


Министерство науки и высшего образования Российской Федерации  
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования  
**АМУРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ**  
(ФГБОУ ВО «АмГУ»)


Институт компьютерных и инженерных наук  
Кафедра физики  
Направление подготовки 03.04.01 – Прикладные математика и физика  
Направленность (профиль) образовательной программы – Физика твердого тела

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ  
Зав. кафедрой  
 Е.В. Стукова  
«14» 06 2024 г.

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

на тему: Исследование влияния терапевтических устройств, применяемых при  
лучевой терапии, на распределение дозного поля

Исполнитель  
студент группы 2112-ом

 12.06.2024 Н.А. Дроботя  
(подпись, дата)

Руководитель  
доцент, канд. физ.-мат. наук

 12.06.2024 И.В. Верхотурова  
(подпись, дата)


Руководитель магистр-  
ской программы

 12.06.2024 Е.В. Стукова  
(подпись, дата)

Нормоконтроль

 13.06.2024 И.В. Верхотурова  
(подпись, дата)

Рецензент


 17.06.2024 П.И. Кушнарев  
(подпись, дата)

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации  
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования  
**АМУРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ**  
(ФГБОУ ВО «АмГУ»)

Институт компьютерных и инженерных наук  
Кафедра физики

УТВЕРЖДАЮ

Зав. кафедрой

 Е.В. Стукова

«15» 02 2024 г.

### ЗАДАНИЕ

К выпускной квалификационной работе студента Дроботя Натальи Александровны

1. Тема выпускной квалификационной работы: Исследование влияния терапевтических устройств, применяемых при лучевой терапии, на распределение дозного поля  
(утверждено приказом от 15.02.2024 № 413 – уч)

2. Срок сдачи студентом законченной работы (проекта) 14.06.2024 г.

3. Исходные данные к выпускной квалификационной работе: аппарат лучевой терапии Elekta Synergy; дозиметр Dose-1; ионизационная камера FC-65G; твердотельный фантом «белая вода»; терапевтические устройства; программа Monaso.

4. Содержание выпускной квалификационной работы (перечень подлежащих к разработке вопросов): определение значения максимальной дозы на поверхности кожи и дозы доставляемой до локализации опухоли при наличии и отсутствии терапевтических устройств методом дозиметрии; определение значения максимальной дозы на поверхности кожи и дозы доставляемой до локализации опухоли при наличии и отсутствии терапевтических устройств методом Монте-Карло в программе Monaso; определение отклонения от дозы доставляемой до локализации опухоли.

5. Перечень материалов приложения: (наличие чертежей, таблиц, графиков, схем, программных продуктов, иллюстративного материала и т.п.) нет

6. Консультанты по выпускной квалификационной работе (с указанием относящихся к ним разделов) нет

7. Дата выдачи задания 15.02.2024 г.

Руководитель выпускной квалификационной работы: Верхотурова Ирина Владимировна, доцент, канд. физ. мат. наук, доцент

Задание принял к исполнению (дата): 15.02.2024 г.



(подпись студента)

## РЕФЕРАТ

Магистерская диссертация содержит 60 с., 29 рисунков, 3 таблицы, 45 источников.

### ПОГЛОЩЁННАЯ ДОЗА, ЛИНЕЙНЫЙ УСКОРИТЕЛЬ, МЕТОД МОНТЕ–КАРЛО, ПРОГРАММА MONACO

Цель магистерской диссертации – определение влияния терапевтических устройств на значение максимальной дозы на поверхности кожи и дозы доставляемой до локализации опухоли при реализации многопольных планов лучевой терапии.

Методом Монте-Карло в программе Monaco, а также методом дозиметрии, при помощи дозиметра Dose-1 и ионизационной камеры FC-65G помещенной в твердотельный фантом, получены значения поглощенной дозы фотонного излучения на поверхности кожи и в локализации опухоли при наличии и отсутствии терапевтических устройств. Методом дозиметрии и моделированием в программе Monaco установлено, что терапевтические устройства дают одинаковое в 2 % отклонение в локализации опухоли от установленной дозы в 1 Гр. На поверхности кожи отклонение от установленной дозы, определенное двумя методами отличается незначительно.

Полученная поглощённая доза, измеренная методом дозиметрии, не отличается от дозы, полученной в программе Monaco. Это говорит о том, что программа Monaco автоматически учитывает характеристики терапевтических устройств и формирует дозу достаточно точно. Программа Monaco может быть эффективно использована для предварительного планирования лечения, а дозиметрия для его последующей корректировки и уточнения.

## СОДЕРЖАНИЕ

Введение	6
1. Литературный обзор	7
1.1 Лучевая терапия	7
1.2 Экспериментальные и теоретические методы дозиметрии лучевой терапии	13
1.2.1 Экспериментальные методы дозиметрии электронных и фотонных пучков	15
1.2.2 Теоретические методы дозиметрии электронных и фотонных пучков	22
1.3 Изменение дозы, вызванное применением терапевтических устройств	27
2 Объекты и методы исследования	31
2.1 Оборудование лучевой терапии	31
2.2 Программа Монасо	37
3 Исследование влияния терапевтических устройств на распределение дозы	42
3.1 Исследование экспериментальным методом дозиметрии	42
3.2 Исследование методом Монте-Карло в программе Монасо	46
Заключение	53
Библиографический список	55

## ВВЕДЕНИЕ

Для проведения лучевой терапии используют специальные аппараты, которые позволяют направить поток ионизирующего излучения на опухоль. Для оптимального лечения при лучевой терапии доза излучения должна доставляться с высокой точностью до локализации опухоли. Для этого при лучевой терапии используются терапевтические устройства для иммобилизации пациентов. В технических паспортах на терапевтические устройства не указывается конкретное значение поглощённой дозы или указывается ослабление в процентах для некоторых частей устройства. В библиотеку программы расчета планирования лучевой терапии необходимо включить характеристики терапевтического стола и устройств иммобилизации пациентов. Учитывая, что при реализации многопольных планов лучевой терапии поля излучения могут быть не только прямыми, но и направленными из-под терапевтического стола (поле  $180^\circ$ ), а наличие устройств для иммобилизации может вызвать не только ослабление доставленной дозы к опухоли, но и вызвать значительное увеличение дозы на кожу и ее ожог.

Исходя из этого цель настоящей работы – определение влияния терапевтических устройств на значение максимальной дозы на поверхности кожи и дозы доставляемой до локализации опухоли при реализации многопольных планов лучевой терапии.

Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

- 1) определить значение максимальной дозы на поверхности кожи и дозы доставляемой до локализации опухоли при наличии и отсутствии терапевтических устройств методом дозиметрии;
- 2) определить значение максимальной дозы на поверхности кожи и дозы доставляемой до локализации опухоли при наличии и отсутствии терапевтических устройств методом Монте-Карло в программе Monaco;
- 3) определить отклонение от установленной дозы.

# 1 ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР

## 1.1 Лучевая терапия

Лучевая терапия – метод лечения, использующий различные типы энергии, такие как электромагнитное излучение или ионизирующие частицы, для уничтожения или подавления роста и деления раковых клеток [1; 2].

Результативность радиотерапии злокачественных опухолей определяется разной чувствительностью к радиации здоровых клеток и раковых. Опухолевые клетки имеют более высокую скорость деления по сравнению с окружающими здоровыми клетками, что делает их более уязвимыми к воздействию облучения. Здоровые клетки попадающие в зону облучения также подвергаются повреждению, но большинство из них регенерирует [1; 2].

Лучевая терапия – эффективный метод лечения различных форм рака, применяемый самостоятельно или в комбинации с другими методами. Специализированные аппараты лучевой терапии различают по принципу работы и расположению источника излучения. Выбор того или иного аппарата для терапии зависит от целей лечения и индивидуальных особенностей пациента и определяется врачом [1; 2; 3].

Для улучшения результатов лечения и уменьшению побочных эффектов от лечения каждый пациент проходит три этапа подготовки к лучевой терапии: предлучевая, лучевая, послелучевая. Из трех этапов подготовки рассмотрим наиболее важный – предлучевая подготовка пациента. В начале лечения происходят уточняющие исследования, для того чтобы правильно определить зону опухоли, а также обозначить критические органы. Исходя из размеров опухоли, ее локализации и типа, общего состояния пациента и других видов проводимого лечения определяется врачом разовая и суммарная доза лечения. Также определяется на каком аппарате будет проводиться лечение. Это необходимо для полного уничтожения злокачественной опухоли и для сохранения критических органов [1; 2].



Расчетом разовой и суммарной дозы, количества фракций, рекомендации на каком аппарате будет проводиться лечение, оконтуриванием мишени и органов риска пациента, всем этим занимаются совместно – врач-радиолог, медицинский физик и дозиметрист. Это необходимо для положительного результата лучевой терапии [1; 2].

Для точного определения дозного распределения в опухоли рассмотрим применяемые понятия геометрии опухоли при планировании лучевой терапии.

*GTV (Gross Tumor Volume)* – это определяемая пальпированием или исследованием на диагностическом аппарате объем опухоли, содержащий максимальное количество злокачественных клеток, а также лимфоузлы и метастазы [4].

*CTV (Clinical Target Volume)* – это объем опухоли, который включает в себя предполагаемое клиническое распространение раковых клеток, в размерах может достигать 1 см [4].

*PTV (Planning Target Volume)* – это совмещенные контуры *GTV* и *CTV* плюс отступ от них, как правило, 1,5-2 см, в зависимости от ситуации. Например, для головы это минимальный отступ, так как пациент зафиксирован термомоластической маской, а для малого таза это отступ 2 см, так как происходит подвижность кишки и мочевого пузыря (увеличение или уменьшения их объема). Для грудного отдела учитывается отступ на дыхание пациента. Область *PTV* выбирается совместно с врачом-радиологом и медицинским физиком [4].

*PRV (Planning Risk Volume)* – это объем ткани вокруг целевой области, который может подвергаться риску воздействия излучения. Этот объем сохраняет здоровые ткани во время лучевой терапии, и обычно он вырезается из *PTV*. Например, ствол мозга не должен получить максимальную дозу более 54 Гр, для его сохранения этот объем вырезается (исключается) из контура *PTV* [4].

*TV (Treated Volume)* – объем, подвергаемый облучению, в котором мишень должна получить не менее 95 % от запланированной дозы во время лечения [4].

*IV (Irradiated Volume)* – облучаемый объем, к которому подводится доза, способная повлиять на толерантность нормальных тканей.



Конформная лучевая терапия не является стандартным медицинским термином. Стоит понимать, что это подобранные условия для равномерного облучения. Максимальная доза не должна заходить за *PTV*, но и покрытие должно быть гомогенным и точно повторяющим форму мишени, то есть выполнять условия клинических целей. Для этого подбирают необходимое оборудование и планирующую систему [4].

При планировании комфортной лучевой терапии используют объемное 3D-планирование в трех плоскостях – сагиттальной, латеральной и трансверсальной. А при двухмерном планировании (рисунок 1) находят только изоцентр мишени и задают ширину и длину прямоугольных полей, при необходимости поля прямые, в отличие от 3D-планирования. Защитить критические органы можно благодаря формированию поля коллиматором в программе, если такого нет, то здоровые органы защищаются свинцовыми блоками для формирования, выбранного для пациента геометрического поля [4].

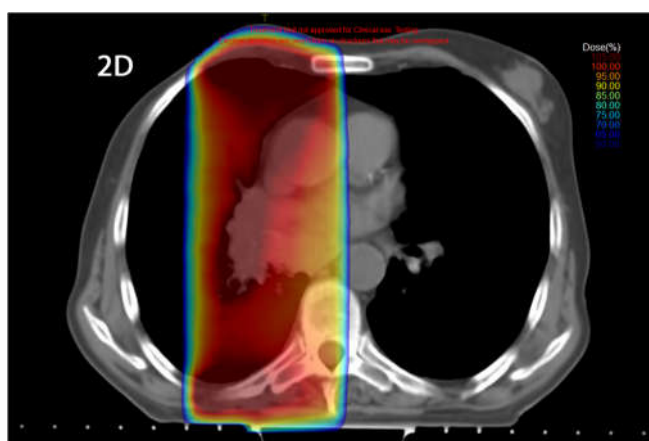


Рисунок 1 – Дозное распределение 2 D плана [4]

IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*) – интенсивно – модулированная лучевая терапия. Это передовой метод лучевой терапии, который позволяет более точно направить излучение на опухоль, при этом минимизировать воздействие на окружающие здоровые ткани. В IMRT, регулируется интенсивность луча и точно формируется геометрия мишени, что, конечно же, лучше защищает здоровые ткани от воздействия радиации. А также дает полное покрытие *PTV*, что соответствует международным стандартам (рисунок 2) [5].

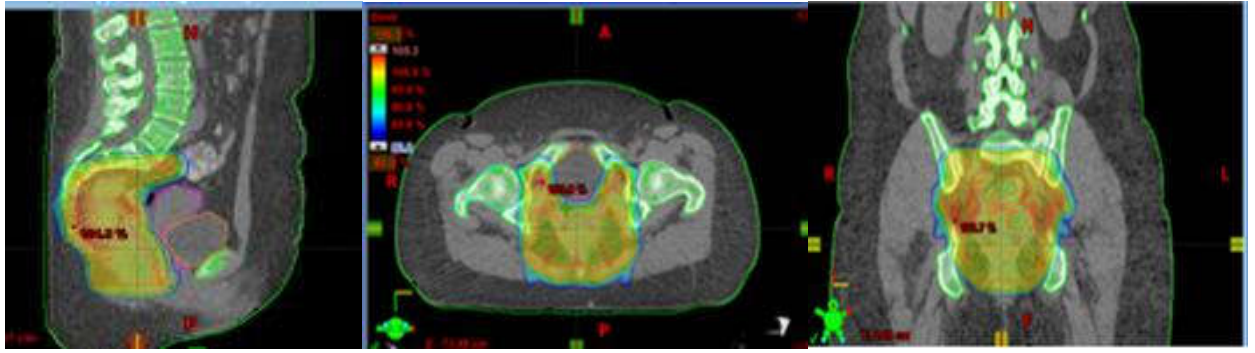


Рисунок 2 – Дозное распределение в IMRT плане в трех проекциях [5]

В IMRT применяется MLC коллиматор или мультилистовый коллиматор – устройство в аппаратах для лучевой терапии, которое используется для формирования формы луча излучения, чтобы он точно соответствовал форме опухоли. Этот коллиматор состоит из ряда тонких металлических пластин, которые могут независимо перемещаться и тем самым формировать поле, полностью повторяющее геометрию и размеры мишени. Они широко используются при планировании IMRT и VMAT [5].

VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) это передовой метод радиационной терапии, который использует интенсивность луча. Он позволяет облучать опухоль с высокой точностью, минимизируя повреждения окружающих здоровых тканей (рисунок 3).

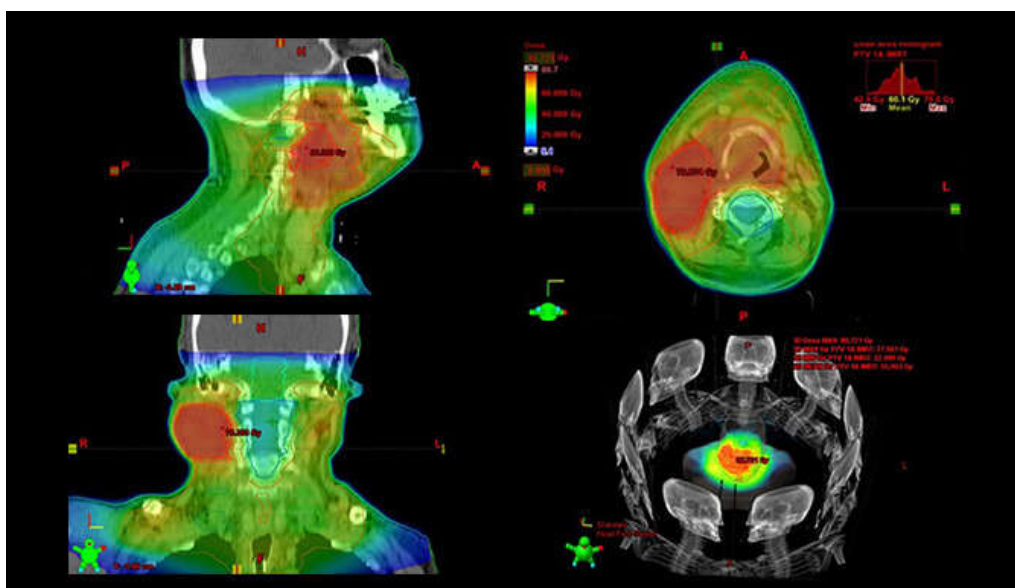


Рисунок 3 – Дозное распределение в VMAT плане [5]

VMAT обычно реализуется с помощью линейного ускорителя, который вращается вокруг пациента обеспечивая точное направление луча. В отличие от IMRT в VMAT плане задаются не поля, а арки – обороты. Есть полные обороты, есть полуобороты (полуарки). Время лечения таким планом значительно меньше чем IMRT планом. Но также задаются условия на мишень и на критические органы [5].

Для выполнения 3D, IMRT или VMAT планирования проводится КТ-разметка пациента. Это процедура необходима для того чтобы пациент лежал ровно в процессе облучения. На пациенте рисуются метки по лазерам. Для каждой локализации свои метки. При КТ-разметке положение пациента и фиксирующие устройства должны быть точно такими же, как и при лечении на аппарате для лучевой терапии [4].

В предлучевую подготовку также могут входить дополнительные исследования для уточнения локализации опухоли или критических органов. Чаще всего проводят КТ, МРТ и ПЭТ исследования. При этих исследованиях входит планируемая зона облучения и зона метастазирования. Обязательно на диагностических аппаратах выбирают шаг среза такой какой нужен для планирования, для каждой локализации он разный. Например, для головы этот шаг составляет 1 мм., а для малого таза 2 мм. После все диагностические снимки загружаются в планирующую систему и врач-радиолог оконтуривает объем мишени и критические органы [4].

Также врач может загрузить дополнительные исследования МРТ снимков, ПЭТ снимков и совместить с КТ снимками в программе, для получения более точной мишени. После получения и совмещения снимков, начинается обработка самих снимков. Врач ищет мишень, делает некоторые отступы от нее, то есть проводит оконтуривание мишени и критических органов. После оконтуривания мишени врач задает предписание, то есть какую дозу должен получить пациент и за какой период. После всех этих процедур КТ (или другие) снимки пациента попадают к медицинским физикам в систему планирования [6].

В системе планирования производится расчет планов облучения с использованием специальных программ. Современные системы планирования лучевой терапии работают на быстродействующих компьютерах, позволяющих осуществлять быстрый расчет математических операций. Для разных мишеней используют разные методы планирования и разные аппараты. Метод планирования выбирает врач совместно с медицинским физиком. Для разных аппаратов используют разные программные обеспечения [6].

В отделении радиотерапии ГАУЗ АО «Амурский областной онкологический диспансер» (АООД) есть четыре аппарата и соответственно четыре системы планирования лучевой терапии (таблица 1). Как видно из таблицы для разных программ существуют разные методы планирования.

Таблица 1 – Аппараты и системы планирования лучевой терапии отделения радиотерапии ГАУЗ АО АООД

Аппарат	Программа	Метод планирования
Multisource	HdrPlus	2D Plan, 3D Plan
Halcyon	Eclipse	3D Plan, IMRT, Vmat
Elekta Synergy	Monaco, Xio	3D Plan, IMRT, Vmat
Рокус	Xio	2D Plan, 3D Plan

Для оптимального лечения при лучевой терапии доза излучения должна доставляться с высокой точностью до локализации опухоли. На распределение дозы могут повлиять множество факторов. Например, на доставку подведенной дозы к мишени оказывает влияние терапевтический стол, а точнее его толщина, поскольку пациентов лечат многопольными планом и в том числе полями из-под стола. И в зависимости от материала стола доза доставляется не полностью, так как стол поглощает дозу 1-2 %. На погрешность доставляемой к опухоли дозы также влияет специальное оборудование для фиксации пациента на столе и пеленка из ткани, на которой лежит пациент, одежда пациента. Если все суммировать, то получится, что погрешность доставки уже составляет от 2 до 6% уменьшенной дозы на опухоль и измененного распределения лечебной дозы в

РТВ. Кроме этого перечисленные причины оказывают влияние на распределение дозы на поверхности кожи, приводя к увеличению дозы и как следствие возможным ожогам. Доза, формируемая на поверхности кожи, складывается из двух компонентов: первая компонента появляется при образовании фотонами «загрязняющих» электронов в воздухе, коллиматоре и в материалах фиксирующих устройств, также стола на пути пучка (ткани пленки), а вторая компонента появляется из-за вторичных электронов, образованные в теле пациента [7].

## **1.2 Экспериментальные и теоретические методы дозиметрии лучевой терапии**

Медицинские физики проводя все дозиметрические мероприятия для контроля дистанционного и контактного облучения обеспечивают безопасное подведение дозы к пациенту на аппаратах для лучевой терапии [1]. Для того в планирующей системе выбирается соответствующий источник излучения или аппарат, на котором будет лечиться пациент. Для того, чтобы внести в планирующую систему аппарат или источник излучения, проводится дозиметрия с помощью водного фантома и клинического дозиметра. Для расчета 3D плана, необходимо загрузить снимки с КТ-аппарата, чтобы программа правильно учитывала плотность структур, измеряемых в числах Хаунсфилда (кости, жир, воздух и т.д.) [4].

Цель проведения дозиметрии – непосредственное измерение дозы ионизирующего излучения, исследование и теоретические расчеты, необходимые для оценки радиобиологического эффекта [8].

Доза ионизирующего излучения – это мера энергии излучения, поглощенная веществом или тканями. Выделяют два вида доз – при внешнем и внутреннем облучении. Соответственно источник излучения находится либо снаружи, либо внутри облучаемого объема. Например, при раке в гинекологии проходит внутриполостное лечение источником  $^{60}\text{Co}$ , а при раке кожи происходит лечение непосредственно в соприкосновение с кожей [9].

Рассмотрим простейший случай внешнего облучения системы, состоящей из  $\gamma$ -источника и облучаемого объекта. Вид выражения, определяющего дозу, следующий [10]:

$$D = \frac{K_\gamma \cdot A \cdot t}{R^2}, \quad (1)$$

где  $K_\gamma$  – гамма-постоянная – коэффициент пропорциональности, характеризующий свойства излучения и показывающий, какую мощность поглощенной дозы создает нефльтрованное  $\gamma$ -излучение точечного источника активностью 1 Бк на расстоянии 1 метр;

$A$  – функция активности;

$R$  – расстояние между источником излучения и облучаемым объектом;

$t$  – время облучения.

Мощность дозы, определяется [10]:

$$P = \frac{D}{t} = \frac{K_\lambda \cdot A}{R^2}. \quad (2)$$

Применяя эти формулы можно рассчитать дозу, формируемую точечным источником  $\gamma$ -излучения. Это очень удобно если необходимо знать точные безопасные величины, а под рукой не оказалось дозиметра для измерения ионизирующего излучения [10].

В области дозиметрии применяются две основные методологии для оценки дозы [10]:

1) *приборная оценка* – мощность дозы ионизирующих излучений, измеряемая непосредственно электрометром и ионизирующей камерой;

2) *расчетная оценка (прогноз)* – определяется через активность препарата.

К дозиметрическим характеристикам относят [10]:

1) физические параметры, которые важны для определения степени воздействия излучения в рамках радиационной безопасности и терапии – экспозиционная доза, поглощенная доза и плотность потока частиц;

2) нормируемые параметры, которые являются мерой вреда от радиации на человека;

3) операционные параметры, которые необходимы для контроля нормируемых величин – эквивалент дозы, амбиентная эквивалентная доза, поверхностная эквивалентная доза.

### **1.2.1 Экспериментальные методы дозиметрии электронных и фотонных пучков**

Пучки электронов относятся к первичному ионизирующему излучению, а пучки фотонов относятся к косвенно ионизирующему излучению, так как их первичное взаимодействие с веществом приводит к образованию свободно заряженных частиц, которые вызывают ионизацию [8].

Каждый клинический аппарат лучевой терапии имеет уникальные системы ввода и формирования пучка излучения, оказывающих влияние на энергетический спектр пучка и как итог распределение поглощенной дозы. Чтобы гарантировать качество лучевой терапии и проводить оценку дозного распределения необходим дозиметрический контроль параметров, влияющих на распределение поглощенной дозы в мишени и во всем теле пациента, осуществляемый методами измерительной дозиметрии [10].

Экспериментальные методы дозиметрии включают в себя прямые измерения дозы излучения с использованием дозиметров и детекторов, основанные на ионизации атомов вещества под действием излучения или регистрации светового излучения, возникающего при воздействии радиации на определенные материалы. Данные результатов дозиметрии используются для проверки теоретических моделей, а также для оценки рисков радиационного воздействия на здоровье человека и окружающую среду [8].



Дозиметрическое оборудование для лучевой терапии должно быть выбрано в соответствии с исследуемыми характеристиками пучка. С помощью дозиметрического оборудования можно получить следующие данные пучков [9]:

– *пучок электронов*: процентные глубинные дозы, профили пучка, коэффициенты радиационного выхода, поправочные коэффициенты для расчета доз при расстоянии источник-поверхность (РИП), больших чем номинальное;

– *пучок фотонов*: процентные глубинные дозы по оси пучка (ПГД), профили пучка в поперечном сечении и диагональные профили, коэффициенты радиационного выхода (OutputFactors), коэффициенты пропускания подвесной платформы и блока, характеристики многолепестковой диафрагмы, коэффициенты пропускания клина, характеристики динамического клина.

В дозиметрии необходимо величину от которой зависит биологический эффект – поглощенная доза в воде. Принцип Брэгга-Грэя лежит в основе метода определения поглощенной дозы в воде ионизационной камерой. Процентные глубинные дозы для электронных пучков определяются на основе измерения ионизации в воде или в фантомах из водоеквивалентных материалов с помощью ионизационных камер или диодов [10]. Радиационный выход пучков фотонов и электронов в лучевой терапии измеряют с помощью ионизационных камер (детектор), имеющих калибровочный коэффициент и с учетом множественных поправок на: ослабление пучка в воздухе, рекомбинацию ионов, влияние температуры, давления, влажности воздуха, вклад в общую ионизацию от рассеянных фотонов [1].

В клинической дозиметрии лучевой терапии ионизационные камеры используются в сочетании с соответствующими международными дозиметрическими протоколами – протокол TG-51, представленный целевой группой № 51 комитета лучевой терапии Американской ассоциации физиков в медицине и протокол TRS-398 Международного агентства по атомной энергии [11; 12].

Согласно данным протоколам поглощенная доза пучков электронов и фотонов высоких энергий в фантомах определяется на основе измерений ионизационной камерой следующим образом [11; 12]:

$$D_W^Q = M_{raw} \cdot P_{ion} \cdot K_{TP} \cdot P_{elec} \cdot P_{pol} \cdot k_Q \cdot N_{D,W}, \quad (3)$$

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

$P_{ion}$  – поправочный коэффициент, учитывающий эффективность сбора ионов с учетом рекомбинации;

$K_{TP}$  – поправочный коэффициент, учитывающий влияние температуры и давления окружающей среды;

$P_{elec}$  – поправочный коэффициент, учитывающий калибровку электрометра, при условии, что ионизационная камера и электрометр калибровались отдельно (в случае, когда ионизационная камера и электрометр калибруются вместе, данный коэффициент равен единице);

$P_{pol}$  – поправочный коэффициент, учитывающий влияние потенциалов противоположной полярности;

$k_Q$  – поправочный коэффициент, учитывающей качества пучка;

$N_{D,W}$  – опорное излучение, указывается в паспорте камеры.

Рассмотрим несколько видов дозиметрических приборов, имеющих в отделении радиотерапии ГАУЗ АО АООД.

Матричные детекторы переводят фотонное излучение в видимый свет или заряд. Если преобразование не прямое, то в детекторе дополнительно используются сцинтиллятор для преобразования электронов в световые фотоны (рисунок 4). Фотоны попадают на фотодиод и сцинтилляционная пластина преобразует их в электрический заряд, а после это преобразование считывается в цифровом виде. Для функции защиты от обратного рассеивания служит алюминиевая и свинцовая пластина в матрице. И эта пластина не дает оптическим фотонам отражаться от слоев поверхности [13].

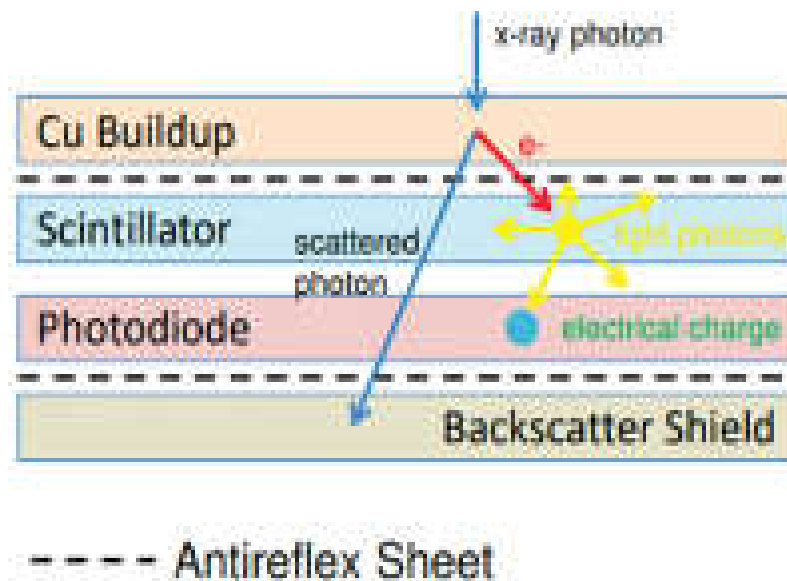


Рисунок 4 – Физический принцип работы матричного детектора [13]

Встроенные матричные детекторы производят несколько крупных компаний. Детекторы идут сразу с программным обеспечением, что существенно облегчает расчеты поглощенной дозы. На рисунке 5, а представлен ускоритель, оборудованный матричным детектором, сам детектор StarTrack фирмы Iba показан на рисунке 5, б.



а)



б)

а) ускоритель, оборудованный матричным детектором; б) матричный детектор

Рисунок 5 – Вид матричного детектора StarTrack [14]

Дополняет его программное обеспечение – myQAMachines. С помощью myQA дозиметрические измерения интегрируются со всеми другими проверками качества пучка. Это позволяет легко проверить и сопоставить ежедневные или ежемесячные данные контроля качества с эталонными данными, собранными во время ввода пучка в эксплуатацию. StarTrack легко настраивается и выравнивается. Данные передаются на персональный компьютер или ноутбук через Интернет-соединение [14].

Для измерения дозовых характеристик высокоэнергетических фотонных и электронных пучков в воде, а также гамма – рентгеновского излучения (поглощенная доза, ее мощность, амбиентный эквивалент дозы, ее мощность) применяются дозиметр Dose-1 (рисунок 6) и ионизационная камера FC-65G (рисунок 7) [15].



Рисунок 6 – Вид дозиметра Dose-1

Дозиметры состоят из электрометра и ионизационных камер. Электрометр нужен для измерения электрических величин и их преобразования. Ионизационная камера нужна для преобразования ионизирующих излучений в заряд или силу электрического тока. Между собой электрометр и ионизационная камера соединены траксиальным кабелем [15].



Рисунок 7 – Вид ионизационных камер [14]

Ионизационные камеры используются для абсолютной дозиметрии фотонных и электронных пучков на воздухе, а также в твердотельных и водных фантомах. Основой работы камеры является ионизация молекул или атомов газового наполнения камеры попадающим ионизирующим излучением. Приложение внешнего электрического поля к газу приводит к формированию электрического тока, который и регистрируется, определяя значение дозы ионизирующего излучения [15; 16].

Полупроводниковые детекторы работают по принципу ионизационных камер, но между электродами располагается не газ, а полупроводник. В полупроводнике образуются носители заряда под воздействием ионизирующего излучения – электроны в зоне проводимости и дырки в валентной зоне. У полупроводниковых детекторов чувствительность гораздо больше. Однако в полупроводниковом детекторе и без отсутствия ионизирующего излучения протекает ток – фоновый ток, поэтому они малоприспособлены для дозиметрии. Для того чтобы применять полупроводник в качестве детектора ионизирующего излучения следует создать обедненный электронами и дырками слой, проходя через который ионизирующая частица образовывала бы носители заряда. Тогда под носители зарядов достигают электродов под действием электрического поля. Зависимость дозовой чувствительности от энергии излучения заметно уменьшает использование полупроводниковых детекторов для измерения доз. Хотя

принцип работы и сопоставим с ионизационной камерой, полупроводниковые детекторы все же больше похожи на сцинтилляционные детекторы в счетчиковом режиме. Нужно проанализировать и найти верный способ компенсации энергетической зависимости чувствительности полупроводниковых детекторов [17].

На практике полупроводниковые детекторы (рисунок 8) используются для регистрации бета-частиц в широком энергетическом диапазоне, а также в гамма-спектрометрии и дозиметрии.



Рисунок 8 – Полупроводниковый дозиметр

В отделении радиотерапии ГАУЗ АО АООД используются полупроводниковые детекторы для измерения радиационного фона в помещениях с радиоактивными отходами или в помещениях где находится гамма – терапевтические аппараты.

Для дозиметрии в лучевой терапии очень важны такие параметры: РИП – расстояние источник-поверхность; размер поля ( $10 \times 10$ ); энергия фотонного пучка; значения температуры и давления в помещении где производятся измерение дозы. Любое отклонение от стандартных условий при использовании ионизационной камеры должно быть скорректировано, используя соответствующие коэффициенты [6].

Измерение абсолютной дозы необходимо приводить в соответствие дозе с мониторными единицами (например,  $1 \text{ Гр} \rightarrow 100 \text{ MU}$  на  $d_{\text{max}}$  РИП=100 см), поскольку система планирования рассчитывает время/МЕ. *Мониторная единица*

(ME/MU) – единица измерения радиационного выхода линейного ускорителя. На линейном ускорителе доза измеряется мониторными единицами ионизационными камерами, встроенными в головку аппарата лучевой терапии и соотносится с ME. Определение дозы производится с помощью откалиброванных камер [8].

Для проведения дозиметрических исследований пучка фотонов с энергией 6 МэВ клинического аппарата лучевой терапии Elekta Synergy отделения радиотерапии ГАУЗ АО АООД будет использоваться дозиметр Dose-1 и ионизационная камера FC-65G. Этот метод необходим для верификации теоретических расчетов и учета реального распределения дозы в тканях.

### **1.2.2 Теоретические методы дозиметрии**

Поскольку не существует прямых методов измерения дозы непосредственно в биологических тканях, то для дозного контроля могут применяться теоретические методы, которые включают в себя разработку математических моделей процесса облучения, учитывая все возможные эффекты взаимодействия излучения с веществом. Теоретические подходы также могут использоваться для оптимизации процедур дозиметрии и разработки новых методов измерения [1].

Цель лучевой терапии – доставить энергию ионизирующего излучения, в раковые ткани, щадя окружающие здоровые ткани. Из нескольких существующих сложных теоретических методов оценки поглощенной дозы с использованием специализированных программ можно выделить метод Монте-Карло. Моделирование данным методом позволяет определить очень важное значение дозы в лучевой терапии – периферическая доза, которую пациент будет получать из-за рассеяния фотонов как от тканей его тела, так и рассеяния от терапевтических устройств [18; 19; 20].

Метод Монте-Карло – это мощный метод полномасштабного моделирования процессов взаимодействия излучения с веществом, происходящих в рассеивающих средах (биологические ткани), гарантируя тем самым точность вычислений, в отличие от других методов [18; 19; 20].



В методе Монте-Карло моделирование процессов взаимодействия излучения с веществом, происходящих в теле пациента происходит следующим образом [21].

1. Генерация фотонов – фотоны генерируются случайным образом из источника излучения с заданным спектром энергий.

2. Транспорт фотонов: фотоны перемещаются через тело пациента, взаимодействуя с тканями.

3. Взаимодействия фотонов: фотоны могут испытывать различные взаимодействия с атомами тканей человеческого тела, такие как комптоновское рассеяние, фотоэлектрический эффект и образование пар.

4. Расчет дозы: энергия, депонируемая в тканях в результате взаимодействий фотонов, рассчитывается и суммируется для получения распределения дозы.

Ниже представлены основные преимущества метода компьютерного моделирования расчета поглощенной дозы [22].

1. Компьютерное моделирование случайных процессов с помощью алгоритма Монте-Карло – это статистический метод, позволяющий моделировать прохождение излучения через вещество. Программы, такие как Monaco, Eclipse, ХЮ и т.д., могут симулировать путь фотонов и их взаимодействия с веществом, учитывая фотонное поглощение, комптоновское рассеяние и образование пар.

2. В моделировании используются дифференциальные уравнения переноса излучения, которые описывают распределение интенсивности излучения в пространстве и времени. Они могут быть решены численно для получения более точной картины распределения интенсивности фотонов в материале.

3. В моделировании применяются экспериментальные данные, полученные для разных материалов, применяемых в лучевой терапии, и при разных энергиях фотонов. Это позволяет уточнить коэффициенты ослабления и другие параметры, необходимые для расчетов.

4. Моделирование позволяет провести анализ спектра энергий фотонов после прохождения через терапевтические устройства, что может дать инфор-

мацию о том, какие процессы взаимодействия были наиболее значимыми и как они изменили энергию фотонов.

5. Метод Монте-Карло используется для расчета дозы излучения в сложных геометриях, таких как тело человека, позволяет учитывать неоднородности тканей (например, наличие костей или имплантатов). Он позволяет точно моделировать рассеяние и поглощение излучения в тканях, что приводит к более точным планам лечения. Метод Монте-Карло обеспечивает высокую точность за счет учета большего числа физических процессов [18; 19; 20].

Также можно выделить и следующие недостатки метода Монте-Карло по сравнению с другими методами расчета дозы [23].

1. Длительное время расчета. Метод Монте-Карло требует моделирования большого количества частиц, что может привести к длительному времени расчета, что может быть проблематично для клинического использования, где быстрые и эффективные методы расчета дозы имеют решающее значение.

2. Статистический шум. Расчет дозы методом Монте-Карло имеет статистический шум, который может привести к неопределенности в результатах. Этот шум можно уменьшить путем увеличения количества моделируемых частиц, но это еще больше увеличит время расчета.

3. Ограничения в моделировании. Хотя метод Монте-Карло и является очень точным, но он имеет некоторые ограничения в моделировании. Например, он может не учитывать все типы взаимодействий излучения с веществом или может не точно моделировать поведение излучения вблизи границ.

Выбор алгоритма реализации метода Монте-Карло при составлении плана лучевой терапии зависит от конкретных поставленных задач. Для расчета значения поглощенной дозы фотонов в мишени и на поверхности кожи через терапевтические устройства используют компьютерное моделирование процессов взаимодействия излучения с веществом методом Монте-Карло, реализованного с помощью алгоритмов таких как FastSuperposition, Acuros и AAA и MCsquare [18].

Алгоритм FastSuperposition использует аппроксимации, которые могут привести к небольшой потере точности расчета дозы. Этот алгоритм используется в программе XIO Elekta (рисунок 9) [24].



Рисунок 9 – Реализация плана лучевой терапии на основе алгоритма FastSuperposition в программе XIO Elekta [24]

Алгоритм расчета Acuros – это детерминированный метод расчета дозы на основе Монте-Карло. Он был разработан для обеспечения высокой точности и эффективности расчетов дозы. Расчет алгоритмом Acuros подходит для быстрых клинических расчетов дозы. Этот алгоритм используется в программе Eclipse от компании Varian. При этом алгоритм постоянно совершенствуется, чтобы отвечать возрастающим требованиям к точности и безопасности лучевой терапии [25].

Алгоритм AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) – это алгоритм расчета дозы, разработанный компанией Varian, предназначен для точного моделирования распределения дозы излучения при облучении пациента. Работает на основе математической модели, которая учитывает анизотропное распространение фотонов и электронов в тканях пациента. Алгоритм учитывает различия в плотности и составе тканей, что важно для точности расчетов в областях с костной тканью и воздушными полостями [26]. Пример использования алгоритма AAA в программе Eclipse показан на рисунке 10.

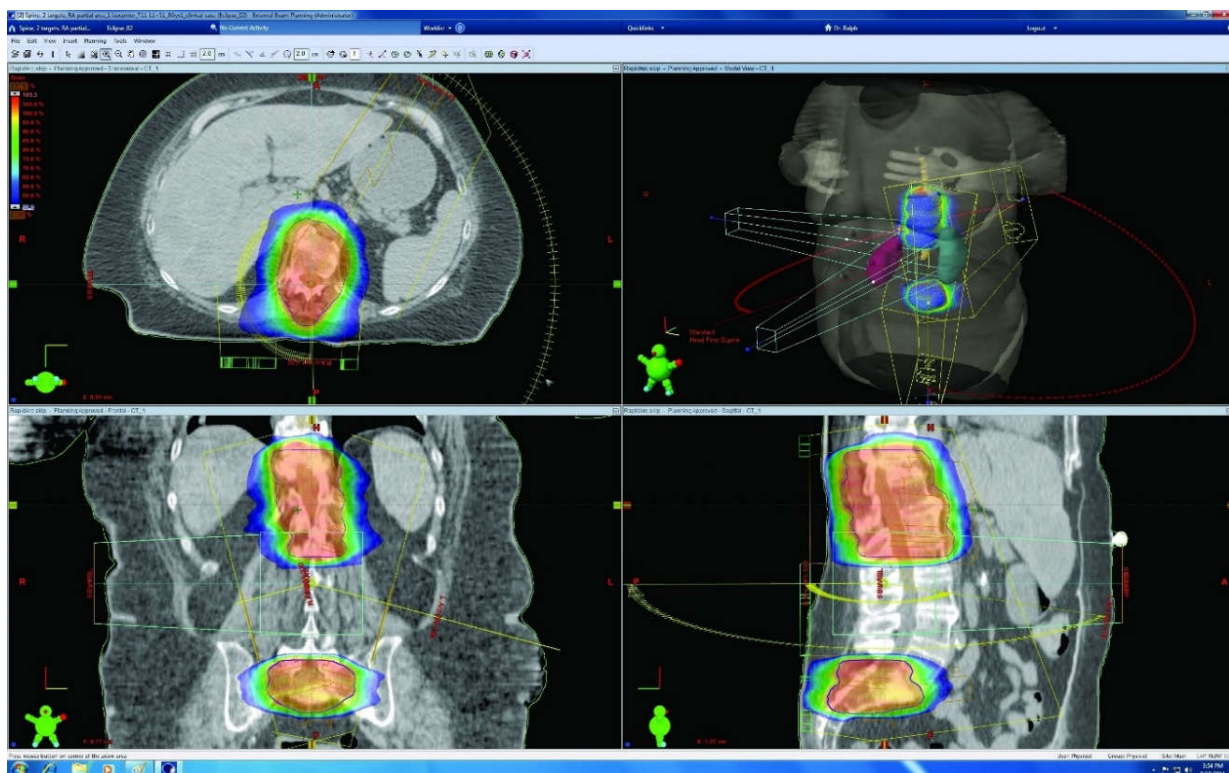


Рисунок 10 – Реализация плана лучевой терапии на основе алгоритма AAA в программе Eclipse [26]

Метод Монте-Карло реализованный в алгоритме MCsquare отслеживает траектории отдельных частиц излучения, учитывая их взаимодействие с веществом. Этот процесс повторяется для большого количества частиц, что позволяет получить статистически значимые результаты [24]. Существует несколько программных пакетов, использующих метод Монте-Карло для моделирования взаимодействия частиц с веществом в лучевой терапии – Monaco, EGSnrc, Geant4, MCNP [27].

Алгоритм MCsquare реализован в программе Monaco (рисунок 11) для моделирования взаимодействия излучения с тканями, включая [27]:

- комптоновское рассеяние;
- фотоэффект;
- рассеяние Резерфорда;
- ионизацию атомов среды.

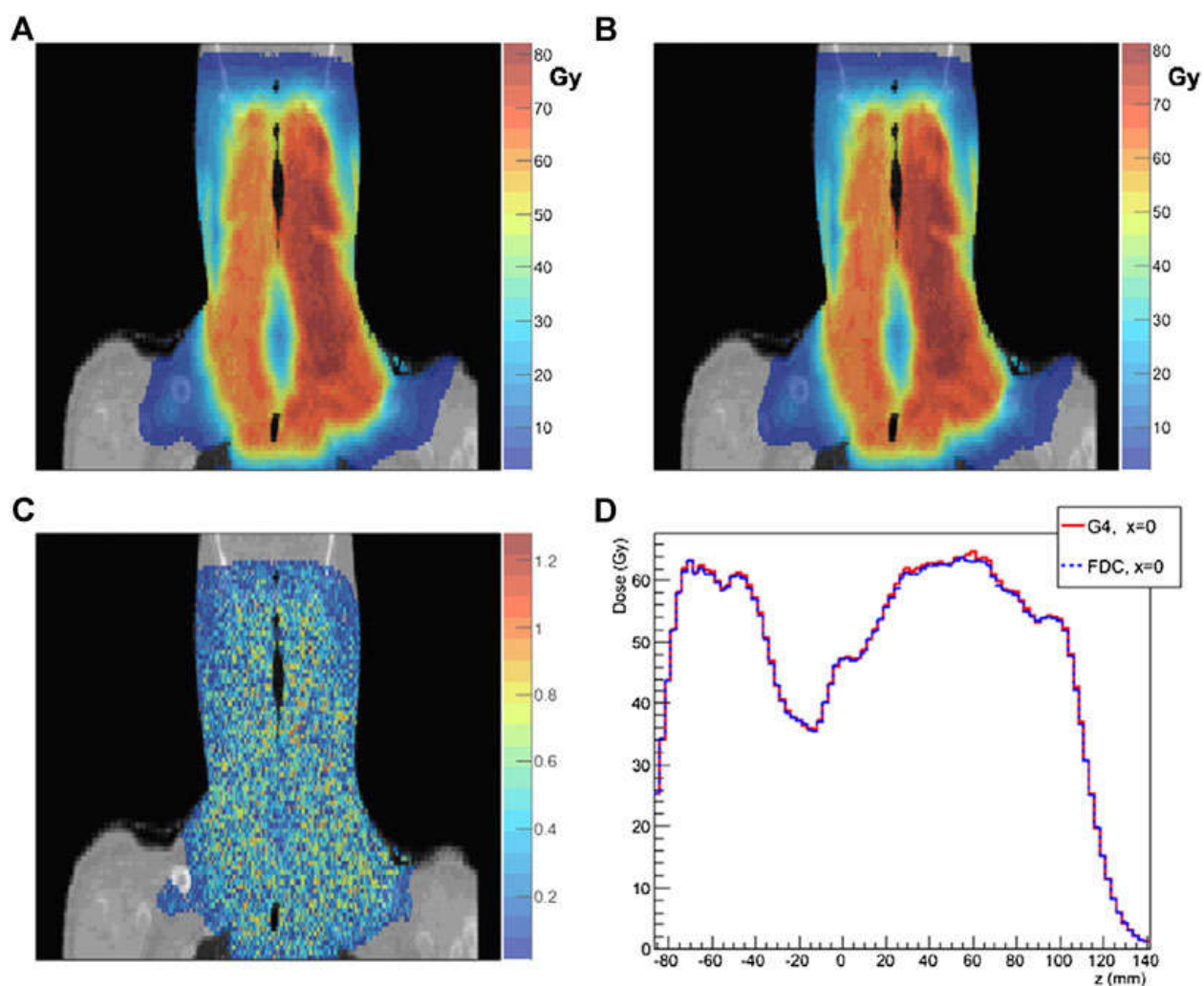


Рисунок 11 – Реализация плана лучевой терапии на основе алгоритма MCsquare в программе Monaco [27]

Для дальнейшего исследования выбран теоретический метод дозиметрии представленный в виде метода Монте-Карло, реализованный алгоритмом MCsquare в программе Monaco, который позволяют провести предварительный расчет поглощенной дозы.

### 1.3 Изменение дозы, вызванное применением терапевтических устройств

При лучевой терапии для иммобилизации пациентов во время процедуры используются различные фиксирующие устройства, которые могут повлиять на дозное распределение. В планирующих системах для лучевой терапии результат расчета зависимость поглощенной дозы от объема облучаемой структуры

может быть представлен в виде гистограммы доза-объем (ГДО). С помощью ГДО можно увидеть объемное распределение дозы для необходимой структуры. В статьях смотрели распределение дозы на коже, мишени или PTV, а также среднюю дозу в критических органах. Например, покрытие PTV должно соответствовать  $D_{95\%} > 95\%$ , что обозначает 95 % объема должно получить не менее 95 % от планируемой дозы и гистограмма позволяет это легко увидеть [7].

В статье [28] Дунхуэй Ван, Бин Ли, Чжэнхуань Ли и Фанту Конг показали, как влияет терапевтическое устройство для фиксации таза в положение лежа с подкладкой для живота на изодозное распределение на коже. В работе расчет доз выполнялся в одной планирующей системе при наличии фиксирующих устройств и при их отсутствии, планы были названы «План-» и «План+». Результаты планирования представлен в виде гистограмм. Точность расчетных доз проверялась с помощью гафхромной пленки EBТЗ и антропоморфного фантома.

Авторами работы [28] установлено, что в планирующей программе средняя доза на коже без учета иммобилизующего устройства выше на более чем 50 %, при этом на органы риска разницы в воздействии дозы не было. Проведенная дозиметрия с помощью EBТЗ показала, что доза на коже антропоморфного фантома на 23,66 % выше, чем рассчитанная системой планирования лечения без использования иммобилизующего устройства.

Таким образом, авторы установили, что фиксирующее устройство для таза в положении лежа в сочетании с подкладкой для живота понижает риск облучения тонкой кишки при лечении рака по гинекологии у женщин, но резко увеличивает дозу на коже особенно в области паха и промежности. Потому данное устройство должно быть включено во внешний контур в планирующей программе [28].

В работе [29] авторами представлены результаты исследования влияния иммобилизующего устройства (фиксирующее устройство для молочных желез) на дозное распределение на коже при лучевой терапии с модулированной интенсивностью (IMRT). В работе расчет доз проводился для двух наборов конту-

ров (при наличии фиксирующих устройств и при отсутствии) по одному и тому же плану. Результаты планирования представлен в виде гистограммы «доза-объем» и путем вычитания планов. Гистограмма «доза-объем», рассчитанная с помощью данных, полученных из объёмного распределения доз, позволяет быстро определить степень однородности или неоднородности облучения заданного объема, потому что одна гистограмма представляет информацию об однородности.

Авторами работы [29] установлено, что в планирующей программе без учета иммобилизующего устройства средняя доза на коже увеличилась примерно на 0,5 и 0,45 Гр, а доза, охватывающая планируемый целевой объем и другие органы риска не изменилась. Таким образом, авторы установили, что фиксирующее устройство для иммобилизации грудной клетки в положение лежа на спине резко увеличивает дозу на коже. Потому данное устройство должно быть включено во внешний контур в планирующей программе [29].

В работе [30] авторы исследовали дозиметрическое воздействие устройств для иммобилизации головы и шеи при многопольной модулированной по интенсивности лучевой терапии рака носоглотки. Были выбраны десять пациентов с карциномой носоглотки и аналогично работе [29] произведены расчеты и оценка планов.

Авторами работы [30] было установлено, что устройства для иммобилизации головы и шеи снижают степень охвата дозы и среднюю дозу плановых целевых объемов при раке носоглотки и приводят к увеличению дозы на кожу. Таким образом авторы сделали вывод, что при планировании лечения и расчете дозы иммобилизующее устройство должно располагаться в пределах контура тела, чтобы учесть уменьшение дозы и увеличение дозы на кожу.

Авторы работы [31] исследовали воздействие терапевтического устройства фиксации грудной клетки на дозное распределение на дерме при лучевой терапии с модулированной интенсивностью (IMRT). В работе было спланировано два плана с разной модуляцией секторов. Первый план с диапазоном секторов от  $180^\circ$  до  $220^\circ$ , где в зону облучения входит терапевтическое устрой-



ство. Второй план с диапазоном секторов от  $220^\circ$  до  $0^\circ$ , где терапевтическое устройство не входят в зону облучения. Результаты планирования представлен в виде гистограммы «доза-объем».

Авторами работы [31] установлено, что доза на коже где фиксирующее устройство входят в зону облучения, приводит к ожогу на более чем 10 %. Таким образом, авторы установили, что необходимо обращать внимание на дозу облучения кожи, вызываемую устройствами иммобилизации, и искать решения для смягчения этих негативных последствий. При планировании лечения рака молочной железы необходимо включение устройств иммобилизации во внешний контур тела и учет приращения кожной дозы при расчете.

Авторами работы [32] представлены результаты исследования влияния отклонения дозы от устройств иммобилизации для фиксации головы при планировании лечения VMAT. В работе расчет дозы проводили алгоритмом AAA. Результаты планирования представлен в виде гистограмм. Авторами установлено, что абсолютная разница в охвате V95 между планами включающие терапевтические устройства и без них колебалась от 0,4 % до 2,3 %. Таким образом авторы статьи [32] пришли к выводам, что, если не учитывать затухание от устройств иммобилизации, это может привести к неправильному представлению дозы, подаваемой на PTV.

Таким образом, во всех выше рассмотренных исследованиях, авторы пришли к выводу, что при планировании лечения необходимо включение устройств иммобилизации во внешний контур тела и учет приращения кожной дозы при расчете.

## 2 ОБЪЕКТЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

### 2.1 Оборудование лучевой терапии

*Линейный ускоритель.* Современный линейный ускоритель электронов – это установка, в которой с помощью электрических и магнитных полей получают направленные пучки электронов, протонов, ионов и других заряженных частиц с энергией, значительно превышающей тепловую энергию, и включающая системы объемной и портальной визуализации [33]. На данный момент в России линейные ускорители представлены двух производителей – Varian (Америка) и Elekta (Великобритания) (рисунок 12).



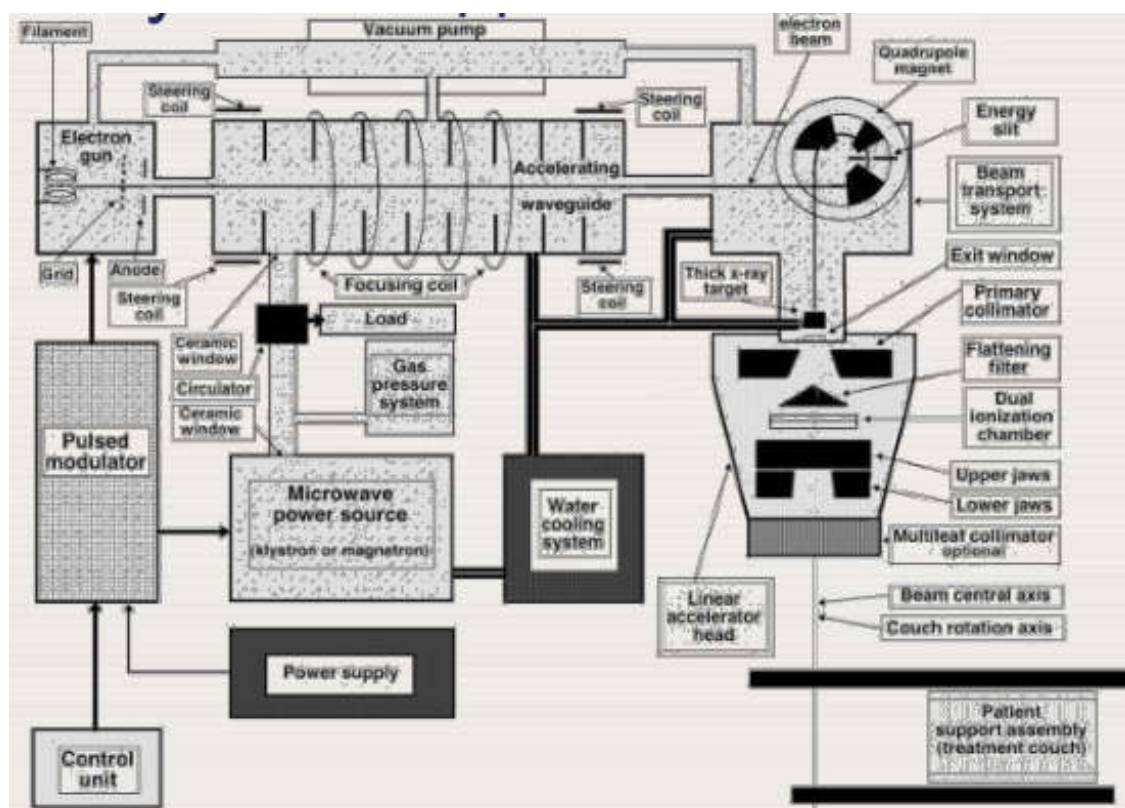
Рисунок 12 – Линейный ускоритель ElektaSynergy

В отделение радиотерапии ГАУЗ АО «Амурский областной онкологический диспансер» два линейных ускорителя разных производителей.

В современных радиологических установках для диагностики и лечения используются специализированные ускорители. Эти устройства способны создавать фотонные лучи с энергетическим диапазоном от 4 до 25 МэВ. Основные компоненты таких ускорителей включают в себя модули для генерации, ускорения и направления луча [34].

Модуль генерации обычно содержит источник высоковольтного тока, микроволновой генератор (клистрон или магнетрон), систему подачи газа для волноводной части, охлаждающую систему и инжектор. Модуль ускорения состоит из ускоряющей части, вакуумных и ионных насосов, фокусирующих элементов и магнита для изменения направления луча. Модуль коллимации включает цель для луча, рассеивающий фильтр из вольфрама и коллиматор с многочисленными лепестками, а также дополнительные шторки для точной настройки луча. Основные элементы любого линейного ускорителя - это ускоряющая часть, магнит, коллиматор и инжектор, размещены непосредственно внутри вращающейся части ускорителя, его называют гентри. Это позволяет точно направлять луч на нужную область пациента [34; 35].

Управлять всем аппаратом можно через контрольную панель, которая находится не в каньоне, а также через пультовую систему в каньоне для безопасности пациентов. Аппарат изображен схематически на рисунке 13. Схема аппарата актуальна для линейного ускорителя любого производителя.



Рисунке 13 – Аппарат изображен схематически [35]

*Дозиметрическое оборудование.* Для клинических задач определение дозиметрических характеристик высокоэнергетического фотонного пучка проводится с помощью дозиметра Dose-1 и ионизационной камеры FC-65G (описание представлено в п. 1.2.1) в соответствии с международными рекомендациями по клинической дозиметрии [9].

Последовательность действий при проведении дозиметрических измерений с использованием дозиметра Dose-1 и ионизационной камеры FC-65G следующая [9].

1. Установка фантома в каньоне ускорителя на терапевтический стол, центровка по встроенным лазерам.

2. Измерение температуры в адаптерной пластине и атмосферного давления с помощью барометра. Запись данных в соответствующие графы рабочего листа.

3. Установка камеры FC-65G в центр адаптерной пластины твердотельного фантома. Поднятие терапевтического стола до заданного РИП.

4. В пультовой ускорителя включение Dose-1, подключение камеры FC-65G к нему. Настройка электрометра на рабочее напряжение 300 В, на необходимый диапазон и единиц измерения в Гр, на полярность. Задание коэффициента камеры  $N_{D,w}$ .

5. На ускорителе в сервисном режиме выбор размера поля  $10 \times 10$  см.

7. Предварительное облучение ионизационной камеры дозой 200 МЕ. Обнуление значения на электрометре.

8. Проведение компенсации темнового тока электрометра (компенсацию «фона»).

9. Проведение трех измерений при дозе 100 МЕ

10. Запись результатов в формулу (2). Расчёт дозы.

*Фантомы для клинической дозиметрии.* Для оценки поглощенной дозы необходимо наличие среды. Это может быть либо тело самого пациента (in vivo дозиметрия), либо фантом [6]. Для клинической дозиметрии применяются два типа фантомов: геометрические и антропоморфные. Фантомы изготавливаются

из материалов, воспроизводящих свойства живых тканей для определенного вида излучения. На дозу, регистрируемую в фантоме влияет не только материал самого фантома, но и его форма и размеры [6].

В отделении радиотерапии ГАУЗ АО АООД есть несколько видов фантомов: водный фантом (рисунок 14), мини-фантом, твердотельный фантомы, антропоморфный фантом.



Рисунок 14 – Вид водных фантомов [9]

При проведении исследований в данной работе будет использоваться твердотельный фантом «белая вода», как наиболее эквивалентный водному фантому и удобный для измерения дозы с использованием ионизационной камеры (рисунок 15). Материал фантома – полистиролообразующий материал с примесью  $\text{TiO}_2$  (2 % от массы). Плотность материала –  $1,045 \text{ г/см}^3$  [9].



Рисунок 15 – Вид фантома «белая вода», пластины с толщиной – 1 см, 0,5 см, 0,2 см, адаптерная 2 см [9]

*Терапевтические устройства в лучевой терапии для иммобилизации.* Для оптимального лечения при лучевой терапии доза излучения должна доставляться с высокой точностью до локализации опухоли. Иногда важна точность укладки пациента до миллиметра. В этом помогают терапевтические устройства в лучевой терапии для иммобилизации. Например, такие как:

1) для головы, шеи – это маски на опорных пластинах с подголовниками (рисунок 16).

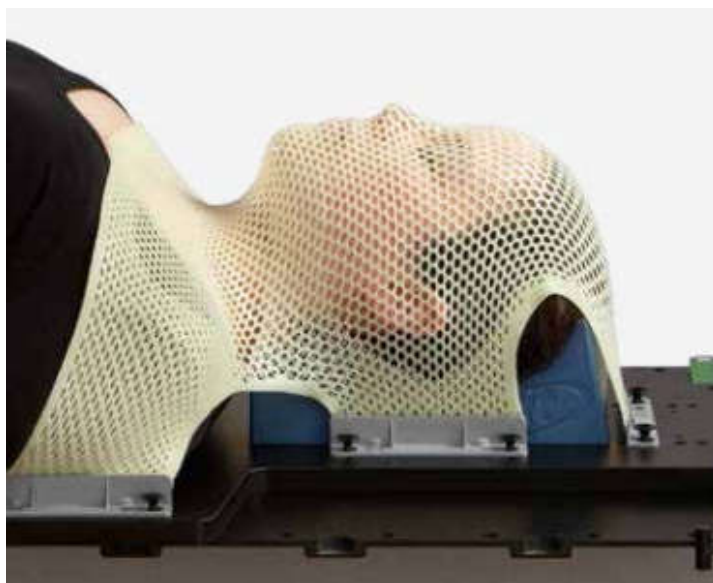


Рисунок 16 – Вид маски на опорной пластине с подголовником [36]

2) для фиксации детей или брюшной полости, или позвоночника используют вакуумные матрасы (рисунок 17), изготовленные из непроницаемого нейлона и наполненные полистироловыми шариками [37].



Рисунок 17 – Вид вакуумного матраса производителя Civco



### 3) терапевтический стол (дека) аппарата лучевой терапии (рисунок 18)

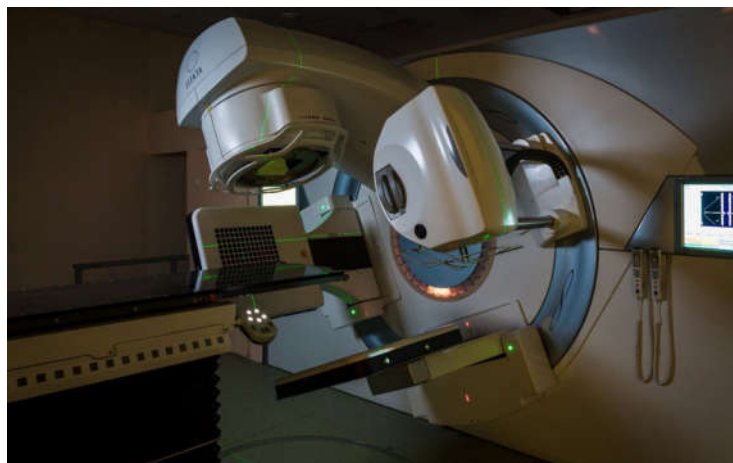


Рисунок 18 – Вид терапевтического стола линейный ускорителя Elekta [38]

На распределение дозы могут повлиять множество факторов. Например, на доставку подведенной дозы к мишени оказывает влияние терапевтический стол, а точнее его толщина и состав, поскольку пациентов лечат многопольными планом и в том числе полями из-под стола. Нужно понимать, что при лучевой терапии в планирующей программе пациент не висит в воздухе. Хотя программа предполагает именно это. И при планировании поля могут подводиться из-под стола, то есть стол входит в зону облучения. И в зависимости от материала стола доза до мишени доставляется не полностью, так как стол поглощает часть дозы. На разных аппаратах лечебный стол изготовлен из разного материала. Как правило состав лечебного стола на современных аппаратах это углерод пластик, но буквально 10 лет назад пациенты лежали на деревянных столах и им также подводились поля из-под стола [6]. У современных столов с покрытием из углеродистого волокна ослабление до 15 % наблюдается в некоторых частях деки стола [6].

Как правило, производители не разглашают из каких точно материалов изготовлены фиксирующие устройства. Например, «Система является результатом инновационного процесса разработки и высокотехнологичных методов производства с использованием технологии производства углеродного волокна из авиационной промышленности» [36; 37] – эта выдержка от производителей про ва-



куумный матрас. Но в паспорте на изделия они указывают процент поглощения и плотность в Хаунсфилд. Чтобы минимизировать влияние материалов на дозное распределение, важно выбирать материалы с низким рассеянием и поглощением, а также тщательно размещать приспособления для фиксации, чтобы избежать дефектов [36; 37].

Приспособления для фиксации изготавливаются из различных материалов, в зависимости от конкретного применения. Наиболее распространенными материалами являются [36; 37]:

- пластик, который используется для изготовления масок, термопластических листов и других приспособлений для фиксации головы, шеи и конечностей;
- углеродное волокно, используемое для изготовления жестких фиксаторов и масок;
- алюминий, используемый для изготовления подвижных фиксаторов и приспособлений для поддержки пациентов;
- пенопласт, используемый для изготовления подушек и вставок для обеспечения комфорта, и поддержки пациента.

Столы для лучевой терапии обычно изготавливаются из [36; 37]:

- углеродного волокна, которое обладает высокой прочностью, низким рассеянием и поглощением излучения, а также биосовместимостью;
- алюминиевого сплава, который имеет легкий вес, высокую прочность и низкую стоимость;
- стали, которая по сравнению с выше представленными, более прочный и долговечный материал, но обладает более высоким рассеянием и поглощением излучения.

## **2.2 Программа MONACO**

Монасо – это программное обеспечение для планирования лучевой терапии, разработанное компанией Elekta. В программе Монасо (рисунок 19) используется метод Монте-Карло для точной и быстрой имитации взаимодей-

ствия ионизирующего излучения с веществом, что имеет важное значение в современной лучевой терапии [39; 40].

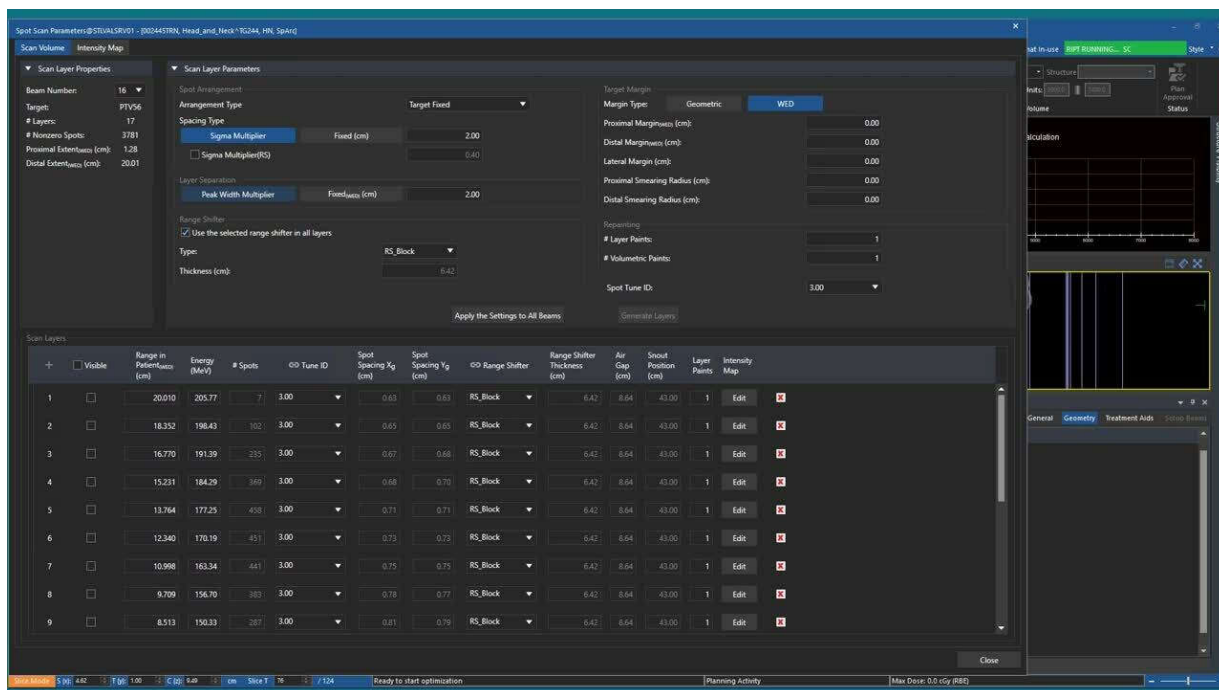


Рисунок 19 – Вид интерфейса программы Monaco

Monaco сертифицирован Американской ассоциацией медицинских физиков (AAPM) и соответствует стандартам Международной комиссии по радиационной защите (ICRP) [40].

Monaco предлагает широкий спектр возможностей для планирования лучевой терапии, включая [39]:

- моделирование различных типов излучения (фотоны, электроны, протоны и тяжелые ионы);
- учет сложных геометрий (неоднородности тканей, полости и имплантаты);
- оптимизация планов лечения (задаются необходимые условия, например ограничения на критические органы);
- распределение дозы в объеме (планирование проходит быстро, благодаря тому что мы сразу видим изодозное покрытие мишени);
- объединение с другими системами (в одной планирующей системе может быть несколько различных моделей ускорителей, разные КТ-плотности,

можно загружать любые МРТ и ПЭТ исследования, независимо от производителя);

- расширенные инструменты визуализации (3 D- и 4D-визуализация для подробного анализа распределения дозы).

Преимущества [41]:

- метод Монте-Карло обеспечивает высокую точность расчетов дозы;
- интуитивно понятный и удобный интерфейс для эффективного планирования;

- автоматические функции оптимизации и расчета дозы экономят время и повышают результаты;

- интеграция с системами доставки обеспечивает бесшовный рабочий процесс;

- Монасо используется в клинических исследованиях и разработках новых методов лучевой терапии.

В целом, Монасо является мощным программным пакетом для планирования лечения в лучевой терапии, который обеспечивает высокую точность и универсальность. Он используется в клинической практике для различных методов лучевой терапии [40]. Но также есть и недостатки. Такие как, высокая стоимость программного обеспечения и специальные навыки работы в программе.

Метод Монте-Карло реализован в программе Монасо следующим образом [42].

1. Генерация случайных чисел. Монасо использует генератор псевдослучайных чисел, основанный на алгоритме Мерсенна-Твистера. Этот генератор генерирует последовательность чисел, которые статистически равномерно распределены в диапазоне  $[0, 1]$ .

2. Выборка случайных параметров: Монасо позволяет пользователям определять различные параметры для моделирования, такие как вероятности,

распределения и переменные. Программа использует сгенерированные случайные числа для выборки значений этих параметров.

3. Моделирование: Monaco использует выбранные случайные параметры для моделирования системы. Программа выполняет многократны симуляции системы, каждый раз используя другой набор случайных параметров.

4. Статистический анализ. После выполнения симуляции Monaco собирает данные о результатах. Программа использует эти данные для расчета статистических показателей, таких как, среднее значение, стандартное отклонение и доверительные интервалы.

5. Оценка неопределенности: метод Монте-Карло позволяет Monaco оценивать неопределенность в моделировании. Программа генерирует множество различных реализаций системы и анализирует результаты, чтобы определить диапазон возможных исходов.

Программа Monaco может динамически корректировать параметры выборки на основе предыдущих симуляций для повышения эффективности. Также программа предоставляет различные визуальные инструменты для анализа результатов: гистограмма; диаграммы рассеяния; графики чувствительности. Программа работает с другими системами через DICOM передачу файлов [41].

Наличие терапевтических устройств при планировании лучевой терапии в программе Monaco задается путем внесения в программу типа устройств с указанием их плотности в единицах Хаунсфилда. Методом Монте-Карло программа Monaco позволяет эффективно моделировать процессы взаимодействия излучения с тканями пациента с учетом наличия во время процедуры лучевой терапии терапевтических устройств, так как они расположены непосредственно на пути излучения. Программа Monaco обеспечивает возможность моделирования различных вариантов лечения и оптимизации распределения дозы для каждого конкретного случая. Визуализация распределения дозы в программе Monaco способствует сопоставлению результатов с дозиметрическими данными и планированием, подчеркивая необходимость индивидуализации лечения с

учетом анатомии и физиологии пациента, а также наличия во время лечения фиксирующих устройств [42].

## 3 ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ УСТРОЙСТВ НА РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ДОЗЫ

### 3.1 Исследование экспериментальным методом дозиметрии

Для исследования поглощения излучения терапевтическими устройствами использовали следующее оборудование.

В качестве источника излучения – медицинский линейный ускоритель электронов Electa Synergy, энергия фотонов 6 МэВ, поле 10×10 см со 100 мониторными единицами (МЕ) при расстоянии источник-поверхность (РИП) равным 100 см.

Для измерения поглощения излучения в мишени и на поверхности кожи – семь пластин эквивалента твердотельного фантома «белая вода» и одну пластину (амбиентную), внутрь которой помещалась ионизационная камера.

Измерение значения заряда проводилось электрометром с помощью ионизационной камеры FC-65G, помещенной в фантом и передавалось на дозиметр Dose-1. Каждое измерение заряда проводилось по три раза.

Процедура определения поглощённой дозы пучка фотонов высоких энергий в тканеэквивалентных фантомах проводили в соответствии с протоколом TG-51 и протоколом TRS-398 Международного агентства по атомной энергии.

Измерения поглощённой дозы пучка фотонов проводились при отсутствии терапевтических устройств (рисунки 20 и 21) и при их наличии: дека терапевтического стола (рисунок 22), вакуумный матрас (рисунок 23). Терапевтические устройства располагались на фантоме, после чего проводили облучение. Пучок излучения проходил сквозь терапевтическое устройство и регистрировался ионизационной камерой, расположенной в фантоме.

Алгоритм действий при проведении абсолютных дозиметрических измерений представлен в пункте 2.1.



Рисунок 20–Измерение заряда  $M_{raw}$  в фантоме при отсутствии терапевтических устройств

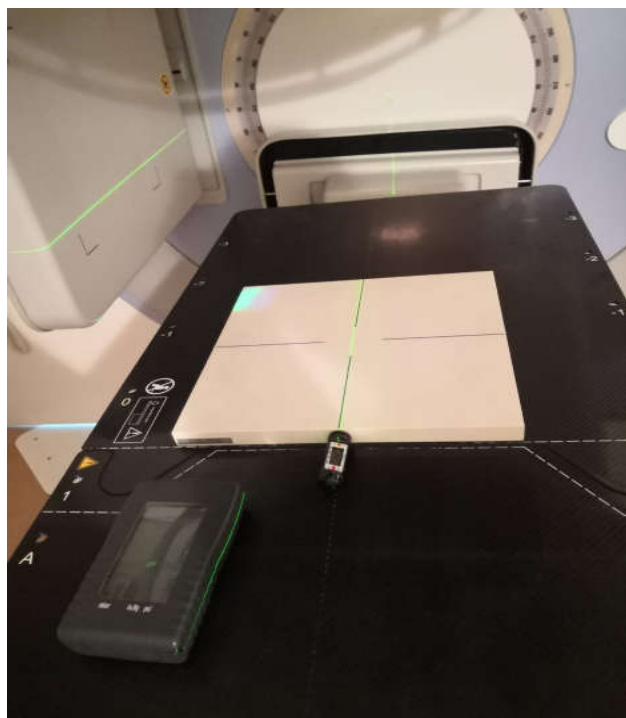


Рисунок 21 – Измерение заряда  $M_{raw}$  на поверхности кожи при отсутствии терапевтических устройств



Рисунок 22 – Измерения заряда  $M_{raw}$  в фантоме при наличии деки стола



Рисунок 23 – Измерения заряда  $M_{raw}$  в фантоме при наличии вакуумного матраса



Результаты измерения заряда в электрометре представлены таблице 2. Используя полученные значения проводился расчет поглощённой дозы по формуле (3). Результаты расчётов поглощённой дозы также представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Результаты измерений и расчетов

Измеряемые и рассчитываемые параметры	Без терапевтических устройств		С декой стола		С вакуумным матрасом	
	на поверхности кожи	в фантоме	на поверхности кожи	в фантоме	на поверхности кожи	в фантоме
Среднее значение измеряемого заряда на электрометре $M_{raw}$ , Кл	18,96	19,68	20,26	19,27	20,46	19,46
Поглощённая доза $D_W^Q$ , Гр	1	1	1,07	0,98	1,08	0,98
Отклонение от установленной дозы, %	0	0	+7 %	-2 %	+8 %	-2 %

По полученным результатам видно (таблица 2), что поглощённая доза в фантоме с учетом деки стола равна 0,98 Гр. Это означает, что дека стола поглотила дозу 2 % от установленной дозы в 1 Гр. На поверхности кожи с учетом деки стола доза составляет 1,07 Гр, что дает отклонение от установленной дозы 7 %. Также с вакуумным матрасом поглощённая доза в фантоме с учетом вакуумного матраса равна 0,98 Гр. Это означает, что вакуумный матрас поглотил дозу 2 % от установленной дозы в 1 Гр. На поверхности кожи с учетом вакуумного матраса доза составляет 1,08 Гр, что дает отклонение от установленной дозы 8 % [43; 44].

Терапевтические устройства дают одинаковое отклонение от установленной дозы в 1 Гр в локализации опухоли, на поверхности кожи различие не большое. Также стоит учесть, что вакуумный матрас находится на деке стола и сумма отклонения поглощенной дозы суммируется. То есть, при реализации многопольного плана с использованием полей подведенных из-под терапевти-

ческого стола общая доза не полностью подведена к мишени и будет образовываться пережог кожи.

### **3.2 Исследование методом Монте-Карло в программе Monaco**

При лучевой терапии фотонами значение максимальной дозы  $D_{\max}$  достигается на глубине примерно 1,5-2 см под поверхностью кожи. На самой поверхности кожи доза ниже максимальной и увеличивается с глубиной до точки  $D_{\max}$ , после чего начинает постепенно уменьшаться. Но так как для кожи значение толерантной дозы по Quantec составляет 40 Гр [45], необходимо контролировать  $D_{\max}$ . Также необходимо контролировать доставляемую дозу ( $D$ ) к мишени.

Для исследования моделированием методом Монте-Карло в программе Monaco влияния терапевтических устройств на значение поглощенной дозы фотонного излучения (энергией 6 МэВ на лучевом терапевтическом ускорителе Elekta Synergy) необходимо выполнить две задачи.

Первая – это определение максимальной дозы ( $D_{\max}$ ) на поверхности кожи пациента.

Второй этап включает определение объема доставленной дозы излучения к целевому объему (PTV) и оценку точности этой дозы.

Для вычисления дозировки в сложных структурах, подобных человеческому телу, используется теоретический подход – Метод Монте-Карло, который реализован через алгоритм MCsquare в программном обеспечении Monaco.

Приведен алгоритм для определения поглощенной дозы в терапевтической мишени и на коже пациента, который учитывает прохождение фотонов с энергией 6 МэВ через лечебное оборудование:

1. Для того, чтобы внести необходимые данные терапевтических устройств и фантомов в интерфейс программы Monaco, предварительно отсканировали на КТ-аппарате твердотельные фантомы «белая вода» в отсутствие терапевтических устройств (рисунки 24 и 25) и при их наличии (рисунки 26 – 28).

2. Провели загрузку КТ-снимков фантомов и терапевтических устройств в программу Monaco, где они были оконтурены (определены границы различных

анатомических структур и областей интереса на КТ-снимках, для оптимизации плана лечения).

3. В программе Monaco выбран аппарат Elekta Synergy, энергия фотонного пучка 6 МэВ, задали дозу 1 Гр, РИП = 100см и размер поля 10×10 см.

4. Разработали комфортный 3D-лучевой план, посчитанный алгоритмом MCsquare. Результатом 3D-лучевого плана является изодозное распределение.

Точно также в программе Monaco сделан расчет поглощенной дозы в мишени и на поверхности кожи без терапевтических устройств.

В программе Monaco полученные результаты моделирования можно увидеть в виде изодозного распределения (рисунки 24 – 28), гистограммы или в виде таблицы клинических целей (рисунок 29), что упрощает анализ результатов. Результаты моделирования представлены в таблице 3.

На рисунке 24 представлено изодозное распределение, полученное в программе Monaco, в фантоме в виде одной адаптерной пластины толщиной 2 см, имитирующей кожу пациента в отсутствие терапевтических устройств.

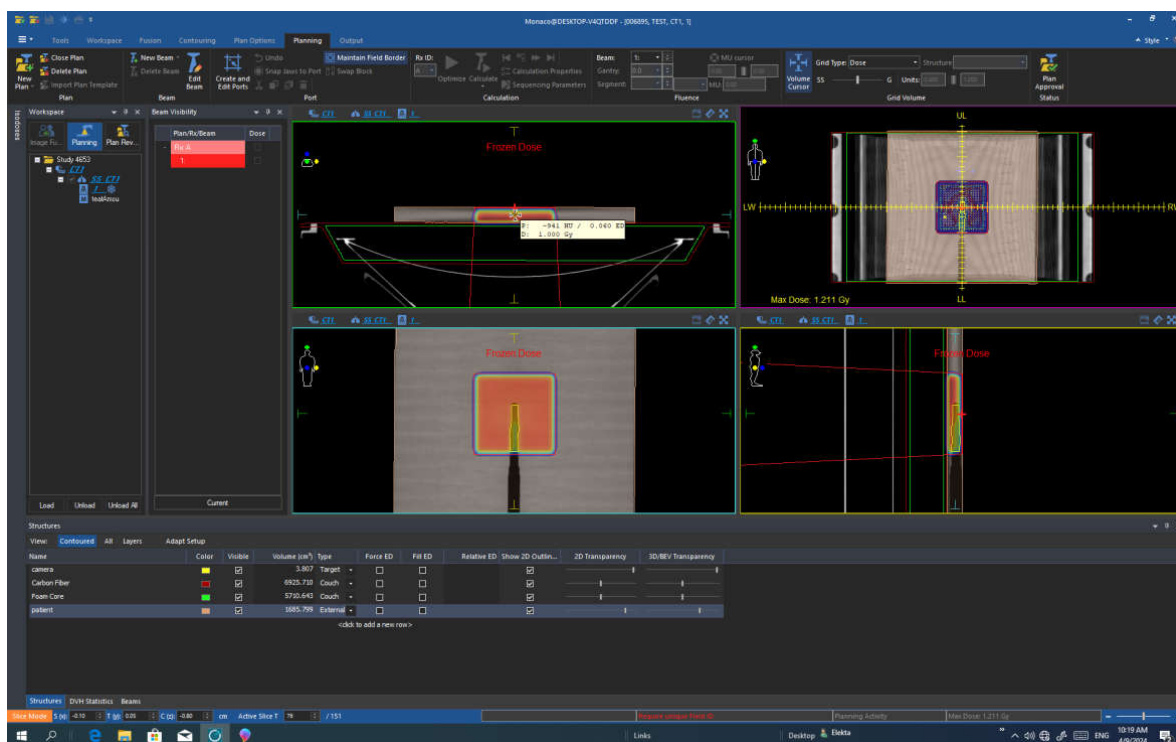


Рисунок 24 – Изодозное распределение в фантоме (адаптерная пластина) без терапевтических устройств

Изодозное распределение, представленное на рисунке 25, отображает распределение дозы излучения в фантоме, который моделирует тело пациента в программе Монасо.

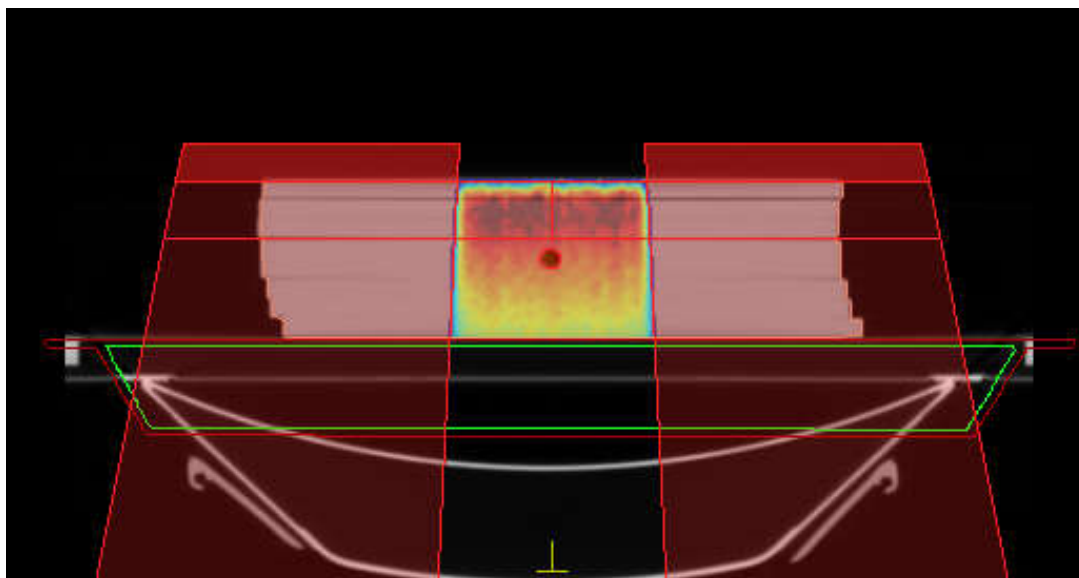


Рисунок 25 – Изодозное распределение в фантоме без терапевтических устройств

На рисунке 26 представлено изодозное распределение в фантоме твердотельного фантома «белая вода» толщиной 8 см при наличии деки стола.

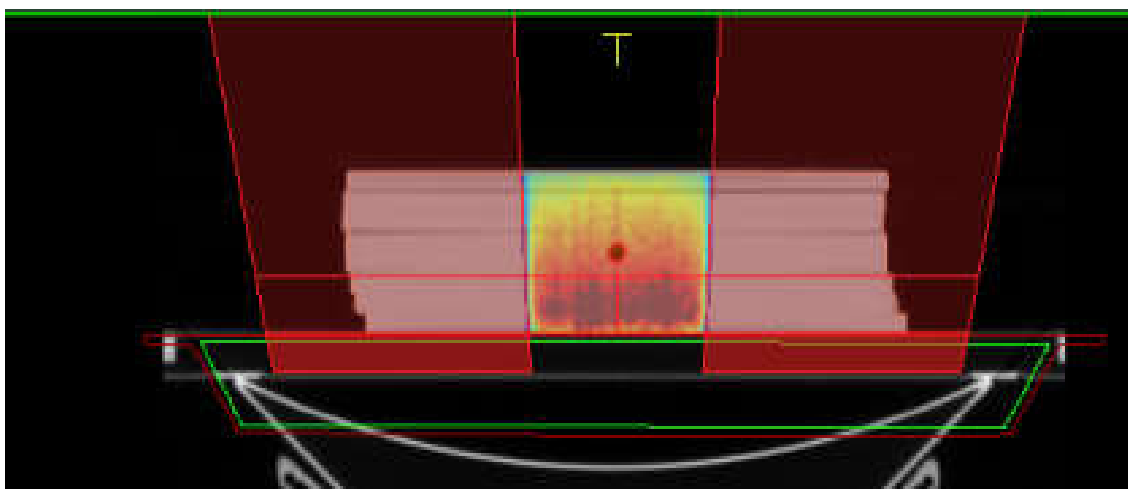


Рисунок 26 – Изодозное распределение в фантоме с декой стола

На рисунках 27 и 28 представлено изодозное распределение, полученное в программе Монасо, в фантоме в виде одной адаптерной пластины при наличии терапевтических устройств (дека стола и вакуумный матрас).

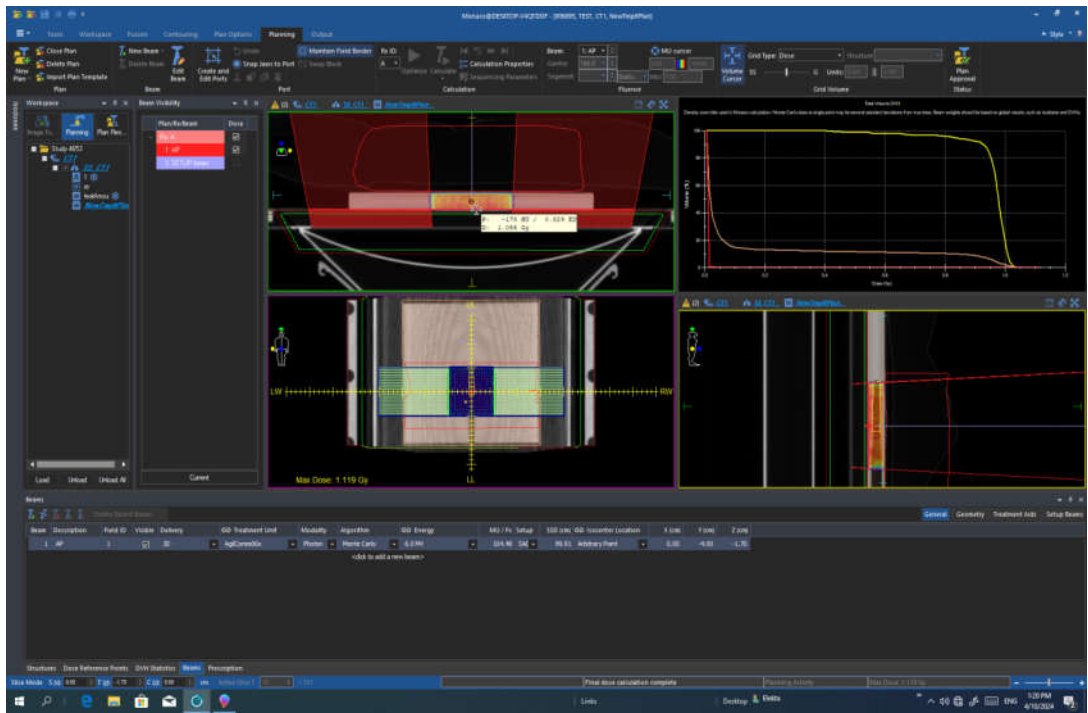


Рисунок 27 – Изодозное распределение в фантоме с декой стола

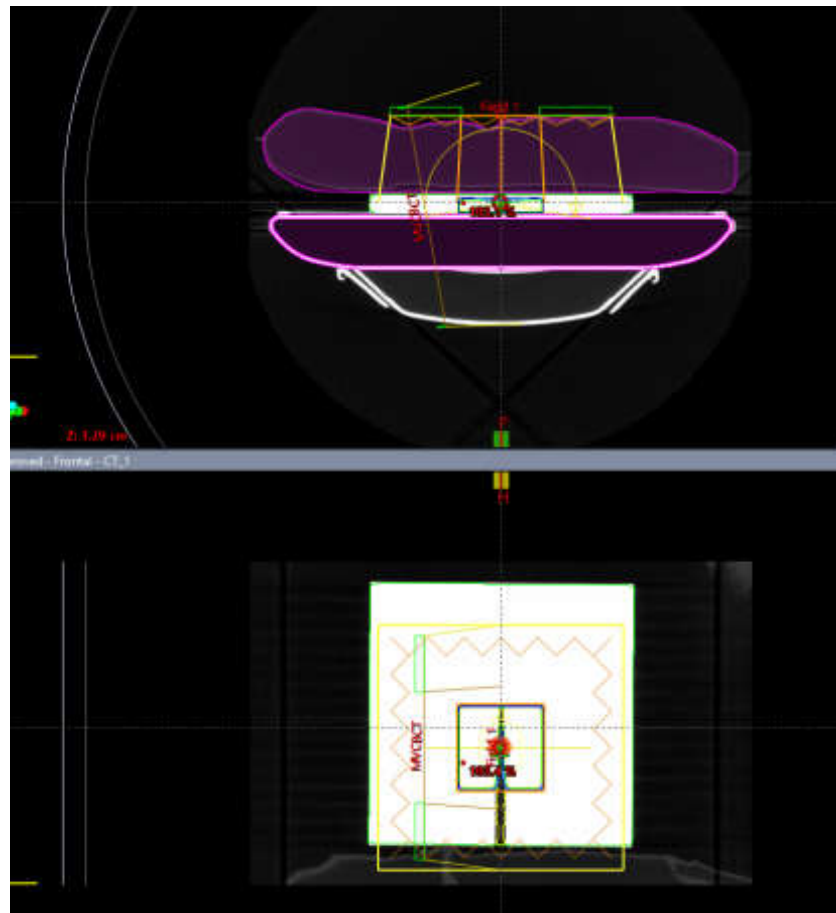


Рисунок 28 – Изодозное распределение в фантоме с вакуумным матрасом

Изодозное распределение показывает линии равной дозы излучения, которые нанесены на анатомические структуры фантома. В данном случае, изодозные линии показывают, как доза распределяется в присутствии адаптерной пластины с терапевтическими устройствами, которые используются во время лучевой терапии для фиксации и правильного позиционирования пациента.

Полученные изодозные распределения позволяют определить при отсутствии и наличии терапевтических устройств:

- 1) значение максимальной дозы ( $D_{max}$ ) на поверхности кожи пациента;
- 2) величину доставляемой дозы к мишени (D);
- 3) оценить, как каждый тип устройства влияет на значение доз;
- 4) оценить погрешность доставляемой дозы к мишени.

Изодозное распределение позволяет медицинским физикам оценить, насколько эффективно будет доставлена доза к целевой области и как будет минимизировано воздействие на окружающие здоровые ткани. Это критически важно для создания оптимального плана лечения, который обеспечивает максимальную эффективность при минимальном риске для пациента.

В программе Monaco полученные результаты можно увидеть в виде гистограммы или в виде таблицы клинических целей. В клинической практике онкологи следуют рекомендациям Quantec и смотрят именно клинические цели в программе (рисунок 29).

Plan		Plan1
Total Dose		1.00 Gy
Clinical Goal Summary		
		2   0   0
<span style="color: green;">●</span> BODY	P1	$D_{max} < 1.00 \text{ Gy}$ 1.00 Gy
<span style="color: yellow;">●</span> camera	P1	$D_{max} < 1.00 \text{ Gy}$ 1.00 Gy

Рисунок 29 – Вид таблицы клинических целей в программе Monaco

Результаты значений максимальной дозы ( $D_{max}$ ) на поверхности кожи и доставляемой дозы к мишени (D) и оценки ее погрешности, полученные путем

моделирования в программе Monaco приведены в таблице 3. Также в этих таблицах указаны значения поглощённая доза  $D_W^Q$ , полученные путем измерения во время дозиметрии (результат представлен в пункте 3.1).

Таблица 3 – Результаты расчетов и моделирования в программе Monaco

Измеряемые и рассчитываемые параметры	Без терапевтических устройств		С декой стола		С вакуумным матрасом	
	на поверхности кожи	в фантоме	на поверхности кожи	в фантоме	на поверхности кожи	в фантоме
Поглощённая доза $D_W^Q$ , Гр	1	1	1,07	0,98	1,08	0,98
Поглощённая доза (Monaco) D, Гр	1	1	1,06	0,98	1,07	0,98
Поглощённая доза (Monaco) D, ME (в мониторных единицах)	100	100	106	98	107	98
Отклонение от установленной дозы по методу дозиметрии, %	0	0	+7 %	-2 %	+8 %	-2 %
Отклонение от установленной дозы по Monaco, %			+6 %	-2 %	+7 %	-2 %

По полученным результатам из гистограммы в программе Monaco (таблица 3) видно, что на поверхности кожи с учетом деки стола доза составляет 1,06 Гр, что дает отклонение от установленной дозы 6 %. На поверхности кожи с учетом вакуумного матраса доза составляет 1,07 Гр, что дает отклонение от установленной дозы 7 %. То есть, при реализации многопольного плана с использованием полей подведенных через терапевтические устройства будет образовываться пережог кожи. Также видно, что поглощённая доза в фантоме с учетом деки стола равна 0,98 Гр. Это означает, что дека стола поглотила дозу 2 % от установленной дозы в 1 Гр. Аналогично и поглощённая доза в фантоме с учетом вакуумного матраса. Следовательно, доза подведена не полностью к мишени. Терапевтические устройства дают одинаковое отклонение от установ-

ленной дозы в 1 Гр в локализации опухоли, на поверхности кожи различие не большое.

Необходимо также понимать, что терапевтические устройства прикреплены к столу и отклонения поглощенной дозы от устройства иммобилизации, дивана стола, одежды пациента и гигиенической пеленки суммируются. То есть, при реализации многопольного плана с использованием полей подведенных из-под терапевтического стола общая доза не полностью подведена к мишени и будет образовываться пережог кожи.

Измеренная во время дозиметрии дозы излучения переданному веществу  $D_W^Q$  не отличается от полученной дозы в программе Monaco. Это говорит о том, что программа Monaco автоматически учитывает характеристики терапевтических устройств и формирует дозу достаточно точно.

Важно отметить, что для достижения максимальной точности в работе всех алгоритмов расчета при лучевой терапии, необходимо внести точную модель линейного ускорителя, предварительно измеренную на клиническом дозиметре в вводном фантоме. После калибровки, данные должны быть корректно внесены в программное обеспечение линейного ускорителя. Кроме того, регулярная проверка и сопоставление результатов с клиническими протоколами являются обязательными для поддержания точности и надежности лечебного процесса. Это обеспечивает безопасность и эффективность радиационной терапии.



## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

При лучевой терапии используются терапевтические устройства для иммобилизации пациентов. При реализации многопольных планов лучевой терапии необходимо учитывать, что терапевтические устройства могут входить в зону облучения, изменяя тем самым распределение дозного поля.

В данной работе определены влияния терапевтических устройств на значение максимальной дозы на поверхности кожи и дозы доставляемой до локализации опухоли при реализации многопольных планов лучевой терапии.

По результатам выполненной работы можно сделать следующие выводы.

1. Поглощённая доза, определённая методом дозиметрии, на поверхности кожи и доставляемая до локализации опухоли с учетом деки терапевтического стола составила 1,07 и 0,98 Гр соответственно, при наличии вакуумного матраса – 1,08 и 0,98 Гр. Терапевтические устройства дают одинаковое в 2 % отклонение в локализации опухоли от установленной дозы в 1 Гр, а на поверхности кожи отклонение дозы 7% и 8% для деки стола и вакуумного матраса соответственно.

2. Поглощённая доза, определённая методом Монте-Карло в программе Монасо, на поверхности кожи и доставляемая до локализации опухоли с учетом деки терапевтического стола составила 1,06 и 0,98 Гр соответственно, при наличии вакуумного матраса – 1,07 и 0,98 Гр. Терапевтические устройства дают одинаковое в 2 % отклонение в локализации опухоли от установленной дозы в 1 Гр, а на поверхности кожи отклонение дозы 6% и 7% для деки стола и вакуумного матраса соответственно.

3. Полученная поглощённая доза, измеренная методом дозиметрии, не отличается от дозы, полученной в программе Монасо. Это говорит о том, что программа Монасо автоматически учитывает характеристики терапевтических устройств и формирует дозу достаточно точно.

4. При реализации многопольного плана с использованием полей подведенных из-под терапевтического стола общая доза не полностью подведена к опухоли и будет образовываться пережог кожи.

Программа Monaco может быть эффективно использована для предварительного планирования лечения, а дозиметрия для его последующей корректировки и уточнения. Это обеспечит комплексный подход к определению и контролю дозы излучения, что является ключевым для эффективного и безопасного применения радиационной терапии в медицине с минимизацией радиационных рисков для пациентов.

## БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

- 1 Костылев, В.А. Медицинская физика/ В.А. Костылев, В.А. Наркевич. – М.: ОАО Издательство «Медицина», 2008. – 464 с.
- 2 OMR.by [Электронный ресурс]: офиц.сайт. – 25.10.2001. - Режим доступа: <https://omr.by/lechenie-opukholej/luchevaya-terapiya>. – 07.06.2024.
- 3 Линденбратен, Л.Д. Медицинская радиология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии) [Электронный ресурс] / Л. Д. Линденбратен, И. П. Королюк. – М.: Медицина, 2021. – 227 с. – [https://tashpmi.uz/wp-content/uploads/2021/01/1.-medicziinskaya\\_radiologiya\\_i\\_rentgenologiya-lindenbraten\\_korolyuk-1-227.pdf](https://tashpmi.uz/wp-content/uploads/2021/01/1.-medicziinskaya_radiologiya_i_rentgenologiya-lindenbraten_korolyuk-1-227.pdf) – 10.04.2024.
- 4 Артёмова, Н.А. Объемное планирование лучевой терапии [Электронный ресурс] / Н.А. Артёмова, И.И. Минайло, А.Г. Страх // Медицинские новости. – 2005. – № 11. – С. 5-10. – Режим доступа: <https://www.mednovosti.by/journal.aspx?article=1066> – 10.05.2024.
- 5 Cdt-west.ru: Динамическая лучевая терапия с модулированной интенсивностью (IMRT) [Электронный ресурс]. – М., 2002 – Режим доступа <https://cdt-west.ru/spektr-uslug/intensivnost-modulirovannyh-luchevoi-terapii-imrt/>. – 04.06.2024.
- 6 Контроль качества Медицинских Линейных ускорителей электронов: сб. научных работ / под ред. Б.Я. Наркевича , Т.К. Ратнер. – М.: АМФР, 2018. – 212 с.
7. Климанов, В.А. Радиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии. Часть I: учеб. пособие / В.А. Климанов. – М.: НИЯУ МИФИ, 2011. – 500 с.
- 8 Ратнер, Т.Г. Клиническая дозиметрия. Физико – технические основы моногр./ Т.Г. Ратнер, И.М. Лебедеенко. – 2-е изд. – М.: НИЯУ МИФИ, 2017. – 260 с.
- 9 Лебедеенко, И.М. Анализаторы дозного поля. Рекомендации по комплектности тестированию /И.М. Лебедеенко, А.Ю. Смыслов, В.Г. Румянцев. – М.: Мед. Физика, 2004. – 442 с.

10 Тюбиана, М. Физические основы лучевой терапии и радиобиологии: перевод с фр. К. Д. Калантарова / М. Тюбиана [и др.]. – М.: Изд-во Медицина, 1969. – 619 с.

11 Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. При поддержке IAEA и ESTRO. // PUB.IAEA.ORG: серия технических докладов no.398 межд. – Режим доступа: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS398r\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS398r_web.pdf)– 03.06.2024. – 22.06.2023.

12 Требование к точности и факторы неопределенности в лучевой терапии: пособие/ Б.Хили [и др.]. – Вена: МАГАТЭ, 2022. – 382 с. – Режим доступа: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/P1679R\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/P1679R_web.pdf). – 22.06.2023.

13 Чиркова, И. Н. Матричные детекторы ионизирующего излучения, применяемые в лучевой терапии [Электронный ресурс] / И. Н. Чиркова, М. Н. Петкевич, Т. С. Чикова // Материалы 22-й Международной научной конференции Сахаровские чтения 2022 года: экологические проблемы XXI века. В 2-х частях. Том Часть 2. – Минск, 2022. – С. 230-233. – Режим доступа: [https://www.elibrary.ru/download/elibrary\\_49353971\\_85775124.pdf](https://www.elibrary.ru/download/elibrary_49353971_85775124.pdf). – 22.06.2023.

14 Medicaexpo.ru [Электронный ресурс]: офиц.сайт.– 25.10.2021. – Режим доступа: <https://www.medicaexpo.ru/prod/iba-group/product-68812-831025.html/>. – 22.06.2023.

15 Ktopoverit.ru: Руководство Dose-1 [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.ktopoverit.ru/prof/opisanie/26714-04.pdf>. - 10.02.2022.

16 Иванов, В.И. Курс дозиметрии / В.И. Иванов. – 3-е изд. перераб. и доп. – М.: Атомиздат, 1978. – 392 с.

17 Studfile.net: Полупроводниковый Детектор [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://studfile.net/preview/9048759/page:24/>. – 20.09.2023.

18 Indico.particle.mephi.ru: Моделирование взаимодействий в нейтринном детекторе с помощью GEANT4 [Электронный ресурс]. – Режим доступа:

[https://indico.particle.mephi.ru/event/227/contributions/2874/attachments/1601/2724/NIRS\\_Gavva\\_O.pdf](https://indico.particle.mephi.ru/event/227/contributions/2874/attachments/1601/2724/NIRS_Gavva_O.pdf). – 23.05.2024.

19 Ncbi.nlm.nih.gov: Обзор кодов быстрого Монте-Карло для расчета дозы при планировании лучевой терапии [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3317764/>. – 20.02.2024.

20 Wiki5.ru: Метод Монте-Карло для переноса фотонов [Электронный ресурс]:. – Режим доступа: [https://wiki5.ru/wiki/Monte\\_Carlo\\_method\\_for\\_photon\\_transport](https://wiki5.ru/wiki/Monte_Carlo_method_for_photon_transport). – 15.02.2024.

21 Translated.turbopages.org: Алгоритм Монте –Карло в различных средах [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [https://translated.turbopages.org/proxy\\_u/en-ru.ru.7a77ae82-665d50ef-0874230874722d776562/https/en.wikipedia.org/wiki/Monte\\_Carlo\\_method\\_for\\_photon\\_transport](https://translated.turbopages.org/proxy_u/en-ru.ru.7a77ae82-665d50ef-0874230874722d776562/https/en.wikipedia.org/wiki/Monte_Carlo_method_for_photon_transport)– 21.02.2024.

22 Макаревич, К.О. Применение метода Монте-Карло для оценки дозой нагрузки на критические органы средах / К.О. Макаревич, Миненко В.Ф., К.А. Веренич // Радиобиология, экология и ядерная медицина. – 2016. - №3. – С. 636-649. – Режим доступа: [http://www1.jinr.ru/Репан\\_letters/panl\\_2016\\_3/19\\_Makarevich.pdf](http://www1.jinr.ru/Репан_letters/panl_2016_3/19_Makarevich.pdf) - 23.05.2024.

23 Плотникова, И.В. Преимущества и недостатки применения метода имитационного моделирования для сравнительной оценки риска: дис. канд. тех. наук: 01.04.2024 / И.В. Плотникова; ТПУ. – Томск, 2024. – с.62-64. – Режим доступа: [https://earchive.tpu.ru/bitstream/11683/35076/1/conference\\_tpu-2016-C47\\_V2\\_p62-64.pdf](https://earchive.tpu.ru/bitstream/11683/35076/1/conference_tpu-2016-C47_V2_p62-64.pdf). – 20.05.2024.

24 Muralidhar, K. R.. Comparative study of convolution, superposition, and fast superposition algorithms in conventional radiotherapy, three-dimensional conformal radiotherapy, and intensity modulated radiotherapy techniques for various sites, done on CMS XIO planning system / K. R. Muralidhar, P. M. Narayana, A. K. Raju // Med Phys. – 2009. – № 34. – С. 12–22. – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2804143/>. – 8.05.2024.

25 Bush, K. Dosimetric validation of Acuros (R) XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations / K. Bush, I. Gane, S. Zavgoroni // Medical Physics.

– 2011. – № 38 (4). – P. 2208-21. – Режим доступа: [https://www.researchgate.net/publication/51178974\\_Dosimetric\\_validation\\_of\\_Acuros\\_R\\_XB\\_with\\_Monte\\_Carlo\\_methods\\_for\\_photon\\_dose\\_calculations](https://www.researchgate.net/publication/51178974_Dosimetric_validation_of_Acuros_R_XB_with_Monte_Carlo_methods_for_photon_dose_calculations). – 15.02.2024.

26 Ronde, H.S. Validation of Varian's AAA algorithm with focus on lung treatments / H.S. Ronde, L. Hoffmann // NLM. – 2009. – № 48. – С. 209-215. – Режим доступа: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18803058/>. – 24.04.2024.

27 Muraro, S. Challenges in Monte Carlo Simulations as Clinical and Research Tool in Particle Therapy / S. Muraro, G. Battistoni, A.C. Kraan // Medical Physics and Imaging. – 2020. – № 8. – С. 20– 23. – Режим доступа: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphy.2020.567800/full>. - 01.05.2024

28 Wang, D. Dosimetry effects of prone immobilization device skin in intensity-modulated radiation therapy for gynecologic cancer / D. Wang, B. Li, Z. Li// Research Square. – 2023.- № 5. – P. 10-20. – Режим доступа: [https://www.researchgate.net/publication/377248094\\_Dosimetric\\_effects\\_of\\_prone\\_immobilization\\_devices\\_on\\_skin\\_in\\_intensity-modulated\\_radiation\\_therapy\\_for\\_gynecologic\\_cancer\\_a\\_retrospective\\_study](https://www.researchgate.net/publication/377248094_Dosimetric_effects_of_prone_immobilization_devices_on_skin_in_intensity-modulated_radiation_therapy_for_gynecologic_cancer_a_retrospective_study). –25.05.2024.

29 Lv, R. Dosimetric effects of supine immobilization devices on the skin in intensity-modulated radiation therapy for breast cancer / R. Lv, G. Yang, Y. Wang // ResearchGate. – 2021. – №21 (1). – P. 384. – Режим доступа: [https://www.researchgatenet/publication/350770072\\_Dosimetric\\_effects\\_of\\_supine\\_immobilization\\_devices\\_on\\_the\\_skin\\_in\\_intensity-modulated\\_radiation\\_therapy\\_for\\_breast\\_cancer\\_a\\_retrospective\\_study](https://www.researchgatenet/publication/350770072_Dosimetric_effects_of_supine_immobilization_devices_on_the_skin_in_intensity-modulated_radiation_therapy_for_breast_cancer_a_retrospective_study). - 25.05.2024.

30 Чен, Л. Дозиметрическое воздействие устройств для иммобилизации головы и шеи при многопольной модулированной по интенсивности лучевой терапии рака носоглотки / Л. Чен, И.-Л. Пэн, Ш.-Ю. Гу // Journal of Cancer. – 2018. – № 14. – С. 1 – 14. – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6036882/>- 25.05.2024

31 Lv, R. Dosimetric Effects on skin of supine Immobilization Device in Intensity Modulated Radiation Therapy for breast cancer: a retrospective study / G. Yang , Y. Huang , Y. Wang // ResearchGate – 2020. – Режим доступа:

[https://www.researchgate.net/publication/350175530\\_Dosimetric\\_Effects\\_on\\_skin\\_of\\_supine\\_Immobilization\\_Device\\_in\\_Intensity\\_Modulated\\_Radiation\\_Therapy\\_for\\_breast\\_cancer\\_a\\_retrospective\\_study/fulltext/60547651a6fdccbfeae119b/](https://www.researchgate.net/publication/350175530_Dosimetric_Effects_on_skin_of_supine_Immobilization_Device_in_Intensity_Modulated_Radiation_Therapy_for_breast_cancer_a_retrospective_study/fulltext/60547651a6fdccbfeae119b/) Dosimetric-Effects-on-skin-of-supine-Immobilization-Device-in-Intensity-Modulated-Radiation-Therapy-for-breast-cancer-a-retrospective-study.pdf. – 24.05.2024.

32 Olson, A. Assessing dose variance from immobilization devices in VMAT head and neck treatment planning: A retrospective case study analysis / A. Olson, K. Phillips, T. Eng, N. Lenards, A. Hunzeker, D. Lewis, D. Baumann // Medical Dosimetry. 2018. Volume 43, Issue 1.– P. 39 – 45. – Режим доступа: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0958394717300924> – 24.05.2024.

33 Elekta.com [Электронный ресурс]: офиц.сайт.– 10.02.2011. – Режим доступа: <https://www.elekta.com/> – 15.02.2024.

34 Черняев, А. П. Введение в физику ускорителей заряженных частиц: учеб. пособие / А. П. Черняев, М.А. Белихин, М. В.Желтоножская. – М.: Наука, 2019. – 57 с. – Режим доступа: <http://hea.phys.msu.ru/static/books/medphyslib/2.pdf> . - 11.03.2024.

35 Podgorsak, E.B. Radiation Oncology Physics Handbook / E.B. Podgorsak. – Michigan: IAEA, 2005. – 857 с. – Режим доступа: [https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf). – 15.05.2024.

36 Orfit.com [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.orfit.com/app/uploads/ORFIT-RADIATION-ONCOLOGY-brochure-Russian-51000RU.pdf> –27.11.2023.

37 Med-spectrum.ru [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://med-spectrum.ru/immobilizacia-klarity/> – 10.12.2023.

38 Rrcrst.ru [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://rrcrst.ru/luchevaya-terapiya/tehnologii-i-oborudovanie.html>. – 20.05.2024.

39 Elekta.com: Программный Пакет Monaco [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.elekta.com/products/oncology-informatics/elekta-one/treatment-applications/monaco/>– 15.02.2024.

40 Моисеев, А.Н. Клиническое планирование фотонной и электронной дистанционной лучевой терапии методом Монте-Карло доклад рабочей группы № 105 комитета по лучевой терапии американской ассоциации медицинских физиков / А.Н. Моисеев // Медицинская физика. – 2011. –№ 2. – С. 15 –17. – Режим доступа: [https://medphys.amphr.ru/\\_private/DB/2\\_50.pdf](https://medphys.amphr.ru/_private/DB/2_50.pdf). – 11.01.2024.

41 Monaco-particle.com: Мануал Программы Monaco [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [https://www.monaco-particle.com/manuals/Monaco\\_User\\_Manual\\_5.11.04.pdf](https://www.monaco-particle.com/manuals/Monaco_User_Manual_5.11.04.pdf). – 15.02.2024.

42 Monaco.readthedocs.io: Реализация метода Монте-Карло в программе Monaco [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://monaco.readthedocs.io/en/latest/userguide/montecarlo/>. – 20.02.2024.

43 Дроботя, Н.А. Изменение поглощенной дозы, вызванное декой стола / Н.А. Дроботя, И.В. Верхотурова // Материалы XXXII научной конференции Амурского государственного университета, г. Благовещенск: Изд-во АмГУ, 2023. – С. 12-14.

44 Дроботя, Н.А. Изменение поглощенной дозы, вызванное декой стола и фиксирующим устройством / Н.А. Дроботя, И.В. Верхотурова // Физика: фундаментальные и прикладные исследования, образование: материалы XXI региональной научной конференции, г. Благовещенск: Изд-во Амурский гос. ун-т, 2023. – С. 159-162.

45 Количественный анализ поврежденных здоровых органов и тканей при проведении лучевой терапии злокачественных новообразований (проект Quantec): сб. научных работ / под ред. С.И.Ткачева, Т.Г.Ратнер. – М. : АМФР, 2015. –250 с.