широкого спектра клеток и тканей, причем наличие кислорода во время облучения влияет именно на радиочувствительность клеток.

Однако, для плотноионизирующих излучений, таких, как нейтронное, фактор объема локального поражения ДНК, столь велик, что процесс репарации не происходит, независимо от того, присоединился ли кислород в местах разрыва внутримолекулярных связей или нет. Кроме того, в треке плотноионизирующего излучения происходит выделение молекулярного кислорода, который увеличивает поражение критических мишеней клетки.

Репарация сублетальных повреждений при нейтронном облучении менее эффективна, чем при фотонном из-за гораздо большего числа двойных разрывов ДНК. Это обусловлено большей линейной передачей энергии (ЛПЭ). Это относится как к клеткам новообразований, так и к клеткам нормальных тканей. Кроме того, ЛПЭ нейтронов может изменяться в довольно широких пределах для нормальных тканей.

Эффект нейтронной терапии меньше зависит от радиочувствительности клеток и фазы клеточного цикла, в которой они находятся в момент облучения, если сравнивать с фотонным облучением. Была доказана высокая

эффективность нейтронов для лечения пациентов с тяжелыми радиорезистентными формами онкологических заболеваний. К ним относятся, например, распространенные опухоли шеи, слюнных желез, саркомы мягких тканей, метастатические опухоли, некоторые формы опухолей головного мозга.

Нейтроны не имеют каких-либо существенных преимуществ по сравнению с традиционной лучевой терапией гамма-излучением в распределении дозы облучения по глубине. В частности, для быстрых нейтронов максимальное значение дозы сохраняется на поверхности объекта для всех энергий менее 10 МэВ. При дальнейшем увеличении энергии происходит смещение максимума дозы вглубь тела пациента.

Для нейтронной терапии необходимы довольно значительные потоки быстрых нейтронов, способные создавать в ткани мощность поглощенной дозы не менее 0.1 Гр/мин при расстояниях источник – облучаемая поверхность (РИП) в 1 метр. Подобная мощность дозы может быть получена с помощью циклотронов.

В настоящее время в НИИ онкологии г. Томска существует центр нейтронной терапии злокачественных опухолей, работающий на базе циклотрона У-120. Центр был создан совместными усилиями НИИ онкологии города Томска и НИИ ядерной физики Томского политехнического института.

Одним из важных факторов, обеспечивающих проведение нейтронной терапии, является адекватное дозиметрическое сопровождение метода - основа для разработки компьютерных программ планирования режимов облучения в нейтронной терапии [4].

Согласно существующим международным регламентам, необходимо проведение регулярных контрольных дозиметрических измерений в терапевтическом пучке нейтронов.

## 1. Литературный обзор

### 1.1 Взаимодействие нейтронов с биологическими тканями

Тканевая доза нейтронов обусловлена поглощением в веществе вторичного излучения, возникающего при взаимодействии нейтронов с тканью организма.

Преобразование энергии нейтронов происходит в элементарных актах взаимодействия с ядрами атомов поглощающего вещества. При взаимодействии нейтронов с ядрами вещества могут наблюдаться несколько типов взаимодействия:

- 1) упругое рассеяние;
- 2) неупругое рассеяние;
- 3) радиационный захват;
- 4) расщепление с вылетом заряженных частиц;
- 5) деление ядер.

Вероятность того или иного процесса зависит от энергии нейтронов и от вида ядер, с которыми они взаимодействуют [5,6].

Приближенно химический состав мягкой биологической ткани можно определить воображаемой тканевой «молекулой»  $(C_5H_{40}O_{18}N)_x$ . Весовая доля и число атомов элементов, входящих в состав биологической ткани, представлены в таблице 1. Весовая доля остальных элементов, таких как Mg, Na, S, Cl, K и другие, составляет приблизительно 1,5%. [7]

Таблица 1.1 – Весовая доля и число атомов элементов, входящих в состав мягкой биологической ткани [7]

Элемент	H	C	N	O	P
Вес в тканях, %	10	18	3	65	1
Число атомов, см <sup>3</sup>	$6,02 \cdot 10^{22}$	$1,0 \cdot 10^{22}$	$0,11 \cdot 10^{22}$	$2,4 \cdot 10^{22}$	$0,022 \cdot 10^{22}$

Основным процессом, определяющим поглощение энергии быстрых нейтронов в ткани, является упругое рассеяние. Почти вся поглощенная энергия распределяется между ядрами отдачи водорода (протоны отдачи),

углерода, азота и кислорода. Ядра отдачи, являясь вторичными заряженными частицами, вызывают в облучаемых тканях плотную ионизацию и, соответственно, более интенсивную биологическую реакцию по сравнению с электромагнитным излучением при одинаковой поглощенной дозе. На долю протонов отдачи приходится до 80 % всей поглощенной энергии быстрых нейтронов. Преимущественная роль водорода при взаимодействии быстрых нейтронов с биологической тканью обусловлена следующими факторами:

1. В биологической ткани содержание водорода значительно выше, нежели других элементов;
2. При взаимодействии нейтронов с ядрами водорода последним передаётся максимальная энергия;
3. Сечение рассеяния на ядрах водорода больше, чем на ядрах других элементов, входящих в состав ткани.

Это позволяет принимать в расчет только атомы водорода. При упругом рассеянии нейтронов образуются ядра отдачи с высокой относительной биологической эффективностью, энергия которых полностью поглощается биологической тканью. Поэтому в качестве замедлителей нейтронов лучше всего использовать водородосодержащие или легкие вещества – парафин, бериллий, углерод, полиэтилен. Ядерные реакции нейтронов с элементами, входящими в состав биологической ткани и их вклад в удельную поглощенную дозу приведены в таблице Б1.

## **1.2 Источник быстрых нейтронов для проведения лучевой терапии.**

В НИИ онкологии города Томск нейтронная лучевая терапия проводится на циклотроне У-120 Томского Политехнического Университета. Технические характеристики циклотрона Р-7М (У-120) приведены в таблице 1.2.



Таблица 1.2 – Технические характеристики циклотрона Р-7М (У-120) НИИ ЯФ ТПУ [9]

1. Диаметр полюса, см	120
2. Конечный радиус ускорения, см	53
3. Магнитная индукция, кГс	9÷15
4. Диапазон изменения частоты, МГц	9÷17,2
5. Напряжение на дуанте, кВ	60
6. Энергия дейтронов на выводе	9÷14

Терапевтический пучок быстрых нейтронов получается посредством бомбардировки бериллиевой мишени дейтронами с энергией ~14 МэВ и протеканием реакции:



Средняя энергия нейтронов, получаемых в реакции, составляет около 42 % от энергии падающих на мишень дейтронов. Генерируемый терапевтический нейтронный пучок направлен горизонтально и формируется с помощью специального коллиматора, заключенного в стальной трубе. Нейтронгенерирующая мишень размещена со стороны машинного зала, в бетонной стене, которая отделяет зал циклотрона от процедурного помещения. Сменные, взаимозаменяемые вставки из полиэтилена, размещаемые в коллиматоре, дают возможность формировать прямоугольные поля различных размеров от 60×60 мм<sup>2</sup> до 150×150 мм<sup>2</sup>. Железобетонные стены процедурного помещения, на которые после взаимодействия с экспериментальными устройствами или после прохождения через тело пациента падают быстрые нейтроны, выложены специальным материалом "нейтронстоп" толщиной 30 см [10]. Это сделано для замедления быстрых нейтронов, уменьшения рассеянного излучения и наведенной радиоактивности. Схема нейтронного канала представлена на рисунке 1.

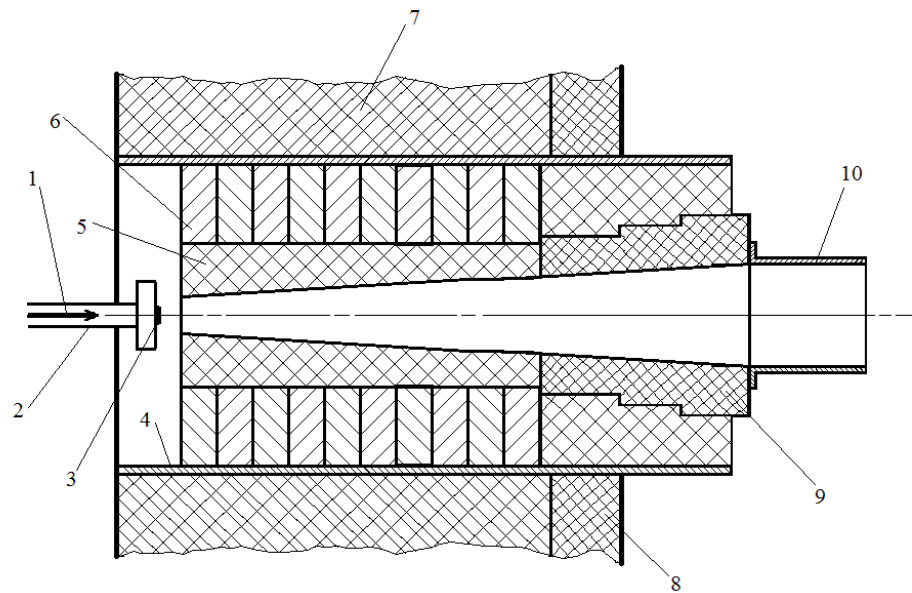


Рисунок 1.1 – Устройство для формирования нейтронных полей облучения: 1 - пучок дейтронов; 2 - ионопровод; 3 - мишень; 4 - стальная труба; 5 - полиэтиленовый коллиматор; 6 - стальные диски; 7 - бетонная стена; 8- полиэтиленовая защита; 9- сменные полиэтиленовые вставки; 10- тубус

## **2. Материалы и методы**

### **2.1 Ионизационный метод дозиметрии в смешанных гамма-нейтронных полях**

Особенностью терапевтического пучка быстрых нейтронов, получаемых на ускорителях, является наличие сопутствующего гамма-излучения, возникающего при взаимодействии нейтронов с конструкционными материалами и средой. В связи с этим, в задачу дозиметрии при нейтронной терапии входит определение вклада дозы гамма-излучения в суммарную дозу от нейтронного и гамма-излучения.

В настоящее время большую распространенность получил ионизационный метод, так как он достаточно хорошо разработан в теоретическом плане и позволяет определить отдельно вклад гамма и нейтронного облучения в суммарную дозу при автоматическом и ручном дистанционном перемещении детектора, обладающего высокой точностью и находящегося непосредственно в зоне радиационной опасности [10].

Ионизационный метод дозиметрии, основан на измерении количества ионов, возникших в газовом объеме ионизационной камеры при взаимодействии ионизирующего излучения со стенками камеры и веществом, наполняющим внутренний объём. Измеряемая характеристика – ионизационный ток, пропорциональный мощности дозы излучения, или заряд, пропорциональный дозе.

Для данного метода более удобно использовать наперстковые ионизационные камеры, к которым применим принцип Брэгга-Грея.

Для его применения необходимо соблюдение следующих условий. Во-первых, линейные размеры газовой полости камеры должны быть много меньше пробегов в газе вторичных заряженных частиц, освобождённых косвенно ионизирующим излучением в стенках камеры. Во-вторых, толщина стенки ионизационной камеры должна быть не меньше, чем пробег самых

быстрых частиц в материале, из которого изготовлена стенка камеры. Очевидно, что суммарная ионизация в газовой полости камеры обусловлена вторичными частицами, рождёнными в стенках и непосредственно в газовом объёме. Выполнение первого из двух указанных требований теории Брэгга-Грэя означает, что ионизация, создаваемая заряженными частицами, освобождёнными непосредственно в газовом объёме, пренебрежимо мала по сравнению с ионизацией, вызванной частицами, конвертированными из стенок. Если конструкция ионизационной камеры удовлетворяет второму требованию, то обеспечивается энергетическое равновесие вторичных заряженных частиц в месте расположения газовой полости. В случае гамма излучения под вторичными частицами принимаются электроны, в случае нейтронного излучения – ядра отдачи.

Соотношение Брэгга-Грэя для газовой полости имеет вид:

$$\Delta E_z = q \times w \times \frac{R_{л,z}}{R_{л,\Gamma}}, \quad (2.1)$$

где  $\Delta E_z$  – энергия, поглощённая в единице объёма материала стенки камеры вблизи газовой полости;

$q$  – число пар ионов, образующихся в ед. объёма газовой полости;

$w$  – средняя работа ионизации газа (ср. энергия ионообразования);

$R_{л,z}$  и  $R_{л,\Gamma}$  – линейные тормозные способности материала стенки и газа соответственно.

Для определения дозы в стенке камеры обе части равенства (2.1) следует разделить на плотность материала стенки  $\rho_z$ .

$$D_z = \frac{q \times w}{\rho_z} \times \frac{R_{л,z}}{R_{л,\Gamma}} \quad (2.2)$$

Между линейными и массовыми тормозными способностями существует связь:

$$R_{л,z} = \rho_z \times R_z \quad (2.3)$$

$$R_{л,\Gamma} = \rho_\Gamma \times R_\Gamma,$$

где  $\rho_\Gamma$  – плотность газа;

$R_z$  и  $R_\Gamma$  – массовые тормозные способности материалов стенки и газа.

Подставив (2.3) в (2.2) получим:

$$D_z = \frac{q \times w}{\rho_r} \times \frac{R_z}{R_r} \quad (2.4)$$

Выражение (2.4) позволяет определить дозу поглощённую в стенках камеры. Для расчета дозы в тканеэквивалентной среде необходимо выполнить перерасчет. Известно, что:

$$D_1 = D_2 \times \frac{k_1}{k_2}, \quad (2.5)$$

где  $D_1$  и  $D_2$  – дозы, поглощённые в первой и второй среде;

$k_1$  и  $k_2$  – удельная керма для обеих сред;

Для гамма-излучения в качестве  $k_1$  и  $k_2$  могут быть использованы массовые коэффициенты.

На основании (2.4) и (2.5), тканевая доза в месте установления ионизационной камеры из материала  $Z$  будет равна:

$$D_T = \frac{k_T}{k_Z} \times D_Z = \frac{q \times w}{\rho_r} \times \frac{R_Z}{R_r} \times \frac{k_T}{k_Z} \quad (2.6)$$

Если камера установлена в смешанном гамма-нейтронном поле, то суммарная тканевая поглощённая доза будет равна:

$$D_{H+\gamma} = \frac{q_H \times \omega_{\gamma}}{\rho_r} \times \left( \frac{R_Z}{R_r} \right)_{\gamma} \times \left( \frac{k_T}{k_Z} \right)_{\gamma} + \frac{q_{\gamma} \times \omega_e}{\rho_r} \times \left( \frac{R_Z}{R_r} \right)_e \times \left( \frac{k_T}{k_Z} \right)_{\gamma} \quad (2.7)$$

$$D_{n+\gamma} = \frac{1}{\rho_r} \times \left( q_n \times \omega_{\gamma} \times \left( \frac{R_Z}{R_r} \right)_{\gamma} \times \left( \frac{k_T}{k_Z} \right)_{\gamma} + q_{\gamma} \times \omega_e \times \left( \frac{R_Z}{R_r} \right)_e \times \left( \frac{k_T}{k_Z} \right)_{\gamma} \right) \quad (2.8)$$

Величины с индексом «я» относятся к ядрам отдачи, «н» - к нейтронам, «е» - электронам, «γ» - гамма-квантам.

Тканевая доза нейтронов при измерении гомогенной камерой может быть рассчитана по формуле:

$$D_{T,H} = \frac{q_H \times w}{\rho_r} \times \frac{k_T}{k_Z} = D_{H,Z} \times \frac{k_T}{k_Z} \quad (2.9)$$

Из (2.8), доза нейтронов, поглощённая в стенке камеры из материала «z» равна:

$$D_{H,Z} = D_{T,H} \times \frac{k_Z}{k_T} \quad (2.10)$$

Если такая камера установлена в смешанном гамма-нейтронном поле, то суммарная доза, поглощённая в стенках камеры определяется выражением:

$$D_{(H+\gamma),Z} = D_{T,H} \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_n + D_{T,\gamma} \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_\gamma \quad (2.11)$$

При использовании двух гомогенных камер, изготовленных из разных материалов, можно рассчитать систему уравнений:

$$\left. \begin{aligned} D_{(H+\gamma),Z}^{(1)} &= D_{T,H} \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_n^{(1)} + D_\gamma \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_\gamma^{(1)} \\ D_{(H+\gamma),Z}^{(2)} &= D_{T,H} \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_n^{(2)} + D_\gamma \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_\gamma^{(2)} \end{aligned} \right\} \quad (2.12)$$

Величины в левой части уравнений – дозы, поглощённые в стенках (равносильно, в воздушной полости камер, так как камеры гомогенные).

По системе (2.12) можно определить дозы  $D_{H,T}$   $D_{\gamma,T}$ .

Для гетерогенной камеры выражение (2.6) примет вид:

$$D_T = \frac{q \times w}{\rho_\Gamma} \times \frac{R_Z}{R_\Gamma} \times \frac{k_T}{k_Z} \quad (2.13)$$

Общий вид формулы для любой гетерогенной камеры. Её можно записать в виде:

$$D_T = D_\Gamma \times \frac{R_Z}{R_\Gamma} \times \frac{k_T}{k_Z} \quad (2.14)$$

Где  $D_\Gamma$  – доза, поглощённая в газовой полости камеры. Из (2.14) следует:

$$D_\Gamma = D_T \times \frac{R_\Gamma}{R_Z} \times \frac{k_Z}{k_T} \quad (2.15)$$

Если камера находится в гамма-нейтронном поле, то суммарная доза в воздушной полости камеры будет равна:

$$D_{(\gamma+H),газ} = D_{H,T} \times \left(\frac{R_\Gamma}{R_Z}\right)_я \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_H + D_{\gamma,T} \times \left(\frac{R_\Gamma}{R_Z}\right)_e \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_\gamma \quad (2.16)$$

При использовании двух ионизационных камер можно записать систему уравнений, по которой можно определить дозу, поглощённую в месте размещения камеры.

$$\left. \begin{aligned} D_{(\gamma+H),газ}^{(n)} &= D_{H,T} \times \left(\frac{R_\Gamma}{R_Z}\right)_я^{(n)} \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_H^{(n)} + D_{\gamma,T} \times \left(\frac{R_\Gamma}{R_Z}\right)_e^{(n)} \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_\gamma^{(n)} \\ D_{(\gamma+H),газ}^{(c)} &= D_{H,T} \times \left(\frac{R_\Gamma}{R_Z}\right)_я^{(c)} \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_H^{(c)} + D_{\gamma,T} \times \left(\frac{R_\Gamma}{R_Z}\right)_e^{(c)} \times \left(\frac{k_Z}{k_T}\right)_\gamma^{(c)} \end{aligned} \right\} \quad (2.17)$$

В левой части уравнений – суммарная доза от нейтронного и гамма-излучений, поглощённая в газовой полости камер.

Для проведения дозиметрии на циклотроне У-120 применяется клинический дозиметр 27012 и соответствующие ему ионизационные камеры со стенками, изготовленными из материалов с различной чувствительностью к нейтронам (графит и полиэтилен). Калибровка прибора проводилась на гамма-аппарате Theratron Equinox в НИИ онкологии города Томска.

## 2.2 Расчет отношения удельной кермы $k_Z$ и $k_T$

В условиях энергетического равновесия вторичных заряженных частиц в ткани и стенках камеры в качестве  $k_Z$  и  $k_T$  для нейтронного излучения может быть использована удельная керма. Эта величина является характеристикой взаимодействия с веществом косвенно ионизирующего излучения, такого как нейтроны и гамма-кванты. В таблице 2.1 приведены данные об удельной керме нейтронов для различных энергий, взятые в работе [11].

Таблица 2.1 – Зависимость удельной кермы ( $\text{фГр} \times \text{м}^2$ ) полиэтилена, и ткани от энергии нейтронов (МэВ)

$E_H$	18	17.1	16.3	15.5	14.7	14.0	13.3	12.7	12.1	11.5
$k_H$	9.18	9.00	9.15	8.85	9.25	8.90	8.87	8.55	8.42	8.14
$k_T$	6.96	6.86	6.82	6.68	6.73	6.50	6.05	5.97	5.94	5.91
$E_H$	10.9	10.4	9.80	9.41	8.95	8.51	8.10	7.70	7.33	6.97
$k_H$	8.10	7.61	7.40	7.45	7.03	6.96	7.27	7.35	7.06	6.50
$k_T$	5.74	5.58	5.46	5.33	5.12	5.05	4.98	5.02	5.03	4.70
$E_H$	6.63	6.30	6.00	5.43	4.91	4.40	4.02	3.46	2.97	2.56
$k_H$	6.42	7.28	6.40	6.25	6.15	5.88	5.95	5.80	5.52	4.82
$k_T$	4.80	4.73	4.50	4.28	4.33	4.07	4.08	4.03	3.62	3.30
$E_H$	2.00	1.81	1.48	1.21	1.04	0.81	0.60	0.40	0.21	
$k_H$	4.30	4.13	3.78	3.45	3.23	2.87	2.50	2.05	1.40	
$k_T$	2.98	2.89	2.64	2.44	2.42	1.99	1.71	1.50	0.98	

Был выполнен анализ зависимостей величин, входящих в систему (2.17), от энергии. Средние значения отношения кермы для двух материалов при известном спектре нейтронов рассчитаны по формуле:

$$\frac{k_z}{k_T} = \frac{\sum_i N(E_i) \times k_z(E_i)}{\sum_i N(E_i) \times k_T(E_i)}, \quad (2.18)$$

где  $N(E_i)$  – число частиц в спектре нейтронов с энергией  $E_i$ .

Для расчета  $k_z/k_T$  использовались данные спектрометрии терапевтического пучка быстрых нейтронов, представленные в работе [12] и приведённые на рисунке 2.1.

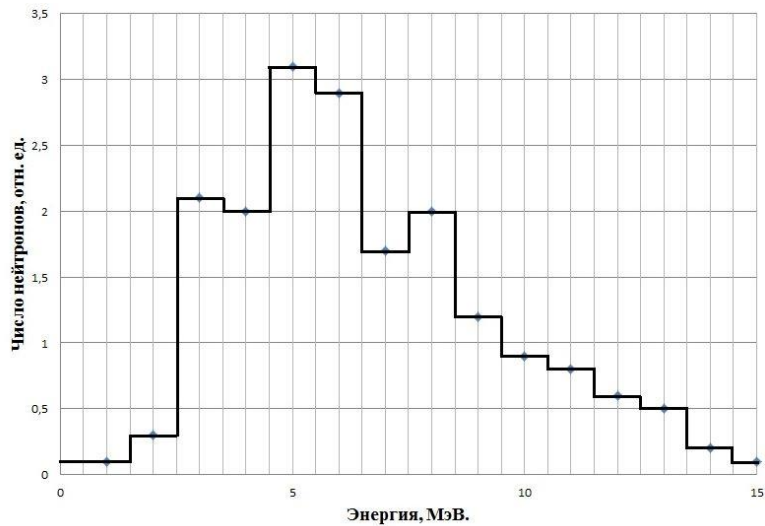


Рисунок 2.1 – Энергетический спектр первичного пучка нейтронов циклотрона У-120

Исходя из данных о спектре нейтронов, были рассчитаны значения средней удельной кермы. Для биологической ткани  $k_T=4.525$  фГр $\times$ м<sup>2</sup>, для полиэтилена  $k_{п}=6.383$  фГр $\times$ м<sup>2</sup> и для графита  $k_c=0.875$  фГр $\times$ м<sup>2</sup>.

Таким образом,

$$\frac{k_{п}}{k_T} = \frac{6.383}{4.525} = 1.41 \quad (2.19)$$

$$\frac{k_c}{k_T} = \frac{0.875}{4.525} = 0.193 \quad (2.20)$$



### 2.3 Расчет отношения массовых тормозных способностей $R_{\Gamma}/R_Z$ .

Расчет средних тормозных способностей для тяжелых заряженных частиц в сложных веществах, таких как полиэтилен и воздух, был выполнен на основании данных о массовых тормозных способностях из [13]. Тормозные способности для воздуха и полиэтилена были рассчитаны по формуле:

$$R_Z = \sum_i (R_i \times \omega_i), \quad (2.21)$$

где  $R_n$  – тормозная способность вещества n;

$\omega_n$  – массовая доля вещества n в сложном веществе Z.

Зависимости массовых тормозных способностей для различных химических элементов и соединений от энергии протонов отдачи приведены в таблице Б2. На рисунках 2.2 и 2.3 приведены графики зависимости от энергии тормозных способностей воздуха и полиэтилена для протонов отдачи и их отношения соответственно.

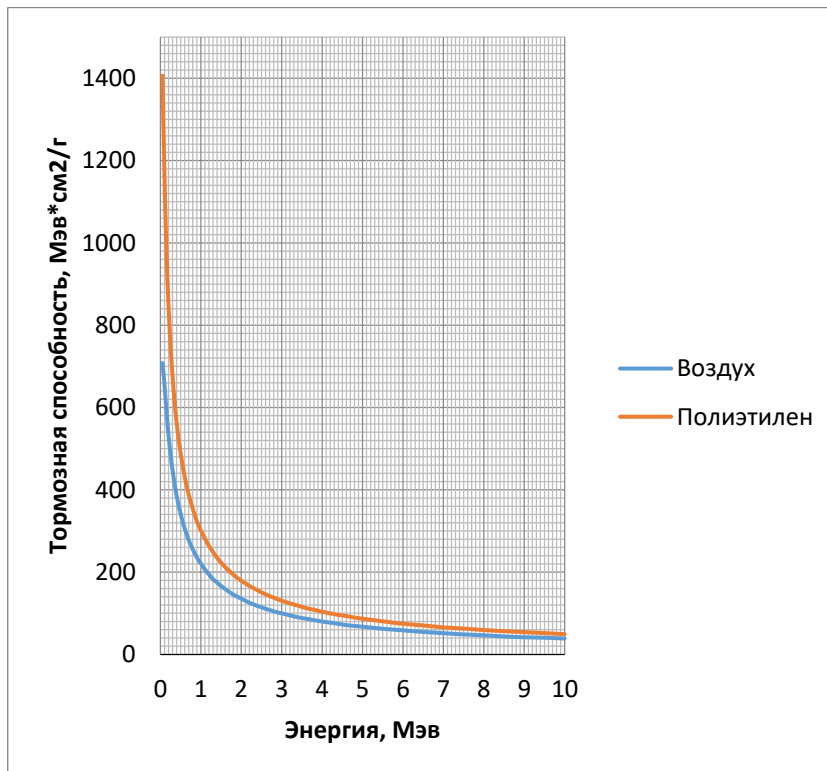


Рисунок 2.2 – Зависимости тормозных способностей воздуха и полиэтилена для протонов отдачи

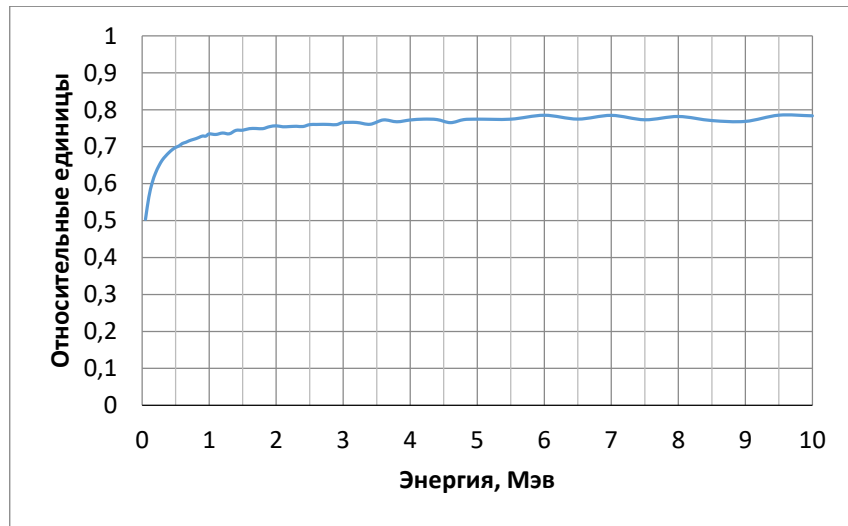


Рисунок 2.3 – Зависимость отношения тормозных способностей полиэтилена и воздуха для протонов отдачи

Из графика видно, что при энергии протонов выше 2 МэВ отношение тормозных способностей практически не изменяется с увеличением энергии. При расчете средних тормозных способностей вторичных тяжелых заряженных частиц необходимо знать энергетический спектр этих частиц.

Принимая равными массы протонов и нейтронов,  $m_p=m_n$ , максимальная энергия, переданная протону отдачи, равна энергии нейтрона.

$$E_{max} = \frac{4 \times m_p \times E_n}{(m_p + m_n)^2} = E_n \quad (2.22)$$

При расчете спектра ядер отдачи в стенке полиэтиленовой камеры и в биологической ткани учитывались только протоны, поскольку вклад ядер другого типа в ионизацию достаточно мал, и им можно пренебречь.

Среднее значение тормозной способности для всего спектра ядер отдачи и в среде Z определяется по формуле:

$$R_{Zполн.} = \frac{\sum_i R_Z \times (E_i) \times N(E_i)}{\sum_i N(E_i)} \quad (2.23)$$

где  $N(E_i)$  - число вторичных заряженных частиц с энергией  $E_i$ ;

$R_Z(E_i)$  - тормозная способность среды Z для вторичных заряженных частиц с энергией  $E_i$ .

Если принять равными массы протона и нейтрона, то, согласно [6], переданная энергия может быть записана как:

$$E_p = E_n \times (1 - \cos(\vartheta)^2) \quad (2.24)$$

При расчете спектра протонов отдачи примем, что значение угла  $\vartheta$  равномерно изменяется от 0 до  $\vartheta_{\max}=180^\circ$ . Энергетический спектр протонов отдачи представлен на рисунке 2.4.

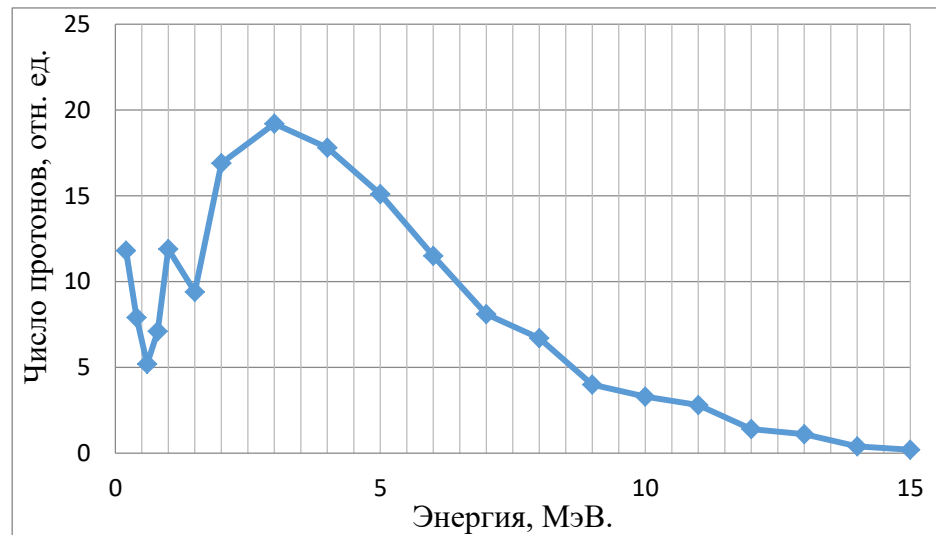


Рисунок 2.4 – Энергетический спектр протонов отдачи

Исходя из приведённых выше данных, были рассчитаны соотношения тормозных способностей воздуха и полиэтилена  $R_\Gamma/R_\Pi$ :

$$\left(\frac{R_\Gamma}{R_\Pi}\right)_я = \frac{0.0785}{0.1039} = 0.755$$

## 2.4 Расчет отношения массовых коэффициентов ( $k_Z/k_T$ ) $\gamma$

Ранее было указано, что в качестве коэффициентов ( $k_Z/k_T$ ) $\gamma$  в уравнении (2.17) при расчете дозы от гамма-квантов можно использовать отношения массовых коэффициентов поглощения энергии гамма-излучения. Приведённые в таблице 2.2 данные о зависимости массовых коэффициентов поглощения от энергии гамма-квантов были получены из справочной литературы [14]. Для сложного химического соединения, как, например, полиэтилен  $(\text{CH}_2)_x$  массовые коэффициенты поглощения энергии определяются аналогично массовым тормозным способностям:

$$\mu_z = \sum_i (\mu_i \times \omega_i) \quad (2.25)$$

где  $\mu_i$  - массовый коэффициент поглощения энергии фотонов для вещества  $i$ ;  
 $\omega_i$  – массовая доля элемента  $i$  в веществе.

Таблица 2.2 – Зависимость массовых коэффициентов поглощения ( $\text{см}^2/\text{г}$ ) углерода, водорода, ткани и полиэтилена от энергии гамма - квантов (МэВ).

$E_g$	0.01	0.015	0.02	0.03	0.04	0.05	0.08
$\mu_H$	0.009	0.011	0.0131	0.018	0.02	0.027	0.036
$\mu_T$	4.96	1.36	0.544	0.154	0.0677	0.0409	0.0255
$\mu_P$	1.696	0.858	0.184	0.057	0.03	0.024	0.022
$E_g$	0.10	0.150	0.20	0.30	0.40	0.50	0.60
$\mu_H$	0.0406	0.048	0.0525	0.0569	0.0587	0.0592	0.0587
$\mu_T$	0.0252	0.0276	0.0297	0.0317	0.0325	0.0327	0.0326
$\mu_P$	0.0239	0.0278	0.0302	0.0323	0.0338	0.0339	0.0337
$\mu_P/\mu_T$	0.948	1.007	1.017	1.019	0.966	1.037	1.034
$E_g$	0.80	1.00	1.5	2.0	3.0	4.0	5.0
$\mu_H$	0.0571	0.0554	0.0508	0.0464	0.0398	0.0352	0.0318
$\mu_T$	0.0318	0.0308	0.0281	0.0257	0.0225	0.0203	0.0188
$\mu_P$	0.0329	0.0319	0.0290	0.0267	0.0232	0.0209	0.0192
$\mu_P/\mu_T$	1.035	1.036	1.032	1.039	1.031	1.030	1.021

В таблице 2.3 приведены энергии гамма-квантов, полученные при взаимодействии нейтронов с различными элементами, входящими в состав биологической ткани.

Таблица 2.3 – Энергия гамма-квантов, полученных при взаимодействии нейтронов с биологической тканью.

Реакция	$E_g$ , МэВ
$C^{12}(n,n^1,\gamma) C^{12}$	1.75
$C^{12}(n,n^1,\gamma) C^{12}$	4.438
$C^{12}(n,n^1,\gamma) C^{12}$	1.75
$N^{14}(n,n^1,\gamma) N^{14}$	1.63
$N^{14}(n,n^1,\gamma) N^{14}$	2.31
$N^{14}(n,n^1,\gamma) N^{14}$	5.15
$N^{14}(n,n^1,\gamma) N^{14}$	10.08
$N^{14}(n,n^1,\gamma) N^{14}$	11.00
$O^{16}(n,n^1,\gamma) O^{16}$	6.13
$O^{16}(n,n^1,\gamma) O^{16}$	7.12
$O^{16}(n,n^1,\gamma) O^{16}$	3.80
$O^{16}(n,n^1,\gamma) O^{16}$	4.80

Из работы [12] известно, что средняя энергия гамма-квантов, образующихся при взаимодействии терапевтического пучка быстрых нейтронов циклотрона У-120 с биологической тканью, составляет  $\sim 2.5$  МэВ. На основании данных таблицы 2.4 можно сделать вывод, что отношения  $\mu_c/\mu_T$  и  $\mu_{\Gamma}/\mu_T$  практически неизменны в рассматриваемом диапазоне энергий и равняются:

$$\frac{k_c}{k_T} = 0.911, \frac{k_{\Gamma}}{k_T} = 1.039$$

Для оценки отношений  $(R_{\Gamma}/R_Z)_c$  были использованы данные из работы [14]. Данные приведены в таблице 2.4.

Таблица 2.4 – Зависимость тормозных способностей воздуха, полиэтилена и углерода от энергии электронов.

E <sub>e</sub> , МэВ	R <sub>B</sub>	R <sub>П</sub>	R <sub>C</sub>	(R <sub>B</sub> /R <sub>П</sub> ) <sub>e</sub>	(R <sub>B</sub> /R <sub>C</sub> ) <sub>e</sub>
	МэВ×см <sup>2</sup> /Г				
0.2	2.465	2.986	2.532	0.826	0.974
0.3	2.081	2.513	2.133	0.828	0.976
0.4	1.899	2.282	1.945	0.832	0.976
0.5	1.819	2.175	1.863	0.836	0.976
0.6	1.740	2.068	1.78	0.841	0.978
0.7	1.722	2.024	1.761	0.851	0.978
0.8	1.704	1.98	1.741	0.851	0.979
0.9	1.682	1.959	1.718	0.856	0.979
1.0	1.659	1.938	1.695	0.856	0.979
1.1	1.659	1.932	1.695	0.859	0.979
1.2	1.659	1.926	1.695	0.861	0.979
1.3	1.659	1.919	1.694	0.865	0.979
1.4	1.659	1.913	1.694	0.867	0.976
1.5	1.653	1.907	1.694	0.867	0.983
1.6	1.664	1.908	1.698	0.872	0.979
1.7	1.668	1.908	1.703	0.874	0.980
1.8	1.673	1.908	1.708	0.876	0.980
1.9	1.677	1.909	1.712	0.878	0.980
2.0	1.682	1.910	1.716	0.880	0.980
2.1	1.687	1.913	1.722	0.882	0.980
2.2	1.693	1.915	1.727	0.884	0.980
2.3	1.699	1.918	1.734	0.886	0.9798

Кривая зависимости  $(R_B/R_{II})_e$  от энергии электронов приведена на рисунке 2.5. Отношение имеют практически линейную зависимость от энергии электронов.

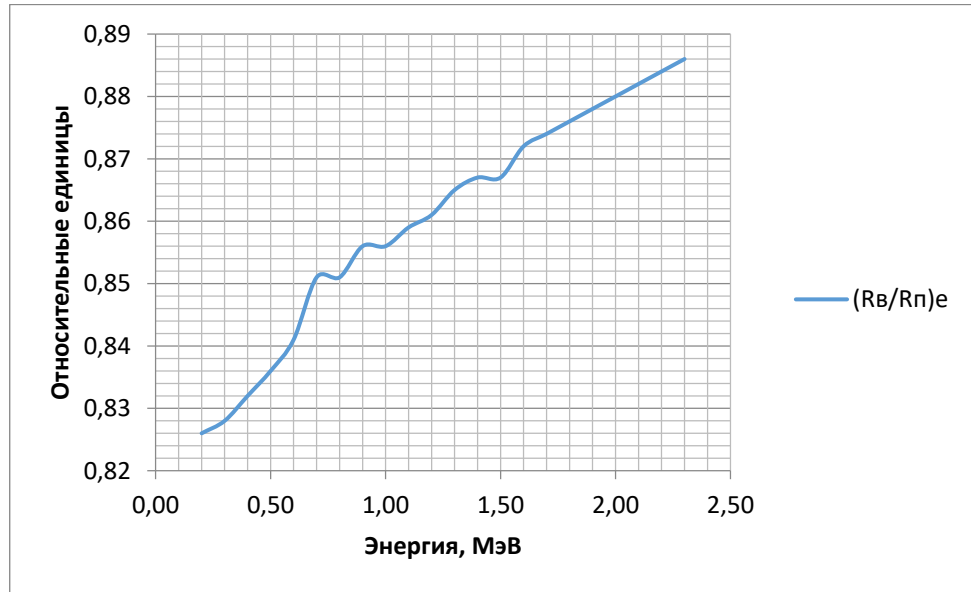


Рисунок 2.5 – Зависимости отношений тормозных способностей  $(R_B/R_{II})_e$  от энергии электронов

Выше было упомянуто, что средняя энергия гамма-квантов составляет 2.5 МэВ. Основной процесс взаимодействия гамма-квантов с данной энергией – это Комптон-эффект. На основании данных работы [12], средняя энергия комптоновских электронов в этом случае составляет 1.4 МэВ. Для данной энергии отношения тормозных способностей составят:

$$\left(\frac{R_{\Gamma}}{R_z}\right)_e^{(n)} = 0.867$$

$$\left(\frac{R_{\Gamma}}{R_z}\right)_e^{(c)} = 0.976$$

Таким образом, подставив все коэффициенты в систему (2.17) получим:

$$\left. \begin{aligned} D_{(\gamma+n),газ}^{(n)} &= D_{н,т} \times 1.411 \times 0.755 + D_{\gamma,т} \times 1.039 \times 0.867 \\ D_{(\gamma+n),газ}^{(c)} &= D_{н,т} \times 0.193 \times 0.747 + D_{\gamma,т} \times 0.911 \times 0.976 \end{aligned} \right\} \quad (2.26)$$

$$\left. \begin{aligned} D_{(\gamma+n),газ}^{(n)} &= D_{н,т} \times 1.06 + D_{\gamma,т} \times 0.9 \\ D_{(\gamma+n),газ}^{(c)} &= D_{н,т} \times 0.14 + D_{\gamma,т} \times 0.89 \end{aligned} \right\} \quad (2.27)$$

## 2.5 Клинический дозиметр 27012

Клинический дозиметр 27012 позволяет проводить как измерение дозы, так и измерение мощности дозы рентгеновского и гамма-излучения в широкой степени независимо от энергии и направления и пригоден для клинического применения в лучевой терапии и диагностике. Внешний вид передней панели и блок-схема прибора приведены на рисунках 2.6 и 2.7 соответственно.



Рисунок 2.6 – Клинический дозиметр 27012. Внешний вид.

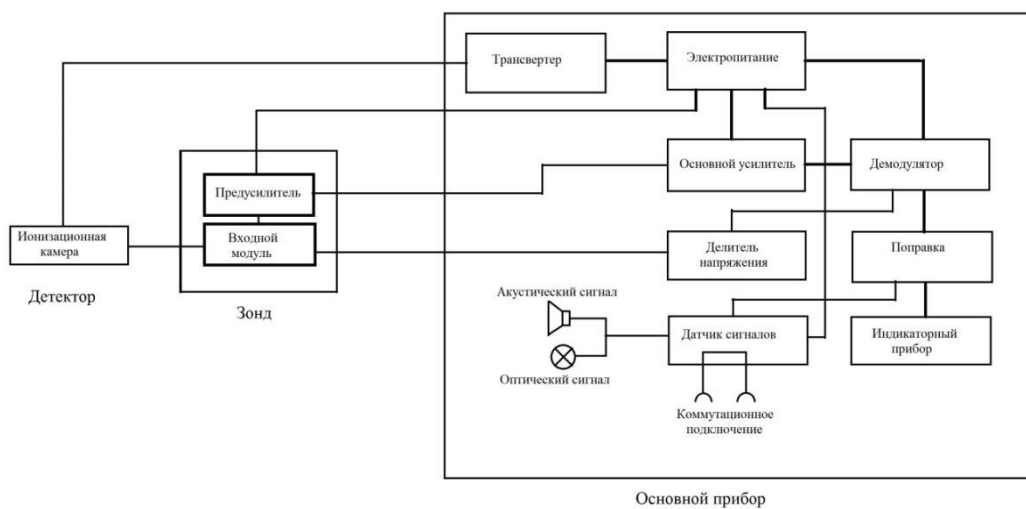


Рисунок 2.7 – Блок-схема клинического дозиметра 27012[15]



Для данного клинического дозиметра имеются следующие детекторы излучения:

- 1) Шланговая камера VA-K-251 (тип 70107)
- 2) Стержневая камера с прямым стержнем VA-K-252.1 (тип 70108)
- 3) Стержневая камера с изогнутым стержнем VA-K-252,2 (тип 70109)
- 4) Сферическая камера VA-K-253 (тип 70110)
- 5) Дозиметрическая камера VA-K-254 (тип 70111)
- 6) Камера мягкого излучения (тип 70127)

Электронная часть клинического дозиметра 27 012 состоит из основного прибора и соответствующего зонда. Они соединены между собой кабелем длиной 15 м.

Для проверки работы дозиметра и ионизационных камер, а так же для поправки влияния температур и давления воздуха служит контрольный излучатель с источником излучения  $Sr^{90}/Y^{90}$  активностью в  $5 \pm 0,2$  мКюри на момент выдачи. Для этого сферическая камера вводится в контрольный излучатель и фиксируется там с помощью юстировочной вставки.

Прибор поставляется для подключения к сетевому напряжению  $\sim 220$ В. Установочная кнопка «СИГНАЛ%» приводится в положение «100». Перед подключением к сетевому напряжению, следует перевести переключатель «сеть и виды измерения» в положение «ВЫКЛ». Затем выбранная камера соединяется с зондом.

Регулятор «СИГНАЛ%» служит для бесступенчатой установки порогового значения для пуска сигнала. Гашение сигнала производится поворотом в положение «100». Поворотом регулятора «поправка» устанавливается показание на измерительном приборе на значение согласования. Выключатель «диапазоны измерения» позволяет выполнить установку диапазона измерения с учётом типа камеры и виду измерения. Выключатель «сеть и режим измерения» имеет положения «выкл», «0», «доза» и «мощность дозы». Регулятор «нулевая точка плавно» служит для плавной установки указателя измерительного прибора на электрическую нулевую точку.

Индикаторный прибор имеет три шкалы (от 0 до 3; от 0 до 3,33; от 0 до 10) для непосредственного отсчета дозы и мощности дозы.

Перед включением прибора следует выполнить проверку механической нулевой точки на измерительном приборе. Отклонения можно поправить регулятором «механическая нулевая точка». Затем включить выключатель «сеть и режим измерения» в положение «0». Таким образом производится включение прибора и загорается сетевая контрольная лампа. По истечении 15 минут после включения прибор готов к использованию.

Установка нулевой точки проводится с помощью регуляторов «нулевая точка грубо» и «нулевая точка плавно».

Калибровка проводится с помощью контрольного излучателя. Сферическая камера VA-K-253 вставляется в контрольный излучатель, затем, с помощью регулятора «поправка» показания на измерительном приборе устанавливаются на значение согласования.

В процессе проведения измерений, подключение и замену ионизационных камер разрешается проводить только в положениях «0» выключателя «сеть и виды измерения». Зонд, штепсель и кабель камеры должны лежать в отдалённости от пучка излучения. Во время измерения мощности дозы, диапазон измерения следует устанавливать таким образом, чтобы значение показания находилось в верхних двух третях шкалы. Это служит уменьшению погрешности. При измерениях дозы можно устанавливать выключатель «диапазон измерения» во время облучения и после него таким образом, чтобы показания можно было снимать в верхних двух третях шкалы. Кратковременный уход стрелки за конец шкалы не вредит работе прибора и не сказывается на результатах измерения. В положениях «0» переключателя диапазонов измерения показание устанавливается на нуль.

С помощью клинического дозиметра 27 012 можно так же проводить измерения мощности дозы, которые находятся выше устанавливаемых конечных значений диапазона измерения. Однако, при этом ожидаются более высокие погрешности измерения. В этом случае измерение мощности дозы

проводят как параллельное измерение дозы и времени. Сферической камерой 70 110 охватываются диапазоны измерения до 300 Р/мин, а так же до 1000 Р/мин., а камерами 70 107, 70 108, 70 109 и 70 127 – диапазоны измерения до 10 000 Р/мин, а так же до 33000 Р/мин.

Таблица 2.5 – характеристики камер, совместимых с клиническим дозиметром 27012 [15]

Тип камеры	Диапазон измерения, Р/мин	Время измерения, сек.	Дополнительная погрешность измерения
70107	10000	60	≤7%
70108			
70109	33000	18	≤25%
70127			
70110	300	60	≤7%
	1000	18	≤25%

## 2.6 Шаровая камера 70110

Шаровая камера VA-K-253 (70110) [16] предусмотрена для подключения к дозиметру 27012. Воздухоэквивалентная ионизационная камера пригодна для измерения стандартной ионной дозы и мощности рентгеновского и гамма-излучения. Для измерения более жесткого гамма-излучения (например,  $^{60}\text{Co}$ ) может быть надет прилагаемый к ионизационной камере колпак для усиления стенки.

Чувствительность шаровой камеры зависит от имеющейся в данном случае плотности воздуха и температуры. В таблице 2.7 представлены некоторые характеристики камеры VA-K-253[16].

Таблица 2.7 – Характеристики камеры VA-K-253

Диапазон энергий	Без колпака для усиления стенки	60 кВ/2,4 мм Al 250 кВ/4 мм Cu
	С колпаком для усиления стенки	Для Cs-137 (660 КэВ) Co-60 (1.25 МэВ)
Зависимость от энергии	макс. $\pm 3 \%$	
Чувствительный объем	около $1,5 \text{ см}^3$	
Материал электродов	воздухоэквивалентная смесь	
Дефицит насыщения при 1000 Р/мин	$\leq 2\%$	
Диапазоны измерения		
Доза, Р	0... 0,3; 1; 3; 9; 30; 90; 300	
Мощность дозы, Р/мин	0... 0,3; 0,9; 3; 9; 30; 100; 300; 1000	
Наименьшая измеряемая мощность дозы, Р/мин	10	
Рабочий температурный диапазон, °С	+5 до +40	
Масса	$\leq 350 \text{ г}$	

### 2.7 Гамма-аппарат «Theratron Equinox № 2045»

«Theratron Equinox» – это гамма-терапевтический аппарат с источником гамма-излучения  $^{60}\text{Co}$  (средняя энергия 1,25 МэВ). Изображение аппарата в клинических условиях представлено на рисунке 2.8.



Рисунок 2.8 – Гамма-аппарат «Theratron Equinox»

Головка терапевтического аппарата (Рисунок 2.9) оснащена источником гамма-излучения цилиндрической формы, окружённым специальной защитной оболочкой с зазором для первоначального направления гамма пучка. Далее форма и размер создаваемого поля контролируется системой коллиматоров. Для эффективной доставки дозы до очага облучения головка может вращаться на  $360^\circ$ . Радиус вращения составляет 80 см. Перемещение пациента в горизонтальной и вертикальной проекции осуществляется с помощью подвижного стола.

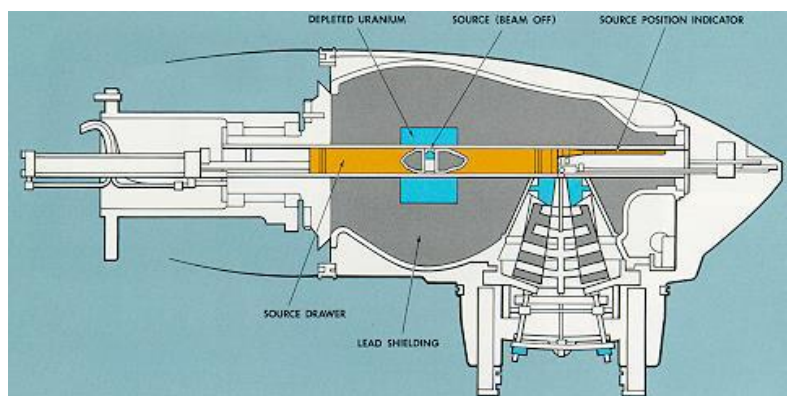


Рисунок 2.9 – Конструкция головки гамма-аппарата

### 3. Результаты проведённого исследования

#### 3.1 Калибровка клинического дозиметра 27012

Для расчета поглощённой дозы в биологической ткани необходимо принять во внимание влияние размеры чувствительного объёма камер. При дозиметрии нейтронного пучка, разность показаний камер обуславливается не только размерами газовой полости, но и материалами, из которых состоят стенки камеры. Для гамма-излучения разница показаний обуславливается различиями в чувствительном объёме камер. Для того чтобы высчитать поправку на чувствительный объём, калибровка была проведена на источнике гамма-излучения.

При проведении калибровки дозиметра были использованы полиэтиленовая камера и сферическая камера VA-K-253 (70110). Сферическая камера 70110 соответствует клиническому дозиметру. В связи с этим, её показания принимались за истинные значения и должны были, с учётом погрешности, соответствовать расчетным значениям мощности дозы, полученным на основании данных от активности изотопа  $Co^{60}$ , являющегося источником излучения в гамма-аппарате «Theratron Equinox». Согласно акту дозиметрической аттестации от 20 ноября 2015 года, приведённому в приложении В, мощность поглощенной дозы при РИП=80 см на момент аттестации составляла 0,837 Гр/мин. Так как калибровка на гамма-аппарате проводилась 15 марта 2017 г., необходимо учесть изменение мощности дозы за счет распада радионуклида  $Co^{60}$  за истекший период времени по формуле:

$$D = D_0 \times e^{(-\lambda \times \Delta t)}, \quad (3.1)$$

где  $D_0$  - мощность поглощенной дозы, измеренная на 20.11.2015;

$D$  – мощность поглощённой дозы на момент проведения калибровки;

$\Delta t$  – временной интервал между проведением дозиметрической аттестации и калибровки дозиметра;

$\lambda$  – постоянная распада, которая равна:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T}, \quad (3.2)$$

где  $T = 5,27$  лет – период полураспада радионуклида  $Co^{60}$ .

Таким образом, значение поглощённой дозы на момент калибровки дозиметра при РИП=80 см составит:

$$D = 0,837 \times e^{[-(4 \times \ln 2)/(3 \times 5,27)]} = \frac{0,7 \text{ Гр}}{\text{мин.}}$$

Рассчитанное значение мощности дозы с достаточной точностью (~6%) соответствует значению, рассчитанному с помощью планирующей системы XiO. Согласно протоколу, поглощённая доза при РИП=80 см равна 0,66 Гр/мин. Фрагмент данного протокола так же представлен на рисунке В1.

Калибровка дозиметра 27012 проводилась по следующей схеме: камеры поочерёдно помещались в одну и ту же точку поля излучения гамма - аппарата. Клинический дозиметр был включён в режиме измерения дозы. Время измерения составляло 60 секунд для камеры 70110 и 30 секунд для полиэтиленовой камеры. Непосредственно измеряемой величиной являлась экспозиционная доза. Значения, полученные при калибровке, приведены в таблице 3.1.

Таблица 3.1 – Результаты замеров экспозиционной дозы, проведённых на гамма-аппарате

Тип камеры	Мощность дозы
Полиэтиленовая камера	176 усл.ед = К* 74 Р/мин.
Сферическая камера VA-K-253	74 Р/мин.

Соотношение между экспозиционной и поглощённой тканевой дозами имеет вид:

$$D_T = k_d \times D_э, \quad (3.3)$$

где  $k_d = 0,96$  рад/рентген.

Пересчёт по (3.3) измеренной мощности дозы в мощность поглощённой дозы даёт:

$$D_T = 0,96 \times 74 \approx 0.71 \frac{\text{Гр}}{\text{мин.}}$$

Из-за большего объёма, камера из полиэтилена значительно более чувствительна, чем стандартная камера VA-K-253. Исходя из этого, был рассчитан коэффициент, учитывающий поправку на чувствительный объем для полиэтиленовой камеры

$$K_v = \frac{176}{74} \approx 2,4$$

Сравнение значений, полученных при расчете поглощённой дозы на основании данных из акта дозиметрической аттестации и при непосредственных измерениях позволяет утверждать, что дозиметр 27012 работает исправно.

### 3.2 Дозиметрия нейтронного пучка циклотрона У-120

Измерения проводились с помощью полиэтиленовой камеры в режиме набора дозы при РИП=110 см. Данные измерений приведены в таблице 3.2.

Таблица 3.2 – Данные дозиметрических измерений

Ток пучка	Время измерения	Показания дозиметра 27012 с полиэтиленовой камерой
45 $\mu$ А	60 с	100 Р
45 $\mu$ А	60 с	104 Р

По данным из таблицы 3.2 можно определить отношение мощности дозы в терапевтическом пучке нейтронов к единичному току пучка (1 $\mu$ А) и единице времени (1 минута), то есть мощность дозы с размерностью Гр/ $\mu$ А $\times$ м $\times$ мин. С учётом того, что вклад гамма-излучения в суммарную поглощённую дозу при РИП=110 см составляет 10% [12], мощность дозы с размерностью Гр/ $\mu$ А $\times$ м $\times$ мин может быть рассчитана следующим образом:

1. Доза, соответствующая протонам отдачи, образованным нейтронами, составляет:

$$D_p = D_{\Sigma} - D_{\gamma} = 0,9 \times D_{\Sigma} = 102 * 0,9 \approx 91,8 \frac{\text{Р}}{\text{мин.}} \quad (3.4)$$



2. С учётом поправки на чувствительность полиэтиленовой камеры:

$$D_p^1 = \frac{D_p}{K_v} = \frac{91,8}{2,4} \approx 38,2 \frac{\text{P}}{\text{мин.}} \quad (3.5)$$

3. Доза, поглощённая в воздушной полости полиэтиленовой камеры равна:

$$D_{p,\Gamma} = 0,87 \times D_p^1 = 0,87 \times 38,2 \approx 33,2 \frac{\text{рад}}{\text{мин.}} \quad (3.5)$$

4. Доза, поглощённая в стенках полиэтиленовой камеры, может быть рассчитана как:

$$D_{\Pi} = D_{p,\Gamma} \times \frac{R_{\Pi}}{R_{\Gamma}} \quad (3.6)$$

где  $R_{\Pi}$  и  $R_{\Gamma}$  – массовые тормозные способности для протонов в полиэтилене и воздухе соответственно. Вкладом ядер углерода в дозу нейтронов можно пренебречь, поскольку вклад ядер углерода в ионизацию воздушной полости крайне мал из-за большой разницы в массах ядер углерода и нейтронов. Согласно формуле 2.25,  $\frac{R_{\Pi}}{R_{\Gamma}} = 1,32$ . Таким образом, доза, поглощённая в стенке полиэтиленовой камеры, равна:

$$D_{\Pi} = 33,2 \times 1,32 \approx 44 \frac{\text{рад}}{\text{мин}} \quad (3.6)$$

Тканевая доза в месте расположения п/э будет равна:

$$D_T = D_{\Pi} \times \frac{K_T}{K_{\Pi}}, \quad (3.7)$$

где  $k_T$  и  $k_{\Pi}$  – удельная керма для нейтронов в ткани и полиэтилене. Из (2.19):

$$\frac{k_T}{k_{\Pi}} \approx 0,7 \quad (3.8)$$

Таким образом,

$$D_T = 44 * 0,7 \approx 31 \frac{\text{рад}}{\text{мин.}}$$

5. Учитывая, что измерения проводились при токе пучка  $I=45 \mu\text{A}$ , то мощность тканевой дозы на РИП=110 см на единицу тока составит:

$$d_T = \frac{D_T}{I} = 0,68 \frac{\text{рад}}{\mu\text{A} \times \text{мин.}} \quad (3.9)$$

### 3.3 Определение monitorных коэффициентов для нейтронных полей различной площади

Процесс облучения на циклотроне У-120 контролируется с помощью дозиметра монитора М2300, ионизационная камера которого уставлена в рассеянном поле излучения. Схема измерения представлена на рисунке 3.1.

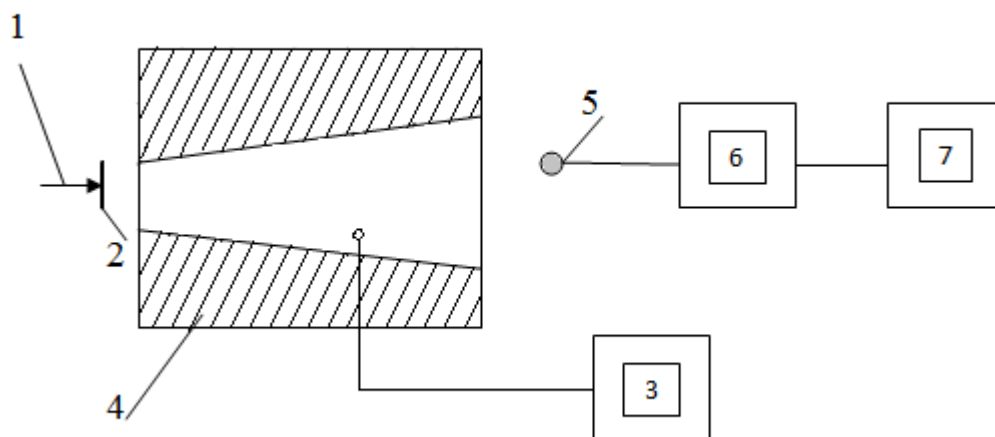


Рисунок 3.1 – Схема измерений: 1-дейтроны; 2-бериллиевая нейтронгенерирующая мишень; 3 -дозиметр-монитор М2300; 4-коллиматор; 5- ионизационная камера, подключаемая к дозиметру; 6-предусилитель; 7- клинический дозиметр 27012

При этом дозиметр-монитор работает в режиме набора дозы. Применение монитора и его работа в режиме набора дозы позволяет исключить погрешность, способную возникнуть за счет нестабильности интенсивности нейтронного пучка. Мониторные коэффициенты могут быть определены по формуле:

$$K_M = \frac{D_M}{D_{\text{абс}}}, \quad (3.10)$$

где  $D_M$  и  $D_{\text{абс}}$  – дозы, измеренные дозиметром-монитором и дозиметром абсолютных доз за один и тот же временной интервал соответственно.

Данные, полученные в результате измерений, приведены в таблице 3.3.

Таблица 3.3 – Данные дозиметрических измерений

Размер поля	Показания дозиметра 27012	Показания монитора M2300
60 * 60мм <sup>2</sup>	250	149×10 <sup>-3</sup> у.ед.
60 * 80мм <sup>2</sup>	230	143×10 <sup>-3</sup> у.ед.
100 *100мм <sup>2</sup>	260	161×10 <sup>-3</sup> у.ед.

### 3.3.1 Расчет мониторных коэффициентов для поля 60×60 мм<sup>2</sup>

Для расчета  $K_M$  по формуле (3.10) необходимо определить, какая абсолютная тканевая доза в месте установления камеры абсолютного дозиметра соответствует экспозиционной дозе в 250 Р. Для нахождения этой величины проделаем последовательно те же вычисления, что и в главе 3.2.

1. Доза, соответствующая протонам отдачи, образованным нейтронами, составляет:

$$D_p = D_\Sigma - D_\gamma = 0,9 \times D_\Sigma = 250 * 0,9 \approx 225 \frac{P}{\text{мин.}} \quad (3.11)$$

2. С учётом поправки на чувствительность полиэтиленовой камеры:

$$D_p^1 = \frac{D_p}{K_v} = \frac{225}{2,4} \approx 93,8 \frac{P}{\text{мин.}} \quad (3.12)$$

3. Доза, поглощённая в воздушной полости полиэтиленовой камеры равна:

$$D_{p,\Gamma} = 0,87 \times D_p^1 = 0,87 \times 93,8 \approx 81,6 \frac{\text{рад}}{\text{мин.}} \quad (3.13)$$

4. Доза, поглощенная в стенках полиэтиленовой камеры, может быть рассчитана как:

$$D_\Pi = D_{p,\Gamma} \times \frac{R_\Pi}{R_\Gamma} = 81,6 \times 1,32 \approx 107,6 \frac{\text{рад}}{\text{мин}} \quad (3.14)$$

5. Тканевая доза в месте расположения п/э будет равна:

$$D_T = D_\Pi \times \frac{K_T}{K_\Pi} = 107,6 * 0,7 \approx 75,4 \frac{\text{рад}}{\text{мин.}}, \quad (3.15)$$

6. Мониторный коэффициент для поля 60×60 мм<sup>2</sup> равен:

$$K_M = \frac{D_M}{D_{\text{абс}}} = \frac{149 \times 10^{-3}}{75,4} = 1,98 \times 10^{-3} \quad (3.16)$$

### 3.3.2 Расчет мониторных коэффициентов для поля 60×80 мм<sup>2</sup>

1. Доза, соответствующая протонам отдачи, образованным нейтронами, составляет:

$$D_p = D_{\Sigma} - D_{\gamma} = 0,9 \times D_{\Sigma} = 230 * 0,9 \approx 207 \frac{\text{Р}}{\text{мин.}} \quad (3.17)$$

2. С учётом поправки на чувствительность полиэтиленовой камеры:

$$D_p^1 = \frac{D_p}{K_v} = \frac{207}{2,4} \approx 86,2 \frac{\text{Р}}{\text{мин.}} \quad (3.18)$$

3. Доза, поглощённая в воздушной полости полиэтиленовой камеры равна:

$$D_{p,\gamma} = 0.87 \times D_p^1 = 0.87 \times 86,2 \approx 75 \frac{\text{рад}}{\text{мин.}} \quad (3.19)$$

4. Доза, поглощенная в стенках полиэтиленовой камеры, может быть рассчитана как:

$$D_{\Pi} = D_{p,\gamma} \times \frac{R_{\Pi}}{R_{\Gamma}} = 75 \times 1,32 \approx 99 \frac{\text{рад}}{\text{мин}} \quad (3.20)$$

5. Тканевая доза в месте расположения п/э будет равна:

$$D_T = D_{\Pi} \times \frac{K_T}{K_{\Pi}} = 99 * 0,7 \approx 69,3 \frac{\text{рад}}{\text{мин.}}, \quad (3.21)$$

6. Мониторный к-т для поля 60×80 мм<sup>2</sup> будет равен:

$$K_M = \frac{D_M}{D_{\text{абс}}} = \frac{143 \times 10^{-3}}{69,3} = 2,06 \times 10^{-3} \quad (3.22)$$

### 3.3.3 Расчет мониторных коэффициентов для поля 100×100 мм<sup>2</sup>

1. Доза, соответствующая протонам отдачи, образованным нейтронами, составляет:

$$D_p = D_{\Sigma} - D_{\gamma} = 0,9 \times D_{\Sigma} = 260 * 0,9 \approx 234 \frac{\text{Р}}{\text{мин.}} \quad (3.23)$$

2. С учётом поправки на чувствительность полиэтиленовой камеры:

$$D_p^1 = \frac{D_p}{K_v} = \frac{234}{2,4} \approx 97,5 \frac{\text{Р}}{\text{мин.}} \quad (3.24)$$

3. Доза, поглощённая в воздушной полости полиэтиленовой камеры равна:

$$D_{p,\gamma} = 0.87 \times D_p^1 = 0.87 \times 97,5 \approx 84,8 \frac{\text{рад}}{\text{мин.}} \quad (3.25)$$

4. Доза, поглощенная в стенках полиэтиленовой камеры, может быть рассчитана как:

$$D_{\Pi} = D_{p,\Gamma} \times \frac{R_{\Pi}}{R_{\Gamma}} = 84,8 \times 1,32 \approx 112 \frac{\text{рад}}{\text{мин}} \quad (3.26)$$

5. Тканевая доза в месте расположения п/э будет равна:

$$D_T = D_{\Pi} \times \frac{K_T}{K_{\Pi}} = 112 * 0,7 \approx 78,4 \frac{\text{рад}}{\text{мин.}}, \quad (3.27)$$

6. Мониторный к-т для поля  $100 \times 100 \text{ мм}^2$  будет равен:

$$K_M = \frac{D_M}{D_{\text{абс}}} = \frac{161 \times 10^{-3}}{78,4} = 2,05 \times 10^{-3} \quad (3.28)$$

## **4. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение**

### **4.1 Предпроектный анализ**

В настоящее время перспективность научного исследования определяется не столько масштабом открытия, оценить которое на первых этапах жизненного цикла высокотехнологического и ресурсоэффективного продукта бывает достаточно трудно, сколько коммерческой ценностью разработки. Оценка коммерческой ценности разработки является необходимым условием при поиске источников финансирования для проведения научного исследования и коммерциализации его результатов. Это важно для разработчиков, которые должны представлять состояние и перспективы проводимых научных исследований.

Необходимо понимать, что коммерческая привлекательность научного исследования определяется не только превышением технических параметров над предыдущими разработками, но и тем, насколько быстро разработчик сумеет найти ответы на такие вопросы – будет ли продукт востребован рынком, какова будет его цена, каков бюджет научного проекта, какой срок потребуется для выхода на рынок и т.д.

Достижение цели обеспечивается решением задач:

- оценка коммерческого потенциала и перспективности проведения научных исследований;
- определение возможных альтернатив проведения научных исследований, отвечающих современным требованиям в области ресурсоэффективности и ресурсосбережения;
- планирование научно-исследовательских работ;
- определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования.

#### **4.1.1 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения**

Важно реалистично оценить сильные и слабые стороны разработок конкурентов. Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и определить направления для ее будущего повышения.

Данный анализ проведен с помощью оценочной карты (таблица 4.1). Для этого отобрано две конкурентные разработки. Критерии для сравнения и оценки ресурсоэффективности и ресурсосбережения, приведенные в таблице 4.1, подбирали исходя из выбранных объектов сравнения с учетом их технических и экономических особенностей разработки, создания и эксплуатации.

Позицию разработки и конкурентов оценивали по каждому показателю экспертным путем по пятибалльной шкале, где 1 – наиболее слабая позиция, а 5 – наиболее сильная. Веса показателей, определяемые экспертным путем, в сумме должны составлять 1.

Анализ конкурентных технических решений определяется по формуле:

$$K = \sum B_i \cdot B_i, \quad (4.1)$$

где  $k$  – конкурентоспособность научной разработки или конкурента;

$B_i$  – вес показателя (в долях единицы);

$B_i$  – балл  $i$ -го показателя.

Сегодня на практике для дозиметрии нейтронных полей применяется системы, основанные на полупроводниковых детекторах или газовых электронных умножителях. Поэтому, в качестве конкурентных технических решений были выбраны:

1) Дозиметрическая система на базе дозиметра МКС-АТ1117 и соответствующих полупроводниковых детекторов;

2) Дозиметрическая система, основанная на газовых электронных умножителях.

Оба указанных конкурентных решения сертифицированы, обладают более высокой скоростью наработки данных в сравнении с методом, описанным в данной работе, немного более просты в эксплуатации, однако значительно превосходят предлагаемое решение в стоимости.

Однако, такой подход существенно увеличивает стоимость проведения дозиметрии нейтронного пучка. Использование нескольких ионизационных камер с разной чувствительностью к нейтронам существенно снижает стоимость без значимого ухудшения качества получаемых дозиметрических данных [18].

Таблица 4.1 – Оценочная карта для сравнения конкурентных разработок

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкурентоспособность		
		Бф	Бк1	Бк2	Кф	Кк1	Кк2
1	2	3	4	5	6	7	8
<b>Технические критерии оценки ресурсоэффективности</b>							
1.Время наработки данных	0,15	2	4	5	0,3	0,6	0,75
2. Помехоустойчивость	0,07	4	4	5	0,28	0,28	0,35
3. Безопасность	0,1	5	5	5	0,5	0,5	0,5
4. Потребность в ресурсах памяти	0,05	4	4	5	0,2	0,2	0,25
5.Функциональная мощность (предоставляемые возможности)	0,06	4	4	5	0,24	0,24	0,3
6. Простота в эксплуатации	0,09	3	4	5	0,27	0,36	0,45
7.Наличие дорогостоящего оборудования	0,2	5	4	2	1	0,8	0,4
<b>Экономические критерии оценки эффективности</b>							
1. Конкурентоспособность продукта	0,03	4	4	5	0,12	0,12	0,15
2. Цена	0,2	5	3	2	1	0,6	0,4
3. Финансирование научной разработки	0,05	4	4	4	0,2	0,2	0,2
Итого	1				4,11	3,9	3,75



Из таблицы видно, что предлагаемое техническое решение обладает конкурентоспособностью за счет более низкой стоимости, при учёте незначительного ухудшения времени получения данных, а так же более сложного процесса эксплуатации. Дальнейшее инвестирование данной разработки можно считать целесообразными.

## 4.2 Планирование управления научно-техническим проектом

### 4.2.1 Иерархическая структура работ проекта

В процессе создания иерархической структуры работ проекта структурированы и определены содержание всего проекта, которые представлены на рисунке 4.1.

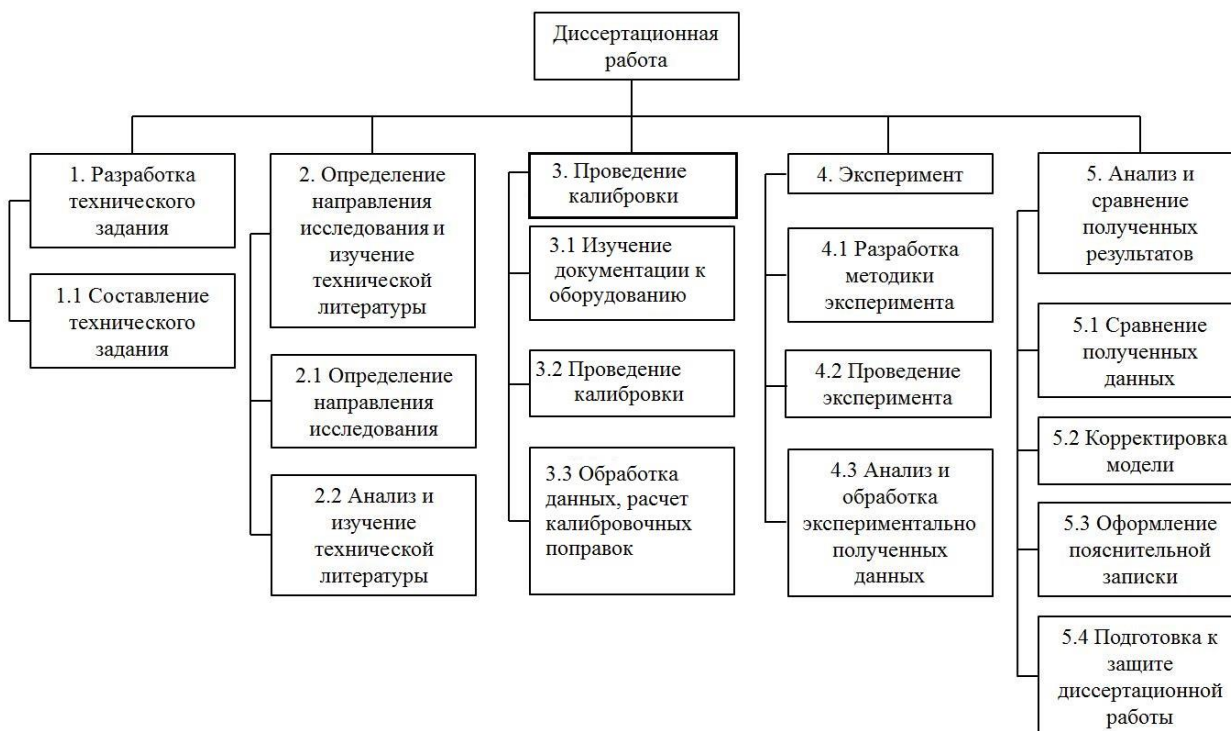


Рисунок 4.1 –Иерархическая структура работ

Группа процессов планирования состоит из процессов, осуществляемых для определения общего содержания работ, уточнения целей и разработки последовательности действий, требуемых для достижения данных целей. Иерархическая структура работ (ИСР) – детализация укрупненной структуры работ.

#### 4.2.2 Контрольные события проекта

В рамках данного раздела определены ключевые события проекта, их даты и результаты, которые получены по состоянию на эти даты. Информация сведена в таблице 4.2.

Таблица 4.2 – Контрольные события проекта

№	Контрольное событие	Дата	Результат (подтверждающий документ)
1	Разработка технического задания	06.02.2017 – 07.02.2017	Приказ о ВКР
1.1	Составление технического задания	07.02.2017 – 08.02.2017	–
2.1	Определение направления исследования	08.02.2017 – 10.02.2017	–
2.2	Анализ и изучение технической литературы	10.02.2017 – 12.03.2017	Список литературы
3.1	Изучение оборудования, используемого при дозиметрии нейтронного пучка.	13.03.2017 – 20.03.2017	–
3.2	Проведение калибровочных замеров на гамма-аппарате.	20.03.2017 – 24.03.2017	–
3.3	Расчет калибровочных поправок.	24.03.2017 – 07.04.2017	Отчет
4.1	Разработка методики дозиметрии нейтронного пучка циклотрона У-120	07.04.2017 – 10.04.2017	Методика
4.2	Проведение дозиметрии нейтронного пучка циклотрона У-120	10.04.2017 – 18.04.2017	–
4.3	Анализ и обработка полученных данных	18.04.2017 – 08.05.2017	Отчет
5.1	Сравнение полученных данных	08.05.2017 – 15.05.2017	Отчет
5.2	Корректировка методики	15.05.2017 – 22.05.2017	–
5.3	Оформление пояснительной записки	20.02.2017 – 31.05.2017	Пояснительная записка
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	01.06.2017 – 10.06.2017	Презентация

### 4.2.3 План проекта

В рамках планирования научного проекта необходимо построить календарный график проекта, представленный в таблице 4.3. Далее с помощью диаграммы Ганта в таблице 4.4 проиллюстрирован календарный план проекта, на котором работы по теме характеризуются датами начала и окончания выполнения данных работ [19].

Таблица 4.3 – Календарный план проекта

Код	Название	Тк, кал. дн.	Дата начала и окончания работ	Состав участников
1	Разработка технического задания	1	06.02.2017 – 07.02.2017	Руководитель
1.1	Составление технического задания	1	07.02.2017 – 08.02.2017	Руководитель
2.1	Определение направления исследования	2	08.02.2017 – 10.02.2017	Руководитель Магистрант
2.2	Анализ и изучение технической литературы	31	10.02.2017 – 12.03.2017	Магистрант
3.1	Изучение оборудования, используемого при дозиметрии нейтронного пучка.	7	13.03.2017 – 20.03.2017	Магистрант
3.2	Проведение калибровочных замеров на гамма-аппарате.	4	20.03.2017 – 24.03.2017	Руководитель Магистрант
3.3	Расчет калибровочных поправок.	14	24.03.2017 – 07.04.2017	Магистрант
4.1	Разработка методики дозиметрии нейтронного пучка циклотрона У-120	3	07.04.2017 – 10.04.2017	Руководитель Магистрант
4.2	Проведение дозиметрии нейтронного пучка циклотрона У-120	8	10.04.2017 – 18.04.2017	Руководитель Магистрант
4.3	Анализ и обработка полученных данных	20	18.04.2017 – 08.05.2017	Магистрант
5.1	Сравнение полученных данных	7	08.05.2017 – 15.05.2017	Магистрант
5.2	Корректировка методики	7	15.05.2017 – 22.05.2017	Магистрант
5.3	Оформление пояснительной записки	100	20.02.2017 – 31.05.2017	Магистрант
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	7	01.06.2017 – 10.06.2017	Руководитель Магистрант

Таблица 4.4 – Календарный план-график в виде диаграммы Ганта

№ работ	Вид работ	Исполнители	$T_{ki}$ , чел. дн.	Продолжительность выполнения работ													
				Фев.		Март			Апр.			Май			Июнь		
				2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	
1	Разработка технического задания	Руководитель	1														
1,1	Составление технического задания	Руководитель	1														
2,1	Определение направления исследования	Руководитель Магистрант	2														
2,2	Анализ и изучение технической литературы	Магистрант	31														
3,1	Изучение оборудования, используемого при дозиметрии.	Магистрант	7														
3,2	Проведение калибровочных замеров на гамма-аппарате.	Руководитель Магистрант	4														
3,3	Расчет калибровочных поправок.	Магистрант	14														
4,1	Разработка методики дозиметрии нейтронного пучка.	Руководитель Магистрант	3														
4,2	Проведение дозиметрии нейтронного пучка циклотрона У-120	Руководитель Магистрант	8														
4,2	Анализ и обработка полученных данных	Магистрант	20														
5,1	Сравнение полученных данных	Магистрант	7														
5,2	Корректировка модели	Магистрант	7														
5,3	Оформление пояснительной записки	Магистрант	100														
5,4	Подготовка к защите диссертационной работы	Руководитель Магистрант	7														

### **4.3 Бюджет научно-технического исследования (НТИ)**

При планировании бюджета НТИ должно быть обеспечено полное и достоверное отражение всех видов расходов, связанных с его выполнением. В процессе формирования бюджета НТИ используется следующая группировка затрат по статьям:

1. Материалы.
2. Затраты на оплату труда работников, непосредственно участвующих в НИОКР.
3. Отчисления во внебюджетные фонды.
4. Спецоборудование для научных и экспериментальных работ.

Статьи 1-4 относятся к прямым затратам, величину прямых затрат, как правило, следует определять прямым счетом, это затраты, связанные непосредственно с выполнением конкретного НТИ. Остальные затраты рассчитываются косвенным способом. Это - затраты на содержание аппарата управления, общетехнических и общехозяйственных служб, они объединяются в статье «Накладные расходы».

#### **4.3.1 Расчет материальных затрат**

Основными затратами в данной исследовательской работе являются затраты на электроэнергию при работе на циклотроне и гамма-аппарате. Результаты расчётов по затратам на материалы приведены в таблице 4.5.

Таблица 4.5 – Материальные затраты

Наименование	Марка, размер	Количество	Цена за единицу, руб.	Сумма, руб.
Электроэнергия, потреблённая дозиметрическим оборудованием	–	180 кВт·ч	5,8	1044
Электроэнергия, потреблённая ускорителем и сопутствующими системами	–	560 кВт·ч	5,8	3248
Электроэнергия, потреблённая персональным компьютером и сопутствующими устройствами	–	140 кВт·ч	5,8	812
Бумага	SvetoCopy	1 пачка	210	210
Ручка	Berlingo	1	45	45
Доступ в интернет	–	4 месяца	350	1400
Всего за материалы				6759
Транспортно-заготовительные расходы				0
Итого:				6759

#### 4.3.2 Расчёт амортизации оборудования для экспериментальных работ

Данная статья включает в себя все затраты, связанные с приобретением специального оборудования, необходимого для проведения работ по тематике диссертации.

В данной диссертационной работе к спецоборудованию, необходимому для проведения экспериментальных работ, относятся: циклический ускоритель Р-7М (У-120) в НИИ ядерной физики при ТПУ, который был собран сотрудниками института и его ориентировочная стоимость составляет 105 000000 рублей при назначенном сроке службы – 50 лет, гамма-аппарат «Theratron Equinox» в НИИ онкологии г.Томск, его ориентировочная

стоимость составляет 85 000000 рублей при назначенном производителем сроке службы – 30 лет, клинический дозиметр 27012 – 102 000 руб – 50 лет, ионизационная камера 70110 – 105 000 руб – 30 лет, полиэтиленовая ионизационная камера – 108 000 руб – 20 лет, матричный дозиметр MatriXX – 785 000 руб – 15 лет.

Затраты на амортизацию оборудования рассчитываются по формуле:

$$C_{\text{аморт}} = C_{\text{об}}/T, \quad (4.2)$$

где  $C_{\text{об}}$  – стоимость оборудования в рублях;

$T$  – срок службы, в количестве дней.

Данные о количестве дней, в течение которых использовалось оборудование и затраты на амортизацию представлены в таблице 4.6.

Таблица 4.6 – Затраты на амортизацию

	циклотрон У-120	Гамма- аппарат	Дозиметр 27012	камера 70110	п/э- камера	дозиметр MatriXX
Стоимость, рублей	105000000	85000000	102000	105000	108000	785000
Срок службы, лет	50	30	50	30	20	15
Стоимость 1 дня работы, рублей	5753,5	7762,3	5,5	9,5	14,8	143,3
Время использования, дней	14	7	40	40	40	14
Затраты на амортизацию, рублей	80547,9	54337,8	223,5	383,5	591,8	2007,3
Суммарные затраты, рубли	137708,5					

Таким образом, затраты на оборудование:

$$C_{\text{аморт.общ}} = 137708,5 \text{ рублей}$$

### 4.3.3 Затраты на оплату труда исполнителей НТИ

Статья включает основную заработную плату работников, непосредственно занятых выполнением НТИ, (включая премии, доплаты) и дополнительную заработную плату [20].

$$C_{зп} = Z_{осн} + Z_{доп}, \quad (4.3)$$

где  $Z_{осн}$  – основная заработная плата;

$Z_{доп}$  – дополнительная заработная плата.

Основная заработная плата научного руководителя рассчитывается на основании отраслевой оплаты труда. Отраслевая система оплаты труда в ТПУ предполагает следующий состав заработной платы:

1. оклад – определяется предприятием. В ТПУ оклады распределены в соответствии с занимаемыми должностями, например, ассистент, ст. преподаватель, доцент, профессор.

2. стимулирующие выплаты – устанавливаются руководителем подразделений за эффективный труд, выполнение дополнительных обязанностей и т.д.

Дополнительная заработная плата включает оплату за непроработанное время (очередной и учебный отпуск, выполнение государственных обязанностей, выплата вознаграждений за выслугу лет и т.п.) и рассчитывается исходя из основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении работ:

$$Z_{доп} = K_{доп} \cdot Z_{осн}, \quad (4.4)$$

где  $Z_{доп}$  – дополнительная заработная плата в рублях;

$K_{доп}$  – коэффициент дополнительной зарплаты;

$Z_{осн}$  – основная заработная плата в рублях.

Основная заработная плата руководителя рассчитывается по формуле:

$$Z_{осн} = Z_{дн} \cdot T_{раб}, \quad (4.5)$$

где  $Z_{осн}$  – основная заработная плата одного работника;



$T_{\text{раб}}$  – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником в рабочих днях;

$Z_{\text{дн}}$  – среднедневная заработная плата работника в рублях.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{М}} \cdot \text{М}}{F_{\text{д}}}, \quad (4.6)$$

где  $Z_{\text{М}}$  – месячный должностной оклад работника, руб.;

$\text{М}$  – количество месяцев работы без отпуска в течение года;

$F_{\text{д}}$  – действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала (в рабочих днях).

Количество месяцев работы без отпуска в течение года рассчитывается следующим образом: при отпуске в 28 рабочих дней  $\text{М} = 11$  месяцев, 5-дневная неделя.

Основная заработная плата руководителя за период проведения работ (8 рабочих дней) равна:

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{М}} \cdot \text{М}}{F_{\text{д}}} = \frac{26300 \cdot 11}{249} = 1161,8 \text{ руб./день}.$$

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}} = 1161,8 \cdot 9 = 10456,6 \text{ руб.}$$

$$Z_{\text{доп}} = K_{\text{доп}} \cdot Z_{\text{осн}} = 0,50 \cdot 10456,6 = 5228,3 \text{ руб.}$$

$$C_{\text{зп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}} = 10456,6 + 5228,3 = 15684,9 \text{ руб.}$$

Заработная плата магистра состоит из стипендии. Магистр, выполнивший данную работу, получает стипендию в размере 2275 руб.

Заработная плата составит:

$$C = 2275 \cdot 4 = 9100 \text{ руб}$$

#### 4.3.4 Отчисления во внебюджетные фонды

Размер отчислений во внебюджетные фонды в 2017 составляет 32% от суммы затрат на оплату труда работников, непосредственно занятых выполнением НИОКР [21].

$$C_{\text{внеб}} = K_{\text{внеб}} \cdot (Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}), \quad (4.7)$$

где  $K_{\text{внеб}}$  – коэффициент отчислений в социальные фонды.

$$C_{\text{внеб}} = 0,32 \cdot 15684,9 = 5019,2 \text{ руб.}$$

#### 4.4 Формирование бюджета затрат научно-технического исследования (НТИ)

Рассчитанная величина затрат научно-исследовательской работы является основой для формирования бюджета затрат проекта. Определение бюджета затрат на научно-исследовательский проект по каждому варианту исполнения приведен в таблице 4.7 [22].

Таблица 4.7– Расчет бюджета затрат НТИ

Наименование статьи	Стоимость затрат, в рублях (руководитель+магистр)
1. Материальные затраты НТИ	6759
2. Затраты на амортизацию	137708,5
3. Затраты по основной заработной плате исполнителей темы	10456,6
4. Затраты по дополнительной заработной плате исполнителей темы	5228,3
5. Затраты по заработной плате магистранта	9100
6. Отчисления во внебюджетные фонды	5019,2
7. Бюджет затрат НТИ	174271,1

В ходе выполнения экономической части ВКР были проведены расчеты плановой себестоимости проведения НТИ и времени, необходимого на

проведение ВКР. Плановая себестоимость работы составляет 176934,8 рублей, значительная часть которой – затраты на амортизацию.

#### 4.5 Организационная структура проекта

Организационная структура проекта — наиболее соответствующая проекту временная организационная структура, включающая всех его участников и создаваемая для успешного достижения целей проекта.

Разработка организационной структуры проекта включает:

- идентификацию всех организационных единиц;
- определение ролей участников проекта и их взаимодействия,
- определение ответственности и полномочий;
- распределение ответственности и полномочий между организационными единицами структуры;
- разработку инструкций, регламентирующих взаимодействия в структуре и рабочие процедуры.

Организационная структура проекта является динамической структурой, которая претерпевает изменения в процессе осуществления проекта. Эти изменения зависят от фаз жизненного цикла проекта, типов, используемых в проекте контрактов, и других условий выполнения проекта. Организационная структура данного проекта представлена на рисунке 4.2.



Рисунок 4.2 –Иерархическая структура работ

## 4.6 Матрица ответственности

Матрица ответственности определяет степень ответственности каждого члена проекта за ту или иную задачу, если он имеет к ней некоторое отношение [22]. Ответственный (О)– лицо, отвечающее за реализацию этапа проекта и контролирующее его ход. Исполнитель (И) – лицо (лица), выполняющие работы в рамках этапа проекта. Утверждающее лицо (У) – лицо, осуществляющее утверждение результатов этапа проекта (если этап предусматривает утверждение). Согласующее лицо (С) – лицо, осуществляющее анализ результатов проекта и участвующее в принятии решения о соответствии результатов этапа требованиям [23].

Таблица 4.8 – Матрица ответственности

Этапы исследования	Научный руководитель	Консультант Англ.яз.	Консультант менеджмент	Консультант Соц.отв-ть.	Магистрант
Сбор и изучение научно-технической литературы	О				И
Изучение оборудования и программного обеспечения	О				И
Проведение калибровочных работ	О				И
Анализ и обработка полученных результатов	О				И
Разработка метода дозиметрии нейтронного пучка	О				И
Проведение дозиметрических измерений	О				И
Анализ и обработка полученных результатов	О				И
Оценка ресурсоэффективности и ресурсосбережения			С		И
Раздел социальной ответственности				С	И
Перевод раздела на английский язык		С			И
Оформление пояснительной записки и презентации	С				И

#### 4.7 Определение ресурсной эффективности исследования

Интегральный показатель ресурсоэффективности вариантов исполнения объекта исследования можно определить следующим образом:

$$I_{pi} = \sum a_i \cdot b_i, \quad (4.8)$$

где  $I_{pi}$  – интегральный показатель ресурсоэффективности для  $i$ -го варианта исполнения разработки;

$a_i$  – весовой коэффициент  $i$ -го варианта исполнения разработки;

$b_i^a, b_i^b$  – бальная оценка  $i$ -го варианта исполнения разработки, устанавливается экспертным путем по выбранной шкале оценивания;

$n$  – число параметров сравнения.

Вариант исполнения дозиметрической системы на основе ГЭМ более удобен в эксплуатации, обладает высокой помехоустойчивостью и позволяет с высокой точностью проводить дозиметрию, однако стоимость такого оборудования крайне высока. Полупроводниковые детекторы так же эффективны, однако несколько дешевле. Система с использованием двух ионизационных камер позволяет с достаточной точностью проводить дозиметрию, однако на выполнение процедуры требуется большее время. Основным преимуществом данного метода является более низкая стоимость оборудования. Все системы в равной степени надёжны и в одинаковой мере способствуют производительности труда, однако, как уже было упомянуто выше, при использовании дозиметрической системы на базе ионизационных камер на проведение дозиметрии требуется большее время. Расчет интегрального показателя ресурсоэффективности данного исследования представлен в форме таблицы 4.9.

Таблица 4.9 – Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

Критерии \ ПО	Весовой коэффициент параметра	Текущий проект	Аналог 1	Аналог 2
1. Способствует росту производительности труда пользователя	0,1	4	5	5
2. Удобство в эксплуатации (соответствует требованиям потребителей)	0,2	4	4	5
3. Помехоустойчивость	0,2	4	4	5
4. Энергосбережение	0,1	5	4	3
5. Надежность	0,2	5	5	5
6. Материалоемкость	0,2	5	4	3
ИТОГО	1	4,5	4,3	4,4

Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$I_{\Phi}^p = \frac{\Phi_i}{\Phi_{max}}, \quad (4.9)$$

где  $\Phi_i$  – стоимость  $i$ -го варианта исполнения;  $\Phi_{max}$  – максимальная стоимость исполнения научно-исследовательского проекта (в т.ч. аналоги).

$$I_{\Phi}^p = \frac{\Phi_p}{\Phi_{max}} = \frac{174271,1}{535000} = 0,33;$$

$$I_{\Phi}^{a1} = \frac{\Phi_{a1}}{\Phi_{max}} = \frac{315500}{535000} = 0,59;$$

$$I_{\Phi}^{a2} = \frac{\Phi_{a2}}{\Phi_{max}} = \frac{535000}{535000} = 1.$$

Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки ( $I_{\Phiинр}^p$ ) и аналога ( $I_{\Phiинр}^a$ ) определяется на основании интегрального

показателя ресурсоэффективности и интегрального финансового показателя по формуле:

$$I_{\text{финр}}^p = \frac{I_m^p}{I_{\phi}^p}, \quad I_{\text{финр}}^a = \frac{I_m^a}{I_{\phi}^a} \quad (4.10)$$

$$I_{\text{финр}}^p = \frac{4,5}{0,33} = 13,6;$$

$$I_{\text{финр}}^{a1} = \frac{4,3}{0,59} = 7,3;$$

$$I_{\text{финр}}^{a2} = \frac{4,4}{1} = 4,4$$

Сравнение интегрального показателя эффективности текущего проекта и аналогов позволит определить сравнительную эффективность проекта.

Сравнительная эффективность проекта:

$$\mathcal{E}_{\text{ср}} = \frac{I_{\text{финр}}^p}{I_m^p}, \quad (4.11)$$

Таблица 4.10 – Сравнительная эффективность анализа

№ п/п	Показатели	Аналог 1	Аналог 2	Разработка
1	Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки и аналогов	4,3	4,4	4,5
2	Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки и аналога	7,3	4,4	13,6
3	Сравнительная эффективность вариантов исполнения	1,71	1	3,03

На основе расчета интегрального показателя с определением двух средневзвешенных величин: финансовой эффективности и ресурсоэффективности научного исследования можно заключить что, сравнительная оценка текущего проекта выше других аналогов.

Таким образом, итоговая себестоимость НИР составила 186034,8 рублей, время, необходимое для выполнения работы, составило 88 календарных дней.

## **5. Социальная ответственность**

В современных условиях одним из основных направлений коренного улучшения всей профилактической работы по снижению производственного травматизма и профессиональной заболеваемости является повсеместное внедрение комплексной системы управления охраной труда, то есть путем объединения разрозненных мероприятий в единую систему целенаправленных действий на всех уровнях и стадиях производственного процесса.

Охрана труда – это система законодательных, социально-экономических, организационных, технологических, гигиенических и лечебно-профилактических мероприятий и средств, обеспечивающих безопасность, сохранение здоровья и работоспособности человека в процессе труда [23].

Правила по охране труда и техники безопасности вводятся в целях предупреждения несчастных случаев, обеспечения безопасных условий труда работающих и являются обязательными для исполнения рабочими, руководителями, инженерно-техническими работниками.

Опасным производственным фактором, согласно [23], называется такой производственный фактор, воздействие которого в определенных условиях приводят к травме или другому внезапному, резкому ухудшению здоровья.

Вредным производственным фактором называется такой производственный фактор, воздействие которого на работающего, в определенных условиях, приводит к заболеванию или снижению трудоспособности.

### **5.1 Анализ опасных и вредных факторов**

Производственные условия на рабочем месте характеризуются наличием опасных и вредных факторов [23], которые классифицируются по группам элементов: физические, химические, биологические, психофизиологические.

Производственные условия на рабочем месте характеризуются наличием опасных и вредных факторов, которые классифицируются по группам



элементов: физические, химические, биологические, психофизиологические.

На инженера, работа которого связана с работой на компьютере, воздействуют следующие факторы:

– физические:

- а) температура и влажность воздуха;
- б) шум;
- в) статическое электричество;
- г) электромагнитное поле низкой частоты;
- д) освещённость;
- е) наличие излучения;

– психофизиологические.

Психофизиологические опасные и вредные производственные факторы, делятся на: физические перегрузки (статические, динамические) и нервно-психические перегрузки (умственное перенапряжение, монотонность труда, эмоциональные перегрузки) [26].

Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы представлены в таблице 5.1.

Таблица 5.1 – Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы

Наименование видов работ и параметров производственного процесса	ФАКТОРЫ ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
Экспериментальные исследования на циклотроне У-120 ТПУ, в НИИ ядерной физики при ТПУ на гамма аппарате «Theratron» Обработка данных на ПК.	Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне		Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). СП 2.6.1.2523-09.
		Электрический ток	ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность

## Продолжение таблицы 5.1

	Воздействие радиации (ВЧ, УВЧ, СВЧ и т.д.)		СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. «Гигиенические требования к ПЭВМ и организация работы»
		Пожароопасность	ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации.

## 5.2 Мероприятия по обеспечению безопасности

### 5.2.1 Организационные мероприятия

Весь персонал обязан знать и строго соблюдать правила техники безопасности. Обучение персонала технике безопасности и производственной санитарии состоит из вводного инструктажа и инструктажа на рабочем месте ответственным лицом.

Проверка знаний правил техники безопасности проводится квалификационной комиссией после обучения на рабочем месте. Проверяемому, присваивается соответствующая его знаниям и опыту работы квалификационная группа по технике безопасности и выдается специальная удостоверение.

Лица, обслуживающие электроустановки не должны иметь увечий и болезней, мешающих производственной работе. Состояние здоровья устанавливается медицинским освидетельствованием.

## 5.2.2 Технические мероприятия

Рациональная планировка рабочего места предусматривает четкий порядок и постоянство размещения предметов, средств труда и документации. То, что требуется для выполнения работ чаще должно располагаться в зоне легкой досягаемости рабочего пространства, как показано на рисунке 5.1.

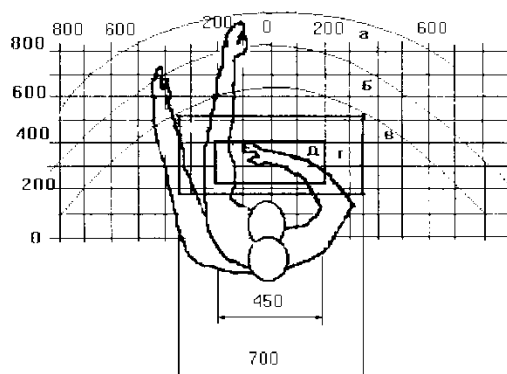


Рисунок 5.1 – Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости

На рисунке 5.1 представлены зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости:

- а – зона максимальной досягаемости рук;
- б – зона досягаемости пальцев при вытянутой руке;
- в – зона легкой досягаемости ладони;
- г – оптимальное пространство для грубой ручной работы;
- д – оптимальное пространство для тонкой ручной работы.

Оптимальное размещение предметов труда и документации в зонах досягаемости рук: дисплей размещается в зоне а (в центре); клавиатура – в зоне г/д; системный блок размещается в зоне б (слева); принтер находится в зоне а (справа); документация: в зоне легкой досягаемости ладони – в (слева) – литература и документация, необходимая при работе; в выдвижных ящиках стола – литература, не используемая постоянно.

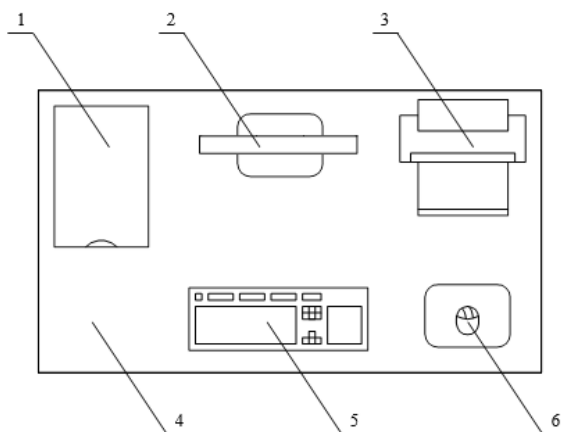


Рисунок 5.2 – Размещение основных и периферийных составляющих ПК

1 – сканер, 2 – монитор, 3 – принтер, 4 – поверхность рабочего стола,  
5 – клавиатура, 6 – манипулятор типа «мышь»

На рисунке 5.2 показан пример размещения основных и периферийных составляющих ПК на рабочем столе программиста.

Для комфортной работы стол должен удовлетворять следующим условиям:

- высота стола должна быть выбрана с учетом возможности сидеть свободно, в удобной позе, при необходимости опираясь на подлокотники;
- нижняя часть стола должна быть сконструирована так, чтобы программист мог удобно сидеть, не был вынужден поджимать ноги;
- поверхность стола должна обладать свойствами, исключающими появление бликов в поле зрения программиста;
- конструкция стола должна предусматривать наличие выдвижных ящиков (не менее 3 для хранения документации, листингов, канцелярских принадлежностей).
- высота рабочей поверхности рекомендуется в пределах 680-760 мм. Высота поверхности, на которую устанавливается клавиатура, должна быть около 650 мм.

Большое значение придается характеристикам рабочего кресла. Так, рекомендуемая высота сиденья над уровнем пола находится в пределах 420-550

мм. Поверхность сиденья мягкая, передний край закругленный, а угол наклона спинки – регулируемый.

Необходимо предусматривать при проектировании возможность различного размещения документов: сбоку от видеотерминала, между монитором и клавиатурой и т.п. Кроме того, в случаях, когда видеотерминал имеет низкое качество изображения, например заметны мелькания, расстояние от глаз до экрана делают больше (около 700 мм), чем расстояние от глаза до документа (300-450 мм). Вообще при высоком качестве изображения на видеотерминале расстояние от глаз пользователя до экрана, документа и клавиатуры может быть равным.

Положение экрана определяется:

- расстоянием считывания (0,6-0,7 м);
- углом считывания, направлением взгляда на  $20^\circ$  ниже горизонтали к центру экрана, причем экран перпендикулярен этому направлению.

Должна также предусматриваться возможность регулирования экрана:

- по высоте +3 см;
- по наклону от  $-10^\circ$  до  $+20^\circ$  относительно вертикали;
- в левом и правом направлениях.

Большое значение также придается правильной рабочей позе пользователя. При неудобной рабочей позе могут появиться боли в мышцах, суставах и сухожилиях. Требования к рабочей позе пользователя видеотерминала следующие:

- голова не должна быть наклонена более чем на  $20^\circ$ ,
- плечи должны быть расслаблены,
- локти – под углом  $80^\circ$ - $100^\circ$ ,
- предплечья и кисти рук – в горизонтальном положении.

Причина неправильной позы пользователей обусловлена следующими факторами: нет хорошей подставки для документов, клавиатура находится

слишком высоко, а документы – низко, некуда положить руки и кисти, недостаточно пространство для ног.

В целях преодоления указанных недостатков даются общие рекомендации: лучше передвижная клавиатура; должны быть предусмотрены специальные приспособления для регулирования высоты стола, клавиатуры и экрана, а также подставка для рук.

Существенное значение для производительной и качественной работы на компьютере имеют размеры знаков, плотность их размещения, контраст и соотношение яркостей символов и фона экрана. Если расстояние от глаз оператора до экрана дисплея составляет 60-80 см, то высота знака должна быть не менее 3мм, оптимальное соотношение ширины и высоты знака составляет 3:4, а расстояние между знаками 15-20 % их высоты. Соотношение яркости фона экрана и символов – от 1:2 до 1:15.

Во время пользования компьютером медики советуют устанавливать монитор на расстоянии 50-60 см от глаз. Специалисты также считают, что верхняя часть видеодисплея должна быть на уровне глаз или чуть ниже. Когда человек смотрит прямо перед собой, его глаза открываются шире, чем когда он смотрит вниз. За счет этого площадь обзора значительно увеличивается, вызывая обезвоживание глаз. К тому же если экран установлен высоко, а глаза широко открыты, нарушается функция моргания. Это значит, что глаза не закрываются полностью, не омываются слезной жидкостью, не получают достаточного увлажнения, что приводит к их быстрой утомляемости.

Создание благоприятных условий труда и правильное эстетическое оформление рабочих мест на производстве имеет большое значение, как для облегчения труда, так и для повышения его привлекательности, положительно влияющей на производительность труда.

### 5.2.3 Условия безопасной работы

Основные параметры, характеризующие условия труда это:

- микроклимат;
- шум;
- вибрация;
- электромагнитное поле;
- излучение;
- освещённость.

Воздух рабочей зоны (микроклимат) производственных помещений определяют следующие параметры: температура, относительная влажность, скорость движения воздуха. Оптимальные и допустимые значения характеристик микроклимата устанавливаются в соответствии с [24] и приведены в таблице 5.2.

Таблица 5.2 – Оптимальные и допустимые параметры микроклимата

Период года	Температура, °С	Относительная влажность, %	Скорость движения воздуха, м/с
Холодный и переходный	23...25	40-60	0,1
Тёплый	23...25	40	0,1

К мероприятиям по оздоровлению воздушной среды в производственном помещении относятся: правильная организация вентиляции и кондиционирования воздуха, отопление помещений. Вентиляция может осуществляться естественным и механическим путём. В помещение должны подаваться следующие объёмы наружного воздуха: при объёме помещения до 20 м<sup>3</sup> на человека - не менее 30 м<sup>3</sup> в час на человека; при объёме помещения более 40 м<sup>3</sup> на человека и отсутствии выделения вредных веществ допускается естественная вентиляция.

Система отопления должна обеспечивать достаточное, постоянное и равномерное нагревание воздуха. В помещениях с повышенными требованиями к чистоте воздуха должно использоваться водяное отопление. Параметры

микроклимата в используемой лаборатории регулируются системой центрального отопления, и имеют следующие значения: влажность – 40%, скорость движения воздуха – 0,1 м/с, температура летом – 20 – 25 °С, зимой – 13 – 15 °С. В лаборатории осуществляется естественная вентиляция. Воздух поступает и удаляется через щели, окна, двери. Основным недостатком такой вентиляции в том, что приточный воздух поступает в помещение без предварительной очистки и нагревания.

Шум и вибрация ухудшают условия труда, оказывают вредное воздействие на организм человека, а именно, на органы слуха и на весь организм через центральную нервную систему. В результате этого ослабляется внимание, ухудшается память, снижается реакция, увеличивается число ошибок при работе. Шум может создаваться работающим оборудованием, установками кондиционирования воздуха, осветительными приборами дневного света, а также проникать извне. При выполнении работы на ПЭВМ уровень шума на рабочем месте не должен превышать 50 дБ.

Экран и системные блоки производят электромагнитное излучение. Основная его часть исходит от системного блока и видеокабеля. Согласно [25], напряженность электромагнитного поля на расстоянии 50 см вокруг экрана по электрической составляющей должна быть не более:

- в диапазоне частот 5Гц-2кГц - 25В/м;
- в диапазоне частот 2кГц-400кГц - 2,5В/м.

Плотность магнитного потока должна быть не более:

- в диапазоне частот 5Гц-2кГц - 250нТл;
- в диапазоне частот 2кГц-400кГц - 25нТл.

Существуют следующие способы защиты от ЭМП:

- увеличение расстояния от источника (экран должен находиться на расстоянии не менее 50 см от пользователя);
- применение приэкранных фильтров, специальных экранов и других средств индивидуальной защиты.

При работе с компьютером источником ионизирующего излучения



является дисплей. Под влиянием ионизирующего излучения в организме может происходить нарушение нормальной свертываемости крови, увеличение хрупкости кровеносных сосудов, снижение иммунитета и др. Доза облучения при расстоянии до дисплея 20 см составляет 50мкР/час. По нормам [25] конструкция ЭВМ должна обеспечивать мощность экспозиционной дозы рентгеновского излучения в любой точке на расстоянии 0,05м от экрана не 100 мкР/час.

### **5.3 Радиационная безопасность**

Все работы с радиоактивными веществами и излучающими установками должны быть организованы таким образом, чтобы обеспечивалась радиационная безопасность персонала и населения, а также охрана окружающей среды от радиоактивного загрязнения.

Руководящим документом по радиационной безопасности при организации работ с источниками ионизирующих излучений являются “Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ – 99/2010)” [26].

Степень воздействия ионизирующих излучений на организм человека зависит от дозы излучения, ее мощности, плотности ионизации излучения, вида облучения, продолжительности воздействия, индивидуальной чувствительности, физиологического состояния организма и др. Под влиянием ионизирующих излучений в живой ткани, как и в любой среде, поглощается энергия и возникают возбуждение и ионизация атомов облучаемого вещества. В результате возникают первичные физико-химические процессы в молекулах живых клеток и окружающего их субстрата и как следствие - нарушение функций целого организма. Первичные эффекты на клеточном уровне проявляются в виде расщепления молекулы белка, окисления их радикалами  $\text{OH}^-$  и  $\text{H}^+$ , разрыва наименее прочных связей, а также повреждения механизма митоза и хромосомного аппарата, блокирования процессов обновления и

дифференцировки клеток.

Облучение организма может быть внешним, когда источник излучения находится вне организма, и внутренним- при попадании радиоактивного вещества (радионуклидов) внутрь организма через пищеварительный тракт, органы дыхания и через кожу. При внешнем облучении наиболее опасными являются гамма-, нейтронное и рентгеновское излучение. Альфа- и бета-частицы из-за их незначительной проникающей способности вызывают в основном кожные поражения.

Соматические эффекты проявляются в виде острой или хронической лучевой болезни всего организма, а также в виде локальных лучевых повреждений.

Сомато-стохастические эффекты проявляются в виде сокращения продолжительности жизни, злокачественные изменения кровообразующих клеток (лейкозы), опухоли различных органов и клеток. Это отдаленные последствия.

Генетические эффекты проявляются в последующих поколениях в виде генных мутаций как результат действия облучения на половые клетки при уровнях дозы, не опасных данному индивиду.

Острая лучевая болезнь характеризуется цикличностью протекания со следующими периодами:

- Период первичной реакции;
- Скрытый период;
- Период формирования болезни;
- Восстановительный период;
- Период отдаленных последствий и исходов заболевания.

Хроническая лучевая болезнь формируется постепенно при длительном и систематическом облучении дозами, превышающими допустимые при внешнем и внутреннем облучении. Хроническая болезнь может быть легкой (I степень), средней (II степень) и тяжелой (III степень).

Первая степень лучевой болезни проявляется в виде незначительной

головной боли, вялости, слабости, нарушения сна и аппетита и др.

Вторая ступень характеризуется усилением указанных симптомов и нервно-регуляторных нарушений с появлением функциональной недостаточности пищеварительных желез, сердечно-сосудистой и нервной систем, нарушением некоторых обменных процессов, стойкой лейко- и тромбоцитопенией.

При тяжелой степени, кроме того, развивается анемия, появляется резкая лейко- и тромбопения, возникают атрофические процессы в слизистой желудочно-кишечного тракта и др. (изменения в центральной нервной системе, выпадение волос).

Отдаленные последствия лучевой болезни проявляются в повышенной предрасположенности организма к злокачественным опухолям и болезням кроветворной системы.

Для проведения экспериментальной части работы (изучения характеристик нейтронного пучка) использовался циклотрон У-120, который представляет высокую радиационную опасность. Циклотрон является циклическим ускорителем заряженных частиц.

Существует большое число ядерных реакций, в которых на циклотроне могут быть получены быстрые нейтроны. В нашем случае для этой цели используется реакция  ${}^9\text{Be} ({}^2\text{d} \text{ } ^1_0\text{n}) {}^{10}\text{B}$ , дающая наибольший выход нейтронов.

Вышеуказанный ускоритель относится к закрытым источникам излучения, так как его конструкция исключает попадание радиоактивных веществ в окружающую среду.

### **5.3.1 Закрытые источники излучения**

Основным требованием к обеспечению радиационной безопасности при работе с закрытыми источниками является сооружение защит для снижения внешних потоков излучения на рабочем месте и в соседних комнатах до допустимых уровней [26].

К работе на ускорителе допускаются лица не моложе 18 лет, не имеющие медицинских противопоказаний, отнесенные к категории персонала группы А или персонал группы Б в сопровождении персонала группы А, прошедшие обучение по правилам работы на ускорителе и по радиационной безопасности, прошедшие инструктаж по радиационной безопасности.

Женщины должны освобождаться от работы на ускорителе, связанной с воздействием ионизирующих излучений, на весь период беременности и грудного вскармливания ребенка.

При работе ускорителя основными факторами радиационной опасности является:

1. генерируемый мишенью пучок нейтронов;
2. вторичное излучение (ядра отдачи, гамма-кванты, электроны), возникающее при взаимодействии ускоренных частиц с окружающей средой;
3. нефиксированное радиоактивное загрязнение окружающей среды в рабочей камере ускорителя (помещения ускорителя), возникающее в результате активации пыли, металлов, испарения активированных материалов мишени и узлов ускорителя под действием пучка частиц, проведения радиационных процессов и т.д.
4. радиоактивные газы и аэрозоли, образующиеся при облучении компонентов воздуха и веществ, поступающих в него из облучаемых объектов, а также из активируемой воды, охлаждающей узлы ускорителя;

Работа с источниками излучения закрытого типа предусматривает следующие положения:

- В нерабочем положении все источники должны находиться в защитных устройствах, а ускорители и генераторы должны быть обесточены;
- Пульт управления установкой должен быть размещен в смежном помещении и входная дверь в помещении, где находится аппарат, должна блокироваться с механизмом перемещения источника или с включением высокого напряжения так, чтобы исключить возможность случайного облучения персонала;

- Должна быть установлена сигнализация;
- Если мощность эквивалентной дозы на расстоянии 1 м от источника не превышает 3 мЗв/час, то специального требования к помещению и размещению установки не предъявляется. Если мощность эквивалентной дозы превышает 3 мЗв/час, то для размещения установок выделяют отдельные помещения;
- При работе с закрытыми источниками излучения не предъявляется специального требования к отделке помещения, так как на них не попадают радиоактивные вещества;
- соблюдение мер личной гигиены.

Работа с вышеуказанными источниками излучения носила нерегулярный характер. Для калибровки ионизационных камер на гамма-аппарате «Theratron» понадобилось в среднем 1,5 часа, а для проведения экспериментов на циклотроне У-120 – 5.5 часа. В общей сложности, время работы с источниками излучения составило 7 часа. Все вышеперечисленные требования при работе с циклотроном У-120 и установкой «Theratron» строго выполнялись. Контроль уровня радиации осуществлялся дозиметрическими приборами с автоматическими звуковыми и световыми сигнализирующими устройствами. Персонал был обеспечен индивидуальными дозиметрами.

Теперь рассмотрим радиационную безопасность при проведении дистанционной нейтронной терапии и радиобиологических исследований. Для этого разработан специальный медико-биологический комплекс, расположенный в отдельном блоке здания, непосредственно примыкающего к залу циклотрона, и состоит из процедурного помещения для проведения лучевой терапии, врачебной комнаты для подготовки больных к облучению, пультовой, помещения для дозиметрического контроля. Процедурная комната снабжена приточно-вытяжной вентиляцией, которая обеспечивает пятикратный обмен воздуха. Дверь снабжена блокирующим устройством, соединенным с пультом управления и световым табло.

В настоящее время в терапии используется горизонтальный пучок нейтронов. Пучок нейтронов формируется с помощью специального

разработанного коллимирующего устройства. Мощность дозы в центре пучка составляет около 0,16 Гр/мин, а за границей коллиматора мощность дозы уменьшается в 100 раз.

В результате того, что бериллиевая мишень размещена в бетонной защитной стенке, разделяющей зал циклотрона и процедурное помещение, фон от нейтронного излучения значительно ослаблен.

Для замедления быстрых нейтронов, снижения фона и наведенной активности противоположная коллиматору стена из железобетона процедурной комнате выложена блоками из материала «нейтроностоп».

После проведения сеанса терапии обеспечивается защита временем, т.е. снижения потока излучения до допустимых уровней за определенный промежуток времени.

Во время работы ускорителя на пульте управления и над входом в рабочую камеру в обязательном порядке горят предупреждающие световые сигналы.

### **5.3.2 Оценка радиационной обстановки в процедурной комнате**

При проведении нейтронной терапии на циклотроне У-120 тщательно подбирается дозовый курс на очаг опухоли, но в процессе работы ускорителя и после его остановки в процедурной комнате происходит превышение естественного фонового значения. Вследствие этого пациент и обслуживающий медицинский персонал могут подвергаться облучению всего организма.

Рассмотрение этих вопросов, позволит дать более детальную оценку влияния полученной дозы пациентом, помимо очаговой дозы, которую он получает в процессе проведения курса нейтронной терапии, а так же оценить опасность для медицинского персонала.

Общий вид медико-биологического комплекса для проведения нейтронной терапии представлен на рисунке 5.3 [2].

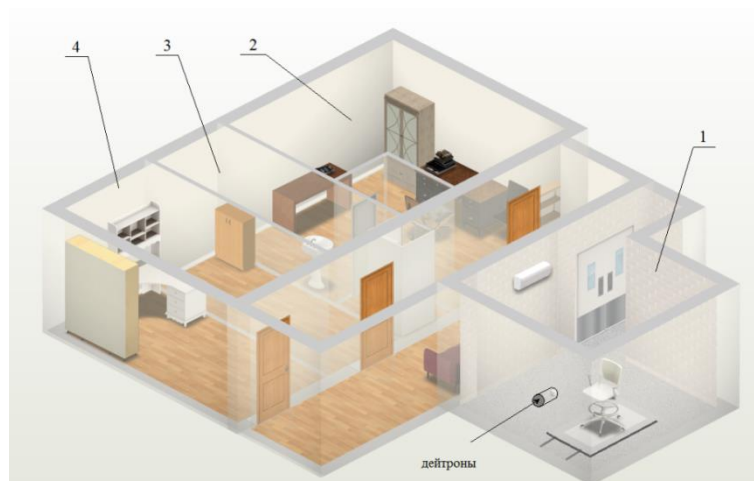


Рисунок 5.3 – Схема медико-биологического комплекса: 1 – процедурная; 2 – помещение для врачей; 3 – пультовая нейтронного канала; 4 – комната радиобиологических исследований

При работе ускорителя, взаимодействие первичного, вторичного и рассеянного излучения с элементами воздуха приводит к образованию в нем радионуклидов. Радиоактивность воздуха в помещении ускорителя и в тех помещениях, куда выводятся пучки ускоренных частиц, обусловлена взаимодействием ионизирующих частиц с двумя компонентами воздуха: газовой и аэрозольной-дисперсной системой любых мелких твердых и (или) жидких частиц, находящихся в воздухе во взвешенном состоянии. Поэтому в систему защитных мероприятий входит принудительная система вентиляции [26].

При проведении сеанса лучевой терапии основное внимание уделяется дозе, полученной в очаге облучения, но как показали исследования, при проведении нейтронной терапии, у онкологических больных проявляются стохастические канцерогенные эффекты, а именно изменение состава крови. Поэтому, в задачу дозиметрии необходимо включить исследование радиационной обстановки в процедурной комнате в процессе проведения сеанса нейтронной терапии, чтобы оценить дозу, получаемую пациентом всем организмом в сравнении с очаговой дозой.

Эксперимент по измерению поглощенных доз нейтронов на циклотроне У-120, в зависимости от расстояния нахождения ионизационной камеры от коллиматора, был проведен следующим образом: ионизационная камера 70110, подключенная к дозиметру 27012, устанавливалась на указанное расстояние, после того, как на дозиметре-мониторе набиралось значение  $100 \cdot 10^{-3}$  усл.ед., фиксировалось значение клинического дозиметра 27012. Измерения проводились в режиме набора доз, центр нейтронного поля размером  $6 \times 8 \text{ см}^2$ . Результаты представлены в таблице 5.3.

Таблица 5.3 – Зависимость дозы от расстояния от детектора до торца коллиматора

$r$ , см	100	90	80	70	60	50	40	30	20	10
$D_m$ , усл.ед	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
$D$ , мР	240	259	285	314	348	388	430	499	592	739
$D$ , мЗв	2,4	5,59	2,85	3,14	3,48	3,88	4,30	4,99	5,92	7,39

На расстоянии 10 сантиметров от коллиматора максимальное значение дозы достигает 7,3 мЗв на каждые 100 мониторных единиц. При проведении систематического облучения дозами, которые не вызывают лучевую болезнь, но заметно выше предельно допустимых доз, может развиваться хроническая лучевая болезнь. Наиболее характерным её проявлением являются изменения в составе крови – уменьшение лейкоцитов, анемия.

При взаимодействии излучения с конструкционными и защитными материалами, воздухом и водой происходит активация этих веществ, что приводит к становлению их источниками нейтронов, альфа, бета и гамма-излучений. Мощность дозы от наведенной радиоактивности может превосходить допустимую мощность дозы (ДМД). Наиболее существенный



вклад в образование радионуклидов дают нейтроны, протоны и тормозное излучение. Вклад от остальных частиц мал. Следует иметь в виду, что нейтроны способны образовывать радиоактивные ядра во всем диапазоне энергий. Энергия других частиц должна превышать пороговую энергию реакции, как правило, 5 – 6 МэВ. Величина наведенной активности зависит от плотности потока частиц, времени облучения, периода полураспада образующегося радионуклида и концентрации его атомов.

Для оценки радиационной обстановки ранее были произведены замеры доз дозиметром ДКС-1211 в процедурной комнате после остановки ускорителя в месте расположения кресла больного, где обслуживающий медицинский персонал может подвергаться наибольшей радиационной нагрузке во время укладки пациента [2]:

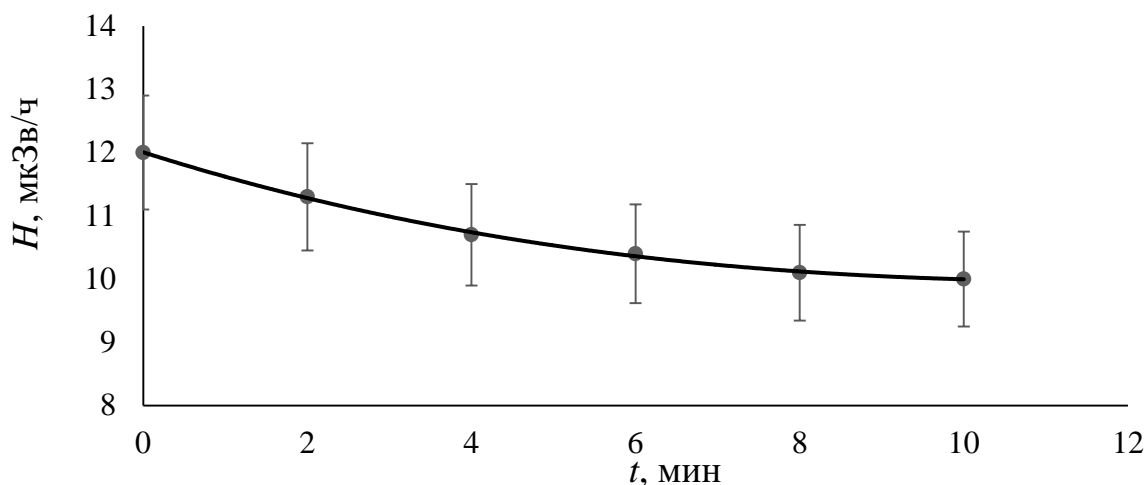


Рисунок 5.4 – Кривая спада мощности дозы от наведенной активности в процедурном кабинете

Как показывают результаты максимальное значение мощности дозы в процедурной комнате в месте размещения пациента составляет 12 мкЗв/ч. В помещениях, где находятся источники излучения, ДМД персонала группы А может быть выше в 2 раза (т.е 24 мкЗв/ч), но персонал не должен находиться в этих помещениях больше половины своего рабочего времени.

## 5.4 Электробезопасность

Электробезопасность – система организационных и технических мероприятий и средств, обеспечивающих защиту людей от вредного и опасного воздействия электрического тока, электрической дуги, электромагнитного поля и статического электричества.

Безопасной для человека является величина переменного тока – 10мА, постоянного – 50мА, безопасное напряжение 12В.

При проведении компьютерных исследований использовалась аппаратура, питание которой осуществляется от сети с напряжением 220В. Оборудование лаборатории является низковольтным. По наличию признаков электрических опасностей – помещение относится к категории помещений с пониженной опасностью.

Для предотвращения выхода из строя компьютеров вследствие бросков напряжения питающей сети, а также, для обеспечения сохранности данных при аварийном отключении сети, питание осуществляется через источник бесперебойного питания UPS-400. Во избежание травматизма следует, соблюдать следующие правила:

- а) Должна быть изучена инструкция по эксплуатации аппаратуры. Перед каждым включением производится осмотр рабочего места;
- б) Обращать особое внимание на последовательность включений и выключения питания отдельных узлов;
- в) Все узлы вычислительного комплекса должны быть заземлены через контур заземления;
- г) Контур заземления периодически проверяется на электрическое сопротивление.

Анализ опасности электрических сетей практически сводится к определению значения тока, протекающего через тело человека в различных условиях, в которых может оказаться человек при эксплуатации электрических сетей.

При прохождении электрического тока через тело человека могут возникнуть повреждения организма. Действие тока на организм человека может быть местным и общим. Общее (рефлекторное) поражение - электрический удар, представляет для человека наибольшую опасность: нарушается работа центральной нервной и сердечно-сосудистой систем, что приводит к фибрилляции и параличу сердца, а также к остановке дыхания.

Характер и последствия поражения зависят от величины, частоты и пути прохождения тока; продолжительности воздействия. Своевременно оказанная помощь при поражении током позволяет сохранить жизнь пострадавшему. Поэтому помощь должна быть оказана немедленно. При оказании первой помощи пострадавшего необходимо отсоединить от токоведущей части, одновременно защищая себя от опасности контакта с тоководами.

В первую очередь надо отключить ток. При легких поражениях пострадавшего следует вынести на свежий воздух. Если дыхание очень резкое и судорожное, необходимо сделать искусственное дыхание. При остановке дыхания и отсутствии пульса делают искусственное дыхание и непрямой массаж сердца. Затем необходима госпитализация.

### **5.5 Пожарная и взрывная безопасность**

Согласно [27], в зависимости от характеристики используемых в производстве веществ и их количества, по пожарной и взрывной опасности помещения подразделяются на категории А, Б, В, Г, Д. Так как помещение по степени пожаровзрывоопасности относится к категории В, т.е. к помещениям с твердыми сгорающими веществами, необходимо предусмотреть ряд профилактических мероприятий.

Возможные причины загорания:

- неисправность токоведущих частей установок;
- работа с открытой электроаппаратурой;
- короткие замыкания в блоке питания;

- несоблюдение правил пожарной безопасности;
- наличие горючих компонентов: документы, двери, столы, изоляция кабелей и т.п.

Мероприятия по пожарной профилактике разделяются на: организационные, технические, эксплуатационные и режимные.

Организационные мероприятия предусматривают правильную эксплуатацию оборудования, правильное содержание зданий и территорий, противопожарный инструктаж рабочих и служащих, обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности, издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации.

К техническим мероприятиям относятся: соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения, правильное размещение оборудования [27].

К режимным мероприятиям относятся, установление правил организации работ, и соблюдение противопожарных мер. Для предупреждения возникновения пожара от коротких замыканий, перегрузок и т. д. необходимо соблюдение следующих правил пожарной безопасности:

- исключение образования горючей среды (герметизация оборудования, контроль воздушной среды, рабочая и аварийная вентиляция);

- применение при строительстве и отделке зданий негорючих или трудно сгораемых материалов;

- правильная эксплуатация оборудования (правильное включение оборудования в сеть электрического питания, контроль нагрева оборудования);

- правильное содержание зданий и территорий (исключение образования источника воспламенения - предупреждение самовозгорания веществ, ограничение огневых работ);

- обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности;

- издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации;

–соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения;

–правильное размещение оборудования;

–своевременный профилактический осмотр, ремонт и испытание оборудования.

Признаками аварийной ситуации на рабочем месте оператора ПЭВМ являются:

–появление сбоев в работе ПЭВМ, заедание бумаги в принтере, пропадание изображения на экране дисплея;

–короткое замыкание, искрение, появления запаха гари, повышенный нагрев корпуса, штепсельных разъемов, соединительных проводов, понижение или пропадание напряжения в сети и т. п.

При возникновении аварийной ситуации необходимо:

–работу прекратить, ПЭВМ отключить от сети;

–доложить о случившемся руководителю отдела, участка;

–при возгорании использовать углекислотный или порошковый огнетушитель;

–принять меры по эвакуации людей и оказанию первой медицинской помощи пострадавшим;

При необходимости вызвать скорую помощь (03), а так же пожарную команду (01).

При возникновении аварийной ситуации необходимо:

1) сообщить руководителю;

2) позвонить в аварийную службу;

3) принять меры в соответствии с инструкцией.

## Заключение

В процессе выполнения магистерской диссертации был освоен ионизационный метод дозиметрии в смешанных гамма-нейтронных полях с помощью ионизационных камер.

Перед проведением дозиметрии терапевтического пучка быстрых нейтронов циклотрона У-120 была осуществлена калибровка дозиметра 27012 и ионизационных камер (полиэтиленовой и графитовой 70110) в поле гамма-излучения аппарата Theratron на источнике  $^{60}\text{Co}$ . Так же, по итогам калибровочных замеров был определён коэффициент, учитывающий поправку на чувствительный объем для полиэтиленовой камеры.

Следующим этапом стала разработка алгоритмов расчета коэффициентов монитора для полей излучения различной площади, а так же определения отношения мощности дозы в пучке нейтронов к единичному току пучка ( $1\mu\text{A}$ ) и единице времени (1 минута) при РИП=110 см, то есть мощность дозы с размерностью  $\text{Гр}/\mu\text{A}\times\text{м}\times\text{мин}$ .

Данные, полученные при проведении экспериментального исследования дозиметрических характеристик терапевтического пучка нейтронов ускорителя У-120, были обработаны по описанным выше алгоритмам, в результате чего были получены значения коэффициентов монитора для полей излучения различной площади, а так же мощность дозы с размерностью  $\text{Гр}/\mu\text{A}\times\text{м}\times\text{мин}$ .

Описанный в данной работе метод дозиметрии с применением гетерогенных ионизационных камер имеет погрешность измерений, равную 10%. В основном, она определяется погрешностью клинического дозиметра 27012. Согласно паспорту, выданному в метрологической лаборатории госстандарта на данный прибор, его погрешность составляет 10%. В настоящее время, указанная погрешность является приемлемой для проведения нейтронной терапии.

## Список публикаций студента

Тезисы докладов:

1. Южаков А.Д. Лисин В.А. Дозиметрия терапевтического пучка быстрых нейтронов циклотрона У-120. // XII Всероссийская конференция молодых ученых-онкологов «Актуальные вопросы экспериментальной и клинической онкологии»: сборник тезисов докладов, Томск, 27-28 Апреля 2017 г.

2. Южаков А.Д. Вагнер А.Р. Дозиметрия нейтронных полей терапевтического комплекса на базе циклотрона У-120. // XIV Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Перспективы развития фундаментальных наук» : сборник тезисов докладов, Томск, 25–28 апреля 2017 г.

## Список литературы

1. Мусабаева Л. И., Жогина Ж. А., Слонимская Е. М., Лисин В. А. Современные методы лучевой терапии рака молочной железы. Томск, 2003.
2. Л.И. Мусабаева, В.М. Головков. Терапия быстрыми нейтронами в онкологии. Томск, 2015.
3. В.А. Климанов. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии. Часть 2. М., 2011.
4. В. А. Лисин. Дозиметрическое компьютерное планирование терапии злокачественных опухолей пучком быстрых нейтронов циклотрона У-120. Медицинская радиология и радиационная безопасность, №1. М., 1991. 26-28с.
5. В.И. Иванов. Курс дозиметрии. М., Атомиздат, 1970. 392с.
6. В.И. Беспалов. Взаимодействие ионизирующих излучений с веществом. Издание четвертое. Томск. Издательство Томского политехнического университета. 2008г.
7. И.Н. Бекман. Радиоактивность и радиация, курс лекций. М., 2006.
8. В.Г. Золотухин, И.Б. Кеирим-Маркус, О.А. Кочетков, Г.М. Обатуров, В.И. Цветков. Тканевые дозы нейтронов в теле человека. М., Атомиздат, 1972.
9. НИИ ядерной физики при ТПУ. [Электронный ресурс] <http://portal.tpu.ru/departments/laboratory/lprv/history>
10. В.А. Лисин. Физические и радиобиологические основы лучевой терапии, Томск, 2006. 163 с.
11. А.Г. Алексеев. В.Т. Головачик. А.К. Савинский. Удельная эквивалентная керма фотонов и нейтронов с энергией до 20 МэВ. Серпухов, 1985.
12. В.М. Головков, В.Н. Летов, И.А. Павельева, Е.Т. Протасевич, Сцинтилляционный спектрометр быстрых нейтронов с компенсацией гамма-



излучения для измерения спектров и потоков нейтронов с энергией 0,5 – 16 МэВ. ПТЭ. Томск, 1985.

13. О.Ф. Немец, Ю.В.Гофман. Справочник по ядерной физике. Наукова думка. Киев, 1975.

14. В.П. Машкович, А.В. Кудрявцева, Защита от ионизирующих излучений. Справочник. 4-е издание, перераб. и доп. М., Энергоатомиздат, 1995.

15. Инструкция по обслуживанию: клинический дозиметр 27012. Дрезден, 1978.

16. Инструкция по обслуживанию: Шаровая камера VA-K-253. Дрезден, 1978.

17. Б.Н.Зырянов, Л.И. Мусабаева, В.Н.Летов, В.А.Лисин. Дистанционная лучевая терапия. Томск, издательство Томского университета, 1991.

18. Кузьмина Е.А, Кузьмин А.М. Методы поиска новых идей и решений "Методы менеджмента качества" №1, 2003 г.

19. Кузьмина Е.А, Кузьмин А.М. Функционально-стоимостный анализ. Экскурс в историю. "Методы менеджмента качества" №7. М., 2002 г.

20. Основы функционально-стоимостного анализа: Учебное пособие. Под ред. М.Г. Карпунина и Б.И. Майданчика. М., Энергия, 1980. 175 с.

21. Скворцов Ю.В. Организационно-экономические вопросы в дипломном проектировании: Учебное пособие. – М., Высшая школа, 2006. 399 с.

22. Федеральный закон от 24.07.2009 №212-ФЗ «О страховых взносах в Пенсионный фонд Российской Федерации, Фонд социального страхования Российской Федерации, Федеральный фонд обязательного медицинского страхования»

23. Федеральный закон «Об основах охраны труда» от 17.07.1999. № 181-ФЗ.

24. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы «Гигиенические требования к ПЭВМ и организации работы».
25. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). СП 2.6.1.2523-09.
26. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ-99/2010). СП 2.6.1.2612-10.
27. ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации.

## Приложение А

## Abstract

In this paper, the characteristics of the therapeutic beam of fast neutrons of the cyclotron U-120 were investigated by means of ionization chambers. Fast neutrons with an average energy of 6,3 MeV were obtained by the interaction of deuterons with a target of beryllium and used to treat patients with malignant neoplasms. The dose rate in a fast neutron beam is measured by ionization chambers of various types. The studies were carried out taking into account the concomitant gamma radiation. The monitor coefficients necessary for calculating the duration of the therapy session at a given therapeutic dose are also determined.

## Contens

Introduction .....	93
1. Materials and methods .....	94
1.1 Ionization method of dosimetry in mixed gamma-neutron fields .....	94
1.2 Clinical dosimeter 27012 .....	98
1.3 The spherical chamber 70110 .....	101
2. Results and discussion.....	102
2.1 Dosimetry of the neutron beam of the cyclotron U-120.....	102
2.2 Determination of monitor coefficients for neutron fields of different sizes....	105
2.3 Assessment of the radiation situation in the treatment room.....	106
3. Conclusions .....	110

## **Introduction**

Nowadays, ionizing radiation is widely used in various branches of science and technology. Especially widely they are used in medicine in the treatment of patients with cancer.

One of the relatively new uses of ionizing radiation in medicine is neutron therapy for malignant tumors. The use of fast neutrons in oncology is considered as one of the possible ways to increase the effectiveness of suppression of malignant tumors that are distinguished by high radioresistance. One of the factors that determine radio-resistance is the presence of hypoxia in tumor cells. Hypoxia determines the resistance to radiation of a wide range of cells and tissues, and the presence of oxygen during irradiation affects precisely the radiosensitivity of the cells.

However, for dense-ionizing radiation, such as neutron, the volume factor of local DNA damage is so great that the process of repair does not occur, regardless of whether oxygen has joined at the points of rupture of intramolecular bonds or not. In addition, in the track of dense ionizing radiation, molecular oxygen is released, which increases the damage to the critical targets of the cell.

The repair of sublethal lesions with neutron irradiation is less effective than with photon damage because of the much larger number of double DNA breaks. This is due to a greater linear energy transfer (LET). This applies both to neoplasm cells and to cells of normal tissues. In addition, the LET of neutrons can vary within fairly wide limits for normal tissues.

The effect of neutron therapy is less dependent on the radiosensitivity of cells and the phase of the cell cycle in which they are at the time of irradiation, when compared with photon irradiation. High neutron efficiency has been proven for the treatment of patients with severe radioresistant forms of oncological diseases. These include, for example, common tumors of the neck, salivary glands, soft tissue sarcomas, metastatic tumors, and certain forms of brain tumors.

Neutrons do not have any significant advantages in comparison with traditional radiation therapy with gamma radiation in the distribution of the dose of irradiation in depth. In particular, for fast neutrons, the maximum dose value is located on the surface of the object for all energies below 10 MeV. With further increase in energy, the maximum of the dose shifts deep into the body of the patient.

For neutron therapy, rather large fluxes of fast neutrons are needed, capable of creating in the tissue an absorbed dose rate of at least 0.1 Gy/min at distances of 1 meter between the source and the irradiated surface. A similar dose rate can be obtained with the help of cyclotrons.

At the present time, the Tomsk Oncology Research Institute has a center for neutron therapy for malignant tumors, which operates on the basis of the U-120 cyclotron of Tomsk Polytechnic Institute.

One of the important factors is the appropriate dosimetric support for the method. According to the existing international regulations, it is necessary to conduct regular monitoring.

## **1. Materials and methods**

### **1.1 Ionization method of dosimetry in mixed gamma-neutron fields**

A feature of the therapeutic beam of fast neutrons produced by accelerators is the presence of concomitant gamma radiation that occurs when neutrons interact with structural materials and the medium. In this regard, the task of dosimetry in neutron therapy is to determine the contribution of the dose of gamma radiation to the total dose from neutron and gamma radiation.

At present, the ionization method has become very popular, since it is well developed theoretically and allows one to determine separately the contribution of gamma and neutron irradiation to the total dose.

The ionization method of dosimetry is based on the measurement of the number of ions that have arisen in the gas volume of the ionization chamber when the ionizing radiation interacts with the walls of the chamber and the substance that fills

the internal volume. The measured characteristic is the ionization current proportional to the radiation dose rate, or the charge proportional to the dose.

For this method it is more convenient to use the thimble ionization chambers, to which the Bragg-Gray principle is applicable.

For its use, the following conditions must be met. First, the linear dimensions of the gas cavity of the chamber must be much less than the ranges in the gas of the secondary charged particles liberated indirectly by ionizing radiation in the walls of the chamber. Secondly, the wall thickness of the ionization chamber should not be less than the track of the fastest particles in the material from which the chamber wall is made.

Obviously, the total ionization in the gas chamber of the chamber is due to secondary particles produced in the walls and directly in the gas volume. The fulfillment of the first of the two specified requirements of the Bragg-Gray theory means that the ionization produced by charged particles liberated directly in the gas volume is negligible compared to ionization caused by particles converted from the walls. If the design of the ionization chamber satisfies the second requirement, then the energy balance of the secondary charged particles is ensured at the location of the gas cavity. In the case of gamma radiation, electrons are the secondary particles. In the case of neutron radiation, nuclei are the secondary particles.

The Bragg-Gray ratio for the gas cavity is:

$$\Delta E_z = qw \frac{R_{L,z}}{R_{L,g}} \quad (2)$$

Where  $\Delta E_z$  – is the energy absorbed per unit volume of material of the chamber wall near the gas cavity;

$q$  – is the number of pairs of ions formed per unit of volume of the gas cavity;

$w$  – is the average ionization energy;

$R_{L,z}$  и  $R_{L,g}$  – is the linear braking ability of wall and gas material, respectively.

To determine the dose in the chamber wall, both sides of equality (2) should be divided by the density of the wall material  $\rho_z$ .

$$D_z = \frac{qw R_{L,z}}{\rho_{1z} R_{L,g}} \quad (3)$$



There is a relationship between linear and mass braking powers:

$$R_{L,Z} = \rho_z * R_z \quad (4)$$

$$R_{L,\gamma} = \rho_g * R_g$$

Where  $\rho_g$  – density of gas;

$R_z$  и  $R_g$  – mass braking ability of wall and gas materials.

Substituting formula (4) into formula (3), we obtain:

$$D_z = \frac{qw R_z}{\rho_g R_g} \quad (5)$$

Formula (5) allows you to determine the dose absorbed in the walls of the chamber. To calculate the dose in the tissue equivalent medium, it is necessary to perform the recalculation.

It is known that:

$$D_1 = D_2 \frac{k_1}{k_2}, \quad (6)$$

Where D1 and D2 are the doses absorbed in the first and second media;

k1 and k2 are the specific kerma for both media. For gamma rays, mass factors can be used as k1 and k2.

Based on formulas (5) and (6), we can calculate the dose in biological tissue at the location of the ionization chamber from the material Z. The tissue dose will be:

$$D_T = \frac{k_T}{k_Z} * D_z = \frac{qw}{\rho_g} * \frac{R_z}{R_g} * \frac{k_T}{k_Z} \quad (7)$$

If the chamber is installed in a mixed gamma-neutron field, the total absorbed dose in the biological tissue will be:

$$D_{n+\gamma} = \frac{q_n \omega_c}{\rho_r} * \left( \frac{R_z}{R_r} \right)_c \left( \frac{k_T}{k_z} \right)_n + \frac{q_\gamma \omega_e}{\rho_g} * \left( \frac{R_z}{R_g} \right)_e \left( \frac{k_T}{k_z} \right)_\gamma \quad (8)$$

$$D_{n+\gamma} = \frac{1}{\rho_r} * \left( q_n \omega_c \left( \frac{R_z}{R_r} \right)_c \left( \frac{k_T}{k_z} \right)_n + q_\gamma \omega_e \left( \frac{R_z}{R_r} \right)_e \left( \frac{k_T}{k_z} \right)_\gamma \right) \quad (8)$$

The tissue dose of neutrons measured by a homogeneous chamber can be calculated by the formula:

$$D_{T,n} = \frac{q_n w}{\rho_g} * \frac{k_T}{k_z} = D_{n,Z} * \frac{k_T}{k_z} \quad (9)$$

The dose of neutrons absorbed in the chamber wall from the material "z" can be calculated by the next formula:

$$D_{n,z} = D_{T,n} * \frac{k_z}{k_T} \quad (10)$$

If the ionization chamber is installed in a mixed gamma-neutron field, the total dose absorbed in the chamber walls is determined by the formula:

$$D_{(n+\gamma),z} = D_{T,n} * \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_n + D_{T,\gamma} * \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_\gamma \quad (11)$$

A system of equations can be obtained by using two ionization chambers:

$$\left. \begin{aligned} D_{(n+\gamma),z}^{(1)} &= D_{T,n} * \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_n^{(1)} + D_\gamma * \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_\gamma^{(1)} \\ D_{(n+\gamma),z}^{(2)} &= D_{T,n} * \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_n^{(2)} + D_\gamma * \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_\gamma^{(2)} \end{aligned} \right\} \quad (12)$$

For a heterogeneous chamber expression (7) should be changed:

$$D_T = \frac{qw}{\rho_g} * \frac{R_z}{R_g} * \frac{k_T}{k_z} \quad (13)$$

Formula (13) is the general form of the formula for any heterogeneous chamber. This formula can be written in another form:

$$D_T = D_g * \frac{R_z}{R_g} * \frac{k_T}{k_z} \quad (14)$$

Where  $D_T$  is the dose absorbed in the gas chamber cavity.

$$D_\Gamma = D_g * \frac{R_g}{R_z} * \frac{k_z}{k_T} \quad (15)$$

If the chamber is in a gamma-neutron field, the total dose in the air cavity of the chamber will be:

$$D_{(\gamma+n),gas} = D_{H,T} * \left(\frac{R_\Gamma}{R_z}\right)_H * \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_H + D_{\gamma,T} * \left(\frac{R_\Gamma}{R_z}\right)_e * \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_\gamma \quad (16)$$

When two ionization chambers are used, we can write the system of equations (17). Using the system of equations (17), we can determine the dose that was absorbed at the location of the chamber.

$$\left. \begin{aligned}
 D_{(\gamma+n),gas}^{(p)} &= D_{n,T} * \left(\frac{R_g}{R_z}\right)_c^{(p)} \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_n^{(p)} + D_{\gamma,T} * \left(\frac{R_g}{R_z}\right)_e^{(p)} \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_\gamma^{(p)} \\
 D_{(\gamma+n),gas}^{(c)} &= D_{n,T} * \left(\frac{R_g}{R_z}\right)_c^{(c)} \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_n^{(c)} + D_{\gamma,T} * \left(\frac{R_g}{R_z}\right)_e^{(c)} \left(\frac{k_z}{k_T}\right)_\gamma^{(c)}
 \end{aligned} \right\} \quad (17)$$

The total dose from the neutron and gamma-radiation is on the left side of the equations.

Clinical dosimeter 27012, ionization chamber 70110 and polyethylene chamber are used for dosimetry on the cyclotron U-120. All the dosimetry equipment was calibrated on the “Theratron Equinox” gamma apparatus Cancer Research Institute, Tomsk.

## 1.2 Clinical dosimeter 27012

Clinical dosimeter 27012 is a radiometric device that is suitable for clinical use in radiotherapy and diagnosis. The device allows to measure the dose and dose rate of X-ray and gamma irradiation irrespective of energy and direction. The appearance of the front panel and the block diagram of the device are shown in Figure 1 and Figure 2, respectively.



Figure 1 - Clinical dosimeter 27012. Appearance.

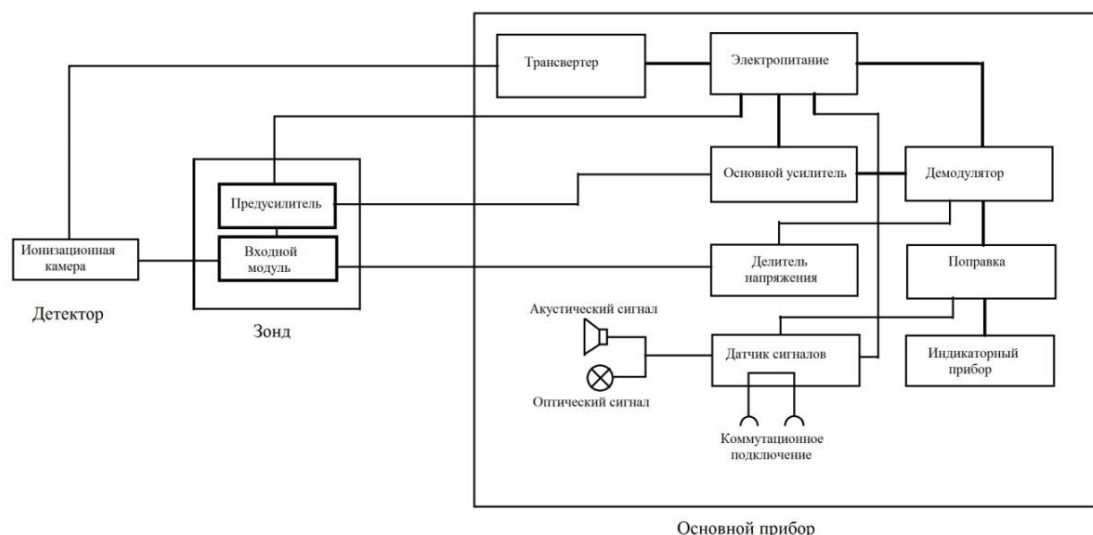


Figure 2 - Block diagram of the clinical dosimeter 27012

For this clinical dosimeter, the following radiation detectors are available:

- 1) Hose chamber VA-K-251 (type 70107)
- 2) Rod chamber with straight rod VA-K-252.1 (type 70108)
- 3) Rod chamber with curved rod VA-K-252,2 (type 70109)
- 4) Spherical chamber VA-K-253 (type 70110)
- 5) Dosimetric chamber VA-K-254 (type 70111)
- 6) Soft radiation chamber (type 70127)

The electronic part of the clinical dosimeter 27 012 consists of the main unit and the corresponding probe. They are connected by a cable 15 m long. To check the work of the dosimeter and ionization chambers, as well as to correct the influence of temperature and air pressure, a control source serves. The source is a source of Sr90 / Y90 activity of  $5 \pm 0.2$  mCurie at the time of issue. To verify, the spherical chamber should be placed in the control radiator and fixed there.

The device is supplied for connection to a mains voltage of  $\sim 220V$ . The setting button "SIGNAL%" is set to "100". Before connecting to the mains voltage, switch the "network and measurement" switch to the "OFF" position. Then the selected camera is connected to the probe.

The "SIGNAL%" control is used to set the threshold for triggering the signal. The signal goes out when turned to the "100" position. Turning the knob "correction",

the meter reading is set to the corresponding value. The "Measuring ranges" switch allows you to set the measuring range according to the type of camera and type of measurement. The switch "network and measurement mode" has the positions "off", "0", "dose" and "dose rate". The "zero point smooth" control serves to smoothly set the meter pointer to an electrical zero point. The indicator device has three scales (0 to 3, 0 to 3.33 and 0 to 10) for direct dose counting and dose rate.

Before switching on the device, it is necessary to check the mechanical zero point of the measuring device. The deviations can be corrected by the "mechanical zero point" controller. Then the "network and measuring mode" switch will be turned to the "0" position. Thus, the device is turned on and the network indicator lights up. 15 minutes after turning on the device is ready for use. The required point is set using the "zero point rough" and "zero point smooth" controls.

Calibration is carried out using a control source. The spherical camera VA-K-253 is inserted into the box with the control source, then, with the aid of the "correction" controller, the readings on the measuring instrument are set to the matching value.

During the measurement, the connection and replacement of ionization chambers may only be carried out at the "0" positions of the "network and types of measurement" switch. The probe, plug and cable of the camera must lie at a distance from the radiation beam. When measuring the dose rate, the measuring range should be set so that the reading is in the upper two-thirds of the scale. This serves to reduce the error. When measuring the dose, you can set the "measuring range" switch during and after irradiation in such a way that the readings can be taken in the upper two-thirds of the scale. The short-term output of the indicator beyond the limit of the measuring scale does not harm the operation of the instrument and does not affect the results of the measurement. In the "0" positions of the measuring range switch, the reading is set to zero.

With the clinical dosimeter 27012, it is also possible to perform dose rate measurements that are higher than the set end values of the measuring range. However, higher measurement errors are expected. In this case, the measurement of

dose rate is carried out as a parallel measurement of the dose and time. The spherical camera 70110 covers the measuring ranges up to 300 rpm, and also up to 1000 rpm, and the chambers 70107, 70108, 70109 and 70127 - measuring ranges up to 10,000 rpm, up to 33,000 Rpm.

Table 1 - characteristics of cameras compatible with the clinical dosimeter 27012

Type of camera	Measuring range, R / min	Measurement time, s	Additional measurement error
70107	10000	60	$\leq 7\%$
70108			
70109	33000	18	$\leq 25\%$
70127			
70110	300	60	$\leq 7\%$
	1000	18	$\leq 25\%$

### 1.3 The spherical chamber 70110

The spherical chamber VA-K-253 (70110) is provided for connection to the dosimeter 27012. This ionization chamber is filled with air. It is suitable for measuring the standard ion dose and the power of X-ray and gamma radiation. To measure hard gamma radiation (for example,  $^{60}\text{Co}$ ), a cap attached to the ionization chamber can be applied to strengthen the wall. The sensitivity of the chamber depends on the air density and temperature. Table 2 presents some characteristics of the VA-K-253 chamber.

Table 2 - Specifications of chamber VA-253-K

The energy range	Without cap	60 kV / 2,4 mm Al 250kV/4 mm Cu
	With cap	For Cs-137 (660 KeV) Co-60 (1.25 KeV)
Dependence on energy	$\pm 3 \%$	
Sensitive volume	$\sim 1,5 \text{ cm}^3$	
Material of electrodes	Air-equivalent mixture	
Deficiency of saturation (1000 R / min)	$\leq 2\%$	
	measurement range	
Dose, R	0... 0,3; 1; 3; 9; 30; 90; 300	
Dose rate R / min	0... 0,3; 0,9; 3; 9; 30; 100; 300; 1000	
Minimum measurable dose rate, R / min	10	
Temperature range, °C	+5 – +40	
Weight	$\leq 350 \text{ g}$	

## 2. Results and discussion

### 2.1 Dosimetry of the neutron beam of the cyclotron U-120

Measurement of the absorbed dose of neutrons of the therapeutic beam of the cyclotron R-7M (U-120) was carried out as follows: the ionization chambers were alternately set at the center of the neutron beam. The distance between the established chamber and the neutron-generating target was 110 cm. The dosimeter 27012 operated in a dose-set mode. The measurement scheme is shown in Figure 3.

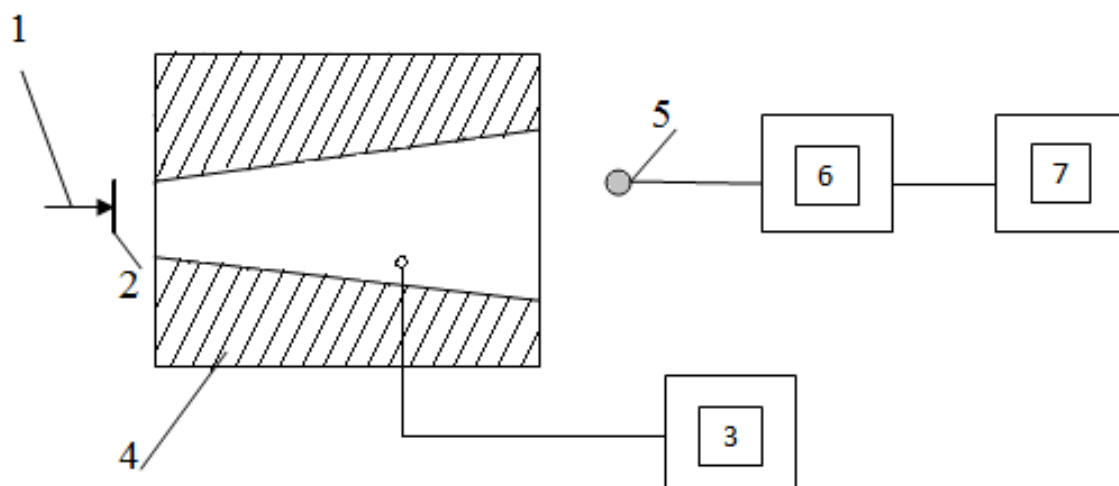


Figure 3 - Scheme of measurements: 1-deuterons; 2-beryllium neutron-generating target; 3- dosimeter-monitor M2300; 4 - collimator; 5- ionization chamber, connected to the dosimeter; 6 - preamplifier; 7 - clinical dosimeter 27012

The M2300 dosimeter was used as a monitor. Its inclusion was made synchronously with the inclusion of the dosimeter 2300. The dose set was continued until the dosimeter indicator 27012 was in the upper third of the measurement scale. The measurements were performed in a mixed gamma-neutron field.

Since the measurements were made in a mixed gamma-neutron field, it is necessary to clarify the numerically separate contribution of neutrons to the total absorbed dose in the air cavity of the ionization chamber.

Taking into account the fact that the contribution of gamma radiation to the total dose is 10%, the system (17) can be written as:

$$D_{(\gamma+n)} = 1,06 * D_n + 0,9 * 0,1D_n$$

$$D_n = \frac{D_{(\gamma+n)}}{1,15} \quad (18)$$

Where  $D (\gamma + n)$  is the absorbed dose in the air cavity of the ionization chamber;  $D_n$  – is the neutron dose included in the total dose  $D (\gamma + n)$ . The data obtained during the dosimetry are listed in Table A.



Table 3 - Dosimetric measurements data

Field size	Indications of dosimeter	Indications of monitor
	27012	M2300
60 * 60 mm	230	0,143 C.U.
60 * 80 mm	250	0,141 C.U.
100 *100 mm	260	0,161 C.U.

Taking into account the correction for the sensitive volume of the polyethylene chamber, the absorbed dose in the gas cavity can be defined as:

$$D_{(\gamma+n)} = \frac{0,88 * D_p}{K_v} \quad (19)$$

$$D_n = \frac{0,88 * D_p}{1,15 * K_v} \quad (20)$$

The absorbed dose of neutrons in the tissue can be calculated by the following formula:

$$D_T = \frac{0,88 * D_p}{1,15 * K_v} * \frac{R_z}{R_r} * \frac{K_T}{K_Z} \quad (21)$$

Accordingly for a field of 60x60 mm the tissue dose of neutrons was:

$$D_{T(60 \times 60)} = \frac{0,88 * 230}{1,15 * 2,38} * \frac{0,103}{0,0778} * \frac{4,52}{6,34} = 69,79 \text{ rad,}$$

Similarly, for a field of 60x80 mm and 100x100 mm:

$$D_{T(60 \times 80)} = \frac{0,88 * 250}{1,15 * 2,38} * \frac{0,103}{0,0778} * \frac{4,52}{6,34} = 75,87 \text{ rad}$$

$$D_{T(100 \times 100)} = \frac{0,88 * 260}{1,15 * 2,38} * \frac{0,103}{0,0778} * \frac{4,52}{6,34} = 78,91 \text{ rad}$$

To calculate the coefficient connecting the dose rate and the beam current, the absorbed dose was measured at a constant beam current for 60 seconds.

Table 4 - Dosimetric measurements data

Beam current	Measurement time	Indications of dosimeter 27012
45 mA	60 sec	104 R

Taking into account the fact that in the measured range the dose rate directly depends on the beam current, equation (21) can be transformed as follows:

$$\dot{D}_T = \frac{0,88 * D_p}{1,15 * K_v} * \frac{R_z}{R_r} * \frac{K_T}{K_z} * \frac{I}{t * I'} \quad , \quad (22)$$

Where I' is the beam current at which dosimetric measurements were carried out, t is the measurement time. Substituting in (22) the values obtained during dosimetry, we obtain the coefficient A, which determines the dependence of the dose rate on the beam current of the accelerator.

$$A = \frac{0,88 * 104}{1,15 * 2,38} * \frac{0,103}{0,0778} * \frac{4,52}{6,34} * \frac{1}{60 * 45} = 1,17 * 10^{-2} \frac{\text{rad}}{\text{mA} * \text{s}}$$

## 2.2 Determination of monitor coefficients for neutron fields of different sizes

To accurately determine the monitor dose corresponding to the required therapeutic dose in the irradiated area, it is necessary to calculate the monitor coefficients for the irradiation fields used. The monitor coefficient is determined from the experimental data as:

$$K_M = \frac{D_M}{D_T} \quad , \quad (22)$$

Where  $D_m$  is the dose obtained when measuring with the monitor M2300. Substituting the formula (21) into (22), we obtain:

$$K_M = \frac{K_v}{0,88} * \frac{D_M}{D_T} * \frac{R_\Gamma}{R_z} * \frac{K_z}{K_T}, \quad (23)$$

According to (23), we calculate the monitor coefficients for different neutron fields:

$$K_{M(60 \times 60)} = \frac{0,143}{69,79} = 2,05 * 10^{-3}$$

$$K_{M(60 \times 80)} = \frac{0,141}{75,87} = 1,86 * 10^{-3}$$

$$K_{M(100 \times 100)} = \frac{0,161}{78,91} = 2,04 * 10^{-3}$$

### 2.3 Assessment of the radiation situation in the treatment room

When neutron therapy is performed on the cyclotron U-120, a dose course is carefully selected on the tumor site, but during the operation of the accelerator and after its stopping, the natural background value is exceeded in the treatment room. As a consequence, the patient and the nursing staff can be exposed to the whole body.

Consideration of these questions will allow to give a more detailed assessment of the effect of the received dose by the patient, in addition to the focal dose that he receives during the course of neutron therapy, as well as assess the danger to medical personnel.

A general view of the medical and biological complex for neutron therapy is presented in Figure 4.

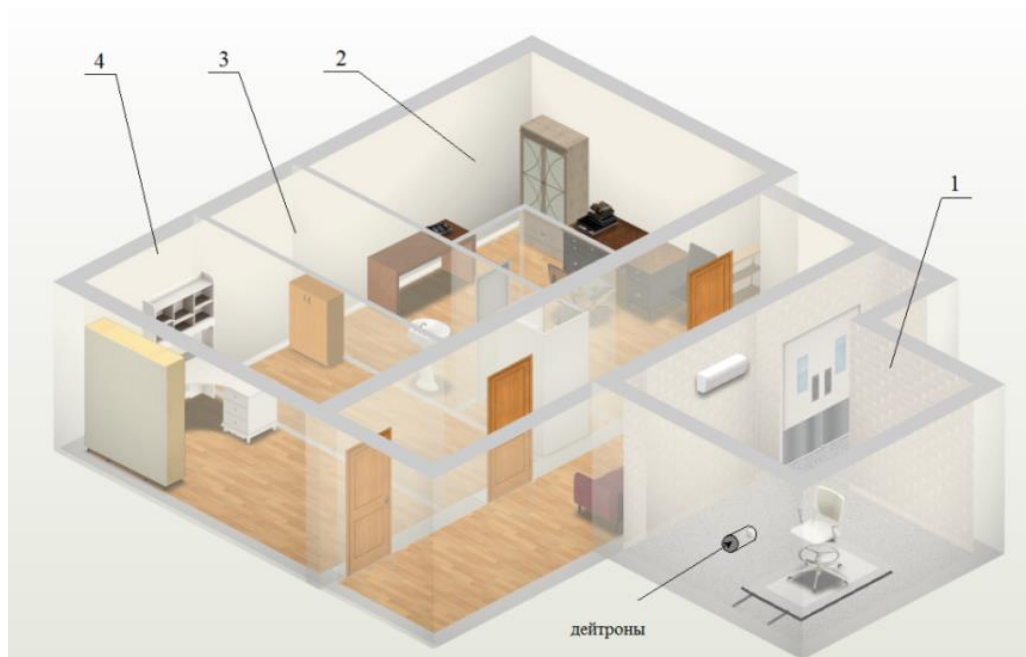


Figure 4 - Scheme of the medical and biological complex: 1 - procedural; 2 - room for doctors; 3 - remote neutron channel; 4 - radiobiological research room

During the operation of the accelerator, the interaction of primary, secondary and scattered radiation with air elements leads to the formation of radionuclides in it. The radioactivity of air in the room of the accelerator and in those rooms where the beams of accelerated particles are emitted is due to the interaction of ionizing particles with two components of air: a gas and aerosol-disperse system of any fine solid and (or) liquid particles suspended in air. Therefore, the system of protective measures includes a compulsory ventilation system.

While conducting a radiotherapy session, the focus is on the dose received in the target, but studies have shown that during neutron therapy, cancerous carcinogenic effects appear on cancer patients, namely, changes in blood composition. Therefore, it is necessary to include in the dosimetry task a study of the radiation situation in the treatment room during the neutron therapy session in order to estimate the dose received by the patient by the whole organism in comparison with the focal dose.

The experiment on measuring the absorbed neutron doses at the cyclotron U-120, depending on the distance of the ionization chamber from the collimator, was

carried out as follows: the ionization chamber 70110 connected to the dosimeter 27012 was set to the indicated distance after the dosimeter monitor was typed. The value of  $100 \cdot 10^{-3}$  standard units was recorded, the value of the clinical dosimeter 27012 was recorded. The measurements were performed in a set of doses, the center of the neutron field measuring  $6 \times 8 \text{ cm}^2$ . The results are shown in Table 5.

Table 5 - Dependence of the dose on the distance from the detector to the end of the collimator

<i>r</i> , cm	100	90	80	70	60	50	40	30	20	10
<i>D<sub>M</sub></i> , C.U.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
<i>D</i> , mR	240	259	285	314	348	388	430	499	592	739
<i>D</i> , mSv	2,4	5,59	2,85	3,14	3,48	3,88	4,30	4,99	5,92	7,39

At a distance of 10 centimeters from the collimator, the maximum dose value reaches 7.3 mSv for every 100 monitor units. When carrying out systematic irradiation with doses that do not cause radiation sickness, but are significantly higher than the maximum permissible doses, chronic radiation sickness can develop. The most characteristic manifestation of it are changes in the composition of the blood – a decrease in leukocytes, anemia.

When radiation interacts with structural and protective materials, air and water, these substances are activated, which leads to the formation of neutron sources, alpha, beta and gamma radiation sources. The dose rate from induced radioactivity may exceed permissible dose rate. The most significant contribution to the formation of radionuclides is provided by neutrons, protons and bremsstrahlung. The contribution from the remaining particles is small. It should be borne in mind that neutrons are capable of forming radioactive nuclei in the entire energy range. The energy of other particles should exceed the threshold energy of the reaction,

usually 5-6 MeV. The magnitude of the induced activity depends on the particle flux density, the irradiation time, the half-life of the resulting radionuclide, and the concentration of its atoms.

To assess the radiation situation, dose measurements were previously performed with the dosimeter DKS-1211 in the treatment room after the accelerator was stopped at the patient's chair where the medical staff could be exposed to the greatest radiation load during the patient's placement:

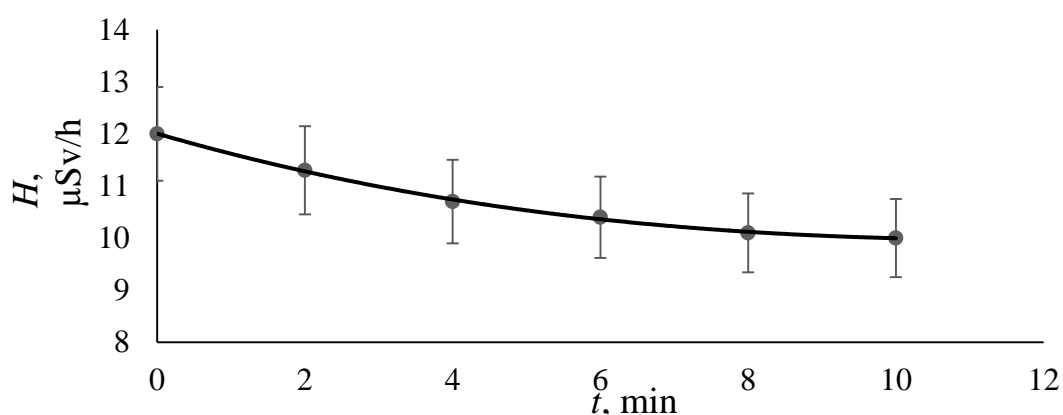


Figure 5.4 - The curve of the dose rate decrease from the induced activity in the treatment room

As the results show, the maximum value of the dose rate in the treatment room at the patient's site is 12  $\mu\text{Sv} / \text{h}$ . In the premises where the radiation sources are located, the permissible dose rate of the personnel of Group A may be twice as high (ie 24  $\mu\text{Sv} / \text{h}$ ), but the personnel should not be in these premises for more than half of their working hours.

### **3. Conclusions**

During the master's thesis, the ionization method of dosimetry in mixed gamma-neutron fields using ionization chambers was mastered.

Before dosimetry of the therapeutic beam of fast neutrons of the cyclotron U-120, dosimeter 27012 and ionization chambers were calibrated in the gamma radiation field of the Theratron apparatus at a  $^{60}\text{Co}$  source. A coefficient was also determined that takes into account the correction for the sensitive volume for the polyethylene chamber.

Then, algorithms were developed for calculating the monitor coefficients for radiation fields of different areas, as well as determining the ratio of the dose rate in a neutron beam to the unit beam current ( $1\mu\text{A}$ ) and the unit of time (1 minute) at a distance of 110 cm from the source. The data that were obtained during the experimental study were processed according to the algorithms described above.

The dosimetry method described in this work using heterogeneous ionization chambers has a measurement error of 10%. According to the passport issued in the metrological laboratory of the state standard for dosimeter 27012, its inaccuracy is 10%. At present, this error is acceptable for neutron therapy.

## Приложение Б

Таблица Б1 – Ядерные реакции нейтронов с элементами, входящими в состав биологической ткани и их вклад в удельную поглощенную дозу, усредненный по цилиндрическому фантому,  $10^{-10}$  рад · см<sup>2</sup>/нейтрон [8]

Реакция и кинетическая энергия образующихся частиц или квантов	5 МэВ	7 МэВ
H ( $n, n'$ ) H	22,44	28,26
H ( $n, \gamma$ ) D; 2, 18 МэВ	1,64	1,41
N ( $n, p$ ) C; 0,585 + E МэВ	0,19	0,22
O ( $n, n'$ ) O	1,36	1,97
C ( $n, n'$ ) C	0,57	0,59
O ( $n, n' \gamma$ ) O; $\gamma$ , 6, 1 МэВ	-	0,14
C ( $n, n' \gamma$ ) C; $\gamma$ , 4, 43 МэВ	0,03	0,26
O ( $n, \alpha$ ) C	0,55	0,69
N ( $n, \alpha$ ) B	0,1	0,06
N ( $n, \alpha \gamma_1$ ) B; $\gamma$ , 2,1 МэВ	0,01	0,01
N ( $n, \alpha \gamma_2$ ) B; $\gamma$ , 4,5 МэВ	-	0,01
Полная удельная поглощенная доза, $10^{-10}$ рад·см <sup>2</sup> /нейтрон	26,95	33,69
Вклад реакции №1, % к полной поглощенной дозе	83	84
Вклад реакций №1- 6, % к полной удельной поглощенной дозе	97,51	96,5



Таблица Б2 – Зависимость массовых тормозных способностей для различных химических элементов и соединений от энергии протонов отдачи (МэВ.) [13]

Вещество	H	C	N	O	Воздух	Полиэтилен
Массовая доля в воздухе, %	0,00008	0,0161	75,5	24,15		
Массовая доля в полиэтилене, %	14,3	85,7	0	0		
Энергия, МэВ	Тормозная способность, МэВ*см <sup>2</sup> /г					
0,05	4970	812	727	659	708	1407
0,1	3670	745	672	613	656	1163
0,15	2872	662	603	554	589	978
0,2	2369	593	544	504	533	847
0,25	2026	537	496	462	486	750
0,3	1776	490	456	426	447	674
0,35	1586	452	422	396	414	614
0,4	1436	419	393	370	386	564
0,45	1314	391	368	348	362	523
0,5	1213	368	347	328	341	489
0,55	1128	347	327	311	322	459
0,6	1055	328	311	295	306	432
0,65	993	312	296	281	291	409
0,7	935	297	282	269	278	388
0,75	887	284	270	258	266	370
0,8	843	272	259	247	255	354
0,85	803	261	249	238	246	339
0,9	758	251	239	229	236	324

Продолжение таблицы Б2

0,95	736	242	231	221	228	313
1	700	234	224	214	221	301
1,1	656	219	209	201	206	281
1,2	610	206	197	189	194	264
1,3	572	195	185	179	183	249
1,4	539	184	177	170	175	235
1,5	510	175	168	162	166	223
1,6	484	167	161	155	159	212
1,7	460	160	154	148	152	203
1,8	440	153	147	142	145	194
1,9	420	147	142	137	140	186
2	400	142	137	132	135	179
2,1	388	137	132	127	130	173
2,2	373	132	127	123	126	166
2,3	359	128	123	119	122	161
2,4	347	124	119	115	118	156
2,5	336	120	116	112	115	151
2,6	325	116	112	109	111	146
2,7	315	113	109	106	108	142
2,8	306	110	106	103	105	138
2,9	297	107	103	100	102	134
3	290	104	101	98	100	131
3,2	274	99	96	93	95	124
3,4	260	95	91	89	90	119
3,6	248	90	88	85	87	113
3,8	237	87	84	82	83	108
4	227	83	81	78	80	104

Продолжение таблицы Б2

4,2	218	80	78	76	77	100
4,4	210	77	75	73	74	96
4,6	202	75	72	70	71	93
4,8	195	72	70	68	69	90
5	188	70	68	66	67	87
5,5	173	65	63	61	62	80
6	162	60	59	58	59	75
6,5	151	57	55	54	55	70
7	142	53	52	51	52	66
7,5	134	51	49	48	49	63
8	127	48	47	45	46	59
8,5	120	46	44	43	44	57
9	115	44	42	41	42	54
9,5	110	42	41	40	41	52
10	105	40	39	38	39	49

# Приложение В

**ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНСТВО  
ПО ТЕХНИЧЕСКОМУ РЕГУЛИРОВАНИЮ И МЕТРОЛОГИИ  
ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ЭКОЛОГИЧЕСКОМУ, ТЕХНОЛОГИЧЕСКОМУ И АТОМНОМУ НАДЗОРУ**

Общество с ограниченной ответственностью "Сибмер"

630049, г.Новосибирск, ул.Дуси Ковальчук 260/2

тел./факс +7 (383) 347-99-31.

Аттестат аккредитации испытательной лаборатории

№ РОСС RU.0001.10МБ33 от 10.06.2014. сроком действия до 10.06.2019.

Лицензия Ростехнадзора на право проведения предаттестационной

наладки и дозиметрической аттестации гамма-терапевтических

аппаратов №СО-03-207-2196 от 13.03.2015. сроком действия до 19.12.2024.

Поверочно-

дозиметрическая

лаборатория

«20» ноября 2015 года

**А К Т № 50/15**

дозиметрической аттестации гамма-терапевтического аппарата

Theratron Equinox 80 зав.№ 2045, 2008 года выпуска, принадлежащего

ФГБНУ «Томский научно-исследовательский институт онкологии»

Зарядка произведена 2008  
Радионуклидный источник (РИ) гамма-излучения типа С-146 паспорт № P.S.104866 В  
Паспортная величина активности источника 7086 Кюри на 01.10.2008  
Мощность поглощенной дозы R в опорной точке на глубине 5 см, в тканеэквивалентном фантоме на расстоянии источник-изоцентр РИИ = 80 см при квадратном поле облучения 10x10см  
R = 0,732 Грей/мин, на глубине 10 см. 0,586 Грей/мин  
Мощность поглощенной дозы в максимуме ионизации R<sub>max</sub> на расстоянии источник-изоцентр РИП = 80 см при квадратном поле облучения 10x10см  
R<sub>max</sub> = 0,837 Грей/мин  
Условия проведения измерений:  
Температура окружающей среды: 21,2 °С  
Относительная влажность воздуха: 15,8 %  
Атмосферное давление: 101,9 кПа  
1. Внешний осмотр.  
1.1. Техническая документация (в наличии, нет)  
1.2. Комплектность установки (соответствует технической документации, не соответствует)  
1.3. Санитарный паспорт (получен, нет)  
1.4. Сигнализация наличия гамма-излучения в процедурном помещении (есть, нет)  
2. Опробование.  
2.1. Световая и звуковая сигнализация о начале и конце сеанса облучения (исправна, нет)  
2.2. Переговорное устройство (работает, нет)  
2.3. Видеоконтрольное устройство наблюдения за пациентом (есть, нет; работает, нет)  
2.4. Диафрагма, центраторы, системы индикации радиационного поля (в рабочем состоянии, нет)  
2.5. Механическое перемещение радиационной головки (свободное, затруднённое)  
2.6. Все блокировки аппарата (в исправном состоянии, нет)  
2.7. Полное время открывания (закрывания) затвора составляет, сек 3,0 Допуск 3,0  
3. Измерения.  
3.1. Перекос радиационного поля  
по оси X, % 0,66 по оси Y, % 0,74 для поля 10x10 см при допуске 3%.  
3.2. Перекос радиационного поля  
по оси X, % 0,11 по оси Y, % 0,29 для поля 20x20 см при допуске 3%.  
3.3. Расхождение осей симметрии пучка излучения ось X = 3 мм., ось Y = 0,5 мм.  
3.4. Расхождение границ светового и радиационного полей ось X = 3 мм., ось Y = 0,5 мм.  
3.5. Измерения проводились клиническим дозиметром ДКС-АТ 5350/1 № 10547 с камерами ТМ30010-1 №0072 ГМ31010 №03959, поверенными на рабочем эталоне поглощенной дозы фотонного излучения в воде Свидетельство о поверке № 4/410-0238-15 действительно до «23» апреля 2016 года.  
Доверительная граница основной погрешности прибора при вероятности 0,95 ± 3%.  
3.6. Измерения проводились в соответствии с Методическими указаниями «Гамма-терапевтические аппараты дистанционные. Дозиметрическая аттестация пучка излучения» МЗ СССР, ЦНИРРИ, Ленинград, 1990 г.; Методическим указанием РД 50-691-89; Серией технических докладов TRS-398, МАГАТЭ, Вена, 2004 г.

Начальник поверочно-дозиметрической лаборатории

А.А. Герцен

М.П.

Patient thickness (cm):	.....	.....	.....
Point depth (cm):	0.00	0.50	10.00
TAR/TPR/PDD:	TPRxPSCF(ba)/PSCF(0)	TPRxPSCF(ba)/PSCF(0)	TPRxPSCF(ba)/PSCF(0)
At point:	1.114x1.000/0.724	1.335x1.000/0.724	1.000x1.000/0.724
BSF:	.....	.....	.....
PSCF(0)/PSCF(ec):	0.724/1.000	0.724/1.000	0.724/1.000
Dose output:	0.49294 Gy/min	0.49294 Gy/min	0.49294 Gy/min
SCD or SSD(output):	80.0 cm	80.0 cm	80.0 cm
Point dose rate (open/wdg):	✓ 0.54899 Gy/min	✓ 0.65808 Gy/min	0.49294 Gy/min
Point dose (open/wdg):	✓ 1.0000 Gy	✓ 1.0000 Gy	1.0000 Gy
Dmax dose (open/wdg):	✓ 1.1844 Gy	✓ 1.0000 Gy	1.7194 Gy
Exit dose (open/wdg):	.....	.....	.....
Rotational arc (deg):	.....	.....	.....
MU/deg or RPM (open/wdg):	.....	.....	.....
Comment:			
Timer error (min):	0.00	0.00	0.00
Time/MU (open/wdg):	✓ 1.82 min	✓ 1.52 min	2.03 min

Рисунок В1 – Протокол расчета дозы в планирующей системе XiO.