

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

---

Школа Инженерная школа ядерных технологий (ИЯТШ)  
Направление подготовки 14.04.02 Ядерные физика и технологии  
Отделение школы (НОЦ) Отделение ядерно-топливного цикла (ОЯТЦ)

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

Тема работы
<b>Верификация ротационных методик облучения на основе плоских и объемных матричных детекторов</b>

УДК 539.1.074:539.16.04:615.84

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0АМ6М	Двуреченский Максим Геннадьевич		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Начальник отд. медицинской физики Томского областного онкологического диспансера	Сухих Евгения Сергеевна	к.ф-м.н		

**КОНСУЛЬТАНТЫ:**

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОСГН ШБИП	Верховская Марина Витальевна	к.экон.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент ОЯТЦ ИЯТШ	Гоголева Татьяна Сергеевна	к.ф-м.н.		

**ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:**

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

Томск – 2018 г.

## Планируемые результаты обучения

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

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

Школа Инженерная школа ядерных технологий (ИЯТШ)  
 Направление подготовки 14.04.02 Ядерные физика и технологии  
 Отделение школы (НОЦ) Отделение ядерно-топливного цикла (ОЯТЦ)

УТВЕРЖДАЮ:  
 Руководитель ООП

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

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

В форме:

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

Студенту:

Группа	ФИО
0АМ6М	Двуреченский Максим Геннадьевич

Тема работы:

<b>Верификация ротационных методик облучения на основе плоских и объемных матричных детекторов</b>	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	

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

**ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:**

<b>Исходные данные к работе</b>	<p>Результатом работы будет определение наиболее эффективного оборудования по верификации ротационных методик путем сравнения результатов с двумерных матричных детекторов MatriXX, OCTAVIUS 1500 и трехмерного детектора ArcCHECK.</p> <p>Создание дозиметрических планов для реальных пациентов в системе планирования Mopaso, создание QA планов для верификации на линейном ускорителе с энергиями 6, 10 МэВ, проверка имеющегося оборудования для использования в клинической практике.</p>
<b>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</b>	<p>Обзор и анализ литературы; Создание дозиметрических планов для локализаций разного вида; Создание QA планов; Верификация рассчитанных планов на линейном ускорителе с использованием матричных детекторов MatriXX, OCTAVIUS 1500 и ArcCHECK.</p>

<b>Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы</b>	
<b>Раздел</b>	<b>Консультант</b>
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Верховская М. В.
Социальная ответственность	Гоголева Т.С.
Иностранный язык	Кабрышева О.П.
<b>Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:</b>	
<b>Лучевая терапия</b>	
<b>Матричные детекторы</b>	
<b>Гамма-индекс</b>	

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

**Задание выдал руководитель:**

<b>Должность</b>	<b>ФИО</b>	<b>Ученая степень, звание</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
Начальник отд. медицинской физики Томского областного онкологического диспансера	Сухих Евгения Сергеевна	к.ф-м.н		

**Задание принял к исполнению студент:**

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
0АМ6М	Двуреченский Максим Геннадьевич		

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

---

Школа Инженерная школа ядерных технологий (ИЯТШ)  
Направление подготовки 14.04.02 Ядерные физика и технологии  
Уровень образования Магистратура  
Отделение школы (НОЦ) Отделение ядерно-топливного цикла (ОЯТЦ)  
Период выполнения весенний семестр 2018 учебного года

Форма представления работы:

Магистерская диссертация
--------------------------

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

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

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
22.02.2017	Обзор и анализ технической литературы	
10.03.2017	Изучение оборудования 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 отд. медицинской физики Томского областного онкологического диспансера	Сухих Евгения Сергеевна	к.ф-м.н		

**СОГЛАСОВАНО:**

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

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

Студенту:

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>
0АМ6М	Двуреченский Максим Геннадьевич

<b>Школа</b>	<b>ИЯТШ</b>	<b>Отделение школы (НОЦ)</b>	<b>ОЯТЦ</b>
Уровень образования	Магистрант	Направление/специальность	14.04.02 Ядерные физика и технологии/ Ядерная медицина

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

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

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

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

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

<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Оценочная карта конкурентных технических решений</li> <li>2. Иерархическая структура работ</li> <li>3. Организационная структура проекта</li> <li>4. Календарный план проекта</li> <li>5. Бюджет проекта</li> <li>6. Матрица ответственности</li> <li>7. Определение ресурсоэффективности проекта</li> </ol>
--

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

**Задание выдал консультант:**

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

**Задание принял к исполнению студент:**

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0АМ6М	Двуреченский Максим Геннадьевич		

## ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
0АМ6М	Двуреченский Максим Геннадьевич

Школа	ИЯТШ	Отделение школы (НОЦ)	ОЯТЦ
Уровень образования	Магистрант	Направление/специальность	14.04.02 Ядерные физика и технологии/ Ядерная медицина

<b>Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:</b>	
<i>1. Описание рабочего места (рабочей зоны) на предмет возникновения:</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– вредных проявлений факторов производственной среды: состояние микроклимата, освещение, ионизирующие излучения, шум, вибрация, вредные вещества;</li> <li>– опасных проявлений факторов производственной среды: электрической и пожарной природы.</li> </ul>
<i>2. Знакомство и отбор законодательных и нормативных документов по теме:</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– электробезопасность;</li> <li>– пожарная безопасность;</li> <li>– требования охраны труда при работе с ПЭВМ.</li> <li>– радиационная безопасность.</li> </ul>
<b>Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:</b>	
<i>1. Анализ выявленных вредных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности:</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– действие фактора на организм человека;</li> <li>– приведение допустимых норм с необходимой размерностью (со ссылкой на соответствующий нормативно-технический документ);</li> <li>– предлагаемые средства защиты (коллективные и индивидуальные).</li> </ul>
<i>2. Анализ выявленных опасных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности:</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– электробезопасность (в т.ч. статическое электричество);</li> <li>– термические опасности (источники, средства защиты);</li> <li>– пожаровзрывобезопасность (причины, профилактические мероприятия, первичные средства пожаротушения).</li> </ul>

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

**Задание выдал консультант:**

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент ОЯТЦ ИЯТШ	Гоголева Татьяна Сергеевна	к.ф.-м.н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0АМ6М	Двуреченский Максим Геннадьевич		

## РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 104 с., 19 рис., 19 табл., 52 источника.

Ключевые слова: линейный ускоритель, дозиметрическое планирование, верификация, гамма-индекс, матричный детектор

Объектом исследования являются системы гарантии качества дозиметрических планов лучевой терапии.

Цель работы – провести верификацию дозиметрических ротационных планов лучевой терапии с объемной модуляцией VMAT, путем сравнения рассчитанных в системе планирования и измеренными планами, с помощью двумерных и трехмерных матричных детекторов используя метод по оценке сходимости гамма-индекс.

В процессе исследования проводились: изучение технической литературы, создание дозиметрических планов облучения для пациентов с различными локализациями в системе планирования Monaco. Верификация созданных дозиметрических планов, сравнение и анализ результатов.

В результате исследования была проведена проверка гарантии качества для 40 планов лучевой терапии по локализациям голова-шея и предстательная железа, с помощью матричных дозиметров MatriXX, Octavius, ArcCHECK.

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

Магистерская диссертация выполнена с помощью текстового редактора Microsoft Office Word 2016, редактор таблиц Microsoft Office Excel 2016

## **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.

гамма-индекс: разница между рассчитанной и измеренной распределением дозы и расстоянием между точками.

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,

СП – система планирования,

ЛТМИ – лучевая терапия с модулированной интенсивностью,

VMAT – Модулированная по объёму дуговая-терапия,

QA (ГК) – гарантия качества.

DVН – гистограмма доза-объем.

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

<b>Введение</b> .....	12
1. Методы и планирование лучевой терапии злокачественных опухолей. ....	13
1.2. Показания и противопоказания к лучевой терапии злокачественных опухолей .....	13
1.3. Варианты лучевой терапии.....	14
1.4. Принципы лучевой терапии злокачественных опухолей.....	16
1.5. Клинико-дозиметрическое планирование лучевой терапии.....	17
2. Линейные ускорители.....	20
2.1. Линейный ускоритель Elekta для лучевой терапии .....	21
3. Модулированная по объему дуговая-терапия (VMAT) .....	23
4. Методика верификации лечебного плана.....	23
5. Матричные детекторы для верификации планов лучевой терапии.....	24
5.1. Детекторы MATRIX.....	24
5.2. Детектор OCTAVIUS Detector 1500 MR.....	26
5.3. ArcCHECK .....	28
6. Калибровка фантома.....	31
7. Процедура верификации и анализ данных .....	36
8. Практическая часть .....	43
8.1. Материалы и методы .....	43
8.2. Результаты исследований.....	46
9. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.....	49
10. Социальная ответственность .....	70
Заключение.....	84
Список публикаций студента.....	85
Список использованных источников .....	86
Приложение А.....	91

**Введение.** Для верификации планов лучевой терапии, используют плоские и объемные матричные детекторы, используя гамма-метод (гамма-индекс). Результат гамма-индекса используется для количественной оценки совпадения между рассчитанным распределением поглощенной дозы в системе дозиметрического планирования и измеренным распределением поглощенной дозы с помощью фантомных детекторов.

**Актуальность.** Необходимость верификации дозиметрических планов с высокой степенью объемной модуляции флюенса пучка (т.е. сравнение рассчитанных с измеренными результатами) заключается в том, что не всегда рассчитанный план может быть воспроизведен полностью правильно, поскольку система планирования использует определенные алгоритмы, которые имеют свои ограничения по точности распределения дозы в гетерогенной и однородной среде (например, подбор минимальной ширины сегмента).

**Цель работы:** определить, наиболее эффективное оборудование по верификации VMAT планов, путем сравнения по гамма-методу результатов с двумерных матричных детекторов MatriXX, OCTAVIUS 1500 и трехмерного детектора ArcCHECK.

## **1. Методы и планирование лучевой терапии злокачественных опухолей.**

### **1.1. Терапии злокачественных опухолей**

В настоящее время к основным методам лечения больных со злокачественными опухолями относятся – лекарственный, хирургический и лучевой. Данные методы лечения, могут применяться: самостоятельно (единственный метод лечения), комплексно или комбинированно, в зависимости от показаний. [1]

Исходя из стратегических задач оказания помощи онкологическим больным, лучевая терапия может быть использована:

1. Как самостоятельный метод лечения
2. В сочетании с химиогормонотерапией.
3. В комбинации с хирургическим вмешательством.
4. В качестве мультимодальной терапии.

Лучевая терапия, как основной или самостоятельный метод антибластомного лечения, применяется в случаях:

1. При отказе от оперативного лечения
2. Когда она может быть единственно возможным средством помощи неоперабельным больным со злокачественными новообразованиями.
3. Когда она является предпочтительной либо в косметическом, либо в функциональном отношении, а отдаленные результаты ее одинаковы по сравнению с таковыми при применении других методов лечения онкологических больных. [2]

### **1.2. Показания и противопоказания к лучевой терапии злокачественных опухолей**

В настоящее время, 65-70% онкологических больных, получают показания к лучевому лечению злокачественных опухолей, как в неоперабельной, так и в операбельной стадиях заболевания.

Показания к лучевой терапии определяются на основании всесторонней

оценки состояния органов и систем больного и характеристики выявленного опухолевого поражения. При помощи клинических, лучевых, инструментальных и лабораторных методов определяют: локализацию опухоли, характер ее роста и стадию развития, так же оценивают состояние здоровых органов и систем больного. Там, где это возможно, стадию устанавливают по системе TNM, где Т - параметры опухоли, N - наличие или отсутствие вовлечения лимфоузлов, а М - наличие или отсутствие отдаленных метастазов. Подтверждение клинического диагноза определяется посредством биопсии, пунктатов, цитологического изучения или смывов. Ранняя диагностика опухолевого процесса является основой успеха лечения злокачественных опухолей. В онкологической клинике применяют три основных (специальных) варианта лечения больного: химиотерапевтический, хирургический и лучевой. План лечения определяется консилиумом в составе: хирурга (онколога), лучевого терапевта и химиотерапевта, а также других специалистов в зависимости от клинической ситуации. [3]

Противопоказания к лучевой терапии:

1. Распад опухоли с нагноением и/или кровотечением.
2. Общее тяжелое состояние больного за счет интоксикации.
3. Септические заболевания, активный туберкулез легких.
4. Выраженная анемия, лейкопения, тромбоцитопения.
5. Прорастание в полые органы.
6. Наличие отдаленных (особенно множественных) метастазов.
7. Кахексия.
8. Декомпенсация кровообращения, функции печени и почек.
9. Недавно перенесенный инфаркт миокарда (менее года назад).

### **1.3. Варианты лучевой терапии**

Лучевая терапия как самостоятельный метод лечения может быть проведена по радикальной программе или использована как паллиативное средство помощи больным.

*Радикальная лучевая терапия* направлена на полное излечение больного от опухоли и регионарных метастазов путем подведения канцерцидной дозы радиации [4]. В зависимости от гистологического строения опухоли, степени дифференцировки клеточных элементов и митотической активности, устанавливаются различные уровни канцерцидных доз. За 30-33 фракции которые проходят в течении 6-7 недель, подается высокая доза 60-66Гр. Радикальное лечение проводят при ранних стадиях: рака кожи, гортани, губы, носоглотки, молочной железы, предстательной железы, шейки матки и эндометрия, а также аденомы гипофиза, локализованные лимфомы, саркомы, лимфогранулематоз.

*Паллиативная лучевая терапия* направлена на уменьшение размеров опухоли и ее метастазов, стабилизацию опухолевого роста. Терапию назначают при установлении факта неизлечимости больного, страдающего от симптома или симптомов, которые существенно ухудшают качество жизни больного или могут привести к его быстрой гибели. Длительность курса устанавливается небольшой, в связи с короткой ожидаемостью жизни больных, например, 10 Гр за одну фракцию, 25 Гр за 5 фракций.

*Комбинированное лечение.* Этот термин используется, когда в той или иной последовательности для специального лечения злокачественных опухолей применяется оперативное лечение и лучевая терапия. Лучевая терапия в комбинации с хирургическим вмешательством может быть использована в предоперационном периоде, интраоперационно и после операции.

*Комплексная лучевая терапия* предусматривает сочетанное использование лучевой и химиотерапии и преследует двоякую цель: взаимное усиление воздействия химиотерапии и ионизирующей радиации и на первичную опухоль (достижение аддитивного, потенцирующего и синхронизирующего эффектов), а также создание условий для профилактики метастазов и лечения субклинических или же выявленных метастазов.

*Мультимодальная терапия* онкологических больных предусматривает

оптимальное использование современных методов хирургического, лучевого и лекарственного лечения, а также сочетание их с радиомодифицирующими воздействиями.

#### **1.4. Принципы лучевой терапии злокачественных опухолей:**

1. Максимальное лучевое воздействие на опухолевую ткань, минимальное - на здоровую ткань.

2. Эффективность лучевого лечения в решающей степени зависит от стадии заболевания, поэтому облучение следует начинать как можно раньше.

3. Для достижения благоприятного конечного результата важно добиваться максимальной радикальности первого курса лучевого лечения, что достигается обязательным облучением всей опухоли в необходимой дозе и в оптимальные сроки [4].

Под предписанной дозой понимают такую, которая достаточна для получения запланированного эффекта при учете величины опухоли, характера ее роста (преобладание экспансивного или инфильтративного роста), радиочувствительности опухолевой ткани и некоторых других факторов. Необходимая суммарная очаговая доза при лечении по радикальной программе 60-80 Гр должна быть получена всем опухолевым узлом, тогда как на пути лимфооттока и на зоны регионарного метастазирования достаточной является доза, составляющая около 80% очаговой (при отсутствии в них метастазов).

Под оптимальными сроками облучения понимают такую общую продолжительность лечения и распределения дозы во времени (т.е. способы фракционирования), при которых достигается существенное подавление опухолевого роста при сохранении достаточной степени регенераторных способностей, окружающих опухоль здоровых тканей. Таким образом, облучение в оптимальные сроки является одним из важных условий поддержания максимальной величины радиотерапевтического интервала (различие в радиопоражаемости опухоли и окружающих здоровых тканей), что, в свою очередь, в значительной степени определяет результаты лечения.

Сохранению и увеличению радиотерапевтического интервала способствуют, помимо распределения дозы во времени, воздействие на радиочувствительность опухолевой ткани путем применения радиопротекторов и радиосенсибилизаторов, а также использование таких видов излучений и таких методик облучения, которые обеспечивают наилучшее распределение дозы.

### **1.5. Клинико-дозиметрическое планирование лучевой терапии**

Основной принцип лучевой терапии - излечение опухоли при максимальном щажении нормальных органов и тканей. Для реализации его в клинике большое внимание уделяется разработке способов повышения эффективности лучевого воздействия на основе пространственного и временного распределения дозы ионизирующего излучения и применения средств, изменяющих (модифицирующих) лучевые реакции опухоли и организма.

Цель планирования лучевой терапии - включение в зону облучения минимально возможного объема тканей, но в то же время достаточного для воздействия на все опухолевые элементы. Исходя из этого, различают 5 типов объемов облучения. Большой (макроскопический) объем - GTV (gross tumor volume) опухоли включает видимую опухоль. Клинический объем мишени (clinical target volume - CTV) включает видимую опухоль и объемы предполагаемого субклинического распространения. Концепция клинического объема мишени является клинико-анатомической. Планируемый объем мишени (planning target volume - PTV) включает клинический объем мишени и окружающие ткани с поправкой на вариации в размере, форме и положении относительно лечебных пучков, поэтому планируемый объем мишени является геометрической концепцией. Объем, который получает дозу, достаточную для радикального или паллиативного лечения с учетом толерантности нормальных тканей, обозначается как объем лечения (treated volume). Планируемый объем органа риска (the-organ-at-risk- OAR) - это здоровые ткани и органы, попадающие в поле воздействия ионизирующего излучения при лучевой терапии.

Все перечисленные объемы и контуры кожи должны быть изображены на всех срезах, используемых для планирования. Для перечисленных структур нужно выполнить расчет DVHs (dose volume histograms) - гистограмму доза-объем.

Служба предлучевой подготовки предназначена для проведения комплексной топометрии больных, подлежащих различным видам лучевой терапии с использованием биометрических, рентгенологических, изотопных, УЗ и МРТ методов исследования, для клинико-дозиметрического обеспечения курса лучевой терапии.

*Предлучевая подготовка и клиническая топометрия.* Основой лучевого лечения онкологических больных является правильное подведение заданной дозы к злокачественному очагу при минимальном облучении окружающих его здоровых органов и тканей. Определение размеров, площади, объема патологических образований, органов и анатомических структур, описание в количественных терминах их взаимного расположения (синтопии) у конкретного больного называется клинической топометрией. Для того, чтобы выбрать варианты и параметры программы облучения, нужно знать форму и размеры очага-мишени, ее ориентацию в теле пациента, а также синтопию окружающих органов и тканей, расстояние между мишенью и наиболее важными, с точки зрения распределения лучевой нагрузки, анатомическими структурами и «критическими органами». Эти сведения позволяют получить различные методы лучевой диагностики, но наиболее часто применяется для этих целей рентгеновская компьютерная томография (рисунок 1).



Рисунок 1 – компьютерный томограф

Данные, полученные при выполнении оперативных вмешательств, также позволяют определить размеры опухоли. Затем изготавливают схемы сечения тела на уровне «мишени» (Рисунок 2).

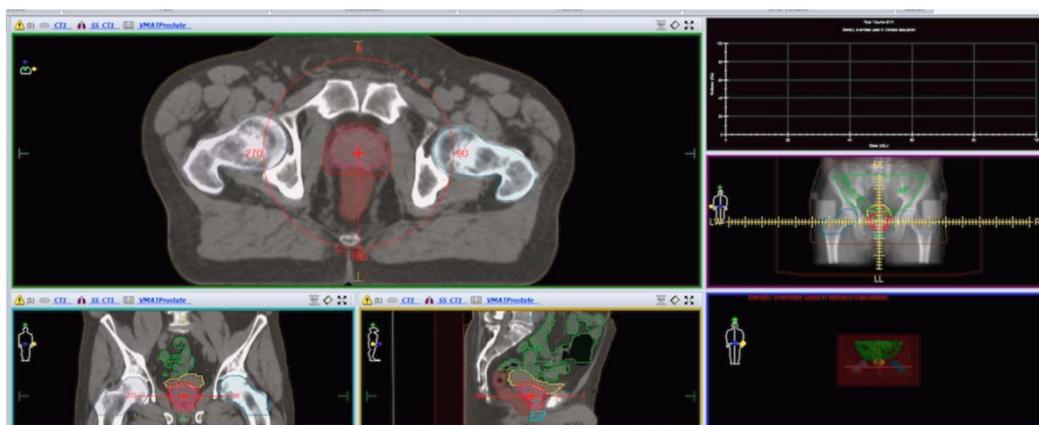


Рисунок 2 – Создание контуров на компьютерной томограмме для расчета дозного распределения в системе планирования облучения Elekta Monaco

Для расчета изодозных кривых используются специальные компьютерные программы, которые учитывают пространственные параметры облучаемого объекта и дозиметрическую характеристику применяемого пучка излучения. Программное обеспечение показывает дозное распределение внутри объема мишени, а также строит гистограмму распределения доза-объем (DVH - Dose-volume histogram). Дозное распределение считают приемлемым, если вся опухоль заключается в дозе 100-90%, зона субклинического распространения

опухоли и регионарного метастазирования находится в пределах 80% изодозы, а здоровые ткани - не более 50-30% изодозы.

## 2. Линейные ускорители

Современная лучевая терапия злокачественных опухолей использует в арсенале технических средств облучения линейные ускорители с динамически изменяющимися характеристиками для максимального сосредоточения поглощенной дозы в объеме облучаемого очага-мишени и очень быстрого спада дозы за ее пределами [5]. Одним из наиболее перспективных методов облучения в настоящее время является модулированная по объему арк-терапия (VMAT), в которой при помощи объемной модуляции интенсивности фотонного излучения за один полный оборот штатива линейного ускорителя ( $360^\circ$ ) в мишень с каждого направления точно доставляется индивидуальная доза в соответствии с запланированным распределением [6–7]. Принципиальная схема проведения облучения по методике VMAT представлена на рисунке 3.

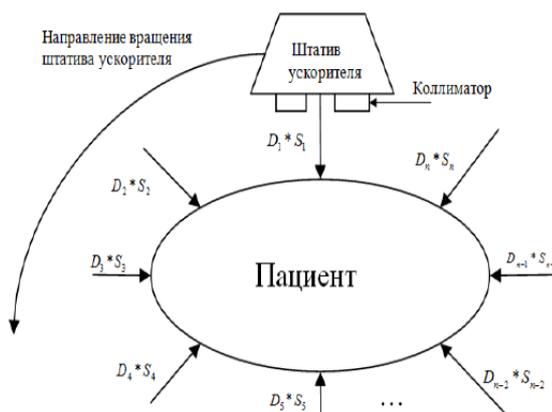


Рисунок 3 – Схема проведения облучения пациента по методике VMAT:

$D$  – доза в секторе облучения,  $S$  – форма поля в секторе облучения

Для модуляции дозового распределения происходит постоянное движение множества лепестков коллиматора, изменяющих размеры и форму поля облучения, а также варьируется доза, доставляемая пациенту при различных углах наклона штатива ускорителя за счет изменения скорости его вращения и изменения мощности поглощенной дозы.

Реализация плана облучения по методике VMAT осуществляется по заданным программам, разработанным в системах планирования облучения, использующих оптимизационные алгоритмы инверсного математического планирования.

При планировании лечебного плана облучения, состоящего из кругового поля, окружность делится на сектора, отделенные друг от друга контрольными точками, которые характеризуются тремя основными параметрами: углом наклона штатива ускорителя, отношением доставленной дозы к полной дозе за оборот штатива, позицией каждого лепестка из множества лепестков коллиматора в секторах (форма лечебного поля).

Для каждого из секторов мощность дозы и скорость вращения штатива ускорителя постоянны. Известны также стартовая и конечная точки движения каждого лепестка из множества лепестков коллиматора. Все вышеперечисленные параметры имеют непосредственное отношение к формированию дозового распределения, поэтому сохраняются в созданном файле плана пациента в медицинском формате передачи данных и изображений *DICOM* (\*.dcm).

Для безопасности проведения облучения пациентов с применением методики ротационной лучевой терапии с объемной модулированной интенсивностью необходимо обеспечить контроль технических параметров ускорителя и дозиметрических характеристик пучка. Для этого непосредственно перед проведением сеанса облучения должна проводиться верификация планов облучения каждого из пациентов с помощью фантомов или матричного детектора.

## **2.1. Линейный ускоритель Elekta для лучевой терапии**

Линейный ускоритель Elekta Synergy работает с 2 энергиями фотонов (6,10 МэВ) и 6 энергиями электронов (4-18 МэВ), оснащенный МЛК (Многосепестковый коллиматор), системой портальной визуализации,

рентгеновской килвольтной системой визуализации положения пациента 3D и 4D (XVI), столом с шестью степенями свободы Elekta HexaPOD. (рисунок 4)

Наличие стола Elekta HexaPOD evo RT является полностью роботизированной системой укладки пациента с шестью степенями свободы для корректировки любого отклонения мишени от заданного положения, что позволяет уложить пациента с точностью до 1 мм. Отклонения определяются предварительно посредством системы верификации XVI.

Для контроля положения деки стола используется инфракрасная система iGUIDE с соответствующим программным инструментом, обеспечивающим динамическое графическое объемное отображение системы HexaPOD evo RT в пространстве. Обладая интуитивно-понятным интерфейсом, система не требует пояснений и легка в использовании.



Рисунок 4 – ускоритель Elekta Synergy со столом HexaPOD

Наличие широкого диапазона энергий, электронного и фотонного излучений, позволяют осуществлять выбор режима облучения, основываясь на

различной глубине проникновения излучения для различной глубины залегания опухоли. Линейный ускоритель позволяет эффективно лечить как глубоко расположенные органы, забрюшинные опухоли, а также применяется при лечении больных раком молочной железы так и поверхностные новообразования.

Аппарат Elekta Synergy позволяет реализовывать самые современные методики дистанционной лучевой терапии, такие как:

- 3D-конформное облучение
- IMRT (модулированная по интенсивности лучевая терапия)
- VMAT (модулированная по объему дуговая-терапия)

### **3. Модулированная по объему дуговая-терапия (VMAT)**

Это комплексная методика ротационного динамического облучения, где при помощи объемной модуляции интенсивности фотонного излучения за один полный оборот гантри линейного ускорителя в мишень точно доставляется запланированное суммарное распределение дозы. Для достижения заданного распределения дозы, в процессе облучения происходит непрерывное движение многолепесткового коллиматора, которые изменяют размеры и форму поля облучения, а также за счет изменения скорости вращения гантри и мощности поглащенной дозы, варьируется комплексное дозовое распределение, доставляемое по всему объему мишени внутри тела пациента.

Методика VMAT позволяет уменьшить лучевую нагрузку на здоровые ткани и критические органы и получить более конформное дозовое распределение. Сеансы лучевой терапии сопровождаются меньшим количеством мониторинговых единиц, что способствует сокращению времени нахождения пациента на лечебном столе ЛУ.

### **4. Методика верификации лечебного плана**

Процедура верификации плана облучения пациента по методике VMAT должна предшествовать началу курса облучения пациента (первой укладке) и проводится одним из трех способов: с использованием навесного детектора

ионизирующего излучения *EPID*, двухмерного матричного детектора либо дозиметрической пленки [8-10]. В настоящее время наиболее распространена процедура верификации с использованием двумерных или трехмерных матричных детекторов, таких как: MatriXX, Octavius, Octavius Phantom и ArcCHECK.

Основной процедурой верификации плана облучения пациента является перерасчет дозового распределения целого плана или в каждом секторе в отдельности на объёмном изображении верификационного фантома. Измерения дозы проводятся матричным детектором, входящим в состав верификационного фантома, который помещается в радиационное поле вместо тела пациента (рисунок 3).

## **5. Матричные детекторы для верификации планов лучевой терапии**

### **5.1. Детекторы MATRiXX**

2D-детекторная матрица, оптимизированная для быстрой и точной проверки IMRT по сравнению с запланированными данными, а также с QA Linac Machine.

MatriXX состоит из 1020 пиксельных ионизационных камер, равномерно распределенных между площадью 24 x 24 см<sup>2</sup> при 100 см SDD (рисунок 5)

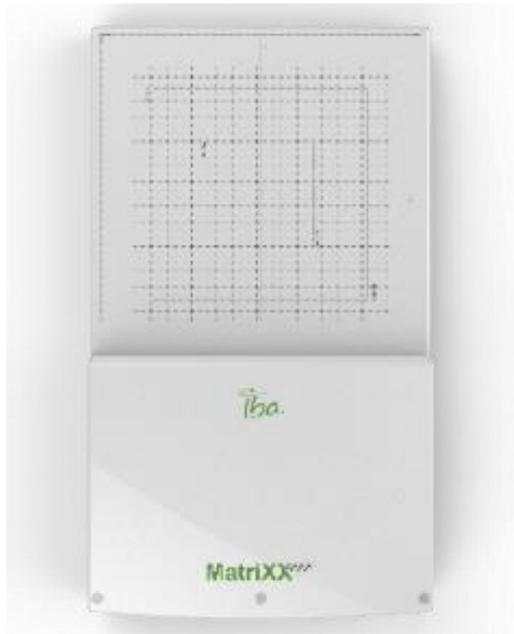


Рисунок 5 – детектор Matrixx

Расстояние между отдельными детекторами составляет 7,6 мм (от центра к центру). MatriXX включает датчик температуры и давления для автоматической коррекции  $k(t, p)$  сигнала камеры.

Параллельное считывание всех 1020 детекторов с минимальной частотой дискретизации 20 мсек позволяет получать как отдельные сегменты IMRT, так и общую интегрированную дозируемую дозу. В таблице 1 приведены основные характеристики детектора MatriXX.

MatriXX легко настраивается и выравнивается. Его можно использовать в тканеэквивалентном фантоме или в держателе гантри, прикрепленном к головке LINAC. [11]

MatriXX измеряет как отдельные сегменты IMRT, так и интегрированные поля как из статического (Step & shoot), так и для динамических (Sliding Window) IMRT. Последующая проверка до уровня отдельных сегментов позволяет быстро и эффективно обнаруживать, и исправлять ошибки в случае несогласованности между измеренными и запланированными данными

Таблица 1 – основные характеристики MatriXX.

Характеристики	Описание
Тип детектора	Плоскопараллельные ионизационные камеры
Количество детекторов	1020
Размер детектора	4,5 мм x 4,5 мм x 2 мм (0,032 см <sup>3</sup> )
Расстояние между детекторами	7,6 мм между центрами
Размер поля	24,4 x 24,4 см <sup>2</sup>
Частота измерений	20мс
Размер матрицы	32 см x 55,8 см x 3,5 см
Вес	10 кг

## 5.2. Детектор OCTAVIUS Detector 1500 MR

Детектор OCTAVIUS Detector 1500 MR представляет собой концепцию матрицы ионной камеры в плоскости для проверки IMRT и контроля качества в лучевой терапии. Использование ионных камер позволяет избежать радиационных дефектов, что является главным недостатком твердотельных детекторов. Вентилируемые плоскопараллельные ионные камеры имеют размер 4,4 мм x 4,4 мм x 3 мм, а расстояние между центрами составляет 7,1 мм. Всего в матрице расположено 1405 ионизационных камер, обеспечивающих максимальный размер поля 27 см x 27 см (рисунок 6). В таблице 2 приведены основные характеристики Octavius 1500.

Таблица 2 – основные характеристики Octavius 1500.

Характеристики	Описание
Тип детектора	Плоскопараллельные ионизационные камеры
Количество детекторов	1405
Размер детектора	4,4 мм x 4,4 мм x 3 мм (0,06 см <sup>3</sup> )
Расстояние между детекторами	7,1 мм между центрами
Размер поля	27x27 см <sup>2</sup>
Частота измерений	100мс
Чувствительность	0,1 мГр или 0,1 мГр/мин
Диапазон измерения	0,5...48 Гр/мин
Размер матрицы	30 см x 46,7 см x 2,2 см
Вес	6 кг

**Фантом OCTAVIUS** имеет круглую форму в своем поперечном сечении и предназначен для обеспечения комплексной поверки планетарного IMRT-плана. Фантом сделан из полистирола, который имеет физическую плотность 1,06 г/см<sup>3</sup>. Его размеры составляют 32 см в ширину, 34,3 см в длину, 32 см в высоту и имеет центральную полость 30 x 30 x 2,2 см<sup>3</sup> для размещения матрицы

детектора, в таблице 3, приведены основные характеристики Octavius 4D. Фантом использует инклинометр, который прикреплен к гантри линейного ускорителя, чтобы обеспечить синхронное вращение OCTAVIUS 4D с помощью инклинометра, (Рисунок 7). В этой ситуации матрица детекторов всегда перпендикулярна лучу излучения. [12]

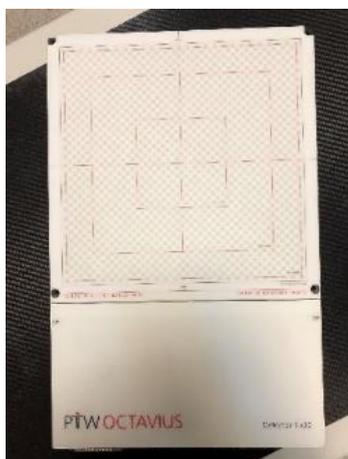


Рисунок 6 – матрица OCTAVIUS  
1500



Рисунок 7 - Фантомная установка  
OCTAVIUS на Elekta Synergy

Для каждого угла гантри матрица детектора измеряет поле и вычисляет эффективный размер поля с помощью детекторов. Используя соответствующую PDD для эффективного размера поля, плоскость дозы восстанавливается для этого угла гантри; (схема на рисунке 8). Это делается для всех измерений угла гантри и суммируется. Затем значения дозы сортируются в сетку трехмерных доз с интервалом по умолчанию 2,5 мм с использованием линейной интерполяции.

Таблица 3 – основные характеристики Octavius 1500 и Octavius 4D

Характеристики	Описание
Вид	Круглый цельный фантом
Размер	Фантомный цилиндр: диаметр 320мм, длина 343 мм
Вес	20,7 кг
Материал	Полистирол (водоэквивалентный с точностью 2%)
Плотность	1,06 гр/см <sup>3</sup>
Диапазон углов	±360°
Воспроизводимость вращения	±1°

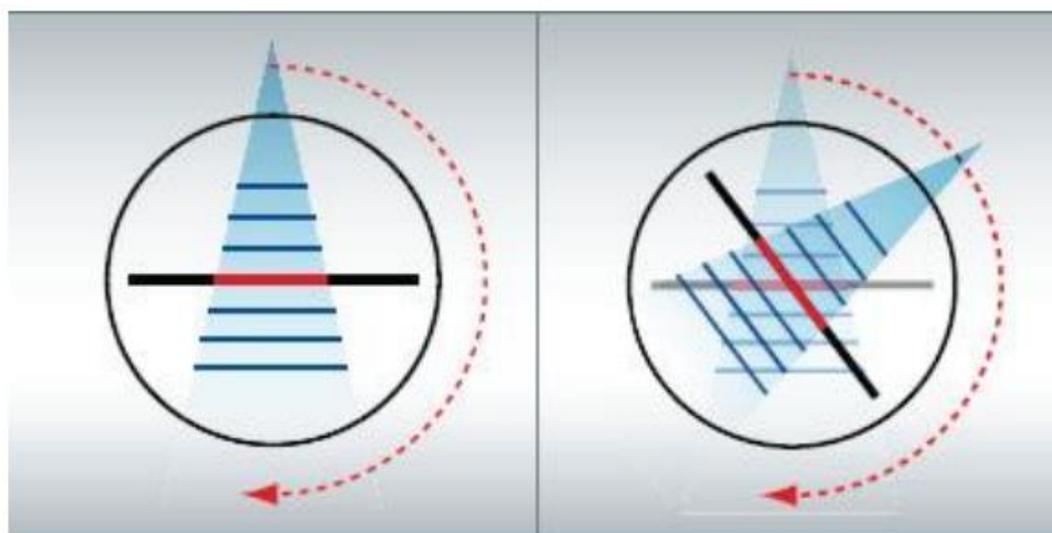


Рисунок 8 - Схематическое изображение алгоритма реконструкции трехмерной дозы, используемого для OCTAVIUS 4D. Красная линия указывает измеренную плоскость дозы. Синие линии указывают реконструированные плоскости дозы с интервалами вдоль линии луча для угла гантри.

### 5.3. ArcCHECK

ArcCHECK является 4D детекторной матрицей, предназначенной специально для ротационной терапии. ArcCHECK имеет уникальную форму цилиндрического детектора, близкую к изотропной, не зависящую от угла гантри.

Детекторы ArcCHECK и угол падения остается когерентным подаваемому пучку независимо от его угла. Геометрия детектора BEV не изменяется при изменении угла. Когда 2D матрица облучается под углом, 2D матрица деградирует до уровня 1D. Даже при отсутствии эффекта затенения детектора большая часть информации на 2D матрице теряется (Рисунок 9, 10)

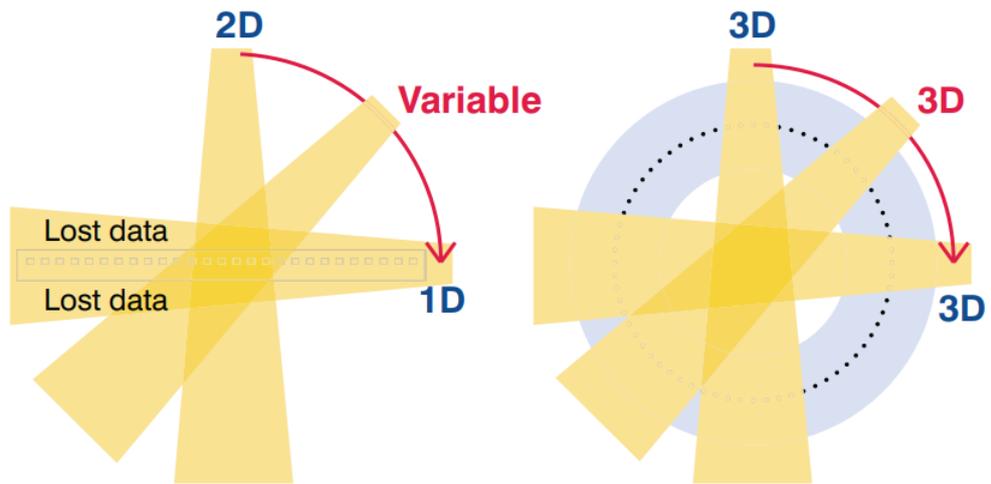


Рисунок 9 – угол падения в 2D детекторе и ArcCHECK

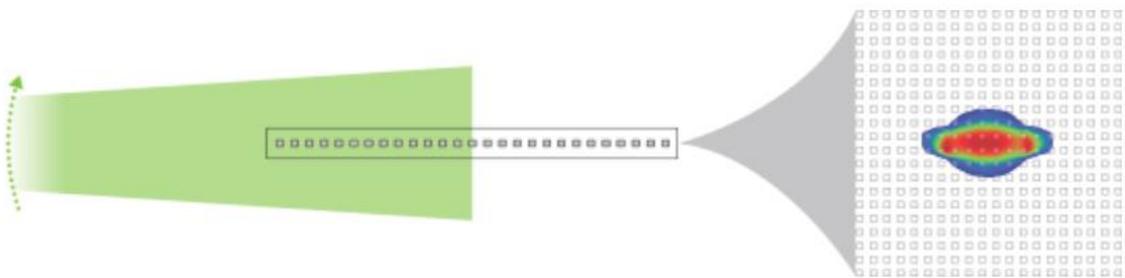


Рисунок 10а – Что видно при использовании 2D Матрица

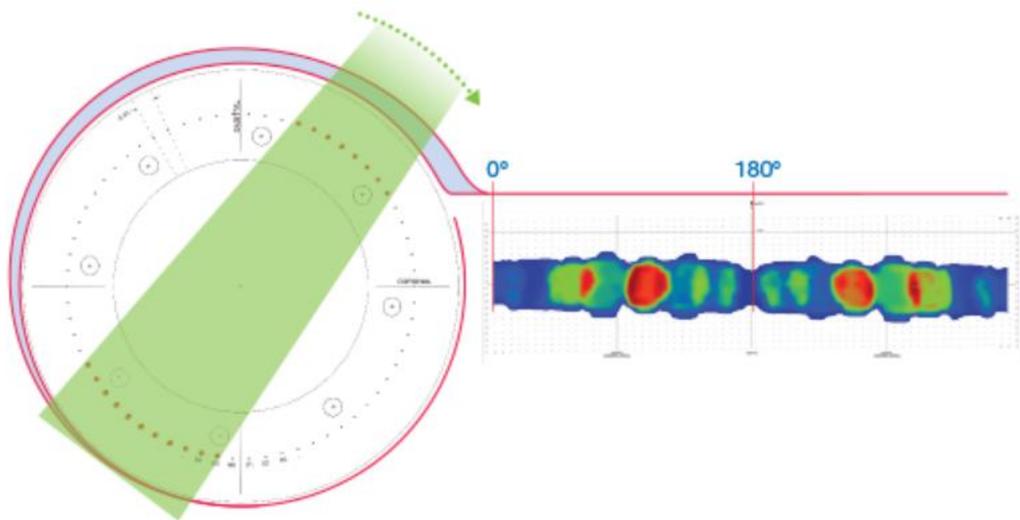


Рисунок 10б – что видно при использовании ArcCHECK

Геометрия. Детекторы располагаются на HeliGrid™, которая увеличивает скорость регистрации и снижает пересечение и затенение детекторов с видом со стороны пучка (BEV), сравнимые с 2D системами. (Рисунок 11)

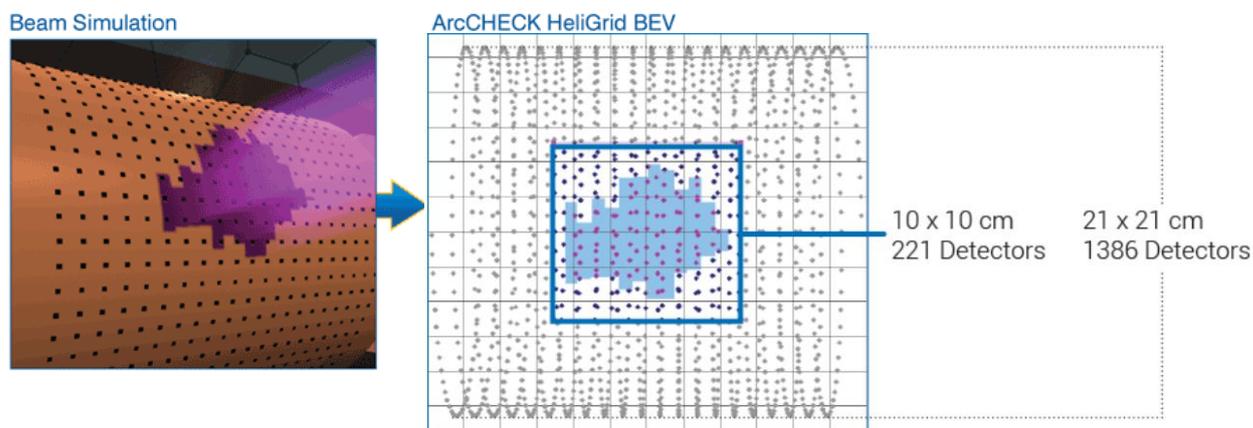


Рисунок 11 – Схема детектор ArcCHECK

Центральное поле 10x10 см ArcCHECK содержит 221 диодный детектор. Измеряются дозы на входе и выходе, по сути удваивая плотность детекторов в измеряемом поле. Детекторы расположены по нисходящей спирали.

Полость. ArcCHECK имеет изменчивую центральную полость для фиксации дозы в изоцентре. (Рисунок 12). Пустая полость с вставками позволяет провести испытание неоднородности планирования TPS

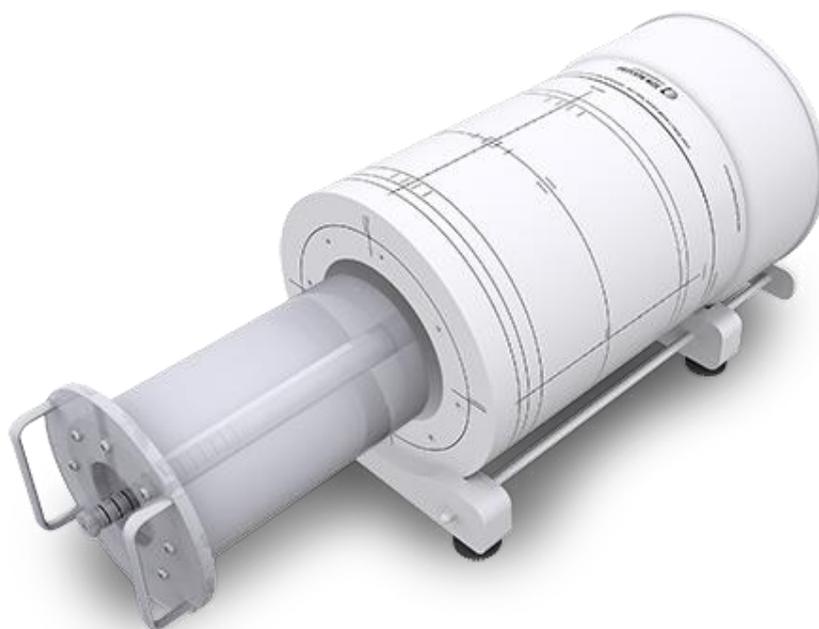


Рисунок 12 – детектор ArcCheck

Объемный контур ArcCHECK обеспечивает три основных преимущества.

1. Максимизация распределения детекторов для каждого угла пучка
2. Минимизация затенения детекторов для каждого угла пучка
3. Минимизация угловой зависимости для каждого угла пучка

ArcCHECK производит измерения при каждом импульсе и записывает данные с интервалом 50мс. Ограничения на измеряемую дозу отсутствуют, а дискретность измерения выше 0,2% при ротационной подаче при низкой скорости облучения [13]. В таблице 4 приведены основные характеристики ArcCHECK

Таблица 4 – основные характеристики ArcCHECK

Характеристики	Описание
Вид	Круглый цилиндрический фантом
Тип детектора	Диодные детекторы, расположены спирально (HeliGrid™)
Количество детекторов	221 (поле 10x10 см <sup>2</sup> ), 1386 (поле 21x21 см <sup>2</sup> )
Размер детектора	0,8 мм x 0,8мм
Расстояние между детекторами	1 см вдоль цилиндрической длины, 1 см вдоль окружности
Размер поля	21 см x 21 см
Частота измерений	50мс
Чувствительность	0,4 Гр
Размер	Диаметр 28,42 см, длина 44,29 см
Вес	16 кг

## 6. Калибровка фантома

Абсолютные измерения должны начинаться с проведения абсолютной калибровки матричного детектора по дозе [14-17]. Верификационный фантом облучается калибровочным полем фотонного излучения, с энергией 6 или 10 МэВ, размером поля 10x10 см<sup>2</sup> и количеством мониторинговых единиц равным 100. Облучение проводится перпендикулярно поверхности верификационного

фантома (угол гантри -  $0^\circ$ ). Путем сравнения, полученного дозового распределения с рассчитанным планирующей системой находится калибровочный коэффициент  $k_{cal}$ . При проведении верификации измеренная дозовая карта корректируется с использованием этого калибровочного коэффициента и производится сравнение рассчитанных и полученных распределений дозы с использованием специализированного программного обеспечения

$$D_c = D_m \cdot k_{cal}, \quad (1)$$

где  $D_c$  – рассчитанное значение поглощенной дозы;

$D_m$  – измеренное значение поглощенной дозы;

$k_{cal}$  – калибровочный коэффициент. Основным методом оценки служит гамма-индексирование (проводится оценка соотношения точек с гамма-индексом  $< 1$  к общему количеству точек дозовой карты, подлежащих проверке, при различных значениях параметров индексации) [18]. Также проводится сравнение доз в отдельных точках и профильные распределения дозы.

Однако использование  $k_{cal}$  применимо только для верификации по последовательным полям статического плана облучения пациента по методике лучевой терапии с модулированной интенсивностью (*Intensity-modulated Radiation Therapy, IMRT*), поскольку дозовые распределения для всех полей плана облучения должны быть получены в условиях, в которых был получен калибровочный коэффициент, т.е. при неизменном положении штатива линейного ускорителя. Это значит, что методика кросскалибровки не может быть использована при композитной верификации статического *IMRT* плана облучения (когда дозовое распределение получено при полном соблюдении условий облучения пациента), которая на сегодняшний день является наиболее точной и информативной [19]. Метод также не может быть применен для верификации планов облучения пациентов с применением методики VMAT из-за наличия зависимости показаний электрометра от угла прохождения излучения через детектор и невозможности учета доли облучения, поглощенного при прохождении через терапевтический стол. В качестве калибровочного

коэффициента может быть использован коэффициент, полученный при облучении с двух противоположных углов наклона штатива ускорителя с направления перпендикулярных поверхности верификационного фантома по формуле:

$$k_{cal} = \frac{k_{cal0} + k_{cal180}}{2}, \quad (2)$$

где  $k_{cal0}$  - коэффициент, полученный при облучении под углом наклона штатива  $0^\circ$ ;

$k_{cal180}$  - коэффициент, полученный при облучении под углом наклона штатива  $180^\circ$ .

Стоит отметить, что полученный калибровочный коэффициент может быть использован только при многосекторном облучении, когда количество мониторинговых единиц равномерно распределено за время вращения гантри ускорителя.

При верификации планов облучения пациентов по методике ротационной лучевой терапии VMAT, верификации планов облучения со статическими *IMRT* полями, фирмы-производители предлагают к закупке готовые верификационные фантомы, которые позволяют пренебречь зависимостью показаний электрометра от угла прохождения излучения через детектор, за счет комплексной прецизионной формы водозэквивалентного слоя, либо за счет механического вращения матричного детектора внутри фантома, постоянно располагая его перпендикулярно оси прохождения излучения, что позволяет использовать один калибровочный коэффициент.

При первой калибровке, фантом сканируют на компьютерном томографе (КТ), полученные данные корректируются с использованием экспериментальной кривой перевода значений электронной плотности материала в снимки виртуального фантома. Серия последовательных изображений, полученных на компьютерном томографе, реконструируется с использованием системы планирования Мопасо в трехмерное топометрическое изображение.

Поскольку все измерительные детекторы расположены внутри поля в

одной плоскости, очевидно, что, если облучать его с различных углов поворота штатива ускорителя, запланированная доза и измеренная доза будут отличаться на разные величины для каждого из углов облучения. С учётом этого, для получения коэффициента кросс-калибровки в процессе верификации динамических планов облучения *VMAT* окружность вращения штатива была разбита на 36 секторов, по 10° каждый. Для каждого из секторов были получены свои весовые калибровочные коэффициенты.

Методика *VMAAT* предполагает непрерывное ротационное облучение, и для каждого из 36 секторов коэффициент был получен из отношения величины поглощённой дозы, полученной при расчете системой планирования с использованием алгоритма расчета фотонного дозового распределения *Anisotropic Analytical Algorithm* к измеренной дозе при ротационном облучении (3):

$$k_{calx} = \frac{D_{mx}}{D_{cx}}, \quad (3)$$

где  $k_{calx}$  - весовой калибровочный коэффициент для сектора (угла) вращения штатива  $x$  градусов;

$D_{mx}$  - измеренное значение поглощенной дозы, полученное центральным детектором фантома при угле наклона гантри  $x$  градусов;

$D_{cx}$  - рассчитанное значение поглощенной дозы в изоцентре поля облучения дозы при угле наклона гантри  $x$  градусов.

Коэффициенты могут значительно отличаться друг от друга для двух соседних секторов, поэтому возникает сложность при определении коэффициента для углов, находящихся на границе этих секторов. Зависимость этих различий от угла не является линейной, поэтому вместо вычисления таких промежуточных коэффициентов они были получены методом линейной интерполяции.

Для установления зависимости значений  $k_{calx}$  от внешних условий окружающей среды (температура воздуха, давление) измерения проводятся 10 раз с интервалом в 3 дня между ними. В ходе каждого из измерений получены 72

значения калибровочных коэффициентов (для 36 статических полей с интервалом наклона штатива  $10^\circ$ , для секторных полей - 36 значений, сектора по  $10^\circ$ ). Измерения проводились на линейном ускорителе *Elekta Synergy*, с энергией генерации фотонов 6 МэВ. Калибровочный фантом устанавливался в фиксированное положение на лечебном столе, его положение верифицировалось при помощи порталных изображений.

На основании полученных данных установлено, что влияние условий проведения процедуры облучения вызывает отклонение значений калибровочных коэффициентов менее чем на 1 % от значения, среднего из 10 измерений, что позволяет использовать полученные средние значения для вычисления результирующего калибровочного коэффициента.

Калибровочный коэффициент, применимый для верификации отпуска дозы при использовании динамического облучения по методике *VMAT*, равен произведению результирующего калибровочного коэффициента и коэффициента кросс-калибровки и может быть определен по формуле:

$$k_{calROT} = k_{cal} \sum_{i=1}^n k_{calxi} D_{xi}, \quad (4)$$

где  $k_{calxi}$  - калибровочный коэффициент для  $i$ -го сектора облучения;

$D_{xi}$  - фракция дозы в  $i$ -м секторе;

$k_{calROT}$  - калибровочный коэффициент для динамического облучения по методике *VMAT*;

$k_{cal}$  - калибровочный коэффициент для индивидуального плана облучения.

После получения калибровочного коэффициента для динамического облучения по методике *VMAT* измеренное дозовое распределение для секторного плана облучения корректируется с использованием этого калибровочного коэффициента. После этого производится сравнение рассчитанных и полученных распределений дозы с использованием специализированного программного обеспечения по методу гамма-индексирования при различных значениях параметров индексации и определение возможности проведения

облучения пациента по методике *VMAT*.

## **7. Процедура верификации и 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 Лучевой терапии с модулированной интенсивностью (ЛТМИ). 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 (*gamma-evaluation*) с помощью величины гамма-индекса (*gamma index*).

Разницу в дозах можно выразить различным образом. Иногда интересно абсолютное значение дозы  $D$ , 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 существенно оценить разницу в дозе независимо от пространственных условий. В области высокого градиента нормированные различия в дозе будут менее значимы, в этом случае следует использовать значения *DTA*, как например, сделано в докладах по гарантии качества систем планирования [20-22]. 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, "гамма-индекс" или "фактор гамма" для количественной оценки двумерного распределения дозы [23]. Эта концепция объединяет критерий разницы в дозах

и критерий расстояния DTA для каждой точки. С ее введением метод  $\gamma$ -оценки применяли при приемке и тестировании оборудования для ЛТМИ и при проведении процедур ГК, связанных с больным. Описано также и развитие концепции гамма-оценки, и ее применение. Например, в [24] применили метод  $\gamma$ -оценки при верификации отдельных пучков в ЛТМИ с помощью порталного 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  $u$ -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 величин значений чисел. В работе [25] исследовали метод  $\gamma$ -оценки путем введения локальных допустимых порогов в зависимости от градиента дозы, а в работе [26] проверяли поведение  $\gamma$ -распределения в присутствии шума, применяя расчеты распределения дозы методом Монте-Карло, и оценили влияние распределения пикселей. Чтобы удалить артефакты в расчетах значений  $\gamma$ -фактора в областях с крутым градиентом, следует рассмотреть разрешение дозовой матрицы и критерий DTA. На основании анализа, проведенного в [26], рекомендовано минимальное отношение 1:3 между разрешением пикселей и критерием DTA.

Кроме правильного применения концепции определения допусков и критериев приемлемости, существенным является интерпретация двух- и более размерных матриц  $\gamma$ -величин. Были исследованы 10 сложных планов ЛТМИ, которые верифицировали измерением пленками в фантоме из полистирола [27]. Основываясь на результатах проверки этих планов при измерении доз в трех плоскостях для каждого плана, авторы разработали "фильтр решений", рассматривая среднюю величину  $\gamma_{\text{mean}}$ , среднее число пикселей со значением  $\gamma > 1$ , и максимальное значение  $\gamma$ , выраженное как 1-й процент ( $\gamma 1\%$ ). Кроме того, гистограммы  $\gamma$ -области, применяли 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  $\gamma$ -области можно получить статистические данные для определения критерия приемлемости для сложных планов или для одного пучка в ЛТМИ. Тем не менее, для полной экспериментальной проверки плана ЛТМИ требуется больше чем расчет  $\gamma$ -распределения. Следует рассмотреть дополнительную дозиметрическую информацию, такую как дозовые профили и карты разницы доз, как и при количественном анализе многомерной дозиметрической информации. Кроме расчета самого  $\gamma$ -индекса, авторы [27] рассматривают также и  $\gamma$ -угол (рисунок 13).

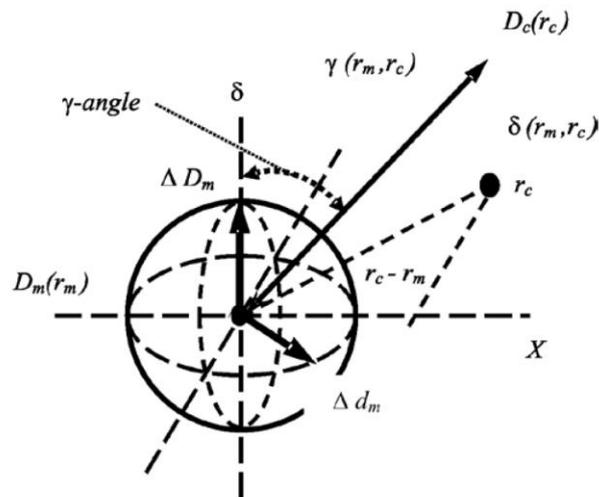


Рисунок 13 – Определение значения величины гамма,  $\gamma(r_m, r_c)$  и гамма-угла

Если  $D_m$  – это измеренная доза в координате  $r_m$ ,  $D_c$ - рассчитанная доза в координате  $r_c$ ,  $\Delta D_m$  - критерий допуска разницы доз и  $\Delta d_m$  - критерий допуска для расстояния, то значение гамма ( $\Gamma$ ) определяется по формуле:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_m^2}}, \quad (5)$$

При  $\delta(r_m, r_c) = D_m - D_c$ ;  $r(r_m, r_c) = |r_m, r_c|$ ;  $\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}$ .

Значение гамма-угла можно использовать для объяснения отклонений. Величина гамма-угла показывает параметр, который больше всего влияет на величину  $\gamma$ , т.е. различие в дозах или DTA. Углы, равные  $0^\circ$ , определяются на оси разницы доз. Например, если угол  $\gamma$  находится между  $\pi/4$  и  $\pi/2$ , то преобладать будет критерий DTA. Угол рассчитывается по абсолютному значению разницы в дозах и разницы в расстояниях так, что величина угла всегда находится между 0 и  $\pi/2$ . Такая информация теряется, если рассматривается только абсолютное значение гаммы. На рисунок 14 показано распределение величин гаммы и распределение гамма-углов для пятипольного плана облучения простаты, верифицированного в полистироловом фантоме с пленками EDR2.

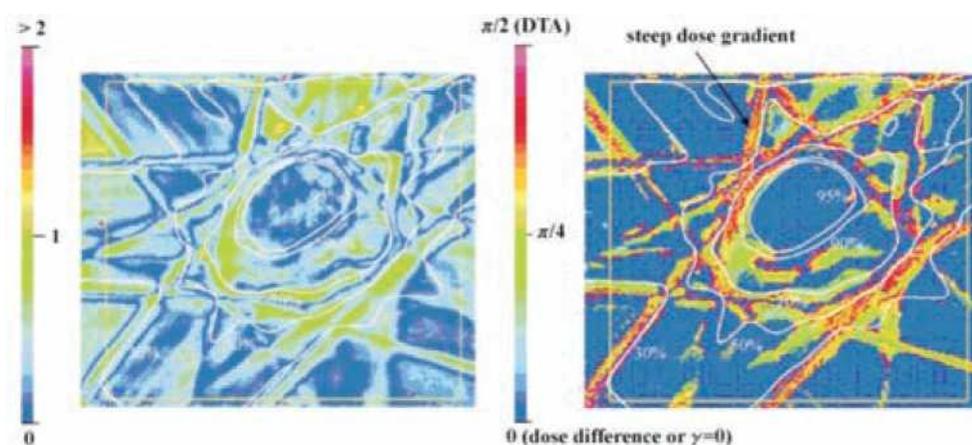


Рисунок. 14 – Распределение значений  $\gamma$ -индексов (слева) и распределение  $\gamma$ -углов (справа) для плана облучения простаты с пяти полями с наложением изодоз (30 %, 50 %, 70 %, 90 % и 95 %), рассчитанных на системе планирования [27]

На численные значения допусков или приемлемый уровень гамма-оценки влияют многие факторы, оборудование и сам метод лучевой терапии с модулированной интенсивностью или общая политика гарантии качества в отделении. Поэтому следует провести полноценный анализ верификации и процедур измерения до определения допусков и критериев приемлемости при количественной оценке. В работе [28] изучали метод пленочной дозиметрии для применения его в лучевой терапии с модулированной интенсивностью и рассмотрели точность калибровки пленки, размера поля и глубины положения

пленки в фантоме, влияние на плотность почернения пленки и 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 многолепестковый коллиматор преобладает в дозовом выходе, результирующее распределение значений гамма-индекса зависит от процедуры нормировки, и от того, применяются 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 СП, 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, полоски на пленке), то может накладываться другой источник ошибок. При небольшом сдвиге положения фантома, регистрация изображения повлияет на пространственную конформность.

Определяя критерий для методов гамма-оценки, или устанавливая оценочный фильтр для всего процесса верификации лучевой терапии с модуляцией интенсивности, требуется также рассмотреть точность 3D конформной ЛТ в условиях равномерной интенсивности. Такие первоначальные тесты помогают выявить возможные систематические ошибки в ходе верификации и определить ограничения СП, например, погрешности зоны полутени или в моделировании пучка, дозиметрические погрешности методов измерений или механические погрешности облучающего оборудования.

В настоящее время еще неясно, до какой степени множественный 2D анализ будет достаточен или потребуются полная 3D верификация. Например,

при множественном 2D анализе 400 верификаций, проведенных перед облучением, в трех случаях наблюдали неправильное функционирование одного лепестка, вызвавшее различие в дозе около 10 % [29]. Из-за комбинации некоторых полей ЛТМИ в реконструированном 3D распределении дозы разница в дозах уменьшилась до 5 %. Поэтому эти авторы сделали заключение, что для клинической оценки результирующего распределения дозы следует полагаться только на сравнение параметров DVH 3D распределения дозы, но и оценка в одной плоскости не менее важна.

Для различных лечебных планов, применяются различные значения допустимой точности оценки гамма-индекса. Например, [30] определили 3% и 3 мм для проверки составных планов IMRT, используя ионизационную камеру для абсолютной дозиметрии. [26] обычно используют 5% и 2-3 мм в качестве значений допуска  $\gamma$ -распределения во время их клинической оценки. В исследовании [31] было проанализировано около 850 пленок, полученных в результате проверки плана IMRT. Их результаты не зависели от энергии, ускорителя или участка лечения, но варьировались для различных фантомов QA и систем планирования лечения, применяемые в этом исследовании. Их предпочтительный критерий допуска гамма-индекса составлял 5% и 3 мм.

Комбинации критериев оценки и принятия гаммы зависят от любых факторов, включая дозиметрическое оборудование, расчетно-измерительную сетку и программное обеспечение для анализа данных. Критерии могут также отличаться для осевых и корональных плоскостей, потому что на плоскостях, удаленных от изоцентра, могут быть различной точности в вычислении, например, из-за эффектов смягчения вне осевого рассеяния. Поэтому для каждой клиники разрабатывается свой протокол рекомендаций, применяемый для проверки IMRT планов. Статистический анализ результатов обычной программы QA, применяемый к набору пациентов, лечившихся в соответствии с решением класса, может быть очень полезен для определения соответствующих уровней толерантности с учетом особых аспектов IMRT, соответствующих конкретному

клиническому плану. Кроме того, следует упомянуть, что метод оценки гаммы применим не только для сравнения экспериментальных данных с расчетами дозы, но также может использоваться для сравнения клинического плана с независимым вычислением дозы или методом Монте-Карло.

Если оценка гамма превышает определенный уровень действия для выбранной комбинации дозозависимости и критерии ДТА, то сначала следует исследовать возможные причины расхождений, таких как изменение фантомного позиционирования, производительность Linac и анализ пленки. Если эти экспериментальные неопределенности находятся в пределах допустимых значений, то будет полезно повторить эксперимент, чтобы подтвердить наблюдаемые расхождения. Если одни и те же области гамма-карт снова не проходят критерии допуска, то эти области следует сравнивать с соответствующими областями распределения дозы пациента, и затем следует обсудить несоответствие, с физиком и онкологом. Для каждого пациента необходимо принять индивидуальное решение, если должен быть сформирован новый план или если клинические отклонения являются клинически приемлемыми. Следует отметить, что такие конкретные уровни воздействия на пациента зависят от многих решающих факторов, включая положение и размер области, которая не смогла пройти критерии оценки, уровень дозы в PTV или OAR и чувствительность плана движения.

Следует отметить, что пределы толерантности и уровни воздействия оказались очень полезными в повседневном контроле качества ускорителей, но некоторые параметры не легко и быстро исправить или отремонтировать, а некоторые могут быть почти невозможны или очень дороги для восстановления. Поэтому в очень редких случаях было бы целесообразно использовать радиационное оборудование для лечения, даже если уровень воздействия был превышен. Такие решения могут быть приняты только после тщательного рассмотрения лечебного плана физиком с лечащим врачом и радиационным технологом. Например, из-за не совершенного положения лепестков могут быть

небольшие области в объеме, имеющие либо недостаточную, либо чрезмерную дозировку. Если из-за механических допусков не все лепестки могут быть отрегулированы на рекомендуемые значения, может быть оправдано выполнение некоторых планов IMRT, если эффект будет не сильно влиять на тотальное распределение дозы. Если это происходит только один раз или несколько раз в течение 30 фракций, это может не нанести вред для общего лечения пациентов. Решение о клиническом применении лечебного учреждения, несмотря на то, что уровень действия превышен, должен быть тщательно обсужден и документирован для каждого метода лечения. В этих особых обстоятельствах уровень действия уже не может считаться ограничительным, т.е. поскольку клиническая значимость параметра может значительно отличаться от одного обращения к другому, невозможно реализовать уровень действия в качестве обязательного минимального спроса. Более того, при выборе не дающего лечения IMRT также следует учитывать возможное неблагоприятное воздействие из-за неоптимального альтернативного лечения (например, с использованием менее конформной методики 3DCRT).

## **8. Практическая часть**

### **8.1. Материалы и методы**

Для исследования, предварительная проверка была выполнена по 20 планов VMAT, для областей лечения которые соответствовали HN (голова-шея) и раку предстательной железы. Подача лучей производилась на линейном ускорителе Elekta с 6-MV и 10-MV, интегрированным многолепестковым коллиматором, системой визуализации XVI.

Для предтерапевтических проверок дозовые распределения всех планов VMAT были получены матрицами MatriXX 2D, Phantom Octavius и трёхмерной диодной матрицей ArcCHECK. Матрицы детекторов идут со своим программным обеспечением, для вычисления дозиметрического анализа профилей или расчета величины гамма-индекса.

С помощью гамма-анализа изодозная карта, с учетом поправочного коэффициента, в плоскости матрицы сравнивается в формате DICOM с изодозной картой, рассчитанной на системе планирования Monaco. Метод позволяет провести анализ расхождений между измеренными и рассчитанными по пространственным и дозиметрическим отклонениям (рисунок 15). При оценке отклонения по дозе и пространственного отклонения сравниваются точки: рассчитанная  $(r_c, D_c)$  и измеренная  $(r_m, D_m)$ .

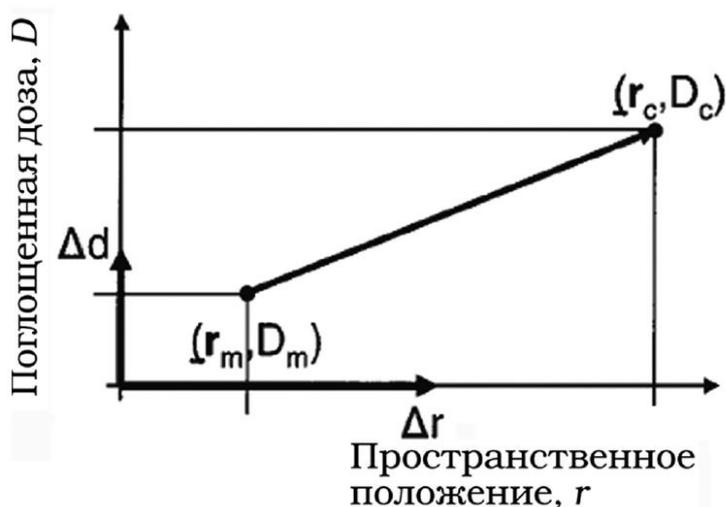


Рисунок 15 – Векторное пространство «доза-расстояние» показывает измеренную дозу  $D_m$  в точке  $r_m$  и рассчитанную дозу  $D_c$  в точке  $r_c$

Для всех точек  $(r_c, D_c)$  определяется разница между рассчитанной и измеренной дозами  $d(i) = D_m(i) - D_c$  и расстояние между точками  $r(i) = r_m(i) - r_c$ . Гамма-индекс рассчитывается по формуле:

$$\gamma(i) = \min \sqrt{\left(\frac{d(i)}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{r(i)}{\Delta r}\right)^2}. \quad (6)$$

Если гамма-индекс меньше единицы, то рассчитанная доза находится внутри принятого критерия (например, 3% или 3мм) и считается, что дозовые распределения в этой точке совпадают в пределах этого критерия. Технология верификации планов VMAT заключается в следующем:

- рассчитанный на системе планирования Monaco план облучения пациента пересчитывается на фантом (создается QA план). Все параметры

программы: размеры полей, угол наклона гантри, значение мониторных единиц, углы разворота коллиматора, движение многолепесткового коллиматора, остаются неизменными,

- новый план импортируется на ЛС, где проводятся измерения в фантоме.

Угол наклона гантри, разворота стола и разворота коллиматора можно выставить в «ноль» при необходимости.

- затем используя гамма-метод проводится сравнение рассчитанного и измеренного дозовых распределений.

Технические характеристики детекторных матриц приведены в таблице 5.

Таблица 5 Основные характеристики матричных детекторов

	MatriXX	Octavius	ArcCHECK
Кол-во ионизационных камер, шт	1200	1405	1386
Размер поля (кол-во камер), см	24,3x24,3	27x27	21x21
Размер камеры, мм	4,5x4,5x5	4,4x4,4x3	0,8x0,8
Расстояние между камерами, мм	7,6 (от центра)	7,1 (от центра)	1 см вдоль цилиндрической длины, 1 см вдоль окружности. (камеры расположены по спирали)
Частота измерений, мсек	20	100	50
Физическая плотность фантома, г/см <sup>3</sup>	–	1,06	1,183

Калибровка матриц осуществлялась следующим образом: матрицу детекторов облучали фотонными калибровочным полям с энергией 6 МэВ, размером поля и 10x10 см и стандартным количеством мониторных единиц. Направление полей всегда перпендикулярны поверхности фантома. Путем сопоставления дозовых распределений, полученных для одних и тех же параметров, с рассчитанными параметрами находили калибровочный коэффициент по формуле:

$$K_{cal} = \frac{D_{ref0}}{M_{ref0}}, \quad (7)$$

где  $D_{ref0}$  – величина дозы, рассчитанная на системе планирования для центрального детектора матрицы в опорном перпендикулярном плоскости матрицы поле размером 10x10 см ;

$M_{ref0}$  - измеренное центральным детектором значение дозы в той же точке на оси пучка для реперного поля.

Полученное распределение дозы корректируется для каждого детектора путем умножения показаний каждого из детекторов на значение коэффициента  $K_{cal}$ .

Протокол сравнения рассчитанной и измеренной дозовых карт по гамма-критерию (3%/3мм и 2%/2мм) выдается на экране компьютера. Сравнение по гамма-критерию осуществляется по трехуровневой схеме. Совпадение от 90 до 100 % точек характеризуется как наилучший результат, от 75 до 90 % - как удовлетворительный, от 0 до 75 % - плохой результат. Типичными причинами расхождений, измеренных и рассчитанных данных являются неверные исходные дозиметрические параметры и результаты калибровки, неисправности в работе МЛК. Кроме этого, причины, непосредственно связанные с устройством измерения, а именно: недостаточное разрешение матрицы, некомпенсированные темновые токи в электронике, ошибка позиционирования фантома, недостаточно прогретое оборудование.

## **8.2. Результаты исследований**

Проведено ранжирование по локализациям и процентам точек совпадения по гамма-критерию для 40 пациентов, по 20 на каждую локализацию по методике VMAT. Анализ проверок планов облучения проведен по результатам измерений с помощью детекторов MatriXX, Octavius Phantom и ArcCHECK.

Распределение планов пациентов в зависимости от процента соответствия гамма-критерию 3%/3мм и 2%/2мм для методики VMAT иллюстрирована на рисунке 16.

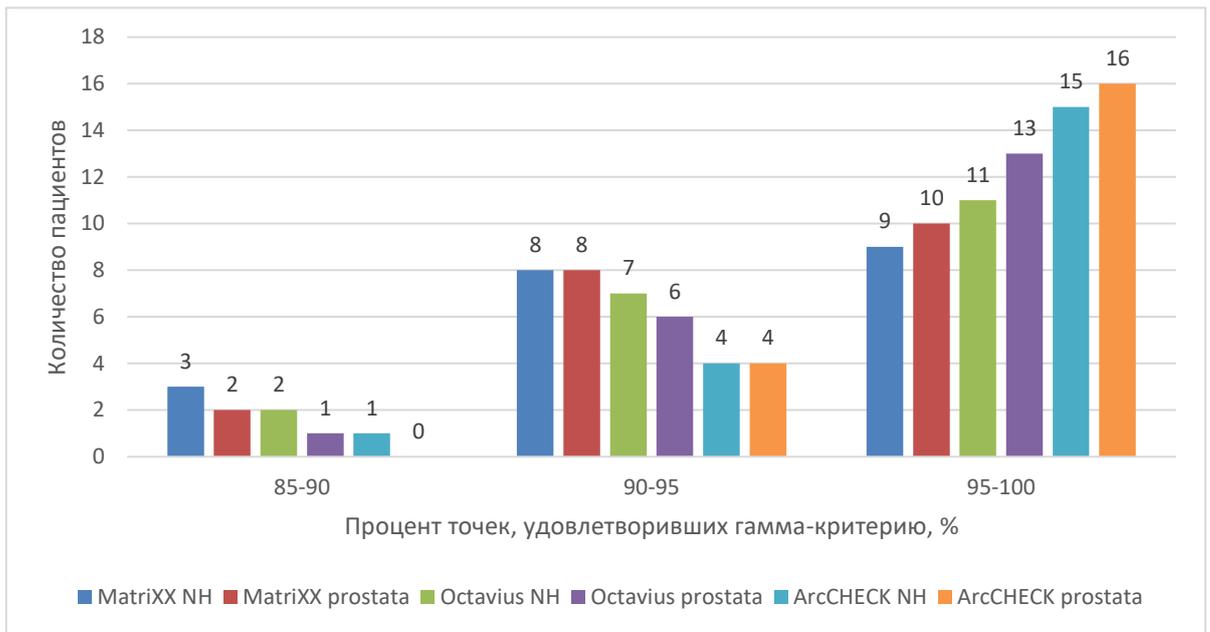


Рисунок 16А – распределение планов облучения пациентов в зависимости от процента соответствия гамма-критерию 3%/3мм.

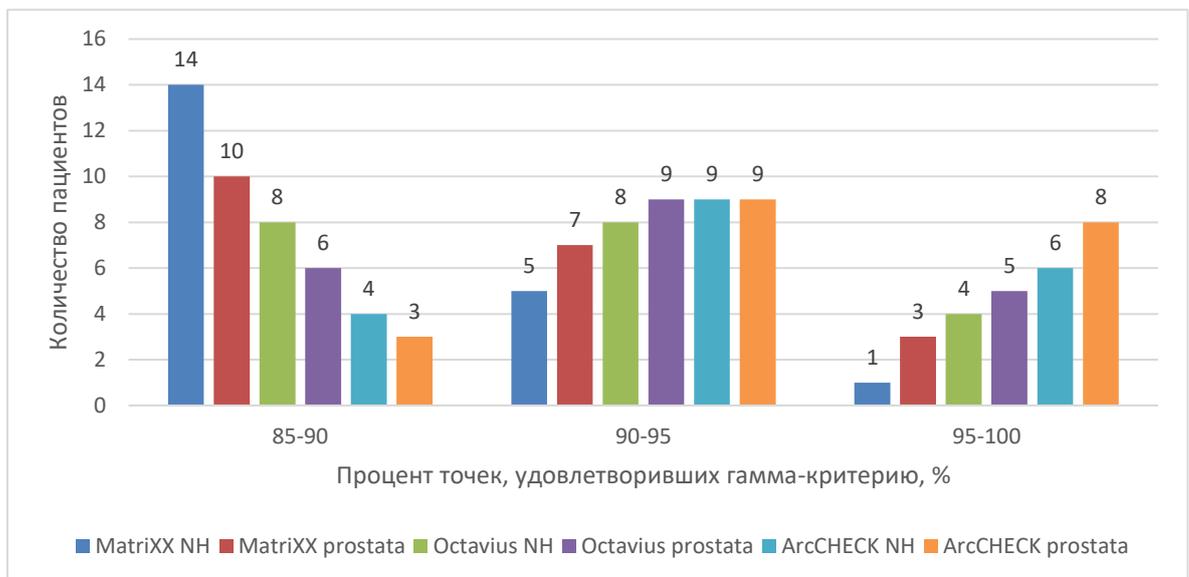


Рисунок 16Б– распределение планов облучения пациентов в зависимости от процента соответствия гамма-критерию 2%/2мм

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

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}, \quad (8)$$

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 стремится к истинному значению  $\mu$  измеряемой величины при  $n \rightarrow \infty$ .

Среднеквадратичной ошибкой отдельного результата измерения называется величина:

$$S = \sqrt{\frac{\sum(\bar{x}-x_i)^2}{n-1}}. \quad (9)$$

Среднеквадратичной ошибкой среднего арифметического называется величина

$$S_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n(\bar{x}-x_i)^2}{n(n-1)}}. \quad (10)$$

Расчеты представлены в таблице 6

Таблица 6 – Данные полученные при верификации дозиметрических планов

Локализация	MatriXX		Phantom Octavius		ArcCHECK	
	3%/3мм	2%/2мм	3%/3мм	2%/2мм	3%/3мм	2%/2мм
Голова-шея	$\bar{\Gamma}=94,9$ $S=2,2$ $S_x=2,9$	$\bar{\Gamma}=87,6$ $S=2,6$ $S_x=3,1$	$\bar{\Gamma}=96,1$ $S=2,2$ $S_x=2,8$	$\bar{\Gamma}=92,5$ $S=2,8$ $S_x=3,2$	$\bar{\Gamma}=97,4$ $S=2,1$ $S_x=2,6$	$\bar{\Gamma}=94,1$ $S=2,1$ $S_x=2,6$
Предстательная железа	$\bar{\Gamma}=94,6$ $S=2,2$ $S_x=2,7$	$\bar{\Gamma}=89,4$ $S=4,0$ $S_x=2,0$	$\bar{\Gamma}=95,6$ $S=1,5$ $S_x=2,0$	$\bar{\Gamma}=92,0$ $S=3,0$ $S_x=3,3$	$\bar{\Gamma}=95,8$ $S=1,1$ $S_x=1,4$	$\bar{\Gamma}=94,0$ $S=2,1$ $S_x=2,6$
$\Gamma$ – гамма-индекс, %; $S$ – Среднеквадратичная ошибка отдельного результата измерения; $S_x$ – Среднеквадратичная ошибка среднего арифметического						

Согласно полученным данным по распределению дозы для VMAT для локализаций области голова-шея и предстательной железы. Средняя степень совпадения по гамма-индексу была выше 95% для критерия 3%/3 мм. В случаях рака области голова-шея средний гамма-индекс MatriXX оценивался ниже, чем у Octavius и ArcCHECK с критериями 2%/2 мм. Меньшую среднеквадратичную ошибку среднего арифметического показал ArcCHECK для критерия 3%/3мм и локализации предстательной железы.

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

### **9.1. Предпроектный анализ**

В данной работе проводится сравнение матричных детекторов, которые используются для верификации гарантии качества планов лучевой терапии.

Для эффективного использования научного потенциала магистерской диссертации необходимо прилагать усилия не только к непосредственно её разработке, но и к проведению её анализа с точки зрения экономических требований.

В разделе «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение» части магистерской диссертации рассмотрены следующие вопросы:

- оценка коммерческого потенциала и перспективности проведения научных исследований с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения;
- планирование научно – исследовательской работы;
- расчет бюджета научно – технического исследования.

#### **9.1.1. Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения**

Анализ конкурентных технических решений проведен с помощью оценочной карты (таблица 7). Для этого отобрано две конкурентные разработки. Критерии для сравнения и оценки ресурсоэффективности и ресурсосбережения, приведенные в Таблице 7, 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 VarianMedicalSystems,

Калифорния, США;

2. гамма-терапевтический аппарат TheratronEquinox, 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.

При выборе критериев для сравнительной характеристики ресурсоэффективности за основу была взята оценочная карта конкурентных технических решений (таблице 1), 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 также 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.

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:

$$K = \sum V_i \cdot B_i, \quad (11)$$

где  $K$  – конкурентоспособность научной разработки или конкурента;

$V_i$  – вес показателя (в долях единиц);

$B_i$  – балл  $i$ -го показателя.

Таблица 7 – 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. Безопасность	0,1	5	4	5	0,4	0,8	0,8
2. Удобство в эксплуатации	0,2	4	3	5	0,35	0,21	0,21
3. Время наработки данных	0,3	4	4	4	0,5	0,5	0,3
4. Энергосбережение	0,1	4	5	4	0,25	0,15	0,15
5. Надежность	0,2	5	4	3	0,3	0,3	0,24
6. Функциональная мощность оборудования (предоставляемые возможности)	0,1	5	5	4	0,36	0,27	0,36
Итого	1				4,26	3,95	3,6

### 9.1.2. Диаграмма Исикава

Диаграмма причины-следствия Исикавы – это графический метод анализа и формирования причинно-следственных связей, инструментальное средство для систематического определения причин проблемы и последующего графического представления.

При помощи диаграммы Исикавы графически отображаются взаимосвязи между решаемыми проблемами и причинами, влияющими на их возникновение.

В представленной диаграмме Исикавы (рисунок 17) были выделены следующие причины первого порядка: персонал, оборудование, организация, методы и материалы.

В группе «персонал» инженер в лице медицинского физика это в первую очередь физик, работающий непосредственно в медицине и участвующий вместе с врачом в предлучевой подготовке и во время лучевой терапии. Он должен обладать навыками работы с крайне сложным оборудованием; уметь

рассчитывать дозы облучения. Нехватка опыта может являться одной из проблем для достижения желаемого результата в ходе терапии.

Далее рассмотрим группу «оборудование». Так как объект исследования связан с лучевой терапией опухолей, существуют требования для терапевтических установок. Ускорители должны обеспечивать высокоточное конформное подведение дозы к мишени. Любая поломка или нестабильная работа, связанная с физическим износом (устареванием) элементов ускорителя (например, МЛК) может привести к ухудшению качества облучения пациентов и дальнейшей приостановке работы.

В группе «методы» следует выделить проблему, связанную в отсутствии статической значимости при сравнении методов доставки дозы. Другими словами, один метод может не дать дозиметрическое преимущество по отношению к другому методу, что не приведет к улучшению лечения пациента.



Рисунок 17 – Диаграмма Исикавы проблемы «практическая реализация планирования лучевой терапии для ВКР»

## 9.2. Планирование управления научно-техническим проектом

### 9.2.1. Иерархическая структура работ проекта

В процессе создания иерархической структуры работ проекта структурированы и определены содержание всего проекта, которые представлены на Рисунке 18.

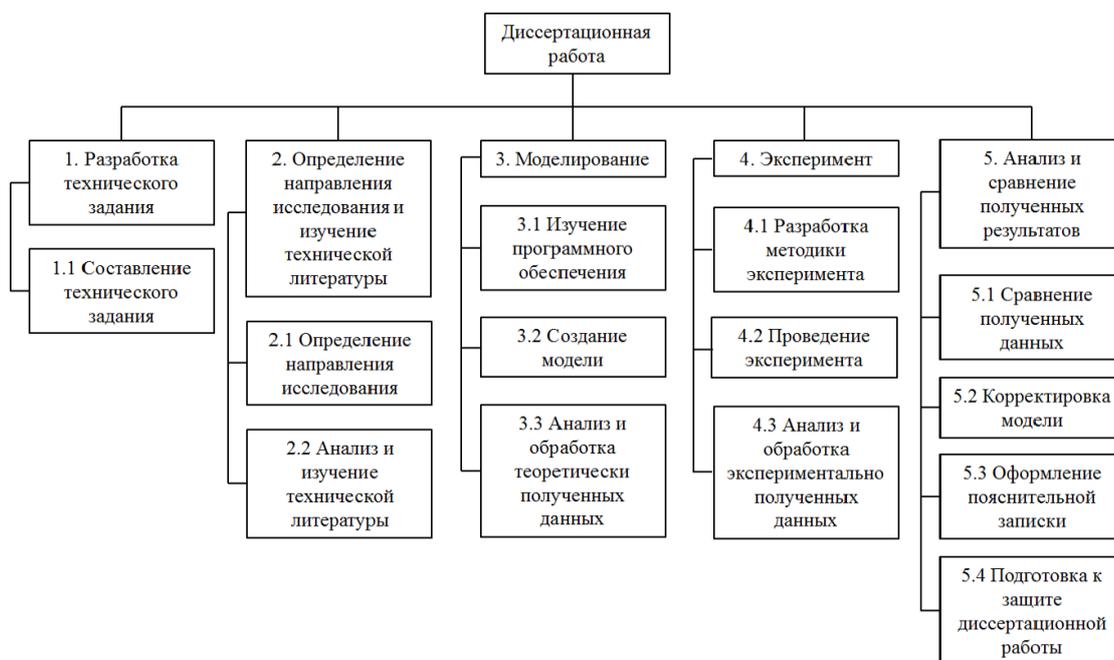


Рисунок 18 –Иерархическая структура работ

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.

### 9.2.2. 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 8.

Таблица 8 – Контрольные события проекта

№	Контрольное событие	Дата	Результат (подтверждающий документ)
1	Разработка технического задания	08.02.2018- 10.02.2018	Приказ о ВКР
1.1	Составление технического задания	10.02.2018- 12.02.2018	–
2.1	Определение направления исследования	12.02.2018- 14.02.2018	–
2.2	Анализ и изучение технической литературы	14.02.2018- 10.03.2018	Список литературы
3.1	Изучение оборудования	10.03.2018- 01.04.2018	–
3.2	Изучение методики планирования IMRT, составление дозиметрических планов	01.04.2018- 10.04.2018	Методика
4.1	Проведение верификации дозиметрических планов	10.04.2018- 16.04.2018	–
4.2	Анализ и обработка полученных данных	16.04.2018- 05.05.2018	Отчет
5.1	Сравнение полученных данных	05.05.2018- 12.05.2018	Отчет
5.2	Корректировка методики	12.05.2018- 19.05.2018	–
5.3	Оформление пояснительной записки	19.05.2018- 01.06.2018	Пояснительная записка
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	01.06.2018- 15.06.2018	Презентация

### 9.2.3. План проекта

В рамках планирования научного проекта необходимо построить календарный график проекта, представленный в таблице 9. Далее с помощью диаграммы Гранта в таблице 10 проиллюстрирован календарный план проекта, на котором работы по теме характеризуются датами начала и окончания выполнения данных работ [32].

Таблица 9 – Календарный план проекта

№	Название	Т, кал. дн.	Дата	Состав участников
1	Разработка технического задания	2	08.02.2018- 10.02.2018	Руководитель
1.1	Составление и утверждение технического задания	2	10.02.2018- 12.02.2018	Руководитель
2.1	Выбор направления исследования	2	12.02.2018- 14.02.2018	Руководитель Инженер
2.2	Изучение научно-технической литературы и используемого оборудования	24	14.02.2018- 10.03.2018	Инженер
3.1	Изучение оборудования, MatriXX, Octavius 1500, ArcCHECK	21	10.03.2018- 01.04.2018	Инженер
3.2	Изучение методики планирования IMRT, составление дозиметрических планов на Mopaco	9	01.04.2018- 10.04.2018	Руководитель Инженер
4.1	Проведение верификации дозиметрических планов	6	10.04.2018- 16.04.2018	Инженер
4.2	Анализ и обработка экспериментальных полученных данных	19	16.04.2018- 05.05.2018	Инженер
5.1	Анализ и сравнение полученных данных	7	05.05.2018- 12.05.2018	Инженер
5.2	Корректировка модели	7	12.05.2018- 19.05.2018	Инженер
5.3	Оформление пояснительной записки	13	19.05.2018- 01.06.2018	Инженер
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	14	01.06.2018- 15.06.2018	Инженер

Таблица 10 – Календарный план-график в виде диаграммы Ганта.

№	Вид работ	Исполнители	Тк, кал. дн.	Продолжительность выполнения работ													
				Фев		Март			Апр.			Май			Ию нь		
				2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	
1	Разработка технического задания	Руководитель	2	■													
1.1	Составление и утверждение технического задания	Руководитель	2	■													
2.1	Выбор направления исследования	Руководитель Инженер	2	■													
2.2	Изучение научно- технической литературы и используемого оборудования	Инженер	24	■		■											
3.1	Изучение оборудования, MatriXX, Octavius 1500, ArcCHECK	Инженер	21			■											
3.2	Изучение методики планирования IMRT, составление дозиметрических планов на Monaco	Руководитель Инженер	9						■								
4.1	Проведение верификации дозиметрических планов	Инженер	6						■								
4.2	Анализ и обработка экспериментальных полученных данных	Инженер	19							■							
5.1	Анализ и сравнение полученных данных	Инженер	7								■						
5.2	Корректировка модели	Инженер	7										■				
5.3	Оформление пояснительной записки	Инженер	13										■				
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	Инженер	14												■		

■ - руководитель; ■ - руководитель + инженер; ■ - инженер

### **9.3. 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».

#### **9.3.1. 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 11.

Таблица 11 – 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

### 9.3.2. Расчёт затрат на амортизационные отчисления на оборудование для экспериментальных работ

Оборудование, используемое в научной работе, уже имелось в радиологическом отделении. В данной статье включены 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, матричный дозиметр MatriXX – 785 000 руб. – 15 лет, матричный дозиметр PhantomOctavius – 2 000 000 руб.– 15 лет, матричный дозиметр ArcCHECK – 6 000 000 руб. – 20 лет.

### 9.3.3. Сумма амортизационных отчислений

Для расчета суммы амортизационных отчислений необходимо учесть время, которое используется оборудование его полную стоимость и норму амортизационных отчислений. Расчет амортизационных отчислений рассчитывается по формуле:

$$A_o = \frac{C_{п} \cdot H_o}{100 \cdot T_{раб.дн.год}} \cdot T_{раб}, \quad (12)$$

где  $A_o$  – амортизационные отчисления, руб;

$C_{п}$  – стоимость оборудования, руб;

$H_o$  – норма амортизационных отчислений, для каждого оборудования, %

$T_{раб.дн.год}$  – рабочие дни в 2017 году, 247 дней;

$T_{раб}$  – дни эксплуатации оборудования в проекте;

Норму амортизационных отчисления ( $H_o$ ) высчитываем по формуле:

$$H_o = \frac{1}{n} \cdot 100, \quad (13)$$

где  $n$  – срок эксплуатации оборудования, лет.

Оборудование использовалось в течение 60 дней, таким образом, затраты на амортизацию оборудования:

$$\begin{aligned} A_o &= \frac{182000000}{30 \cdot 247} \cdot 60 + \frac{785000}{15 \cdot 247} \cdot 20 + \frac{2000000}{15 \cdot 247} \cdot 20 + \frac{6000000}{20 \cdot 247} \cdot 20 \\ &= 1591660 \text{ рублей} \end{aligned}$$

В себестоимость НТИ также была включена стоимость электроэнергии.

Затраты на электроэнергию рассчитываются по формуле:

$$C = C_{\text{эл}} \cdot P \cdot F_{\text{об}}, \quad (14)$$

где  $C_{\text{эл}}$  – 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:

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

#### **9.3.4. Затраты на оплату труда исполнителей НТИ**

Статья включает основную заработную плату работников, непосредственно занятых выполнением НТИ, (включая премии, доплаты) и дополнительную заработную плату [33].

$$C_{\text{зп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}. \quad (15)$$

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

$Z_{\text{доп}}$  – дополнительная заработная плата (10-15 % от  $Z_{\text{осн}}$ ).

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

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

2. стимулирующие выплаты – устанавливаются руководителем

подразделений за эффективный труд, выполнение дополнительных обязанностей и т.д

Дополнительная заработная плата включает оплату за непроработанное время (очередной и учебный отпуск, выполнение государственных обязанностей, выплата вознаграждений за выслугу лет и т.п.) и рассчитывается исходя из 10-15% от основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении темы:

$$Z_{\text{доп}} = K_{\text{доп}} \cdot Z_{\text{осн}}, \quad (16)$$

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

$K_{\text{доп}}$  – коэффициент дополнительной заработной платы;

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

Основная заработная плата руководителя рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}}, \quad (17)$$

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

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

$Z_{\text{осн}}$  – основная заработная одного работника.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{м}} \cdot \text{М}}{F_{\text{д}}} = \frac{Z_{\text{б}} \cdot k_{\text{р}} \cdot \text{М}}{F_{\text{д}}}, \quad (18)$$

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

$\text{М}$  – количество месяцев работы без отпуска в течение года:  $\text{М} = 11,2$  месяца при отпуске 24 раб.дня, 5-дневная неделя,  $\text{М} = 10,4$  месяца при отпуске 48 раб.дней, 6-дневная неделя;

$F_{\text{д}}$  – 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.

Для работника в должности старшего преподавателя, имеющего ученую степень кандидата технических наук, составляет 23100 руб. Базовый оклад инженера кафедры НИ ТПУ инженера состоит в размере 9489 руб.

Таким образом, среднедневная заработная плата руководителя составляет:

$$Z_{\text{дн}}(\text{рук}) = \frac{23100 \cdot 1,3 \cdot 10,4}{251} = 1244,5 \text{ руб.}$$

А среднедневная заработная плата инженера составляет:

$$Z_{\text{дн}}(\text{инж}) = \frac{9489 \cdot 1,3 \cdot 11,2}{223} = 619,5 \text{ руб.}$$

Исходя из календарного плана работ, а также годового фонда рабочего времени, продолжительность работ руководителя составляет  $T_{\text{раб}}(\text{рук.}) = 8$  дней, для инженера –  $T_{\text{раб}}(\text{инж.}) = 117$  дней. Следовательно, основная заработная плата с учетом календарного плана составляет:

$$Z_{\text{осн}}(\text{рук}) = 8 * 1244,5 = 9956 \text{ руб.}$$

$$Z_{\text{осн}}(\text{инж}) = 117 * 619,5 = 72482 \text{ руб.}$$

### **9.3.5. Дополнительная заработная плата**

В данную статью включаются выплаты, предусмотренные законодательством о труде. Дополнительная заработная плата рассчитывается исходя из 12-15% от основной заработной платы по следующей формуле:

$$Z_{\text{доп}} = Z_{\text{осн}} \cdot k_{\text{доп}}, \quad (19)$$

где  $k_{\text{доп}}$  – коэффициент дополнительной заработной платы;

$Z_{\text{осн}}$  – основная заработная плата, руб.

Примем коэффициент дополнительной заработной платы равным 0,15 для руководителя и 0,1 для инженера.

В таблице 12 приведены результаты расчетов основной и дополнительной заработной платы, а также результаты расчетов затрат по статье заработных плат.

Таблица 12 – Заработная плата исполнителей исследовательской работы

Заработная плата	Руководитель	Инженер
Основная зарплата	9956	72482
Дополнительная зарплата	1493	10872
Итого по статье $C_{зп}$	94803	

### 9.3.6. Отчисления во внебюджетные фонды

Размер отчислений во внебюджетные фонды составляет 27,1% в 2017 от суммы затрат на оплату труда работников, непосредственно занятых выполнением НИОКР [34].

Величина отчислений во внебюджетные фонды определяется исходя из следующей формулы:

$$C_{внеб} = k_{внеб} \cdot (Z_{осн} + Z_{доп}), \quad (20)$$

где  $k_{внеб}$  – коэффициент отчислений в социальные фонды.

Таким образом, отчисления во внебюджетные фонды для инженера и руководителя будут составлять:

$$C_{внеб} = 0,271 \cdot 94803 = 25692 \text{ руб.}$$

### 9.3.7. 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:

$$Z_{накл} = (Z_{осн} + Z_{доп}) \cdot k_{нр}, \quad (21)$$

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

Величина коэффициента накладных расходов взята в размере 16%.

Тогда с учетом рассчитанной суммарной заработной платы участников проекта, накладные расходы равны:

$$Z_{\text{накл}} = 94803 \cdot 0,16 = 15168 \text{ руб.}$$

#### **9.4. 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 13 [33].

Таблица 13– Расчет бюджета затрат НТИ

Наименование статьи	Стоимость затрат, в рублях (руководитель+инженер)
1. Материальные затраты НТИ	7144
2. Затраты на амортизационные отчисления на оборудование	1591660
3. Затраты на электроэнергию	1531
6. Затраты по основной заработной плате исполнителей темы	82438
7. Затраты по дополнительной заработной плате исполнителей темы	12365
8. Отчисления во внебюджетные фонды	25692
9. Накладные расходы	15168
10. Бюджет затрат НТИ	1735998

В ходе выполнения экономической части ВКР были проведены расчеты плановой себестоимости проведения НТИ и времени, необходимого на проведение ВКР. Плановая себестоимость работы составляет 1735998 руб., основная составляющая, которой – затраты на амортизацию оборудование.

## 9.5. 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 19.

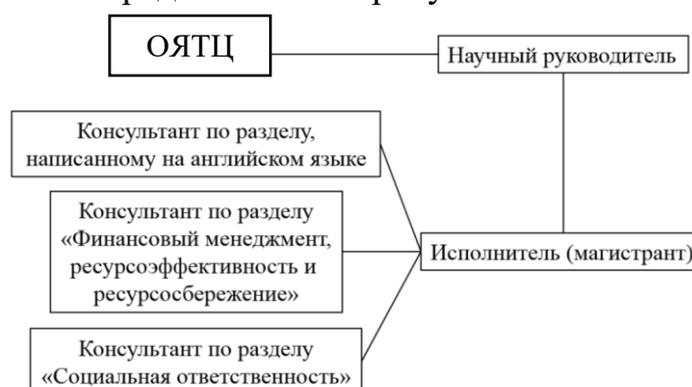


Рисунок 19 – Иерархическая структура работ

## 9.6. Матрица ответственности

Матрица ответственности определяет степень ответственности каждого члена проекта за ту или иную задачу, если он имеет к ней некоторое отношение (таблица 14) [34].

Таблица 14 – Матрица ответственности

Этапы исследования	Научный руководитель	Консультант Англ.яз.	Консультант менеджмент	Консультант Соц.отв-ть	Инженер
Сбор и изучение научно-технической литературы	О				И
Изучение программного обеспечения	О				И
Моделирование процесса	О				И
Анализ и обработка полученных теоретически результатов	О				И
Разработка методики экспериментальных исследований	О				И
Проведение экспериментальных исследований	О				И
Анализ и обработка полученных экспериментально результатов	О				И
Оценка ресурсоэффективности и ресурсосбережения			С		И
Раздел социальной Ответственности				С	И
Перевод раздела на английский язык		С			И
Оформление пояснительной записки и презентации	С				И

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 [35].

### 9.7. Определение ресурсной эффективности исследования

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

$$I_{pi} = \sum a_i \cdot b_i, \quad (22)$$

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

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

$b_i$  – 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 15), 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 также 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 15 – Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

ПО Критерии	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	0,1	5	5	4
ИТОГО	1	4,4	4	4,1

Интегральный показатель финансовой эффективности научного исследования получают для оценки бюджета различных вариантов исполнения научного исследования. Для этого наибольший интегральный показатель реализации технической задачи принимается за базу расчета (как знаменатель), с которым соотносятся финансовые значения по всем вариантам исполнения.

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

$$I_{p i} = \sum_{i=1}^n a_i \cdot b_i, \quad (23)$$

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

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

$n$  – число параметров сравнения.

Таким образом, интегральные показатели ресурсоэффективности для текущего проекта и аналога равны соответственно:

$$I_{\text{тек.}} = 4,4, I_{\text{ан1.}} = 4, I_{\text{ан2.}} = 4,1.$$

Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$I_{\phi}^p = \frac{\phi_i}{\phi_{\max}}, \quad (24)$$

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

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

$$I_{\phi}^{\text{тек}} = \frac{\phi_i}{\phi_{\max}} = \frac{1735998}{1850000} = 0,938;$$

$$I_{\phi}^{a1} = \frac{\phi_{a1}}{\phi_{\max}} = \frac{1850000}{1850000} = 1;$$

$$I_{\phi}^{a2} = \frac{\phi_{a2}}{\phi_{\max}} = \frac{1800000}{1850000} = 0,973.$$

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

$$I_{\text{финр}}^{\text{тек}} = \frac{I_m^p}{I_{\phi}^p}, I_{\text{финр}}^a = \frac{I_m^a}{I_{\phi}^a}, \quad (25)$$

$$I_{\text{финр}}^{\text{тек}} = \frac{4,4}{0,938} = 4,7; I_{\text{финр}}^{a1} = \frac{4}{1} = 4; I_{\text{финр}}^{a2} = \frac{4,1}{0,973} = 4,2.$$

Сравнение интегрального показателя эффективности текущего проекта и аналогов позволит определить сравнительную эффективность проекта (таблица 16).

Сравнительная эффективность проекта:

$$\mathcal{E}_{\text{ср}} = \frac{I_{\text{финр}}^p}{I_{\text{финр}}^a}, \quad (26)$$

Таблица 16 – 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	0,973	0,938
3	Сравнительная эффективность вариантов исполнения	1	1,02	1,07

На основе расчета интегрального показателя с определением двух средневзвешенных величин: финансовой эффективности и ресурсоэффективности научного исследования можно заключить что, сравнительная оценка текущего проекта является наиболее эффективной с позиции ресурсного и экономического сбережения.

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

## **10. Социальная ответственность**

### **Введение**

Данный раздел дипломного проекта включает результаты проектирования системы, обеспечивающей эффективную, надежную и безопасную работу ее составляющих в условиях изменяющейся окружающей среды, включая экстремальные ситуации. Рассматриваются вопросы охраны труда и техники безопасности, а также разрабатываются мероприятия по предотвращению воздействия на здоровье работников опасных и вредных факторов, создание безопасных условий труда для обслуживающего персонала.

Полностью безопасных производств не существует. Реальное производство характеризуется наличием опасных и вредных факторов, которые могут вызвать профессиональные заболевания и привести к несчастному случаю. Безопасность трудовой деятельности включает в себя влияние опасных и вредных факторов, их анализ и меры их профилактики в производстве.

Основная задача обеспечения производственной безопасности – организация охраны труда. Охрана труда – это одна из основных составляющих производственной безопасности, состоящая из законодательных актов, социально-экономических, организационных, гигиенических и лечебно-профилактических мероприятий и средств, обеспечивающих безопасность, сохранение здоровья и работоспособности человека в процессе труда.

В программу охраны труда входит внедрение на всех предприятиях современных средств техники безопасности и обеспечение санитарно-гигиенических условий, устраняющих производственный травматизм и профзаболевания.

### **10.1. Анализ вредных и опасных производственных факторов**

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

таблице 17 приведены основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы.

Таблица 17 – Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы.

Наименование видов работ и параметров производственного процесса	ФАКТОРЫ ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
Экспериментальные исследования на линейном ускорителе Elekta Synergy, Томский онкологический диспансер	Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне		Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). СП 2.6.1.2523-09. СанПиН 2.6.1.2573-2010 «Гигиенические требования к размещению и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100 МэВ»
Работа с компьютером		Электрический ток	ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность 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.

## **10.2. Безопасные условия работы**

### **10.2.1. Состояние воздушной среды**

С целью создания нормальных условий труда для работающих установлены нормы производственного микроклимата [36]. Эти нормы

устанавливают значение составляющих микроклимата в зависимости от тяжести выполняемой работы, температуры наружного воздуха и избытка явной теплоты в помещении. Работа, производимая в лаборатории – помещении с незначительным избытком явной теплоты – относится к I категории тяжести: легкая физическая, производимая сидя, или связанная с ходьбой, но не требующая систематического физического напряжения.

Нормы температуры, влажности и скорости движения воздуха в рабочей зоне приведены в таблице 18.

Таблица 18 – Значение параметров микроклимата

Время года	Категория работ	Температура воздуха, °С		Относительная влажность, %		Скорость движения воздуха, м/с	
		Оптимальное значение	Допустимое значение	Оптимальное значение	Допустимое значение	Оптимальное значение	Допустимое значение
Холодный период	1б (легкая)	21-23	17 – 22	40-60	Не более 75	не более 0,1	Не более 0,3
Теплый период	1б (легкая)	22 -24	Не более 3°С t н.в в 13 часов самого жаркого месяца не более 28°С	40-60	При 28°С не более 55, при 24°С не более 75	не более 0,2	0,3 – 0,7

Микроклимат в лаборатории удовлетворяет требованиям санитарных норм по тепловому режиму. Отопление лаборатории – водяное с применением радиаторов, количество работающих в холодный период радиаторов соответствует параметрам данного помещения, их эффективность может быть снижена из-за температуры воды в системе отопления.

Пол в производственных помещениях, выполнен из изолирующего материала – кафельной плитки. Оборудование установлено на столах таким

образом, чтобы можно было производить влажную уборку. Оптимальный микроклимат в помещении обеспечивает поддержание теплового равновесия между организмом и окружающей средой. Поддержание на заданном уровне параметров, определяющих микроклимат (температура, влажности и подвижности воздуха), может осуществляться допусками вентиляции [37].

Для обеспечения установленных норм микроклиматических параметров и чистоты воздуха в производственном помещении применяют вентиляцию.

Помещения оборудованы местной приточной вентиляцией. Вентиляционные устройства должны размещаться так, чтобы шум от них не мешал работе персонала. Вентиляция во всех помещениях должна включаться до начала работы.

При естественной вентиляции воздухообмен осуществляется за счет теплового и ветрового потоков. Эта вентиляция предусматривает периодическое проветривание помещения через открывающиеся форточки оконных рам. Постоянное и равномерное прогревание воздуха в холодный период обеспечивает система центрального отопления.

Кратность воздухообмена показывает сколько раз в течение одного часа воздух полностью сменяется в помещении. Для обеспечения воздухообмена такой кратности достаточно естественной вентиляции [38].

### **10.2.2. Освещенность**

Одним из основных условий нормальной работы является обеспечение нормальной освещенности. В действующих нормах проектирования производственного освещения [39] задается, как количественная (величина минимальной мощности), так и качественные характеристики (показатель освещенности и дискомфорта, глубина пульсации освещенности) искусственного освещения. Принято раздельное нормирование освещенности в зависимости от принимаемых источников света и системы освещения. Величина минимальной освещенности устанавливается по характеристикам зрительной работы, которую определяют наименьшим размером объекта различения,

контрастности объекта с фоном и характеристикой фона. Различают восемь разрядов и четыре подразряда работы в зависимости от степени зрительного напряжения. Зрительная работа, производимая в помещении, относится к 3-му разряду, т.е. к разряду средней точности. Наименьший размер объекта различения 0,5-1 мм – это выводы радиодеталей, дорожки печатных плат или другие элементы. Подразряд зрительной работы – «В». В соответствии с [40] освещение в этом помещении должно быть не менее 300 лк.

### **10.2.3. Шум и вибрация**

Шум – это беспорядочное сочетание звуков различной частоты и интенсивности (силы) [41].

Шум является одним из наиболее распространенных в производстве факторов. Он создается работающим оборудованием, преобразователями напряжения, работающими осветительными приборами дневного света, а также проникает извне. Он является одним из наиболее распространенных факторов внешней среды, неблагоприятно воздействующих на организм человека. Шум, даже когда он невелик, создает значительную нагрузку на нервную систему человека, оказывая на него психологическое воздействие. Это особенно часто наблюдается у людей, занятых умственной деятельностью. Человек, работая при шуме, привыкает к нему, но продолжительное действие сильного шума затрудняет разборчивость речи, вызывает снижение работоспособности, повышает утомляемость, вызывает необратимые изменения в органах слуха человека, а иногда и к глухоте, нарушается процесс пищеварения. Шум воздействует не только на органы слуха, но и на весь организм человека через центральную нервную систему. Люди, работающие при постоянных шумовых эффектах, жалуются на головную боль, быструю утомляемость, бессонницу и сонливость, ослабляется внимание, ухудшается память.

Нормативным документом, регламентирующим уровни допустимого шума для рабочих мест [41].

Снижение шума, создаваемого на рабочем месте внутренними источниками, а также шума, проникающего извне, осуществляется следующими методами:

- уменьшение шума в источнике;
- рациональной планировкой помещения;
- акустической обработкой помещений;
- уменьшением шума по пути его распространения.

Общие требования безопасности шума предусматриваются [41].

Допустимый уровень шума при работе на ПЭВМ не должен превышать 50 дБ. Уровень шумов основных источников звука (дискковод, монитор, электромагнитные элементы схем и т.п.) не превышает допустимого уровня 50 дБ.

Средства индивидуальной защиты (СИЗ) применяются в том случае, если другими способами обеспечить допустимый уровень шума на рабочем месте не удастся. Принцип действия СИЗ – защитить наиболее чувствительный канал воздействия шума на организм человека – ухо. Применение СИЗ позволяет предупредить расстройство не только органов. В качестве СИЗ от шума в лаборатории можно использовать наушники и беруши (противошумные вкладыши).

### **10.3. Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней вредного и опасного воздействия и устранению их влияния при работе на линейном ускорителе**

#### **10.3.1. 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.

### **10.3.2. Требования к рабочему месту**

Важную роль играет планировка рабочего места, которая должна удовлетворять требованиям удобства выполнения работ, экономии энергии и времени, рационального использования производственной площади, и др.

Рабочее место при выполнении работ в положении стоя должно соответствовать [42], в положении сидя [43].

При работе сидя рекомендуются следующие параметры рабочего места: ширина не менее 700 мм; глубина не менее 400 мм; высота рабочей поверхности над полом 700 мм. Под рабочей поверхностью должно быть предусмотрено пространство для ног: высота > 650 мм; ширина > 500 мм; глубина > 650 мм. Кресло разработчика должно обеспечивать надежную опору для тела с учетом выполняемых им работ. Угол наклона спинки кресла и поверхности сиденья рекомендуется в пределах от 100° до 150°.

## **10.4. Радиационная безопасность**

### **10.4.1. Основы радиационной безопасности**

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

Руководящим документом при организации работ с источниками ионизирующих излучений являются «Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ – 99/2010)» [44] и «Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009)» [45].

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.

Действия ионизирующих излучений приводят к нарушению нормального течения 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 [45], 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 19.

Таблица 19 – 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

#### 10.4.2. Радиационная безопасность при работе на линейном ускорителе

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 [46]. При работе ускорителя с энергией до 10 МэВ основными факторами радиационной опасности является:

1. выведенные из ускорителя пучки ускоренных электронов;
2. тормозное излучение, возникающее при взаимодействии ускоренных электронов с окружающей средой [46].

При работе на ускорителе необходимо соблюдать следующие меры.

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 [47]. Перед включением линейного ускорителя необходимо в срочном порядке покинуть бункер, после чего убедиться, что двери плотно закрыты и все условия удовлетворяют требованиям. Дополнительно необходимо носить индивидуальный дозиметр в нагрудном кармане для учета и контроля индивидуальной накопленной дозы ионизирующего излучения.

Лаборатория, в которой проводилась работа была подвергнута испытаниям в аккредитованной Госстандартом России лаборатории радиационного контроля по параметру: определение радиационной обстановки и соответствует нормативным требованиям, представленным в документах [45, 46].

### **10.5. Электробезопасность**

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

Наибольшую опасность при эксплуатации электрических устройств и проведении ремонтно-профилактических работ представляет поражение электрическим током. Поражение человека электрическим током возможно лишь при замыкании электрической цепи через тело человека, то есть при прикосновении человека не менее чем к двум точкам цепи между которыми существует некоторое напряжение (прикосновение к металлическим корпусам и конструкциям электрооборудования, если в результате повреждения изоляции кабелей и другого оборудования появится напряжение на этих токоведущих частях).

Производственное помещение относится к помещениям без повышенной опасности поражения электрическим током, так как ее состояние удовлетворяет

каждому следующему условию: температура меньше 35 градусов Цельсия; влажность менее 75%; не токопроводящие полы; отсутствует возможность касания двух незаземлённых корпусов приборов и нет токопроводящей пыли.

Фактор поражения электрическим током требует проведения мероприятий по его устранению.

Мероприятия, проводимые для устранения факторов поражения электрическим током:

а) все лица, приступающие к работе с электрооборудованием, проходят инструктаж на рабочем месте, допуск к самостоятельной работе разрешается лишь после проверки знаний техники безопасности;

б) осуществляется постоянный контроль качества и исправности защитных приспособлений (правилами пользования запрещено использовать аппаратуру со снятыми защитными корпусами; производится двойная изоляция нетоковедущих частей оборудования) и заземления, ремонтно-наладочные работы на действующих электроустановках производится только с использованием защитных средств (не разрешается замена предохранителей на оборудовании, включенном в сеть);

в) эксплуатация электроустановок предусматривает введение необходимой технической документации; обеспечивается недоступность к токоведущим частям, находящимся под напряжением (вся проводка проложена по стенам на высоте, превышающий рост человека); корпуса приборов и электроустановок заземляются;

г) питание лаборатории выведено на отдельный рубильник, так же имеется центральный рубильник, отключающий электропитание всего узла связи;

При ремонтно-наладочных и монтажных работах должны соблюдаться следующие требования электробезопасности [48]:

а) работать только с исправным инструментом;

б) не проверять на ощупь наличие напряжения и перегрев токоведущих частей схемы;

в) для соединения блоков и приборов применять провода только с неповреждённой изоляцией;

г) пайка и установка деталей производится только после отключения оборудования от сети питания;

д) не измерять напряжение и токи переносными приборами с неизолированными проводами и щупами;

е) подключение приборов к настраиваемой аппаратуре производить только при обесточенных цепях;

ж) рабочий стол должен быть выполнен из диэлектрического материала. Наиболее опасно напряжение промышленной сети, попавшее на корпус прибора. Поэтому корпуса и стойки электроустановок должны быть надёжно защищены, для этого выполняются системы заземления (преднамеренное электрическое соединение металлических нетокведущих частей с землей или ее эквивалентом).

#### **10.6. Пожарная и взрывная безопасность**

Пожаром называется неконтролируемое горение вне специального очага, наносящего материальный ущерб. Согласно [49] понятие пожарная безопасность означает состояние объекта, при котором с установленной вероятностью исключается возможность возникновения и развития пожара и воздействия на людей опасных факторов пожара, а также обеспечивается защита материальных ценностей.

Пожарная безопасность электрических установок, регламентируется [50], а также строительными нормами и правилами, межотраслевыми типовыми правилами пожарной безопасности, инструкциями по обеспечению пожарной безопасности на отдельных объектах.

Согласно [51], в зависимости от характеристики используемых в производстве веществ и их количества, по пожарной и взрывной опасности

помещения подразделяются на категории А, Б, В, Г, Д. Так как помещение по степени пожаровзрывоопасности относится к категории В, т.е. к помещениям с твердыми сгорающими веществами, необходимо предусмотреть ряд профилактических мероприятий.

Возможные причины загорания:

- неисправность токоведущих частей установок;
- работа с открытой электроаппаратурой;
- короткие замыкания в блоке питания;
- несоблюдение правил пожарной безопасности;
- наличие горючих компонентов: документы, двери, столы, изоляция кабелей и т.п.

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

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

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

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 [51, 52]:

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

- вентиляция);
- применение при строительстве и отделке зданий негорючих или трудно сгораемых материалов;
  - правильная эксплуатация оборудования (правильное включение оборудования в сеть электрического питания, контроль нагрева оборудования);
  - правильное содержание зданий и территорий (исключение образования источника воспламенения - предупреждение самовозгорания веществ, ограничение огневых работ);
  - обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности;
  - издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации;
  - соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения;
  - правильное размещение оборудования;
  - своевременный профилактический осмотр, ремонт и испытание оборудования.

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 была проведена верификация VMAT планов лучевой терапии для рака в локализации голова-шея и предстательная железа. Проверка гарантии качества рассчитанных и измеренных абсолютных дозовых распределений проводились, на двумерных матричных детекторах MatriXX, Octavius и трехмерном детекторе ArcCHECK, с использованием гамма-метода с критериями 2%/2 мм и 3%/3 мм. Оценивали процент точек, не прошедших по гамма-критерию для всех планов.

В ходе анализа полученных данных. Было численно установлено, что разница в процентной дозе по гамма-индексу при критерии 3%/3мм дает схожий результат и была выше 95%, на всех детекторах. В случаях рака области голова-шея средний гамма-индекс MatriXX оценивался ниже, чем у Octavius и ArcCHECK с критериями 2%/2мм. Меньшую среднеквадратичную ошибку среднего арифметического показал ArcCHECK для критерия 3%/3мм и локализации предстательной железы.

При более строгом критерии 2%/2мм MatriXX и Octavius показывают худший результат, что связано с отсутствием пространственного разрешения детекторов из-за расстояния между ионизационными камерами 3,1 и 2,7 мм соответственно. ArcCHECK дает более точный результат, из-за спирального положения детектора расположенных с двух сторон, что дает расстояние между детекторами 1мм.

### **Список публикаций студента**

1. Верификация ротационных методик облучения на основе плоских и объемных матричных детекторов// XV Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых, «Перспективы развития фундаментальных наук», Россия, Томск, 24–27 апреля 2018 г.

## Список использованных источников

1. Бойко А.В., Дарьялова С.Л., Черниченко А.В. Эволюция идеологии лучевой терапии на основе ее коренного технического перевооружения // Медицинская радиология и радиационная безопасность. – 2003. – Т. 51. – № 1. – С. 46-53.
2. Лучевая терапия в лечении рака. Практическое руководство ВОЗ. М.: Медицина, 2000.
3. Лучевая терапия злокачественных опухолей. Руководство для врачей /Е.С. Киселева, Г.В.Голдобенко, С.В.Качаев и др. М.: Медицина, 1996.
4. Линденбратен Л. Д., Королюк И. П. Медицинская радиология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии) – М.: Медицина, 2000.
5. IMRT commissioning: Multiple institution planning and Dosimetry comparisons / Report AAPM Task Group 119. - 2009.
6. Jorgensen Mai-Britt K. Machine-specific QC in Aarhus using EPID / K. Mai-Britt Jorgensen, L. Hoffmann, L.P. Muren [et al.] / Proceed of RA workshop // Denmark 2012.
7. Hoffmann, L. Patient specific QC in Aarhus / L. Hoffmann, U.V. Elstom, K. Mai-Britt Jorgensen / Proceed of RA workshop // Denmark 2012.
8. Fredh, A. RapidArc QA at Rigshospitalet / A. Fredh, M. Horling // Proceed of RA workshop // Denmark 2012.
9. Nicolini, G. GLAaS: An absolute dose calibration algorithm for an amorphous silicon portal imager. Applications to IMRT verifications / G. Nicolini, A. Fogliata, E. Vanetti [et al.] // Med. Phys. - V. 33. - 2006. - P. 2839.
10. Nicolini, G. The GLAaS algorithm for portal dosimetry and quality assurance of RapidArc, an intensity modulated rotational therapy / G. Nicolini, E. Vanetti, A. Clivio [et al.] // Radiation Oncology. - V. 3. - 2008. - P. 24-32.
11. Ji Hoon Park, Tae Gyu Kim<sup>1</sup>, Soon Ki Min and Byung Do Park. Comparison of 3DVH Software with Two-dimensional Array Systems on Pretreatment Verification for Volumetric-modulated Arc Therapy // Nuclear Medicine & Radiation Therapy. – 2016. Т. 7. – №2. С. 2-3

12. Ann Van Esch, Katarzyna Basta, Marie Evrard, Michel Ghislain, Francois Sergent, and Dominique P. Huyskens. The Octavius1500 2D ion chamber array and its associated phantoms: Dosimetric characterization of a new prototype // Medical Physics. – 2014. – Т. 41. – № 9. С. 4-7
13. ArcCHECK® & 3DVH® The Benchmark for 3D VMAT QA [Электронный ресурс]. – режим доступа: <http://www.sunnuclear.com/solutions/patientqa/arccheck3dvh>. – 1.03.2018
14. Essers, M. Commissioning of a commercially available system for intensity modulated radiotherapy dose delivery with dynamic multileaf collimation / M. Essers, M. De Langen, M.L.P. Dirx [et al.] // Radiotherapy and Oncology. - V. 60. - 2001. - P. 215-224.
15. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy / An international Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed dose to Water // IAEA. Technical Report Series. - № 398. - Vienna, 2000.
16. Bocanek, J. Report from the feasibility testing of MatriXX device for RapidArc QA / J. Bocanek // Proceed of Varian Medical Systems workshop. - 2008.
17. Van Esch, A. Dominique P. Huyskens Mauro Iori Christian Clermont and Magali Devillers On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom / A. Van Esch, D.P. Huyskens, M. Iori // Med. Phys. - V. 34. - 2007. - P. 3825-3837.
18. Depuydt, T. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation / T. Depuydt A. Van Esch, D.P. Huyskens // Radiotherapy and Oncology. - V. 62. - 2002. - P.309-319.
19. Van Esch, A. Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments / A. Van Esch, J. Bohsungb, P. Sorvaric [et al.] // Radiotherapy and Oncology. - V. 65. - 2002. - P. 53-70.

20. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, and Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 26: 261-273, 1993.
21. Venselaar J, Welleweerd H, and Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother. Oncol.* 60: 191-201, 2001.
22. Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, Hartmann G, Knöös T, Rosenwald JC and Welleweerd H. Quality assurance of treatment planning systems – practical examples for non-IMRT photon beams. *Physics for Clinical Radiotherapy*, Booklet No. 7, ESTRO, Brussels, Belgium, 2004.
23. Low DA, Harms WB, and Mutic S. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25: 656-661, 1998.
24. Depuydt T, Van Esch A, and Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother. Oncol.* 62:309-319, 2001.
25. Bakai A, Alber M, and Nüsslin F. A revision of the  $\gamma$ -evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Phys. Med. Biol.* 48: 3543-3553, 2003.
26. Low DA and Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med. Phys.* 30: 2455-2464, 2003.
27. Stock M, Kroupa B and Georg D. Interpretation and evaluation of the gamma index and the gamma index angle for the verification of IMRT hybrid plans. *Phys. Med. Biol.* 50: 399-411, 2005.
28. Winkler P, Zurl B, Guss H, Kindl P and Stuecklschweiger G. Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. *Phys. Med. Biol.* 50: 643-654, 2005.
29. Van Zijtveld M, Dirkx MLP, de Boer HCJ and Heijmen BJM. 3D reconstruction for clinical evaluation of IMRT pretreatment verification with an EPID. *Radiother. Oncol.* 201-207, 2007

30. Agazaryan N, Solberg TD and DeMarco JJ. Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy. J. Appl. Clin. Med. Phys. 4: 40–50, 2003.
31. Childress NL, White RA, Bloch C, Salehpour M, Dong L and Rosen П. Retrospective analysis of 2D patient specific IMRT verification. Med.Phys. 32: 838-850, 2005.
32. Кузьмина Е.А, Кузьмин А.М. Функционально-стоимостный анализ. Экскурс в историю. "Методы менеджмента качества" №7 2002 г.
33. Основы функционально-стоимостного анализа: Учебное пособие / Под ред. М.Г. Карпунина и Б.И. Майданчика. - М.: Энергия, 1980. - 175 с.
34. Скворцов Ю.В. Организационно-экономические вопросы в дипломном проектировании: Учебное пособие. – М.: Высшая школа, 2006. – 399 с.
35. Сущность методики FAST в области ФСА [Электронный ресурс] <http://humeur.ru/>.
36. ГОСТ 12.1.005-99. ССБТ. Общие санитарно-гигиенические требования к воздуху рабочей зоны [Электронный ресурс]. – Электрон.дан.-М.: ИПК Издательство стандартов, 1998. URL: <http://snipov.net/>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз.рус. Дата обращения: 1.06.2016 г.
37. Безопасность жизнедеятельности. Учебник для вузов/ С.В. Белов, А.В. Ильницкая, А.Ф. Козьяков и др.; Под общ. Ред. С.В. Белова. 2-е изд. – М.: Высш. шк., 1999 – 228 с.
38. Безопасность жизнедеятельности. Практикум/ Бородин Ю.В., Василевский М.В., Дашковский А.Г., Назаренко О.Б., Свиридов Ю.Ф., Чулков Н.А., Федорчук Ю.М. – Издательство ТПУ, 2009. - 95 с.
39. СанПиН 2.2.1/2.1.1.1278-03. Гигиенические требования к естественному, искусственному и совмещенному освещению жилых и общественных зданий. – М.: Информационно-издательский центр Госкомсанэпиднадзора России, 2003.

40. Кукин П.П. Безопасность жизнедеятельности Безопасность технологических процессов и производств 2-е изд. – М.: Высшая школа, 2008г. – 335с.
41. ГОСТ 12.1.003-99. ССБТ. Шум. Общие требования безопасности. М.: ИПК Издательство стандартов, 1999. – 10 с.
42. ГОСТ 12.2.033-78. ССБТ. Рабочее место при выполнении работ стоя. Общие эргономические требования. – М.: ИПК Издательство стандартов, 1979.
43. ГОСТ 12.2.032-78: Система стандартов безопасности труда. Рабочее место при выполнении работ сидя. Общие эргономические требования. – М.: ИПК Издательство стандартов, 1979.
44. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ – 99/2010)
45. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009)
46. СанПин 2.6.1.2573-2010 «Гигиенические требования к размещению и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100МэВ»
47. СанПин 2.2.2/2.4.1340-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы «Гигиенические требования к ПЭВМ и организации работы»
48. ГОСТ 12.1.019-79 (с изм. №1). ССБТ. Электробезопасность. Общие требования и номенклатура видов защиты. – М.: ИПК Издательство стандартов, 1979.
49. ГОСТ 12.1.004-91. ССБТ. Пожарная безопасность. Общие требования. – М.: ИПК Издательство стандартов, 1992.
50. ГОСТ 12.1.033-81. ССБТ. Пожарная безопасность. Термины и определения. – М.: ИПК Издательство стандартов, 1981.
51. «Общие положения обеспечения безопасности радиационных источников» (НП-038-11), утверждены приказом Федеральной службы по экологическому, технологическому и атомному надзору от 05.03.2011 г № 104.
52. ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации.

## Приложение А

(справочное)

### Verification of rotation methods of irradiation based on flats and volume matrix detectors

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОАМ6М	Двуреченский Максим Геннадьевич		

Руководитель ВКР ОЯТЦ ИЯШТ

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Начальник отд. медицинской физики Томского областного онкологического диспансера	Сухих Евгения Сергеевна	к.ф-м.н		

Консультант-лингвист Отделения иностранных языков ШБИП

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель ОИЯ	Кабрышева Оксана Павловна	—		

## **VERIFICATION PROCEDURES AND DATA ANALYSIS FROM 1D TO 4D VERIFICATION**

Verification of dose calculations performed by a treatment planning system is traditionally carried out with a single-point or a few-point detector system, i.e. a 1D verification procedure. Such a verification programme typically consists of measuring the dose at specific points or along lines, e.g., depth dose curves or beam profiles, in various types of water or solid slab phantoms, using beam reference data. Numerous publications about the accuracy of dose calculations performed by commercial treatment planning systems exist, and only a few will be briefly discussed here to illustrate the type of information that can be gathered from these verification programmes.

In an early American study six different treatment planning systems were compared at four different institutions against measurements in about 200 points for each TPS [1]. Overall, good agreement between calculation and measurements was found for all algorithms. However, regions in which discrepancies were observed were pointed out, and areas for algorithm improvement were identified. An important attempt to produce a standard set of beam reference data for testing treatment planning systems was performed by AAPM Task Group 23, who developed a set of beam reference data from a 4 MV and 18 MV photon beam [2]. This data set included a number of test cases that could be used for comparison of calculations with the reported measured data after entering the beam reference data into a specific treatment planning system. The data were used to assess the accuracy of dose calculations performed by various commercial treatment planning systems. However, this test package was outdated in a relatively short period of time because photon beam qualities in the range from 6 to 15 MV were not available in this set, while the high- energy photon beam was measured on an obsolete type of accelerator, for instance not having an MLC. More recently [3] reported about a similar type of study performed in The Netherlands. A coherent set of beam reference data of 6, 10 and 18 MV photon beams was measured on two linear accelerators. These data served as input data in seven commercially available treatment planning systems, which were clinically in use at that time. Next, a

test package was measured which included a “missing tissue” geometry and fields with asymmetrical collimator setting, with and without wedge. Absolute dose values predicted by the different treatment planning systems, in which the measured beam reference data were entered, were compared for all test points with the already available results of the measurements. Criteria for acceptability were exceeded by some systems in the case of the irregular field geometry and the missing tissue geometry. Of interest while not reporting the whole study, the majority of the systems had difficulties with the dose calculation for asymmetrically wedged fields.

Validation of complex systems such as a TPS with an enormous amount of data is a very cumbersome project for which other approaches than point-by-point comparisons should be available. During the introduction of intensity-modulated beams applied for IMRT, the physics community started to perform more extensive verification in 2D (planes) and even in 3D (volumes). In an early publication from the group of the Memorial Sloan Kettering Cancer Center in New York a concept for IMRT verification was introduced [4]. This approach included:

- Verification of the planned dose distribution by performing an independent dose calculation;
- Comparison of the planned leaf sequence with that recorded in the MLC log files;
- Confirmation of the initial and final positions of the MLC for each field by the record- and-verify system;
- Comparison of the dose distribution measured in a flat phantom with that calculated by the treatment planning computer for the same experimental conditions;
- In vivo dose measurements.

The philosophy behind this new approach was that patient-specific verification was required for IMRT and that each plan should be checked prior to delivery. This was different from the conventional approach where checks are generally performed during the commissioning process of a new TPS or before the implementation of a new technique, using generic or specific geometries in slab or more anthropomorphic phantoms. Previous intercomparisons were often also not restricted to one specific

centre but included national and international dose intercomparison projects. These intercomparisons usually applied special phantoms or geometries valid for a treatment technique of a specific patient group. Extrapolation of the uncertainties found during these tests could then be transposed to the planning and delivery of the same treatment technique for individual patients. One of the most important issues in the verification process of IMRT is therefore to make a decision about what efforts should be made with respect to verification of individual IMRT plans compared to the more general QA process applied for 3D conformal techniques. In this report we will discuss various approaches adopted by European centres, both during the initial implementation of IMRT and later after having some years of clinical experience.

A large number of new methods, techniques and detector systems have been designed for patient-specific IMRT verification purposes, where both the dosimetric and the spatial uncertainty of these techniques are determined. Recently [5] and [6] presented a review of these techniques, summarised from a European and American perspective, respectively. Most of these methods still rely on the use of ionisation chambers for assessment of absolute dose values in IMRT fields. Because of the special shape and delivery of IMRT fields, it is not a priori certain that ionisation chamber measurements can be analysed using the procedures outlined in existing dosimetry protocols.

Two-dimensional dose verification methods, such as the use of radiographic film, have gone through a revival as a result of the well-known characteristics of these systems, as well as the ease of the handling process. As a consequence a number of problems and limitations associated with film have been re-experienced again. This revealed process has, however, initiated a number of more profound studies, which have contributed to an improved knowledge of the characteristics of film dosimetry systems for dose verification of IMRT. Verification of the dose delivery of separate beams resulted also in the (further) development of a number of 2D detectors adapted to the special needs for IMRT. Good spatial resolution, fast response and easy analysis of the measured data were a prerequisite for their application as tools for dosimetric verification of individual treatment plans. The use of electronic portal imaging devices,

EPIDs, for dosimetric verification of treatment plans was already proposed in 1990, even before IMRT was discussed (Wong et al, 1990). Dosimetric applications based on electronic portal imaging techniques have been suggested by several groups, both for camera-based, ionisation chamber matrix and amorphous silicon detector systems.

Verification in multiple planes, and in some cases in real 3D, is not a common procedure for the verification of 3DCRT and certainly not for individual patients. In fact one could argue why so little attention has been paid in verifying 3DCRT when using more or less advanced techniques. It is the general conviction that performing a thorough commissioning programme of both the planning system and the treatment machine allows the safe introduction of advanced 3DCRT techniques in the clinic. Such a programme should identify the limitations of for instance the dose calculation algorithms of the TPS for specific 3DCRT treatment techniques. In addition to the higher complexity of the dose calculation of the TPS for IMRT compared to 3DCRT, also the accuracy and reproducibility of the delivery of IMRT beams plays an important role. The interaction between these two issues, and the unpredictable effect of uncertainties in both aspects of IMRT on the total dose distribution, is the main reason that with its introduction so much attention is paid to verification in 2D or 3D of IMRT techniques.

Recently high precision radiotherapy of targets moving during one fraction of a treatment series (4DCRT) is receiving a lot of attention, which is partly related to the development of improved fast imaging techniques. As a consequence 4D treatment planning is developing [7] along with 4DIMRT delivery [8]. A number of 4D planning/delivery approaches and tools are currently investigated and verification of new treatment techniques applying the results of these studies is essential. Special phantoms have already been described for measuring the dose in moving objects [9] and respiratory motion phantoms are already commercially available. Due to the complex movements of target volumes and OARs, in vivo dose verification of 4DIMRT might even become more important than for IMRT of non-moving targets. At this moment it is, however, not yet clear to which extent the methods presented in this booklet may also be applied for the verification of 4DIMRT.

IMRT delivery can also be performed using compensators, as discussed for instance by [10]. Compensator IMRT techniques require custom-made compensators for each beam, which need special hard-and software for their design, but can nowadays also be ordered at commercial companies. The use of compensator-based IMRT techniques offers certain advantages over MLC-based techniques such as robustness and simpler QA procedures as discussed by [11] and [12]. Ultimately the resulting 3D dose distribution has to be verified in a similar way as for other IMRT techniques and therefore a number of QA approaches as discussed in this report are also valid for compensator-based IMRT delivery.

IMRT delivery using either the step-and-shoot or sliding window technique may result in considerable longer treatment times than used for 3DCRT treatments. For that reason accelerator companies are now developing arc techniques in order to deliver IMRT in a faster way. Intensity-modulated arc therapy (IMAT) is already applied in a few clinics for some time, mainly for specific tumour sites. Also during tomotherapy the radiation is delivered while the gantry is rotating. Verification of these rotational IMRT techniques can be performed by applying special phantoms in which radiochromic film is positioned, for an IMAT treatment, or radiographic film, as discussed for helical tomotherapy treatments. Several of the on-line 2-dimensional arrays are currently under investigation for their use for pre-treatment verification of arc techniques [13].

As a final remark it should be noted that it is important, but sometimes difficult, to determine if discrepancies between measured and planned dose distributions are caused by the treatment planning system, the data transfer, the treatment unit, the measurement device or the data analysis. Detailed knowledge of each part of the QA process, including the accuracy of the TPS, MLC position and verification equipment, is required to identify the cause of observed deviations.

## **DATA ANALYSIS**

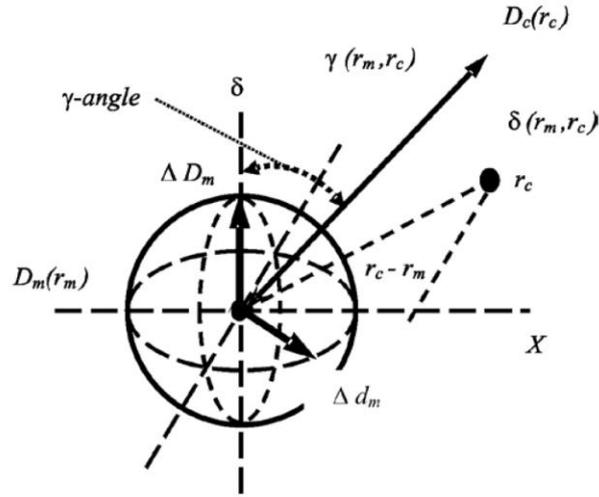
The quantitative comparison of dose distributions (e.g., calculated versus measured, or Monte Carlo simulation versus “standard” calculations) has become a key issue in multidimensional dosimetry with the implementation of IMRT. Simple

evaluation by superimposing isodose distributions can only highlight or indicate areas of disagreement but does not allow specifying the level of agreement/disagreement in a quantitative way. The most often applied dose evaluation tools comprise a direct comparison of dose differences, a comparison of distance-to-agreement (DTA) between measured and calculated dose distributions, and a combination of these two parameters: the gamma evaluation method. Besides these three commonly applied methods also other dose evaluation tools have been proposed such as the X2 confidence interval method [14], the normalised agreement test [15] and the dose-gradient compensation method [16]. These methods have each their own merits but will not be discussed in detail.

Dose differences can be expressed in many ways. Sometimes the absolute value of the dose difference is of interest, but generally the difference is normalised to the dose having a specific value, for instance the prescribed dose, the maximum dose or the dose on the beam axis at the same depth. It should be clear that such a normalisation is not reflecting the local dose difference, which might be a quantity more relevant for organs at risk. In regions of low dose gradients it is sufficient to evaluate dose differences independently of spatial considerations. In regions of high dose gradient, (normalised) dose differences are less meaningful and should be translated into a DTA, as for instance applied in reports on quality assurance of treatment planning systems [17, 18, 19]. These two approaches have to be adopted for the verification of separate intensity- modulated beams or composite (multi-beam) treatment plans where low-dose gradient and high-dose gradient regions can alternate. For that purpose, Low and colleagues proposed the  $\gamma$ -evaluation method for the quantitative evaluation of two-dimensional dose distributions [20]. This concept combines a dose-difference criterion with a distance-to- agreement criterion for each point of interest. Since its introduction, the  $\gamma$ -evaluation method has been used for the commissioning of IMRT equipment and patient-specific quality assurance procedures. Refinements of the concept of the gamma evaluation or its application have also been described. For example, [21] applied the  $\gamma$ -evaluation method for the verification of single IMRT beams with an electronic portal imaging system. They categorised the evaluated points in different

filter levels to either reduce the amount of calculation time or to use linear interpolation for suppressing artefacts. Finally, they proposed to reduce the continuous nature of the  $\gamma$ -value to a pass-fail decision for each point of interest. As a result of the calculation a map of passed or failed points is obtained but the quantitative information, i.e. the numerical  $\gamma$ -value, is lost. [22] revised the  $\gamma$ -evaluation method by introducing dose-gradient dependent local acceptance thresholds. [23] examined the behaviour of the  $\gamma$ -distribution in the presence of noise, as present in Monte Carlo dose calculations, and evaluated the influence of pixel spacing. In order to avoid artefacts in the  $\gamma$ -calculation in regions with steep dose gradients, the resolution of the dose matrix and the DTA-criteria need to be considered. Based on their analysis [24] recommended a minimum ratio of 1:3 between pixel resolution and DTA criteria.

Besides the correct application of the concept and definition of tolerance and acceptance criteria, the interpretation of a two- or more-dimensional  $\gamma$ -value matrix is essential. [25] investigated 10 IMRT hybrid plans verified with film in a polystyrene phantom. Based on the results of these plans with measurements in 3 planes each, they developed a decision filter looking at  $\gamma_{\text{mean}}$  values, the average number of pixels with  $\gamma > 1$ , and the maximum  $\gamma$  value expressed as the 1st percentile ( $\gamma_{1\%}$ ). In addition,  $\gamma$ -area histograms were used for each plane where a comparison between calculated and measured dose distributions was performed. In this way a reduction of the multi-dimensional information concerning the agreement between a reference (e.g., measured) and an evaluated (e.g., calculated) dose distribution seems to be feasible. From  $\gamma$ -area distributions or histograms statistical data can be calculated to define acceptance criteria for composite IMRT plans or single IMRT beams. Nevertheless, a thorough experimental IMRT-verification needs more than calculating the  $\gamma$ -distribution. Complementary dosimetric information, such as dose profiles and dose-difference maps, should be considered as well in a quantitative analysis of multi-dimensional dosimetric information. In addition to the calculation of the  $\gamma$ -index itself. [25] looked also at the  $\gamma$ -angle (see Figure 1).



**Figure 1** Definition of the gamma value,  $\gamma(r_m, r_c)$ , and gamma angle.

The  $\gamma$ -angle can be useful for the interpretation of deviations. It indicates the parameter mostly influencing the  $\gamma$ -value, i.e. the dose difference or the DTA. The angles of  $0^\circ$  are defined on the dose-difference axis. For example, if the  $\gamma$ -angle is between  $\pi/4$  and  $\pi/2$  the index is dominated by the DTA criteria. The angle is calculated with the absolute values of dose-difference and distance-difference so that the angle is always between 0 and  $\pi/2$ . Such information is lost if only the absolute value of gamma is considered. Figure 2 illustrates a gamma-value distribution and a gamma-angle distribution for a five-field prostate plan, verified in a polystyrene phantom with EDR2 films.

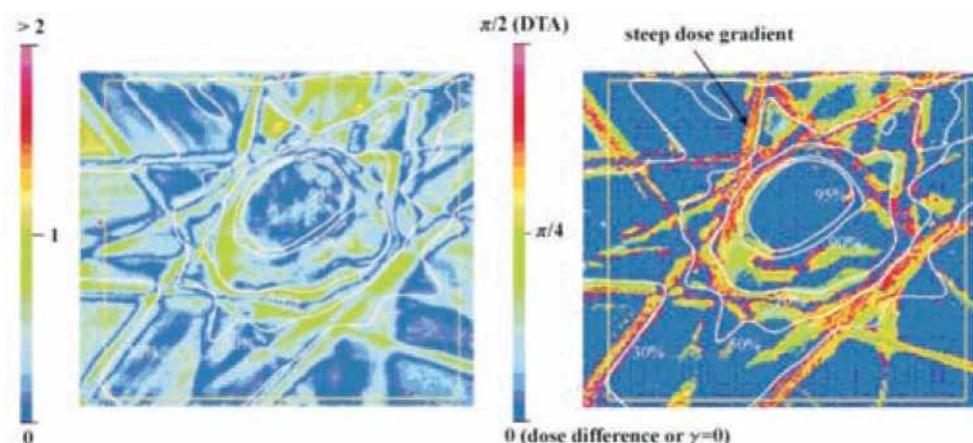
If  $D_m$  is the measured dose at co-ordinate  $r_m$ ,  $D_c$  the calculated dose at co-ordinate  $r_c$ ,  $\Delta D_m$  the dose-difference tolerance criterion and  $\Delta d_m$  the distance-to-agreement tolerance criterion, then the gamma value is defined as:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_m^2}}, \quad (1)$$

$$\text{with } \delta(r_m, r_c) = D_m - D_c; r(r_m, r_c) = |r_m, r_c|; \gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}.$$

It is important to recognise that the numerical values for the tolerance or acceptance levels for gamma evaluation are influenced by many factors, for example the IMRT equipment and delivery technique itself or the overall QA policy in a department. A comprehensive analysis of the verification or measurement procedure

should therefore be performed before specifying tolerance and acceptance criteria for quantitative evaluations. [26] studied the overall performance of the film dosimetry procedure for IMRT applications and looked at the accuracy of film calibration, influences of field size and depth in phantom on film density as well as phantom positioning in order to define local standards. There are, however, some more general factors that have an impact on the specification of these tolerance levels. Firstly, the complexity of the specific verification procedure, for example, of a composite (multi-beam) treatment plan, will necessitate different limits compared to single beam verification. Secondly, for low dose regions where collimator or leaf transmission dominates dose delivery, the resulting gamma-value distribution depends on the normalisation procedure and whether local or global dose difference criteria are used. AS an alternative solution, points with dose values below a defined threshold value can be excluded from evaluation. Thirdly, the issue of image registration is important because the main intention of IMRT treatment plan verification is to validate the treatment planning system on the one hand, and the quality of beam delivery on the other hand. If, however, the measured dose map is registered with the calculated distribution by the use of markers (e.g., stitches on the film), another source of error is superimposed. Slight shifts in phantom positioning and image registration will influence the spatial conformity.



**Figure 2** Gamma-value (left) and gamma-angle distribution (right) of a five-field prostate plan with superimposed isodose lines (30%, 50%, 70%, 90% and 95%) calculated by the local TPS [27].

When defining criteria for gamma evaluation methods, or establishing an evaluation filter for the whole IMRT verification process, it is essential to consider also the accuracy in (uniform intensity) 3D conformal radiotherapy. These initial tests may highlight possible systematic errors in the verification process or determine the limitations of the TPS, e.g., uncertainties in beam or penumbra modelling or beam data implementation, mechanical uncertainties of the delivery equipment or dosimetric uncertainties in the measurement techniques.

At this moment it is not yet clear to what extent multiple 2D analysis is sufficient or a complete 3D verification is required. For instance, by multiple 2D analyses of 400 pre-treatment verifications [28] observed in three cases malfunctioning of one of the leaves, causing a dose difference of about 10%. Due to the combination of several IMRT fields the dose differences reduced to 5% in the reconstructed 3D dose distribution. These authors concluded therefore that for clinical evaluation of the resulting IMRT dose distributions one cannot rely on the comparison of DVH parameters of the 3D dose distribution only, but that evaluation in single planes is important as well.

## References

1. Masterson ME, Barest G, Chui CS, Doppke KP, Epperson RD, Harms WB, Krippner KE, Mohan R, Slessinger ED, Sontag MR, Urie NM, Wallace RE and Wong JW. Interinstitutional experience in verification of external photon dose calculations. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21: 37-58, 1991.
2. AAPM Report 55. Radiation treatment planning dosimetry verification. Report of Task Group 23 of the Radiation Therapy Committee. American Institute of Physics, Woodbury, NY, USA, 1995.
3. Venselaar J and Welleweerd H. Application of a test package in an intercomparison of the photon dose calculation performance of treatment planning systems used in a clinical setting. *Radiother. Oncol.* 60: 203-213, 2001.
4. Burman C, Chui CS, Kutcher G, Leibel S, Zelefsky M, LoSasso T, Spirou S, Wu Q, Yang J, Stein J, Mohan R, Fuks Z and Ling CC. Planning, delivery, and quality assurance of intensity- modulated radiotherapy using dynamic multileaf collimator: a strategy for large-scale implementation for the treatment of carcinoma of the prostate. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 39: 863-873, 1997.
5. De Wagter C. QA-QC of IMRT - European Perspective. In: Bortfeld T, Schmidt-Ullrich R, De Neve W and Wazer DE. *Image-Guided IMRT*, pp. 117-128. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2006.
6. Moran JM and Xia P. QA-QC of IMRT - American Perspective. In: Bortfeld T, Schmidt-Ullrich R, De Neve W and Wazer DE. *Image-Guided IMRT*, pp. 129-141. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2006.
7. Keall P. 4D treatment planning. In: Bortfeld T, Schmidt-Ullrich R, De Neve W and Wazer DE. *Image-Guided IMRT*, pp. 259-267. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2006.
8. Mageras GS, Yorke E and Jiang SB. "4D" IMRT delivery. In: Bortfeld T, Schmidt-Ullrich R, De Neve W and Wazer DE. *Image-Guided IMRT*, pp.269-285. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2006.

9. Kashani R, Lam K, Lizenberg D and Balter J. A deformable phantom for dynamic modeling in radiation therapy. *Med. Phys.* 34: 199-201, 2007.
10. Webb S. IMRT delivery techniques. In: Bortfeld T, Schmidt-Ullrich R, De Neve W and Wazer DE. *Image-Guided IMRT*, pp.73-90. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York , 2006.
11. Chang SX, Cullip TJ, Deschesne KM, Miller EP and Rosenman JG. Compensators: An alternative IMRT delivery technique. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 5: 15–36, 2004.
12. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, and Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 26: 261-273, 1993.
13. Van Esch A, Clermont C, Devillers M, Iori M and Huyskens DP. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. *Med. Phys.* 34: 3825-3837, 2007.
14. Ma L, Phaisanhittisakul N, Yu CX and Sarfaraz M. A quality assurance method for analyzing and verifying intensity modulated fields. *Med. Phys.* 30: 2082-2088, 2003.
15. Childress NL and Rosen II. The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 56: 1464-1479, 2003.
16. Moran JM, Radawski J and Fraass BA. A dose-gradient analysis tool for IMRT QA. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 6: 62-73, 2005a.
17. Venselaar J, Welleweerd H, and Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother. Oncol.* 60: 191-201, 2001.
18. Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, Hartmann G, Knöös T, Rosenwald JC and Welleweerd H. Quality assurance of treatment planning systems – practical examples for non-IMRT photon beams. *Physics for Clinical Radiotherapy*, Booklet No. 7, ESTRO, Brussels, Belgium, 2004.
19. Low DA, Harms WB, and Mutic S. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25: 656-661, 1998.

20. Depuydt T, Van Esch A, and Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother. Oncol.* 62:309-319, 2001.
21. Bakai A, Alber M, and Nüsslin F. A revision of the  $\gamma$ -evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Phys. Med. Biol.* 48: 3543-3553, 2003.
22. Low DA and Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med. Phys.* 30: 2455-2464, 2003.
23. Stock M, Kroupa B and Georg D. Interpretation and evaluation of the gamma index and the gamma index angle for the verification of IMRT hybrid plans. *Phys. Med. Biol.* 50: 399-411, 2005.
24. Winkler P, Zurl B, Guss H, Kindl P and Stuecklschweiger G. Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. *Phys. Med. Biol.* 50: 643-654, 2005.
25. Van Zijtveld M, Dirkx MLP, de Boer HCJ and Heijmen BJM. 3D reconstruction for clinical evaluation of IMRT pretreatment verification with an EPID. *Radiother. Oncol.* 201-207, 2007
26. Agazaryan N, Solberg TD and DeMarco JJ. Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 4: 40–50, 2003.
28. Childress NL, White RA, Bloch C, Salehpour M, Dong L and Rosen II. Retrospective analysis of 2D patient specific IMRT verification. *Med. Phys.* 32: 838-850, 2005.