

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

---

Школа Инженерная школа ядерных технологий  
Направление подготовки Ядерные физика и технологии  
Отделение школы (НОЦ) Отделение ядерно-топливного цикла

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

Тема работы
<b>Создание модели электронных и фотонных пучков линейного ускорителя Elekta Synergy в системе планирования PlanUNC</b>

УДК 539.124.17:621.384.665.615.84

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОАМ6М	Сутыгина Я.Н.		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Начальник отдела ОМФ ОГАУЗ «ТООД»	Сухих Е.С.	к.ф.-м.н.		

**КОНСУЛЬТАНТЫ:**

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОСГН ШБИП	Верховская М.В.	к.э.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

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

**ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:**

Руководитель ООП	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ядерная медицина	Черепенников Ю.М.	к.т.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»**

Школа Инженерная школа ядерных технологий  
 Направление подготовки (специальность) Ядерные физика и технологии  
 Отделение школы (НОЦ) Отделение ядерно-топливного цикла

УТВЕРЖДАЮ:  
 Руководитель ООП

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

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

В форме:

Магистерской диссертации
--------------------------

(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
0АМ6М	Сутыгиной Яне Николаевне

Тема работы:

Создание модели электронных и фотонных пучков линейного ускорителя Elekta Synergy в системе планирования PlanUNC	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	

Срок сдачи студентом выполненной работы:	1.06.2018
--	-----------

**ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:**

<b>Исходные данные к работе</b>	1. Линейный ускоритель Elekta Synergy; 2. Система планирования PlanUNC. 3. Водный фантом Blue Phantom и твердотельные фантомы, а так же ионизационные цилиндрические и плоскопараллельные камеры .
<b>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</b>	1. Обзор и анализ международных протоколов, документации системы PlanUNC по проведению клинической дозиметрии, созданию модели и верификации; 2. Проведение относительной и абсолютной дозиметрии электронных и фотонных пучков линейного ускорителя Elekta Synergy;

	3. Создание моделей пучков в системе планирования PlanUNC при помощи ввода дозиметрических данных и основных характеристик линейного ускорителя; 4. Верификация созданных моделей при помощи твердотельных фантом и ионизационных камер. 5. Финансовый менеджмент ресурсоэффективность и ресурсосбережение 6. Социальная ответственность
--	---

**Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы**

Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Верховская М. В.
Социальная ответственность	Гоголева Т.С.
Иностранный язык	Карбышева О.П.

**Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:**

Введение
Клиническая дозиметрия электронных и фотонных пучков
Верификация модели фотонного и электронного пучка
Высокоэнергетический линейный ускоритель Elekta Synergy
Описание системы планирования PlanUNC

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

**Задание выдал руководитель:**

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Начальник отдела ОМФ ОГАУЗ «ТООД»	Сухих Е.С.	к.ф.-м.н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM6M	Сутыгина Я.Н.		

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

Школа Инженерная школа ядерных технологий  
 Направление подготовки (специальность) Ядерные физика и технологии  
 Уровень образования магистратура  
 Отделение школы (НОЦ) Отделение ядерно-топливного цикла  
 Период выполнения весенний семестр 2017/2018 учебного года

Форма представления работы:

магистерская диссертация
--------------------------

(бакалаврская работа, дипломный проект/работа, магистерская диссертация)

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

Срок сдачи студентом выполненной работы:	01.06.2018
--	------------

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
26.02.2018	1. Изучение научно-технической литературы и используемого оборудования	10
01.03.2018	2. Изучение системы планирования PLUNC	10
03.04.2018	3. Проведение клинической дозиметрии фотонных и электронных пучков линейного ускорителя	10
20.04.2018	4. Создание моделей фотонных и электронных пучков линейного ускорителя	10
01.05.2018	5. Проведение верификации созданных моделей и анализ полученных данных	10
11.05.2018	Оформление выполненной работы	10
25.05.2018	Подготовка к защите диссертационной работы	10

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Начальник отдела ОМФ ОГАУЗ «ТООД»	Сухих Е.С.	к.ф.-м.н.		

**СОГЛАСОВАНО:**

Руководитель ООП	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ядерная медицина	Черепенников Ю.М.	к.т.н		

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

Студенту:

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>
0АМ6М	Сутыгиной Яне Николаевне

<b>Школа</b>	Инженерная школа ядерных технологий	<b>Отделение школы (НОЦ)</b>	Отделение ядерно-топливного цикла
<b>Уровень образования</b>	Магистратура	<b>Направление/специальность</b>	14.04.02 Ядерные физика и технологии

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

<p>1. <i>Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих</i></p>	<p>Работа с информацией, представленной в российских и иностранных научных публикациях, аналитических материалах, статистических бюллетенях и изданиях, нормативно-правовых документах</p>
<p>2. <i>Нормы и нормативы расходования ресурсов</i></p>	
<p>3. <i>Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования</i></p>	

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

<p>1. <i>Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения</i></p>	<p>Оценочная карта конкурентных технических решений</p>
<p>2. <i>Планирование и формирование бюджета научных исследований:</i></p>	<p>Иерархическая структура работ Календарный план-график реализации проекта</p>
<p>3. <i>Оценка ресурсной, финансовой, социальной, бюджетной эффективности научного исследования</i></p>	<p>Определение ресурсоэффективности проекта</p>

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

1. *Оценочная карта конкурентных технических решений*
2. *Иерархическая структура работ*
3. *Организационная структура проекта*
4. *Календарный план проекта*
5. *Бюджет проекта*
6. *Матрица ответственности*
7. *Определение ресурсоэффективности проекта*

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

**Задание выдал консультант:**

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОСГН ШБИП	Верховская М.В.	к.ЭКОН.Н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0АМ6М	Сутыгина Яна Николаевна		

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА  
«СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»**

Студенту:

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>
0АМ6М	Сутыгиной Яне Николаевне

<b>Школа</b>	Инженерная школа ядерных технологий	<b>Отделение школы (НОЦ)</b>	Отделение ядерно-топливного цикла
<b>Уровень образования</b>	Магистратура	<b>Направление/специальность</b>	14.04.02 Ядерные физика и технологии

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

1. Описание рабочего места (рабочей зоны) на предмет возникновения:	<ul style="list-style-type: none"> <li>– вредных проявлений факторов производственной среды</li> <li>– (вредные вещества, освещение, шумы, вибрации, электромагнитные поля, ионизирующие излучения);</li> <li>– опасных проявлений факторов производственной среды (электрической, пожарной природы);</li> </ul>
2. Знакомство и отбор законодательных и нормативных документов по теме	<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:**

1. Анализ выявленных вредных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности:	<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>
2. Анализ выявленных опасных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности	<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>

<b>Дата выдачи задания для раздела по линейному графику</b>	
---	--

**Задание выдал консультант:**

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

**Задание принял к исполнению студент:**

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
0АМ6М	Сутыгина Яна Николаевна		



## Реферат

Выпускная квалификационная работа 133 с., 49 рис., 31 табл., 34 источника, 2 приложения.

Ключевые слова: линейный ускоритель, система планирования, создание моделей, медицинская физика, клиническая дозиметрия.

Объектом исследования является виртуальная модель фотонного и электронного пучка линейного ускорителя Elekta Synergy.

Цель работы – создание и верификация модели фотонного и электронного пучка ускорителя Elekta Synergy в системе планирования PLUNC.

В ходе работы проведена клиническая дозиметрия фотонного и электронного пучка линейного ускорителя Elekta Synergy. Так же освоена некоммерческая система планирования лучевой терапии PlanUNC, загружены и оконтурены КТ снимки твердотельных фантомов Г<sup>m</sup>RT BodyPhantom и SP34 в данную систему планирования. Созданы виртуальные модели электронных и фотонных пучков линейного ускорителя, путем ввода дозиметрических данных и основных характеристик терапевтической установки в систему планирования. Проведена верификация созданных моделей по абсолютной дозе.

Область применения: исследовательские и медицинские учреждения. Исследования данной работы могут быть использованы при обучении студентов-медиков и врачей основам оконтуривания анатомических структур и опухолей, а также «приёмке» планов облучения, подготовленных медицинскими физиками. Вторым направлением использования может стать визуализация дозных распределений в фантомах, демонстрация эффектов размера поля и т.д., что может быть использовано в обучении основам клинической дозиметрии.

## Содержание

Реферат.....	9
Введение.....	13
1 Краткая история развития лучевой терапии и систем планирования .....	16
2 Клиническая дозиметрия электронных и фотонных пучков.....	19
2.1.1 Фантомы для клинической дозиметрии .....	20
2.1.2 Камеры для клинической дозиметрии.....	21
2.1.3 Определение поглощенной дозы в воде .....	22
2.1.4 Особенности проведения клинической дозиметрии фотонных пучков .....	24
2.1.5 Особенности проведения клинической дозиметрии электронных пучков .....	26
2.1.6 Оценка качества клинического пучка.....	28
3 Описание системы планирования PlanUNC.....	30
4 Верификация систем планирования.....	35
5 Используемое оборудование .....	36
5.1 Высокоэнергетический линейный ускоритель Elekta Synergy .....	36
5.2 Клинический дозиметр Dose-1.....	37
5.3 Ионизационная камера CC13 .....	39
5.4 Цилиндрическая ионизационная камера FC65-G .....	40
5.5 Плоскопараллельная камера PPC40 .....	40
5.6 Анализатор дозного поля Blue Phantom.....	41
5.7 Твердотельный тканезквивалентный фантом SP34.....	42
5.8 I <sup>m</sup> RT Phantom.....	43
Практическая часть.....	44
5.9 Проведение относительной и абсолютной клинической дозиметрии фотонных пучков с энергией 6 и 10 МэВ линейного ускорителя Elekta Synergy 44	
5.10 Проведение относительной и абсолютной клинической дозиметрии электронного пучков с энергией 6 и 9 МэВ линейного ускорителя Elekta Synergy 50	
5.11 Создание и верификация модели фотонного и электронного пучка ускорителя Elekta Synergy в системе планирования PLUNC .....	57

5.12	Верификация модели фотонного и электронного пучка ускорителя Elekta Synergy в системе планирования PLUNC.....	59
	Заключение .....	67
6	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение ..	69
6.1	Предпроектный анализ .....	69
6.1.1	Потенциальные потребители результатов исследования .....	70
6.1.2	Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения .....	71
6.2	Планирование управления научно-техническим проектом.....	75
6.2.1	Иерархическая структура работ проекта.....	75
6.2.2	Контрольные события проекта.....	75
6.2.3	План проекта .....	76
6.3	Бюджет научно-технического исследования (НТИ).....	79
6.3.1	Расчет материальных затрат .....	79
6.3.2	Расчёт суммы амортизационных отчислений оборудования для экспериментальных работ .....	80
6.3.3	Затраты на оплату труда исполнителей НТИ .....	82
6.3.4	Отчисления во внебюджетные фонды.....	84
6.3.5	Накладные расходы .....	85
6.4	Формирование бюджета затрат научно-технического исследования (НТИ)	85
6.5	Организационная структура проекта .....	86
6.6	Матрица ответственности.....	87
6.7	Определение ресурсной эффективности исследования .....	88
7	Социальная ответственность .....	92
7.1	Анализ опасных и вредных производственных факторов .....	93
7.2	Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного воздействия и устранению их влияния при работе на линейном ускорителе и персональном компьютере.....	95
7.2.1	Организационные мероприятия .....	95
7.2.2	Организация рабочего места оператора ПК.....	95
7.2.3	Условия безопасной работы .....	98
7.3	Радиационная безопасность .....	100

7.3.1 Основы радиационной безопасности.....	100
7.4 Электробезопасность .....	104
7.5 Пожарная безопасность .....	106
Список публикаций студента .....	108
Приложение А .....	112
1 Contents.....	113
1. Introduction .....	114
2. Clinical dosimetry of electron and photon beams .....	116
3. Verification in radiotherapy .....	119
4. Linear accelerator Elekta Synergy.....	121
5. Radiotherapy treatment planning PPlanUNC .....	123
Приложение Б.....	126

## **Введение**

Проблема онкологических заболеваний остается приоритетной для современного общества. На сегодняшний день медицина применяет широкий спектр физических технологий и оборудований для диагностики и лечения, профилактики и терапии данной категории заболеваний. Существует несколько видов лечения рака: хирургическое и химиотерапевтическое лечение, гормональная терапия, лучевая терапия, и различные их комбинации. Но лучевая терапия является основополагающим элементом в области высоких медицинских технологий, назначение лучевой терапии (ЛТ) показано (70÷75) % онкологическим больным [1].

Потенциал лучевой терапии осуществляется посредством детального планирования облучения и тщательного выполнения всех правил и регламентов в процессе длительного лечения. Для оптимального лечения доза излучения должна доставляться с высокой точностью и как можно более равномерно (не ниже -5% и не выше +7%) [2]. Поэтому значение направления медицинской физики, в том числе обучение квалифицированных специалистов, для здравоохранения растет с каждым годом [3]. Специалистам в области медицинской физики предъявляются высокие требования, которые предполагают наличие не только базового физико-математического образования, дополнительной медицинской подготовки высокого уровня, но и наличие навыков работы в специальных программах и системах планирования. Требования обуславливаются приходом в клинику компьютерных технологий, а также интенсивным развитием методов диагностики и технологий для получения и считывания медицинских изображений, что само по себе превратило планирование в достаточно сложный процесс, в котором для определения местонахождения, объема и контура опухоли используются медицинские сканеры, а для оконтуривания области мишени и определения наиболее оптимальной стратегии лучевого лечения – симуляторы.

Задачей медицинского физика является оптимизация процесса облучения, направленная на получение максимально однородного распределения предписанной дозы в опухоли и минимальной дозы в критических органах и

окружающих тканях. Опытный физик легко может спрогнозировать распределение дозы в опухоли и критических органах в зависимости от геометрических и физических особенностей пучка. У начинающего физика, из-за отсутствия опыта, перебор возможных вариантов занимает существенное время. При этом знания каких-то оптимальных методик подведения дозы, полученные в вузе или прочитанные изученные в теории самостоятельно, не помогают без практических навыков.

Большинство программ для планирования лучевой терапии являются коммерческими (XiO и Monaco, Eclipse и т.д). Так как стоимость коммерческих программных продуктов очень высока, даже в отделениях лучевой терапии имеется лишь несколько рабочих станций. Например, в ТООД имеется две рабочие станции XiO и одна рабочая станция Monaco, которые обслуживают ускоритель Elekta Synergy и гамма-аппарат Theratron. В связи с этим, обучение студентов существенно затруднено из-за нехватки свободного машинного времени. Однако, основным недостатком большинства коммерческих систем является не только высокая стоимость, но и ограничение в доступе к исходному коду программирования, что приводит к значительно ограниченной клинической и технологической гибкости, имеющей важное значение для образовательных и исследовательских учреждений. Для решения этих задач в Томском политехническом университете в образовательный процесс была внедрена некоммерческая система планирования PlanUNC (PLUNC версии 6.6) с открытым кодом, разработанная в университете Северной Каролины (США) [4]. Использование данной системы позволяет обучать навыкам планирования одновременно группы из 12 студентов, что существенно экономит время преподавателя, а также позволяет студентам работать самостоятельно, наработывая практический опыт дозиметрического планирования лучевой терапии. Так же данная система является открытым, адаптируемым и расширяемым кодом, что позволяет создавать модели фотонных и электронных пучков излучения линейных ускорителей.

Целью данной работы является создание моделей электронных и фотонных пучков линейного ускорителя Elekta Synergy в системе планирования Plan-UNC. Для реализации данной цели электронных и фотонных пучков линейного ускорителя Elekta Synergy, произведен ввод дозиметрических данных и основных характеристик терапевтической установки, а также проведена верификация созданных моделей.

## 1 Краткая история развития лучевой терапии и систем планирования

Лучевая терапия является разделом клинической дисциплины, использующим ионизирующие излучения для лечения опухолевых и некоторых неопухолевых заболеваний. История радиотерапии начинается с открытия X-лучей Вильямом Рентгеном в 1895 году. Первые эмпирические терапии с использованием гамма-лучей были выполнены для воздействия в основном на поверхностные опухоли. Однако первые опыты лучевого лечения оказались неудачными из-за незнания многих физических свойств излучения и особенностей его биологического действия. После 1898 года начали расти методики, основанные на лечении радием. По мере изучения физических характеристик различных видов ионизирующего излучения, определения единицы экспозиционной, а затем поглощенной дозы излучения, технического совершенствования методов облучения, установления зависимости биологического эффекта от значения дозы и ее фракционирования были созданы предпосылки к теоретическому обоснованию лучевой терапии и определены показания к ее применению. Успехи способствовали дальнейшим изысканиям, а технические усовершенствования в области рентгенотерапевтической техники открыли путь к облучению более глубоко расположенных органов и тканей. Новые знания позволили создать свод правил, которыми было определено, что необходимо определять размер, форму и объем облучаемой области и что этот объем должен получать равномерное распределение дозы на столько, на сколько это возможно. Также было понятно, что доза для здоровых тканей за пределами области облучения должна быть сведена к минимуму и что важно собирать статистику пациентов с подобным типом заболеваний для того, чтобы собрать информацию о правильности дозового распределения. Современная лучевая терапия в значительной степени основывается на вышеуказанных принципах.

Внешняя лучевая терапия развивалась с ранней радиевой ( $\text{Ra-226}$ ) терапии в 1920-х годах, далее посредством 700-800 кВ ортовольтовых единиц в 1930х, и в



конечном итоге 1,25 МэВ (средняя энергия) Со-60 в 1950-х годах. С момента введения 6-мэВных медицинских линейных ускорителей (линак) в 1953г. практичность и эффективность многопрофильной процедуры ЛТ были значительно увеличены. Улучшения были обусловлены значительным повышением процентной глубины дозы кривых и уменьшения рассеяния киловольтного рентгеновского излучения, что позволило использовать меньшее число лечебных полей. Это в свою очередь привело к уменьшению дозы на нормальные ткани и лучшему покрытию мишени. Линейный ускоритель, имеющий иметь несколько режимов энергии от 4 МэВ до 25 МэВ, почти полностью заменил ранее созданные установки для внешней РТ. Терапевтические аппараты с Со-60 по-прежнему используется из-за лёгкости в обслуживании и для методики гамма-нож.

После изобретения медицинского линейного ускорителя и одновременного развития компьютерной томографии, основные достижения в лучевой терапии были сделаны в области планирования лечения. Планирование лечения до 1970-х годов обычно проводилось путем ручного манипулирования стандартными схемами изодозных карт на контурах тела пациента. С 1970-х годов началось компьютеризированное планирование лечения на основе КТ, обеспечивающего возможность просмотра распределений дозы. Огромное значение стало уделяться скрупулёзному расчёту дозы излучения, поглощённой в опухоли и окружающих тканях, в т.ч. и критических органах (например, глаз, сердце, лёгкие), повреждение которых чревато необратимыми и порой губительными последствиями. Последовательные улучшения в области планирования аппаратного обеспечения и программного обеспечения были наиболее заметны в аспектах графики, расчета и оптимизации существующих систем.

Для реализации правильного и точного распределения дозы в объекте необходимо иметь в системе планирования модель источника излучения. Она создается путем введения в систему данных о параметрах полей облучения в радиотерапевтическом аппарате. Такие данные получают с помощью

автоматизированных водных фантомов и клинических дозиметров. Затем расчеты доз эволюционировали от простых 2D-моделей до 3D-методов Монте-Карло, и увеличение вычислительной мощности продолжает увеличивать скорость вычислений.

Современный этап в развитии лучевой терапии – этап кооперации различных подходов в лечении, не только чисто медицинских, но и физических, технических, радиобиологических, радиохимических и т.д. Появление в последние годы современного радиотерапевтического оборудования, развитие диагностической и радиотерапевтической техники, все более широкое внедрение рентгеновских компьютерных томографов в практику дозиметрического планирования, применение современных высокопродуктивных алгоритмов расчета доз привели к развитию новой методики облучения — конформной лучевой терапии.

Мультилепестковый коллиматор (MLC), который появился на рынке в 1980-х годах, позволил упростить доставку дозы для соответствующей проекции на мишень. При более продвинутом употреблении, отдельные лепестки MLC перемещаются самостоятельно под контролем компьютера с желаемой скоростью. Это позволяет создавать пространственно-модулированные поля излучения, поскольку каждый лепесток ослабляет пучок с различным временным периодом. В результате, терапия с поперечной модуляцией интенсивности пучка (IMRT) позволила создать высокие уровни доз, которые максимально соответствуют форме сложной мишени [5].

## 2 Клиническая дозиметрия электронных и фотонных пучков

За последние двадцать лет сделан огромный прорыв в сфере разработки и внедрения нового терапевтического оборудования для лучевой терапии. Для реализации новых методов облучения в клинике большое внимание уделяется разработке способов повышения эффективности лучевого воздействия на основе пространственного и временного распределения дозы ионизирующего излучения и применения средств, изменяющих (моделирующих) лучевые реакции опухоли и организма.

Основная задача клинической дозиметрии состоит в количественном описании распределения поглощенной энергии излучения в теле облучаемого больного для оптимизации индивидуальных условий его облучения. Согласно рекомендациям Международной Комиссии по Радиационным Единицам доставляемая доза должна быть как можно более равномерна, однако это требование не всегда выполнимо по техническим причинам. Неравномерность поглощённой дозы должна поддерживаться в пределах не ниже -5% и не выше +7% от предписанной величины, т.е. все процедуры для введения в эксплуатацию ускорителя и других радиотерапевтических аппаратов (механические и дозиметрические характеристики) должны выполняться с точностью лучше, чем 5% [6].

Основными понятиями и величинами клинической дозиметрии являются поглощенная доза, дозное поле, дозиметрический фантом, мишень. Под дозным полем подразумевается пространственное распределение поглощенной дозы (или ее мощности) в облучаемой части тела больного, в тканеэквивалентной среде или дозиметрическом фантоме, моделирующем тело больного. Информацию о дозном поле представляют в табличном или матричном виде, а также в виде кривых, соединяющих точки одинаковых значений (абсолютных или относительных) поглощенной дозы. Такие кривые называют изодозами, а их семейства — картами изодоз. За условную единицу принимают поглощенную дозу в любой точке

дозного поля, обычно максимальную поглощенную дозу в точке, которая должна соответствовать подлежащей облучению мишени.

К клинической дозиметрии электронных и фотонных пучков относятся процедуры такие как: процентная глубинная доза, измерение поглощённой дозы в референсной точке в водном фантоме при стандартной геометрии, измерение распределения дозного поля в поперечном и продольном направлении относительно оси пучка электронов. В основном количество параметров, которые необходимо получить во время проведения дозиметрии, задаются требованиями систем планирования лечения. Их число главным образом зависит от размеров радиационных полей (размеры аппликаторов), всевозможных клинически расстояний между источником и телом пациента, а также положением пациента на лечебном столе.

### **2.1.1 Фантомы для клинической дозиметрии**

Вода рекомендуется в практических рекомендациях МАГАТЭ в качестве среды для измерений поглощенной дозы, как для фотонных, так и для электронных пучков. Вода является тканезквивалентной средой, и легко получить воду с высокой степенью чистоты. Фантом должен выходить, по крайней мере, на 5 см за все четыре стороны самого большого размера поля, используемого при глубинных измерениях и быть, по крайней мере, на 5 г/см<sup>2</sup> больше максимальной глубины, на которой могут производятся измерения.

Хоть вода является стандартным фантомным материалом для дозиметрии электронных пучков. Однако в силу разных причин не всегда возможно выполнение дозиметрии именно в водном фантоме. Например, измерения, проводимые в водном фантоме, весьма время затратны, и порой бывает не совсем удобно или возможно провести измерения в водной среде по сравнению с пластиковым фантомом, так же при использовании в качестве детекторов пленочных дозиметров или плоскопараллельной камеры более удобными оказываются различные твердые пластиковые фантомы. Твердые фантомы

являются также предпочтительными при измерениях дозы вблизи поверхности фантомов из-за неопределенности в позиционировании детекторов в воде, вызываемой эффектом поверхностного натяжения воды.

### **2.1.2 Камеры для клинической дозиметрии**

Для всех электронных пучков рекомендуется применять плоскопараллельные ионизационные камеры. Одним из основных преимуществ плоскопараллельных камер для дозиметрии электронных пучков является возможность минимизации эффектов рассеяния. Плоскопараллельные ионизационные камеры могут быть сконструированы таким образом, чтобы камера имела преимущественную чувствительность к флюенсу электронов, падающих сквозь переднее окошко, а вклад электронов, проникающих через боковые стенки, был незначительным.

Ионизационная камера считается «золотым стандартом» среди детекторов ионизирующего излучения в клинической дозиметрии. Отклик ионизационной камеры известен и экспериментально исследован лучше, чем у других детекторов. Однако, она далека от идеального универсального дозиметра. Ионизационная камера измеряет ионизацию в своей воздушной полости, созданную падающими частицами. Соответственно, существует ряд процедур для пересчёта данной величины в поглощённую дозу, которая была бы в воде при отсутствии возмущений первичного пучка. Основным недостатком ионизационной камеры является то, что она измеряет ионизацию только в одной «точке» за один раз, что делает крайне трудоёмким и продолжительным измерение поперечных профилей дозного распределения, что является необходимым как для дистанционной лучевой терапии с генерацией полей неправильной формы (например, при использовании многолепесткового коллиматора), так и для интраоперационной лучевой терапии.

Желательно, чтобы камера была пригодна для использования в воде, а конструкция должна быть настолько однородной и водозквивалентной, насколько

возможно. Особенно важны эффекты обратного рассеяния от задней стенки камеры.

### 2.1.3 Определение поглощенной дозы в воде

Согласно международному дозиметрическому протоколу TRS-398, вычисление поглощённой дозы в воде осуществляется на основе измерений с помощью ионизационной камеры, соответствующей исследуемому пучку, и определяется следующим образом:

$$D_{w,Q} = M * N_{D,w}^Q \quad (1)$$

где  $M$  – скорректированное значение заряда, измеренное в точке на глубине  $d_{max}$  ( $d_{max}$  – глубина в фантоме, на которой расположен максимум дозного распределения), Кл;

$N_{D,w}^Q$  – калибровочный коэффициент для ионизационной камеры, использованной в измерениях, в случае, если клинические условия, при которых проводилась дозиметрия, отличаются от стандартных лабораторных условий, при которых калибровалась данная ионизационная камера, отн. ед.

Скорректированное значение заряда, измеренного ионизационной камерой, рассчитывается следующим образом:

$$M = M_{raw} * P_{TP} * P_{ion} * P_{pol} * P_{ecel}, \quad (2)$$

где  $M_{raw}$  – исходное значение заряда, измеренное ионизационной камерой, Кл;

$P_{TP}$  – поправка на температуру среды и давление воздуха в момент измерений, отн. ед.;

$P_{ion}$  – поправка на рекомбинацию, которая учитывает неполную эффективность сбора ионов в камере в процессе измерения, отн. ед.;

$P_{pol}$  – поправка на эффект полярности напряжения на электродах камеры, отн. ед.;

$P_{ecl}$  – калибровочный коэффициент электрометра, отн. ед.

$P_{TP}$  поправочный коэффициент, который учитывает разницу между стандартными температурой и давлением в поверочной лаборатории и температурой, и давлением при измерениях конечным пользователем и влияние этой разницы на показания ионизационной камеры.

$$P_{TP} = \frac{273,2 + T}{273,2 + 22,0} * \frac{101,33}{P}, \quad (3)$$

где  $T$  – текущая температура, измеренная в градусах Цельсия возле ионизационной камеры;

$P$  - текущее атмосферное давление, кПа.

$P_{ion}$  поправочный коэффициент, учитывающий влияние на показания ионизационной камеры отсутствия полного сбора заряда из-за рекомбинации ионов. Для импульсных пучков формула примет следующий вид:

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - \frac{V_H}{V_l}}{\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L} - \frac{V_H}{V_l}}, \quad (4)$$

где  $V_H$  – нормальное (номинальное) рабочее напряжение на детекторе, кВ;

$M_{raw}^H$  – значение заряда, измеренного ионизационной камерой, при напряжении  $V_H$ , Кл;

$V_l$  – напряжение, равное, как правило, половине нормального рабочего напряжения, кВ;

$M_{raw}^L$  – значение заряда, измеренного ионизационной камерой, при напряжении  $V_l$ , Кл.

$P_{pol}$  поправочный коэффициент, учитывающий влияние изменения полярности напряжения, приложенного к электродам камеры, который определяется следующим образом:

$$P_{pol} = \left| \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2 * M_{raw}} \right|, \quad (5)$$

где  $M_{raw}^+$  – показания ионизационной камеры при напряжении положительной полярности;

$M_{raw}^-$  – показания ионизационной камеры при напряжении отрицательной полярности;

$P_{cel}$  калибровочный коэффициент электрметра, который равен единице при условии, что камера и электрметр калибровались вместе.

Быстрые электроны, генерируемые ускорителями, создают в тканях дозное поле, отличающееся от дозных полей при воздействии другими видами ионизирующих излучений. Максимум дозы наблюдается непосредственно под поверхностью, глубина нахождения его в среднем составляет половину или треть величины эффективной энергии электронов и возрастает с увеличением энергии излучения. В конце траектории движения электронов величина дозы резко падает до нуля. Однако кривая падения величины дозы с возрастанием энергии электронов становится все более плоской за счет фонового излучения. Электроны с энергией до 5 МэВ используются для облучения поверхностных новообразований, с более высокой энергией (7-15 МэВ) – для воздействия на опухоли средней глубины расположения.

#### **2.1.4 Особенности проведения клинической дозиметрии фотонных пучков**

Клиническое применение фотонов для лучевой терапии требует, чтобы доза была определена в любой точке облучаемого объёма. Основные измеряемые параметры (характеристики) радиационного поля фотонного пучка в стандартных и нестандартных условиях: центрально-осевые распределения, т.е. глубинные распределения ионизации и глубинной дозы; профильные сечения пучка на различных глубинах; радиационный выход (отношение поглощенных доз на глубине максимальной дозы для стандартного и произвольного размера поля);



коэффициенты пропускания клина (фактор выхода клина); отношение ткань-максимум.

В облучаемой ткани или фантоме дозное распределение пучка изменяется с глубиной. Важной характеристикой этого изменения является процентная глубинная доза. Она измеряется с высокой точностью в водных фантомах, и через нее определяются многие другие дозиметрические характеристики, используемые при дозиметрических расчетах в ЛТ.

Глубина максимума дозы пропорциональна энергии пучка фотонного излучения. Отметим так же, с увеличением размера поля дозный максимум смещается в сторону меньших глубин, это связано с тем, что увеличивается рассеивающий фактор головки аппарата.

Для фотонов высокой энергии клинических ускорителей качество пучка определяется отношением ткань-фантом,  $TPR_{20,10}$ , то есть отношением поглощенных доз на глубинах 20 и 10 см в водном фантоме, измеренных при постоянном расстоянии источник-камера 100 см и размере поля 10 x 10 см на уровне камеры. Наиболее важной характеристикой качества  $TPR_{20,10}$  является его независимость от загрязнения пучка электронами. Эта величина является также критерием эффективного коэффициента ослабления, описывающего приближенно экспоненциальное уменьшение глубинной дозы на участке за глубиной максимума дозы. Так как  $TPR_{20,10}$  является отношением доз, то не требуется применять поправки на смещение для двух глубин, когда используется цилиндрическая камера. К тому же,  $TPR_{20,10}$  для большинства клинических установок не зависит от небольших систематических ошибок в установке камеры на каждой глубине.

Для полей с небольшими поперечными сечениями доза в водном фантоме на оси пучка почти целиком определяется первичным фотонным излучением. Под первичным здесь и далее понимаются фотоны, которые не испытали взаимодействия на пути от источника к точке расчета. С увеличением размера поля растет вклад в дозу от рассеянных в среде фотонов. Так как эти фотоны имеют

преимущественное направление вперед, особенно для высокоэнергетических фотонов, то относительный вклад в дозу от рассеянных фотонов растет с увеличением размера поля более быстро на больших глубинах.

В то же время на любой конкретной глубине (но равной или большей, чем максимальная глубина) доза от первичных фотонов не меняется с изменением размера поля. Исключение представляют только поля с очень малыми поперечными размерами, так как в этом случае имеет место отсутствие уже поперечного (или бокового) электронного равновесия. Поэтому суммарная доза (от первичных и рассеянных фотонов) растет с увеличением размера поля быстрее, чем максимальная доза на оси пучка. Все это приводит к эффекту увеличения процентной дозы с увеличением размера поля.

### **2.1.5 Особенности проведения клинической дозиметрии электронных пучков**

Клиническое применение электронов для лучевой терапии требует, чтобы доза была определена в любой точке облучаемого объёма. Для планирования лечения электронами, необходимо провести измерения не только глубинных, но и поперечных распределений поглощённой (относительной) дозы в воде для всего набора аппликаторов. Поглощенная доза в воде является величиной, наиболее интересной для лучевой терапии, так как именно от нее зависит биологический эффект облучения. Для пучков электронов показателем качества является глубина в воде  $R_{50}$ . Это глубина в воде (в г/см<sup>2</sup>), на которой поглощенная доза становится равной половине максимальной поглощенной дозы.

Центрально-осевые дозовые распределения в воде (ЦОДР), называемые также глубинными дозовыми кривыми (ГДК), являются важнейшей характеристикой клинических пучков электронов. Электроны создают более высокую поверхностную дозу, чем фотоны, на кривых имеются максимумы. Для глубин больших скорость уменьшения дозы для электронов значительно выше, что является следствием того, что электроны, как и все заряженные частицы, имеют конечный пробег в веществе. После области быстрого спада в электронных ГДК

наблюдаются области с относительно невысоким и медленно изменяющимся значением дозы. Появление таких «хвостов» обусловлено фотонным «загрязнением» пучка электронов. Это загрязнение создается тормозным излучением, образующимся при прохождении электронов через головку ускорителя и через воду.

У современных линейных ускорителей на 6 МэВ процентная глубинная доза (PDD) на поверхности составляет примерно 70 %. С увеличением энергии электронов PDD на поверхности также увеличивается, достигая 90 % для пучков 20 МэВ. Данный эффект является следствием того, что низкоэнергетические электроны рассеиваются в среднем на большие углы, чем высокоэнергетические. Поэтому создаваемая ими доза на глубине  $z_{max}$  оказывается более высокой по отношению к дозе на поверхности, чем для высокоэнергетических электронов. Знание дозы на поверхности имеет важное клиническое значение, так как при облучении электронами в область мишени часто включаются кожные покровы пациентов.

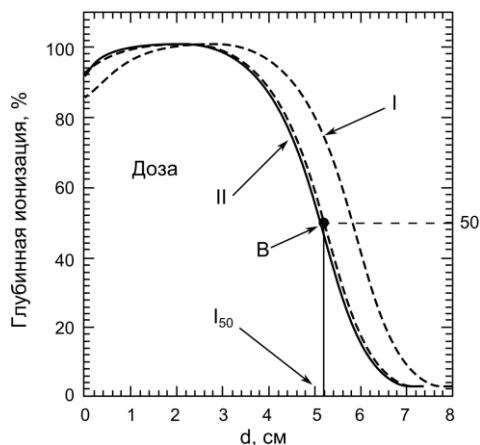


Рисунок 1 - Типичная кривая глубинной дозы для электронного пучка и эффект смещения кривой глубинной ионизации для электронных пучков

ГДК существенно зависит от размера поля. Доза увеличивается с увеличением размера поля, так как увеличивается рассеяние в головке аппарата и в фантоме. Однако если размеры поля регулируются с помощью набора аппликаторов (тубусов), триммерных полос или вставок в аппликаторы при

неизменном положении фотонных коллимационных пластин (шторок основного коллиматора), то изменение выходного фактора остается относительно небольшим. Если же для этого используются шторки основного коллиматора головки, изменение выходного фактора будет значительным, особенно для низких энергий электронов [7].

### **2.1.6 Оценка качества клинического пучка**

Клиническое применение фотонов для лучевой терапии требует, чтобы доза была определена в любой точке облучаемого объёма. Для создания модели фотонного пучка, необходимо провести измерения не только глубинных, но и поперечных распределений поглощённой (относительной) дозы (другое название поперечных распределений «изодоза», или «изодозные линии») в воде. Дозным профилем называется одномерное представление распределения вдоль заданной прямой. Дозные профили используются для определения симметрии, однородности поля облучения и расчета полутени. С увеличением размера поля профиль пучка становится шире, увеличивается полутень пучка.

Измерения профильных распределений поглощенной дозы производятся в двух взаимно перпендикулярных направлениях по осям симметрии радиационного пучка.

Существуют характеристики профиля пучка, которые подвергаются анализу. К ним относятся симметричность и плоскостность пучка.

Симметричность и плоскостность пучка зависят от конструкции машины и настройки системы выравнивания или сглаживания, а также от аппаратуры, которая используется для коллимации пучка. Как правило, пучок электронов проходит через вакуумное окно ускорительной камеры, рассеивающие фольги, проходные ионизационные камеры (для мониторинга пучка), воздух и апертуры, определяющие размер поля облучения. Рассеянные электроны имеют более низкую энергию, и поэтому плоскостность пучка может значительно измениться с

глубиной. Для определения симметричности и плоскостности поля излучения, рекомендуется использовать референсные глубины, которые располагаются на или вблизи глубины максимума поглощённой дозы [8].

Также равномерность поля должна оцениваться вблизи поверхности и в терапевтическом глубинном диапазоне. Референсная плоскость определяется как плоскость, параллельная поверхности фантома и перпендикулярная оси пучка. Поскольку глубина максимума поглощённой дозы значительно отличается для различных ускорителей, рекомендуется, чтобы референсная плоскость находилась на 95% изодозной кривой за глубиной максимума дозы.

Плоскостность пучка  $F$  оценивается путём нахождения максимального значения поглощённой дозы  $D_{max}$  и минимального значения поглощённой дозы  $D_{min}$  в поперечном профиле пучка на различных глубинах и определяется как:

$$F = ((D_{max} - D_{min}) / (D_{max} + D_{min})) * 100\% \quad (6)$$

Из формулы определения плоскостности пучка видно, что значение параметра  $F$  может меняться от 0 до 100%, где 0 соответствует абсолютно плоскому пучку, а 100% - абсолютно неплоскому пучку. Плоскостность в пределах 5% считается нормой.

Симметрия пучка выражается в процентах и обычно определяется на глубине  $d_{max}$ , где излучение, рассеянное стенками аппликатора, может влиять на дозные распределения. В расчёт берутся площади под кривой поперечного профиля поглощённой дозы справа и слева от центральной оси пучка. Симметрия пучка  $S$  определяется следующим образом:

$$S = 100 \frac{S_{left} - S_{right}}{S_{left} + S_{right}} \quad (7)$$

Из формулы (2) определения симметрии пучка видно, что значение параметра  $S$  может меняться от 0 до 100%, где 0 соответствует абсолютно

симметричному пучку, а 100% - абсолютно несимметричному пучку. Симметрия в пределах 5% считается нормой.

### **3 Описание системы планирования PlanUNC**

Система PPlanUNC или PLUNC – некоммерческое программное обеспечение, позволяющее создавать дозиметрические планы лучевой терапии индивидуально для каждого пациента. Система позволяет рассчитать и представить (на экране или в виде распечатки) значения распределения дозы облучения внутри тела пациента для заданных параметров плана лучевой терапии. Данное программное обеспечение разработано усилиями специалистов института Северной Каролины (США) [9]. PLUNC состоит из набора модулей, библиотек, и баз данных, обеспечивающих набор возможностей лучевой терапии планирования, которые включают, но не ограничиваются:

- оконтуриванием анатомического строения;
- записью/регистрацией изображений;
- расчетом дозы, используемой при лучевой терапии;
- анализом и отображением гистограмм изодозового распределения;
- сравнением и созданием единого плана лечения;
- расчетами для оптимизации дозы в IMRT (Intensity-Modulated RadioTherapy)

Система PLUNC сохраняет личные и анатомические данные каждого пациента, для которого создается план лучевой терапии. Всем сохраненным данным присваивается уникальный идентификатор пациента, задаваемый пользователем.



Рисунок 2 – Стартовое окно системы планирования PLUNC

Планирование лучевой терапии в PLUNC включает в себя несколько последовательных этапов:

- создание каталога и входного файла изображения пациента;
- оконтуривание пациента (кожа, органы риска, опухоль);
- добавление пучков и создание геометрии облучения;
- расчет дозы;
- оценка распределения дозы по гистограмме доза-объем.

Оконтуривание является важнейшим этапом при создании плана лечения пациента. Включает в себя процесс определения области мишени, органов риска и контуров тела человека. Для проведения оконтуривания в программном продукте PLUNC необходимо запустить редактор контуров – Anastruct Editor. Он включает в себя необходимый инструментарий для выполнения оконтуривания. Также предусмотрена функция автоконтуривания и интерполяции, что с учетом наличия большого числа срезов пациента делает процесс оконтуривания более быстрым и удобным для пользователя.

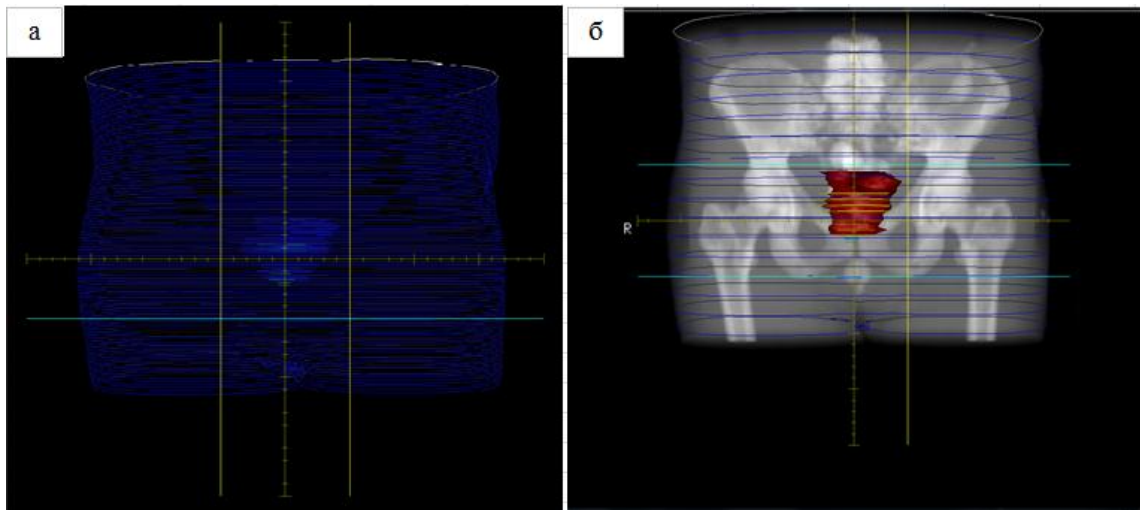


Рисунок 3 – Редактирование окна «Вид из пучка»: а – неотредактированный вид, б – отредактированный вид

Выбор правильной геометрии облучения является одним из гарантов достижения основной цели лучевой терапии, а именно необходимости обеспечения максимального поражения раковых клеток, при минимальном воздействии на здоровую ткань. Данная программа обладает широким набором возможностей для создания наиболее оптимального плана лечения пациента (возможностью редактирования угла коллиматора, поворота стола,), которые позволяют создать план лучевой терапии соответствующего международным стандартам и регламентам. Поэтому систему планирования PLUNC позволяет освоить на высоком уровне освоить и отработать современные методики лучевой терапии.

Средством оценки качества плана облучения является использование гистограмм доза—объем (DVH — Dose Volume Histogram). DVH представляет собой график распределения дозы в облучаемом объеме. Для идеального распределения дозы по отношению к планируемому объему мишени гистограмма доза—объем имеет форму прямоугольника. С помощью гистограмм можно определить следующие характеристики дозовых распределений: стандартные отклонения дозы на опухоль, минимальные и максимальные дозы, средние дозы, медианные дозы на критические органы.



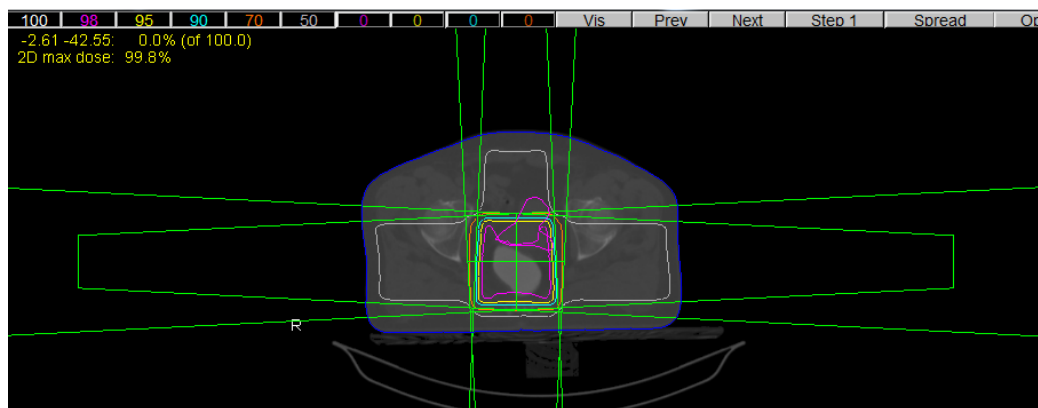


Рисунок 4 – Окно редактирования дозы

Система планирования PLUNC обеспечивает широкий набор возможностей планирования лучевой терапии пучком фотонов с энергией 6 и 15 МэВ. В данной системе планирования существует возможность создавать модели фотонных и электронных пучков излучения линейных ускорителей, на основе измеренных дозиметрических данных. Для реализации данной цели, необходимо проводить дозиметрию в соответствии с серией международных протоколов по клинической дозиметрии фотонный и электронных пучков, а также рекомендаций, прилагаемых к системе PLUNC для создания модели пучка [10]. Сведения об источнике излучения. Перед первым использованием системы PLUNC оператор собирает большое количество сведений из оборудования, установленного в вашем учреждении, и вводит их в систему планирования. Эта информация в основном состоит из результатов измерений, полученных из клинической дозиметрии линейного ускорителя и параметров, и основных характеристик терапевтической установки. Каждому источнику излучения для дистанционной лучевой терапии присваивается идентификатор установки. Этот идентификатор задается пользователем и позволяет восстановить данные источника, используемые в плане лучевой терапии. В процессе проведения дозиметрии необходимо получить глубинные распределения на центральной оси пучка, для всех размеров полей, продольные и поперечные профили пучка (изодозное распределение) в тканезквивалентной среде. Измерения необходимо проводить для ряда полей, например, 2x2, 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 и 40x40, а также глубин для каждого поля  $d_{max}$  10 см, 20 см и 30 см. Система планирования позволяет вводить и различные

модификаторы излучения, например, клинья, блоки. Данные клиньев включают тип клина и параметры, необходимые для расчета поправочных коэффициентов и степени ослабления излучения, обеспечиваемой клиньями. Данная система поддерживает только физические клинья.

## 4 Верификация систем планирования

Верификация в лучевой терапии – это независимая комплексная проверка, подтверждающая соответствие дозового распределения, доставленного к мишени внутри тела пациента, запланированному распределению с погрешностью результата облучения, не превышающей заданную величину критерия приемлемости. Для надежного выполнения плана нужна хорошая дозиметрия и корректный расчет плана лечения.

Верификация расчетов дозы, полученных на системах планирования облучения, проводится традиционно с детекторной системой, показывающей значение дозы в одной или нескольких точках – это 1D контрольная процедура. Такая программа обычно состоит из измерения дозы в специфических точках или вдоль оси, например, снимают глубинное распределение дозы или профили, в различных водных или твердых пластинчатых фантомах, используя референсные данные о пучках [11].

Приводимые значения относятся ко всему процессу лучевой терапии. Требования к точности отдельных вкладов в полную подведенную дозу должны быть выше. Дозиметрия всего процесса начинается с первичных дозиметрических стандартов и требуемых физических данных, проходя через калибровку дозиметров, калибровку пучков в референсных условиях, относительную дозиметрию во всех других условиях, планирование облучения, включает получение данных о пациенте и определение облучаемого объема и дозы. Весь процесс заканчивается подведением предписываемого облучения к пациенту в течение всего курса лечения [12].

Как говорилось ранее, основным требованием, предъявляемым к радиологическим комплексам и определяющим эффективность их работы, является возможность формирования и подведения заданного количества дозы к очагу поражения, с учетом дозиметрических и анатомических особенностей области облучения. При этом на первый план выходят вопросы о методах контроля подводимой дозы, алгоритмах для её расчета, оценки погрешностей в расчетных

данных, адекватности математической модели, формируемого профиля облучающего поля и его оптимизации в клинических условиях. Для проверки значений мониторинговых единиц и абсолютной дозы применяется метод независимого расчета. Метод заключается в проведении измерений в контрольных точках для полей с различными параметрами и модификаторами типа клиньев или блоков на фантоме, а также проведении расчетов для полей в аналогичных точках с аналогичными параметрами в системе планирования [13].

Полученные данные с фантома и системы планирования сравниваются и делаются выводы о точности доставки дозы в точку. Основой для контрольных измерений обычно служат «фантомные планы». Способ состоит из применения сегментов многолепесткового коллиматора, траекторий движения пластин и значений мониторинговых единиц для каждого поля, полученного из окончательно рассчитанного поля для больного, и КТ стандартного фантома. Фантом облучают в соответствии с планом, дозу измеряют ионизационным или фото-методом, или другим возможным способом. Результаты измерений сравнивают с расчетом в фантоме.

Логика метода «фантомного плана» состоит в том, что он контролирует правильный перенос параметров, последовательное движение пластин многолепесткового коллиматора и расчет количества мониторинговых единиц.

## **5 Используемое оборудование**

### **5.1 Высокоэнергетический линейный ускоритель Elekta Synergy**

В медицине линейные ускорители используются как основной элемент лучевой терапии и радиохирургии. Лучевая терапия (ЛТ) является одним из ведущих методов лечения онкологических заболеваний, основанном на повышенной чувствительности раковых опухолей к ионизирующему излучению, которое подводится линейным ускорителем.

Elekta Synergy – это первый линейный ускоритель, в котором система 3D-визуализации внедрена в лечебный процесс. Система укомплектована средствами визуализации, которые помогают врачу точно задать контуры подлежащей лечению опухоли и соседствующих здоровых тканей, а также учесть их возможные движения во время фракций и между ними. Интеграция этой технологии в гентри (подвижную часть) линейного ускорителя Elekta Synergy дает возможность оптимизировать размещение пациента до начала терапии [14].



Рисунок 5 – Высокоэнергетический линейный ускоритель Elekta Synergy.

Данный ускоритель был разработан для подачи лечебных пучков рентгеновских лучей и электронов для широкого диапазона стандартных и новейших методов лучевой терапии. Ускоритель имеет широкий диапазон энергий для пучков фотонов (6МэВ, 10МэВ, 15МэВ) и для пучка электронов (6-18 МэВ) [15].

Ускоритель включает в себя ряд эффективных комплектующих: многолепестковый коллиматор MLC, систему портальной визуализации iViewGT, систему визуализации XVI [16].

## **5.2 Клинический дозиметр Dose-1**

В качестве ассоциированного измерительного прибора для точного определения абсолютных доз рекомендуется использовать клинический дозиметр Dose-1.

Клинический дозиметр Dose-1 - переносной одноканальный опорный прибор, соответствующий международным рекомендациям МЭК 60731 и ААРМ ADCL. Прибор в комплексе с ионизационными камерами используется для измерения абсолютной дозы в пучках гамма-излучения, рентгеновского излучения, высокоэнергетичных фотонов, электронов, протонов и тяжелых ионов (Протокол МАГАТЭ № 398) для целей лучевой терапии онкологических заболеваний. При условии соответствующей аттестации, прибор может быть использован как образцовый (вторичный эталон) для целей метрологии, для поверки клинических дозиметров полевого класса. На Рисунке 6 изображен клинический дозиметр Dose-1 [17].



Рисунок 6 – Клинический дозиметр Dose-1

К наиболее примечательным характеристикам прибора можно отнести:

1. Большой динамический диапазон измерительного канала, в связи, с чем не требуется переключение диапазона при работе. Достаточно лишь указать правильный тип подключаемого детектора (ионизационная камера или полупроводниковый детектор), и дальнейшее переключение диапазонов будет происходить автоматически.

2. Прибор рассчитан на использование в разных странах, и его блок питания (соответствующий МЭК 601) имеет широкий диапазон допустимых входных напряжений и частот. Для подключения используется шнур с разъёмом МЭК 320/C13.

3. Напряжение смещения детекторов выбирается в диапазоне  $\pm 600\text{В}$ , ток короткого замыкания в случае неисправности ограничен безопасным уровнем  $0,1\text{мА}$ .

4. В приборе имеется встроенный хронометр с автономным батарейным питанием. Его данные используются для расчёта распада радиоактивных веществ, а также для других проверок функции системы, вместе со встроенным электрическим калибровочным источником, выдающим стандартный импульс 5нКл.

5. Dose1 измеряет ток и заряд. На основании введённых коэффициентов калибровки и коррекции, возможен расчёт общеупотребительных дозиметрических величин в соответствующих единицах. Управление прибором возможно с помощью высококонтрастного графического электролюминесцентного дисплея и клавиатуры на самом приборе [18].

### 5.3 Ионизационная камера СС13

Ионизационная камера СС13 предназначена для абсолютной и относительной дозиметрии электронных и фотонных пучков, применяемых в радиотерапии. Измерения могут производиться в воздухе, водном фантоме или твердотельных фантомах. Также может быть использована в качестве стандартной камеры для клинического применения в водном фантоме.

Камера СС13 имеет небольшой объём камеры с высоким пространственным разрешением. Камера является водонепроницаемой, с вентиляцией через водонепроницаемый рукав, и полным ограждением от окружающей среды.



Рисунок 7 – Ионизационных камер СС13

Основные технические характеристики:

- водонепроницаемая, вентилируемая;
- чувствительный объём  $0,125 \text{ см}^3$ ;

- стенка из графита;
- центральный электрод – алюминий.

Камера предназначена предпочтительно для диапазонов энергии фотонов и электронов на уровнях медицинских ускорителей. Диапазон измерений мощности дозы от 1мГр/ мин до 51 Гр/ мин [19].

#### **5.4 Цилиндрическая ионизационная камера FC65-G**

Ионизационная камера FC65-G – цилиндрическая ионизационная камера, предназначенная для абсолютной и относительной дозиметрии фотонных и электронных пучков в радиотерапии. Измерения могут проводиться в воздухе, водных фантомах и твердотельных фантомах [20].



Рисунок 8 – Ионизационная камера FC65-G

Камера предназначена для энергетического диапазона фотонов и электронов в медицинских ускорителях. Также камера может быть использована для измерения дозы в рентгеновских лучах с энергией от 70 до 280кэВ и для гамма-квантов цезия-137 и кобальта-60. Данная камера является водонепроницаемой.

#### **5.5 Плоскопараллельная камера PPC40**

Плоскопараллельная ионизационная камера PPC40 (рисунок 8) предназначена для абсолютной и относительной дозиметрии пучка электронов с энергией от 2 МэВ до 50 МэВ, в измеряемых величинах поглощенной дозы в воде и поглощенной дозы в воздухе. Камера также может быть использована для измерения фотонов и протонов в измеряемых величинах, упомянутых выше [21].



Камера является водонепроницаемой и полностью защищенной от окружающей среды. Конструкция и материал изготовления сводит к минимуму эффекты обратного рассеяния.



Рисунок 9 – Плоскопараллельная ионизационная камера PPC40

Камера предназначена предпочтительно для диапазонов энергии фотонов и электронов на уровнях медицинских ускорителей. Диапазон измерений мощности дозы от 100 мкГр/с до 1,4 кГр/мин.

### **5.6 Анализатор дозного поля Blue Phantom**

Анализатор дозного поля Blue Phantom предназначен для целей клинической дозиметрии, основное назначение которой – обеспечить выполнение главной задачи лучевой терапии онкологических заболеваний, а именно подведение заданной дозы к выбранной врачом мишени (опухоли) с высокой точностью при минимальном поражении здоровых органов и тканей. С помощью анализатора дозного поля определяется пространственное распределение дозного поля в поглощающей среде - воде, близкой по своим характеристикам к тканям тела человека, при разных режимах работы облучательного аппарата. Полученные результаты используются затем в качестве исходных данных для планирования сеансов облучения пациентов.

Водный фантом - прямоугольный бак с водой, внутри которого находится подвижный механизм для трехмерного сканирования, т.е. перемещения детектора излучения в пределах измеряемого объема в режимах непрерывного и пошагового сканирования. Управление механизмом осуществляется специализированным блоком управления с двухканальным электрометром, через соединительный кабель

управления. Также управление перемещениями камеры может осуществляться с ручного пульта управления. Регулировка уровня сканирующего механизма может производиться независимо от уровня фантома. Имеются индикаторы положений датчика по различным направлениям сканирования и индикатор уровня. Возможно осуществление сканирования в непрерывном и дискретном (пошаговом) режиме.

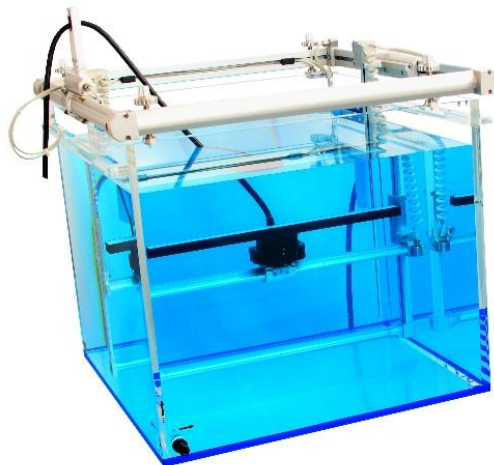


Рисунок 10 – Водный фантом Blue Phantom

Фантом устанавливается на мобильный стол с электрическим подъемным механизмом и механизмом прецизионной установки горизонтального уровня с возможностью вращения по оси Z, с помощью которого фантом может быть установлен в нужное положение под пучком терапевтической установки.

### **5.7 Твердотельный тканеэквивалентный фантом SP34**

Фантом SP34 является твердотельным водо-эквивалентным фантомом, состоящим из пластин, предназначенных для контроля качества абсолютных и относительных измерений дозы фотонных и электронных пучков с камерой фермеровского типа, плоскопараллельных или компактных камер. Фантом представляет собой набор из одной пластины толщиной 1 мм, двух пластин по 2 мм, одной пластины 5 мм и двадцати девяти пластин толщиной 10 мм. Плотность полистирола составляет от 1050 до 1080 кг/м<sup>3</sup> (в то время как плотность воды составляет 1000 кг/м<sup>3</sup>).

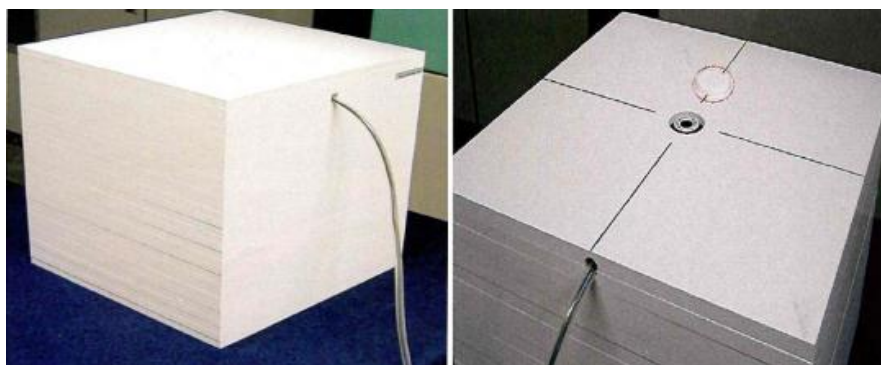


Рисунок 11 – тканеэквивалентный твердотельный фантом SP34

### 5.8I<sup>7</sup>mRT Phantom

Для калибровки и верификации системы дозиметрического планирования разработаны круглый и кубический фантомы для проверки лечебных планов различных анатомических областей. Для фантома предлагается набор вкладышей, имитирующих легкое, жировую ткань, мышцы и кость.



Рисунок 12 – Твердотельный фантом I<sup>7</sup>mRT Phantom

Цилиндрический фантом - сконструирован для измерения постоянства дозы в зависимости от угла поворота гантри и угла наклона пучков облучения с помощью различного типа ионизационных камер, что позволяет быстро и легко выполнить измерения. В комбинации с адаптером с маленьким стальным шариком, этот фантом может быть использован для верификации механической стабильности положения гантри. Могут быть использованы адаптерные пластины для ионизационных камер: CC13, CC13-S, CC25, FC65-P, FC65-G, FC23-C [22].

I<sup>7</sup>mRT Phantom является фантомным эквивалентом воды для многократных измерений и проверки абсолютной дозы.

## Практическая часть

### 5.9 Проведение относительной и абсолютной клинической дозиметрии фотонных пучков с энергией 6 и 10 МэВ линейного ускорителя Elekta Synergy

Все измерения характеристик фотонного пучка проводились с использованием водного фантома Blue Phantom с помощью цилиндрической ионизационной камеры СС13, предназначенной для измерения поглощённой дозы в воде. Измерения проводились в водном фантоме на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией фотонов 6 и 10 МэВ.

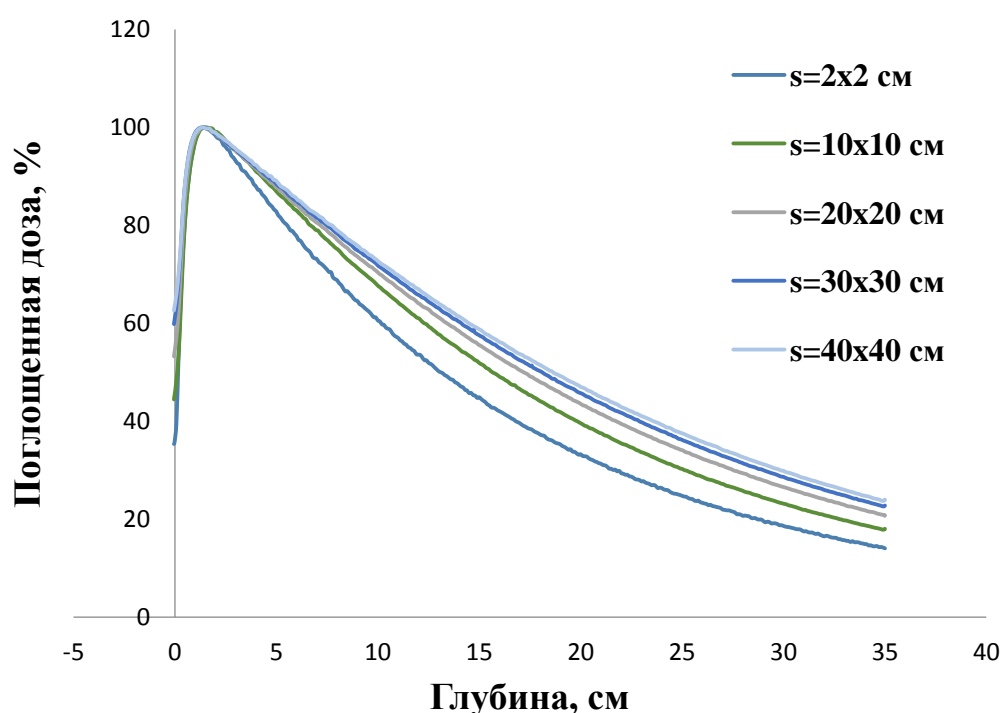


Рисунок 13 - Кривые глубинного распределения относительной поглощённой дозы, измеренные ионизационной камерой в водном фантоме фотонного пучка линейного ускорителя с энергией 6 МэВ для ряда размеров полей

Так же проведены измерения и для фотонного пучка с энергией 10 МэВ. С увеличением энергии дозовый максимум смещается вправо в сторону больших глубин. При энергии фотонов 6-10 МэВ преобладает эффект Комптона. При более высокой энергии излучения фотоны преодолевают большие расстояния в веществе и рассеиваются преимущественно на электронах вещества, расположенных дальше

от поверхности. Электроны после рассеяния начинают двигаться преимущественно вперед, поэтому дозный максимум смещается вправо. С увеличением размера поля дозный максимум смещается в сторону меньших глубин, это связано с тем, что увеличивается рассеивающий фактор головки аппарата.

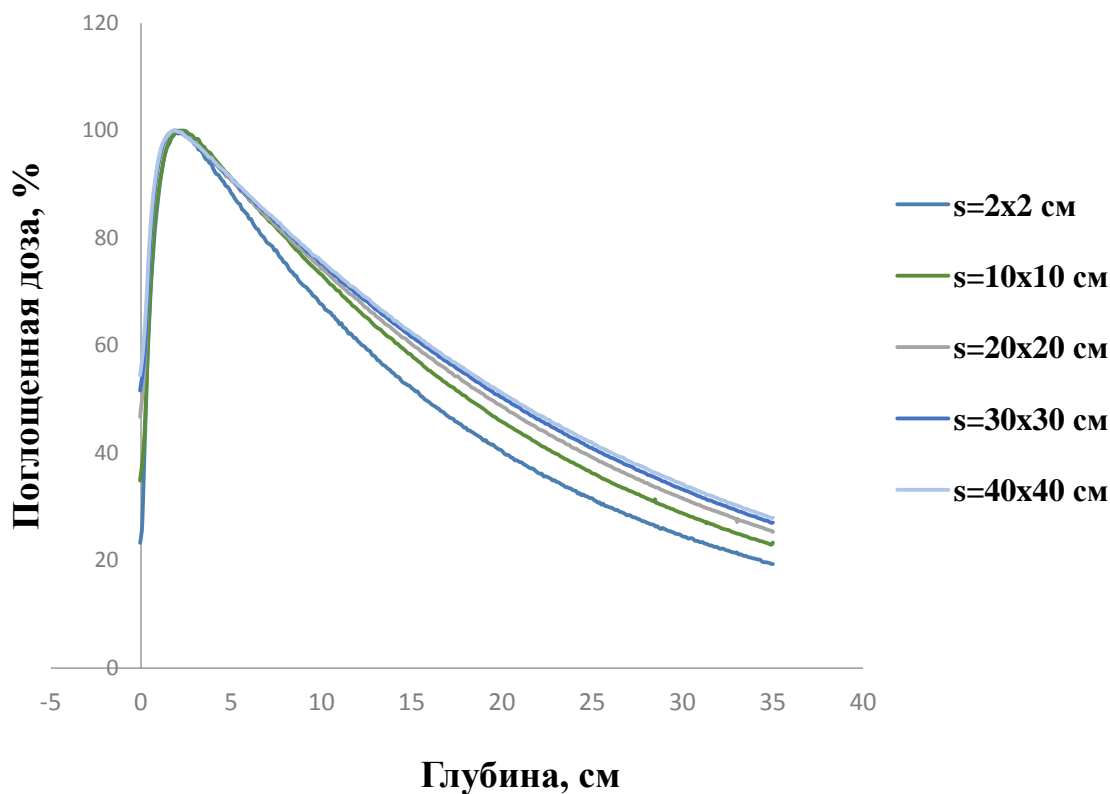


Рисунок 14 - Кривые глубинного распределения относительной поглощённой дозы, измеренные ионизационной камерой в водном фантоме на линейном ускорителе Elekta Synergy фотонного пучка с энергией 10 МэВ для ряда размеров полей

Построим поперечные профили фотонного излучения с энергией 6 МэВ для размера поля 5×5 см, 10×10 см, 15×15 см, 20×20, 30×30 см, 40×40 см.

Так же построим поперечные профили фотонного излучения с энергией 10 МэВ для размера поля 5×5 см, 10×10 см, 15×15 см, 20×20 см, 30×30 см, 40×40 см.

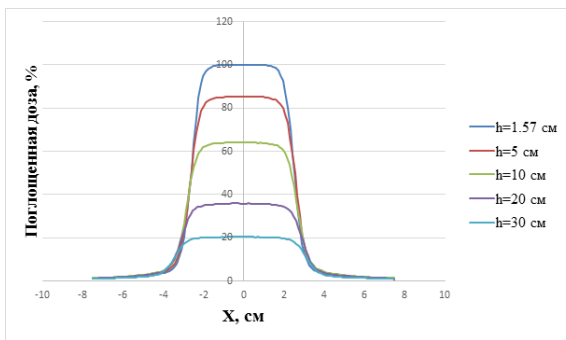


Рисунок 15 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для размера поля 5×5 см.

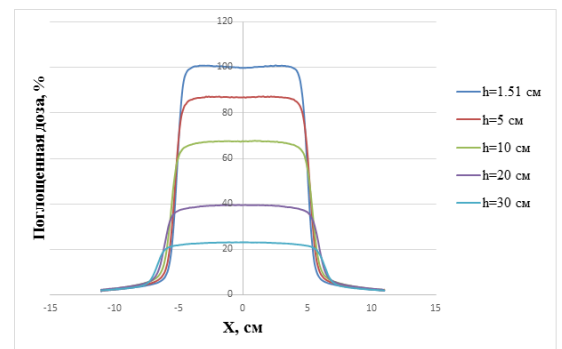


Рисунок 16 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для размера поля 10×10 см

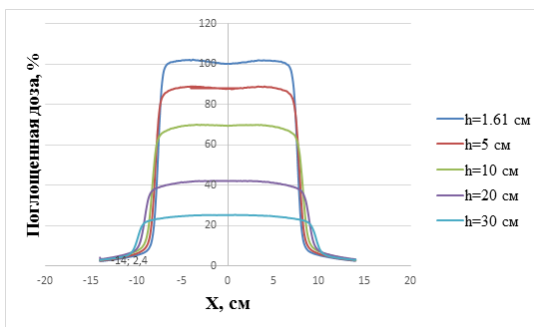


Рисунок 17 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для размера поля 15×15 см.

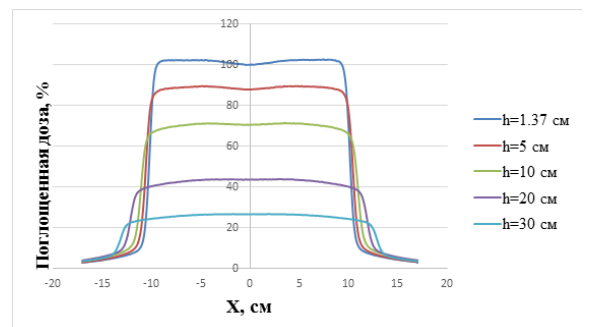


Рисунок 18 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для размера поля 20×20 см.

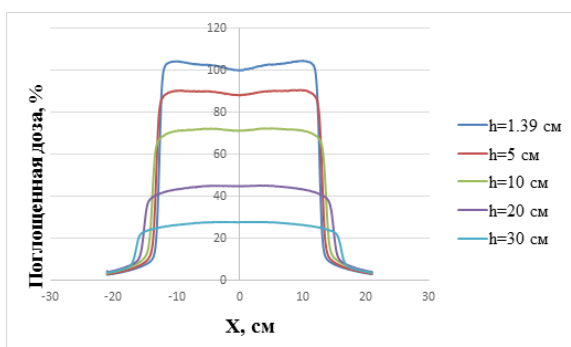


Рисунок 19 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для размера поля 30×30 см.

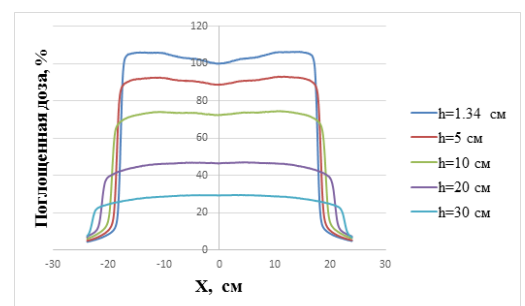


Рисунок 20 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для размера поля 40×40 см.

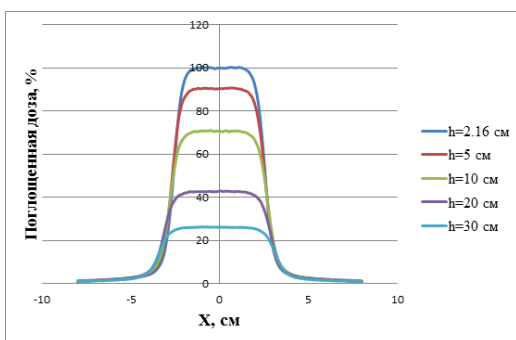


Рисунок 21 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 10 МэВ на различной глубине для размера поля 5×5 см.

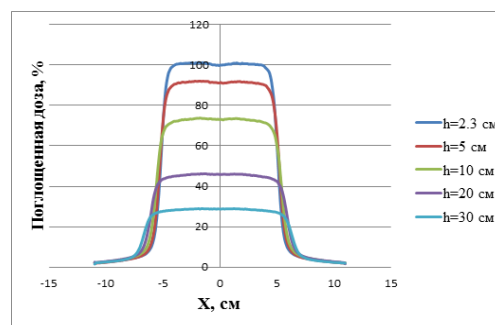


Рисунок 22 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 10 МэВ на различной глубине для размера поля 10×10 см

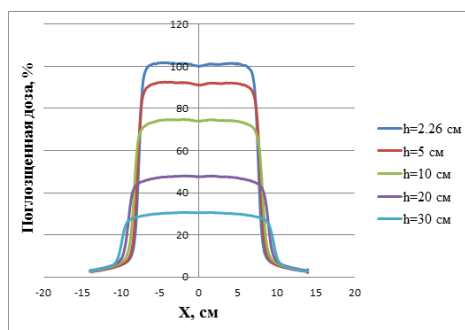


Рисунок 23 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 10 МэВ на различной глубине для размера поля 15×15 см.

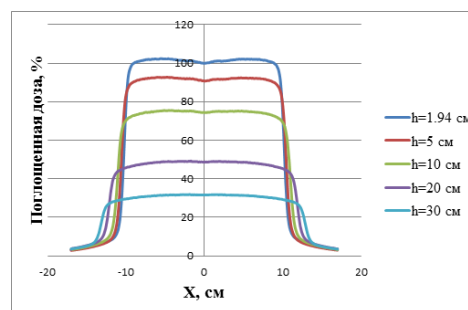


Рисунок 24 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 10 МэВ на различной глубине для размера поля 20×20 см.

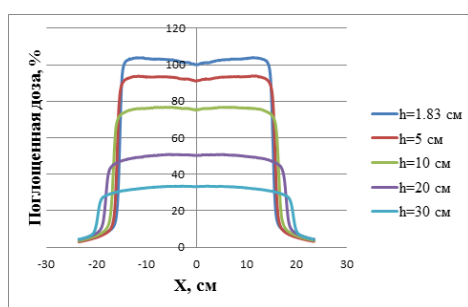


Рисунок 25 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 10 МэВ на различной глубине для размера поля 30×30 см.

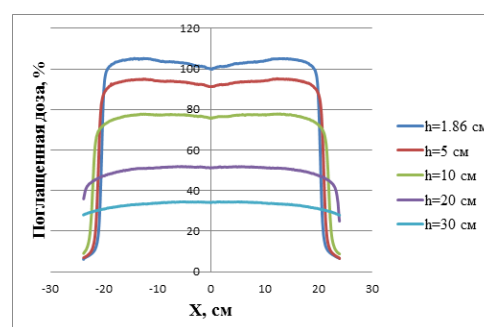


Рисунок 26 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 10 МэВ на различной глубине для размера поля 40×40 см.

В зависимости от энергии излучения профиль пучка становится меньше в высоту, уменьшается полутень. При большей энергии рога на графиках становятся более выраженными.

Для расчета плоскостности фотонного пучка воспользуемся формулой:

$$F = 100\% * \frac{D_{max}-D_{min}}{D_{max}+D_{min}},$$

где  $D_{max}$  и  $D_{min}$  максимальная и минимальная дозы на профиле внутри 80 % ширины пучка.

Таблица 1 – Плоскостность поперечного профиля фотонного пучка для размера поля 40x40 см.

Энергия, МэВ	$D_{max}$	$D_{min}$	F
6	88,32	84,99	1,92
10	88,31	85,42	1,66

Оценка симметрии и плоскостности пучка для фотонных пучков проводится на глубине 10 см. Допустимое максимальное значение плоскостности профилей составляет 3 %. Анализируя расчеты, можно сделать заключение о том, что плоскостность профилей фотонного пучка для энергии 6 и 10 МэВ находятся в пределах нормы.

Проведем расчет симметрии фотонных пучков для энергии 6 и 10 МэВ.

$$S = 100\% * \frac{Area_{left}-Area_{right}}{Area_{left}+Area_{right}},$$

где  $Area_{left}$  и  $Area_{right}$  площади под кривой поперечного профиля на уровне 100% изодозы, в рамках 80% ширины пучка. Результаты вычислений представлены в таблице 2 и таблице 3.



Таблица 2 – Симметричность поперечного профиля фотонного пучка для размера поля 20 x 20 см.

Энергия, МэВ	Area <sub>left</sub>	Area <sub>right</sub>	S
6	1020,87	1020,73	0,007
10	994,04	996,12	0,105

Таблица 3 – Симметричность поперечного профиля фотонного пучка для размера поля 10 x10 см.

Энергия, МэВ	Area <sub>left</sub>	Area <sub>right</sub>	S
6	481,8	481,04	0,080
10	475,96	475,72	0,025

Допустимое максимальное значение симметричности поперечных профилей составляет 2%. Все полученные результаты находятся в допустимых пределах.

Проведем расчет поглощенной дозы на глубине дозного максимума. Для измерения заряда, совместим центр камеры с границей раздела двух сред (вода-воздух). Выставим камеру на глубину референсной глубины равной 10 см, так же выставим значение мониторных единиц MU = 100. Последовательно проведем облучение для фотонного пучка с энергией 6 и 10 МэВ не менее трех раз. Результаты расчета приведены в таблице 4.

Согласно международному дозиметрическому протоколу TRS-398 определение поглощенной дозы в воде определяется следующим образом:

$$D_{w,Q} = M * N_{D,w}^Q$$

где M – скорректированное значение заряда (Кл);

$N_{D,w}^Q$  – калибровочный коэффициент для ионизационной камеры, учитывающийся в случае, если условия проведения измерений отличаются от условий, при которых проводилась калибровка данной камеры.

Скорректированное значение заряда рассчитывается по формуле 2.

$$N_{D,W,Q} = 0,04825$$

$$K_{TP} = 1,012$$

Таблица 4 – Результаты вычисления поглощенной дозы на максимальной глубине.

Энергия фотонов 6 МэВ					
Размер поля, см	SDD, см	M, нКл	$k_Q$	$D_{ref}$ , Гр	$D_{W,Q}$ , Гр
10 × 10	100	1,677	0,995	0,815	1
Энергия фотонов 10 МэВ					
Размер поля, см	SDD, см	M, нКл	$k_Q$	$D_{ref}$ , Гр	$D_{W,Q}$ , Гр
10 × 10	100	1,832	0,995	0,883	1

### 5.10 Проведение относительной и абсолютной клинической дозиметрии электронного пучков с энергией 6 и 9 МэВ линейного ускорителя Elekta Synergy

Все измерения характеристик электронного пучка проводились с использованием водного фантома с помощью плоскопараллельной ионизационной камеры PPC40, предназначенной для измерения поглощённой дозы в воде. Измерения проводились в водном фантоме на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией электронов 6 и 9 МэВ для ряда конусов: 21×21 см, 14.8×14.8 см, 10.4×10.4 см и 6.2×6.2 см. Область и форма полутени поперечного профиля пучка зависит от материала фантома (вода, пластик и т.д.), воздушной щели между конусом и поверхностью фантома, а также от начальной угловой расходимости электронного пучка при прохождении через коллиматор.

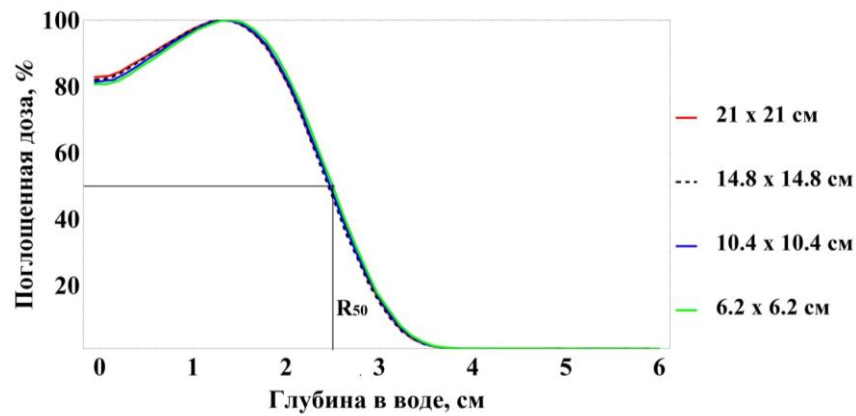


Рисунок 27 - Кривые глубинного распределения относительной поглощённой дозы, измеренные ионизационной камерой в водном фантоме электронного пучка линейного ускорителя с энергией 6 МэВ для ряда конусов: 21×21 см, 14.8×14.8 см, 10.4×10.4 см и 6.2×6.2 см.

Из графика видно, что поглощенная доза  $R_{50}=2.5$  см. Измерения были проведены на глубине в воде от 0 до 15 см, но для рассмотрения выбран диапазон от 0 до 6 см так как максимум дозы при электронном облучении наблюдается непосредственно под поверхностью (в конце траектории движения электронов величина дозы падает до нуля).

Так же проведены измерения и для электронного пучка с энергией 9 МэВ.

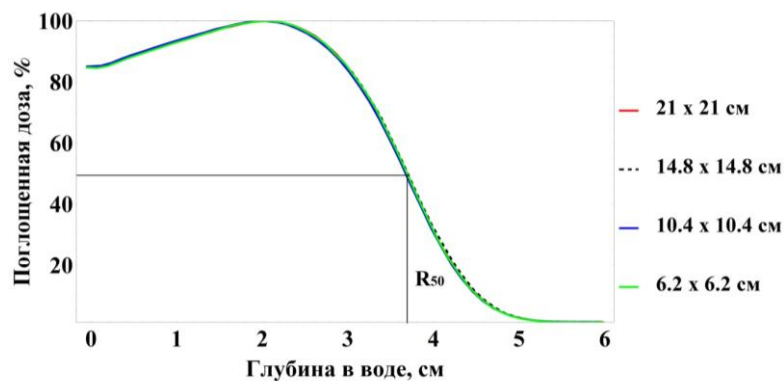


Рисунок 28 - Кривые глубинного распределения относительной поглощённой дозы, измеренные ионизационной камерой в водном фантоме электронного пучка линейного ускорителя Elekta Synergy с энергией 9 МэВ для ряда конусов: 21×21 см, 14.8×14.8 см, 10.4×10.4 см и 6.2×6.2 см.

Из графика видно, что поглощенная доза  $R_{50}=3.8$  см. Энергия падающего электронного пучка непосредственно связана с глубиной проникновения излучения в тело пациента. При увеличении энергии пучка, траектория возрастает. С увеличением энергии наблюдается сдвиг кривой вправо в области резкого спада дозы. С увеличением энергии наблюдается повышение дозы на поверхности: так для излучения с энергией 6 МэВ доза на поверхности составляет порядка 85%. Также с увеличением энергии излучения наблюдается небольшой рост в области медленного спада дозы. Описанные явления характерны для всех размеров полей излучения.

Во время эксперимента измеренные величины относительной поглощенной дозы от электронного пучка энергией 6 и 9 МэВ на разной глубине для следующих конусов:  $21 \times 21$  см,  $14.8 \times 14.8$  см,  $10.4 \times 10.4$  см и  $6.2 \times 6.2$  см. По данным результатам построим дозовые профили пучков т.е зависимости поглощенной дозы от расстояния до оси пучка на определенной глубине водного фантома.

Измерения поглощенной дозы пучка электронов 6 МэВ проводились на глубине от 0 до 3 см.

Из рисунка 28 видно, что с увеличением глубины количество поглощенной дозы уменьшается, на глубине 1.3 см поглощенная доза равна 100 %, а уже на глубине 2.75 см доза составляет 20 %. т.е 80 % дозы приходится на первые 2.5 см.

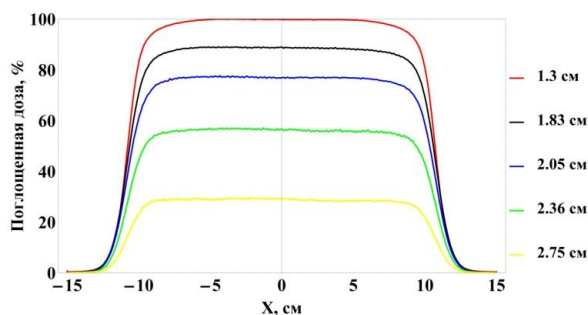


Рисунок 29 — Кривые распределения относительной поглощённой дозы электронного пучка на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для конуса:  $21 \times 21$  см.

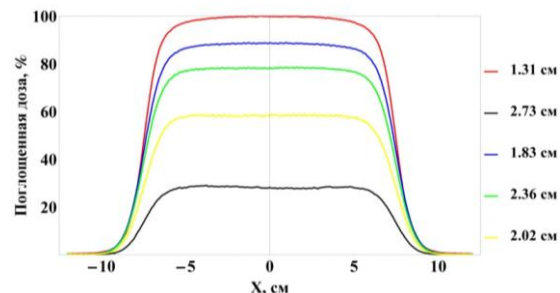


Рисунок 30 — Кривые распределения относительной поглощённой дозы электронного пучка на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для конуса:  $14.8 \times 14.8$  см.

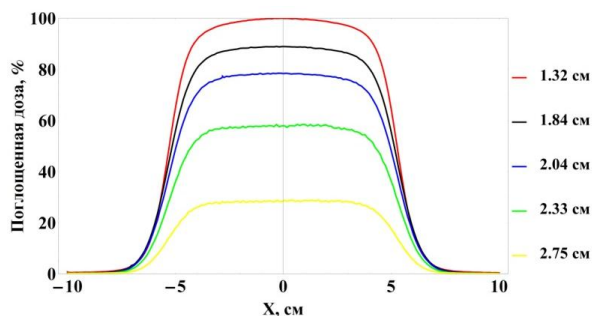


Рисунок 31 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы электронного пучка на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для конуса: 10.4×10.4 см.

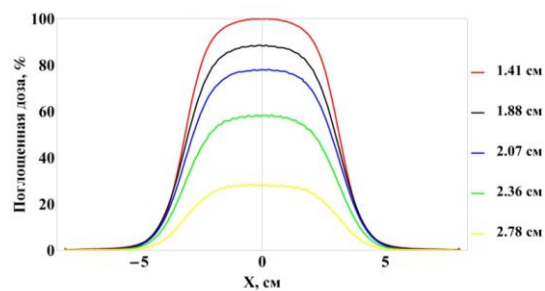


Рисунок 32 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы электронного пучка на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для конуса: 6.2×6.2 см.

При уменьшении размеров конуса уменьшается и поле пучка.

Построим дозовые профили пучков энергией 9 МэВ на разной глубине для следующих конусов: 21×21 см, 14.8×14.8 см, 10.4×10.4 см и 6.2×6.2 см. Измерения поглощенной дозы пучка электронов 9 МэВ проводились на глубине от 2 до 4 см.

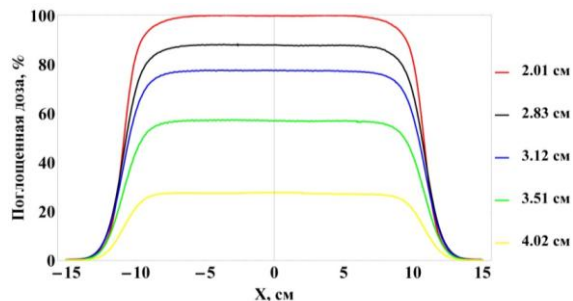


Рисунок 33 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы электронного пучка на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 9 МэВ на различной глубине для конуса: 21×21 см.

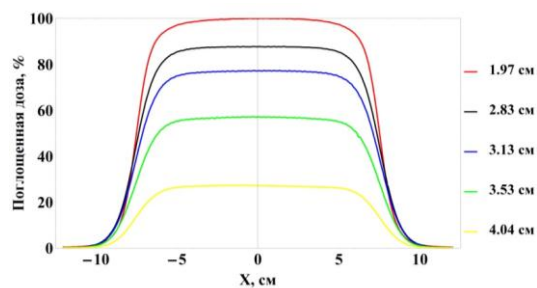


Рисунок 34 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы электронного пучка на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 9 МэВ на различной глубине для конуса: 14.8×14.8 см.

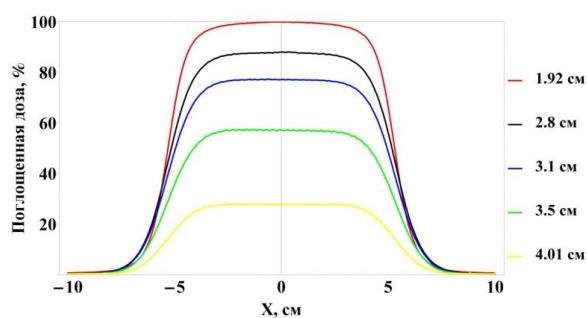


Рисунок 35 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы электронного пучка на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 9 МэВ на различной глубине для конуса: 10.4×10.4 см.

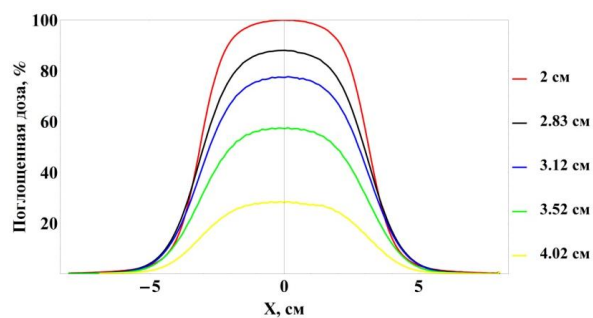


Рисунок 36 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы электронного пучка на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 9 МэВ на различной глубине для конуса: 6.2×6.2 см.

С увеличением глубины количество поглощенной дозы уменьшается, на глубине 2.01 см поглощенная доза равна 100 %, а уже на глубине 4.02 см доза составляет 20 %. т.е 80 % дозы так же приходится на первые 2 см. Как можно заметить, по мере увеличения глубины измерений, происходит расширение пучка и увеличение размера зоны полутени для всех энергий и размеров полей.

Для расчета плоскостности воспользуемся формулой:

$$F = 100\% * \frac{D_{max}-D_{min}}{D_{max}+D_{min}}$$

где  $D_{max}$  и  $D_{min}$  максимальная и минимальная дозы на профиле внутри 80 % ширины пучка. Результаты представлены в таблице 5 и таблице 6. Оценка симметрии и плоскостности пучка для электронных пучков проводится на референсной глубине (для электронного пучка с энергией 6 МэВ референсная глубина 1,38 см, для электронного пучка с энергией 9 МэВ референсная глубина 2,1 см).

Таблица 5 – Плоскостность поперечного профиля для размера поля 21 x 21 см.

Энергия, МэВ	$D_{max}$	$D_{min}$	F
6	88,32	84,81	2,0
9	88,28	84,92	1,93

Анализируя расчеты, можно сделать заключение о том, что плоскостность профиля электронного пучка с энергией 6 и 9 МэВ находятся в пределах нормы. Допустимое максимальное значение плоскостности профилей составляет 3 %.

Для расчета симметрии воспользуемся формулой:

$$S = 100\% * \frac{Area_{left} - Area_{right}}{Area_{left} + Area_{right}},$$

где  $Area_{left}$  и  $Area_{right}$  площади под кривой поперечного профиля на уровне 100% изодозы, в рамках 80% ширины пучка. Результаты вычислений представлены в таблице 6 и таблице 7.

Таблица 6 – Симметричность поперечного профиля электронного пучка для размера поля 21x21 см.

Энергия, МэВ	$Area_{left}$	$Area_{right}$	S
6	1023,57	1023,93	0,017
9	996,09	995,92	0,009

Таблица 7 – Симметричность поперечного профиля электронного пучка для размера поля 10,4x10,4 см.

Энергия, МэВ	$Area_{left}$	$Area_{right}$	S
6	479,98	479,28	0,073
9	486,56	486,97	0,042

Допустимое максимальное значение симметричности поперечных профилей составляет 2%. Все полученные результаты находятся в допустимых пределах.

Проведем расчет поглощенной дозы на глубине дозного максимума. Для измерения заряда, совместим центр камеры с границей раздела двух сред (вода-воздух). Выставим камеру на глубину референсной глубины (для электронного пучка с энергией 6 МэВ референсная глубина 1,38 см, для электронного пучка с энергией 9 МэВ референсная глубина 2,1 см), так же выставим значение мониторинжных единиц  $MU = 100$ . Последовательно проведем облучение для

электронного пучка с энергией 6 и 10 МэВ не менее трех раз. Результаты расчета приведены в таблице 8.

Расчет поглощенной дозы электронных пучков на глубине дозного максимума проведен, как и для фотонного пучка, согласно международному дозиметрическому протоколу TRS-398.

$$N_{D,W,Q} = 0,08857$$

$$K_{TP} = 1,018$$

Таблица 8 – Результаты вычисления поглощенной дозы на референсной глубине для всех полей.

Энергия электронов 6 МэВ					
Размер поля, см	SDD, см	M, нКл	$k_Q$	$D_{ref}$ , Гр	$D_{W,Q}$ , Гр
6,2 × 6,2	100	10,463	0,937	0,884	1
10,4 × 10,4		11,880		0,894	1
14,8 × 14,8		12,273		0,931	1
21 × 21		12,270		0,9380	1
Энергия электронов 9 МэВ					
Размер поля, см	SDD, см	M, нКл	$k_Q$	$D_{ref}$ , Гр	$D_{W,Q}$ , Гр
6,2 × 6,2	100	11,093	0,937	0,923	1
10,4 × 10,4		12,090		0,979	1
14,8 × 14,8		11,870		0,988	1
21 × 21		11,857		0,987	1



## 5.11 Создание и верификация модели фотонного и электронного пучка ускорителя Elekta Synergy в системе планирования PLUNC

Следующим этапом исследования является создание моделей линейного ускорителя. Для создания модели пучка проведены измерения, которые были описаны в протоколе Commissioning guide для системы планирования PLUNC:

- поперечный профили пучка для различных размеров полей, аппликаторов на глубинах  $d_{max}$  в поперечном направлении и продольном направлении;
- глубинное распределение дозы на оси пучка (PDD).

Данные представили в трех соответствующих файлах в двоичном формате в порядке возрастания размеров полей. Дозиметрические измерения преобразованы в формат, распознаваемый PLUNC при помощи программы `well_to_dose_plot`. Далее были заполнены основные характеристики линейного ускорителя (максимальная глубина, расстояние источник поверхность, расстояние источник диафрагма, углы коллиматор и гентри) и свойства дополнительных модификаторов (клинья, блоки т.д). Данные вводятся последовательно в 6 файлов (`unit`, `sar`, `time_calc`, `accessory` и `filter`).

После ввода необходимых данных для создания моделей, существует возможность просматривать профили, PLUNC отображает измеренные профили поперечной плоскости зеленым цветом. PLUNC отображает вычисленные профили для луча красным цветом. В ходе данной работы введены основные данные для фотонных и электронных пучков различной энергии линейного ускорителя Elekta Synergy.

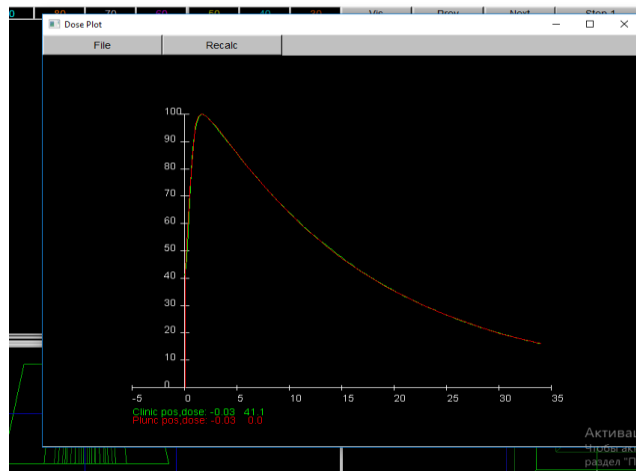


Рисунок 37 - Кривые глубинного распределения относительной поглощённой дозы, фотонного пучка 6 МэВ для размера поля 5x5 см.

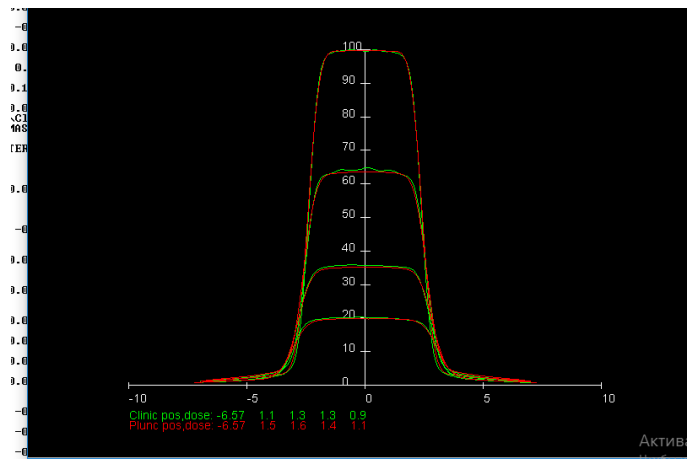


Рисунок 38 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка с энергией 6 МэВ на различной глубине для конуса 5×5 см.

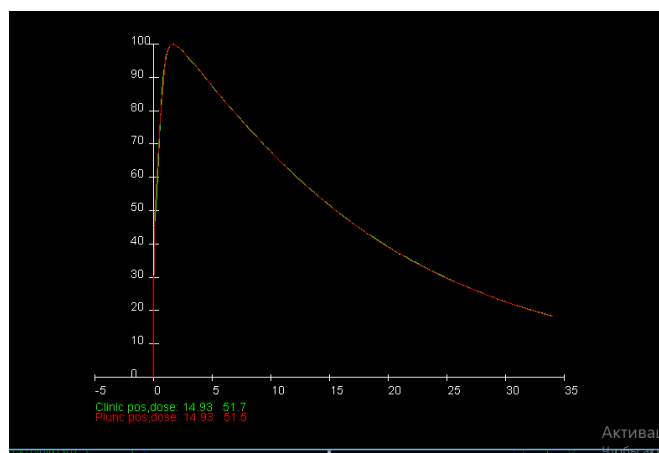


Рисунок 39 - Кривые глубинного распределения относительной поглощённой дозы, фотонного пучка 6 МэВ для размера поля 10x10 см.

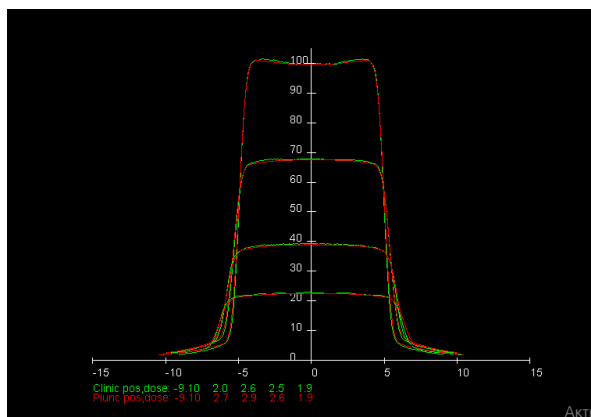


Рисунок 40 - Кривые распределения относительной поглощённой дозы фотонного пучка с энергией 6 МэВ на различной глубине для конуса 10×10 см.

После ввода необходимых данных по кривым распределения относительной поглощённой дозы можно визуально оценить точность введенных данных.

## 5.12 Верификация модели фотонного и электронного пучка ускорителя Elekta Synergy в системе планирования PLUNC

Следующим этапом является проведение верификации и создание QA планов. Для фотонного пучка был выбран клинический тканеэквивалентный фантом Г<sup>1</sup>mRT BodyPhantom, измерение проводилось при помощи ионизационной камеры CC13 и клинического дозиметра DOSE1 на глубине 10 см. Для электронного пучка был выбран клинический тканеэквивалентный фантом SP34, измерение проводилось при помощи плоскопараллельной камеры PPC40 и клинического дозиметра DOSE1, для электронного пучка с энергией 6 МэВ измерения проведены на глубине 1,38 см. а для электронного пучка с энергией 9 МэВ измерения проведены на глубине 2,10 см.

Для верификации моделей фотонного и электронного пучка используется несколько геометрий облучения с изменением параметров таких, как размер поля, расстояние от источника до поверхности, углы гантри. Так же в данной работе проведено измерение дозы при облучении методикой коробка.

Далее описывается ход проведения работы.

1. Проводится сканирование твердотельных фантомов вместе с ионизационной камерой на компьютерном томографе Toshiba, полученные срезы КТ отправляются на станцию планирования.



Рисунок 41 – Сканирование твердотельного фантома I'mRT BodyPhantom вместе с ионизационной камерой CC13 на компьютерном томографе Toshiba

2. При помощи имеющихся функций на станции создаются контуры активного объема ионизационной камеры и внешней границы фантома для дальнейшей оценки поглощенной дозы.

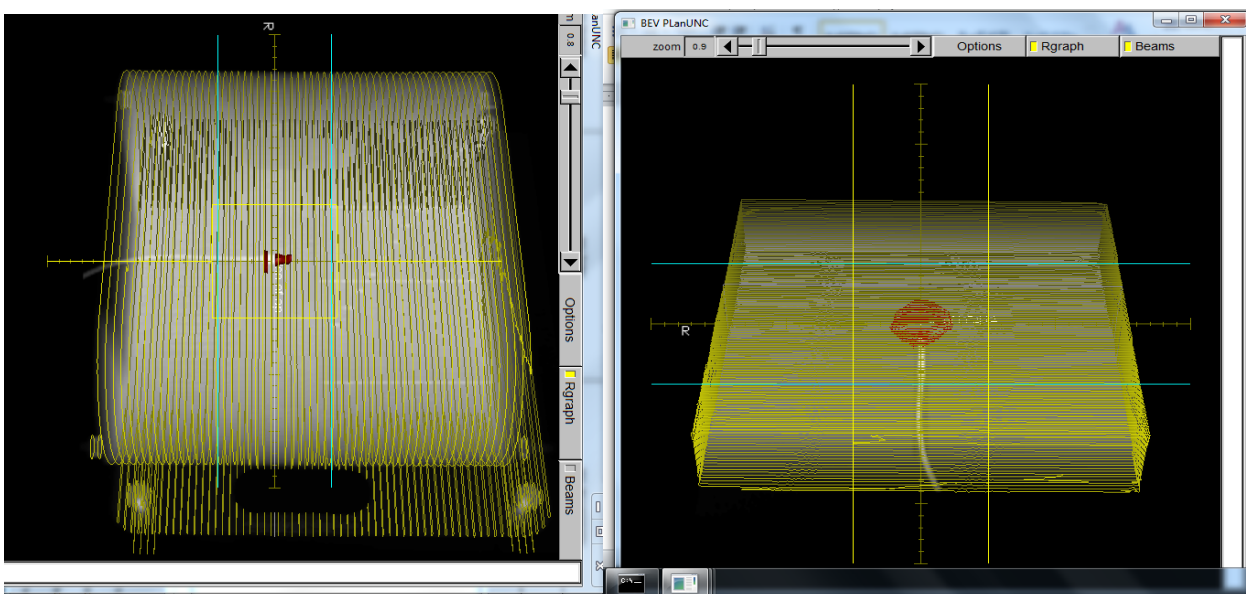


Рисунок 42 – Загруженные КТ – снимки I'mRT BodyPhantom и SP34 фантома с выполненным оконтуривание

3. Далее приступаем к созданию QA плана для проведения верификации. QA план сохраняется для дальнейшей оценки и сравнения.

Для верификации моделей пучков линейного ускорителя необходимо провести симуляцию в планирующей системе и измерения для каждой энергии пучка при следующей геометрий:

- Квадратные поля (5 x 5 см, 10 x 10 см и 30 x 30 см)
- Прямоугольные поля (5 x 20 см, 20 x 5 см)
- Поле 10 x 10 см с изменением РИП (РИП 100 см, 90 см, 80 см)
- Наклонное падение пучка (угол наклона 45 и 315 градусов)
- Методика облучения коробка (угол гантри 0, 90, 180, 270 градусов)

На рисунке представлено дозовое распределение QA плана для проведения верификации фотонного пучка с энергией 6 МэВ в фантоме I'mRT BodyPhantom с квадратным полем

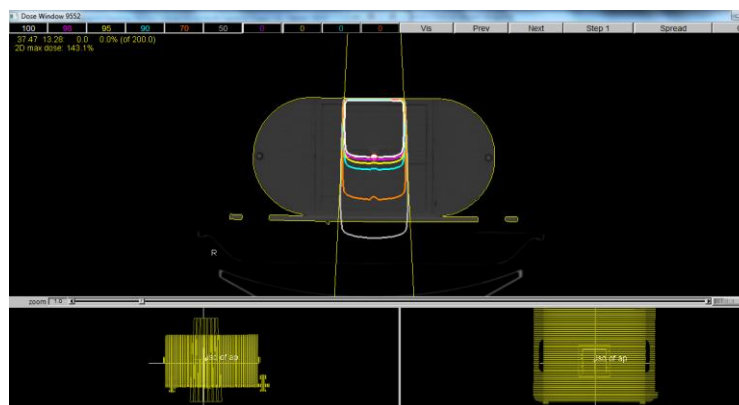


Рисунок 43 – Дозовое распределение фотонного пучка с энергией 6 МэВ в фантоме I'mRT BodyPhantom с квадратным полем

На рисунке представлено дозовое распределение QA плана для проведения верификации электронного пучка с энергией 6 МэВ в фантоме I'mRT BodyPhantom с квадратным полем.

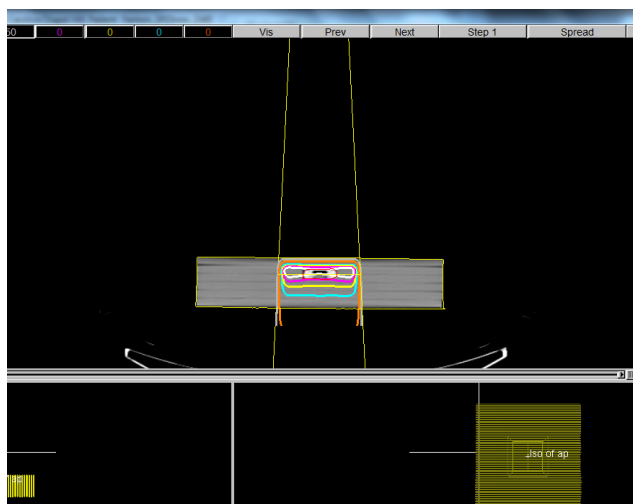


Рисунок 44 – Дозовое распределение фотонного пучка с энергией 6 МэВ в фантоме SP34 с квадратным полем

Так же на рисунке представлено дозовое распределение фотонного пучка с энергией 6 МэВ при угле гантри 45 градусов в фантоме Г'мRT BodyPhantom с квадратным полем

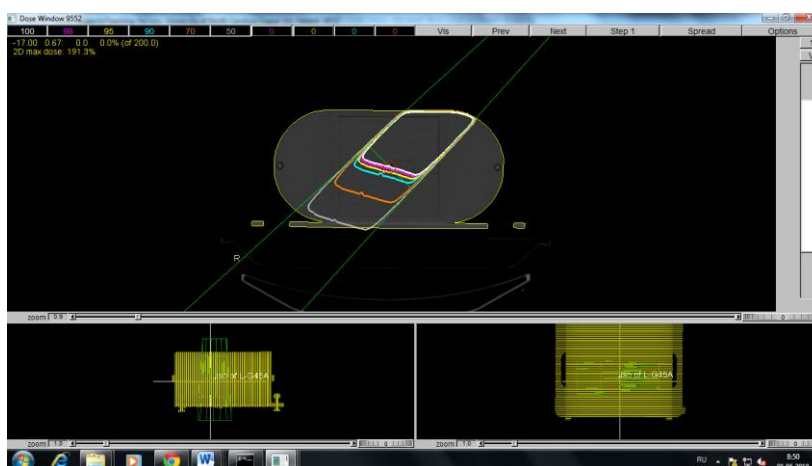


Рисунок 45 – Дозовое распределение фотонного пучка с энергией 6 МэВ при угле гантри 45 градусов в фантоме SP34 с квадратным полем

Так же на рисунке представлено дозовое распределение фотонного пучка с энергией 6 МэВ методика облучения коробка (угол гантри 0, 90, 180, 270 градусов) в фантоме Г'мRT BodyPhantom с квадратным полем.

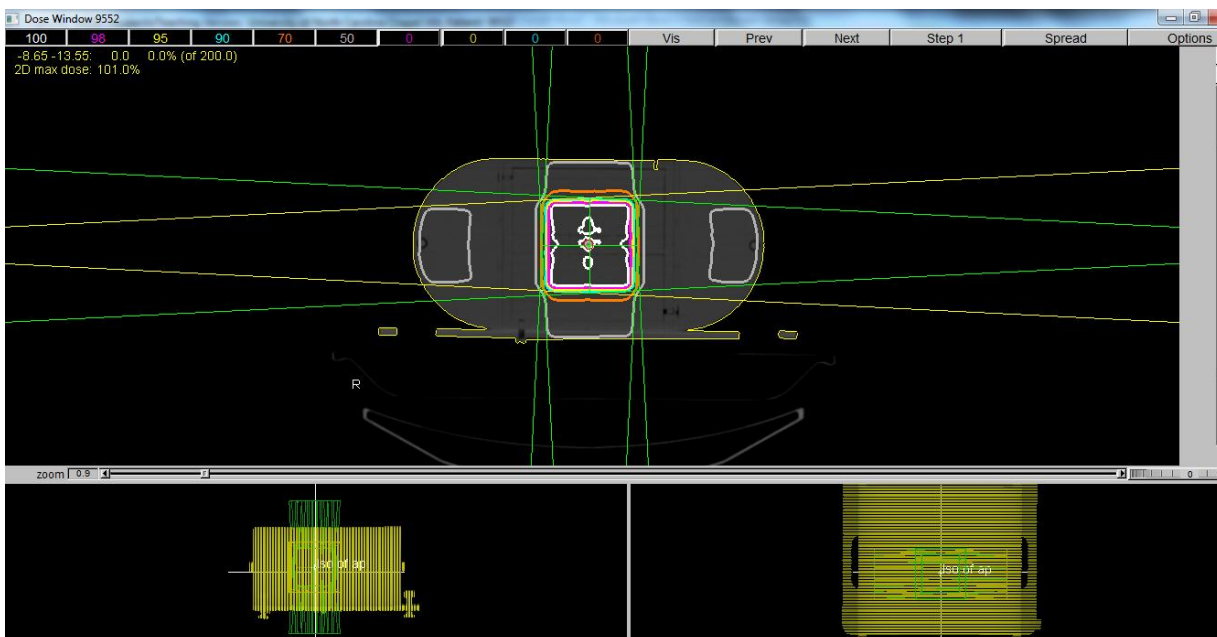


Рисунок 46– Дозовое распределение фотонного пучка с энергией 6 МэВ методом коробка в фантоме ГmRT BodyPhantom с квадратным полем

4. Для проведения эксперимента твердотельный фантом устанавливается на терапевтический стол имитируя тело пациента, производится центровка фантома по световому полю.



Рисунок 47 – Установка и центровка фантома по световому полю

5. Замеряются температурные и данные давления, вносятся в клинический дозиметр, облучается ионизационная камера и замеряется радиационный фон в помещении радиологического каньона.

6. Проводятся измерения и анализ полученных данных.

При использовании данных фантомов может быть проведена только 1D верификация, поэтому возможно определить поглощенную дозу только в активном объеме камеры. По результатам облучения получаем значение заряда.

Далее, в соответствии со стандартными условиями поглощенная доза для пучков фотонов и электронов определяется следующим выражением:

$$D_W = k_{TP} * N_{DW} * Q * k_{Q,Q_0} * k_{pol} * k_s,$$

Для того чтобы посчитать среднеквадратичную ошибку нужно взять в качестве оценки результатов измерений среднее значение всех элементов выборки:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$$

где  $n$  - число измерений.

Если в одних и тех же условиях проделано  $n$  измерений, то наиболее вероятным значением измеряемой величины будет ее среднее значение (арифметическое). Величина  $\bar{x}$  стремится к истинному значению  $\mu$  измеряемой величины при  $n \rightarrow \infty$ .

Средней квадратичной ошибкой отдельного результата измерения называется величина

$$S = \sqrt{\frac{\sum (\bar{x} - x_i)^2}{n-1}}$$

Среднеквадратичной ошибкой среднего арифметического называется величина

$$S_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2}{n(n-1)}}$$

Отклонение измеренного или вычисленного при проведении измерений это разница между этим значением и предполагаемым значением, полученного из других методов, и это рассматривается как эталон [23].

Если выполняется ряд измерений в фантоме при одних и тех же условиях, то можно найти распределение результатов. Таким образом, системная ошибка получается при значительном отклонении измеренных данных от среднего



значения. Отклонение от заданной величины будет считаться ошибкой. Значимость ошибки будет зависеть от близости результата к допуску.

Отклонения между вычисленными и измеренными результатами могут быть выражены в процентах от локально измеренной дозы:

$$\delta = 100 \times \frac{(D_{calc} - D_{means})}{D_{means}}$$

где  $\delta$  – среднее отклонение, выражается в %;

Фотонный пучок с энергией 6МэВ			
Размер поля, см	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме

$D_{calc}$  – вычисленная доза в конкретной точке в фантоме;

$D_{means}$  – измеренная доза в той же самой точке в фантоме.

5x5	$D_1$ , Гр	1,995	2,002
	$D_2$ , Гр	1,994	
	$D_3$ , Гр	1,996	
	$\bar{x}$	1,995	
	$S$	0,0013	
	$S_x$	0,0007	
	$\delta$ , %	0,34	
Электронный пучок с энергией 6МэВ			
6x6	$D_1$ , Гр	2,224	2,209
	$D_2$ , Гр	2,137	
	$D_3$ , Гр	2,225	
	$\bar{x}$	2,195	
	$S$	0,05	
	$S_x$	0,03	
	$\delta$ , %	0,61	

Таблица 9 – Данные полученные при верификации модели фотонного и электронного пучка с энергией 6 МэВ для размера поля 5x5 см.

С результатами всех выполненных расчетов можно ознакомиться в Приложении Б. Сравнение проводилось между данными из плана верификации и данными полученными при проведении измерений. Все измерения проводились тоекратно для чистоты эксперимента. Расхождение рассчитанных и экспериментальных значений для созданных моделей в системе планирования PLUNC не превышает 1 %, что говорит о хорошей согласованности экспериментальных и рассчитанных данных.

## Заключение

В ходе магистерской диссертации проведена клиническая дозиметрия фотонного и электронного пучка линейного ускорителя Elekta Synergy в рамках международных дозиметрических протоколов по клинической дозиметрии и рекомендаций, прилагаемых к системе PLUNC для создания модели пучка. Так же освоена некоммерческая система планирования лучевой терапии PlanUNC, загружены и оконтурены КТ снимки твердотельных фантомов I'mRT BodyPhantom и SP34 в данную систему планирования. Созданы виртуальные модели электронных и фотонных пучков линейного ускорителя, путем ввода дозиметрических данных и основных характеристик терапевтической установки в систему планирования.

Проведена верификация созданных моделей, для проверки модели фотонных пучков использовался тканеэквивалентный фантом I'mrt BodyFantom, ионизационная камера CC13 и клинический дозиметр Dose1. Для проверки модели электронных пучков использовались тканеэквивалентные пластины SP34, плоскопараллельная камера PPC40 и и клинический дозиметр Dose1. Сравнение проводилось между данными из плана верификации и данными полученными при проведении измерений. Все измерения проводились троекратно для чистоты эксперимента. Расхождение рассчитанных и экспериментальных значений для созданных моделей в системе планирования PLUNC не превышает 1 %, что говорит о хорошей согласованности экспериментальных и рассчитанных данных. Проведенные расчет и измерения указывают на целесообразность и эффективность использования данной программы в образовательных целях и дальнейших научных исследований. В дальнейшем планируется проведение верификации и сравнение полученных результатов с коммерческими системами дозиметрического планирования.

Также было изучено имеющееся оборудование для проведения дозиметрических проверок в онкологическом диспансере и проведена работа по

изучению международных дозиметрических протоколов и особенностей работы в системе PLUNC.

## **6 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение**

### **6.1 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.

### 6.1.1 Потенциальные потребители результатов исследования

В данной работе проводился ввод электронных и фотонных пучков линейного ускорителя Elekta Synergy в систему планирования лучевой терапии PLUNC. Для создания моделей пучков проведена относительная и абсолютная дозиметрия пучков линейного ускорителя Elekta Synergy при помощи ионизационных и плоскопараллельных камер, анализатора дозного поля Blue Phantom, твердотельного фантом, а также клинического дозиметра Dose-1. Далее проведен ввод полученных дозиметрических данных, поправочных коэффициентов и основных характеристик линейного ускорителя в систему планирования PLUNC.

Областью применения данного исследования могут быть исследовательские и медицинские учреждения. Дозиметрическое планирование лучевой терапии в клиниках осуществляется с использованием специализированных компьютерных кодов. Основными системами, используемыми в России, являются следующие коммерческие станции планирования: XiO и Monaco (компания Elekta AB), Eclipse (компания Varian Medical System), Pinnacle (компания Phillips), стоимость таких коммерческих программных продуктов очень высока, даже в отделениях лучевой терапии имеется лишь несколько рабочих станций. Исследовательские и образовательные учреждения не могут приобрести данные системы планирования.

Очевидным направлением использования исследования данной работы может стать обучение студентов-медиков и врачей основам оконтуривания анатомических структур и опухолей, а также «приёмке» планов облучения, подготовленных медицинскими физиками. Вторым направлением использования может стать визуализация дозных распределений в водных и твердотельных фантомах, демонстрация эффектов размера поля и т.д., что может быть использовано в обучении основам

клинической дозиметрии. Исследование является полезным при подготовке магистров по направлению «Ядерная медицина» в Национальном исследовательском Томском политехническом университете (г.Томск).

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

Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и определить направления для ее будущего повышения.

Для проведения анализа конкурентоспособности разработки будет использоваться оценочная карта, приведенная в таблице 1. Для этого отобрано две конкурентные разработки. Критерии для сравнения и оценки ресурсоэффективности и ресурсосбережения, приведенные в Таблице 1, подбирали исходя из выбранных объектов сравнения с учетом их технических и экономических особенностей разработки, создания и эксплуатации.

Сегодня для создания планов лечения злокачественных новообразований и ввода моделей пучков терапевтических аппаратов существует большое количество систем планирования. В качестве конкурирующих аналогов были выбраны:

1. Коммерческая система планирования XiO (компания Elekta AB);
2. Некоммерческая система планирования Primo .

Оценка эффективности методов диагностики электронного пучка проводилась по двум группам критериев: технические и экономические. Позиция разработки и конкурентов оценивается 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 единицу.

Важным техническим критерием оценки данной работы является время получения данных, в зависимости от метода вычисления моделей, от языка кода программы изменяется вид и количество необходимых дозиметрических данных и поправочных коэффициентов. Также, на время создания моделей пучка влияет качество интеллектуального интерфейса, которое заключается в удобстве ввода и форматирования типа данных пучка и параметров линейного ускорителя.

Существует три основных алгоритма расчета в системах планирования лучевой терапии, такие как: расчет Convolution, Superposition и метод Монте-Карло, при создании моделей пучков и затем планов необходимо учитывать погрешность каждого метода. Так же алгоритм расчета влияет и на оптимизацию планирования, что позволяет сократить в разы время создания планов лучевой терапии. При установке программ необходимо учитывать системные требования программы, операционную систему, но главным параметром является потребность программы в ресурсной памяти.

Созданные модели пучков линейного ускорителя используются для создания планов лучевой терапии, поэтому программу необходимо оценивать по простоте эксплуатации и функциональным возможностям таким как:

- возможность создания планов конвенциональной, конформной лучевой терапии, а также создание планов с модулированной интенсивностью;
- удобство оконтуривания планируемой области облучения и органов риска;
- расчет гистограмм доза-объем;
- учет блоков, клиньев для лучевой терапии;
- возможность интегрирования планов лучевой терапии в систему MOSAIQ.



К экономическим критериям оценки относятся цена систем планирования, большинство систем является коммерческими и очень дорогостоящими. Лучевая терапия включает огромное количество методик облучения, наличие финансирования разработки позволяет оптимизировать систему планирования. Системы планирования используются для создания планов и лечения пациентов, поэтому необходимым критерием оценки является наличие сертификации разработки.

Таблица 10 – 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
Технические критерии оценки ресурсоэффективности							
1.Время получения данных	0,3	3	2	4	0,9	0,6	1,2
2. Качество интеллектуального интерфейса	0,2	4	5	2	0,8	1	0,4
3. Надежность алгоритма расчетов	0,1	5	5	3	0,5	0,5	0,3
4. Потребность в ресурсах памяти	0,02	5	2	3	0,1	0,04	0,06
5.Функциональная мощность (предоставляемые возможности)	0,06	5	5	4	0,3	0,3	0,24
6. Простота в эксплуатации	0,1	4	3	2	0,4	0,3	0,2
7.Оптимизация планирования	0,15	5	5	5	0,75	0,75	0,75
Экономические критерии оценки эффективности							
1. Цена	0,04	5	1	3	0,2	0,04	0,12
2. Финансирование научной разработки	0,02	5	4	4	0,1	0,08	0,08
3. Наличие сертификации разработки	0,01	4	4	4	0,04	0,04	0,04
Итого	1				4,09	3,65	3,39

Из данного анализа видно, что создание моделей пучков линейного ускорителя при помощи системы планирования PLUNC имеет преимущество перед конкурентными разработками за счет простоты, удобства эксплуатации,

высокой функциональной мощности, времени получения исходных данных и качества интерфейса. Так же данная программа находится в свободном доступе.

## 6.2 Планирование управления научно-техническим проектом

### 6.2.1 Иерархическая структура работ проекта

В процессе создания иерархической структуры работ проекта структурированы и определены содержание всего проекта, которые представлены на рисунке 48.



Рисунок 48 –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.

### 6.2.2 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 11.

Таблица 11 – Контрольные события проекта

№	Контрольное событие	Дата	Результат (подтверждающий документ)
1	Разработка технического задания	08.02.2018- 10.02.2018	Приказ о ВКР
1.1	Составление технического задания	10.02.2018- 12.02.2018	–
2.1	Определение направления исследования	12.02.2018- 14.02.2018	–
2.2	Анализ и изучение технической литературы, протоколов	14.02.2018- 10.03.2018	Список литературы
3.1	Изучение оборудования и планирующий системы	01.03.2018- 01.04.2018	–
3.2	Проведение клинической дозиметрии фотонных и электронных пучков линейного ускорителя	01.04.2018- 03.04.2018	–
3.3	Создание модели фотонных и электронных пучков в системе планирования PLUNC	03.04.2018- 24.04.2018	–
4.1	Изучение методики планирования в PLUNC, составление дозиметрических планов	24.04.2018- 28.04.2018	Методика
4.2	Проведение верификации созданных моделей	28.04.2018- 01.05.2018	–
4.3	Анализ и обработка полученных данных	02.05.2018- 12.05.2018	Отчет
5.1	Сравнение полученных данных	12.05.2018- 19.05.2018	Отчет
5.2	Корректировка методики	19.05.2018- 21.05.2018	–
5.3	Оформление пояснительной записки	21.05.2018- 01.06.2018	Пояснительная записка
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	01.06.2018- 15.06.2018	Презентация

### 6.2.3 План проекта

В рамках планирования научного проекта необходимо построить календарный график проекта. Далее с помощью диаграммы Гранта в таблице 12

проиллюстрирован календарный план проекта, на котором работы по теме характеризуются датами начала и окончания выполнения данных работ [25].

Таблица 12 – Календарный план проекта

№	Название	Т, кал. дн.	Дата	Состав участников
1	Разработка технического задания	2	08.02.2018-10.02.2018	Руководитель
1.1	Составление и утверждение технического задания	2	10.02.2018-12.02.2018	Руководитель
2.1	Выбор направления исследования	2	12.02.2018-14.02.2018	Руководитель Инженер
2.2	Изучение научно-технической литературы и используемого оборудования	24	14.02.2018-10.03.2018	Инженер
3.1	Изучение оборудования и планирующей системы PLUNC	31	01.03.2018-01.04.2018	Инженер
3.2	Проведение клинической дозиметрии фотонных и электронных пучков линейного ускорителя	2	01.04.2018-03.04.2018	Руководитель Инженер
3.3	Создание модели фотонных и электронных пучков в системе планирования PLUNC	21	03.04.2018-24.04.2018	Инженер
4.1	Изучение методики планирования PLUNC, составление дозиметрических планов	4	24.04.2018-28.04.2018	Инженер
4.2	Проведение верификации созданных моделей	3	28.04.2018-01.05.2018	Инженер
4.3	Анализ и обработка экспериментально полученных данных	10	02.05.2018-12.05.2018	Инженер
5	Анализ и сравнение полученных результатов	7	12.05.2018-19.05.2018	Инженер
5.1	Корректировка модели	2	19.05.2018-21.05.2018	Инженер
5.2	Оформление пояснительной записки	11	21.05.2018-01.06.2018	Инженер
5.3	Подготовка к защите диссертационной работе	14	01.06.2018-15.06.2018	Инженер

Таблица 15 – Календарный план-график в виде диаграммы Ганта.

№	Вид работ	Исполнители	Тк кал дн	Продолжительность выполнения работ													
				Фев		Март			Апр.			Май			Июн		
				2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	
1	Разработка технического задания	Руководитель	2	■													
1.1	Составление и утверждение технического задания	Руководитель	2	■													
2.1	Выбор направления исследования	Руководитель Инженер	2	■													
2.2	Изучение научно-технической литературы и используемого оборудования	Инженер	24	■		■											
3.1	Изучение оборудования и планирующей системы PLUNC	Инженер	31			■											
3.2	Проведение клинической дозиметрии фотонных и электронных пучков линейного ускорителя	Инженер	2						■								
4.1	Создание модели фотонных и электронных пучков в системе планирования PLUNC	Руководитель Инженер	21						■								
4.2	Проведение верификации созданных моделей	Инженер	3						■								
4.3	Анализ и обработка экспериментально полученных данных	Инженер	10								■						
5	Анализ и сравнение полученных результатов	Инженер	7									■					
5.1	Корректировка модели	Инженер	2									■					
5.2	Оформление пояснительной записки	Инженер	11										■				
5.3	Подготовка к защите диссертационной работе	Инженер	14												■		

■ - руководитель;

■ - руководитель+ Инженер;

■ - Инженер.

### **6.3 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. Работы, выполняемые сторонними организациями.
5. Спецоборудование для научных и экспериментальных работ.
6. Прочие прямые расходы.
7. Накладные расходы.

Статьи 1-7 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».

#### **6.3.1 Расчет материальных затрат**

Основными затратами в данной исследовательской работе являются затраты на электроэнергию при работе на планирующей системе и линейном ускорителе. Результаты расчётов по затратам на материалы приведены в таблице 13.

Таблица 13 – Материальные затраты

Наименование	Марка, размер	Количество электроэнергии, кВт·ч	Цена за единицу, руб.	Сумма, руб.
Электроэнергия, потреблённая дозиметрическим оборудованием	–	180	5,8	1044
Электроэнергия, потреблённая ускорителем и сопутствующими системами	–	560	5,8	3248
Электроэнергия, потреблённая персональным компьютером и сопутствующими устройствами	–	140	5,8	812
Наименование	Марка, размер	Количество	Цена за единицу, руб.	Сумма, руб.
Бумага	SvetoCopy	1 пачка	210	210
Ручка	Pilot	1	30	30
Доступ в интернет	–	4 месяца	450	1800
Всего за материалы				7144
Транспортно-заготовительные расходы				0
Итого, руб.:				7144

### 6.3.2 Расчёт суммы амортизационных отчислений оборудования для экспериментальных работ

Оборудование, используемое в научной работе, уже имелось в радиологическом отделении. Система планирования PLUNC является некоммерческой (бесплатной) системой планирования. В данной статье включены в себя все затраты, связанные с приобретением специального оборудования. Стоимость оборудования, используемого при выполнении научного проекта учитывается в виде амортизационных отчислений.



В данной диссертационной работе к спецоборудованию, необходимому для проведения экспериментальных работ, относятся линейный ускоритель Elekta Synergy в ОГАУЗ «Томский областной онкологический диспансер», который был создан ведущей мировой корпорацией по разработке и производству высокотехнологичного медицинского оборудования и информационных систем для лучевой терапии в Швеции и его ориентировочная стоимость составляет 182 000000 рублей при назначенном сроке службы – 30 лет, клинический дозиметр DOSE 1 – 502 000 руб – 20 лет, тканеэквивалентный фантом I'mRT BodyPphantom – 384 000 руб – 100 лет, ионизационная камера CC13 – 98 000 руб – 8 лет, матричный дозиметр MatriXX – 785 000 руб – 15 лет.

Затраты на амортизацию оборудования рассчитываются по формуле:

$$C_{\text{аморт}} = C_{\text{об}}/T, \quad (8.1)$$

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

$T$  – срок службы, в количестве дней.

Оборудование использовалось с остановками в течении года, поэтому берем 251 рабочий день.

$$C_{\text{аморт}} = C_{\text{об}}/T = 182000000/(30 * 251) + 502000/(20 * 251) + 384000/(100 * 251) + 98000/(8 * 251) + 785000/(15 * 251) = 24334 \text{ руб/}$$

день

Оборудование использовалось в течение 8 дней, таким образом, затраты на оборудование:

$$C_{\text{аморт.общ}} = 24334 * 8 = 194672 \text{ руб}$$

В себестоимость НТИ также была включена стоимость электроэнергии, освещения и отопления помещения.

Затраты на электроэнергию рассчитываются по формуле:

$$C = C_{\text{эл}} \cdot P \cdot F_{\text{об}}, \quad (8.2)$$

где  $C_{эл}$  – тариф на промышленную электроэнергию (5,8 рублей за 1 киловатт в час);

$P$  – мощность оборудования измеряется в кВт;

$F_{об}$  – время использования оборудования в часах.

При выполнении работы использовался стационарный компьютер со средней мощностью 550 Вт (0,55 кВт). Если предположить, что вся работа выполнялась на нем, то, всего было израсходовано:

$$E = P \cdot F_{об} = 0,55 \cdot 480 = 264 \text{ кВт} \cdot \text{ч.}$$

$$\text{Затраты на энергию: } C = 5,8 \cdot 264 = 1531,2$$

Итого стоимость электроэнергии составила: 1531,2 руб.

### 6.3.3 Затраты на оплату труда исполнителей НТИ

Статья включает основную заработную плату работников, непосредственно занятых выполнением НТИ, (включая премии, доплаты) и дополнительную заработную плату [26].

$$C_{зп} = Z_{осн} + Z_{доп}, \quad (8.3)$$

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 10-15% от основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении темы:

$$Z_{\text{доп}} = K_{\text{доп}} \cdot Z_{\text{осн}}, \quad (8.4)$$

Где  $Z_{\text{доп}}$  – дополнительная заработная плата в рублях;

$K_{\text{доп}}$  – коэффициент дополнительной зарплаты;

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

Основная заработная плата руководителя рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}}, \quad (8.5)$$

где  $Z_{\text{осн}}$  – 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:

$Z_{\text{дн}}$

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{м}} \cdot \text{М}}{F_{\text{д}}} = \frac{Z_{\text{б}} \cdot k_{\text{р}} \cdot \text{М}}{F_{\text{д}}} \quad (8.6)$$

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);

$Z_{\text{б}}$  – базовый оклад;

$k_{\text{р}}$  – районный коэффициент, равный 1,3 для Томска.

Количество месяцев работы без отпуска в течение года рассчитывается следующим образом: при отпуске в 28 рабочих дней  $\text{М} = 11$  месяцев, 6-дневная неделя.\

Базовый оклад инженера кафедры НИ ТПУ, имеющего ученую степень

кандидата технических наук и звание «преподаватель» составляет 20800 руб.  
Оклад инженера 9489 руб.

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

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{м}} \cdot M}{F_{\text{д}}} = \frac{Z_{\text{б}} \cdot M \cdot k_{\text{р}}}{F_{\text{д}}} = \frac{20800 \cdot 1,3 \cdot 10,4}{249} = 1129 \text{ руб/день}$$

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{д}} T_{\text{раб}} = 1129 \cdot 8 = 9032 \text{ руб}$$

$$Z_{\text{доп}} = Z_{\text{осн}} K_{\text{доп}} = 9032 \cdot 0,15 = 1355 \text{ руб}$$

$$C_{\text{доп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}} = 9032 + 1355 = 10387 \text{ руб}$$

Инженер, выполнивший данную работу, получает оплату в размере 9489 руб, считаем сумму за 4 месяца научно-исследовательской работы. Заработная плата составит:

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{м}} \cdot M}{F_{\text{д}}} = \frac{Z_{\text{б}} \cdot M \cdot k_{\text{р}}}{F_{\text{д}}} = \frac{9489 \cdot 1,3 \cdot 11,2}{201} = 687 \text{ руб/день}$$

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{д}} T_{\text{раб}} = 687 \cdot 82 = 56334 \text{ руб}$$

$$Z_{\text{доп}} = Z_{\text{осн}} K_{\text{доп}} = 56334 \cdot 0,15 = 8450 \text{ руб}$$

$$C_{\text{доп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}} = 56334 + 8450 = 64784 \text{ руб}$$

### 6.3.4 Отчисления во внебюджетные фонды

Размер отчислений во внебюджетные фонды составляет 27,1% в 2018 от суммы затрат на оплату труда работников, непосредственно занятых выполнением НИОКР [27].

$$C_{\text{внеб}} = K_{\text{внеб}} \cdot (Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}), \quad (8.7)$$

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

Размер отчислений во внебюджетные фонды для инженера:

$$C_{\text{внеб}} = 0,271(56334 + 8450) = 16472 \text{ руб}$$

Размер отчислений во внебюджетные фонды для кандидата:

$$C_{\text{внеб}} = 0,271(9032 + 1355) = 2815 \text{ руб}$$

### 6.3.5 Накладные расходы

Для учета накладных расходов нужно учесть расходы на содержание аппарата управления и общехозяйственных (общеуниверситетских) служб, которые в равной степени относятся ко всем выполняемым НИИ. По этой статье учитываются оплата труда административно-управленческого персонала, содержание зданий, оргтехники и хозяйственного инвентаря, амортизация имущества, расходы по охране труда и подготовке кадров.

Накладные расходы учитывают прочие затраты организации, не попавшие в предыдущие статьи расходов: печать и ксерокопирование материалов исследования, оплата услуг связи, электроэнергия, почтовые и телеграфные расходы, размножение материалов и т.д. Их величина определяется по следующей формуле:

$$C_{\text{накл.}} = k_{\text{накл.}} \cdot (Z_{\text{доп}} + Z_{\text{осн}}) \quad (8.8)$$

где  $k_{\text{накл.}}$  – коэффициент накладных расходов. Накладные расходы в ТПУ составляют 80–90 % от суммы основной и дополнительной заработной платы работников, участвующих в выполнении проекта. Примем

$$k_{\text{накл.}} = 0,16,$$

$$C_{\text{накл.}} = 0,16 \cdot 75171 = 12027 \text{ руб}$$

### 6.4 Формирование бюджета затрат научно-технического исследования (НИИ)

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 14 [26].

Таблица 14 – Расчет бюджета затрат НИИ

Наименование статьи	Стоимость затрат, в рублях (руководитель+магистр)
1. Материальные затраты НТИ	7144
2. Затраты на оборудование	194672
3. Затраты на энергию	1531,2
6. Затраты по основной заработной плате исполнителей темы	65366
7. Затраты по дополнительной заработной плате исполнителей темы	8450
8. Отчисления во внебюджетные фонды	19287
9. Накладные расходы	12027
10. Бюджет затрат НТИ	308477,2

В ходе выполнения экономической части ВКР были проведены расчеты плановой себестоимости проведения НТИ и времени, необходимого на проведение ВКР. Плановая себестоимость работы составляет 308477,2 руб., основная составляющая, которой – затраты на оборудование.

### **6.5 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 48.



Рисунок 48 –Иерархическая структура работ

## 6.6 Матрица ответственности

Матрица ответственности определяет степень ответственности каждого члена проекта за ту или иную задачу, если он имеет к ней некоторое отношение [27].

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 [28].0

Таблица 15 – Матрица ответственности

Этапы исследования	Научный руководитель	Консультант Англ.яз.	Консультант менеджмент	Консультант 0000Соц.от	Инженер
Сбор и изучение научно-технической литературы	О				И
Изучение программного обеспечения	О				И
Моделирование процесса	О				И
Анализ и обработка полученных теоретически результатов	О				И
Разработка методики экспериментальных исследований	О				И
Проведение экспериментальных исследований	О				И
Анализ и обработка полученных экспериментально 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

### 6.7 Определение ресурсной эффективности исследования

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

$$I_{pi} = \sum a_i \cdot b_i, \quad (8.9)$$



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.

При выборе критериев для сравнительной характеристики ресурсоэффективности за основу была взята оценочная карта конкурентных технических решений (таблице 8), важные составляющие которой приведены ниже:

- безопасность, т.к. существует необходимость снижения многократной лучевой нагрузки.

- удобство в эксплуатации, понятный и не сложный интерфейс системы ввода модели пучка;

- время наработки данных;

- надежность метода и функциональная мощность оборудования;

- энергосбережение является фактором экономической выгоды.

Таблица 16 – Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

Критерии \ ПО	Весовой коэффициент параметра	Текущий проект	Аналог 1	Аналог 2
1. Оптимизация планирования	0,1	5	4	5
2. Удобство в эксплуатации	0,2	4	3	5
3. Время получения данных	0,3	4	4	4
4. Энергосбережение	0,1	4	5	4
5. Надежность	0,2	5	4	3
6. Функциональная мощность оборудования (предоставляемые возможности)	0,1	5	5	4

ИТОГО	1	4,4	4	4,1
-------	---	-----	---	-----

Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$I_{\Phi}^p = \frac{\Phi_i}{\Phi_{max}}, \quad (8.10)$$

где  $\Phi_i$  – стоимость  $i$ -го варианта исполнения;

$\Phi_{max}$  – максимальная стоимость исполнения научно-исследовательского проекта (в т.ч. аналоги).

$$I_{\Phi}^p = \frac{\Phi_p}{\Phi_{max}} = \frac{308477.2}{1532000} = 0.201$$

$$I_{\Phi}^{a1} = \frac{\Phi_{a1}}{\Phi_{max}} = \frac{153200}{1532000} = 1$$

$$I_{\Phi}^{a2} = \frac{\Phi_{a2}}{\Phi_{max}} = \frac{1200000}{1532000} = 0.783$$

Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки ( $I_{финр}^p$ ) и аналога ( $I_{финр}^a$ ) определяется на основании интегрального показателя ресурсоэффективности и интегрального финансового показателя по формуле:

$$I_{финр}^p = \frac{I_m^p}{I_{\Phi}^p}, I_{финр}^a = \frac{I_m^a}{I_{\Phi}^a}, \quad (8.11)$$

$$I_{финр}^p = \frac{4,4}{0,201} = 21,89$$

$$I_{финр}^a = \frac{4}{1} = 4$$

$$I_{финр}^p = \frac{4,1}{0,783} = 5,24$$

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

$$\mathcal{E}_{\text{ср}} = \frac{I_{\text{финр}}^p}{I_m^p}$$

Сравнительная эффективность проекта:

Таблица 17 – Сравнительная эффективность анализа

№ п/п	Показатели	Аналог 1	Аналог 2	Разработка
1	Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки и аналогов	4	4,1	4,4
2	Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки и аналога	4	5,24	21,89
3	Сравнительная эффективность вариантов исполнения	1	1,27	4,975

На основе расчета интегрального показателя с определением двух средневзвешенных величин: финансовой эффективности и ресурсоэффективности научного исследования можно заключить что, сравнительная оценка текущего проекта имеет среднее значение между двумя аналогами.

Данный анализ позволяет говорить о том, что исследование является эффективным, так как обеспечивает приемлемое качество результатов. Дальнейшее инвестирование данной разработки можно считать целесообразными.

Таким образом, итоговая себестоимость НИР составила 308477,2 рубля, время, необходимое для выполнения работы, составило 128 календарных дней.

## 7 Социальная ответственность

В связи с различными чрезвычайными ситуациями, происходящими на предприятии, соответственно очень важным является обеспечение безопасности рабочих мест на предприятии, и предотвращение возможных опасных ситуаций. В современных условиях одним из основных направлений 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 [29].

Полностью безопасных и безвредных производств не существует. Задача охраны труда свести к минимуму вероятность поражения или заболевания работающего с одновременным обеспечением комфорта при максимальной производительности труда. Реальные производственные условия характеризуются, как правило, наличием некоторых опасных и вредных производственных факторов

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

Опасным производственным фактором, согласно ГОСТ [29], 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.

## **7.1 Анализ опасных и вредных производственных факторов**

Производственные условия на рабочем месте характеризуются наличием опасных и вредных факторов [35], которые классифицируются по группам элементов: физические, химические, биологические, психофизиологические. Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы при выполнении выпускной квалификационной работы по теме создание модели фотонного и электронного пучка ускорителя Elekta Synergy в системе планирования PlanUNC представлены в таблице 10.

На оператора в пультовой линейного ускорителя Elekta Synergy воздействуют следующие факторы:

1) физические:

- температура и влажность воздуха;
- шум;
- статическое электричество;
- электромагнитное поле низкой чистоты;
- освещённость;
- наличие ионизирующего излучения;

2) психофизиологические.

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

Таблица 18 – Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы

Наименование видов работ и параметров производственного процесса	ФАКТОРЫ ГОСТ 12.0.003-15 ССБТ		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
<p>Проведение дозиметрии фотонных и электронных пучков на линейном ускорителе Elekta Synergy, ОГАУЗ ТООД</p> <p>Обработка данных на ПК, кафедра ПФ.ТПУ</p>	<p>Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне</p>		<p>Нормы радиационной безопасности (НРБ- 99/2009). СП 2.6.1.2523-09; СанПиН 2.6.1.2573- 2010 «Гигиенические требования к размещению и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100 МэВ»</p>
<p>Проведение верификации моделей фотонных и электронных пучков на линейном ускорителе Elekta Synergy, ОГАУЗ ТООД</p>		<p>Электрический ток</p>	<p>ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность</p> <p>СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03</p>
		<p>Пожароопасность</p>	<p>ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации.</p>

	Воздействие радиации (ВЧ,УВЧ,СВЧ и т.д.)		Санитарно - эпидемиологические правила и нормативы. «Гигиенические требования к ПЭВМ и организация работы»
--	--	--	--

## **7.2 Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного воздействия и устранению их влияния при работе на линейном ускорителе и персональном компьютере**

### **7.2.1 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.

### **7.2.2 Организация рабочего места оператора ПК**

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. Зоны

досягаемости рук в горизонтальной плоскости представлены на Рисунке 43, где 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); в зоне в (слева) литература и документация, необходимая при работе; в выдвижных ящиках стола – литература, не используемая постоянно.

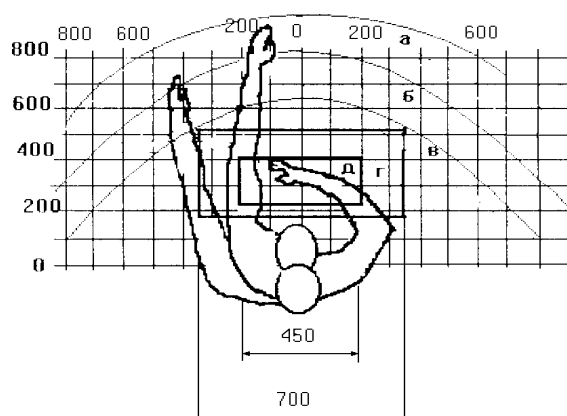


Рисунок 49 – Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости

При проектировании письменного стола должны быть учтены следующие требования.

Высота рабочей поверхности стола рекомендуется в пределах 680-800 мм. Высота рабочей поверхности, на которую устанавливается клавиатура, должна быть 650 мм. Рабочий стол должен быть шириной не менее 700 мм и длиной не менее 1400 мм. Должно иметься пространство для ног высотой не менее 600 мм, шириной – не менее 500 мм, глубиной на уровне колен – не менее 450 мм и на уровне вытянутых ног – не менее 650 мм.



Рабочее кресло должно быть подъёмно-поворотным и регулируемым по высоте и углам наклона сиденья и спинки, а так же расстоянию спинки до переднего края сиденья. Рекомендуется высота сиденья над уровнем пола 420- 550 мм. Конструкция рабочего кресла должна обеспечивать: ширину и глубину поверхности сиденья не менее 400 мм; поверхность сиденья с заглублённым передним краем.

Монитор должен быть расположен на уровне глаз оператора на расстоянии 500-600 мм. Согласно нормам угол наблюдения в горизонтальной плоскости должен быть не более 45° к нормали экрана. Лучше если угол обзора будет составлять 30°. Кроме того должна быть возможность выбирать уровень контрастности и яркости изображения на экране.

Должна предусматриваться возможность регулирования экрана:

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

Клавиатуру следует располагать на поверхности стола на расстоянии 100-300 мм от края. Нормальным положением клавиатуры является её размещение на уровне локтя оператора с углом наклона к горизонтальной плоскости 15°. Более удобно работать с клавишами, имеющими вогнутую поверхность, четырёхугольную форму с закруглёнными углами. Конструкция клавиши должна обеспечивать оператору ощущение щелчка. Цвет клавиш должен контрастировать с цветом панели.

При однообразной умственной работе, требующей значительного нервного напряжения и большого сосредоточения, рекомендуется выбирать неяркие, малоконтрастные цветочные оттенки, которые не рассеивают внимание (малонасыщенные оттенки холодного зеленого

или голубого цветов). При работе, требующей интенсивной умственной или физической напряженности, рекомендуются оттенки тёплых тонов, которые возбуждают активность человек.

### 7.2.3 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 со [31] и приведены в таблице 19.

Таблица 19 – 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

Для создания оптимальных метеорологических условий применяется

кондиционер, который поддерживает оптимальные параметры микроклимата автоматически, независимо от меняющихся условий. В холодное время года для поддержания в помещении оптимальной температуры воздуха применяется отопление.

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 составляет от 20 до 25°С, зимой – от 13 до 15°С. В лаборатории осуществляется естественная вентиляция. Воздух поступает и удаляется через щели, окна, двери. Основной недостаток 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 происходит от системного блока и видеокабеля. Напряженность электромагнитного поля на расстоянии 50 см вокруг экрана по электрической составляющей должна быть не более:

- в диапазоне частот 5-2000 Гц – 25 В/м;
- в диапазоне частот 2-400 кГц – 2,5 В/м.

Плотность магнитного потока должна быть не более:

- в диапазоне частот 5-2000 Гц – 250нТл;
- в диапазоне частот 2-400 кГц – 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 50 мкр/час. По нормам [29] конструкция ЭВМ должна обеспечивать мощность эквивалентной дозы рентгеновского излучения в любой точке на расстоянии 0,05 м от экрана не более 100 мкР/час.

Утомляемость органов зрения может быть связана как с недостаточной освещенностью, так и с чрезмерной освещенностью, а также с неправильным направлением света.

## **7.3 Радиационная безопасность**

### **7.3.1 Основы радиационной безопасности**

Все работы с излучающими установками должны быть организованы таким образом, чтобы обеспечивалась радиационная безопасность персонала и населения, а также охрана окружающей среды

от радиоактивного загрязнения.

Руководящим документом при организации работ с источниками ионизирующих излучений являются «Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ – 99/2010)» [31] и «Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009)» [32].

В результате воздействия ионизирующих излучений на организм человека в тканях могут происходить сложные физические, химические и биохимические процессы. Ионизирующие излучения вызывают ионизацию атомов и молекул вещества, в результате чего молекулы и клетки ткани разрушаются. В результате воздействия ионизирующих излучений нарушается нормальное течение биохимических процессов и обмен веществ в организме. В зависимости от величины поглощенной дозы излучения и от индивидуальных особенностей организма вызванные изменения могут быть обратимыми или необратимыми. При небольших дозах пораженная ткань восстанавливает свою функциональную деятельность. Большие дозы при длительном воздействии могут вызвать необратимое поражение отдельных органов или всего организма (лучевое заболевание).

Любой вид ионизирующих излучений вызывает биологические изменения в организме как при внешнем облучении, когда источник облучения находится вне организма, так и при внутреннем облучении, когда радиоактивные вещества попадают внутрь организма, например, ингаляционным путем — при вдыхании или при заглатывании с пищей или водой.

Биологическое действие ионизирующего излучения зависит от величины дозы и времени воздействия излучения, от вида радиации, размеров облучаемой поверхности и индивидуальных особенностей организма.

Согласно [32], нормы радиационной безопасности определяют

требования к ограничению техногенного облучения, при этом устанавливаются следующие категории облучаемых лиц:

- персонал (группы А и Б);
- все население, включая лиц из персонала, вне сферы и условий их производственной деятельности.

Основные пределы доз (ПД) и допустимые уровни от одного вида излучения (ДУ) для персонала группы Б, не должны превышать, 1/4 значений для группы А. Основные пределы доз для населения и персонала группы А приведены в таблице 20.

Таблица 20 – Основные пределы доз

Нормируемые величины	Пределы доз	
	Персонал (группа А)*	Население
Эффективная доза	20 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 50 мЗв в год	1 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 5 мЗв в год
Эквивалентная доза за год в хрусталике глаза	150 мЗв	15 мЗв
Коже	500 мЗв	50 мЗв
Кистях и стопах	500 мЗв	50 мЗв

Необходимо обеспечивать радиационную безопасность персонала в ОГАУЗ «Томский областной онкологический диспансер» в связи с излучением, которое генерируется линейным ускорителем Elekta Synergy с энергиями фотонов 6, 10 МэВ. При работе ускорителя с энергией менее 100 МэВ основными факторами радиационной опасности является:

1. выведенные из ускорителя пучки ускоренных электронов;
2. тормозное излучение, возникающее при взаимодействии

ускоренных электронов с окружающей средой;

3. фотонейтроны, возникающие при взаимодействии высокоэнергетического тормозного излучения с ядрами веществ окружающей среды;

4. другие виды ионизирующих излучений, возникающих при взаимодействии электронов и тормозного излучения с ядрами веществ окружающей среды;

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.

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

Данный линейный ускоритель находится в специальном бункере, конструкция радиационной защиты которого обеспечивает необходимую защиту персонала и населения в соответствии с документом [30]. Перед включением линейного ускорителя необходимо в срочном порядке покинуть бункер, после чего убедиться, что двери плотно закрыты и все условия удовлетворяют требованиям. Дополнительно необходимо носить индивидуальный дозиметр в нагрудном кармане для учета и контроля индивидуальной накопленной дозы ионизирующего излучения.

Лаборатория, в которой проводилась работа была подвергнута испытаниям в аккредитованной Госстандартом России лаборатории

радиационного контроля по параметру: определение радиационной обстановки и соответствует нормативным требованиям, представленным в документах [31, 32].

#### **7.4 Электробезопасность**

В зависимости от условий в помещении опасность поражения человека электрическим током увеличивается или уменьшается. Не следует работать с ЭВМ и другими электрическими установками в условиях повышенной влажности (относительная влажность воздуха длительно превышает 75%), высокой температуры (более 35°C), наличии токопроводящей пыли, токопроводящих полов и возможности одновременного прикосновения к имеющим соединение с землёй металлическим элементам и металлическим корпусом электрооборудования.

Оператор ЭВМ работает с электроприборами: компьютером (дисплей, системный блок и т.д.) и периферийными устройствами. Существует опасность электропоражения в следующих случаях:

- при непосредственном прикосновении к токоведущим частям во время ремонта;
- при прикосновении к нетоковедущим частям, оказавшимся под напряжением (в случае нарушения изоляции токоведущих частей);
- при прикосновении с полом, стенами, оказавшимися под напряжением;
- при коротком замыкании в высоковольтных блоках: блоке питания и блоке дисплейной развёртки.

Действие электрического тока на человека носит сложный и разнообразный характер. При замыкании электрической цепи через организм человека ток оказывает термическое, электролитическое,



биологическое и механическое воздействие.

Термическое действие тока проявляется в виде ожогов как наружных участков тела, так и внутренних органов, в том числе кровеносных сосудов и нервных тканей. Электроожоги излечиваются значительно труднее и медленнее обычных термических, сопровождаются внезапно возникающими кровотечениями, омертвлением отдельных участков тела.

Электролитическое действие тока вызывает электролиз крови и лимфатической жидкости, в результате чего нарушается их химический состав и ткани организма в целом.

Биологическое воздействие выражается в раздражении живых тканей организма. Электрический ток нарушает действие биотоков, управляющих внутренним движением ткани, вызывает непроизвольное, противоестественное судорожное сокращение мышц сердца и легких.

Механическое действие тока, на организм является причиной электрических травм. Характерными видами электротравм являются ожоги, электрические знаки, металлизация кожи, электроофтальмия, разрывы тканей, вывихи суставов и переломы костей.

В качестве мероприятий по обеспечению безопасности работы с электрооборудованием могут быть использованы следующие защитные средства:

- отключение напряжения с токоведущих частей на которых или вблизи которых будет проводиться работа, и принятие мер по обеспечению невозможности подачи напряжения к месту работы;
- вывешивание плакатов, указывающих место работы;
- заземление корпусов всех установок через нулевой провод;
- покрытие металлических поверхностей инструментов надежной изоляцией;
- недоступность токоведущих частей аппаратуры

(заключение в корпуса электропоражающих элементов, заключение в корпус токоведущих частей).

## **7.5 Пожарная безопасность**

Согласно [34], 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 следующие группы: 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.

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 негорюемых 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.

При возникновении аварийной ситуации необходимо:

1. Сообщить руководству (дежурному).
2. Позвонить в соответствующую аварийную службу или МЧС.
3. Принять меры по ликвидации аварии в соответствии с инструкцией.

## Список публикаций студента

- «Исследование распределений клинического электронного пучка в тканеэквивалентной среде для терапевтических ускорителей разного типа», Перспективы развития фундаментальных наук: сборник трудов XIV международной конференции студентов, аспирантов и молодых ученых. Россия, Томск, с. 330-332, дата публикации – 28.04.2017 г;

- Применение системы планирования PLUNC для подготовки магистров медицинской физики для лучевой терапии // Радиобиологические основы лучевой терапии: материалы международной конференции, Обнинск, 20-21 Июня 2017. - Обнинск: МРНЦ им. А.Ф. Цыба, 2017 - С. 190-191;

## Список использованных источников

1. Doctoral Dissertation, Methods for dose calculation and beam characterization in external photon beam radiotherapy, Laura Korhonen, Espoo 2009
2. Technical Basis of Radiation Therapy, Practical Clinical Applications / S.H. Levitt, J.A. Purdy, C.A. Perez, S. Vijayakumar. – Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2006, Printed in Germany
3. Климанов В.А., Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии, часть 1, 2011, стр.348-350
4. Климанов В.А., Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии, часть 2, 2011, стр.198-204, 244-251
5. Руководство пользователя PLUNC.
6. Peter R. A., Peter J. B., Coursey B. M. and W. F. Hanson M. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams // Med. Phys., 1999, **26**, No. 9, P. 1847-1870.
7. Lawrence B. Marks, Lawrence B. Marks, Randall K. Ten Haken, Mary K. Martel, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., Vol. 76, No. 3, Supplement, pp. S1-S2, 2010.
8. Радиационная защита в лучевой терапии / И. Г. Тарутин, Е. В. Титович, Г. В. Гацкевич. – Минск: Беларуская навука, 2015. – стр.109. – ISBN 978-985-08-1914-7.
9. Ma L., Phaisanhittisakul N., Yu C. X. Sarfaraz M. Aquality assurance method for analyzing and verifying intensity modulated fields. // Med. Phys., 2003, 30, P. 2082-2088
10. Childress N. L., Rosen I.I. The designand testing of novel clinical parameters for dose comparison. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 2003, 56, P. 1464 – 1479

11. Moran J. M., Radawski J., Fraass B.A. A dose-gradient analysis tool for IMRT QA. // J. Appl. Clin. Med. Phys., 2005, 6, P.62 – 73.
12. Low D. A., Harms W. B., Mutic S. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. // Med. Phys., 1998, 25, P.656 – 661.
13. Depauydt T., Van Esch A., Huyskens D. P. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. // Radiother. Oncol., 2001, 62, P. 309 – 319.
14. Winkler P., Zurl B., Guss H. et al. Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. // Radiother. Oncol., 1987, 9, P. 33 - 44.
15. Тарутин, И. Г. Радиационная защита в лучевой терапии / И. Г. Тарутин, Е. В. Титович, Г. В. Гацкевич. – Минск :Беларуская навука, 2015. – стр.64-68. – ISBN 978-985-08-1914-7.
16. Руководство по эксплуатации системы в клиническом режиме для систем: Elekta Synergy. - 1503740 01 изд. 2013. - С. 310
17. Паспорт - Система радиотерапевтическая медицинская Elekta с принадлежностями. - 94 4450 изд. - С. 28.
18. Руководство пользователя «DOSE 1». IN/OM 2068 (RUS) (5), 2009, 71с.
19. Дозиметрические системы для лучевой терапии, ЗАО «МСМ Медимпэкс», 2008 г.
20. [Электронный ресурс] <http://www.rosalina.in/IMRT-OmniPro-software-for-IMRT-qa.html>
21. User's Guide - CC13 Ionization Chamber. – Schwazenbruck, Germany: IBA Dosimetry GmbH, 2013.
22. Определение поглощённой дозы при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощённой дозы в воде, №398. - Вена, 2004. - стр. 54-63.

23. Commission and quality assurance of computerized planning system for radiation treatment of cancer, Technical Reports Series no.430, Vienna, 2004, P.53.
24. Кузьмина Е.А, Кузьмин А.М. Методы поиска новых идей и решений "Методы менеджмента качества" №1 2003 г.
25. Кузьмина Е.А, Кузьмин А.М. Функционально-стоимостный анализ. Экскурс в историю. "Методы менеджмента качества" №7 2002 г.
26. Основы функционально-стоимостного анализа: Учебное пособие / Под ред. М.Г. Карпунина и Б.И. Майданчика. - М.: Энергия, 1980. - 175 с.
27. Скворцов Ю.В. Организационно-экономические вопросы в дипломном проектировании: Учебное пособие. – М.: Высшая школа, 2006. – 399 с.
28. Сущность методики FAST в области ФСА [Электронный ресурс] <http://humeur.ru/>.
29. Федеральный закон «Об основах охраны труда» от 17.07.1999 г. № 181-ФЗ.
30. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы «Гигиенические требования к ПЭВМ и организации работы».
31. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ – 99/2010)
32. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009)
33. СанПиН 2.6.1.2573-2010 «Гигиенические требования к размещению и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100 МэВ»
34. ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации.

## Приложение А

### Creation of the photon and electron beam model of the Elekta Synergy accelerator in the planning system PlanUNC

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0АМ6М	Сутыгина Яна Николаевна		

Руководитель ВКР \_\_\_\_\_

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Начальник отдела ОМФ ОГАУЗ «ТООД»	Сухих Е.С	к.ф.-м.н.		

Консультант-лингвист Отделения иностранных языков ШБИП

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
старший преподаватель	Кабрышева О.П			



## 1 Contents

1. Introduction..... **Ошибка! Закладка не определена.**
2. Clinical dosimetry of electron and photon beams .....**Ошибка! Закладка не определена.**
3. Verification in radiotherapy..... **Ошибка! Закладка не определена.**
4. Linear accelerator Elekta Synergy..... **Ошибка! Закладка не определена.**
5. Radiotherapy treatment planning PPlanUNC.....**Ошибка! Закладка не определена.**

## 1. Introduction

Cancer is one of the leading causes of death around the world and the number of patients is expected to increase in the next years. At the moment, cancer can be treated by surgery, chemotherapy, radiation therapy, hormonal therapy and targeted therapy. Radiation therapy is one of the main methods used to treat patients with cancer. Currently, radiation therapy is recommended for 60-70% of cancer patients. Radiation is given 2 ways: either high-energy rays are aimed from a machine (external radiation) or implants are put into the body near the tumor.

Medical physicists have long had an integral role in radiotherapy. Medical physics includes a large number of directions and specializations, the main number of specialists in this field is traditionally associated with radiotherapy of malignant neoplasms. The duties of medical physicists include planning radiation therapy, quality control, participation in topometric preparation, dosimetric support of treatment, etc. Dosimetric planning of remote photon radiotherapy is the primary responsibility of medical physicists. The physicist calculates the distribution of the dose in the volume target volume (TV) and organ-at-risk (OAR) in accordance with the prescription. The task of the medical physicist is to optimize the irradiation process. Optimization is necessary to obtain the most uniform distribution of the prescribed dose in the tumor and a minimal dose in organ-at-risk and surrounding tissues. An experienced physicist can easily predict the distribution of the dose in the tumor and critical organs, depending on the geometric and physical characteristics of the beam. An inexperienced physicist spending a lot of time looking for possible variants. An inexperienced physicist needs practical planning skills [1].

A radiation therapy treatment requires a previous planning to generate beam shapes and dose distributions with the aim of maximizing the dose in the tumor region and at the same time minimize the dose in healthy tissues.

Planning of radiotherapy is carried out using specialized computer programs. The main systems used in Russia are the following commercial planning stations: XiO and Monaco (Elekta AB), Eclipse (Varian Medical System), Pinnacle (Phillips). The cost of commercial software products is very high. Clinics of radiation therapy have only a few workstations. Workstations are busy all the time.

Tomsk Polytechnic University uses Plan-UNC (PLUNC version 6.6) non-commercial planning system with open source, developed at the University of North Carolina (USA). This system allows training planning skills of the groups 12 students, which significantly saves the teacher's time, and also allows students to work independently, gaining practical experience in radiation dosimetry planning.

The PLUNC planning system is used not only for educational purposes, but also opens up opportunities for scientific research. The main disadvantage of most commercial systems is not only high cost, but also a limitation in access to the source code of programming. This is the reason for the limited clinical and technological flexibility that is important for research institutions.

The objective of this work is to create models of linear accelerator Elekta Synergy beams in the PLUNC planning system. Clinical dosimetry of the electron and photon beam of a linear accelerator measured. Dosimetry data and main characteristics of the Elekta Synergy accelerator are loaded into PLUNC planning system. Beam model verified.

## **2. Clinical dosimetry of electron and photon beams**

The success of radiation therapy depends on the accuracy of a prescribed dose delivery. This necessitates high accuracy in the dosimetry of high-energy photon and electron beams. Today it is considered that a goal in dose delivery to the patient based on such an accuracy requirement is too strict and the figure should be increased to about one standard deviation of 5%, but there are no definite recommendations in this respect. Recommendations regarding dose uniformity, prescribing, recording, and reporting photon beam therapy are set forth by the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). The ICRU report 50 recommends a target dose uniformity within +7% and -5% relative to the dose delivered to a well defined prescription point within the target [2].

Two procedures can be distinguished, namely absolute (or reference dosimetry) and relative dosimetry. Absolute dosimeter produces a signal from which the dose in its sensitive volume can be determined without requiring calibration in a known radiation field. Relative dosimeter requires calibration of its signal in a known radiation field.

The main goal of clinical dosimetry is a detailed description of the distribution of the absorbed dose created by the clinical beam. For each type of machine there is a set of measurable characteristics and procedures. The general fact is that the dose distributions should be characterized by three coordinates in absolute and relative terms.

Various types of dosimeters are used for clinical dosimetry: ionization chamber, semiconductor diodes and dosimetric films. For electron beams, it is necessary to use plane-parallel ionization chambers.

The user can choose any material as a water phantom, polystyrene or acrylic plastic. Water is recommended in IAEA practical recommendations as a medium for measuring the absorbed dose of photon and electron beams.

Clinical dosimetry of electron beams includes the following procedures:

- measuring the absorbed dose at a reference point in a water phantom under standard geometry;
- measurement of the distribution of the dose field in the inline and crossline direction relative to the axis of the electron beam.



• Figure A.1 –Blue Phantom

The IAEA has maintained an interest in standardization and development of Codes of Practice (CoP) for radiotherapy dosimetry going as far back as the seventies, with several publications in the field. Important examples are the development of TRS-398 (2000), TG51, TRS 398, TRS 457. Dosimetry protocols or codes of practice state the procedures to be followed when calibrating a clinical photon or electron beam. The choice of which protocol to use is left to individual radiotherapy departments or jurisdictions [3]. Dosimetry protocols are generally issued by national, regional, or international organizations. Current dosimetry protocols define the procedures for the determination of absorbed dose to water in clinical dosimetry with calibrated ionization chambers for external radiation therapy. The ionization chambers are placed in a water-filled phantom and are irradiated by the user's beam. Instead of applying the cavity theory directly, calibrated ionization chambers are employed, since due to manufacturing variability the exact volume of the air cavity is usually not known exactly. Further, the chamber construction itself perturbs the radiation field as discussed in the previous section. Thus, a calibration coefficient is

$$D_{w,Q0} = M_{Q0*} \cdot N_{D,w,Q0} \quad (1.14)$$

The calibration coefficient  $N_{D,w,Q0}$  must be traceable to a primary standard laboratory and relates the reading of the dosimeter  $M_{Q0*}$ , formed by ionization chamber and electrometer, to dose to water  $D_{w,Q0}$  in a reference field under reference conditions. These reference conditions are regarding air pressure, temperature, field sizes, measurement depth, phantom size and quality Q of the incident beam.

### **3. Verification in radiotherapy**

Verification in radiation therapy is a check that confirms the correspondence of the dose distribution delivered to the target within the patient's body, the planned distribution with the error of the result of irradiation. Quality Assurance (QA) in the radiation therapy treatment planning process is essential to ensure accurate dose delivery to the patient and to minimize the possibility of accidental exposure.

Implementation of advanced techniques in clinical practice can greatly improve the outcome of radiation therapy, but it also makes the process much more complex with a lot of room for errors. An important part of the quality assurance program is verification of treatment planning system (TPS).

Clinical commissioning test cases covering a wide range of typical clinical situations are structured in such a way that dose distributions are first checked for single beams, then standard multiple field techniques are used, and finally complex multi field arrangements are applied. These tests are primarily aimed at confirming that the planned dose will be in agreement with that determined by measurement. The dose calculations for each test are performed for each available algorithm based on the grid size normally used in clinical practice. A small volume ionization chamber is recommended for the measurements. The chamber is placed in the corresponding plug, and this plug is fully inserted into the selected hole of the phantom. All doses refer to absorbed dose to water regardless of the measurement region of the phantom (lung, bone). During the measurements all empty holes should be filled with supplied plugs of densities corresponding to the regions. The measurements will be performed for each single beam and for all beams for multi-field techniques [4].

Verification of dose calculations obtained on irradiation planning systems is carried out with a detector system showing the dose value at one or more points - this is the 1D control procedure. Such a program usually

consists of measuring the dose at specific points or along the axis, for example, taking a deep dose distribution or profiles in various phantoms, using reference data on the beams. Dose measurements must be performed three times for each geometry. This will reduce the error.

Measurements must be made for different gantry angles, for different sizes of rectangular and square fields. Also, measurements are taken at a different SSD.



#### 4. Linear accelerator Elekta Synergy

A linear accelerator (LINAC) is the device most commonly used for external beam radiation treatments for patients with cancer. The linear accelerator uses microwave technology (similar to that used for radar) to accelerate electrons in a part of the accelerator called the "wave guide," then it allows these electrons to collide with a heavy metal target to produce high-energy x-rays. These high energy x-rays are shaped as they exit the machine to conform to the shape of the patient's tumor and the customized beam is directed to the patient's tumor. The beam is usually shaped by a multileaf collimator that is incorporated into the head of the machine. The patient lies on a moveable treatment couch and lasers are used to make sure the patient is in the proper position. The treatment couch can move in many directions including up, down, right, left, in and out. The beam comes out of a part of the accelerator called a gantry, which can be rotated around the patient. Radiation can be delivered to the tumor from any angle by rotating the gantry and moving the treatment couch [5].



- Figure A.2 – Linear accelerator Elekta Synergy.

Elekta Synergy accelerator is produced by Elekta (Elekta Oncology Systems, Crawley, UK). A few hundred of such accelerators are now used

clinically. The Elekta Synergy can deliver photon and electron beams. The accelerator may be used to irradiate a very complex targets in 3D conformal and Intensity Modulation mode.

The accelerator has a wide range of energies for photon beams (6 MeV, 10 MeV, 15 MeV) and for an electron beam (6-18 MeV).

## **5. Radiotherapy treatment planning P<sub>L</sub>anUNC**

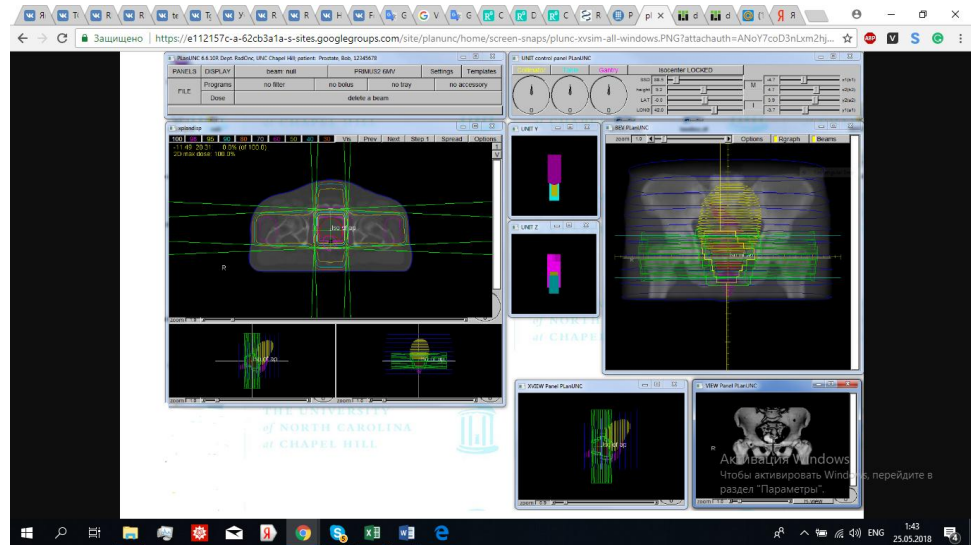
P<sub>L</sub>anUNC, or PLUNC as it is known familiarly, is an adaptable and extensible software system for Three-dimensional (3D) treatment planning is an integral step in the treatment of various cancers when radiation is prescribed as either the primary or adjunctive modality, especially when the gross tumor volume lies in a difficult to reach area or is near to critical bodily structures. Today, 3D systems have made it possible to more precisely localize tumors in order to treat a higher ratio of cancer cells to normal tissue. Over the past 15 years, these systems have evolved into complex tools that utilize powerful computational algorithms that offer diverse functional capabilities, while simultaneously attempting to maintain a user-friendly quality. A major disadvantage of commercial systems is that users do not have access to the programming source code, resulting in significantly limited clinical and technological flexibility.

As an alternative, in-house systems such as Plan-UNC (PLUNC) offer optimal flexibility that is vital to research institutions and important to treatment facilities. Despite this weakness, commercially available systems have become the norm because their commissioning time is significantly less and because many facilities do not have computer experts on-site. P<sub>L</sub>anUNC, or PLUNC as it is known familiarly, is a portable, adaptable, and extensible set of software tools for 3D Radiotherapy Treatment Planning (RTP) that has been under active development in the Department of Radiation Oncology at the University of North Carolina (UNC) since 1985.

PLUNC, is an adaptable and extensible software system for RPT. Its features include graphical tools for contouring anatomical structures, virtual simulation, dose calculation and analysis, and Intensity Modulated Radiation Treatment (IMRT) planning. It is suitable for External Beam Photon/Electron therapy, but currently contains no LDL/HDL or Proton code [7].

PLUNC is built on the principles of fast, light programming - complex solutions done simply by a specific (non-general) but extensible code. In

Figure 3 a screenshot from the treatment planning system is shown.



- **Figure A.3 – Radiotherapy treatment planning PLanUNC**

The current UNC tools encompass the full range of RTP External Beam functions including image importing and processing, virtual simulation, dose calculation, plan evaluation, and planning for intensity modulated radiotherapy. PLUNC source code and related software are licensed without fee to qualified facilities to support research involving new methods for planning and delivering radiation therapy, and to support RTP training for dosimetrists, physicists, radiation therapists, and radiation oncology residents. Today there are several commercialized planning system competitors used for extern beam radiotherapy. However, PLUNC is successfully used for the education and training purposes.

## References

1. B. A. Fraass. The development of conformal radiation therapy. *Med. Phys.*, November 22, 1911–1921, 1995.
2. W. J. Meredith. 40 years of development in radiotherapy. *Phys. Med. Biol.*, 1984, Vol. 29, No. 2, P. 115–120, Printed in Great Britain.
3. D. I. Thwaites and J. B. Tuohy. Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. *Phys. Med. Biol.*, 2006 Jul 7; 51(13):P. 343–362, Epub 2006 Jun 20.
4. J. C. Ganz. *Gamma knife surgery*. Springer-Verlag, 1997, 365 p.
5. S. Webb. *The physics of conformal radiotherapy: advances in technology*. Institute of Physics Publishing, 1997.
6. Doctoral Dissertation, Methods for dose calculation and beam characterization in external photon beam radiotherapy, Laura Korhonen, Espoo 2009, 89 p.
7. A. V. Klimanov, Radiobiological and dosimetric planning of radiotherapy and radionuclide therapy, Part 1, 2011, P.348-350

## Приложение Б

В данном разделе приводятся полученные результаты при верификации пучка. Сравнение проводилось между данными из плана верификации и данными полученными при проведении измерений. Все измерения проводились тоекратно для чистоты эксперимента. Расхождение рассчитанных и экспериментальных значений для созданных моделей в системе планирования PLUNC не превышает 1 %, что говорит о хорошей согласованности экспериментальных и рассчитанных данных.

Приведем анализ результатов полученных при верификации для фотонного пучка с энергией 6 МэВ для квадратных полей.

Таблица Б.1 – Данные полученные при верификации модели фотонного пучка с энергией 6 МэВ для квадратных полей

Размер поля, см	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
5x5	D <sub>1</sub> , Гр	1,995	2,002
	D <sub>2</sub> , Гр	1,994	
	D <sub>3</sub> , Гр	1,996	
	$\bar{x}$	1,995	
	S	0,0013	
	S <sub>x</sub>	0,0007	
	$\delta$ , %	0,34	
10x10	D <sub>1</sub> , Гр	2,006	2,011
	D <sub>2</sub> , Гр	2,008	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,01	
	$\bar{x}$	2,008	
	S	0,002	
	S <sub>x</sub>	0,0011	
	$\delta$ , %	0,31	
30x30	D <sub>1</sub> , Гр	2,058	2,045
	D <sub>2</sub> , Гр	2,06	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,06	
	$\bar{x}$	2,059	
	S	0,0015	
	S <sub>x</sub>	0,0009	
	$\delta$ , %	0,7	

Таблица Б.2 – Данные полученные при верификации модели фотонного пучка с энергией 6 МэВ для прямоугольных полей

Размер поля, см	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
20x5	D <sub>1</sub> , Гр	1,997	2,003
	D <sub>2</sub> , Гр	1,996	
	D <sub>3</sub> , Гр	1,996	
	$\bar{x}$	1,996	
	S	0,00063	
	S <sub>x</sub>	0,0004	
	$\delta$ , %	0,33	
5x20	D <sub>1</sub> , Гр	1,992	2,006
	D <sub>2</sub> , Гр	1,992	
	D <sub>3</sub> , Гр	1,993	
	$\bar{x}$	1,992	
	S	0,0005	
	S <sub>x</sub>	0,0003	
	$\delta$ , %	0,66	

Таблица Б.3 – Данные полученные при верификации модели фотонного пучка с энергией 6 МэВ при наклонном падении пучка при размере поля 10x10 см

Угол гантри, см	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
45	D <sub>1</sub> , Гр	1,983	2,0012
	D <sub>2</sub> , Гр	1,982	
	D <sub>3</sub> , Гр	1,984	
	$\bar{x}$	1,983	
	S	0,00063	
	S <sub>x</sub>	0,0004	
	$\delta$ , %	0,90	
315	D <sub>1</sub> , Гр	2,005	2,003
	D <sub>2</sub> , Гр	2,004	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,005	
	$\bar{x}$	2,005	
	S	0,00063	
	S <sub>x</sub>	0,0004	
	$\delta$ , %	0,1	

Таблица Б.4 – Данные полученные при верификации модели фотонного пучка с энергией 6 МэВ при изменении РИП.

РИП, см	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
80	D <sub>1</sub> , Гр	2,676	2,669
	D <sub>2</sub> , Гр	2,677	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,677	
	$\bar{x}$	2,676	
	S	0,00018	
	S <sub>x</sub>	0,0002	
	$\delta$ , %	0,27	
100	D <sub>1</sub> , Гр	1,905	1,912
	D <sub>2</sub> , Гр	1,904	
	D <sub>3</sub> , Гр	1,905	
	$\bar{x}$	1,905	
	S	0,00027	
	S <sub>x</sub>	0,0002	
	$\delta$ , %	0,36	

Таблица Б.5 – Данные полученные при верификации модели фотонного пучка с энергией 6 МэВ при методике облучения коробка (размер поля 10x10 см).

Угол гантри, градусы	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
0	D <sub>1</sub> , Гр	0,520	0,522
	D <sub>2</sub> , Гр	0,519	
	D <sub>3</sub> , Гр	0,520	
	$\bar{x}$	0,520	
	S	0,00047	
	S <sub>x</sub>	0,0003	
	$\delta$ , %	0,46	
90	D <sub>1</sub> , Гр	0,505	0,509
	D <sub>2</sub> , Гр	0,505	
	D <sub>3</sub> , Гр	0,506	
	$\bar{x}$	0,505	
	S	0,0004	



	$S_x$	0,0002	
	$\delta, \%$	0,70	
180	$D_1, \Gamma p$	0,488	0,492
	$D_2, \Gamma p$	0,489	
	$D_3, \Gamma p$	0,489	
	$\bar{x}$	0,489	
	$S$	0,00027	
	$S_x$	0,0001	
	$\delta, \%$	0,56	
	270	$D_1, \Gamma p$	0,500
$D_2, \Gamma p$		0,501	
$D_3, \Gamma p$		0,502	
$\bar{x}$		0,501	
$S$		0,0004	
$S_x$		0,0002	
$\delta, \%$		0,36	

Таблица Б.6 – Данные полученные при верификации модели фотонного пучка с энергией 10 МэВ для квадратных полей

Размер поля, см	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
5x5	$D_1, \Gamma p$	2,011	2,018
	$D_2, \Gamma p$	2,012	
	$D_3, \Gamma p$	2,012	
	$\bar{x}$	2,012	
	$S$	0,0008	
	$S_x$	0,0004	
	$\delta, \%$	0,31	
	10x10	$D_1, \Gamma p$	2,026
$D_2, \Gamma p$		2,028	
$D_3, \Gamma p$		2,02	
$\bar{x}$		2,028	
$S$		0,0007	
$S_x$		0,0004	
$\delta, \%$		0,40	
30x30		$D_1, \Gamma p$	2,058
	$D_2, \Gamma p$	2,06	
	$D_3, \Gamma p$	2,06	
	$\bar{x}$	2,060	

	S	0,0015
	S <sub>x</sub>	0,0008
	δ, %	0,6

Таблица Б.7 – Данные полученные при верификации модели фотонного пучка с энергией 10 МэВ для прямоугольных полей

Размер поля, см	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
20x5	D <sub>1</sub> , Гр	2,013	2,018
	D <sub>2</sub> , Гр	2,013	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,011	
	$\bar{x}$	2,012	
	S	0,00098	
	S <sub>x</sub>	0,0006	
	δ, %	0,288	
5x20	D <sub>1</sub> , Гр	1,996	2,015
	D <sub>2</sub> , Гр	1,995	
	D <sub>3</sub> , Гр	1,997	
	$\bar{x}$	1,997	
	S	0,0008	
	S <sub>x</sub>	0,0005	
	δ, %	0,93	

Таблица Б.8 – Данные полученные при верификации модели фотонного пучка с энергией 10 МэВ при наклонном падении пучка при размере поля 10x10 см

Угол гантри, см	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
45	D <sub>1</sub> , Гр	2,063	2,07
	D <sub>2</sub> , Гр	2,063	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,064	
	$\bar{x}$	2,063	
	S	0,0004	
	S <sub>x</sub>	0,0002	
	δ, %	0,32	

315	D <sub>1</sub> , Гр	2,028	2,036
	D <sub>2</sub> , Гр	2,029	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,028	
	$\bar{x}$	2,028	
	S	0,00057	
	S <sub>x</sub>	0,0003	
	$\delta$ , %	0,35	

Таблица Б.9 – Данные полученные при верификации модели фотонного пучка с энергией 6 МэВ при методике облучения коробка (размер поля 10x10 см).

Угол гантри, градусы	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
0	D <sub>1</sub> , Гр	0,506	0,510
	D <sub>2</sub> , Гр	0,507	
	D <sub>3</sub> , Гр	0,507	
	$\bar{x}$	0,507	
	S	0,00057	
	S <sub>x</sub>	0,0003	
	$\delta$ , %	0,57	
90	D <sub>1</sub> , Гр	0,508	0,510
	D <sub>2</sub> , Гр	0,507	
	D <sub>3</sub> , Гр	0,507	
	$\bar{x}$	0,507	
	S	0,0004	
	S <sub>x</sub>	0,0003	
	$\delta$ , %	0,35	
180	D <sub>1</sub> , Гр	0,495	0,499
	D <sub>2</sub> , Гр	0,496	
	D <sub>3</sub> , Гр	0,496	
	$\bar{x}$	0,496	
	S	0,00027	
	S <sub>x</sub>	0,0001	
	$\delta$ , %	0,16	
270	D <sub>1</sub> , Гр	0,505	0,509
	D <sub>2</sub> , Гр	0,507	
	D <sub>3</sub> , Гр	0,506	
	$\bar{x}$	0,506	
	S	0,0003	
	S <sub>x</sub>	0,0004	
	$\delta$ , %	0,38	

. Таблица Б.10 – Данные полученные при верификации модели электронного пучка с энергией 6 МэВ для квадратных полей

Размер поля, см	Доза	Поглощенная доза при верификации	Поглощенная доза в фантоме
6x6	D <sub>1</sub> , Гр	2,224	2,209
	D <sub>2</sub> , Гр	2,137	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,225	
	$\bar{x}$	2,195	
	S	0,05	
	S <sub>x</sub>	0,03	
	$\delta$ , %	0,61	
10x10	D <sub>1</sub> , Гр	2,129	2,132
	D <sub>2</sub> , Гр	2,150	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,106	
	$\bar{x}$	2,129	
	S	0,022	
	S <sub>x</sub>	0,012	
	$\delta$ , %	0,15	
15x15	D <sub>1</sub> , Гр	2,158	2,228
	D <sub>2</sub> , Гр	2,211	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,193	
	$\bar{x}$	2,206	
	S	0,011	
	S <sub>x</sub>	0,006	
	$\delta$ , %	0,95	
21x21	D <sub>1</sub> , Гр	2,196	2,191
	D <sub>2</sub> , Гр	2,195	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,197	
	$\bar{x}$	2,197	
	S	0,0009	
	S <sub>x</sub>	0,0005	
	$\delta$ , %	0,25	

Таблица Б.11 – Данные полученные при верификации модели электронного пучка с энергией 10 МэВ для квадратных полей

6x6	D <sub>1</sub> , Гр	2,155	2,172
	D <sub>2</sub> , Гр	2,153	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,156	
	$\bar{x}$	2,155	
	S	0,001	
	S <sub>x</sub>	0,0007	
	$\delta$ , %	0,79	
10x10	D <sub>1</sub> , Гр	2,169	2,161
	D <sub>2</sub> , Гр	2,168	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,170	
	$\bar{x}$	2,169	
	S	0,0009	
	S <sub>x</sub>	0,0005	
	$\delta$ , %	0,41	
15x15	D <sub>1</sub> , Гр	2,158	2,175
	D <sub>2</sub> , Гр	2,161	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,160	
	$\bar{x}$	2,160	
	S	0,0011	
	S <sub>x</sub>	0,0008	
	$\delta$ , %	0.69	
21x21	D <sub>1</sub> , Гр	2,170	2,181
	D <sub>2</sub> , Гр	2,171	
	D <sub>3</sub> , Гр	2,172	
	$\bar{x}$	2,172	
	S	0,0009	
	S <sub>x</sub>	0,0005	
	$\delta$ , %	0,43	

Сравнение проводилось между данными из плана верификации и данными полученными при проведении измерений. Все измерения проводились троекратно для чистоты эксперимента. Расхождение рассчитанных и экспериментальных значений для созданных моделей в системе планирования PLUNC не превышает 1 %, что говорит о хорошей согласованности экспериментальных и рассчитанных данных.