

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

Институт: Физико-технический
Направление подготовки: Ядерные физика и технологии
Кафедра: Прикладной физики

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Исследование области применимости алгоритмов расчета поглощенной дозы в системе планирования XiO для использования в клинической практике

УДК 621.039.58:615.84.001.24

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Синягина М.А.		

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	Верховская М.В.	к.э.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

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

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

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

Планируемые результаты обучения

Код результата	<i>Результат обучения</i>
<i>Профессиональные компетенции</i>	
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.
<i>Общекультурные компетенции</i>	
P7	Демонстрировать глубокие знания социальных, этических и культурных аспектов инновационной профессиональной деятельности.
P8	Самостоятельно учиться и непрерывно повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности.
P9	Активно владеть иностранным языком на уровне, позволяющем работать в иноязычной среде, разрабатывать документацию, презентовать результаты профессиональной деятельности.
P10	Эффективно работать индивидуально и в коллективе, демонстрировать ответственность за результаты работы и готовность следовать корпоративной культуре организации.

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

Институт: Физико-технический

Направление подготовки: (специальность): Ядерная физика и технологии

Кафедра: Прикладной физики

УТВЕРЖДАЮ:

Зав. кафедрой

(Подпись) (Дата) (Ф.И.О.)

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

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

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Синягина Мария Алексеевна

Тема работы:

Исследование области применимости алгоритмов расчета поглощенной дозы в системе планирования XiO для использования в клинической практике.
Утверждена приказом директора (дата, номер)

Срок сдачи студентом выполненной работы:	1.06.2017
--	-----------

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе	Результатом работы будет исследование алгоритмов расчета поглощенной дозы в системе планирования XiO при помощи созданных дозиметрических планов для реальных пациентов, расчет дозиметрических планов при помощи нескольких алгоритмов, основанных на методе Монте Карло, создание QA планов для верификации на линейном ускорителе с энергиями 6, 10 МэВ, проверка имеющегося оборудования для использования в клинической практике.
Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов	Обзор и анализ литературы по данной проблематике; создание дозиметрических планов для локализаций разного вида, расчет планов алгоритмами Convolution, Superposition, FastSuperposition; проверка рассчитанных планов на линейном ускорителе с использованием тканеэквивалентных фантомов различного типа, формирование выводов.

Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы	
Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Верховская М. В.
Социальная ответственность	Гоголева Т.С.
Иностранный язык	Емельянов И.Л.
	Веригин Д.А.
Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:	
Трехмерная конформная лучевая терапия; Лучевая терапия с поперечной модуляцией интенсивности; Система планирования XiO	

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	
---	--

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Инженер каф. ПФ НИ ТПУ	Сухих Е.С.	к. ф.-м. н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Синягина Мария Алексеевна		

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

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

Форма представления работы:

магистерская диссертация

КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН
выполнения выпускной квалификационной работы

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

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
22.02.2017	Обзор и анализ литературы по методикам планирования лучевой терапии	
1.03.2017	Изучение приборов и методик верификации	
15.03.2017	Создание дозиметрических планов лечения	
30.03.2017	Проведение измерений	
15.05.2017	Анализ результатов	
1.06.2017	Оформление пояснительной записки, презентации	

Составил преподаватель:

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

СОГЛАСОВАНО:

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

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

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Синягина Мария Алексеевна

Институт	Физико-технический	Кафедра	Прикладной физики
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	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)

<p>1. <i>Оценочная карта конкурентных технических решений</i></p> <p>2. <i>Иерархическая структура работ</i></p> <p>3. <i>Организационная структура проекта</i></p> <p>4. <i>Календарный план проекта</i></p> <p>5. <i>Бюджет проекта</i></p> <p>6. <i>Матрица ответственности</i></p> <p>7. <i>Определение ресурсоэффективности проекта</i></p>
--

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику

Задание выдал консультант:

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

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Синягина Мария Алексеевна		

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Синягина Мария Алексеевна

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

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

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

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

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

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

Задание выдал консультант:

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

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Синягина Мария Алексеевна		

Реферат

Выпускная квалификационная работа 112 с., 26 рис., 12 табл., 34 источника, 2 прил.

Ключевые слова: линейный ускоритель, трехмерная конформная лучевая терапия, лучевая терапия с поперечной модуляцией интенсивности, план терапии, верификация, поглощенная доза.

Объектом исследования являются алгоритмы расчета поглощенной дозы в системе планирования.

Цель работы – исследование и сравнение алгоритмов расчета поглощенной дозы в системе планирования XiO для использования в клинической практике; осуществление гарантии качества медицинского линейного ускорителя.

В процессе исследования проводились: изучение технической литературы, создание дозиметрических планов облучения для нескольких пациентов с различными локализациями в системе планирования XiO, с использованием алгоритмов Convolution, Superposition и FastSuperposition, верификация созданных дозиметрических планов, сравнение и анализ результатов.

В результате исследования была проведена гарантия качества медицинского линейного ускорителя, проведено сравнение алгоритмов расчета поглощенной дозы для трехмерной конформной лучевой терапии и лучевой терапии с поперечной модуляцией интенсивности, определен выбор оптимальных алгоритмов для использования в клинической практике.

Область применения: в медицине в радиологическом отделении при создании дозиметрических планов лечения для локализаций различного рода.

Экономическая эффективность/значимость работы заключается в возможности минимизировать затраты на приобретение дополнительного набора алгоритмов расчета поглощенной дозы для планирующей системы.

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

Определения, обозначения, сокращения, нормативные ссылки

В данной работе применены следующие термины с соответствующими определениями:

линейный ускоритель: класс технических устройств, предназначенных для вывода пучков заряженных частиц, ускоряющихся под действием электромагнитных полей.

трехмерная конформная лучевая терапия: это метод облучения, технология которого основана на объемном планировании, то есть форма облучаемого объема максимально приближена к форме опухоли.

лучевая терапия с поперечной модуляцией интенсивности: это метод облучения с модуляцией поперечного распределения флюенса.

план терапии: основная составляющая планируемого курса лучевой терапии пациента, представляет собой совокупность файлов данных, на основе которых рассчитывается доза облучения.

верификация: 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.

поглощенная доза: величина энергии ионизирующего излучения, переданная веществу. Выражается как отношение энергии излучения, поглощённой в данном объёме, к массе вещества в этом объёме.

Используемые в работе обозначения и сокращения:

ЛТ – лучевая терапия,

2D – двумерный,

3D – трехмерный,

3DCRT – трехмерная конформная лучевая терапия,

IMRT – лучевая терапия с поперечной модуляцией интенсивности.

В настоящей работе использованы ссылки на следующие стандарты:

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

изложения, оформления и обозначения.

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

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

4. ГОСТ 2.106 – 96 Единая система конструкторской документации. Текстовые документы.

5. ГОСТ 2.301 – 68 Единая система конструкторской документации. Форматы.

6. ГОСТ 3.1105 – 2011 Единая система технологической документации. Формы и правила оформления документов общего назначения.

7. ГОСТ 3.1404 – 86 Единая система технологической документации. Формы и правила оформления документов на технологические процессы и операции обработки резанием.

8. ГОСТ 3.1407 – 86 Единая система технологической документации. Формы и требования к заполнению и оформлению документов на технологические процессы (операции), специализированные по методам сборки.

9. ГОСТ 7.0.12 – 2011 Система стандартов по информации, библиотечному и издательскому делу. Сокращения русских слов и словосочетаний в библиографическом описании произведений печати.

10. ГОСТ 7.32 – 2001 Система стандартов по информации, библиотечному и издательскому делу. Отчёт о научно-исследовательской работе. Структура и правила оформления.

11. ГОСТ 8.417 – 2002 Государственная система обеспечения единства измерений. Единицы величин.

Оглавление

Введение.....	13
1 Краткая история развития лучевой терапии.....	15
2 Планирование лечения	18
3 Трехмерное планирование дистанционной лучевой терапии	20
3.1 Особенности 2- , 2,5- и 3-мерного дозиметрического планирования.....	20
4 Лучевая терапия с поперечной модуляцией интенсивности пучка	23
4.1 Общее описание и сравнение 3DCRT и IMRT.....	23
4.2 Планирование облучения и расчет доз для IMRT	27
5 Алгоритмы для дозовых вычислений	34
5.1 Алгоритм Pencil Beam Convolution (PBC).....	38
5.2 Дозовые вычисления метода Superposition	40
6 Описание системы планирования XiO.....	42
7 Использование таблиц Quantec.....	46
8 Верификация плана лучевой терапии	48
8.1 Анализ данных.....	49
9 Гарантия качества лучевой терапии.....	53
10 Используемое оборудование.....	54
10.1 Высокоэнергетический линейный ускоритель Elekta Synergy.....	54
10.2 Клинический дозиметр Dose-1	55
10.3 Матричный дозиметр MatriXX.....	56
10.4 I ^m RT Phantom.....	57
10.5 Ионизационная камера CC13	58
11 Практическая часть.....	60
11.1 Проверка алгоритмов для трехмерной конформной лучевой терапии ...	60
11.2 Проверка алгоритмов для лучевой терапии с модуляцией интенсивности	67
12. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение....	72
12.1 Предпроектный анализ	72
12.1.1 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения	73
12.2 Планирование управления научно-техническим проектом	75
12.2.1 Иерархическая структура работ проекта.....	75

12.2.2 Контрольные события проекта	75
12.2.3 План проекта.....	76
12.3 Бюджет научно-технического исследования (НТИ)	79
12.3.1 Расчет материальных затрат	79
12.3.2 Расчёт амортизации оборудования для экспериментальных работ..	80
12.3.3 Затраты на оплату труда исполнителей НТИ.....	83
12.3.4 Отчисления во внебюджетные фонды	85
12.3.5 Накладные расходы	85
12.4 Формирование бюджета затрат научно-технического исследования (НТИ)	86
12.5 Организационная структура проекта	86
12.6 Матрица ответственности	87
12.7 Определение ресурсной эффективности исследования.....	89
13 Социальная ответственность	92
13.1 Анализ опасных и вредных производственных факторов.....	92
13.2 Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного воздействия и устранению их влияния при работе на линейном ускорителе	94
13.2.1 Организационные мероприятия.....	94
13.2.2 Технические мероприятия.....	95
13.2.3 Условия безопасной работы.....	97
13.3 Радиационная безопасность	99
13.4 Электробезопасность	103
13.5 Пожарная и взрывная безопасность	104
Заключение	107
Список публикаций студента.....	109
Список использованных источников	110
Приложение А	113
Приложение Б	129

Введение

Проблема онкологических заболеваний остается приоритетной для современного общества. По смертности рак занимает второе место после сердечно-сосудистых заболеваний, по страху, который внушает людям, - первое. Многие тысячи исследователей стремятся понять его причины, найти пути к его профилактике и лечению. Десятки институтов и сотни лабораторий во всем мире работают над этой проблемой, обеспечивая успех в ее понимании и медленный, но неуклонный прогресс в профилактике и лечении.

С марта 2015 года на базе Томского областного онкологического диспансера проводится лучевая терапия с использованием аппаратов последнего поколения. Одним из таких является линейный ускоритель Elekta Synergy. Это аппарат, который используется для проведения наружной радиотерапии при злокачественных новообразованиях любых тканей и органов. На данный момент на линейном ускорителе осуществляется трехмерная конформная лучевая терапия (3DCRT) и лучевая терапия с модуляцией интенсивности (IMRT).

При создании адекватных планов лечения в системе планирования XiO в клинической практике, т.е. скорость создания дозиметрического плана и точность расчета поглощенной дозы в гетерогенной среде (в пациенте), остро встает вопрос о выборе алгоритма расчета поглощённой дозы в планирующей системе. Поэтому целью данной работы было исследование и сравнение результатов расчёта поглощенной дозы с использованием всех имеющихся в системе планирования XiO алгоритмов, которые используются для соответствующих методик доставки дозы применяемых в клинической практике.

Для реализации данной цели было создано несколько планов лечения с различными локализациями (область малого таза, область средостенья и область головы-шеи) для двух методик доставки дозы: 3DCRT и IMRT. Для каждой анатомической области и методики облучения использовались

несколько алгоритмов расчета поглощенной дозы. Далее была проведена верификация всех дозиметрических планов на линейном ускорителе Elekta Synergy по абсолютной (точечное измерение) и относительной поглощенной дозе (распределение поглощенной дозы в определенной плоскости оценивалось по методики гамма-индексирования).

В рамках исследования представлены результаты для планирования 3DCRT с использованием алгоритмов расчета поглощенной дозы Convolution и Superposition, и для методики IMRT с алгоритмами расчета Superposition и FastSuperposition. Верификация планов по абсолютной поглощенной дозе проводилась в тканеэквивалентном твердотельном фантоме I'mRTPhantom с помощью ионизационной камеры CC13 и клинического дозиметра DOSE1. Проверка по 2D распределению поглощенной дозы на основе критерия гамма-индекса проводилась при помощи дозиметрической матрицы из ионизационных камер MatriXX.

1 Краткая история развития лучевой терапии

История дистанционного пучка радиотерапии начинается с открытия X-лучей Вильямом Рентгеном в 1895 году. Первая эмпирическая терапия рака с использованием гамма-лучей была выполнена только через несколько месяцев после первого доклада об открытии. Радиоактивность была открыта Анри Беккерелем в 1896 году, за которым последовали Мария и Пьер Кюри в 1898 году. С этими открытиями в области радиотерапии начали расти методики, основанные на лечении радием. В принципе, в течение первых трех десятилетий, радиотерапию практиковали всего несколько специалистов, которые варьировали различными параметрами обработки (например, доза, размер поля, позиция) в соответствии с их опытом и ежедневным состоянием пациентов. Это продлилось до начала 1940-ых годов, когда были созданы базовые законы современной лучевой терапии (ЛТ) и лечение рака стало более качественным. Новые, на тот момент, законы 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 (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) Co-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 имеет явное преимущество в том, что не требует замены радиоактивного источника излучения. Вместо этого рентгеновские лучи создаются ускорением электронов в волноводе, что позволяет столкнуться частицам с металлической пластиной, так называемой рентгеновской мишенью. Тормозное излучение, создаваемое падающим электронным пучком, используется для лечения. В настоящее время медицинские линейные ускорители могут иметь несколько режимов энергии (ускоряющее напряжение) от 4 МэВ до 25 МэВ. Линейный ускоритель в значительной степени заменил ранее созданные установки для внешней РТ. Хотя Co-60 по-прежнему используется в странах, где лучевая терапия только развивается, главным образом из-за лёгкости в обслуживании. Также гамма-лучи Co-60 пользуются для специальных радиохирургических задач, таких как устройство гамма-нож.

После изобретения медицинского линейного ускорителя, основные достижения в лучевой терапии были сделаны в области планирования лечения, что контролируется компьютерными системами. 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. Интеграция рецепторов рентгеновских изображений для линейного ускорителя позволила получать изображения пациента перед каждым сеансом лечения для того, чтобы отслеживать

движение опухоли во время лечения. Эти модификации ЛТ позволили улучшить точность позиционирования пациента и ограничить движение опухоли во время лечения. [1]

2 Планирование лечения

Цель планирования лечения при проведении лучевой терапии заключается в том, чтобы разработать лечение, которое позволит доставить предписанную дозу в мишень, а доза за пределами мишени будет минимальна. При планировании ЛТ свойства пучка, размеры полей, позиция, ориентация и относительные значения веса между полями, как правило, изменяются. Это возможно при помощи различных модификаторов (например, клинья или блоки), применяемых к радиационному полю на поверхности тела пациента или для защиты критических органов от ионизирующего излучения.

Практическое использование планирования лечения началось в 1940-х годах, когда разработки в радиационной дозиметрии позволили каждой клинике измерить изодозные диаграммы для любого типа лечебных полей, что соответствует ручному 2D планированию. Чтобы избежать трудоёмких изодозных измерений, позже были разработаны эмпирические методы для расчета распределения дозы. Первые компьютерные системы планирования были задуманы в 1955 году, они позволяли планировщику увидеть эффект от различных модификаций пучка сразу на прогнозируемое распределение дозы. Это позволило улучшить качество планов, так как стало легче экспериментировать с большим набором параметров лечения. Настоящим прорывом для ЛТ стало внедрение компьютерной томографии (КТ) в 1970-х годах, что позволило получать подробные трехмерные анатомические данные пациента. Уже в течение многих лет КТ используется как начальный этап планирования лечения, на снимках появилась возможность получать трехмерное распределение дозы. Другие новые методы визуализации, такие как магнитно-резонансная томография и позитронно-эмиссионная томография, оказались более точными в определении анатомических структур и границ злокачественных новообразований. Последние методы также могут быть использованы для планирования лучевой терапии путем регистрации снимков

на системе координат КТ с помощью специально разработанных алгоритмов регистрации изображений. [1]

Так планирование лечения, как правило, включает в себя целый ряд процедур: выбор положения тела для лечения пациента, изготовление позиционирующих устройств иммобилизации, получение объемного набора данных изображений пациента, оконтуренные тела мишени и критических органов, необходимые данные о повороте стола, вычисленное распределение дозы в соответствии с предписанием дозы, оценка плана лечения и т.д. Затем план утверждается лечащим врачом. Но перед тем как приступить к лечению проводится проверка (верификация) выбранного плана лечения определенным способом согласно международным протоколам для выбранной методики планирования и только потом уже можно приступить к лечению пациента. [2]

3 Трехмерное планирование дистанционной лучевой терапии

В радиационной онкологии последние десятилетия происходит новая технологическая революция, сравнимая по последствиям с внедрением в клиническую практику медицинских линейных ускорителей мегавольтового диапазона. Одним из этапов этой революции явилось создание алгоритмов, техники и систем трехмерного дозиметрического планирования. К настоящему времени в большинстве онкологических клиник в передовых странах трехмерное планирование стало рутинной практикой лучевого лечения.

3.1 Особенности 2- , 2,5- и 3-мерного дозиметрического планирования

Широко используемый термин «система трехмерного дозиметрического планирования» вводит фактически в заблуждение. Трехмерное дозиметрическое планирование, оно же трехмерная конформная лучевая терапия, 3DCRT, является процессом, а не системой, причем процессом радикально отличающимся от ранее разработанных 2-мерных (2D) и 2,5-мерных (2.5D) подходов к дозиметрическому планированию. Наиболее существенной аппроксимацией 2-мерного дозиметрического планирования является допущение, что поперечное сечение одинаковое вдоль всего тела пациента. В то же время реально поперечные сечения в плоскостях, лежащих на некотором удалении от центральной оси пучка, могут сильно отличаться. В этих же плоскостях могут находиться критические органы и чувствительные структуры, поэтому возникает необходимость аккуратного расчета дозовых распределений и в этих плоскостях. Отвечая этим потребностям, было разработано так называемое многоплоскостное или 2,5-мерное дозиметрическое планирование. В этом методе планирования данные по анатомии пациента передаются в систему планирования от компьютерного

томографа для нескольких поперечных сечений. Внешняя граница пациента оконтуривается автоматически, а внутренние границы анатомических структур оконтуриваются вручную. Однако дозовые распределения рассчитываются в дополнительных плоскостях в предположении, что источник также находится в этих плоскостях. При этом при расчете дозы в конкретном сечении считается, что остальные поперечные сечения такие же, как и рассматриваемое. Поправочные факторы на наличие негетогенностей определяются в одномерном приближении.

Наиболее значимое отличие 3D от 2D состоит в его объемности. Мишень в облучаемой области задается трехмерной. При изучении данных о пациенте целью является получение объемной, а не плоскостной информации. Геометрия пучков и регистрирующих портов основывается на облучении трехмерного объема. Алгоритмы расчета дозы учитывают дивергенцию пучка во всех направлениях. Учет неоднородностей может включать геометрию негетогенностей по всем направлениям (Рисунок 1).

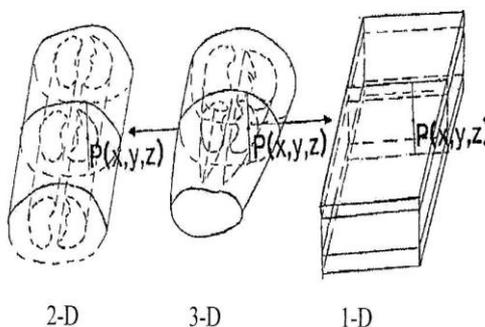


Рисунок 1 – Сравнение задания негетогенностей в одномерной (1D),
двухмерной (2D) и трехмерной (3D) геометриях

Данные о пучке в 2D обычно состоят из центрально-осевых дозовых распределений и внеосевых профилей для набора полей. В случае 3D кроме этих данных (обычно существенно более детальных) требуются значения дозовых ядер, спектр флюенса фотонов, а в некоторых случаях и геометрия головки ускорителя.

Идентификация и оконтуривание нормальных анатомических структур в 3D существенно более трудозатратная и длительная операция, чем в 2D. Это

связано с тем, что при определении направлений облучения в 3D ставится задача максимально уменьшить облучение нормальных тканей и органов.

Аналогичная ситуация имеет место при идентификации и оконтуривании мишеней. Для повышения точности оконтуривания нередко применяется совмещение и синтезирование изображений, получаемых от разных видов диагностических исследований.

Сильно отличаются в 3D от 2D также форма представления результатов планирования и документация процессов планирования и облучения.[3]

4 Лучевая терапия с поперечной модуляцией интенсивности пучка

4.1 Общее описание и сравнение 3DCRT и IMRT

Девяностые годы прошлого века стали свидетелями драматических изменений в дозиметрическом планировании и способах облучения в лучевой терапии, обусловленных стремительным развитием облучающей аппаратуры, дозиметрического и программного обеспечения. Эти успехи, подкрепленные разработкой высокоточных и в то же время достаточно быстрых трехмерных методов расчета и методов практической реализации (передачи) требуемых дозовых распределений, привели к созданию и практическому внедрению 3DCRT. Целью 3DCRT являлось согласование предписанного дозового распределения с формой объема мишени и одновременная минимизация дозы в прилегающих структурах, состоящих из нормальных тканей и критических органов.

Высокая конформность дозовых распределений с объемом опухоли, присущая 3DCRT, приводит к уменьшению объема нормальных тканей вне объема мишени, которые облучаются высокой предписанной дозой. Это позволяет, в свою очередь, увеличивать предписанные дозы при сохранении на том же уровне вероятности осложнений в нормальных тканях. Порядок уменьшения суммарной дозовой нагрузки на нормальные ткани демонстрирует такой пример.

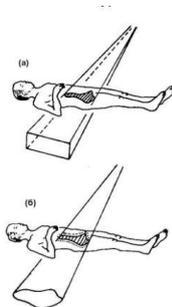


Рисунок 2 – Иллюстрация различия между —традиционной ЛТ (а) и конформной ЛТ (б).

В первой применяются, в основном, стандартные прямоугольные поля, критические органы при необходимости защищают блоками. В конформной ЛТ форма поля согласовывается с формой проекции объема мишени на плоскость, перпендикулярную к направлению облучения.

Планирование 3DCRT имеет относительно мало степеней свободы. Планировщики в типичном случае могут выбирать одну из двух энергий пучков ускорителя, определяющих проникающую способность излучения, глубину области накопления и ширину области пенумбры (полутени). Они могут выбрать наиболее подходящие, с точки зрения анатомии, количество и направления пучков, а также их веса (фактически, время облучения с данного направления). И наконец, они могут использовать для модификации дозовых распределений различные формирующие приспособления, клинья и защитные блоки. Все это позволяет находить эффективные дозиметрические планы с точки зрения покрытия объема мишени предписанной дозой для мишеней с не очень сложной геометрической формой. Однако для мишеней сложной формы, как например мишени со сложными изгибами, внутренними пустотами и бифуркациями, технические возможности 3DCRT не могут обеспечить желаемую конформность дозовых распределений. В качестве примеров можно указать на опухоли простаты, которые часто тесно примыкают в задней части к прямой кишке, а в передней – к мочевому пузырю; опухоли головы, близко расположенные вокруг оптического нерва, и др. Этот недостаток является следствием отсутствия в 3DCRT эффективного механизма для селективного снижения дозы в критических структурах. Изодозовые распределения в 3DCRT имеют выпуклые поверхности и они не могут быть «обернуты» вокруг критических структур. Простая защита проекции критического органа на данное направление с помощью блока или многолепесткового коллиматора приводит к гетерогенности результирующего дозового распределения, которое невозможно скомпенсировать облучением с других порталов (направлений).

Относительно жесткие ограничения на однородность дозового распределения в мишенном объеме не допускают частичную блокировку

радиационных порталов. Один из вариантов решения этой проблемы заключается в ограничении мишенной дозы и применении смешанного облучения разными видами излучения, например фотонами и электронами. Но такой подход, с одной стороны, далеко не всегда может быть реализован. С другой стороны, он редко позволяет решить важнейшую задачу увеличения дозы в мишени при непревышении толерантных доз в нормальных тканях и критических органах.

Поэтому практически сразу после внедрения в практику лечения 3DCRT сообщество медицинских физиков и радиационных онкологов начало искать пути, позволяющие создавать конформные с мишенью дозовые распределения при одновременном ограничении облучения критических структур. Новая парадигма требовала снять ограничения на негомогенность распределения флюенса в падающем на пациента пучке и позволить флюенсу изменяться в пределах портала. Характер и глубина этих изменений (модуляций) определяется с помощью сложных математических алгоритмов. Этот процесс иногда называют «обратной задачей» или «обратным методом» планирования облучения.

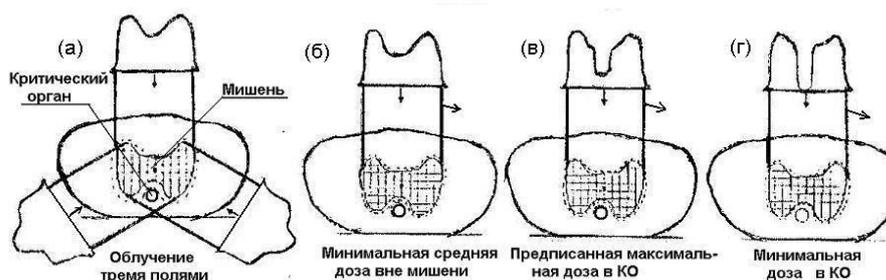


Рисунок 3 – Модуляция распределения флюенса в пучках при облучении сложной мишени (штрихованная область) и критического органа (круг) для разных оптимизационных критериях: а – фиксированные пучки; б, в, г– дуговая IMRT

Использование модуляции флюенса не удаляет пучок из критических структур при таком подходе, а ограничивает дозу в структуре, создаваемую этим пучком (Рисунок 3). Образующиеся при этом в опухоли холодные области

компенсируются увеличением флюенса в других пучках. Такая дополнительная модуляция флюенса привела к термину —лучевая терапия с модуляцией интенсивности. Этот термин является не совсем корректным, так как на самом деле проводится модуляция поперечного распределения флюенса, а не интенсивности. Однако исторически наибольшее распространение получила именно такая терминология.

Использование IMRT требует «регулируемости» флюенсов в пределах ограничений, накладываемых технологиями «передачи» доз. В настоящее время разработано несколько технологий передачи дозы в 3DCRT. Во всех технологиях имеется множество индивидуальных элементов флюенса — значение флюенса в небольших площадках-бикселях, которые расположены в виртуальной плоскости, перпендикулярной к оси пучка. Ранее в 3DCRT распределение флюенса было близко к однородному, а теперь в IMRT оно требует корректировки. Эта корректировка слишком сложна для ручного планирования. Модификация интенсивности отдельного бикселя должна проводиться с учетом интенсивности бикселей в других пучках, пересекающих выделенное направление. Учитывая уровень сложности задачи, очевидно, что оптимизация интенсивностей бикселей может выполняться только с помощью специальных программ для компьютеров. Как следствие, потребности практики вызвали развитие методов обратного планирования и оптимизации, которые привели к глубоким изменениям в самой концепции дозиметрических планов облучения.

Впервые именно IMRT позволила «обернуть» изодозовые распределения вокруг мишенных объемов, обходя селективно критические структуры. Радиационные онкологи и медицинские физики получили возможность формулировать свои предписания, основанные на дозах и геометрии мишени и критических органов, а не на геометрии передачи дозы. Конечно, энергия пучка и направления облучения продолжают оказывать влияние на результирующее дозовое распределение, но оно теперь перестало быть определяющим.

4.2 Планирование облучения и расчет доз для IMRT

Во многих отношениях дозиметрическое планирование облучения для IMRT мало отличается от планирования для 3DCRT. Вместе с тем, многие вопросы, особенно определение границ PTV и критических органов (OAR), требуется решать с существенно большей точностью. Рекомендуемая погрешность не должна превышать 1 мм. Задача, стоящая здесь перед радиационным онкологом, более сложная, чем перед радиологом-диагностом. Если последний должен только определить наличие или отсутствие заболевания и дать его общее анатомическое описание, то первый должен с миллиметровой точностью обозначить все границы структур, подлежащих облучению. Кроме того, в период планирования облучения позиционирование пациента необходимо выполнять таким образом, чтобы при последующих сеансах облучения в течение всего 5 – 7- недельного курса укладка пациентов воспроизводилась с той же высокой точностью. При этом следует учитывать дыхательные движения пациента и смещение внутренних структур вследствие физиологических процессов. Для решения этой проблемы применяются различные фиксирующие приспособления, термопластические маски, а также КТ, МРТ и PET сканирование.

Алгоритмы расчета дозовых распределений условно можно подразделить на два класса. К первому классу отнесем алгоритмы, предложенные для расчета доз в IMRT на начальном этапе ее становления. Они имеют много общего с алгоритмами расчета дозы в 3DCRT. В них динамически коллимированное поле трактуется как одиночное статически коллимированное поле. Рассмотрим подробнее один из таких алгоритмов.

Распределение флюенса первичного излучения

На первом шаге определяется 2D распределение первичного флюенса. Требуемая модуляция интенсивности (флюенса) пучка, проводимая с помощью лепестков или шторок коллиматора, обычно передается в управляющий

компьютер в виде файла, специфицирующего положение каждого лепестка или шторки в течение всего времени облучения. Эти данные используются для конструирования 2D распределения интенсивности первичного излучения в воздухе, как правило, на уровне изоцентра:

$$f(x, y) = \int_{\text{beam-on-time}} \dot{\Phi}(x, y, t) \times dt, \quad (4.1)$$

где $\dot{\Phi}(x, y, t)$ описывает мощность флюенса первичного излучения в точке (x, y) в момент времени t .

Эта величина определяется из выражения:

$$\dot{\Phi}(x, y, t) = \dot{O}F_{\text{air}}(t) \times \dot{\Phi}_{tr}, \quad (4.2)$$

где $\dot{\Phi}_{tr}$ равняется единице, когда точка (x, y) находится внутри открытой части поля, или коэффициенту пропускания излучения через лепесток, когда точка (x, y) закрыта лепестком или шторкой; $\dot{O}F_{\text{air}}$ - выходной фактор в воздухе (или фактор рассеяния в коллиматоре Sc). Расчет по формуле (4.2) предполагает, что распределение первичного флюенса является ступенчатой функцией, т.е. оно представляет однородное распределение в пределах поля с бесконечно узкой полутенью. Это, конечно, аппроксимация. Более строгий подход требует применения концепции «расширенного» источника.

Перейдем к расчету дозового распределения для поля с модуляцией интенсивности. Расчет проводится в два этапа. Сначала определяется доза для соответствующего открытого поля без учета модуляции пучка. На втором этапе эффект модуляции интенсивности учитывается с помощью расчета поправочных факторов, которые затем применяются к дозам, определенным для открытого поля.

Расчет дозы для открытого поля

Доза для открытого поля $D_{\text{open}}(x, y, d)$ в точке (x, y) на глубине d рассчитывается на основе концепции TMR и OCR (см. глава 2) по формуле:

$$D_{\text{open}}(x, y, d) = MU \times OF_{\text{med}}(w, h) \times TMR(w, h; d) \times \times OCR(w, h; x, y, d) \times Ins, \quad (4.3)$$

где MU – число мониторинговых единиц или временной интервал, когда пучок beam-ontime;

$OF_{med}(w, h)$ – выходной фактор для поля в среде обычно на глубине d_{max} ;

TMR – отношение ткань-максимум, измеренное вдоль центральной оси пучка;

d – радиологическая глубина (с учетом гетерогенностей); OCR – внеосевое отношение, включающее эффект «рогов», изменение качества пучка с увеличением расстояния до геометрической оси пучка и эффект полутени вблизи края поля;

Ins – поправка на закон обратных квадратов для расходящихся пучков. Все величины рекомендуется интерполировать из стандартного набора эмпирических данных, требуемых для систем дозиметрического планирования.

Корректирующие факторы

Корректирующие факторы CF рассчитываются в каждой точке как отношение дозы, создаваемой «идеализированным» полем с модулированной интенсивностью, к дозе, создаваемой «идеализированным» открытым полем. Первая доза определяется как

$$D'_{int-mod}(x, y, z) = \int_w \int_h f(x', y') K(x - x', y - y') \times dx' \times dy', \quad (4.4)$$

где $K(x, y, d)$ – дозовое ядро ТЛ для действующего спектра;

w и h – пределы интегрирования, равные размерам открытого поля.

Вторая доза рассчитывается подобным же образом:

$$D'_{open}(x, y, z) = \int_w \int_h U(x', y') K(x - x', y - y') \times dx' \times dy', \quad (4.5)$$

где $U(x, y)$ – однородное распределение интенсивности, описываемое ступенчатой функцией. Для повышения быстродействия свертку выражения (4.4) целесообразно выполнять с помощью быстрых преобразований Фурье.

Отсюда

$$CF_{int-mod}(x, y, d) = D'_{open}(x, y, d) / D'_{open}(x, y, d). \quad (4.6)$$

Отметим особенности —идеализированных пучков, используемые в выражениях ((4.5) и (4.6): пучки предполагаются близкими к параллельным; распределение флюенса $U(x,y)$ является однородным, т.е. не учитываются «рога» клинических пучков. Это приближение является в данном случае вполне приемлемым, так как используется при расчете отношения.

Заключительный расчет дозового распределения для поля с модулированной интенсивностью $D_{int-mod}(x, y, d)$ выполняется по формуле:

$$D_{int-mod}(x, y, d) = D_{open}(x, y, d) \times CF_{int-mod}(x, y, d) \quad (4.7)$$

Второй класс алгоритмов расчета дозы в IMRT основан на представлении каждого поля облучения как пучка в виде «связки» мини-пучков или бимлетов (англ. beamlet), которые выходят из мишени, генерирующей тормозное излучение, и интенсивность излучения этих бимлетов индивидуально подстраивается в процессе динамической модуляции (Рисунок 4).

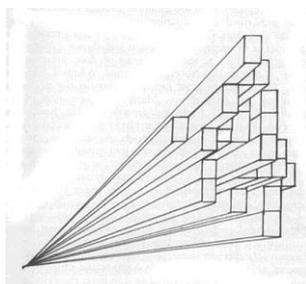


Рисунок 4 – Представление поля облучения для каждого фиксированного угла гантри в виде связки бимлетов, чья ширина определяется шириной лепестков MLC, а длины являются параметром компьютерных расчетов, определяющих модуляционную последовательность

Понятие «бимлет» практически совпадает с понятием —конечный тонкий луч (КТЛ). Поэтому обсудим здесь некоторые особенности бимлетов в плане их использования для расчета доз в IMRT.

Каждый бимлет имеет конечное поперечное сечение прямоугольной формы, размеры которого (ширина и высота) линейно возрастают с

увеличением расстояния от мишени. Другими словами, бимлет представляет собой расходящийся мини-пучок с началом в мишени, где образуется тормозное излучение, и прямоугольным сечением. Удобно представить, что бимлеты расположены в виде рядов вдоль треков лепестков MLC. Ширина поперечного сечения бимлетов на уровне MLC фиксируется шириной лепестков MLC. Измеренная на уровне изоцентра ширина бимлетов обычно равняется 10, 5, и 3 мм. Длина поперечного сечения бимлетов является математической конструкцией, чья величина определяется как параметр в алгоритме обратного планирования. Типичные значения длины равняются 10, 5, 3 и 1 мм. Доза, создаваемая каждым бимлетом, может индивидуально регулироваться при облучении полем с модуляцией интенсивности.

Часто относительная интенсивность каждого бимлета ограничивается фиксированным числом равных уровней, например, 10-процентным инкрементом. Однако основное ограничение на минимальное дозовое разрешение, которое можно передать бимлетом, определяется разрешением мониторной камеры (т.е. мониторными единицами) конкретного ЛУЭ, например $1/100$ от MU . В остальном расчет дозового распределения, создаваемого совокупностью бимлетов, практически не отличается от расчета дозового распределения, создаваемого совокупностью КТЛ.

В основе расчетов лежит принцип линейности вкладов в полную дозу от отдельных бимлетов и пространственная инвариантность дозовых ядер бимлетов. Эти дозовые ядра (дозовые распределения, создаваемые в водном фантоме бимлетом с единичным энергетическим флюенсом первичного излучения в воздухе обычно на уровне изоцентра) определяются предварительно расчетным или экспериментальным способом и вводятся в систему планирования. Далее расчетные алгоритмы мало отличаются от алгоритмов, использующих понятие КТЛ.

Дозовое распределение определяется в 3D расчетной матрице, элементы которой называют вокселями. Матрица имеет специальную ориентацию по отношению к геометрии аппарата. Как следствие специфический воксель,

обычно лежащий вблизи центра матрицы, содержит изоцентр аппарата. Ось вращения гантри лежит вдоль рядов вокселей расчетной матрицы. Реконструкция пациента, проводимая на основе результатов трехмерного КТ сканирования, в виде распределения плотности электронов проектируется на матрицу вокселей. Эти данные используются для определения эквивалентных радиологических расстояний и учета эффекта неомогенностей.

Расчет дозы базируется на суммировании дозовых вкладов от бимлетов, связанных с каждым облучающим пучком и умноженных на веса бимлетов. Элементы 2D массива весов бимлетов $w_{l,m}$, организованные в строки, помеченные индексом l , и столбцы, помеченные индексом m , называют бикселями. Матрицу весов бикселей можно визуализировать и рассматривать как карту распределения интенсивности (флюенса) пучка. Пример множества бикселей, принадлежащих n -пучку, показан на Рисунке 9. Здесь полная доза $D_{i,j,k}$, создаваемая совокупностью пучков в точке (x_i, y_j, z_k) , равна:

$$D_{i,j,k} = \sum_n \sum_l \sum_m K^{(l,m,n) \rightarrow (i,j,k)} \times w_{l,m,n} \times CF_{total}, \quad (4.8)$$

где $K^{(l,m,n) \rightarrow (i,j,k)}$ – дозовый вклад, создаваемый бимлетом (l,m) в n - пучке в точке (x_i, y_j, z_k) , или величина дозового ядра бимлета для данных значений переменных;

CF_{total} – полный поправочный фактор, включающий поправки на неомогенности, на нерегулярность внешней поверхности, на наклонное падение и т.д.

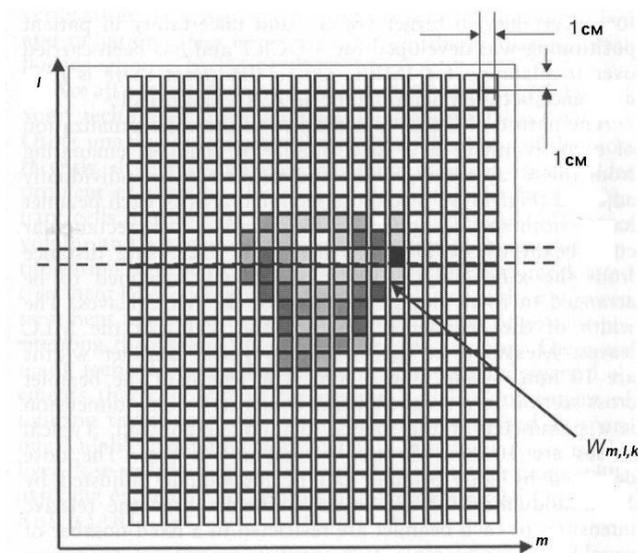


Рисунок 5 – Пример карты интенсивности бимлетов n -пучка. Каждый квадрат представляет биксель с весом $W_{l,m,n}$. Биксели, в которых пучок блокируется лепестками МЛК, имеют белый цвет. Оттенки серого цвета используются для указания на уровень интенсивности пучка, черный цвет – наивысшая интенсивность.[4]

5 Алгоритмы для дозовых вычислений

В настоящее время практически невозможно достичь прямого измерения 3D распределения дозы, которое получает пациент. Таким образом, планирование лечения должно быть основано на модели расчета. Даже если измерения будут возможны, будет намного практичней и удобней использовать определенные модели расчета для планирования. Прогнозируемая доза расчетного метода должна как можно точнее соответствовать реальной поглощенной дозе в теле пациента. Доза, которую получает опухоль, должна быть близка к рекомендованному уровню доз, которая предписана для получения наилучшего результата для конкретного вида опухоли. Для критических органов существуют определенные уровни доз, которые не должны быть превышены, чтобы избежать серьёзных побочных эффектов от облучения. Точный расчет дозы так же необходим в целях понимания механизмов биологической реакции в ЛТ, так как вычисленная доза должна учитываться при дальнейшем соотношении ответа опухоли на воздействие ионизирующего излучения. Кроме того биологическая реакция клеток на ионизирующее излучение обладает высокой нелинейностью, и, следовательно, незначительные ошибки в расчёте прогнозируемой дозу могут привести к большим ошибкам в прогнозировании биологических реакций. Тем не менее, следует отметить, что методы вычисления дозы не являются единственными источниками которые могут привести к погрешности между планируемым и полученным распределением дозы, также существенный вклад в общую ошибку могут внести качество пучка, позиционирование пациента, движение пациента во время лечения.

Методы, основанные на эмпирических формулах, были первыми методами для расчёта дозы. В этих методах, первичные и рассеянные компоненты рассматриваются по отдельности, поскольку они имеют разное физическое поведение в материалах. Основной компонент метода описывает

распределение энергии, выделенной при первом взаимодействии фотона и материала, и рассеянные компоненты, описываемые в результате последующих взаимодействий, которые распределяют энергию от первой итерации. В методике, представленной Ж. Р. Каннингемом, рассеяние рассчитывается с помощью отношения коэффициента рассеяния (SAR), которое вычисляется из измеренного отношения ткань-воздух (TAR) и экстраполяция к пучку с нулевым значением поля (первичная компонента пучка). Обработка поля нестандартной формы разработана Дж. Кларксоном, суть заключается в том, что поле вокруг вычисленной точки разбивается на некоторое количество угловых сегментов. Вклад дозы с каждого сегмента оценивается по функции разброса, а также вносы суммируются. Позже были разработаны более сложные полуэмпирические методы, из которых получается разброс ядер от данных измеренного пучка. Однако, при создании модели общего пучка возникают трудности при использовании эмпирических и полуэмпирических методов.

Все методы разрабатывались с учетом того, что плотность всех тканей отличается от плотности воды. Как правило, распределение дозы рассчитывается для гомогенного эквивалента воды с учетом преобразования в гетерогенную среду, с применением точечных поправочных коэффициентов. Большинство методов, таких как метод эквивалентной длины пути или степенной метод Бато, определяют поправочный коэффициент прямой трассировки лучей от первичного источника излучения до точки интереса. Более сложные методы, такие как эквивалентный метод TAR, используют данные электронной плотности из данных снимков КТ чтобы определить поправочные коэффициенты. При применении этих поправочных коэффициентов могут быть отклонения до 10% от измеренной дозы для определенного типа геометрии.

Методы вычисления поглощенной дозы Convolution/Superposition основаны на физических принципах излучения. Ядра поглощенной энергии могут использоваться для моделирования фотонного переноса, поскольку

выделенная энергия вокруг основного места взаимодействия не зависит от позиции места в однородных средах. Ядерные методы способны вычислить дозу непосредственно за пределами фотонных пучков неправильной формы в неоднородных фантомах. Безводный эквивалент ткани обычно учитывается путем масштабирования ядер со средней электронной плотностью между точкой взаимодействия и точкой расчета дозы. В трехмерной точке распространения ядерных методов поглощенная доза может рассматриваться как суперпозиция соответствующих взвешенных реакций на момент облучения. Если ядра пространственно неизменны, то суперпозиция может быть вычислена с помощью свертки для достижения более высокой вычислительной эффективности. Однако, трехмерные ядерные методы обычно являются дорогостоящими в вычислительном отношении. Для того чтобы преодолеть эту проблему, были разработаны другие методы основанные на суперпозиции ядер карандашного пучка в 2D. При использовании 2D ядер карандашного пучка гетерогенность среды не может полностью учитываться, но время расчета может быть значительно уменьшено. Оба метода точечный и ядра карандашного пучка, как правило являются производными метода моделирования Монте Карло, хотя некоторые авторы использовали аналитические выражения для вычисления первого и многократного разброса ядер. Было доказано, что ядерные методы более точны, чем эмпирические методы, но всё же, есть ограничения в моделировании ситуаций с жестким медиальным электронным равновесием, такие как маленькие размеры поля пучка высокой энергии в ткани лёгкого. В настоящее время методы Монте Карло являются наиболее точными для расчета дозы. Эти методы показывают модель каждого фотона в пациенте. Методы Монте Карло широко используются для изучения свойств излучения и для определения других методов дозовых вычислений, но до недавнего времени они были слишком медленны, чтобы использовать в повседневном планировании лечения. В ближайшем будущем последние достижения в области компьютерных технологий могут изменить ситуацию. Другой способ получения точного

распределения дозы – это решение уравнения связи фотона и электрона (уравнение Больцмана) с использованием сложных методов дискретизации. Даже при наличии очень точных методов расчета дозы быстрые методы по-прежнему необходимы, например, для обратного планирования или интерактивного руководства по планированию.

Все современные алгоритмы вычисления дозы, в том числе на основе методов Монте Карло, требуют характеристики излучения, создаваемого линейным ускорителем. Ядерные методы требуют информацию об энергетическом спектре и энергии флюенса первичного пучка, также излучения, рассеянного от главных компонентов линейного ускорителя. Также должны быть смоделированы вторичные электроны в фотонном пучке. Эти методики, разработанные для моделирования пучка излучения часто называют характеристикой пучка или методами моделирования источника. Точный метод расчета для характеристик лечебных пучков выполняется полным моделированием Монте Карло через главные компоненты с головки аппарата. Однако, этот подход требует подробной информации о геометрии и об атомном составе различных компонент от головки линейного ускорителя. Кроме того, характеристики первичного электронного пучка, которые попадают в мишень, не известны с достаточной точностью. Таким образом, изменения, например, энергии электронного пучка и размера точки в соответствии с индивидуальной единицей лечения, является не тривиальным и трудоемким процессом.

Существуют и другие методы для создания гистограмм метода Монте Карло для энергетических флюенсов и спектров. Их преимущество, по сравнению с подходом для полной имитации, заключается в значительно меньшем месте для хранения на виртуальном диске или сервере. Аналитические и виртуальные модели источника – с другой стороны – создают параметризованные модели фотонной и электронной энергии флюенсов и спектра для двух и более субисточников в пучке. Эти модели многократных источников, как правило, требуют ограниченной технической информации о

комплектации линейного ускорителя. Свободные параметры для функций описывающих, например флюенс энергии, могут быть получены путем подбора фазово-пространственных данных имитации метода Монте Карло или могут быть получены из измерений, использующих методы оптимизации. Последующие методы позволяют легко адаптировать модели на различных лечебных устройствах. Аналитические модели могут быть не столь точны как модели Монте Карло, если все соответствующие физические события не учитываются в модели. Параметры модели, полученные в результате измерений, должны приниматься с особой осторожностью, чтобы избежать характеристический шум или другие артефакты измерений. Эти проблемы могут быть решены путем разработки физической модели и применения определенных ограничений при оптимизации параметров.

Современная система расчета доз, предназначенная для регулярного планирования, должна решать следующие задачи:

1. Модель расчета должна быть применима к различным настройкам пучка, в том числе при применении неправильной форме пучков и различным расстояниям источник-поверхность (ССД).

2. Должны быть точно смоделированы все гетерогенности тканей.

3. Полученный пучок излучения от медицинского линейного ускорителя должен определяться только ограниченным набором технической информации.

4. Модель пучка должна быть адаптирована к индивидуальной лечебной установке.

5. Время расчета должно быть достаточно быстрым, чтобы облегчить интерактивное планирование.

5.1 Алгоритм Pencil Beam Convolution (PBC)

В PBC , дозы для неравномерных полей F получаются путем свертки распределения интенсивности поля с ядром карандашного пучка, которое

получено из измеренных данных пучка. Аналитически рассчитанная доза выражается:

$$D(x, y, z; F) = \frac{(f+z_{ref})^2}{(f+x)^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) P_{int}(u, v, z) K(x-u, y-v, z) dudv \quad (5.1)$$

где f - это SSD;

$F(x, y)$ – функция интенсивности поля;

$P_{int}(x, y, z)$ - интенсивность профиля;

$K(x, y, z)$ – ядро карандашного пучка;

z_{ref} - референсная глубина используемая для нормализации.

Функция $F(x, y)$ описывает блокирование поля, это единство для точек внутри открытого поля, и нулевого или заданного пользователем фактора посредством устройств, ограничивающих пучок за пределами поля. Учет профиля интенсивности $P_{int}(x, y, z)$ для вариации первичного фотонного флюенса как функция осевого расстояния и глубины. $K(x, y, z)$ описывает распределение дозы очень узкого пучка входящего в водный фантом вдоль оси Z. Функции $P_{int}(x, y, z)$ и $K(x, y, z)$ являются производными данных измеренного пучка от нескольких квадратных полей.

Свертка в формуле 5.1 выполняется только для пяти стандартных глубин, чтобы уменьшить время расчета, доза для других глубин интерполируется. Для того, чтобы проводилась точная интерполяция, доза на произвольной глубине Z вычисляется как:

$$D(x, y, z; F) = D_a(z; F) P(x, y, z; F), \quad (5.2)$$

где $D_a(z; F)$ - это ПДД вдоль оси эффективного поля;

$P(x, y, z; F)$ соотношение вне оси.

$D_a(z; F)$ вычисляется для эффективного квадратного поля размером A, и поправочный коэффициент, который учитывает разницу в ПДД между неравномерным полем F и фактическим полем A. Фактор поправки вычисляется непосредственно для пяти стандартных глубин, а для других

глубин это значение линейно интерполируется. Внеосевое отношение $P(x, y, z; F)$ может быть вычислено для пяти стандартных глубин как отношение доз в произвольной позиции (X, Y) и на центральной оси поля.

Коррекционный фактор, основанный для методов расчета неоднородностей тканей.

Эмпирические и полуэмпирические методы расчета дозы, как правило, предполагают, что ткани человека эквиваленты воде. Таким образом, поправочные коэффициенты необходимы в более реалистичных случаях, когда объем вычислений состоит из гетерогенных компонентов ткани. На первичных и рассеянных компонентах радиационного пучка, возможно, сказываются неоднородности в облучаемом объеме. Первичное излучение в произвольной точке P состоит из фотонов, которые не взаимодействовали нигде в промежутках пока не достигали точки P . С другой стороны рассеянное излучение, состоит из фотонов, которые испытали одно и более взаимодействие на пути к точке P . Эффект основного компонента зависит только от толщины неоднородностей на пути излучения, в то время как разброс компонентов также влияет на положение и поперечные размеры неоднородностей. Часто изменения на первичном и на рассеянном компонентах это результат воздействия в противоположных направлениях. Например, гетерогенности с низкой плотностью будут уменьшаться с ослаблением первичного излучения, и таким образом, доза в точке увеличивает гетерогенность. С другой стороны, масса рассеянного вещества уменьшается, что приводит к уменьшению значений рассеивающих компонентов в той же точке. В большинстве случаев, эффект гетерогенности чаще происходит на первичном компоненте, чем на рассеянном.

5.2 Дозовые вычисления метода Superposition

Оба метода Convolution и Superposition используют ядерный метод карандашного пучка. Первый метод основывается непосредственно на ядерном методе карандашного пучка, а второй был получен путем взвешивания ядер из

имитации метода Монте Карло со спектром пучка. Из за физических проблем с расчетом дозы, разработанный метод применяется к пучкам неправильной формы, непостоянному ССД и к неровной поверхности тела пациента. Использование карандашного пучка ядер вместо метода точечного распространения ядер дает нам значительное преимущество в скорости вычисления. Однако, при использовании карандашного пучка, эффект влияния неоднородностей тела пациента на распределение дозы не может быть полностью учтен в 3D. С другой стороны, механизм, разработанный для моделирования неоднородностей ткани, должен показывать результат с достаточно высокой точностью для большинства клинических ситуаций. [1]

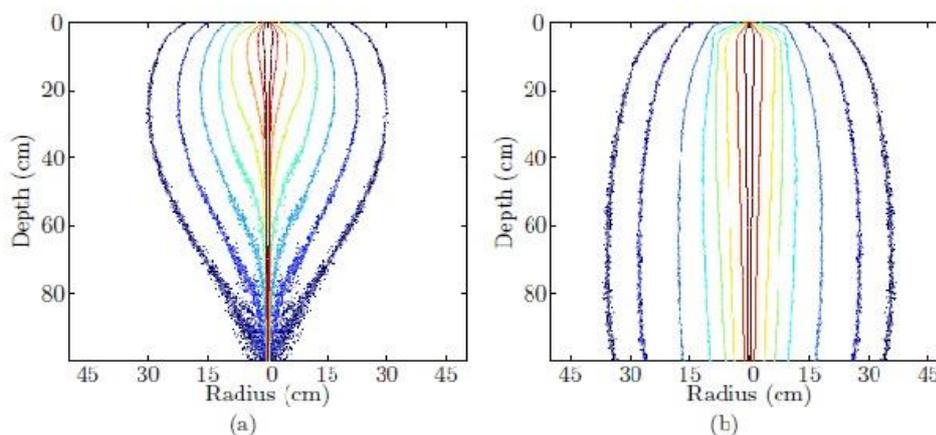


Рисунок 6 – Имитация метода Монте Карло для карандашного пучка $hE(r, z)$ для моноэнергетических фотонов $E = 1\text{MeV}$ (а) и $E = 15\text{MeV}$ (б).

6 Описание системы планирования XiO

Система планирования лучевой терапии XiO предназначена для создания планов лучевой терапии для пациентов с онкологическими заболеваниями, которым назначена дистанционная лучевая терапия. Система позволяет рассчитать и представить (на экране или в виде распечатки) значения распределения дозы облучения внутри тела пациента для заданных параметров плана лучевой терапии (в двумерном или трехмерном режиме).

Планы, созданные с помощью системы планирования, не могут заменить профессиональную клиническую оценку. Прежде чем использовать планы терапии, сведения о пациенте и данные источников в курсе лучевой терапии, необходимо подтвердить их правильность.

План терапии — это основная составляющая планируемого курса лучевой терапии пациента. Он представляет собой совокупность файлов данных, на основе которых рассчитывается доза облучения. План лучевой терапии определяет порядок применения источников излучения и включает следующие параметры:

- сведения о пациенте;
- сведения об источниках излучения (пучках излучения, используемых в ходе дистанционной лучевой терапии, или группах источников, используемых в ходе брахитерапии);
- сведения о порядке облучения пациента.

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

План лучевой терапии может быть двумерным или трехмерным (2D или 3D), в зависимости от характера исследования. Режим планирования

определяет, каким образом план выглядит на экране, настройки параметров плана и порядок расчета дозы облучения.

При создании трехмерного плана лучевой терапии можно также воспользоваться функцией облучения с модуляцией интенсивности пучка излучения (IMRT). В режиме IMRT вы не регулируете параметры пучка излучения для оптимизации распределения дозы, а, напротив, сначала задаете область облучения, после чего алгоритм оптимизации определяет оптимальную интенсивность пучка излучения.

Область расчета - это область в пределах анатомической структуры, для которой рассчитывается доза облучения. Расчет дозы производится с учетом точек, установленных только внутри области и на ее границе. За пределами области расчета значение дозы равно нулю.

Тип области расчета, используемый в плане лучевой терапии, называется режимом расчета. Область расчета задается ее координатами по осям x , y и z . Существует несколько режимов расчета.

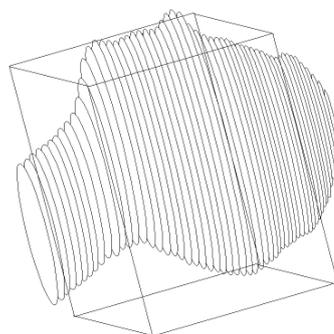


Рисунок 7 – Трехмерная область расчета

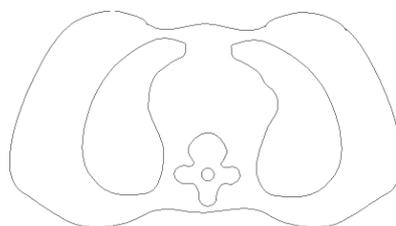


Рисунок 8 – Двумерная область расчета

Участки ткани неоднородной плотности связаны с областью расчета и могут учитываться или не учитываться при расчете дозы.

Если доза рассчитывается без учета неоднородности ткани, вся объемная структура внутри тела пациента воспринимается как вода с равномерной плотностью. Относительная электронная плотность анатомических структур и опухолей не учитывается.

Для учета особенностей анатомических структур, плотности тканей и геометрических параметров пациента следует использовать поправку на неоднородность.

Если доза рассчитывается с учетом неоднородности ткани, можно воспользоваться одним из двух методов вычисления плотности ткани (относительной электронной плотности) анатомических структур.

Система XiO преобразует данные пациента в матрицу электронной плотности даже в том случае, когда функция поправки на неоднородность отключена. При расчете плотности однородной ткани для электронной плотности в пикселях в пределах контура устанавливается значение «1,0», а за пределами контура — значение «0,0».

Сведения об источнике излучения. Перед первым использованием системы XiO медицинский физик собирает большое количество сведений из оборудования, установленного в вашем учреждении, и вводит их в систему XiO. Эта информация в основном состоит из результатов измерений, полученных из линейного ускорителя, и приемо-сдаточных испытаний ряда программ системы XiO. Процесс интеграции системы XiO в инфраструктуру медицинского учреждения называется вводом в эксплуатацию (или вводом установки в эксплуатацию) и является важной обязанностью медицинского физика. К планированию лучевой терапии с помощью системы XiO можно приступать только после ее ввода в эксплуатацию. Настоящий документ не содержит сведений ни о вводе установки в эксплуатацию, ни о создании и сохранении файлов с данными источников излучения. Однако в нем приводится описание этих данных и порядок их использования при создании планов лучевой терапии.

Каждому источнику излучения для дистанционной лучевой терапии присваивается идентификатор установки. Этот идентификатор задается пользователем и позволяет восстановить данные источника, используемые в плане лучевой терапии.

Параметры источника - это все параметры пучка излучения, которые определяют порядок облучения пациента, указанный в плане терапии. В планах дистанционной лучевой терапии эти параметры определяют порядок подведения отдельных пучков излучения к пациенту.

Сведения о клине и компенсаторе. Данные клиньев включают тип клина и параметры, необходимые для расчета поправочных коэффициентов и степени ослабления излучения, обеспечиваемой клиньями. Система XiO поддерживает следующие типы клиньев.

Клин с электроприводом - клин, который устанавливается под углом для подведения отдельной фракции в рамках сеанса облучения и затем удаляется для подведения оставшихся фракций.

Компенсирующий фильтр (или компенсатор) - эти данные включают тип компенсирующего фильтра и параметры, необходимые для добавления данных компенсирующего фильтра в план лучевой терапии. Компенсирующий фильтр ослабляет пучок излучения до того, как тот достигнет тела пациента. Целью использования таких фильтров является выравнивание распределения дозы по глубине с учетом неоднородности тела пациента (неровностей поверхности тела или наличия внутренних уплотнений). Система XiO поддерживает следующие типы компенсирующих фильтров. [5]

7 Использование таблиц Quantec

Исторически сложилось так, что поля и дозы для лучевой терапии были выбраны эмпирически, основываясь, главным образом, на опыте. Врачи полагались на клиническую интуицию при выборе размеров полей/доз. Они понимали, что эти эмпирические директивы были неточными и не в полной мере отражали основы анатомии, физиологии и дозиметрии.

Большие перспективы трехмерного планирования лечения заключаются в количественной корреляции доз и объёмов с клиническими результатами. Эти перспективы были частично достигнуты. Когда 3D дозиметрическая информация стала широко доступна, потребовались руководящие принципы, чтобы помочь врачам прогнозировать относительную безопасность предлагаемых планов лечения, несмотря на то, что были доступны лишь ограниченные данные. В 1991 году исследователи объединили свой клинический опыт, суждения и информацию о толерантных дозах каждого отдельного органа и подготовили документ "Emami" [6]. Хотя Emami часто критикуют, документ четко постановил неопределенности и ограничения в своих рекомендациях, и вызвал всеобщий восторг, удовлетворив клинические потребности.

В течение последних 18 лет многочисленные исследования установили связь между дозиметрическими параметрами и реакцией нормальной ткани. Статьи Quantec (количественный анализ реакции нормальных тканей в клинике) обобщили имеющиеся данные для обновления / уточнения оценок, представленных Emami и др. Главная цель Quantec – это краткое изложение этой информации в клинически полезном исполнении.

Цели QUANTEC:

1. Провести критический обзор текущего состояния знаний, касающихся эффекта величины дозы, а также отношений величины дозы и частоты клинически уместных реакций нормальных тканей. Дабы последствия

облучения при раке не оказались губительными, доктора должны понимать необходимость применения тех или иных доз.

2. Создать практическое руководство, разрешающее клиницисту разумно (хотя не всегда обязательно точно) определять риск токсичности, основанный на параметрах величины дозы.

3. Обозначить будущие направления исследований, которые помогли бы улучшить оценку риска или уменьшить ранние и поздние побочные эффекты нормальных тканей при проведении лучевой терапии. [7]

8 Верификация плана лучевой терапии

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.

Верификация лечебного плана при проведении облучения методикой IMRT является неотъемлемой частью программы гарантии качества лечения онкологических пациентов. Такая должна предшествовать началу курса облучения каждого пациента и может быть проведена с использованием дозиметрических пленок, либо двухмерного матричного анализатора поля, либо интегрированного в линейный ускоритель электронного детектора портальных изображений.[8]

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.

Ранее верификация интенсивно применялась в 2D (в плоскости) и даже в 3D (в объеме). Но оценка таких сложных систем, как систем планирования с очень большим количеством данных, была очень трудоемким делом, для которого нужно было применять другие подходы, а не сравнение по точкам, что и привело к развитию методов IMRT. Философия подхода верификации состоит в том, что для IMRT требуется верификация индивидуально для каждого пациента и каждый план нужно проверить до его реализации.

Верификация во многих плоскостях, и в некоторых случаях реально в 3D – это необычная процедура для контроля 3DCRT и определено не для индивидуальных больных. Действительно, можно спорить о том, почему так мало внимания уделялось проверке 3DCRT, когда использовались более или менее продвинутые и сложные методы. Существует общее мнение, что применение программы приемки оборудования для его применения в клинике – и систем планирования и облучающих аппаратов – позволяет обеспечить сохранное введение сложных методов 3DCRT в клинику. Такая программа должна определить ограничения, например, для алгоритмов расчета дозы для специфических методов облучения 3DCRT. Кроме высокой сложности расчетов дозы в системах планирования для IMRT, по сравнению с 3DCRT, большую роль также играет точность и воспроизводимость подведения пучков в IMRT. Взаимодействие между этими двумя аспектами, и непредсказуемое влияние погрешностей в обеих указанных областях проведения IMRT на общее распределение дозы, является главной причиной, по которой так много внимания уделяется верификации 2D или 3D методов в IMRT.

8.1 Анализ данных

Количественное сравнение распределений дозы (например, рассчитанные и измеренные, или симуляция Монте-Карло против «стандартных» расчетов) стали ключевым вопросом в многомерной дозиметрии при внедрении IMRT. Простая оценка путем суперпозиции изодозных распределений может только выявить или указать области несоответствия, но не позволяет определить уровень соответствия или несоответствия количественно. Наиболее часто применяют средства оценки дозы, которые заключаются в прямом сравнении значений доз или расстояний между положением дозовых кривых на уровне равных значений дозы (distance-to-agreement – DTA) между измеренным и рассчитанным распределением доз, и комбинацию этих двух параметров методом гамма-оценки с помощью

величины гамма-индекса. Кроме этих трех общих методов были предложены другие оценки, такие как метод доверительного интервала [9], тест нормированного совпадения [10] и метод компенсации градиента дозы [11].

Разницу в дозах можно выразить различным образом. Иногда интересно абсолютное значение дозы, но обычно разницу нормируют к дозе, имеющей определенное значение, например, к предписанной дозе, максимальной или к дозе на оси пучка на той же глубине. Ясно, что такая нормировка не отражает разницу в локальной дозе, которая может быть величиной более важной для органа риска. В области низкого градиента нормированные различия в дозе будут менее значимы, в этом случае следует использовать значение ДТА. Эти два подхода должны быть адаптированы для верификации отдельных модулированных пучков или сложных многопольных планов облучения в условиях низкого и высокого градиента дозы. Для этого был предложен метод определения параметра (называемый в литературе также «гамма-индекс» или «гамма-фактор») для количественной оценки двумерного распределения дозы [12]. Эта концепция определяет критерий разности в дозах и критерий расстояния ДТА для каждой точки. Введение метода гамма-оценки применяли при приемке и тестировании оборудовании для IMRT и при проведении процедур гарантии качества, связанных с больным. Описано также и развитие концепции гамма-оценки и ее применение. Например, в [13] применили метод γ -оценки при верификации отдельных пучков в IMRT с помощью портального устройства. Они разделили оцениваемые точки на разные фильтрованные уровни, чтобы либо уменьшить время расчета, либо применить линейную интерполяцию для подавления артефактов. В конце они предложили уменьшить природную непрерывность гамма-значений для исключения расчетов для каждой точки. В результате расчета получают карты попадания или непопадания точек в область заданного значения гамма-индекса, но при этом теряется количественная информация, т.е. абсолютные величины значений чисел.

Кроме правильного применения концепции определения допусков и критериев приемлемости, существенным является интерпретация двух- или более размерных матриц γ -величин. Были исследованы 10 сложных планов IMRT, которые верифицировали измерение пленки в фантоме из полистерола. Основываясь на результатах проверки этих планов при измерении доз в трех плоскостях для каждого плана, авторы разработали «фильтр решений», рассматривая среднюю величину γ_{mean} , среднее число пикселей со значением $\gamma > 1$, и максимальное значение $\gamma_{1\%}$, выраженное как 1-й процент (1%). Кроме того, применяли гистограммы «величина-площадь» для каждой плоскости при сравнении рассчитанных и измеренных распределений доз. Таким путем оказывается осуществимым уменьшение многомерной информации, касающейся соответствия между референсным (например, измеренным) и оцениваемым (например, рассчитанным) распределением дозы. Из распределений дозы или гистограмм «гамма-площадь» можно получить статистические данные для определения критерия приемлемости для сложных планов или для одного пучка в IMRT. Тем не менее, для полной экспериментальной проверки плана IMRT требуется больше чем расчет гамма-распределения.

Важно понимать, что на численные значения допусков или приемлемый уровень гамма-оценки влияют многие факторы, например, оборудование и сам метод IMRT или общая политика гарантии качества в отделении. Поэтому следует проверить полноцветный анализ верификации и процедур измерения до определения допусков и критериев приемлемости при количественной оценке. В работе [14] изучали метод пленочной дозиметрии для применения его в IMRT и рассмотрели точность калибровки пленки, влияние на плотность почернения пленки, размера поля и глубины положения пленки в фантоме, а также позиционирование фантома, чтобы определить местные стандарты. Однако имеются более общие факторы, которые влияют на определение уровней допусков. Во-первых, сложность специфической процедуры

верификации, например, сложного многопольного плана облучения, потребует разных ограничений по сравнению с верификацией однопольного плана. Во-вторых, в областях низкой дозы, где прохождение через коллиматор или лепестки MLC преобладает в дозовом выходе, результирующее распределение значений гамма-индекса зависит от процедуры нормировки, и от того, применяются ли локальный или глобальный критерий разницы в дозах. Как альтернативное решение, точки со значением дозы, лежащим ниже определенного порога, можно исключить из оценки. В-третьих, важен вопрос регистрации изображения, поскольку основная цель верификации плана – это оценить качество системы планирования, с одной стороны, и качество системы подведения пучка, с другой стороны. Однако, если карта измеренных доз зарегистрирована вместе с рассчитанным распределением дозы с помощью маркеров (например, полосы на пленке), то может наложиться другой источник ошибок. Небольшой сдвиг в положении фантома и регистрация изображения повлияет на пространственную конформность.

Определяя критерий для методов гамма-оценки, или устанавливая оценочный фильтр для всего процесса верификации IMRT, необходимо также рассмотреть точность 3D конформной лучевой терапии в условиях равномерной интенсивности. Эти начальные тесты могут выявить возможные системные ошибки в процессе верификации или определить ограничения системы планирования, например, погрешности в моделировании пучка или зоны полутени, или применения данных для пучков, механические погрешности облучающего оборудования или дозиметрические погрешности облучающего оборудования или дозиметрические погрешности методов измерения.

9 Гарантия качества лучевой терапии

Гарантия качества медицинского облучения – это система мероприятий, призванная осуществлять контроль над каждой процедурой, проводимой лучевыми терапевтами, рентгенологами, специалистами по ядерной медицине, медицинскими физиками, топометристами, инженерами по обслуживанию, с целью соблюдения максимальной точности и тщательности проведения всех процедур, входящих в технологический процесс лучевой терапии.

В контексте медицинского облучения гарантия качества рассматривается как важнейшее условие обеспечения радиационной защиты пациента. Гарантия качества также важна для оценки общей эффективности программы радиационной защиты при проведении лучевой терапии.

Целью программы гарантии качества является уменьшение объемов облучения нормальных тканей и органов, окружающих мишень, снижение лучевой нагрузки на них и достижение тем самым наилучшего терапевтического эффекта. Этому требуют и законы о радиационной безопасности населения, принятые в разных странах и требующие снижения нежелательных лучевых нагрузок на пациентов при проведении лучевой терапии.

Протоколы гарантии качества должны охватывать весь технологический процесс лучевой терапии, включая: определение локализации опухоли, правила иммобилизации пациента, планирование облучения и отпуск дозы. Наиболее важным элементом системы гарантии качества является контроль качества всего применяемого оборудования: аппаратов лучевой терапии, симуляторов, томографов, дозиметрического оборудования, систем планирования облучения и т. д.[15]

10 Используемое оборудование

10.1 Высокоэнергетический линейный ускоритель Elekta Synergy

Медицинский линейный ускоритель заряженных частиц - это устройство, которое используется для проведения наружной радиотерапии при злокачественных новообразованиях любых тканей и органов.

Высокоэнергетический линейный ускоритель Elekta Synergy с модуляцией интенсивности и расширенным визуальным контролем предназначенный для целей лучевой терапии. 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). [16]

На Рисунке 9 изображен высокоэнергетический линейный ускоритель Elekta Synergy.



Рисунок 9 – Высокоэнергетический линейный ускоритель Elekta Synergy.

Ускоритель включает в себя ряд эффективных комплектующих: многолепестковый коллиматор MLC, систему портальной визуализации iViewGT, систему визуализации XVI. [17]

10.2 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 AAPM 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 10 изображен клинический дозиметр Dose-1.



Рисунок 10 – 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/С13.

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]

10.3 Матричный дозиметр MatriXX

В настоящее время для определения дозы в пространстве все большее распространение получают так называемые детекторные массивы (детекторные сборки), составленные на основе ионизационных камер и полупроводниковых детекторов. Такие массивы необходимы для получения плоскостных распределений дозы в режиме реального времени от ротационных пучков, пучков, прошедших через динамические клиновидные фильтры, и в пучках с модуляцией интенсивности, получаемых с помощью многолепесткового коллиматора. Г_mRT MatriXX – это детекторный массив, который предназначен для быстрой и точной верификации подведения дозы при IMRT. Он состоит из 1020 вентилируемых точечных ионизационных камер (PIC) с минимальным временем считывания – 20 мс на 2D поле. Использование Г_mRT MatriXX – значительно уменьшает время, затрачиваемое на верификацию дозы сложного

поля облучения при IMRT. С помощью этой матрицы могут быть получены как отдельные сегменты, так и суммарное поле каждого статического (step-and-shoot) или динамического (sliding window) IMRT облучения. Быстрая последующая верификация результатов позволяет эффективно исправить ошибки в случае обнаружения несоответствия измеренных и планируемых данных. [19]



Рисунок 11 – Матричный дозиметр

10.4 I'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.

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.

Г^mRT Phantom является фантомным эквивалентом воды для многократных измерений и проверки абсолютной дозы. [20]



Рисунок 12 – Твердотельный фантом Г^mRT Phantom

10.5 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 объем камеры с высоким пространственным разрешением. Камера является водонепроницаемой, с вентиляцией через водонепроницаемый рукав, и полным ограждением от окружающей среды.



Рисунок 13 – Ионизационных камер СС13

Основные технические характеристики:

- водонепроницаемая, вентилируемая;
- чувствительный объем 0,125 см³;
- стенка из графита;

– центральный электрод – алюминий.

Камера предназначена предпочтительно для диапазонов энергии фотонов и электронов на уровнях медицинских ускорителей. Диапазон измерений мощности дозы от 1 мГр/ мин до 51 Гр/ мин. [21]

11 Практическая часть

В ходе ввода в эксплуатацию линейного ускорителя и планирующей системы при расчете дозиметрических планов остро встал вопрос о выборе наиболее оптимального алгоритма расчета для различных злокачественных новообразований. Для проведения этого исследования в планирующей системе XiO для 3DCRT и IMRT методик было выбрано три локализации разных по структуре, морфологии и своему анатомическому расположению. Выбранные локализации: предстательная железа, слизистая ретромалярной области слева, желудок с распространением в нижнюю треть.

11.1 Проверка алгоритмов для трехмерной конформной лучевой терапии

Для методики 3DCRT исследование проводилось для алгоритмов Convolution и Superposition. В планирующей системе XiO был произведен расчет дозиметрических планов на снимках реальных пациентов для трех выбранных локализаций. По рекомендациям мирового стандарта для трехмерной конформной лучевой терапии при планировании придерживаемся того, чтобы 90%-ная изодоза покрывала 90-95% объема мишени, а 107%-ная изодоза не превышала значения 2% от планируемого объема. При расчете нормировка производилась на разовую однократную дозу 2 Гр.

На Рисунках 14, 15, 16 представлены анатомические срезы с выделенной мишенью PTV, критическими органами, расположением пучков и изодозным распределением.

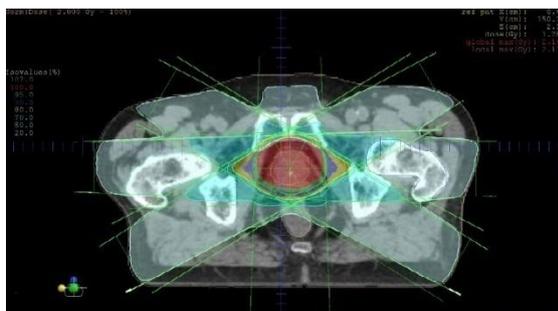


Рисунок 14 – Схема поперечного сечения анатомического среза тела пациента с раком предстательной железы

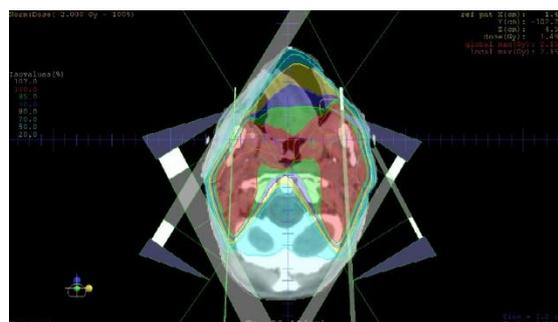


Рисунок 15 – Схема поперечного сечения анатомического среза тела пациента со злокачественным новообразованием в области головы-шеи

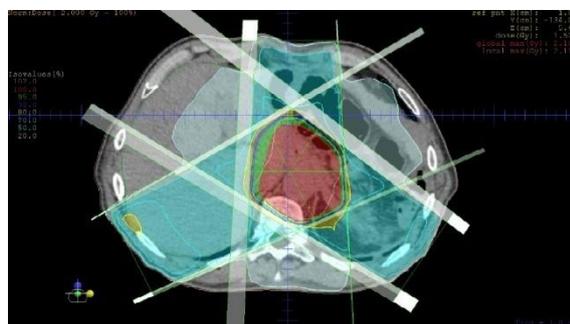


Рисунок 16 – Схема поперечного сечения анатомического среза тела пациента с раком желудка

При исследовании алгоритмов было выяснено, что алгоритм Convolution не учитывает в своих расчетах гетерогенность среды, в отличие от алгоритма Superposition, в расчетах которого вводятся поправки на негетерогенность среды. Разница во времени, занимающая расчеты, не велика, поэтому этот фактор не учитывался. Так же при перерасчете алгоритмом Convolution появляются «горячие» области, превышающие 2%. Все расчеты производились автоматически в системе планирования XiO. Первичная оценка

дозиметрических планов проводилась по процентному покрытию органа мишени.

Следующим этапом исследования было проведение верификации и создание QA планов. Для этого был выбран клинический тканезквивалентный фантом I'mRT BodyPhantom, измерение проводилось при помощи ионизационной камеры CC13 и клинического дозиметра DOSE1. Далее описывается ход проведения работы.

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

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

3. Далее приступаем к созданию QA плана для проведения верификации. Для этого выбирается функция "New QA Plan", выбирается интересующий нас дозиметрический фантом, выбирается заранее подготовленный дозиметрический план. После чего терапевтические пучки автоматически переносятся с реального плана на фантом с сохранением положения поворота угла гантри, лепестков MLC и дополнительных модификаций пучка (Рисунок 17).

4. QA план сохраняется для дальнейшей оценки и сравнения.

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

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

7. Проводятся измерения и анализ полученных данных.

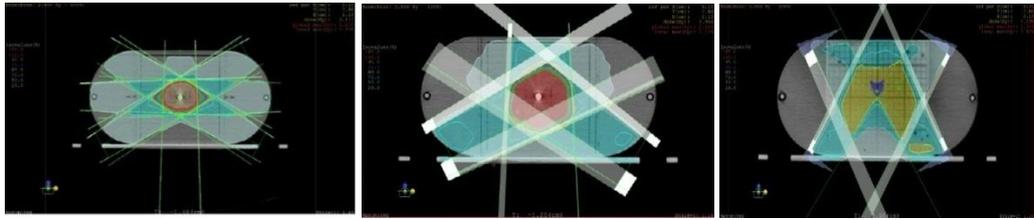


Рисунок 17 – Созданные QA планы для проведения верификации

При использовании данного фантома может быть проведена только 1D верификация, поэтому возможно определить поглощенную дозу только в активном объеме камеры. Для проведения абсолютной дозиметрии используется клинический дозиметр DOSE1 и ионизационная камера СС13. По результатам облучения получаем значение заряда Q .

Далее, в соответствии со стандартными условиями поглощенная доза для пучков фотонов определяется выражением [22]:

$$D_{DW} = k_{TP} * N_{DW} * Q * k_{Q,Q_0} * k_{pol} * k_s, \quad (11.1)$$

где k_{TP} - поправочный коэффициент для давления и температуры;

$N_{DW} = 8,857 * 10^7 Gy/C$ - калибровочный коэффициент ионизационной камеры;

Q - суммарный заряд по активному объему камеры;

k_{Q,Q_0} – поправочный коэффициент для используемой ионизационной камеры;

k_{pol} – поправочный коэффициент на влияние изменения полярности и поляризирующего напряжения, приложенного к камере;

k_s – Поправочный коэффициент, учитывающий влияние на показания ионизационной камеры отсутствия полного сбора заряда (из-за рекомбинации ионов).

Вычисление поправочного коэффициента для температуры и давления:

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + T_0)} * \frac{P_0}{P} \quad (11.2)$$

где P и T – давление и температура на момент измерений;

T_0 и P_0 – стандартные значения (101,325 кПа и 20°C).

Воздействие на показание камеры использования потенциалов противоположной полярности должно всегда проверяться при начале работы. Когда камера используется в пучке, который вызывает ощутимый эффект полярности, то в качестве истинного показания принимается среднее абсолютных значений показаний, полученных при обеих полярностях. Для повседневного использования конкретной ионизационной камеры обычно принимается одно значение потенциала и определенная полярность. Однако воздействие на показание камеры от использования потенциалов противоположной полярности для каждого пучка пользователя с может быть учтено при использовании поправочного коэффициента [22]:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (11.3)$$

где M_+ и M_- – показания электромметра, полученные при положительной и отрицательной полярности соответственно;

M – показание электромметра, полученное при обычно используемой полярности (положительной или отрицательной).

Неполный сбор заряда в полости ионизационной камеры из-за рекомбинации ионов, требует введения поправочного коэффициента k_s . Два отдельных эффекта имеют место: рекомбинация ионов, формируемых отдельными треками ионизирующих частиц, названная общей (или объемной) рекомбинацией, которая зависит от плотности ионизирующих частиц и поэтому от мощности дозы, и рекомбинация ионов, формируемых единственным треком ионизирующей частицы, названная начальной рекомбинацией, которая не зависит от мощности дозы. Оба эффекта зависят от геометрии камеры и от приложенного напряжения. Поправочный коэффициент на рекомбинацию k_s при обычном рабочем напряжении V_1 находится из [22]:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (11.4)$$

где константы a_i представлены в таблице 9¹ для импульсного и импульсно-сканирующего излучений.

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

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (11.5)$$

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 μ измеряемой величины при $n \rightarrow \infty$.

Средней квадратичной ошибкой отдельного результата измерения называется величина

$$S = \sqrt{\frac{\sum (\bar{x} - x_i)^2}{n-1}} \quad (11.6)$$

Среднеквадратичной ошибкой среднего арифметического называется величина

$$S_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2}{n(n-1)}} \quad (11.7)$$

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

¹ Определение поглощённой дозы при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощённой дозы в воде, №398. - Вена, 2004. - стр. 61.

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:

$$\delta = 100 \times \frac{(D_{calc} - D_{means})}{D_{means}} \quad (11.8)$$

где δ – среднее отклонение, выражается в %;

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

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

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 трехкратно для чистоты эксперимента.

Также была проведена верификация дозиметрических планов в 2D при помощи матричного дозиметра MatriXX и твердотельных тканеэквивалентных пластин SP34. Процедура проверки была аналогична описанной выше.

Согласно полученным данным по расчету поглощенной дозы для 3DCRT для локализаций области малого таза подходят оба алгоритма. Среднее отклонение по дозе не превышает предельно допустимого значения, это объясняется тем, что в области малого таза присутствует большее количество мягких тканей и практически отсутствуют области с воздушными пустотами, в отличие от остальных выбранных локализаций. При проверке локализаций, расположенных в области головы-шеи и торекса, отдается предпочтение алгоритму Superposition, который показал хороший результат за счет выполнения учета гетерогенности среды. Алгоритм Convolution показал не приемлемый для использования в клинической практике результат. Среднее отклонение для него превышает допустимое значение для принятия дозиметрического плана к воспроизведению на линейном ускорителе, согласно международным протоколам. Для данной методики планирования время

затраченное на расчеты выбранными алгоритмами составляет от 45 секунд до 1 минуты. Поэтому критерий по оценке времени не учитывается в выборе оптимального алгоритма.

На Рисунке 18 представлена гистограмма сравнения среднеквадратичных ошибок δ для двух алгоритмов.

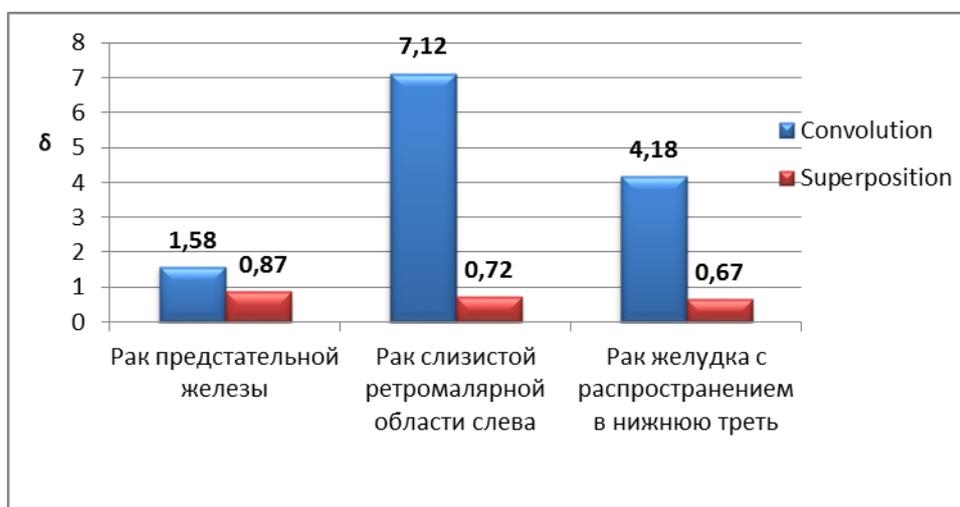


Рисунок 18 – Гистограмма сравнения вычисленных среднеквадратичных ошибок алгоритмов Superposition и Convolution для трехмерной конформной лучевой терапии

11.2 Проверка алгоритмов для лучевой терапии с модуляцией интенсивности

Подобное исследование проводилось для методики планирования IMRT. Для создания дозиметрических планов были выбраны компьютерные томограммы тех же пациентов. По рекомендациям для планирования лучевой терапии с поперечной модуляцией интенсивности придерживаемся значений по покрытию: 95%-ная изодоза покрывает 95-98% объема мишени, а 110%-ная изодоза не превышает значения 2% от планируемого объема. Нормировка дозиметрического плана также производилась на разовую однократную дозу 2 Гр.

При расчете дозиметрических планов для методики IMRT использовались следующие параметры: минимальный размер сегмента – 2.0 см, минимальное значение на MU для одного сегмента – 5, максимальное количество сегментов – 10, максимальное количество итераций – 100, шаг инкремента – 1 см, уровень дискретной интенсивности – 10.

На Рисунках 19, 20, 21 представлены срезы дозиметрических планов.

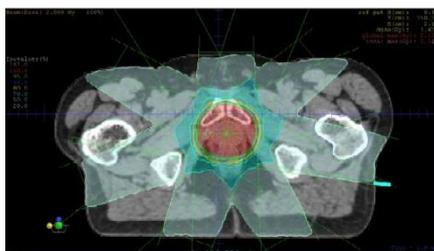


Рисунок 19 – Схема поперечного сечения анатомического среза тела пациента с раком предстательной железы

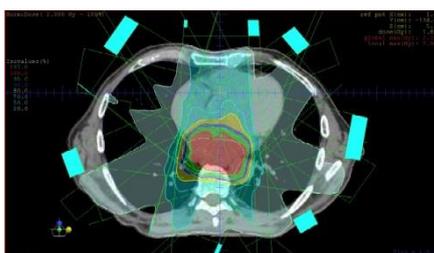


Рисунок 20 – Схема поперечного сечения анатомического среза тела пациента со злокачественным новообразованием в области головы-шеи

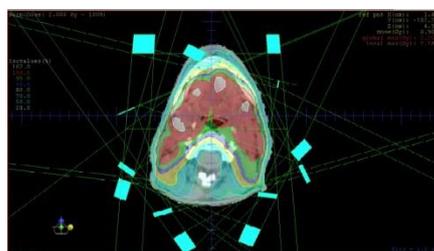


Рисунок 21 – Схема поперечного сечения анатомического среза тела пациента с раком желудка

Ход работы для методики планирования IMRT аналогичен методике 3DCRT и описан далее.

1. Проводится сканирование детекторного массива MatriXX и тканеэквивалентных пластин SP34 на компьютерном томографе Toshiba, полученные срезы КТ отправляются на станцию планирования (Рисунок 22).

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

3. Далее приступаем к созданию QA плана для проведения верификации. Для этого выбирается функция “New QA Plan”, выбирается интересующий нас дозиметрический фантом, выбирается заранее подготовленный дозиметрический план. После чего терапевтические пучки автоматически переносятся с реального плана на фантом с сохранением лепестков MLC и дополнительных модификаций пучка. Для данного метода при составлении QA плана все пучки промеряются с 0 градусов, так как данное оборудование позволяет провести только 2D верификацию, поэтому мы можем оценить распределение поглощенной дозы только в плоскости.

4. QA план сохраняется для дальнейшей оценки и сравнения.

5. Для проведения эксперимента твердотельный фантом и детекторный массив устанавливаются на терапевтический стол имитируя тело пациента, производится центровка фантома по световому полю.

6. Замеряется радиационный фон в помещении радиологического каньона.

7. Проводятся измерения и анализ полученных данных.

При проведении верификации используется программное обеспечение OmniPro. В данном продукте оценка может проводиться не только по абсолютной дозе в интересующей нас точке, но и по покрытию мишени при помощи критерия, выражающего различие между измеренными и рассчитанными данными, называемого гамма - индексом (процентное соотношение вероятности совпадения значения в каждой точке (P)). Критерий гамма индекса определяется как комбинация принятого отклонения по дозе, например 3 %, и принятого допустимого расстояния, например 3 мм. Величина

вероятности совпадения измеряется в процентах и считается приемлемой от 95%. Измеренные данные находятся в Приложении Б.

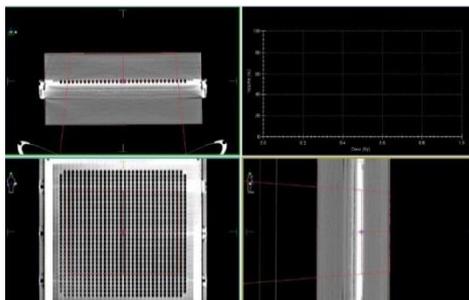


Рисунок 22 – Срезы КТ детекторного массива MatriXX и тканеэквивалентных пластин SP34

Вычисление среднеквадратичной ошибки и среднего отклонения рассчитывалось по формулам (11.6), (11.7), (11.8). Производилось сравнение алгоритмов расчета поглощенной дозы Superposition и FastSuperposition. На основе полученных данных для локализации предстательная железа проверку по гамма индексу не прошел алгоритм Superposition, величина P в трех случаях показала значение менее 95%. Дозиметрические планы с таким процентным соотношением не принимаются к дальнейшему использованию для лечения. Обратная ситуация происходит при верификации плана для рака слизистой ретромалярной области слева, сравнение по критерию вероятности совпадения в каждой точке удовлетворяет, изменение среднеквадратичной ошибки для алгоритма расчета Superposition не превышает допустимых значений. Планы, составленные для пациента с раком желудка, имеют удовлетворительный результат для обоих алгоритмов. Так же оценку проведенных измерений можно провести по времени расчета дозиметрического плана для каждого алгоритма. Для алгоритма Superposition примерное время расчета области головы-шеи составляет около 32-35 минут, для алгоритма FastSuperposition – 20-23 минуты. На основе полученных данных можно сделать выводы о том, что для некоторых областей расчета алгоритм FastSuperposition является наилучшим вариантом, а в некоторых случаях подходят оба варианта. В большинстве случаев среднее отклонение для этого алгоритма было ниже, не смотря на то что по границам оценки проходят оба алгоритма.

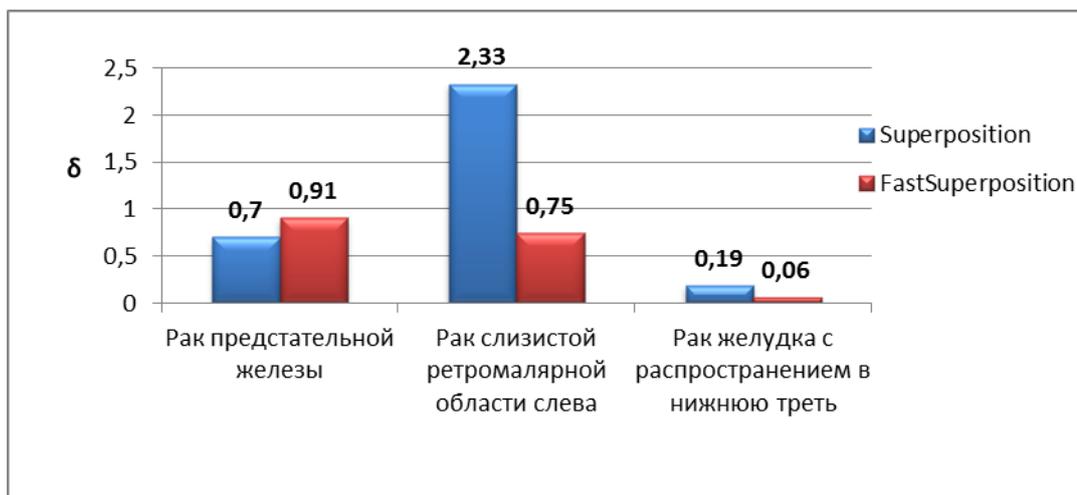


Рисунок 23 – Гистограмма сравнения вычисленных среднеквадратичных ошибок алгоритмов Superposition и FastSuperposition для лучевой терапии с поперечной модуляцией интенсивности.

12. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

12.1 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.

12.1.1 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения

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

Данный анализ проведен с помощью оценочной карты (таблица 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 в клинической практике для лечения злокачественных новообразований существует большое количество линейных ускорителей и гамма-терапевтических установок. В качестве конкурирующих аналогов были выбраны:

1. Линейный ускоритель Varian, производитель Varian Medical Systems, Калифорния, США;
2. гамма-терапевтический аппарат Theratron Equinox, выпускаемый канадской компанией MDS Nordion.

Оба аппарата сертифицированы и используются в онкологических центрах по всему миру. Гамма-терапевтический аппарат является более простым в техническом обеспечении, имеет меньшую стоимость и более быстр в планировании лечения. Американский аналог клинического линейного ускорителя практически не уступает аппарату используемому в данной работе.

Таблица 1 – Оценочная карта для сравнения конкурентных разработок

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкурентоспособность		
		Бф	Бк1	Бк2	Кф	Кк1	Кк2
1	2	3	4	5	6	7	8
Технические критерии оценки ресурсоэффективности							
1. Время наработки данных	0,2	2	4	4	0,4	0,8	0,8
2. Помехоустойчивость	0,07	5	3	3	0,35	0,21	0,21
3. Безопасность	0,1	5	5	3	0,5	0,5	0,3
4. Потребность в ресурсах памяти	0,05	5	3	3	0,25	0,15	0,15
5. Функциональная мощность (предоставляемые возможности)	0,06	5	5	4	0,3	0,3	0,24
6. Простота в эксплуатации	0,09	4	3	4	0,36	0,27	0,36
7. Наличие дорогостоящего оборудования	0,15	5	5	4	0,75	0,75	0,6
Экономические критерии оценки эффективности							
1. Конкурентоспособность продукта	0,03	5	4	3	0,15	0,12	0,09
2. Цена	0,15	5	3	3	0,75	0,45	0,45
3. Финансирование научной разработки	0,05	5	4	4	0,25	0,2	0,2
4. Наличие сертификации разработки	0,05	4	4	4	0,2	0,2	0,2
Итого	1				4,26	3,95	3,6

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

Анализ конкурентных технических решений определяется по формуле:

$$K = \sum V_i \cdot B_i, \quad (12.1)$$

где K – конкурентоспособность научной разработки или конкурента;

V_i – вес показателя (в долях единицы);

B_i – балл i -го показателя.

12.2 Планирование управления научно-техническим проектом

12.2.1 Иерархическая структура работ проекта

В процессе создания иерархической структуры работ проекта структурированы и определены содержание всего проекта, которые представлены на Рисунке 24.



Рисунок 24 –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.

12.2.2 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 2.

Таблица 2 – Контрольные события проекта

№	Контрольное событие	Дата	Результат (подтверждающий документ)
1	Разработка технического задания	08.02.2017- 10.02.2017	Приказ о ВКР
1.1	Составление технического задания	10.02.2017- 12.02.2017	–
2.1	Определение направления исследования	12.02.2017- 14.02.2017	–
2.2	Анализ и изучение технической литературы	14.02.2017- 10.03.2017	Список литературы
3.1	Изучение оборудования	01.03.2017- 01.04.2017	–
3.2	Составление дозиметрических планов лечения для 3DCRT	01.04.2017- 10.04.2017	–
3.3	Проведение верификации дозиметрических планов	10.04.2017- 12.04.2017	–
4.1	Изучение методики планирования IMRT, составление дозиметрических планов	12.04.2017- 16.04.2017	Методика
4.2	Проведение верификации дозиметрических планов	16.04.2017- 05.05.2017	–
4.3	Анализ и обработка полученных данных	05.05.2017- 12.05.2017	Отчет
5.1	Сравнение полученных данных	12.05.2017- 19.05.2017	Отчет
5.2	Корректировка методики	19.04.2017- 01.06.2017	–
5.3	Оформление пояснительной записки	01.06.2017- 15.06.2017	Пояснительная записка
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	08.02.2017- 10.02.2017	Презентация

12.2.3 План проекта

В рамках планирования научного проекта необходимо построить календарный график проекта, представленный в таблице 3. Далее с помощью диаграммы Гранта в таблице 4 проиллюстрирован календарный план проекта,

на котором работы по теме характеризуются датами начала и окончания выполнения данных работ [25].

Таблица 3 – Календарный план проекта

№	Название	Т, кал. дн.	Дата	Состав участников
1	Разработка технического задания	2	08.02.2017-10.02.2017	Руководитель
1.1	Составление и утверждение технического задания	2	10.02.2017-12.02.2017	Руководитель
2.1	Выбор направления исследования	2	12.02.2017-14.02.2017	Руководитель Магистрант
2.2	Изучение научно-технической литературы и используемого оборудования	24	14.02.2017-10.03.2017	Магистрант
3.1	Изучение планирующей системы XiO	31	01.03.2017-01.04.2017	Магистрант
3.2	Составление дозиметрических планов лечения для 3DCRT	9	01.04.2017-10.04.2017	Магистрант
4.1	Изучение методики планирования IMRT, составление дозиметрических планов	2	10.04.2017-12.04.2017	Руководитель Магистрант
4.2	Проведение верификации дозиметрических планов	4	12.04.2017-16.04.2017	Магистрант
4.3	Анализ и обработка экспериментально полученных данных	19	16.04.2017-05.05.2017	Магистрант
5	Анализ и сравнение полученных результатов	7	05.05.2017-12.05.2017	Магистрант
5.1	Корректировка модели	7	12.05.2017-19.05.2017	Магистрант
5.2	Оформление пояснительной записки	43	19.04.2017-01.06.2017	Магистрант
5.3	Подготовка к защите диссертационной работе	14	01.06.2017-15.06.2017	Магистрант

Таблица 4 – Календарный план-график в виде диаграммы Ганта.

№	Вид работ	Исполнители	Тк кал дн	Продолжительность выполнения работ													
				Фев		Март			Апр.			Май			Июнь		
				2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	
1	Разработка технического задания	Руководитель	2	■													
1.1	Составление и утверждение технического задания	Руководитель	2	■													
2.1	Выбор направления исследования	Руководитель Магистрант	2	■													
2.2	Изучение научно-технической литературы и используемого оборудования	Магистрант	24	■		■											
3.1	Изучение планирующей системы XiO	Магистрант	31			■											
3.2	Составление дозиметрических планов лечения для 3DCRT	Магистрант	9						■								
4.1	Изучение методики планирования IMRT, составление дозиметрических планов	Руководитель Магистрант	2						■								
4.2	Проведение верификации дозиметрических планов	Магистрант	4						■								
4.3	Анализ и обработка экспериментально полученных данных	Магистрант	19						■			■					
5	Анализ и сравнение полученных результатов	Магистрант	7						■			■					
5.1	Корректировка модели	Магистрант	7						■			■					
5.2	Оформление пояснительной записки	Магистрант	43						■			■			■		
5.3	Подготовка к защите диссертационной работе	Магистрант	14												■		



- руководитель;



- руководитель+ магистрант;



- магистрант.

12.3 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».

12.3.1 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 5.

Таблица 5 – 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				3780
Транспортно-заготовительные расходы				0
Итого, руб.:				7144

12.3.2 Расчёт амортизации оборудования для экспериментальных работ

Оборудование, используемое в научной работе, уже имелось в радиологическом отделении. 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:

$$C_{\text{аморт}} = C_{\text{об}}/T, \quad (12.2)$$

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 60 дней, таким образом, затраты на оборудование:

$$C_{\text{аморт.общ}} = 24334 \cdot 60 = 1460040 \text{ руб.}$$

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

Затраты на электроэнергию рассчитываются по формуле:

$$C = C_{\text{эл}} \cdot P \cdot F_{\text{об}}, \quad (12.3)$$

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

P – мощность оборудования измеряется в кВт;

$F_{\text{об}}$ – 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:

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

Рассчитывался восьмичасовой рабочий день, при пятидневной рабочей неделе.

Затраты на энергию:

$$C = 5,8 \cdot 264 = 1531,2 \text{ руб}$$

Затраты на отопление, определяющиеся по следующей формуле:

$$Z_{\text{отоп}} = (a \cdot T \cdot V) \cdot C, \quad (12.4)$$

где a – количество тепла на 1 м³ помещения ($12,57 \cdot 10^{-5}$ Гкал);

T – продолжительность отопительного сезона;

V – объем отапливаемого помещения ($5 \times 5 \times 2,6$ м³);

C – стоимость 1 Гкал тепла (1021,07 рублей).

$$Z_{\text{отоп}} = (12,57 \cdot 10^{-5} \cdot 81 \cdot 65) \cdot 1021,07 = 675,75 \text{ руб.}$$

Затраты на освещение вычисляются следующим образом:

$$Z_{\text{осв}} = \frac{(15 \cdot S_f \cdot M \cdot t)}{1000} \cdot C, \quad (12.5)$$

где S_f – площадь пола (20 м²);

M – количество часов искусственного освещения в сутки (7 ч);

t – число рабочих дней (81 дня);

C – стоимость 1 кДж электроэнергии (5,8 руб).

$$Z_{\text{осв}} = \frac{(15 \cdot 7 \cdot 20 \cdot 81)}{1000} \cdot 5,8 = 986,58 \text{ руб.}$$

Итого стоимость электроэнергии, освещения и отопления помещения составила:

$$1531,2 + 675,75 + 986,58 = 2203,53 \text{ руб.}$$

12.3.3 Затраты на оплату труда исполнителей НТИ

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

$$C_{зп} = Z_{осн} + Z_{доп}, \quad (12.6)$$

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 выполнение темы:

$$Z_{доп} = K_{доп} \cdot Z_{осн}, \quad (12.7)$$

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

$K_{доп}$ – коэффициент дополнительной зарплаты;

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

Основная заработная плата руководителя рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}}, \quad (12.8)$$

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:

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{м}} \cdot M}{F_{\text{д}}} = \frac{Z_{\text{б}} \cdot k_{\text{р}} \cdot M}{F_{\text{д}}}, \quad (12.9)$$

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

M – 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 $M = 11$ месяцев, 6-дневная неделя.\

Базовый оклад инженера кафедры НИ ТПУ, имеющего ученую степень кандидата технических наук и звание «преподаватель» составляет 20800 руб. Заработная плата магистранта состоит из ежемесячной стипендии в размере 2275 руб.

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

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{м}} \cdot M}{F_{\text{д}}} = \frac{Z_{\text{б}} \cdot k_{\text{р}} \cdot M}{F_{\text{д}}} = \frac{20800 \cdot 1,3 \cdot 11}{249} = 1194 \text{ руб/день}$$

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}} = 1194 \cdot 8 = 9552 \text{ руб.}$$

$$Z_{\text{доп}} = K_{\text{доп}} \cdot Z_{\text{осн}} = 0,15 \cdot 10368 = 1433 \text{ руб.}$$

$$C_{\text{зп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}} = 9552 + 1433 = 10985 \text{ руб.}$$

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

сумму за 4 месяца научно-исследовательской работы. Заработная плата составит:

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

12.3.4 Отчисления во внебюджетные фонды

Размер отчислений во внебюджетные фонды составляет 32% в 2017 от суммы затрат на оплату труда работников, непосредственно занятых выполнением НИОКР [27].

$$C_{\text{внеб}} = K_{\text{внеб}} \cdot (Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}), \quad (12.10)$$

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

$$C_{\text{внеб}} = 0,32 \cdot (9552 + 1433) = 3515 \text{ руб}$$

12.3.5 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, электроэнергии, почтовые и телеграфные расходы, размножение материалов и т.д. Их величина определяется по следующей формуле:

$$Z_{\text{накл}} = (\text{сумма статей 1} \div 6) \cdot k_{\text{нр}}, \quad (12.11)$$

где $k_{\text{нр}}$ – коэффициент, учитывающий накладные расходы.

Величина коэффициента накладных расходов взята в размере 15%.

$$Z_{\text{накл}} = (10985) \cdot 0,16 = 1757,6 \text{ руб.}$$

12.4 Формирование бюджета затрат научно-технического исследования (НТИ)

Рассчитанная величина затрат научно-исследовательской работы является основой для формирования бюджета затрат проекта. Определение бюджета затрат на научно-исследовательский проект по каждому варианту исполнения приведен в таблице 6 [26].

Таблица 6– Расчет бюджета затрат НТИ

Наименование статьи	Стоимость затрат, в рублях (руководитель+магистр)
1. Материальные затраты НТИ	7144
2. Затраты на оборудование	1460040
3. Затраты на энергию	1531,2
4. Затраты на отопление	675,75
5. Затраты на освещение	986,58
6. Затраты по основной заработной плате исполнителей темы	18652
7. Затраты по дополнительной заработной плате исполнителей темы	1433
8. Отчисления во внебюджетные фонды	3515
9. Накладные расходы	1757,6
10. Бюджет затрат НТИ	1495735,13

В ходе выполнения экономической части ВКР были проведены расчеты плановой себестоимости проведения НТИ и времени, необходимого на проведение ВКР. Плановая себестоимость работы составляет 1495735,13 руб., основная составляющая, которой – затраты на оборудование.

12.5 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 25.

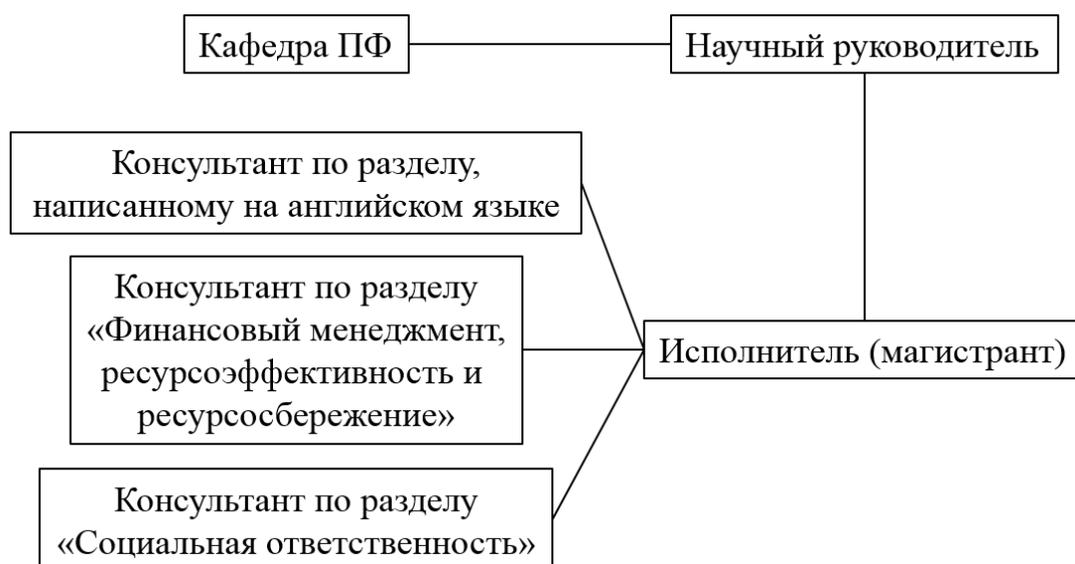


Рисунок 25 –Иерархическая структура работ

12.6 Матрица ответственности

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

Таблица 7 – Матрица ответственности

Этапы исследования	Научный руководитель	Консультант Англ.яз.	Консультант менеджмент	Консультант Соц.отв-ть.	Магистрант
Сбор и изучение научно-технической литературы	О				И
Изучение 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

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].

12.7 Определение ресурсной эффективности исследования

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

$$I_{pi} = \sum a_i \cdot b_i, \quad (12.12)$$

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 – балльная 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 систем управления клинической установкой, а так же использование дополнительных модификаций терапевтического пучка;

- время наработки данных, от этого параметра зависит количество и качество проверенных дозиметрических планов лечения;

- надежность метода и функциональная мощность оборудования, надежная работа оборудования обеспечивает возможность проведения лучевой терапии, вследствие этого увеличивается количество пациентов, которым может быть оказана помощь;

- энергосбережение является фактором экономической выгоды.

Таблица 8– Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

Критерии \ ПО	Весовой коэффициент параметра	Текущий проект	Аналог 1	Аналог 2
1.Безопасность	0,1	5	4	5
2. Удобство в эксплуатации	0,2	4	3	5
3. Время наработки 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:

$$I_{\Phi}^p = \frac{\Phi_i}{\Phi_{max}}, \quad (12.13)$$

где Φ_i – стоимость i -го варианта исполнения;

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

$$I_{\Phi}^p = \frac{\Phi_p}{\Phi_{max}} = \frac{1496000}{1532000} = 0,976;$$

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

$$I_{\Phi}^{a2} = \frac{\Phi_{a2}}{\Phi_{max}} = \frac{1200000}{1532000} = 0,578.$$

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:

$$I_{финр}^p = \frac{I_m^p}{I_{\Phi}^p}, I_{финр}^a = \frac{I_m^a}{I_{\Phi}^a}, \quad (4.14)$$

$$I_{финр}^p = \frac{4,4}{0,976} = 4,5; I_{финр}^{a1} = \frac{4}{1} = 4; I_{финр}^{a2} = \frac{4,1}{0,783} = 5,2$$

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

Сравнительная эффективность проекта:

$$\mathcal{E}_{\text{ср}} = \frac{I_{\text{финр}}^{\text{р}}}{I_{\text{т}}^{\text{р}}}$$

$$\mathcal{E}_{\text{р}} = \frac{4,5}{4,4} = 1,02; \mathcal{E}_1 = \frac{4}{4} = 1; \mathcal{E}_2 = \frac{5,2}{4,1} = 1,27$$

Таблица 9 – 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	5,2	4,5
3	Сравнительная эффективность вариантов исполнения	1	1,27	1,02

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 1049742,424 рубля, время, необходимое для выполнения работы, составило 128 календарных дней.

13 Социальная ответственность

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].

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 [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.

13.1 Анализ опасных и вредных производственных факторов

Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы при написании данной диссертационной работы представлены в таблице 10.

Таблица 10 – 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>Экспериментальные исследования на микротроне ТПУ, НИИ ядерной физики при ТПУ.</p> <p>Обработка на ПК в лаборатории 026 кафедры ПФ.</p>	Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне		<p>Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). СП 2.6.1.2523-09;</p> <p>СанПиН 2.6.1.2573-2010</p> <p>«Гигиенические требования к размещению и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100 МэВ»</p>
		Электрический ток	ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность
	Воздействие радиации (ВЧ, УВЧ, СВЧ и т.д.)		СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. «Гигиенические требования к ПЭВМ и организация работы»
		Пожароопасность	ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации.

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

На оператора в пультовой линейного ускорителя воздействуют следующие факторы:

- 1) физические:
 - температура и влажность воздуха;
 - шум;
 - статическое электричество;
 - электромагнитное поле низкой частоты;
 - 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).

13.2 Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного воздействия и устранению их влияния при работе на линейном ускорителе

13.2.1 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 специальное удостоверение.

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

13.2.2 Технические мероприятия

Рациональная планировка рабочего места предусматривает четкий порядок и постоянство размещения предметов, средств труда и документации. То, что требуется для выполнения работ чаще должно располагаться в зоне легкой досягаемости рабочего пространства. Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости представлены на Рисунке 26, 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.

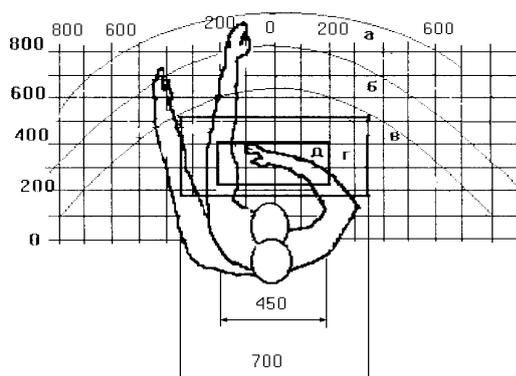


Рисунок 26 – Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости

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.

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 человека.

13.2.3 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 11.

Таблица 11 – Оптимальные и допустимые параметры микроклимата

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

К мероприятиям по оздоровлению воздушной среды в

производственном помещении относятся: правильная организация вентиляции и кондиционирования воздуха, отопление помещений. Вентиляция может осуществляться естественным и механическим путём. В помещение должны подаваться следующие объёмы наружного воздуха: при объёме помещения до 20 м^3 на человека – не менее 30 м^3 в час на человека; при объёме помещения более 40 м^3 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°C, зимой – от 13 до 15°C. В лаборатории осуществляется естественная вентиляция. Воздух поступает и удаляется через щели, окна, двери. Основным недостатком такой вентиляции в том, что приточный воздух поступает в помещение без предварительной очистки и нагревания.

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

Экран и системные блоки производят электромагнитное излучение. Основная его часть происходит от системного блока и видео-кабеля. 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.

13.3 Радиационная безопасность

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 12.

Таблица 12 – 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

Также 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].

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;

5. нефиксированное радиоактивное загрязнение окружающей среды в рабочей камере ускорителя (помещения ускорителя), возникающее в результате активации пыли, металлов, испарения активированных материалов мишени и узлов ускорителя под действием пучка электронов, проведения радиационных процессов и т.д.

6. радиоактивные газы и аэрозоли, образующиеся при облучении компонентов воздуха и веществ, поступающих в него из облучаемых объектов, а также из активируемой воды, охлаждающей узлы ускорителя;

7. неиспользуемое рентгеновское излучение от высоковольтной электронной аппаратуры ускорителя.[33]

При работе такого ускорителя имеют место также и другие физические и химические факторы опасности:

1. тепловыделение от оборудования и коммуникаций;

2. озон и окислы азота, образующиеся в результате радиолиза воздуха под действием ионизирующего излучения ускорителя;

3. электромагнитные поля высоких и сверхвысоких частот, создаваемые системами питания ускорителей;

4. шум, создаваемый аппаратурой ускорителей;

5. токсические вещества, выделяющиеся при облучении различных веществ;

6. высокое напряжение;

7. постоянные электрические и магнитные поля;

8. открытые движущиеся элементы оборудования, машин и механизмов.

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.

13.4 Электробезопасность

В зависимости от условий в помещении опасность поражения человека электрическим током увеличивается или уменьшается. Не следует работать с ЭВМ 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 ЭВМ;
- при прикосновении к нетоковедущим частям, оказавшимся под напряжением (в случае нарушения изоляции токоведущих частей ЭВМ);
- при прикосновении с полом, стенами, оказавшимися под напряжением;
- при коротком замыкании в высоковольтных блоках: блоке питания и блоке дисплейной развёртки.

Мероприятия по обеспечению электробезопасности электроустановок.

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 надёжной изоляцией, недоступность токоведущих частей аппаратуры (заключение в корпуса электропоражающих элементов, заключение в корпус токоведущих частей).

13.5 Пожарная и взрывная 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.

Заключение

В ходе магистерской диссертации были созданы дозиметрические планы для трехмерной конформной лучевой терапии для рака предстательной железы, ретроалярной области слева, рака желудка с распространением в нижнюю треть, рассчитаны двумя алгоритмами – Convolution и Superposition. Освоена методика планирования лучевой терапии с поперечной модуляцией интенсивности, созданы планы для тех же пациентов и рассчитаны алгоритмами Superposition и FastSuperposition. Проведена проверка работы (гарантия качества) системы планирования XiO. Проведена верификация рассчитанных дозиметрических планов. Для проверки планов 3DCRT использовался тканеэквивалентный фантом Г'мрт BodyFantom, ионизационная камера CC13 и клинический дозиметр Dose1. Для проверки планов IMRT использовался детекторный массив MatriXX, тканеэквивалентные пластины SP34 и программное обеспечение OmniPro.

В ходе анализа полученных данных было численно доказано, что алгоритм Convolution показывает достоверный результат только для области малого таза, при его выборе для других областей возможна высокая вероятность возникновения ошибки из-за отсутствия учета гетерогенности среды, что может привести к неопределимым последствиям для организма человека, получающего лучевую терапию. Таким образом, можно сделать вывод о том, что наиболее приемлемым вариантом для расчета дозиметрических планов для любых локализаций в системе планирования XiO для 3DCRT можно выбрать в качестве основного алгоритма расчета Superposition, которым можно заменить все предлагаемые на рынке.

При исследовании полученных данных для методики планирования лучевой терапии с поперечной модуляцией интенсивности практически во всех случаях показали высокий результат оба алгоритма расчета. Но были выявлены некоторые недочеты использования алгоритма Superposition для области малого

таза, который показал недостаточное для использования в клинической практике значение процентной вероятности совпадения в каждой точке. Так же время затрачиваемое данным алгоритмом на расчет поглощенной дозы значительно выше. Отсюда следует, что наиболее подходящим является алгоритм FastSuperposition.

Также было изучено имеющееся оборудование для проведения дозиметрических проверок в онкологическом диспансере. При осуществлении гарантии качества для трехмерной лучевой терапии имеющееся оборудование полностью соответствует международным стандартам. Для этого уровня планирования подходит 1D верификация. Для осуществления гарантии качества для лучевой терапии с поперечной модуляцией интенсивности на данный момент осуществляется 2D верификация дозиметрических планов, что в свою очередь не несет полной информации о распределении дозы, так как измерения проводятся в плоскости.

Список публикаций студента

1. Сравнение конвенциональной и трехмерной лучевой терапии при лечении рака предстательной железы // Физико-технические проблемы в науке, промышленности и медицине: сборник научных трудов VIII Международной научно-практической конференции, Томск, 1-3 Июня 2016. - Томск: ТПУ, 2016 - С. 167-168

2. Сравнение алгоритмов расчета поглощенной дозы в системе планирования ХЮ для использования в клинической практике// XIV Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых, «Перспективы развития фундаментальных наук», Россия, Томск, 25–28 апреля 2017 г.

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 XiO.
6. Emami B., Lyman J., Brown A., etal. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1991;21: 109–122.
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. A quality assurance method for analyzing and verifying intensity modulated fields. // *Med. Phys.*, 2003, 30, P. 2082-2088
10. Childress N. L., Rosen I.I. The design and 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

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Синягина Мария Алексеевна		

Консультант кафедры ПФ

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель, каф. ПФ	Веригин Д.А.			

Консультант – лингвист кафедры ИЯ ФТИ

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. ИЯ ФТИ	Емельянов И.Л.	к.с.н., доцент		

Abstract

External photon beam radiotherapy (EBRT) is widely used for effective treatment of malignant tumors. Since March 2015 EBRT (3D conformal radiotherapy (3DCRT)) has been started in Tomsk Regional Oncology Center using a linear accelerator Elekta Synergy and treatment planning system XIO. For creating an adequate treatment plan is needed the right choice dose calculation algorithm in the planning system. The purpose of this work is to research and to compare of the results of absorbed dose simulation by different algorithms.

Contents

Introduction	116
1. A short history of external photon beam radiotherapy	118
2. Treatment planning	121
3. Three-Dimensional Radiation Therapy Treatment Planning	123
3.1 Specific features of 2D, 2.5D, and 3D dosimetric planning	123
4 Intensity-modulated radiation therapy	124
4.1 General description and comparison of 3DCRT and IMRT	124
Summary	127
References	128

Introduction

The problem of cancer is remain a top priority for modern society. In terms of death rate, cancer is the second after cardiovascular disease and the first for fear that inspires people. Many thousands of researchers are trying to understand its causes, to find ways to prevent and treat it. Multiplicity of institutes and hundreds of laboratories around the world are working on this problem, ensuring success in its understanding and slow but steady progress in prevention and treatment.

External photon beam radiotherapy (EBRT) is widely used for effective treatment of malignant tumors. Since March 2015 EBRT (3D conformal radiotherapy (3DCRT)) has been started in Tomsk Regional Oncology Center using a linear accelerator Elekta Synergy and treatment planning system XIO. A medical physicist must to make the right choice of dose calculation algorithm in the planning system for creating the adequate treatment plans in clinical practice. Therefore, the purpose of this work is research and comparison of the results of absorbed dose simulation by different algorithms.

For realize this goal I had created several treatment plans for different localizations (pelvis region, mediastinum region and head-neck region). These treatment plans were calculated by two methods of dose delivery: 3DCRT and IMRT. For each anatomical region and the irradiation technique were used several algorithms for calculating the absorbed dose. Further, all dosimetry plans were verified on the Elekta Synergy linear accelerator in absolute (spot measurement) and relative absorbed dose (the distribution of the absorbed dose in a certain plane was estimated using the gamma-indexing technique).

Within the framework of the study there are presents results for planning 3DCRT of using the algorithms for calculating the absorbed dose - Convolution and Superposition. Also there are presents results for planning IMRT methodology with the algorithms for calculating Superposition and FastSuperposition.

The verification of the plans were carried out with used a tissue-equivalent solid-state phantom I'mRT with using the ionization chamber CC13 and the clinical dosimeter DOSE1 for the absolute absorbed dose. The IMRT verification is based on measurement of gamma-index criterion. There was using the dosimeter matrix MatriXX for 2D dose-distribution of the absorbed dose.

1. A short history of external photon beam radiotherapy

The history of external photon beam RT starts from the discovery of x-rays by Wilhelm C. Roentgen in 1895. The first empirical cancer therapy with x-rays was performed only a few months after the first report of the finding [1]. Radioactivity was discovered by Henri Becquerel in 1896, which was followed by the discovery of radium by Marie and Pierre Curie in 1898. Since these discoveries, the field of RT began to grow as radium based treatment techniques became available. In principle, during the first three decades, the RT was practiced by only a few specialists who varied different treatment parameters (e.g. dose, field size, position) according to their experience and patients' daily condition [2]. It was not until the beginning of 1940s, when the basic principles of modern RT were established, and the treatments became more quantitative and more easily specified. These stated principles that it is necessary to determine the size, shape and position of the volume to be treated, and that this volume should receive as uniform (pre-determined) dose distribution as possible [2]. It was also understood that the dose to healthy tissues outside the treatment volume should be minimized, and that it is important to give consistent treatments for patients with similar disease type in order to gather information about proper dose levels. Current RT is largely based on the above mentioned principles [2].

External beam RT treatment units developed from the early radium-226 teletherapy units in 1920s, through 700–800 kV orthovoltage units in 1930s, eventually to 1.25 MeV (average energy) cobalt-60 units in 1950s [1]. Since the introduction of a 6 MV medical linear accelerator (linac) in 1953 [3], the practicality and efficiency of multi-field RT treatments were dramatically increased. The improvements were due to the significant increase in the percentage depth dose (PDD) curves and reduced scattering compared to the kilovoltage x-ray radiation, which enabled the utilization of fewer and better defined treatment fields [2]. This in turn lead to a reduced dose to normal tissues and better cure rates. The linac has the

distinct advantages of being free of periodically replaceable radioactive radiation source. Instead, the xrays are produced by accelerating electrons in a waveguide, and letting them collide with a thin metallic plate, the so-called x-ray target. The bremsstrahlung radiation produced by the impinging electron beam is then used for the treatment. Today, medical linacs may have several energy modes (accelerating voltages) ranging from 4 MV to 25 MV. Linac has largely replaced earlier devices in external beam RT, although cobalt-60 units are still used especially in the developing countries mainly due to their easy maintenance. X-ray beams of cobalt-60 radiation are still used for special radiosurgery purposes, such as in the Gamma Knife device. It has a set of cobalt-60 sources placed in a spherical array in a shielded assembly, and is capable of focusing the radiation precisely to the tumor [4]. A modern medical linac is shown in Figure A.1.

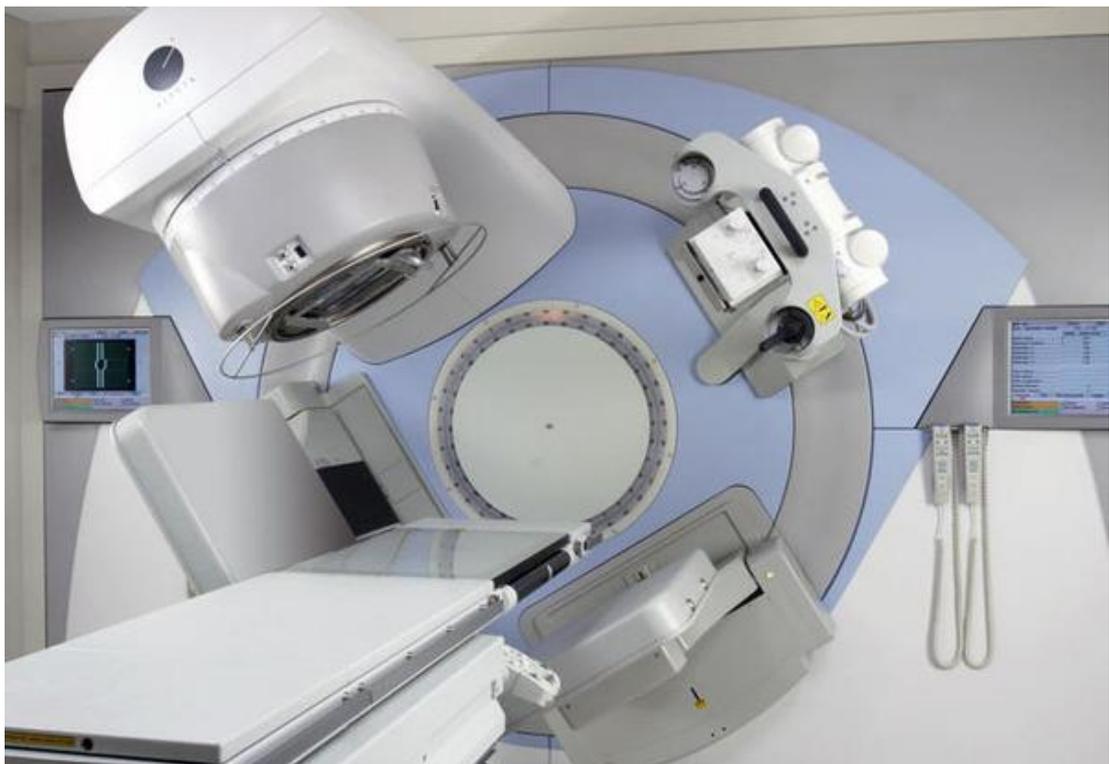


Figure A.1 – Appearance of the Elekta Synergy

After the invention of medical linac, major advancements in RT have been made in the area of treatment planning, and in the related field of computer controlled hardware. The multi-leaf collimator (MLC) which appeared in the market in 1980s, made it easier to deliver fields conforming to the projection of the target [5]. In more

advanced applications, the individual leaves of the MLC are moved separately in a computer control at desired speeds during beam-on. This enables the generation of spatially modulated radiation fields, since each leaf attenuates the beam for a different time period. The resulting intensity modulated radiotherapy (IMRT) has enabled the creation of high dose volumes that conform more closely to the shape of complicated targets. The integration of x-ray image receptors to the linac has enabled the imaging of the patient before each treatment session and the tracking of tumor motion during treatment delivery. These so-called image-guided RT methods have improved patient positioning accuracy, and have lead to techniques for restricting tumor motion during treatment.

2. Treatment planning

In RT treatment planning, the purpose is to devise a treatment, which produces the prescribed dose distribution to the target and minimizes the dose outside this target. In RT planning, the beam qualities, field sizes, positions, orientations and relative weights between the fields are typically modified. This becomes possible with the use of various accessories (for example, wedges or blocks) applied to the fields to account for inclined patient surface or to shield critical structures from radiation exposure.

Practicing of treatment planning started in 1940s, when the developments in radiation dosimetry enabled each clinic to measure the isodose charts for any type of treatment field, thus enabling manual 2D planning. To avoid laborious isodose measurements, empirical methods for the calculation of dose distribution were developed later. Computer-based treatment planning systems (TPSs) first conceptualized in 1955, allowed the planner to see the effect of the beam modifications immediately on the predicted dose distribution. This resulted in better quality plans, since it became easier to experiment with a larger set of treatment parameters. A real breakthrough for RT was the introduction of the computerized tomography (CT) scanner in 1970s, which enabled acquiring detailed 3D anatomical information of the patient. Within a few years, CT scans were routinely used as an input for the treatment planning process, resulting in a 3D view of the dose distribution. Other new imaging modalities, such as the magnetic resonance imaging and positron emission tomography, provided help in more accurate determination of anatomical details and extent of a lesion. The latter modalities can be used in treatment planning by registering them to the CT coordinate system with the aid of specially designed image registration algorithms.

The treatment planning typically involves a series of procedures, including establishing the patient's treatment position, constructing a patient repositioning immobilization device, obtaining a volumetric image data set of the patient, contouring target volumes and critical organs, required table position data, computing

a dose distribution according to the dose prescription, evaluating the treatment plan, etc. The plan then shall be approved by the radiation oncologist. Before starting the treatment, the approved patient's treatment plan must be verified in compliance with the international protocols for the selected planning procedure, and only after that the patient's treatment can be started. [6]

3. Three-Dimensional Radiation Therapy Treatment Planning

For several decades, radiation oncology has been experiencing a new technological revolution, with the effects comparable to those of introduction of MV linear accelerators. One of the steps of this revolution is the creation of 3D dosimetric planning algorithms, procedure and systems. Currently, most cancer centers in developed countries use 3D planning as routine radiation therapy practice.

3.1 Specific features of 2D, 2.5D, and 3D dosimetric planning

A widely used term "3D dosimetric planning system" is in fact misleading. 3D dosimetric planning, also known as 3D conformal radiation therapy (3DCRT), is a process, not a system, and the process differs fundamentally from previously developed 2D and 2.5D approaches to dosimetric planning.

The most critical difference between 3D and 2D is its volumetric approach. The target in the treated area is identified as three-dimensional. At studying the patient data, the aim to obtain volumetric information is not planar. Geometry of beams and recording ports is based on RT of a 3D volume. Dose calculation models consider beam divergence in all directions. Inhomogeneity geometry can be considered for all dimensions (Figure A.2).

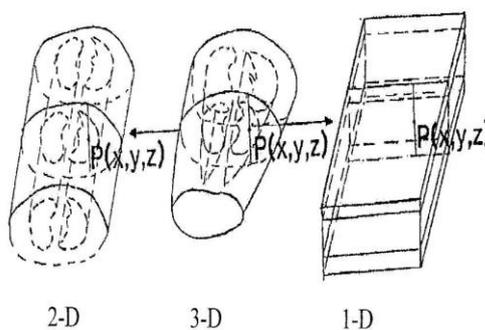


Figure A.2. – Comparison of inhomogeneities set in 1D, 2D, and 3D geometries

The display format of planning results in 3D and 2D, as well as planning and treatment documentation are differed greatly.[7]

4 Intensity-modulated radiation therapy

4.1 General description and comparison of 3DCRT and IMRT

In 1990s witnessed dramatic changes in dosimetry planning and RT methods caused by rapid development of RT hardware, dosimetry software and technology. These achievements, supported by high-precision and at the same time rather fast calculation methods and methods of practical delivery of prescribed doses, led to creation and practical implementation of 3DCRT. The aim of 3DCRT was to agree the prescribed dose distribution with the target volume shape and at the same time minimize the dose in adjacent areas consisting of normal tissues and organs at risk.

High conformality of dose distributions with the tumor volume, which is characteristic for 3DCRT, leads to reduction of normal tissue volume outside the target volume treated by the prescribed high dose. This, in turn, allows increasing prescribed doses while keeping probability of complications in normal tissues at the same level. The following example demonstrates the procedure of reducing the aggregate exposure of normal tissues to radiation.

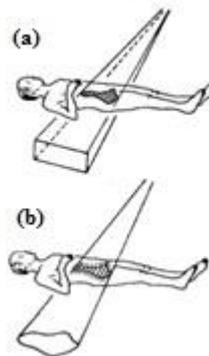


Figure A.3. – Differences between traditional RT (a) and conformal RT (b).

3DCRT planning has relatively few degrees of freedom. Typically planners can select either of the two energies of the accelerator beams, defining the penetrability, accumulation area extent and penumbra (half-shade) area width. They can select the most suitable, from the anatomical viewpoint, number and directions of beams, as well as their weights (in fact, the period of treatment from a certain direction). And

finally, planners can use various beam modifiers such as wedges and blocks. All that allows arriving at effective dosimetric plans that cover the target volume with the prescribed dose and have a less complicated geometric shape. However, the 3DCRT functionality fails to ensure the desired conformality of dose distributions for targets with a complicated shape, such as volumes having intricate curves, internal voids and bifurcations. Examples to illustrate this case are prostate tumors, which often are closely adjacent to the rectum in the back and to the bladder in the front; head tumors that are located closely around the optic nerve, etc. This problem is caused by unavailability of an effective mechanism in 3DCRT that would allow selective dose reduction in critical structures. Isodose distributions in 3DCRT have convex surfaces and cannot be "wrapped" around critical structures.

Therefore, practically immediately after introduction of 3DCRT to treatment practice, the community of medical physicists and radiation oncologists started to look for the solutions that would allow creating target conformal dose distributions and at the same time limiting critical structure treatment. The new paradigm required to withdraw restrictions imposed on inhomogeneity of fluence distribution in the beam striking the patient and allow the fluence to change within the port limits. Nature and extent of these changes (modulations) is defined with the help of complex calculation models. This process is sometimes called an inverse treatment planning task or procedure.

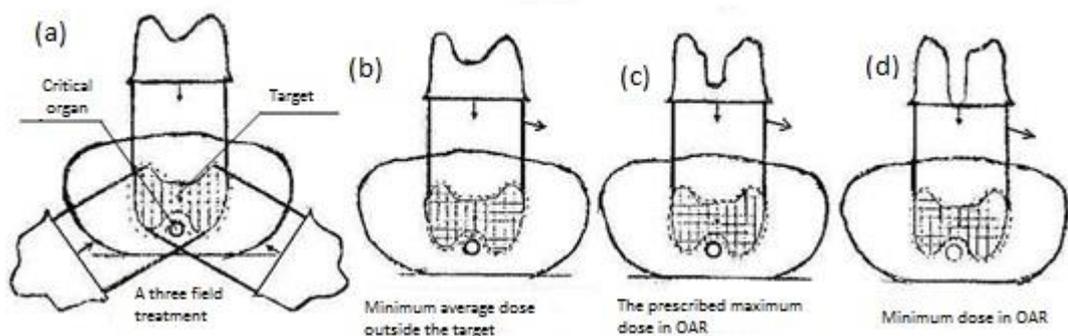


Figure A.4 – Modulation of fluence distribution in beams at treating a complex target (hatched area) and an organ at risk (circled area) with various optimization criteria:

(a)–fixed beams; (b), (c), (d)–arc IMRT

The use of fluence modulation in this way does not prevent the beam from reaching critical structures, but limits the dose created by this beam and received by the structure (Figure 4). Cold spots generated in this case in the tumor are offset by the fluence increase in other beams. Such additional fluence modulation resulted in creation of the term "intensity modulated radiation therapy" (IMRT). This term is not quite correct, as in fact fluence lateral distribution, and not intensity, is modulated. Nevertheless, this term historically became more widespread.

It was IMRT that first allowed "wrapping" isodose distributions around target volumes selectively bypassing critical structures. It became possible for radiation oncologists and medical physicists to formulate prescriptions based on doses and geometry of the target and organs at risk, and not on the dose distribution geometry. Certainly, the beam energy and treatment directions still influence the resultant dose distribution, but this influence is not decisive anymore.[8]

Summary

For localization of pelvis can be used both algorithms according to the conducted research. The average deviation of the absorbed dose does not exceed the maximum value. Because the pelvic area is dominated by soft tissue and there are no air emptiness. For location of the head-neck and thorax, preference is given to the algorithm Superposition. This algorithm shows us a good result in verification. The calculation algorithm Superposition takes into account the heterogeneity of the environment. The Convolution algorithm shows not acceptable result for use in clinical practice.

The treatment plans IMRT for prostate have not acceptable result for algorithm Superposition. The algorithm does not pass the test on the criterion of probability of a match at each point. Verification of the plans for mouth cancer and gastric cancer has been successfully tested by the criterion of probability of a match for each algorithm. These plans can be used in clinical practice. But to calculate the algorithm Superposition required more time.

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
8. A. V. Klimanov, Radiobiological and dosimetric planning of radiotherapy and radionuclide therapy, Part 2, 2011, P.198-204, 244-251

Приложение Б

Таблица Б.1 – Данные полученные при верификации дозиметрических планов

Локализация	Метод - 3DCRT, Оборудование - ГmRT BodyPhantom		Метод -3DCRT, Оборудование - MatriXX		Метод - IMRT, Оборудование - MatriXX	
	Convolution	Superposition	Convolution	Superposition	Superposition	FastSuperposition
Предстательная железа	$D_f=2,211$ $D_1=2,170$ $D_2=2,190$ $D_3=2,170$ $S_{=0,0116}, S_x=0,0067$ $\delta=1,58$	$D_f=2,189$ $D_1=2,160$ $D_2=2,150$ $D_3=2,200$ $S_{=0,026}, S_x=0,015$ $\delta=0,87$	$D_f=3,096$ $D_1=3,064, P = 95,82$ $D_2=3,109, P = 97,88$ $D_3=3,091, P = 96,75$ $S_{=0,022}, S_x=0,013$ $\delta=0,26$	$D_f=3,075$ $D_1=3,034, P = 96,42$ $D_2=3,076, P = 98,16$ $D_3=3,081, P = 98,56$ $S_{=0,026}, S_x=0,015$ $\delta=0,37$	$D_f=3,033$ $D_1=3,060, P = 92,99$ $D_2=3,058, P = 93,06$ $D_3=3,045, P = 93,45$ $S_{=0,008}, S_x=0,004$ $\delta=0,7$	$D_f=3,002$ $D_1=3,033, P = 95,1$ $D_2=3,03, P = 95,2$ $D_3=3,026, P = 96,07$ $S_{=0,003}, S_x=0,002$ $\delta=0,91$
Слизистая ретромалярной области слева	$D_f=1,043$ $D_1=0,97$ $D_2=1,001$ $D_3=0,95$ $S_{=0,025}, S_x=0,014$ $\delta=7,12$	$D_f=1,017$ $D_1=1,011$ $D_2=1,008$ $D_3=1,01$ $S_{=0,0015}, S_x=0,0009$ $\delta=0,72$	$D_f=1,167$ $D_1=1,394, P = 63,20$ $D_2=1,273, P = 54,90$ $D_3=1,413, P = 50,69$ $S_{=0,075}, S_x=0,044$ $\delta=14,19$	$D_f=1,199$ $D_1=1,219, P = 52,24$ $D_2=1,442, P = 61,44$ $D_3=1,143, P = 60,28$ $S_{=0,121}, S_x=0,07$ $\delta=11,7$	$D_f=1,968$ $D_1=2,004, P = 97,88$ $D_2=2,021, P = 97,76$ $D_3=2,02, P = 97,75$ $S_{=0,009}, S_x=0,005$ $\delta=2,33$	$D_f=1,935$ $D_1=1,950, P = 96,49$ $D_2=1,951, P = 96,75$ $D_3=1,948, P = 96,29$ $S_{=0,001}, S_x=0,0009$ $\delta=0,75$
Желудок с распространением в нижнюю треть	$D_f=2,059$ $D_1=1,97$ $D_2=1,983$ $D_3=1,976$ $S_{=0,006}, S_x=0,003$ $\delta=4,18$	$D_f=2,063$ $D_1=2,042$ $D_2=2,051$ $D_3=2,055$ $S_{=0,006}, S_x=0,003$ $\delta=0,67$	$D_f=2,775$ $D_1=2,731, P = 99,76$ $D_2=2,731, P = 99,50$ $D_3=2,728, P = 99,54$ $S_{=0,0017}, S_x=0,001$ $\delta=1,65$	$D_f=2,808$ $D_1=2,746, P = 99,66$ $D_2=2,741, P = 94,07$ $D_3=2,738, P = 93,29$ $S_{=0,004}, S_x=0,002$ $\delta=2,42$	$D_f=2,756$ $D_1=2,746, P = 96,93$ $D_2=2,755, P = 97,22$ $D_3=2,751, P = 97,35$ $S_{=0,004}, S_x=0,002$ $\delta=0,19$	$D_f=2,767$ $D_1=2,76, P = 96,79$ $D_2=2,766, P = 97,05$ $D_3=2,77, P = 97,27$ $S_{=0,005}, S_x=0,0029$ $\delta=0,06$

D_f - поглощенная доза в фантоме, Гр; D_1, D_2, D_3 - поглощенная доза при верификации, Гр; S - средняя квадратичная ошибка отдельного результата; S_x - средняя квадратичная ошибка среднего арифметического; δ - среднее отклонение, %; P - вероятность совпадения в каждой точке, %.