

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
«МЕЖДУНАРОДНЫЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ
ИНСТИТУТ ИМЕНИ А. Д. САХАРОВА»
БЕЛОРУССКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА
ФАКУЛЬТЕТ МОНИТОРИНГА ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ
Кафедра ядерных и медицинских технологий

СТАХНО
Диана Сергеевна

СОЗДАНИЕ БИБЛИОТЕКИ ФИКСИРУЮЩИХ УСТРОЙСТВ ДЛЯ
ПРОВЕДЕНИЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Дипломная работа

Научный руководитель:
ведущий медицинский физик отдела по
инженерному обеспечению лучевой терапии
ГУ «РНПЦ ОМР им. Н. Н. Александрова»,
преподаватель кафедры ядерных и медицинских
технологий МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ
Д. И. Козловский

Допущена к защите

«__» _____ 2025 г.

Зав. кафедрой ядерных и медицинских технологий

доктор физико-математических наук, доцент Н. А. Савастенко

Минск, 2025

СОДЕРЖАНИЕ

РЕФЕРАТ	4
РЭФЕРАТ.....	5
ANNOTATION	6
ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ И СОКРАЩЕНИЙ	7
ВВЕДЕНИЕ.....	8
ГЛАВА 1 Поглощение фиксирующими устройствами части излучения ...	9
1.1 Нюансы совпадения условий предлучевой подготовки и последующего лечения.....	9
1.2 Проблемы ручного моделирования фиксирующих устройств в лучевой терапии	10
1.3 Электронная плотность фиксирующих устройств.....	12
1.4 Поглощение фиксирующими устройствами части излучения....	13
1.5 Методы измерения ослабления	14
1.6 Геометрия измерения ослабления пучка	17
1.7 Геометрия измерения поверхностной дозы и дозы в области накопления.....	19
1.8 Примеры фиксирующих устройств.....	20
Вывод по главе 1	32
ГЛАВА 2 Влияние показателя электронной плотности в различных методах лучевой терапии	34
2.1 Общие статьи.....	34
2.2 IMRT и VMAT.....	37
2.3 Протонная терапия.....	39
2.4 Стереотаксическая радиохирургия	41
2.5 MRgRT	42
Вывод по главе 2	44
ГЛАВА 3 Создание библиотеки фиксирующих устройств.....	46
3.1 Методика проведения измерений.....	46
3.2 Вычисление физических свойств	47
3.3 Моделирование структур фиксирующих устройств для библиотеки ФУ.....	50
3.3 Сравнение лечебных планов с учетом фиксирующих устройств и без их учета.....	55

Вывод по главе 3	57
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	59
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	60

РЕФЕРАТ

Дипломная работа: 58 с., 28 рис., 19 источников.

Ключевые слова: фиксирующее устройство, электронная плотность, лучевая терапия.

Объект исследования: библиотечные модели фиксирующих устройств и их физические свойства.

Цель исследования: проверка возможности создания библиотеки фиксирующих устройств для учета влияния их физических свойств в последующем дозиметрическом планировании медицинского облучения и упрощения процесса планирования.

Методы исследования: синтез, анализ, моделирование.

Полученные результаты и их новизна: тестирование процесса создания моделей часто используемых на практике фиксирующих устройств с уже имеющимся интерфейсом системы планирования показал невозможность создания некоторых моделей таких устройств.

Область возможного практического применения: дальнейшие исследования могут проводиться с целью облегчения создания моделей средств иммобилизации, состоящих из нескольких материалов.

(подпись студента)

РЭФЕРАТ

Дыпломная праца: 58 с., 28 мал., 19 крыніц.

Ключавыя словы: бібліятэчныя мадэлі фіксуемых устройстваў і іх фізічныя ўласцівасці.

Аб'ект даследавання: электронная шчыльнасць фіксавальных устройстваў.

Цэль даследавання: праверка магчымасці стварэння бібліятэкі якія фіксуюць прылад для ўліку ўплыву іх фізічных уласцівасцяў у наступным дазіметрычным планаванні медыцынскага апрамянення і спрашчэнні працэсу планавання.

Метады даследавання: сінтэз, аналіз, мадэляванне.

Атрыманыя вынікі і іх навізна: тэставанне працэсу стварэння мадэляў часта выкарыстоўваных на практыцы якія фіксуюць прылад з ужо наяўным інтэрфейсам сістэмы планавання паказаў немагчымасць стварэння некаторых мадэляў такіх устройстваў.

Вобласць магчымага практычнага прымянення: далейшыя даследаванні могуць праводзіцца з мэтай аблягчэння стварэння мадэляў сродкаў імабілізацыі, якія складаюцца з некалькіх матэрыялаў.

(подпіс студэнта)

ANNOTATION

Degree paper: 58 pp., 28 figs., 19 sources.

Keywords: immobilization device, electron density, radiation therapy.

Object of research: library models of fixing devices and their physical properties.

Purpose of research: testing the possibility of creating a library of fixing devices to take into account the influence of their physical properties in subsequent dosimetric planning of medical irradiation and to simplify the planning process.

Research methods: synthesis, analysis, modeling.

Results and their novelty: testing the process of creating models of frequently used fixing devices in practice with an existing planning system interface showed the impossibility of creating some models of such devices.

Potential practical applications: further research may focus on facilitating the creation of models for immobilization devices composed of multiple materials.

(student's signature)

ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ И СОКРАЩЕНИЙ

ГК — Гарантия качества
ДИ — Доверительный интервал
ИК — Ионизационная камера
КЛКТ — Конусно-лучевая компьютерная томография
ЛТМИ — Лучевая терапия с модулированной интенсивностью
МЕ — Мониторная единица
НРД — Независимый расчет доз
ОТМ — Относительная толщина материала
ПГД — Поглощенная доза
СП — Система планирования
ФУ — Фиксирующее устройство
ВЭТ — Водно-эквивалентная толщина
EPID — Electronic Portal Imaging Device
НУ — Единицы Хаунсфилда
IGRT — Лучевая терапия с визуальным контролем
IMRT — Лучевая терапия с модулированной интенсивностью
GTV — Клинически определяемый объем
PPMA — Полиметилметакрилат
PDD — Поверхностное распределение дозы
PTV — Планируемый объем мишени
RSP — Относительная стопающая сила
SBRT — Стереотаксическая лучевая терапия тела

ВВЕДЕНИЕ

Ключевым фактором, повышающим точность медицинского облучения, является неподвижность облучаемой зоны во время сеанса лучевой терапии. Достичь этого помогают специальные фиксирующие приспособления, главной задачей которых является минимизация смещений пациента и уменьшение вероятности ошибок при укладке в соответствии с планом лечения. Кроме того, они ускоряют процесс правильного размещения пациента и позволяют точно соотносить внешние маркеры с внутренними целевыми объемами [2].

Отсутствие единого подхода к описанию и использованию этих устройств приводит к необходимости ручного моделирования их геометрии в системе планирования, что увеличивает время подготовки и риск ошибок.

Библиотека фиксирующих устройств, содержащая параметрические модели наиболее распространенных систем иммобилизации, позволила бы автоматизировать этот процесс. Внедрение готовых шаблонов в программное обеспечение для планирования лечения обеспечило бы мгновенную загрузку трехмерных моделей фиксаторов с учетом их физических свойств, таких как массовая и электронная плотность, коэффициент ослабления излучения и геометрические параметры. Это особенно важно при использовании методов стереотаксической лучевой терапии (SBRT) и других высокоточных методик, где даже незначительные погрешности позиционирования могут повлиять на результат лечения.

Цель работы — проверка возможности создания библиотеки фиксирующих устройств для учета влияния их физических свойств в последующем дозиметрическом планировании медицинского облучения и упрощения процесса планирования.

Задачи работы:

1. Рассмотреть процессы поглощения фиксирующими устройствами части излучения, методах её измерения и оценки.
2. Проанализировать актуальные исследования влияния показателя электронной плотности в различных методах лучевой терапии.
3. Определить электронную плотность фиксирующих приспособлений, используемых в РНПЦ ОМР.
4. Создать тестовую библиотеку используемых фиксирующих устройств на базе РНПЦ онкологии и медицинской радиологии Н. Н. Александрова.

ГЛАВА 1 ПОГЛОЩЕНИЕ ФИКСИРУЮЩИМИ УСТРОЙСТВАМИ ЧАСТИ ИЗЛУЧЕНИЯ

1.1 Нюансы совпадения условий предлучевой подготовки и последующего лечения

Для обеспечения точности лучевой терапии крайне важно соблюдать идентичные условия позиционирования пациента как на этапе планирования, так и во время лечения. Любые расхождения в параметрах фиксации могут привести к серьезным последствиям, включая неправильное распределение дозы и последующих ошибок при облучении.

Необходимо подчеркнуть, что даже при использовании фиксирующих устройств невозможно полностью исключить погрешности позиционирования. Эти устройства хотя и минимизируют смещения, вызванные движениями пациента и внутренних органов, но не устраняют полностью внутри- и межфракционные отклонения мишени, которые требуют постоянного мониторинга с помощью методов визуализации и последующей коррекции.

При организации лучевой терапии необходимо соблюдать ряд ключевых требований. Важно использовать одинаковые фиксирующие системы на всех этапах лечения. Томографы должны иметь минимальный зазор 80 см, чтобы обеспечить комфортное позиционирование пациента. Все параметры фиксации, включая номера подголовников, углы наклона и ФУ, должны быть точно зарегистрированы в медицинской документации. На протяжении всего курса лечения требуется строго соблюдать зафиксированные параметры.

Только такой комплексный подход позволяет добиться точного соответствия между запланированным и фактически выполненным облучением, что является основой успешного лечения. [2].

В процессе лучевой терапии критически важно, чтобы данные, полученные на этапе предлучевой подготовки, максимально точно соответствовали реальной анатомии пациента во время каждого сеанса облучения. Однако на практике добиться идеального совпадения практически невозможно из-за ряда физиологических, технических и организационных факторов.

Одной из ключевых причин возможных расхождений являются анатомические изменения, происходящие с пациентом в течение курса лечения. Например, потеря или набор веса способны значительно изменить геометрию тела, что влияет на распределение дозы. Уменьшение объема опухоли после химиотерапии или в ходе самого облучения также требует корректировки плана, так как первоначально рассчитанные поля могут оказаться либо избыточными, либо недостаточными. Послеоперационные изменения, такие как образование рубцов или смещение внутренних органов, дополнительно осложняют точное воспроизведение условий симуляции. Кроме того, переменное наполнение мочевого пузыря или кишечника в разные дни лечения может привести к неконтролируемым смещениям органов малого таза.

Позиционные погрешности — еще один существенный источник несоответствий. Даже при использовании иммобилизационных устройств полностью идентичное положение пациента достижимо далеко не всегда. Особую сложность представляет учет дыхательных движений при облучении органов грудной и брюшной полости, поскольку глубина и частота вдохов могут варьироваться от сеанса к сеансу. Кроме того, мягкие ткани и кожа обладают определенной подвижностью относительно костных структур, что также вносит погрешности в точность наведения пучка.

Технические аспекты также играют важную роль. Различия в геометрии КТ-сканера, используемого для планирования, и линейного ускорителя могут приводить к небольшим, но клинически значимым искажениям. Системы позиционирования, такие как стереотаксические рамки или термопластические маски, со временем могут деформироваться или терять свою первоначальную жесткость, что снижает точность фиксации.

Для минимизации этих расхождений в современной радиационной онкологии применяются различные подходы. Одним из наиболее эффективных является использование визуализации непосредственно перед сеансом облучения, например, с помощью конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ) или ультразвуковых систем. Это позволяет скорректировать положение пациента в реальном времени с учетом текущих анатомических особенностей. В случаях, когда опухоль подвержена значительным смещениям из-за дыхания, применяются методы синхронизации, такие как дыхательный гейтинг или трекинг, которые обеспечивают облучение только в определенной фазе дыхательного цикла. При длительных курсах лучевой терапии может потребоваться повторное проведение КТ-верификации для обновления данных и, при необходимости, адаптации плана лечения.

Таким образом, несмотря на неизбежные расхождения между предлучевой подготовкой и реальными условиями проведения терапии, современные технологии и методики позволяют свести эти различия к минимуму. Это обеспечивает не только высокую точность доставки дозы к мишени, но и снижает риск повреждения окружающих здоровых тканей, что в конечном итоге улучшает результаты лечения и качество жизни пациентов.

1.2 Проблемы ручного моделирования фиксирующих устройств в лучевой терапии

В современной лучевой терапии отсутствие единого стандарта описания фиксирующих устройств создает значительные сложности на этапе планирования лечения. Разнообразие иммобилизационных систем, используемых в клинической практике, приводит к необходимости индивидуального моделирования каждого фиксатора в системе планирования лечения, что существенно увеличивает временные затраты и вероятность ошибок.

Фиксирующие устройства, применяемые в лучевой терапии, значительно различаются по конструкции, материалам и способам применения.

Термопластические маски для краниальной фиксации, вакуумные матрасы для торакальной и абдоминальной областей, индивидуальные фиксаторы для педиатрических пациентов — все они требуют точного учета в системе планирования. Однако большинство современных систем планирования не содержатся встроенные библиотеки таких устройств, что вынуждает специалистов вручную создавать их цифровые модели.

Процесс ручного моделирования включает определение контуров фиксатора на каждом срезе КТ-изображения, задание физических параметров материала и корректировку геометрии с учетом возможных деформаций во время сканирования. На эту процедуру в среднем уходит от 15 до 60 минут на одного пациента, а в сложных случаях, таких как комбинированная фиксация или нестандартные анатомические условия, временные затраты могут быть еще более значительными.

Ручной ввод данных о фиксирующих устройствах неизбежно сопряжен с рисками. Неточное определение границ фиксатора может привести к тому, что система некорректно учтет его влияние на распределение дозы. Например, если контур термопластической маски проведен с ошибкой, TPS может неверно рассчитать ослабление пучка, что приведет к отклонениям в дозном распределении.

Другой распространенной проблемой является неправильное задание плотности материала. Разные фиксирующие устройства имеют различные коэффициенты ослабления излучения, и ошибка в этом параметре может существенно исказить расчеты. Например, если вместо плотности пенополистирола указать значение для акрила, это приведет к неправильной оценке взаимодействия пучка с материалом фиксатора.

Кроме того, артефакты на КТ-изображениях, вызванные металлическими элементами креплений или особенностями структуры материала, осложняют автоматическое распознавание контуров. Это требует дополнительной ручной коррекции, увеличивая нагрузку на персонал и вероятность ошибок.

В условиях крупных онкологических центров, где ежедневно проводится планирование для множества пациентов, ручное моделирование фиксирующих устройств становится серьезным фактором, замедляющим рабочий процесс. Каждый новый случай требует индивидуального подхода, особенно при использовании нестандартных фиксаторов или сложных комбинаций иммобилизационных систем.

Например, при работе с вакуумными матрасами необходимо учитывать изменения их формы при разных положениях пациента на кушетке. В педиатрической практике часто применяются уникальные фиксаторы, которые вообще не имеют аналогов в СП и требуют создания моделей "с нуля". Все это не только увеличивает время подготовки, но и создает дополнительную когнитивную нагрузку на специалистов, повышая риск ошибок из-за усталости.

Проблемы совместимости на разных этапах лечения

Фиксирующие устройства используются на всех этапах лучевой терапии — от первоначального КТ-сканирования до контроля положения

пациента непосредственно перед сеансом облучения. Если геометрия фиксатора в TPS не соответствует реальной, это может вызвать проблемы при верификации положения с помощью систем IGRT.

Например, системы КЛКТ могут обнаружить несоответствие между смоделированным и реальным положением фиксатора, что потребует дополнительных корректировок. Аналогичные проблемы возникают при использовании Surface Guided Radiation Therapy (SGRT), где ошибки в модели фиксатора могут привести к ложным сигналам о смещении пациента.

1.3 Электронная плотность фиксирующих устройств

Электронная плотность является ключевым параметром, характеризующим взаимодействие материалов фиксирующих устройств с ионизирующим излучением. В клинической практике этот показатель играет важную роль, так как непосредственно влияет на точность дозового распределения при лучевой терапии. Фиксирующие устройства, такие как подголовники, маски и другие системы иммобилизации, должны обладать стабильными и предсказуемыми характеристиками электронной плотности, чтобы минимизировать возможные искажения в доставке терапевтической дозы.

С физической точки зрения, этот параметр количественно характеризует распределение электронов в единице объема материала и определяет степень взаимодействия вещества с ионизирующим излучением.

Определение электронной плотности выполняется как отношение числа электронов в единице объема исследуемого материала к аналогичному показателю для воды. Определение электронной плотности материалов осуществляется несколькими методами. Наиболее распространенным подходом является КТ-калибровка, основанная на линейной зависимости между единицами Хаунсфилда и относительной электронной плотностью. Этот метод предполагает сканирование специальных фантомов с образцами известной плотности, построение калибровочной кривой и последующий перевод полученных КТ-чисел в значения электронной плотности для конкретных материалов. Альтернативными методами служат прямые измерения с использованием ионизационных камер и математическое моделирование по методу Монте-Карло.

Разные материалы фиксирующих устройств демонстрируют существенные различия в значениях электронной плотности. Например, пенопластовые конструкции обычно имеют низкую плотность в пределах 0,01-0,3 г/см³, тогда как полимерные композиты показывают средние значения около 0,5-1,1 г/см³. Наиболее плотными являются углепластиковые элементы с показателями 1,2-1,8 г/см³.

Неточности в определении этого параметра могут привести к значительным погрешностям в дозиметрии. Клинические наблюдения показывают, что ошибки в учёте электронной плотности вызывают отклонения в расчёте дозы на уровне 2-5% для стандартных фиксирующих систем. Кроме того, это влияет на форму изодозных кривых и может создавать неучтённые зоны

с повышенной или пониженной дозой в областях перехода между разными материалами.

Клиническое значение электронной плотности фиксирующих устройств проявляется в нескольких аспектах. Материалы с низкой плотностью, такие как пенопласт, могут создавать артефакты на КТ-изображениях, что осложняет процесс контурирования анатомических структур. В то же время элементы с высокой плотностью, включая металлические компоненты, способны вызывать более серьезные искажения изображения. Особое внимание уделяется влиянию электронной плотности на точность дозовых расчетов, где неучтенные характеристики материалов могут приводить к значительным отклонениям между планируемой и фактически доставленной дозой. В клинической практике рекомендуется обязательно включать фиксирующие устройства в процесс КТ-сканирования для планирования лечения, использовать проверенные данные об электронной плотности материалов и проводить контрольные измерения дозового распределения в условиях, максимально приближенных к реальным. Эти меры позволяют обеспечить точность и безопасность лучевой терапии, особенно при использовании таких современных методов, как интенсивно-модулированная терапия или стереотаксическое облучение.

Современные разработки в области фиксирующих устройств направлены на оптимизацию их физических свойств. Приоритет отдается материалам с минимальной электронной плотностью, однородным составом и высокой совместимостью с различными методами визуализации. Особую важность эти параметры приобретают в современных гибридных системах, сочетающих возможности МРТ-визуализации и лучевой терапии.

1.4 Поглощение фиксирующими устройствами части излучения

Современные фиксирующие устройства, применяемые в лучевой терапии, не создают клинически значимого вторичного излучения. Эти приспособления изготавливаются преимущественно из легких материалов с низким атомным номером, таких как пластик, углеродное волокно или пенополистирол, которые минимально взаимодействуют с терапевтическим пучком излучения. В отличие от металлических конструкций, которые могут вызывать заметное рассеяние, современные фиксаторы разработаны специально для минимизации любых нежелательных эффектов.

При наличии фиксирующего устройства доза излучения, поглощаемая кожными покровами, возрастает в зависимости от нескольких ключевых факторов. К ним относятся увеличение размеров облучаемого поля, рост энергии излучения (особенно заметный при больших площадях облучения), уменьшение расстояния между иммобилизационным приспособлением и поверхностью кожи пациента, а также косое направление пучка излучения. Эти параметры требуют обязательного учета при оценке дозовой нагрузки как на ткани больного, так и на элементы фиксирующих конструкций, что обуславливает необходимость их включения в процесс планирования лучевой терапии.

Для обеспечения точности дозиметрических расчетов крайне важно интегрировать фиксирующие устройства в контур тела пациента при моделировании на системе планирования. Игнорирование этого требования может привести к существенным искажениям в распределении дозы и серьезным погрешностям при подведении излучения [2]. Особое значение в этом процессе имеет корректный переход от КТ-единиц измерения к показателям электронной плотности, поскольку ошибки на данном этапе непосредственно влияют на общую точность расчетов дозового распределения в организме пациента.

Данные аспекты подчеркивают важность комплексного подхода к планированию лучевой терапии, учитывающего как физические параметры облучения, так и характеристики используемых фиксирующих устройств. Только такой подход позволяет минимизировать потенциальные погрешности и обеспечить точное соответствие между запланированным и практически достигнутым дозовым распределением [1].

1.5 Методы измерения ослабления

Методика измерения в точке.

Цилиндрические ионизационные камеры оптимально подходят для оценки степени ослабления излучения в различных конструкциях, включая процедурные столы и фиксирующие устройства. Проведение замеров снижения дозы в фантоме на глубинах, превышающих D_{\max} , обусловленного присутствием дополнительных элементов, представляет меньшие сложности по сравнению с измерением кожной дозы.

Для количественной оценки ослабляющего эффекта внешних объектов используется соотношение между дозой, зарегистрированной при наличии поглощающего элемента, и дозой в его отсутствии. В определенных условиях это соотношение может быть эквивалентно отношению показателей ионизации. При организации измерений необходимо учитывать технические характеристики детектора, в частности, размеры его чувствительной области.

Определение водно-эквивалентной толщины (ВЭТ) осуществляется на основе экспериментальных данных с последующим расчетом требуемого увеличения глубины 10 см, используя табличные значения относительной толщины материала (ОТМ). Данная процедура позволяет компенсировать измеренное значение ослабления дозы облучения.

Методика измерения в плоскости.

Двумерная оценка ослабления излучения демонстрирует значительные преимущества по сравнению с точечными измерениями, обеспечивая более точное выявление участков максимального ослабления и зон с выраженными дозовыми градиентами. В клинических условиях подобные измерения традиционно выполняются либо с использованием рентгеновской/радиохромной пленки, либо посредством систем электронного портального изображения (EPID). Данный подход позволяет получить полную картину пространственного распределения дозы по всей площади облучаемого поля, что существенно повышает качество дозиметрического контроля. В отличие от точечных методов,

двумерный анализ дает возможность комплексно оценить взаимодействие излучения с различными структурами, включая как элементы фиксации, так и анатомические особенности пациента. Особое значение эта методика приобретает при верификации сложных планов лучевой терапии, где точность распределения дозы играет критически важную роль.

Благодаря своей информативности, двумерные измерения позволяют выявлять даже незначительные вариации плотности тканей и точно учитывать их влияние на распределение дозы, что в конечном итоге способствует повышению точности и безопасности лучевого лечения.

EPID (Electronic Portal Imaging Device) в лучевой терапии — это устройство для контроля точности облучения, работающее в реальном времени. Оно крепится напротив линейного ускорителя и выполняет две основные задачи.

Во-первых, EPID помогает убедиться, что пациент расположен правильно, сравнивая текущее положение с запланированным на основе КТ или МРТ. Это позволяет скорректировать позу перед началом сеанса, минимизируя воздействие на здоровые ткани.

Во-вторых, устройство контролирует сам процесс облучения, проверяя соответствие формы и дозы пучка заранее рассчитанным параметрам. Если обнаруживаются отклонения, медицинский персонал может оперативно внести изменения.

EPID особенно важен в современных методах лучевой терапии, таких как IMRT и SBRT, так как любые, даже совсем незначительные неточности могут повлиять на результат. Он обеспечивает высокую точность, мгновенную обратную связь и сохраняет данные для дальнейшего анализа, что делает лечение безопаснее и эффективнее.

В отличие от рентгеновской или радиохромной пленки, которая позволяет измерять дозу как внутри фантома, так и на выходе из тела, EPID регистрирует исключительно дозу прошедшего излучения. Тем не менее, выходная дозиметрия часто применяется для сравнительного анализа: доза в области, где пучок пересекает внешние конструкции (например, фиксирующие устройства), сопоставляется с дозой в соседнем участке, свободном от таких помех.

Следует отметить, что расчет степени ослабления по данным EPID — значительно более сложная задача, чем аналогичные измерения с использованием ионизационных камер. Несмотря на это, в последние годы EPID активно заменяет пленочные технологии в клинической практике. Ключевые преимущества EPID включают возможность обнаружения посторонних объектов в пучке (например, рельсов стола или элементов рамы), попавших в зону облучения по ошибке. К преимуществам еще относится способность оценивать локальное ослабление излучения в различных участках поля облучения.

Таким образом, EPID не только повышает точность дозиметрического контроля, но и способствует предотвращению ошибок, связанных с непреднамеренным размещением оборудования на пути пучка.

Двумерное измерение ослабления имеет важные преимущества перед измерением в точке, облегчая определение областей наибольшего ослабления и областей высокого градиента дозы. Обычно 2D-измерения проводятся или пленкой или с помощью EPID [11].

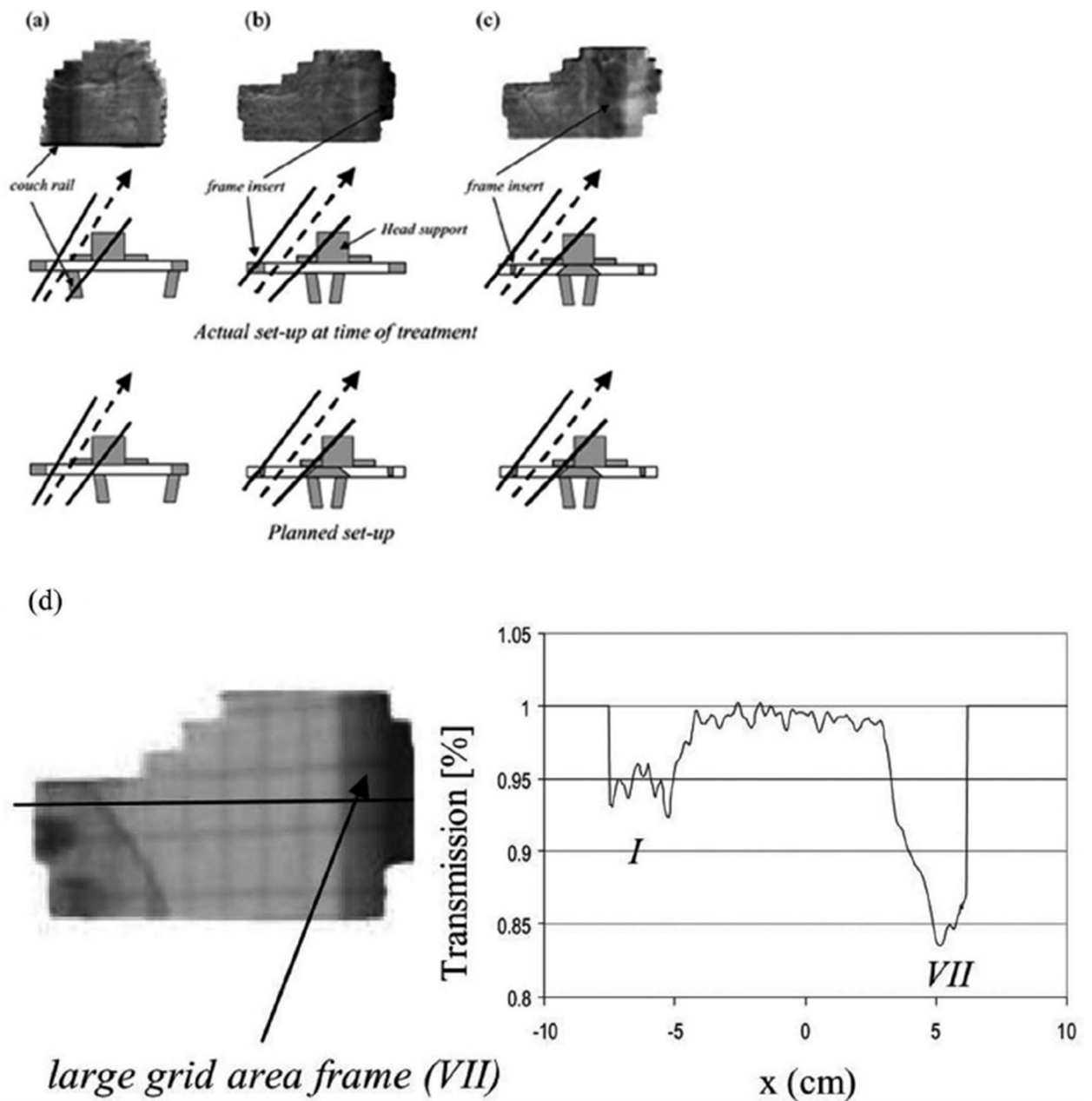


Рисунок 1 — Изображения EPID, показывающие ошибки укладки относительно рельсов стола (а–с). Измерение ослабления пучка столом и рельсами (d) [11].

Последующие исследования продемонстрировали возможность учета ослабления излучения процедурным столом при проведении портальной дозиметрии. Современные алгоритмы обратного проецирования портальных изображений существенно усовершенствовали расчет дозового распределения и оценку степени ослабления. Однако, несмотря на достигнутую точность

дозиметрии с использованием EPID, методика остается технически сложной в реализации.

Экспериментальные данные выявили несколько существенных ограничений EPID-систем. Ими являются неоднородность чувствительности отдельных пикселей детектора, выраженная зависимость показаний от энергетического спектра излучения и значительное влияние размеров облучаемого поля на результаты измерений.

Эти особенности необходимо учитывать при клиническом применении EPID для обеспечения достоверности дозиметрических данных. Современные методы калибровки и постобработки изображений позволяют частично компенсировать указанные эффекты, но полностью устранить их влияние пока не представляется возможным.

1.6 Геометрия измерения ослабления пучка

Обычная геометрия измерения ослабления в устройствах укладки пациента показана на рисунке ниже.

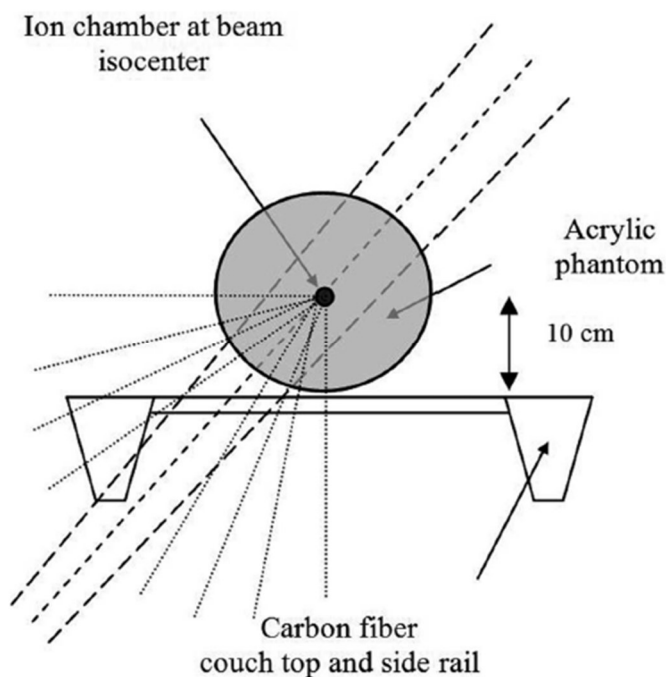


Рисунок 2 — Цилиндрический фантом с помещенной внутри ИК (ионизационной камерой) [11].

В центре цилиндрического фантома диаметром 20 см, расположенного на столе аппарата, установлена ионизационная камера. Её геометрический центр должен совпадать с изоцентром аппарата. Проверить это можно с помощью устройства front pointer, направив пучок под углами 0° , 90° и 270° , или путем измерения ионизации. В обоих случаях показания должны быть одинаковыми для всех углов. Центр фантома необходимо выровнять по центральной линии стола. Для этого следует убедиться, что луч в сагиттальной оси проходит через середину стола и фантома. Производителям устройств для укладки

рекомендуется предоставлять "карты ослабления" для данной геометрии, поэтому пользователям следует проводить измерения в аналогичных условиях для сравнения и стандартизации. Ослабление измеряется не напрямую, а по изменению дозы в точке на определенной глубине внутри фантома.

В отличие от относительных измерений, которые можно выполнять с цилиндрическим фантомом (основанных на сравнении с неослабленным полем), при работе с прямоугольным фантомом и наклонным пучком, проходящим через стол, измерения должны проводиться относительно пучка под углом 180° (который не пересекает стол). Точность установки углов гантри должна быть не хуже $0,5^\circ$, чтобы погрешность из-за разницы в длине пути пучка через фантом не превышала 1%.

Необходимо учитывать зависимость ионизационного выхода от угла наклона гантри. Минимально рекомендуется провести измерения в диапазоне от 110° (или другого угла, при котором пучок проходит через стол) до 180° с шагом 10° для поля 10×10 см. Дополнительно полезно измерить дозу при этих углах для оценки точности расчетов системы планирования.

Для определения ослабления пучков, падающих перпендикулярно на боковые части стола (например, на рельсы), фантом следует переместить в соответствующие позиции и выполнить измерения при углах гантри 0° и 180° . Эти данные помогут дополнить результаты измерений наклонных пучков и верифицировать расчетные дозы в системе планирования [11].

Расчет дозы в системе планирования (СП) — один из ключевых этапов лучевой терапии, поскольку это единственный способ оценить дозу, доставляемую к опухоли. Хотя все коммерческие СП имеют ограничения в алгоритмах расчета, систематических исследований этих недостатков крайне мало. СП должна предсказывать дозу в любой точке тела пациента как для каждой фракции, так и для всего курса лечения. Важно, чтобы поглощенная доза в опухоли максимально соответствовала предписанной, а нагрузка на здоровые ткани была минимальной.

Независимый расчет дозы (НРД) применяется в качестве рутинного инструмента контроля качества в лучевой терапии. Он помогает выявлять систематические ошибки при вводе системы планирования в эксплуатацию или неточности в алгоритмах расчета для определенных геометрий облучения. Основная цель проверки — обнаружить ошибки до начала лечения.

Отклонения в дозе или мониторных единицах следует анализировать как в абсолютных, так и в относительных величинах. Методология НРД предполагает проверку дозы в одной точке мишени, что является минимальным требованием.

Предписанная доза (D_R) — доза, заданная в системе планирования и соответствующая дозе, которую получит пациент.

Независимо рассчитанная доза ($D_{НРД}$) — значение, полученное при НРД.

Параметры пучка и мониторные единицы, рассчитанные в системе планирования, используются в качестве входных данных для НРД [3].

1.7 Геометрия измерения поверхностной дозы и дозы в области накопления

Величина поверхностной дозы и градиент дозы в зоне накопления определяются энергией пучка, размером поля и его геометрией. Для мегавольтных фотонных пучков поверхностная (кожная) доза формируется за счет: обратного рассеяния излучения внутри тела пациента; вторичных электронов, генерируемых при взаимодействии фотонов с воздухом на пути пучка, а также с материалами коллиматоров, подставок для блоков, выравнивающих фильтров и устройств укладки.

Эти процессы зависят от геометрических параметров, таких как расстояние до поверхности, размер поля и угол наклона пучка. Полученные экспериментальные данные могут использоваться для верификации расчетов в системе планирования (СП), а также для оценки кожной дозы в конкретных клинических сценариях.

Хотя оптимальным является наличие полных кривых дозового распределения в области накопления для различных углов падения пучка, минимально необходимый набор данных включает поверхностную дозу и глубину максимальной дозы (D_{\max}) при нормальном падении пучка.

Эти параметры должны быть измерены для всех применяемых в клинике энергий и размеров полей. Такие данные служат референсными значениями для устройств, модифицирующих кожную дозу, а также могут использоваться при вводе СП в эксплуатацию.

Деку стола и иные конструкции, контактирующие с телом пациента, можно рассматривать как часть тела. В этом случае пользователь может измерить ослабление в различных частях стола при соответствующих углах наклона и определить водно-эквивалентную толщину (ВЭТ) для заданной геометрии.

Полученные значения ВЭТ можно комбинировать с данными процентной глубинной дозы (ПГД) в открытом поле, чтобы оценить поверхностную дозу и глубину D_{\max} для конкретного клинического случая.

Также возможно сравнение измеренных значений ВЭТ с данными производителя.

Рассмотрим деку стола с ВЭТ = 4 мм для перпендикулярного пучка. Для пучка 6 МВ с полем 10×10 см, направленного сзади, поверхностная доза составит ~77% (на основании табличных значений ПГД на глубине 4 мм).

Прямые измерения поверхностной дозы возможны с точностью до 10% от локальной дозы (1–3% от абсолютной дозы), что соответствует пространственному разрешению 0,1–0,2 мм.

Клинически значимой считается точность в пределах 5% от абсолютной дозы. Для внешних устройств с ВЭТ $\geq 0,3$ см погрешность оценки поверхностной дозы не должна превышать 10% от дозы в точке.

Таким образом, использование измеренных значений ВЭТ в сочетании с референсными данными ПГД позволяет достаточно точно прогнозировать дозовые распределения в сложных геометрических условиях [11].

1.8 Примеры фиксирующих устройств

Фиксация головы

На рынке представлены подголовники из различных материалов: карбоновые, пластиковые, из вспененного полиуретана. На рынке подголовники обычно представлены комплектами с различными формами. Также подголовники отличаются по позиционированию пациента лежа на спине и лежа на животе.



Рисунок 3 — Карбоновые подголовники (слева), пластиковые подголовники (справа) [5].

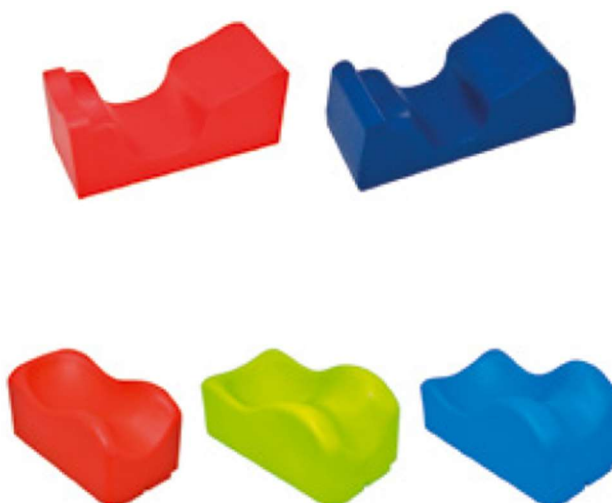


Рисунок 4 — Подголовники из вспененного полиуретана. Сверху подголовники для положения головы вниз, снизу лежа на спине [5].

В лучевой терапии подголовники (или головодержатели) служат для надежной фиксации головы пациента, обеспечивая точность облучения и минимизацию движений. Они должны быть стабильными, комфортными, рентгенопрозрачными и гигиеничными. Разные материалы обладают своими характеристиками, влияющими на их применение.



Рисунок 5 — Шарнирные подголовники для фиксации пациента в положении лицом вниз с индексируемой регулировкой угла наклона [5].

Пенополистирол (пенопласт).

Этот материал часто используют для одноразовых или индивидуальных подголовников, особенно в стереотаксической радиохирургии, например, в системах Gamma Knife. Его преимущества включают легкость, способность точно повторять анатомические изгибы и хорошую рентгенопрозрачность. Кроме того, он недорогой и гигиеничный, так как может быть одноразовым. Однако пенополистирол не рассчитан на многократное использование и может разрушаться под нагрузкой.

Полиэтилен (вспененный).

Полиэтиленовые подголовники широко применяются в КТ-симуляции и лучевой терапии благодаря своей прочности и долговечности. Они легко моются и дезинфицируются, а также обладают достаточной рентгенопрозрачностью. Однако по сравнению с пенополистиролом они более жесткие, поэтому иногда требуют дополнительных мягких накладок для повышения комфорта пациента.

Полиуретан (Memory Foam).

Полиуретановые подголовники, включая варианты с эффектом памяти, подходят для длительных процедур, таких как фракционированная терапия. Они адаптируются под форму головы, снижая давление и повышая комфорт, что особенно важно для пациентов с болевым синдромом. Однако этот материал может создавать незначительные артефакты на КТ-изображениях и требует тщательной очистки.

Вакуумные подголовники.

Эти системы, заполненные гранулами или жидкостью, обеспечивают максимально точную фиксацию, что делает их идеальными для радиохирургических методик, таких как BrainLab или Elekta. Они индивидуально адаптируются под пациента, обеспечивая высокий уровень иммобилизации. Однако их стоимость выше, а подготовка занимает больше времени по сравнению с другими вариантами.

Термопластичные маски с подголовником.

Комбинация пластиковой сетки (например, из оргстекла) и пенополиуретановой основы часто используется в случаях, когда требуется жесткая фиксация. Такие системы подходят даже для протонной терапии. Однако сама маска может ограничивать рентгенопрозрачность, что необходимо учитывать при планировании лечения.

Силиконовые подголовники.

Силикон применяют в случаях, когда у пациента есть аллергия на другие материалы. Он гипоаллергенен и прост в очистке, но обеспечивает менее жесткую фиксацию по сравнению с альтернативами.

Карбоновые подголовники.

Изготавливаются из углепластика, который сочетает высокую прочность с легкостью и радиопрозрачностью, что делает их идеальными для использования в радиохирургии и лучевой терапии. Благодаря своей конструкции обеспечивают точное позиционирование пациента, что критически важно при лечении опухолей головного мозга, артериовенозных мальформаций и других патологий. Их радиопрозрачность позволяет избежать нежелательного ослабления или рассеивания пучка излучения, обеспечивая точное дозирование. Эти подголовники часто используются вместе с термопластичными масками или стереотаксическими рамками, что дополнительно повышает стабильность положения пациента. Отличаются долговечностью, устойчивостью к дезинфекции и совместимостью с современными системами позиционирования, что делает их важным компонентом высокоточной лучевой терапии.

Для стереотаксических методик чаще всего выбирают пенополистирол, карбоновые или же вакуумные системы, тогда как для длительных сеансов предпочтение отдается полиуретану или комбинированным решениям. В стандартной лучевой терапии популярны полиэтиленовые или термопластичные подголовники. Выбор зависит от типа лечения, требуемой точности и возможностей медицинского учреждения.

В лучевой терапии опорные пластинки и подставки для термопластичных масок играют ключевую роль в точной и надежной фиксации пациента, особенно при лечении опухолей головы, шеи и других областей, требующих высокой стабильности положения.

Опорные пластинки служат основой для крепления термопластичных масок и других фиксирующих устройств. Они изготавливаются из прочных материалов, таких как углеродное волокно или пластик, обеспечивая жесткость и минимальное ослабление пучка излучения. Эти пластинки могут быть плоскими или анатомически изогнутыми, повторяя контуры тела для лучшего контакта и комфорта пациента.

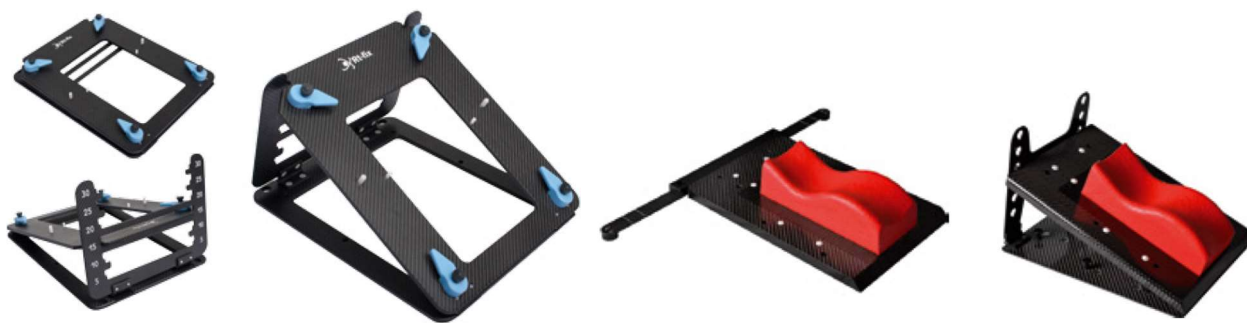


Рисунок 6 — Опорные пластины для позиционирования головы пациента в наклонном положении [5].

Подставки (или держатели) предназначены для поддержки термопластичных масок и головы/шеи пациента в правильном положении. Они часто регулируются по высоте и углу наклона, что позволяет точно позиционировать пациента в соответствии с планом лечения. Некоторые подставки оснащены механизмами быстрой фиксации, что ускоряет процесс подготовки к сеансу облучения.



Рисунок 7 — Подставки [5].

Фиксация головы и шеи.

Маски типа U являются базовым иммобилизирующим приспособлением для головы и имеют 4 точки фиксации. Маски типа S захватывают плечи и имеют 5–9 точек фиксации [4].

Все три маски обеспечивают схожую точность в латеральном и вертикальном направлениях. При этом маска BrainLAB, обладающая наибольшим количеством точек фиксации, продемонстрировала наилучшую стабильность в передне-заднем направлении, что особенно важно для стереотаксических процедур. Классическая маска Orfit также показала

приемлемую точность, однако с несколько большим разбросом ошибок, особенно у пациентов с выраженной деформацией мягких тканей.

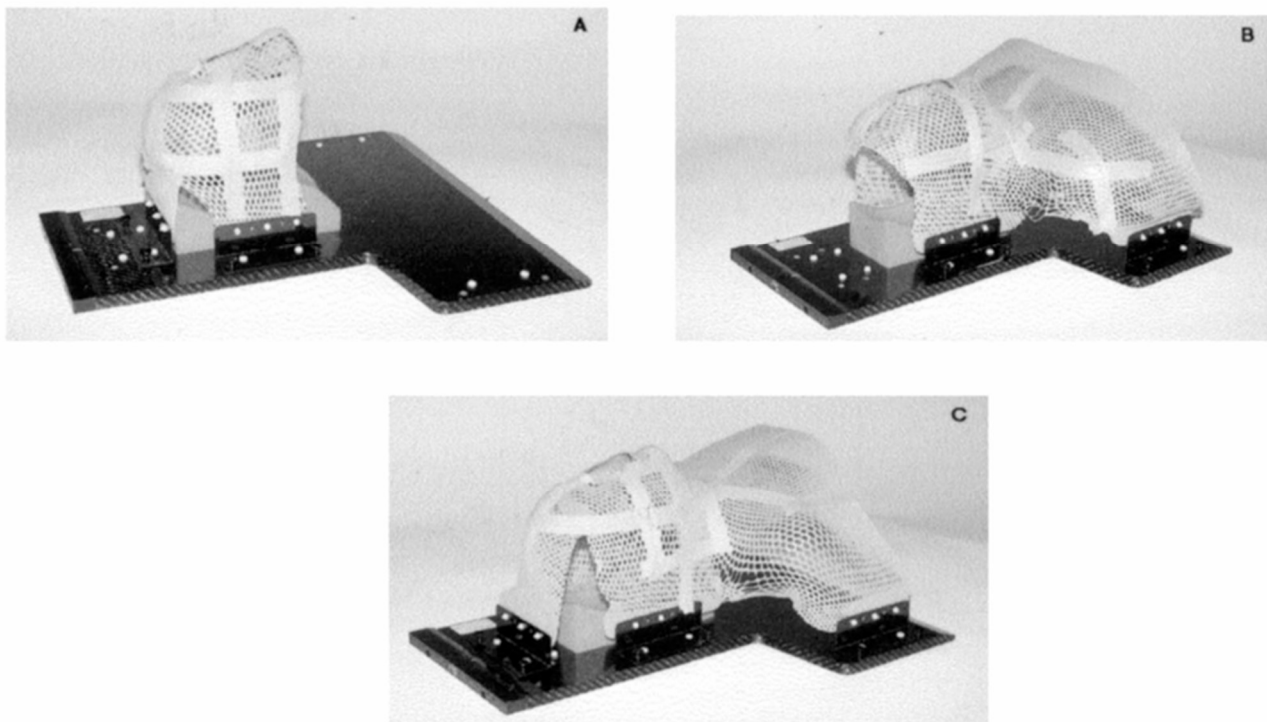


Рисунок 8 — Термопластичные маски с: (а) тремя точками фиксации; (б) четырьмя точками фиксации; (с) пятью точками фиксации [8].

Увеличение числа фиксирующих точек, как в масках способствует уменьшению случайных ошибок примерно на 0,3 – 0,5 мм, но не всегда оказывает существенное влияние на систематические смещения. В большинстве клинических случаев, за исключением высокоточной стереотаксии, различия между масками не достигали статистической значимости [8].

Исследование точности позиционирования при лучевой терапии опухолей шейного отдела позвоночника.

Конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) играет ключевую роль в процессе лучевой терапии опухолей шейного отдела позвоночника, обеспечивая высокоточное позиционирование пациента перед каждым сеансом облучения. Этот метод визуализации позволяет получать трехмерные изображения области лечения непосредственно перед процедурой, что дает возможность медицинскому персоналу убедиться в правильности положения пациента и при необходимости внести коррективы.

Основное назначение КЛКТ в данном контексте - верификация положения пациента перед началом сеанса облучения. Сравнивая полученные изображения с данными планирующей КТ, специалисты могут выявить даже незначительные смещения в положении позвоночника или опухоли. Это особенно важно при работе с шейным отделом, где малейшие неточности позиционирования могут привести к облучению критически важных структур, таких как спинной мозг или крупные сосуды.

Технология КЛКТ обеспечивает несколько важных преимуществ в клинической практике. Во-первых, она позволяет проводить быструю и точную коррекцию положения пациента с помощью современных стереотаксических систем. Во-вторых, дает возможность отслеживать динамические изменения анатомии в ходе курса лечения, такие как уменьшение размеров опухоли или появление отека. Это открывает возможности для адаптивной лучевой терапии, когда план лечения может быть оперативно скорректирован с учетом текущего состояния пациента.

По сравнению с традиционными методами визуализации, используемыми для позиционирования, КЛКТ предлагает более высокое пространственное разрешение при визуализации костных структур, что особенно ценно при работе с позвоночником. При этом доза дополнительного облучения, получаемая пациентом во время процедуры позиционирования, остается в допустимых пределах. Однако важно учитывать, что метод имеет некоторые ограничения, в частности, менее точную визуализацию мягких тканей по сравнению с МРТ и возможное появление артефактов у пациентов с металлическими имплантатами.

В современной радиационной онкологии применение КЛКТ для верификации позиционирования стало стандартом лечения, особенно при проведении высокоточных методов лучевой терапии, таких как стереотаксическая радиохирургия. Точность, достигаемая с помощью этой технологии, позволяет минимизировать лучевую нагрузку на здоровые ткани при максимально эффективном воздействии на опухоль, что в конечном итоге улучшает результаты лечения и снижает риск осложнений [7].

Фиксация грудной клетки.

Один из распространенных методов укладки пациентов с онкологией молочной железы основан на совмещении кожных меток с лазерными линиями, проецируемыми на тело. Однако даже при использовании специализированного стола, позволяющего фиксировать пациентку в положении сидя, точное расположение рук остается сложной задачей.

Для повышения точности укладки после первоначального позиционирования применяется онлайн-визуализация, однако даже с её помощью возможны отклонения.

При проведении торакальной радиотерапии пациентки обычно располагаются с поднятыми над головой руками. Важно учитывать степень их отведения, поскольку это влияет на положение лимфатических узлов. Ориентирами служат костные структуры, такие как грудной отдел позвоночника и ключица, которые коррелируют с зонами расположения лимфоузлов.

Конусно-лучевая КТ (КЛКТ) используется для контроля позиционирования, но её угол обзора часто слишком узок, чтобы охватить весь запланированный объем облучения. Кроме того, некорректное положение рук может затруднять визуализацию.

Лучевая терапия молочной железы нередко проводится с задержкой дыхания, что усложняет подготовку. Этот прием позволяет увеличить расстояние между сердцем и грудной стенкой, минимизируя дозу облучения на

миокард, и снизить лучевую нагрузку на легкие при облучении лимфатических узлов. Таким образом, несмотря на технические сложности, задержка дыхания остается важным элементом защиты критических органов во время лечения.

Пациенты размещаются на брестборде под углом, фиксируя руки в поднятом положении с использованием специальной подставки. Подготовка к сканированию и облучению проводится в режиме задержки дыхания. Поскольку продолжительность КТ-сканирования составляет около 45 секунд, процесс разделяют на 3 этапа, соответствующих трем циклам задержки дыхания.

Контуры тела пациента, полученные при КТ-сканировании, применяются для создания эталонного 3D-изображения поверхности, используемого в дальнейшем для точного позиционирования. На основе КТ-данных рассчитывается абсолютное положение кушетки на лечебном аппарате, что позволяет точно воспроизводить позу пациента, включая уровень задержки дыхания. Благодаря этому дополнительное сканирование в режиме свободного дыхания не требуется [10].

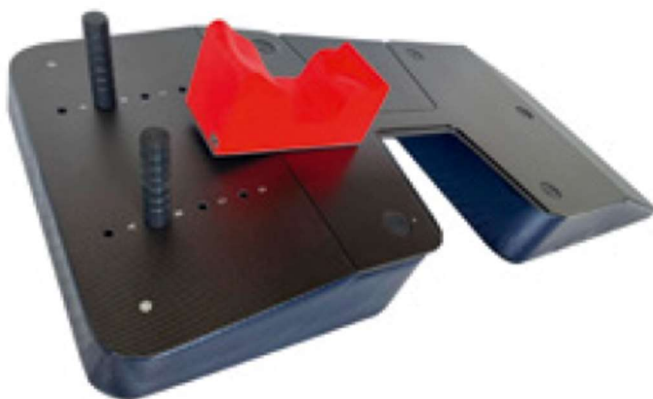


Рисунок 9 — Маммоборд (позиция лежа на животе) [5].

Маммоборд для позиции лежа на животе (Prone Breast Board) представляет собой специализированное устройство для лучевой терапии рака молочной железы, где пациентка располагается вниз лицом. Эта позиция особенно полезна для женщин с птозом молочных желез или при необходимости максимально защитить сердце и легкие от облучения.

Конструкция устройства предусматривает специальное отверстие, через которое грудь свободно провисает, принимая естественное положение. Это обеспечивает оптимальное распределение дозы облучения и минимизирует воздействие на окружающие здоровые ткани. Поддержка головы и рук в комфортном положении позволяет пациентке сохранять неподвижность в течение всего сеанса лечения, который может длиться 15-30 минут.

Главное преимущество такого позиционирования - значительное снижение лучевой нагрузки на сердце, особенно при лечении левосторонних опухолей. Исследования показывают, что при положении на животе средняя доза облучения сердца уменьшается в 2-3 раза по сравнению с традиционным

положением на спине. Это особенно важно для пациенток с предрасположенностью к сердечно-сосудистым заболеваниям.

Устройство изготовлено из современных радиопрозрачных материалов, не создающих помех при визуализации и не влияющих на распределение дозы. Система лазерной маркировки и цифровые технологии позиционирования обеспечивают точность облучения с погрешностью не более 2-3 мм. Некоторые модели дополнительно оснащены системами мониторинга дыхания, что позволяет синхронизировать облучение с фазой дыхательного цикла.

Хотя позиция на животе требует больше времени для подготовки и не подходит для всех пациенток, ее преимущества в снижении лучевой нагрузки на критические органы делают этот метод все более популярным в современных онкологических центрах. Особенно эффективно такое позиционирование при использовании современных методов лучевой терапии, таких как IMRT или протонная терапия.

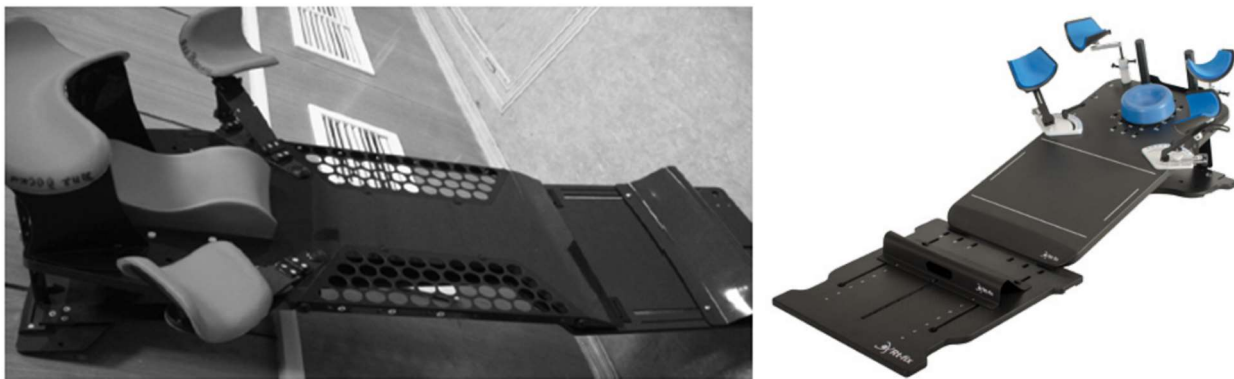


Рисунок 10 — Брестборды [2,5].

Брестборд (breastboard) в лучевой терапии представляет собой специализированное устройство для фиксации пациенток во время облучения молочной железы и органов грудной области. Его основная задача — обеспечить точное и стабильное положение тела на протяжении всего курса лечения, что критически важно для эффективности терапии и безопасности окружающих здоровых тканей.

Конструкция брестборда учитывает анатомические особенности женского тела. Устройство оснащено регулируемыми подлокотниками, которые позволяют расположить руки пациентки в оптимальном положении — обычно над головой или вдоль тела. Это не только улучшает точность облучения, но и повышает комфорт во время процедуры, которая может длиться до 30 минут. Важной особенностью является подголовник, поддерживающий правильное положение шеи и уменьшающий произвольные движения.

Особое значение брестборд приобретает при использовании современных методов лучевой терапии, таких как дыхательно-синхронизированное облучение (техника DIBH — Deep Inspiration Breath Hold). В этом случае устройство помогает зафиксировать грудную клетку в состоянии глубокого вдоха, что позволяет максимально отдалить сердце от зоны облучения при лечении

левосторонних опухолей молочной железы. Исследования показывают, что применение брестборда в сочетании с DIBH может снизить дозу облучения сердца в 2-3 раза по сравнению с традиционными методами.

Материалы, из которых изготовлен брестборд (обычно это углеродное волокно или специальные пластики), подобраны с учетом двух ключевых требований: они не создают помех при диагностической визуализации (КТ, МРТ) и не влияют на распределение терапевтической дозы облучения. Это отличает современные брестборды от ранних фиксирующих систем, которые иногда содержали металлические элементы. Современные модели брестбордов часто совместимы с системами поверхностного мониторинга, такими как AlignRT, что позволяет в реальном времени отслеживать малейшие движения пациентки и при необходимости корректировать положение во время сеанса облучения. Это особенно важно при проведении стереотаксической радиотерапии, где требуются субмиллиметровая точность.

В клинической практике применение брестборда позволяет снизить межфракционные колебания положения пациента на 40-60%, что особенно важно при использовании методов конформного и модулированного по интенсивности облучения. Кроме того, устройство облегчает работу медицинского персонала, сокращая время на позиционирование пациентки перед каждым сеансом.

Фиксация тазовой области

Фиксация тазовой области в лучевой терапии играет ключевую роль при лечении опухолей малого таза, обеспечивая миллиметровую точность облучения. Специальные иммобилизационные системы помогают стабилизировать положение пациента, минимизируя нежелательные движения во время сеансов.

Для фиксации применяют индивидуально моделируемые вакуумные матрасы, которые точно повторяют контуры тела пациента. Термопластичные материалы, размягчающиеся при нагревании, позволяют создавать жесткие фиксирующие конструкции, надежно удерживающие тазовую область в заданном положении. Дополнительные бедренные упоры ограничивают подвижность нижних конечностей, повышая стабильность позиционирования.

Такая фиксация особенно важна при лечении рака предстательной железы, опухолей прямой кишки и гинекологических злокачественных новообразований. Она позволяет снизить лучевую нагрузку на критические органы — мочевой пузырь, прямую кишку и репродуктивные органы. Современные системы, такие как BodyFIX, оснащены трехмерными системами иммобилизации и датчиками давления, что обеспечивает воспроизводимость положения пациента на протяжении всего курса лечения.

Перед началом терапии на фиксирующие устройства наносят специальные маркеры, совместимые с системами лазерной навигации. Это позволяет точно позиционировать пациента относительно изоцентра облучения. В сложных случаях могут использоваться имплантируемые рентгеноконтрастные маркеры для более точного трекинга положения опухоли.

Несмотря на использование фиксирующих систем, современные протоколы лучевой терапии обязательно включают ежесансную контрольную визуализацию (например, конусно-лучевую КТ) для окончательной верификации положения опухоли и окружающих органов перед каждым сеансом облучения. Такой комплексный подход обеспечивает максимальную точность и безопасность лечения.

На сегодняшний день существует явный дефицит научных данных, посвященных оценке точности иммобилизации тазовых структур при помощи термопластичных масок в контексте лучевой терапии предстательной железы. Эта клиническая ситуация требует особого внимания, поскольку анатомические особенности тазовой области создают существенные сложности для точного позиционирования.

Главная проблема заключается в значительно более высокой подвижности органов-мишеней и критических структур по сравнению с другими анатомическими зонами. Кроме того, отмечается менее надежная фиксация к костным структурам, что усугубляет проблему точного позиционирования.

Комплексная система фиксации, включающая цельные маски с дополнительной боковой и паховой фиксацией. Для обеспечения стабильности положения используются углеродные опорные панели, оснащенные подколенником и интегрированной термопластичной маской.

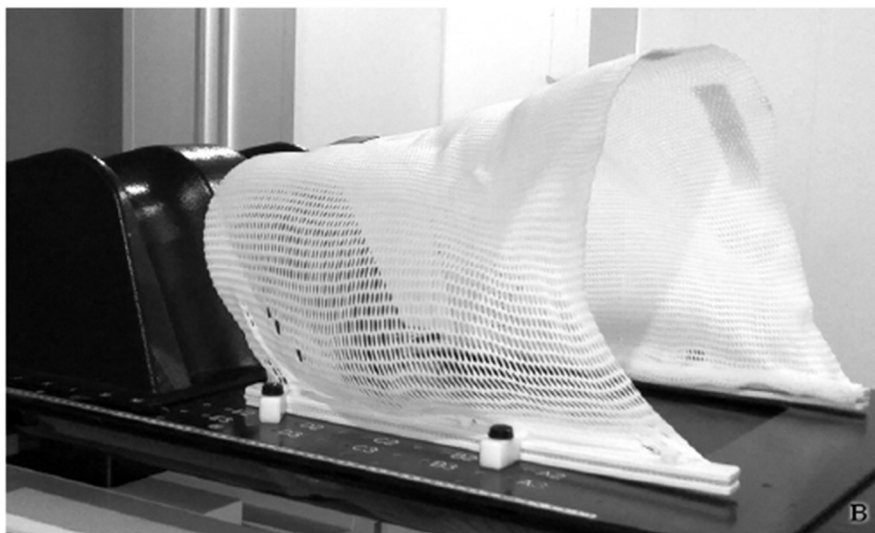


Рисунок 11 — Маска для таза с подколенным фиксатором [4].

Важно отметить, что во всех случаях величина систематической ошибки была меньше показателей случайного смещения. Эти данные наглядно демонстрируют необходимость дальнейших углубленных исследований, направленных на оптимизацию методов фиксации при лучевой терапии органов малого таза. Особую актуальность эта проблема приобретает в условиях современных протоколов высокодозного облучения, где требования к точности позиционирования становятся особенно строгими [4].

Фиксирующие устройства для контроля дыхания в лучевой терапии.

В лучевой терапии дыхательные движения пациента создают существенные сложности при облучении органов грудной и брюшной полости. Смещение мишеней во время дыхательного цикла может достигать нескольких сантиметров, что требует применения специальных фиксирующих устройств и методик контроля дыхания. Эти технологии позволяют минимизировать подвижность мишени и защитить окружающие здоровые ткани.

Одним из простейших подходов является механическое ограничение дыхательных движений. Компрессионные пластины и ремни, накладываемые на грудную клетку или живот, физически уменьшают амплитуду дыхания. Такие системы часто применяют при облучении молочных желез, где важно снизить подвижность тканей. Вакуумные матрасы также относятся к пассивным методам - они фиксируют положение тела пациента, создавая индивидуальный контур, который частично ограничивает дыхательные движения.



Рисунок 12 — Система абдоминальной компрессии [5].

Хотя пассивные методы отличаются простотой и доступностью, они имеют существенные ограничения. Механическое сдавливание может вызывать дискомфорт у пациентов, а степень иммобилизации часто оказывается недостаточной для точного облучения высокоподвижных мишеней.

Более совершенные решения предполагают активное управление дыхательным циклом. Системы респираторного гейтинга (Respiratory Gating) синхронизируют работу линейного ускорителя с фазами дыхания пациента. Специальные датчики, такие как оптические маркеры системы RPM от Varian или пневматические сенсоры, отслеживают движение грудной клетки в реальном времени. Излучение включается только в определенной фазе дыхательного цикла, что позволяет значительно повысить точность облучения.

Метод контролируемой задержки дыхания на глубоком вдохе (DIBH) особенно важен при лечении левостороннего рака молочной железы. Специальные системы типа ABC от Elekta помогают пациенту удерживать

дыхание в оптимальной фазе, отодвигая сердце от зоны облучения. Для реализации этой методики требуется предварительная тренировка пациента и использование визуальной обратной связи через спирометр.

Современные системы, такие как 4D-СТ и респираторный трекинг, позволяют в реальном времени отслеживать движение опухоли и адаптировать параметры облучения. Эти технологии особенно востребованы при стереотаксическом облучении высокоподвижных мишеней в легких и печени. Роботизированные столы, например НехаPOD, дополняют эти возможности, корректируя положение пациента в процессе сеанса.

Выбор конкретной методики зависит от клинической ситуации. При облучении молочных желез предпочтение отдается системам DIBH, тогда как для опухолей печени и легких чаще применяют 4D-гейтинг. В случаях ограниченных технических возможностей могут использоваться комбинации пассивной фиксации с разметкой дыхательных фаз. Важно отметить, что эффективность любой методики существенно зависит от способности пациента соблюдать дыхательный protocol, что требует обязательных тренировок перед началом курса лечения.

Комбинированные фиксирующие устройства



Рисунок 13 — Комбиборд [5].

Комбиборд представляет собой современное фиксирующее устройство, разработанное для проведения диагностических процедур и лучевой терапии. Система обеспечивает точное позиционирование пациентов при лечении различных анатомических областей, включая: грудную клетку и молочную железу; голову, шею и плечевой пояс. Ключевой особенностью является наличие индексирующих компонентов, которые позволяют надежно фиксировать пациента в наклонном положении. Эта функция особенно важна при проведении

лучевой терапии молочной железы, когда требуется точное воспроизведение анатомического положения.

Конструкция устройства обеспечивает стабильную фиксацию пациента с возможностью точного позиционирования, а также воспроизводимость укладки между сеансами лечения. Система совместима с различными видами лучевой терапии и может быть адаптирована под индивидуальные анатомические особенности пациента [5].



Рисунок 14 — Универсалборд [5].

Универсалборд представляет собой универсальное решение для надежной фиксации пациентов при диагностических и терапевтических процедурах. Данная система может использоваться при облучении различных анатомических областей, включая ЛОР-органы, брюшную полость, грудную клетку, а также голову и шею. Она совместима с различными видами лучевой терапии, включая как фотонное, так и протонное облучение.

Конструкция системы отличается модульностью и адаптивностью. Все компоненты являются съемными и индексируемыми, что обеспечивает точную и индивидуальную укладку пациента с учетом анатомических особенностей. На поверхности универсалборда предусмотрены крепления для различных типов фиксирующих масок, включая маски для головы, шеи, плеч, молочной железы и тазовой области.

Основание системы (столешница) монтируется на деке лечебного аппарата без необходимости постоянного демонтажа. Комплектация универсалборда может быть адаптирована в зависимости от конкретных клинических задач и требуемого уровня фиксации пациента, что делает его гибким инструментом в практике лучевой терапии [5].

Вывод по главе 1

Фиксирующие устройства и учет их физических параметров, таких как электронная плотность и относительная стоп-способность, существенно влияют на совпадение условий предлучевой подготовки и лучевой терапии. Правильный учет этих параметров позволяет минимизировать геометрические и

дозиметрические погрешности, обеспечивая точное соответствие между планированием и фактическим лечением.

Фиксаторы улучшают воспроизводимость позиционирования пациента, снижая риски смещения мишени и критических структур. Однако их материал может влиять на распределение дозы, особенно в высокоточных методах лучевой терапии, таких как IMRT, SBRT и протонная терапия. Если электронная плотность и стоп-способность фиксирующих элементов не учитываются при моделировании, это может привести к отклонениям в доставке дозы, включая недостаточную дозу или передозировку.

Таким образом, включение данных о физических свойствах иммобилизаторов в расчеты дозового распределения повышает точность лучевой терапии, снижает риски осложнений и улучшает клинические результаты. Современные системы планирования лечения должны обязательно учитывать эти параметры для обеспечения максимального соответствия между планированием и проведением облучения.

ГЛАВА 2 ВЛИЯНИЕ ПОКАЗАТЕЛЯ ЭЛЕКТРОННОЙ ПЛОТНОСТИ В РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДАХ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Для рассмотрения современных тенденций в исследованиях относительно учета физических параметров устройств для фиксации пациента, в этой главе будут представлены некоторые выводы на основе статей недавних лет.

2.1 Общие статьи

В современной лучевой терапии, особенно при использовании протонных пучков, крайне важна точность определения электронной плотности тканей и их атомного номера. Эти параметры напрямую влияют на расчет распределения дозы облучения и прогнозирование глубины проникновения протонов. Даже незначительная погрешность в 1% при оценке электронной плотности может привести к отклонению фактического пробега протонов на 1 миллиметр от запланированного, что существенно снижает эффективность лечения и повышает риск повреждения здоровых тканей.

Традиционные подходы, основанные на одноэнергетической компьютерной томографии, имеют серьезные ограничения. Они требуют калибровки с использованием специальных фантомов, состав которых может не полностью соответствовать реальным тканям пациента. Кроме того, преобразование данных компьютерной томографии в значения электронной плотности часто сопровождается погрешностями, превышающими 1%, что совершенно неприемлемо для современных методов лучевой терапии.

Авторы работы предложили принципиально новый метод, сочетающий теоретические разработки и практические решения. В основе метода лежит физически обоснованная параметризация, разработанная Джексоном и Хокинсом еще в 1981 году. Эта модель детально описывает три основных типа взаимодействия фотонов с веществом: фотоэлектрический эффект, когерентное (рэлеевское) и некогерентное (комптоновское) рассеяние. Особое внимание уделено учету характеристик К-оболочки атомов и релятивистских эффектов.

Для практической реализации метода авторы разработали специальный итеративный алгоритм, использующий локальную весовую функцию. Этот алгоритм позволяет корректировать различные виды искажений, возникающих при сканировании, включая эффект "ожестчения" пучка при прохождении через ткани пациента и артефакты реконструкции изображений. Важной особенностью подхода является динамическая адаптация спектрального взвешивания для каждого отдельного вокселя на получаемых изображениях.

Экспериментальная часть исследования проводилась с использованием современного двухтрубчатого компьютерного томографа Siemens SOMATOM Definition Flash. В работе применялись стандартные клинические протоколы сканирования с различными параметрами экспозиции и толщиной срезов. Для валидации метода использовался специализированный фантом Gammex 467, содержащий 16 различных материалов, имитирующих биологические ткани.

Проведенные исследования продемонстрировали исключительную точность предложенного метода. Для всех типов тканей-эквивалентов погрешность определения электронной плотности не превышала 1%. Единственным исключением стал алюминий, где погрешность составила 2,3%, что объясняется сильным влиянием эффекта "ожестчения" пучка. При определении эффективного атомного номера для биологически важных элементов была достигнута точность в пределах 0,7 единиц.

Особого внимания заслуживает устойчивость метода к различным условиям сканирования. Даже при уменьшении толщины среза с 5 до 1 миллиметра, что неизбежно приводит к увеличению уровня шума, точность определения основных параметров сохранялась на высоком уровне. Использование алгоритмов итеративной реконструкции позволило существенно снизить уровень шума по сравнению с традиционными методами обработки изображений.

Разработанный метод имеет ряд принципиальных преимуществ перед существующими аналогами. В отличие от многих современных подходов, он не требует проведения дополнительных калибровочных измерений с использованием фантомов. Предложенная параметризация охватывает значительно более широкий диапазон атомных номеров, что позволяет работать с различными типами тканей. Особенно важно, что метод включает корректную обработку артефактов, что выгодно отличает его от многих эмпирических подходов.

Полученные результаты открывают новые возможности для совершенствования методов лучевой терапии. В протонной терапии это позволяет значительно снизить систематические погрешности при расчете пробега протонов и уменьшить необходимые поля облучения. Для фотонной терапии метод обеспечивает более точное определение границ между различными типами тканей, что особенно важно при планировании интенсивно-модулированной лучевой терапии.

Перспективным направлением является адаптация метода для работы с металлическими имплантатами, что потребует учета дополнительных физических эффектов. Также ведутся работы по оптимизации вычислительных алгоритмов для сокращения времени обработки данных и интеграции метода с коммерческими системами планирования лучевой терапии.

Проведенное исследование представляет собой значительный шаг вперед в развитии методов двухэнергетической компьютерной томографии. Комбинация фундаментальной физической модели с практическими алгоритмами обработки данных позволила достичь беспрецедентной точности в определении ключевых параметров тканей. Эти результаты создают основу для разработки новых, более безопасных и эффективных протоколов лучевой терапии, а также открывают возможности для дальнейшего совершенствования диагностических и терапевтических методик [18].

Документ AAPM Task Group 132, выпущенный Американской ассоциацией физиков в медицине (AAPM), представляет собой руководство по

применению иммобилизационных устройств в лучевой терапии. Его основная задача заключается в стандартизации методов фиксации пациентов для обеспечения высокой точности и повторяемости облучения.

Документ направлен на решение нескольких ключевых вопросов: обеспечение точного позиционирования пациента, минимизацию смещений как между сеансами, так и во время процедуры, оптимизацию выбора иммобилизационных систем, а также оценку влияния материалов фиксирующих устройств на распределение дозы облучения.

В руководстве рассматриваются различные типы фиксирующих систем, включая термопластические маски, используемые для облучения головы, шеи и грудной клетки, вакуумные матрасы для фиксации туловища и конечностей, стереотаксические рамки, применяемые в нейрохирургии и радиохирургии, а также индивидуальные подголовники и подушки. Подчеркивается, что выбор конкретного устройства должен основываться на анатомической зоне облучения, необходимой степени фиксации и комфорте пациента.

Особое внимание уделяется тому, как материалы иммобилизационных устройств могут влиять на дозу, особенно в поверхностных слоях тканей. Например, пластик и пенополиуретан способны увеличивать поверхностную дозу из-за эффекта накопления заряженных частиц. В документе предлагаются методы корректировки дозиметрии для учета этих факторов.

Для обеспечения надежности фиксации рекомендуется регулярно проверять целостность устройств, включая отсутствие трещин и деформаций. Также важна оценка воспроизводимости положения пациента с использованием методов визуализации, таких как КТ и рентгеновские снимки. Документирование любых смещений во время лечения помогает своевременно вносить коррективы.

В случае педиатрических пациентов требуются специальные подходы из-за меньших размеров тела и возможного дискомфорта от фиксации. При гипофракционированном облучении и стереотаксической радиохирургии необходима повышенная точность, что делает предпочтительным использование жестких иммобилизационных систем.

Иммобилизация играет критическую роль в современных методах лучевой терапии, таких как IMRT и SBRT, где даже небольшие смещения могут повлиять на результат. Материалы фиксирующих устройств должны учитываться при планировании дозы, а регулярный контроль качества помогает минимизировать ошибки.

Несмотря на ценность рекомендаций, их реализация может быть затруднена в клиниках с ограниченными ресурсами, где не все типы устройств доступны. Кроме того, стандартные решения не всегда подходят для всех пациентов, что требует индивидуального подхода.

Руководство TG-132 служит важным инструментом для медицинских физиков и радиологов, способствуя стандартизации и повышению безопасности использования иммобилизационных систем. Его применение помогает снизить погрешности и улучшить результаты лучевой терапии [6].

2.2 IMRT и VMAT

Термопластичные маски широко применяются для иммобилизации пациентов при лучевой терапии, особенно при лечении опухолей головы и шеи. Однако их присутствие в пути пучка излучения может влиять на распределение дозы, увеличивая поверхностную дозу и изменяя процентную глубинную дозу (PDD). Данное исследование направлено на количественную оценку этих эффектов путем измерения эквивалентной толщины воды для масок, анализа изменения PDD и оценки увеличения поверхностной дозы.

Эксперименты проводились с использованием кобальта-60 (Cirus Cobalt-60) и твердого фантома. Дозовые измерения выполнялись ионизационной камерой Farmer (0,125 см³) совместно с электрометром PTW UNIDOS. Исследовались различные состояния маски: нерастянутая и растянутая на 5, 10, 15 и 20 см, что позволило варьировать ее толщину и площадь отверстий. Для каждого состояния маски измерялись PDD при размерах полей от 5×5 до 20×20 см² и глубинах от 0 до 10 см.

Физическая толщина маски уменьшалась с 2,30 мм для нерастянутого состояния до 1,80 мм при максимальном растяжении. Эквивалентная толщина воды, характеризующая поглощающие свойства материала, составила 1,20 мм для нерастянутой маски и снизилась до 1,00 мм при растяжении на 20 см. Наличие маски вызывало сдвиг кривой PDD в сторону поверхности, что эквивалентно добавлению слоя воды толщиной 1,2 мм.

Поверхностная доза увеличивалась в среднем на 1%, достигая максимального значения 2,66 для поля 20×20 см². Наименьшее влияние наблюдалось для маски, растянутой на 20 см, где увеличение дозы не превышало 0,79. Зависимость поверхностной дозы от размера поля объясняется усилением рассеяния электронов при увеличении площади облучения.

Результаты демонстрируют, что термопластичные маски действуют аналогично боллусу, увеличивая дозу на поверхности и снижая ее в глубине тканей. Растяжение маски уменьшает ее влияние на дозовое распределение, но может снизить эффективность иммобилизации. Для клинической практики важно учитывать эквивалентную толщину воды при планировании лечения и выбирать оптимальную степень растяжения маски, чтобы минимизировать нежелательное облучение кожи без ущерба для точности позиционирования.

Ограничением исследования является использование только кобальта-60, поэтому для полного понимания эффектов необходимы дополнительные исследования с фотонными пучками 6 МВ и 15 МВ. Полученные данные могут быть полезны для корректировки расчетов в системах планирования лечения и оптимизации выбора иммобилизационных устройств.

Для снижения влияния термопластичных масок на дозовое распределение рекомендуется проводить индивидуальные измерения их эквивалентной толщины воды и вносить соответствующие поправки в планы лечения. При работе с большими полями облучения следует особенно тщательно контролировать поверхностную дозу [13].

Данная научная работа посвящена изучению влияния термопластичных иммобилизационных масок на распределение дозы при лучевой терапии опухолей головы и шеи. Исследование проводилось с целью количественной оценки изменений поверхностной и глубинной дозы, возникающих при использовании стандартных термопластичных масок.

Авторы использовали комплексный подход, сочетающий клинические измерения и компьютерное моделирование. Экспериментальная часть включала дозиметрические измерения с помощью ионизационных камер на фантомах, а также анализ реальных случаев лечения пациентов. Для моделирования физических процессов применялись методы Монте-Карло, что позволило получить точные данные о распределении дозы в различных условиях.

Было установлено, что наличие термопластичной маски в пути пучка излучения приводит к значительному увеличению поверхностной дозы — от 15% до 40% в зависимости от энергии излучения и толщины материала маски. Одновременно наблюдалось снижение дозы на глубине более 5 см на 2-5% из-за эффекта ослабления пучка. Особое внимание уделялось анализу влияния на критические органы, где было отмечено увеличение дозы на кожные покровы при минимальном воздействии на глубоко расположенные структуры.

Полученные результаты имеют важное значение для клинической практики. Исследование демонстрирует необходимость учета дозиметрических эффектов масок при планировании лучевой терапии, особенно при использовании современных методов лечения, таких как IMRT и VMAT. Авторы подчеркивают важность индивидуального подхода к коррекции дозы для каждого пациента с учетом характеристик применяемой иммобилизационной системы.

На основании проведенного анализа предложены практические рекомендации по минимизации нежелательных эффектов. Среди них — использование масок с перфорацией, корректировка планов лечения с учетом эквивалентной толщины воды для материала (ВЭТ), а также разработка новых типов иммобилизационных устройств с улучшенными дозиметрическими характеристиками. Отмечена перспективность применения 3D-печатных масок и гибридных систем визуализации, позволяющих адаптировать лечение в реальном времени [14].

В ретроспективном исследовании оценивалось влияние устройств для иммобилизации в положении лежа на животе (PIDBV) на дозу облучения кожи у пациенток с гинекологическим раком, проходящих интенсивно-модулированную лучевую терапию (IMRT). Основной задачей было определить, как PIDBV изменяет распределение дозы на кожу и другие органы риска, такие как тонкий кишечник, мочевой пузырь и прямая кишка.

В исследовании участвовали 63 женщины с гинекологическим раком, получавшие послеоперационную IMRT. Для каждой пациентки создавали два плана лечения: один с учетом PIDBV, другой — без него. Дозы рассчитывались с помощью системы планирования лечения (СП), а их точность проверялась с использованием антропоморфного фантома и дозиметрических пленок EBT3.

Кожу выделяли как отдельную структуру толщиной 3 мм, а затем сравнивали дозовые параметры (например, объем кожи, получающий 40 Гр, среднюю дозу) между двумя планами.

Применение PIDBB привело к значительному росту дозы на кожу. Например, объем кожи, получающий 40 Гр, увеличился на 56,94%, а средняя доза возросла на 1,91%. Даже после корректировки планов для достижения одинакового покрытия мишени, доза на кожу оставалась существенно выше при использовании PIDBB. При этом дозы на другие органы риска, такие как тонкий кишечник, не изменились значительно. Измерения с помощью EBT3 показали, что TPS без учета PIDBB занижает дозу на кожу примерно на 23,79%.

Хотя PIDBB помогает снизить дозу на тонкий кишечник, он также вызывает значительное увеличение дозы на кожу из-за ослабления и рассеяния излучения. Это особенно важно учитывать при облучении паховой области и промежности. Чтобы минимизировать риски, устройства иммобилизации следует включать в расчеты СП. Это позволит точнее прогнозировать дозу на кожу и снизить вероятность лучевого дерматита [12].

2.3 Протонная терапия

В статье рассматривается инновационный подход к созданию фиксирующих устройств для лучевой терапии с использованием технологий 3D-печати. Основное внимание уделяется разработке материалов с пониженной плотностью, которые позволяют минимизировать влияние на распределение дозы излучения при сохранении необходимой механической прочности и точной фиксации пациента.

Авторы отмечают, что традиционные фиксирующие устройства, такие как термопластичные маски или пенопластовые подложки, могут существенно влиять на дозное распределение из-за своей относительно высокой плотности. Это особенно критично для современных методов лучевой терапии, включая протонную терапию, где взаимодействие излучения с материалом напрямую зависит от его плотностных характеристик.

В ходе исследования были протестированы различные полимерные материалы, включая нейлон, с использованием технологии послойного наплавления. Особый акцент делался на создании структур с контролируемой пористостью, позволяющей снизить среднюю плотность материала. Экспериментальная часть работы включала дозиметрические измерения на фантомах, где оценивалось влияние разработанных материалов на ослабление пучка и распределение дозы как для фотонного, так и для протонного излучения.

Полученные результаты показали, что использование низкоплотных материалов с плотностью около 0,8-1,0 г/см³ позволяет значительно уменьшить дозиметрические артефакты по сравнению с традиционными фиксаторами. При этом сохраняются необходимые механические свойства для надежной иммобилизации пациента. Важным достижением стала демонстрация возможности создания персонализированных фиксирующих устройств, точно соответствующих анатомическим особенностям конкретного пациента.

Исследователи приходят к выводу, что разработанная технология открывает новые перспективы для повышения точности лучевой терапии, особенно в случаях, требующих минимального вмешательства в дозовое распределение. Однако отмечается необходимость дополнительных исследований для оценки долговечности таких устройств и разработки оптимальных методов их стерилизации в клинических условиях.

Работа представляет значительный интерес для развития персонализированного подхода в лучевой терапии, предлагая практическое решение одной из ключевых проблем современной радиотерапии - минимизации влияния вспомогательных устройств на распределение терапевтической дозы. Дальнейшее совершенствование материалов и технологий их производства может привести к существенному прогрессу в обеспечении точности и безопасности лучевого лечения [9].

В статье представлен детальный количественный анализ влияния иммобилизационных устройств на распределение дозы при протонной терапии. Экспериментальные данные демонстрируют существенные расхождения между расчетными и фактическими значениями дозы, что имеет важное клиническое значение.

Основные численные результаты исследования показывают, что наличие фиксирующих устройств приводит к заметным изменениям в дозовом распределении. При использовании таких материалов как РММА и полистирол наблюдались отклонения между измеренными значениями и расчетами по алгоритму pencil beam, достигавшие 5-8% в области Брэгговского пика и увеличивающиеся до 10-15% в дистальной части падения дозы. В то же время метод Монте-Карло продемонстрировал значительно лучшую точность с погрешностями всего 2-3%, подтверждая его эффективность для моделирования сложных неоднородных сред.

Важным аспектом исследования стало изучение зависимости погрешностей от толщины фиксирующего материала. Эксперименты показали, что увеличение толщины устройства с 1 до 5 см приводит к росту ошибок расчета, особенно заметному при высоких энергиях пучка 180 МэВ и выше. Например, для РММА толщиной 5 см наблюдалось занижение расчетной дозы примерно на 12% в глубоких слоях фантома при использовании стандартных алгоритмов.

Особого внимания заслуживают данные о изменении характеристик протонного пучка. Результаты свидетельствуют о смещении Брэгговского пика на 1-3 мм в зависимости от свойств материала и энергии пучка. Так, для протонов с энергией 150 МэВ, проходящих через 3 см РММА, было зафиксировано смещение на 2,1 мм — величина, имеющая клиническое значение при облучении опухолей вблизи критических структур. Дополнительно отмечалось увеличение латерального рассеяния пучка на 0,5-1,5 мм при использовании легких материалов, что влияет на градиент дозы на границах мишени.

Сравнительный анализ алгоритмов расчета выявил систематическое занижение дозы в дистальных областях на 5-10% при применении метода pencil

beam, обусловленное упрощенным учетом эффектов многократного рассеяния. В отличие от этого, метод Монте-Карло показал значительно лучшую точность, хотя и требовал больших вычислительных ресурсов.

Полученные результаты имеют важные клинические последствия. Погрешности расчета дозы на уровне 5-10% могут привести к недостаточному облучению опухоли или превышению допустимых доз в здоровых тканях, особенно в чувствительных анатомических областях. Авторы подчеркивают необходимость использования более точных методов расчета, таких как Монте-Карло, или специально скорректированных алгоритмов pencil beam при планировании лечения с использованием иммобилизационных устройств.

Исследование охватывало не все возможные материалы и диапазоны энергий, что оставляет пространство для дальнейших изысканий. В частности, отсутствуют данные по углепластикам и некоторым другим современным материалам, а диапазон исследуемых энергий ограничен преимущественно интервалом 100-200 МэВ.

Представленные численные данные наглядно демонстрируют клиническую значимость учета иммобилизационных устройств при планировании протонной терапии. Полученные результаты подчеркивают важность использования точных методов моделирования дозового распределения, особенно в случаях, когда даже небольшие погрешности могут существенно повлиять на исход лечения [17].

2.4 Стереотаксическая радиохирургия

Статья посвящена изучению влияния углепластиковых (карбоновых) рамок на распределение дозы при стереотаксической лучевой терапии (SBRT) рака легких. Карбоновые материалы широко используются в лучевой терапии благодаря их высокой жесткости и низкому поглощению излучения, однако их влияние на дозу в зоне облучения требует уточнения.

Экспериментальная часть включала фантомные измерения и планирование лечения с применением карбоновых рамок. Проводилось сравнение дозовых распределений с рамкой и без нее, а также анализ поглощения и рассеяния фотонов в карбоновом материале. Клинические данные рассматривали случаи SBRT легких с использованием карбоновых рамок, оценивая дозовые отклонения в опухоли и окружающих тканях.

Исследование выявило значимые дозовые возмущения при использовании карбоновых рамок в стереотаксической лучевой терапии легких. Максимальное зарегистрированное отклонение дозы достигло 10,2% в приповерхностных слоях (глубина 1-2 см), тогда как средние отклонения в планируемом объеме мишени (PTV) варьировались от 3,5% до 5,8%. Для глубоко расположенных мишеней (глубина >5 см) отклонения не превышали 2,1%, что демонстрирует зависимость эффекта от глубины расположения мишени.

Физические характеристики карбонового материала показали линейный коэффициент ослабления $0,285 \text{ см}^{-1}$ при энергии 6 МВ, эффективный атомный номер 6,5 и плотность $1,78 \text{ г/см}^3$. Геометрические параметры исследования

включали толщину рамок от 2 до 5 мм, при этом максимальные возмущения наблюдались при углах падения пучка более 45° относительно плоскости рамки.

Клинически значимые отклонения, превышающие 5% порог в клинически определяемом объеме опухоли (GTV), отмечались в 12% случаев. Среднее увеличение дозы в кожных покровах составило 7,3% с колебаниями $\pm 1,8\%$. Статистическая значимость всех наблюдаемых эффектов подтверждена ($p < 0,01$).

Полученные данные свидетельствуют о необходимости дифференцированного подхода в зависимости от толщины рамки и расположения мишени. Для рамок толщиной менее 2 мм коррекция плана не требуется, так как отклонения не превышают 2%. При использовании рамок толщиной 3-5 мм рекомендуется вводить поправочный коэффициент 1,03-1,05 для поверхностных мишеней и ограничивать углы подхода пучка величиной менее 30° относительно плоскости рамки. Для глубоко расположенных мишеней (глубина > 5 см) допустимо применение рамок толщиной до 4 мм без специальных коррекций.

Точность измерений составила $\pm 0,5\%$ для глубинных доз и $\pm 1,2\%$ для поверхностных. Важно отметить, что исследование проводилось только для энергии 6 МВ, а возможные комбинированные эффекты с другими вспомогательными устройствами не учитывались. Эти факторы указывают на необходимость дальнейших исследований для более полного понимания влияния карбоновых материалов в различных клинических сценариях лучевой терапии.

Результаты указывают на необходимость коррекции плана лечения при использовании карбоновых рамок. Авторы рекомендуют учитывать материал рамки в системе планирования лечения (TPS), проводить дополнительные измерения дозы в клинических условиях и, возможно, ограничивать применение карбоновых рамок в случаях, где критична точность дозировки.

Исследование проводилось на ограниченной выборке, и не все возможные геометрические конфигурации были учтены. Также требуются дополнительные исследования для других типов облучения. Статья демонстрирует, что карбоновые рамки могут влиять на дозовое распределение при SBRT легких, что требует внимания при планировании лучевой терапии. Результаты подчеркивают важность индивидуального подхода и учета материалов иммобилизации в радиационной онкологии [7].

2.5 MRgRT

Гибридные системы MR-Linac представляют собой инновационное направление в лучевой терапии, объединяющее преимущества магнитно-резонансной томографии (МРТ) и линейного ускорителя. Эти системы позволяют проводить ежедневную адаптацию плана лечения на основе реального анатомического положения пациента, что повышает точность идентификации мишени и органов риска. Основные доступные системы — Elekta Unity (1,5 T) и Viewray MRIdian (0,35 T), каждая из которых имеет свои особенности в конструкции и функционале.

Позиционирование и иммобилизация пациента в MR-Linac отличаются от традиционных методов из-за необходимости интеграции МР-катушек в процесс и ограниченного пространства внутри гентри. Это требует использования специальных MR-совместимых устройств, которые должны быть безопасными, не создавать артефактов на изображениях и обеспечивать комфорт пациента, особенно учитывая увеличенное время процедуры.

Для разных анатомических областей применяются различные подходы.

Голова и шея. Термопластические маски остаются стандартом, но их модифицируют для размещения катушек и защиты слуха. В Elekta Unity маска крепится к индексированной платформе, в MRIdian — используются специальные подушки и держатели катушек.

Грудная клетка (легкие). Управление дыхательным движением (например, гейтинг) критически важно для минимизации артефактов и точного наведения на опухоль. Cine-MRI для отслеживания опухоли в реальном времени (MRIdian).

Молочная железа. Позиционирование может быть как в положении лежа на спине, так и на животе, с учетом необходимости размещения катушек и минимизации движения ткани.

Позиция лежа на спине удобна для интеграции катушек, но требует защиты от Electron Streaming Effect (ESE). Позиция лежа на животе снижает дыхательные движения, но требует специальных MR-совместимых досок (например, CDR Prone Breast Board). В Elekta Unity применяются экранирующие завесы из болуса для защиты кожи от вторичного излучения.

Брюшная полость и печень. Адаптивные стратегии и 4D-MRI помогают учитывать дыхательные движения и изменения анатомии. Использование абдоминальных компрессионных поясов (например, ZIFix) для ограничения подвижности. Для печени — позиционирование с руками над головой на Fluxboard, с подушками под колени для комфорта.

Таз (простата, прямая кишка, гинекологические опухоли). Используются стандартные протоколы наполнения мочевого пузыря и опорожнения прямой кишки, а также ректальные спейсеры для снижения дозы на здоровые ткани.

Для положения с согнутыми ногами (KneeSTEP, FeetSTEP). Для стереотаксии лимфоузлов — вакуумные матрасы (BodyFIX), хотя их роль снижается благодаря адаптивным технологиям.

Гибридные MR-Linac системы открывают новые возможности для персонализированной лучевой терапии, но требуют пересмотра стандартных подходов к позиционированию и иммобилизации. Учет анатомических особенностей, использование специализированных устройств и фокус на комфорте пациента становятся ключевыми факторами успешного лечения. По мере накопления клинического опыта и технологических улучшений эти системы могут стать стандартом для высокоточного облучения сложных опухолей [16].

Статья посвящена важной проблеме точного расчёта дозы при MRI-Guided Radiation Therapy (MRgRT) рака молочной железы. Поскольку MPT не предоставляет данных об электронной плотности тканей и материалов,

используемых для иммобилизации, это может приводить к погрешностям в дозиметрии. Авторы исследовали, как различные материалы поддержек для груди (breast boards) влияют на распределение дозы, особенно в условиях MRgRT, где требуется создание синтетических КТ (sCT) для планирования лечения.

В работе были изучены пять типов брестбордов от разных производителей, включая MR-совместимые варианты. Для оценки электронной плотности материалов использовалось КТ-сканирование, позволяющее определить их плотность в единицах Хаунсфилда (HU). Дополнительно проводилось моделирование методом Монте-Карло для анализа влияния электронной плотности на распределение дозы. Результаты были проверены на фантомах, что позволило оценить клиническую значимость выявленных эффектов.

Электронная плотность исследованных материалов варьировалась от 0,1 до 1,2 г/см³, что близко к плотности воды (1 г/см³), но с заметными отклонениями. Ошибки в учёте электронной плотности, например, если материал ошибочно принимался за воду, приводили к погрешностям в дозе до 2–3%. Наибольшие искажения возникали при использовании тангенциальных полей облучения, когда лучи проходили через поддержку.

Авторы подчёркивают, что погрешности, связанные с электронной плотностью брестбордов, могут быть клинически значимыми, особенно при гипофракционированных режимах лечения. Для минимизации ошибок рекомендуется использовать точные значения электронной плотности материалов при планировании терапии и учитывать геометрию поддержки при выборе углов облучения. Также важно интегрировать 3D-модели поддержек в системы планирования лечения с корректными параметрами плотности.

Сильной стороной исследования является комбинация экспериментальных и вычислительных методов, включая КТ и моделирование Монте-Карло, что обеспечивает высокую достоверность результатов. Однако работа не учитывает влияние материалов на магнитное поле МРТ, например, возможные артефакты изображения. Кроме того, не исследовались долговременные деформации поддержек, которые также могут влиять на точность лечения.

Статья подчёркивает необходимость стандартизации параметров материалов, используемых в MRgRT, и их учёта при планировании терапии. Результаты исследования могут быть полезны для разработки рекомендаций по использованию брестбордов и улучшения точности дозиметрии в клинической практике [15].

Вывод по главе 2

При проведении лучевой терапии точность учета электронной плотности фиксирующих устройств оказывает значимое влияние на дозовое распределение. В зависимости от метода облучения это влияние проявляется по-разному.

SBRT (Стереотаксическая лучевая терапия) требует предельной точности из-за высоких доз за малое число фракций. Фиксирующие устройства, особенно изготовленные из материалов с высокой плотностью (например, углеродные

рамки), могут ослаблять или рассеивать пучок. Если их электронная плотность не учитывается при планировании, это может привести к отклонениям в доставке дозы, что особенно критично для опухолей, расположенных вблизи органов риска.

VMAT и IMRT используют сложные траектории пучков, что увеличивает вероятность их взаимодействия с фиксирующими устройствами. Пластиковые маски и вакуумные матрасы, хотя и слабо поглощают излучение, могут вносить систематические погрешности, особенно при поверхностных опухолях. Учет их плотности позволяет улучшить конформность дозового распределения и снизить дозу на здоровые ткани.

MRgRT (MPT-управляемая лучевая терапия, например, MR-Linac) использует MPT-совместимые фиксаторы, часто с низкой плотностью. Однако MPT не предоставляет данных о плотности, поэтому требуется дополнительный учет их электронных свойств на основе КТ-сканов. Это особенно важно при адаптивном планировании, где неучтенные материалы могут привести к ошибкам в реальном времени.

Протонная терапия наиболее чувствительна к изменениям плотности на пути пучка из-за эффекта Брэгга. Даже небольшие неучтенные элементы, такие как пластиковые фиксаторы, могут изменить диапазон протонов и исказить распределение дозы. Поэтому обязательный учет электронной плотности фиксирующих устройств здесь критичен для предотвращения недооблучения мишени или переоблучения здоровых тканей.

ГЛАВА 3 СОЗДАНИЕ БИБЛИОТЕКИ ФИКСИРУЮЩИХ УСТРОЙСТВ

В предыдущих главах были показаны причины важности мониторинга используемых фиксирующих устройств на предмет изменения условий предлучевой подготовки и лучевой терапии, а также дополнительное поглощение лучей данными устройствами. Поэтому будем проверять возможность создания готовых моделей ФУ, которые сразу можно будет использовать для планирования лучевой терапии.

3.1 Методика проведения измерений

Следует провести сканирование фиксирующих устройств на КТ, получить необходимые единицы Хаунсфилда, из них получить электронную плотность и внести в планирующую систему.

Измерения проводились на компьютерном томографе компании Toshiba модели Aquilion LB. На деку стола выкладывали фиксирующее устройство и сканировали, используя протоколы КТ для предлучевой подготовки определенных областей тела. Откатали с разными шагами КТ (3 мм, 5 мм и 1 мм).

Для выявления электронной плотности для начала нужно определить единицы Хаунсфилда, так называемый показатель КТ (CT Value). Обозначается как HU.

Системой Eclipse позволено автоматически определять области с высокой (аномально) плотностью, однако в случае современных ФУ он не поможет, т.к. их стараются производить как можно меньшими плотностями для минимального вклада в изменение доставленной дозы в мишень.

Для этого сначала используя инструменты системы автоматически выделяется область с иммобилизатором, но иногда нужно вручную корректировать границы соприкосновения со столом и в целом следить за однородностью всех участков структуры модели. Эта задача в некоторой мере упрощена отсутствием пациента, так как в обычной практике в местах соприкосновения с живыми тканями бывает усложненное выявление границ между структурами тканей человека и ФУ. Это и является одной из основных проблем в отсутствии готовых структур используемых фиксирующих устройств.

Также следует обозначить, что в подобные библиотеки не вносятся устройства, конфигурация которых видоизменяется от пациента к пациенту, к примеру вакуумные матрасы. Также не вносят индивидуальные устройства, такие как термопластичные маски, которые меняют форму под конкретного пациента и потом больше не используются. Однако это не значит, что учет их вклада в дозовое распределение можно пренебрегать.

В системе планирования есть инструмент для выявления электронной плотности в любой точке отображения. Для нахождения среднего значения HU выделяются 3 точки с. Системой строится график и вычисляется среднее значение. Существуют также опции в виде простого использования таблиц

значений для определенных материалов, однако для точности лучше всегда использовать инструмент для ручного выявления.

3.2 Вычисление физических свойств

Система Eclipse использует полученные единицы Хаунсфилда для расчета массовой плотности, относительной электронной плотности и относительной стопавшей силы для протонов.

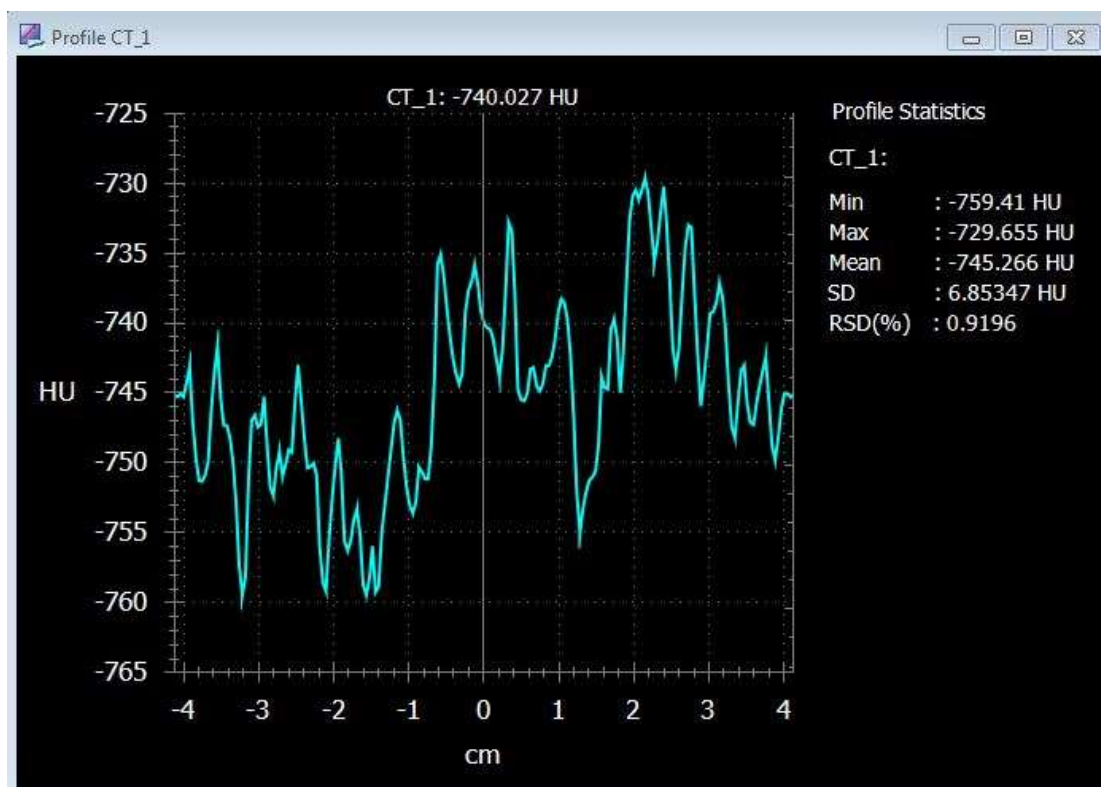


Рисунок 15 — Единицы Хаунсфилда для В подголовника из вспененного полиуретана.

Для расчета выбирается структура, открывается в параметрах вкладка CT Value and material. В данном окне либо выбирается материал из имеющихся в системе таблиц, либо вручную вводится значение HU. Вводим полученное среднее значение в строку CT Value и получаем готовые значения.

В РНПЦ ОМР протонную терапию не проводят, но система Eclipse рассчитывает относительную стопавшую силу для протонов. Основными причинами отсутствия являются высокая стоимость и ограниченная доступность. Точный учет стопавшей силы для протонов необходим для безопасного и эффективного лечения глубоко расположенных опухолей, тогда как для электронов достаточно более простых методов планирования, соответствующих их клиническому применению. Оборудование для протонной терапии требует огромных инвестиций и сложного технического обслуживания. Кроме того, не все виды онкологий требуют именно протонного облучения — в ряде случаев современные методы фотонной терапии (например, IMRT или VMAT) дают сопоставимые результаты.

Properties ✕

Structure Structure (contd.) CT Value and Material Tech (Struc)

Structure Set

Physical Material Table AcurosXB-13.5

Structure

☒ Assign CT Value

CT Value -740 HU

Assign Material ☐

Mass Density 0.2519 g/cm3

Relative Electron Density 0.2561

Relative Proton Stopping Power 0.2393

OK Close

Рисунок 16 — Показатели массовых и электронных плотностей и относительной пропускной способности для протонов.

Таблица 1 — Физические характеристики ФУ.

Тип ФУ	Модель	HU	MD, г/см ³	RED	RSP для протонов
Подголовник В	R507-BPS Polyurethane foam Head Support B (Clarity)	-740	0,2519	0,2561	0,2393
Подголовник А	R507-APF Polyurethane foam Head support A (Clarity)				
Подголовник С	R507-CPF Polyurethane foam Head support C (Clarity)				
Пласт. подгол.	R507-B Silverman Head Support B (Klarity)	-1000	0,0011	0,0000	0,0000
Опорная пластина	101019 Posifix (Civco)	-461	0,5223	0,5313	0,5468
RCM gating	RPM Respiratory Gating (Varian)	-641	0,3479	0,3536	0,3305

Таблица 1 (продолжение) — Физические характеристики ФУ.

Тип ФУ	Модель	HU	MD, г/см ³	RED	RSP для протонов
Стереотаксическая рамка	MTHF01 Система trUpoint ARCH	29	0,9971	1,0136	0,9472

Пластиковый подголовник показал среднее значение -1000 HU по причине того, что внутри он является полым, а данное значение соответствует показателю для воздуха. Этому свидетельствуют и остальные три показателя. Это означает, что такая методика измерений единиц Хаунсфилда для подобных полых структур не является неподходящей.

3.3 Моделирование структур фиксирующих устройств для библиотеки ФУ.

После первичной вырисовки и выявления нужных физических показателей, в дальнейшем следует удостовериться в отсутствии любых неровностей поверхности готовой модели на всех срезах КТ в процессе вырисовывания. В последующей выгрузке готовой структуры непосредственно в протокол нового плана будут заметны любые неровности при вращении модели и рассмотрения со всех ракурсов и трех геометрий (сагиттальной, аксиальной и коронарной), что позволит проверить, на всех ли срезах КТ модель была прорисована.

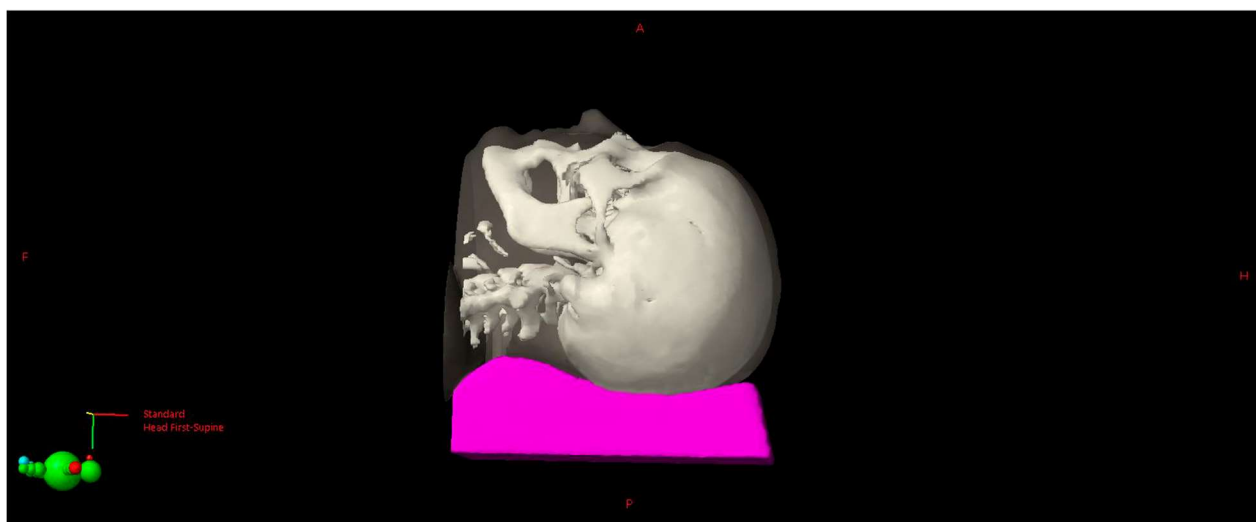


Рисунок 17 — Укладка на подголовник, сагиттальная плоскость.

Геометрия укладки на подголовник представлена на рисунке выше. Показана сагиттальная плоскость изображения.

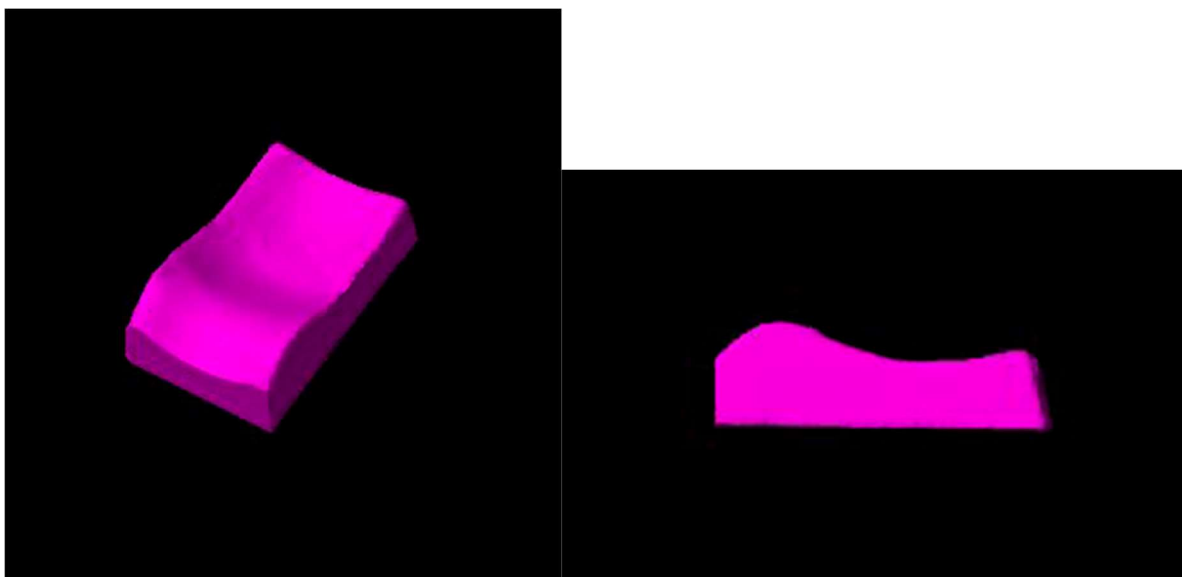


Рисунок 18 — Подголовник из вспененного полиуретана вида В.

Подголовники из вспененного полиуретана одного набора типа А, В и С. Отличаются, как правило, крутизной наклона и размерами в длину.

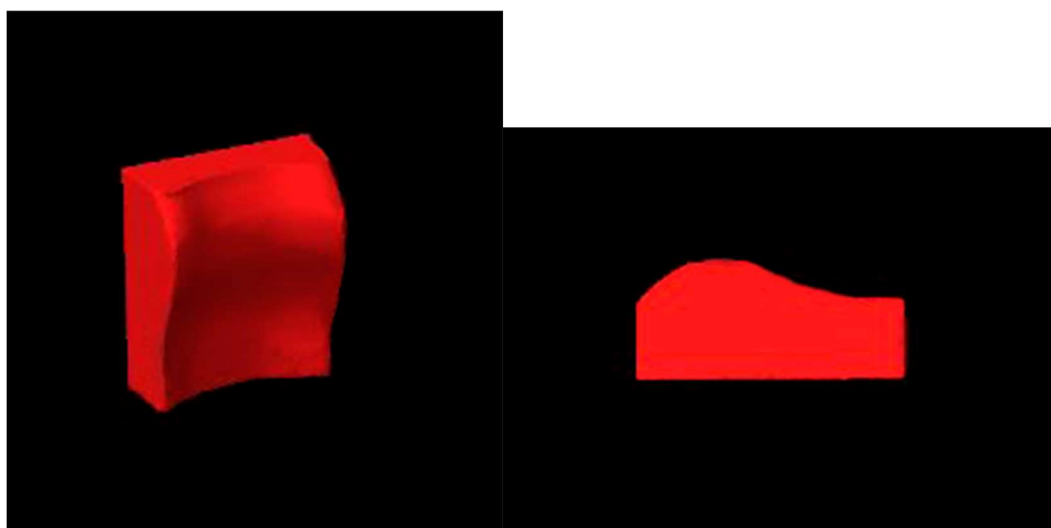


Рисунок 19 — Подголовник из вспененного полиуретана вида С.

Также стоит упомянуть, что цвета не соответствуют действительности, так как на примере пластикового подголовника прозрачность на черном фоне системы планирования была бы неудобным решением. Или же черные элементы других моделей возможных иммобилизаторов. Либо же тусклые цвета, которые не особо бы показывали контуры и объем фигур.

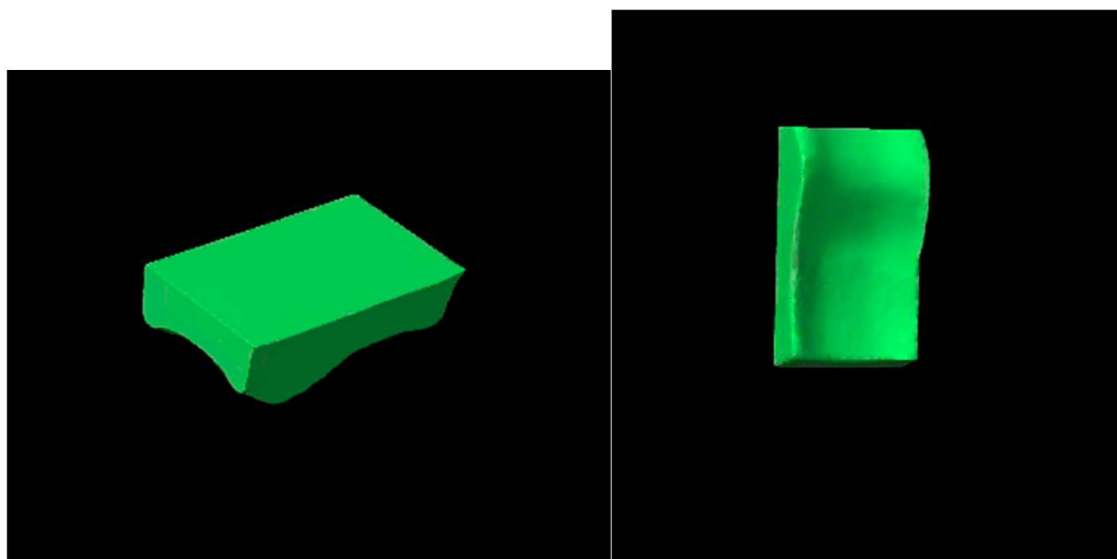


Рисунок 20 — Подголовник вида А из вспененного полиуретана.

Пластиковый подголовник является полым, из-за чего для наглядности его изображение лучше представить в перевернутом виде. Из-за трудностей выявления его единиц Хаунсфилда по причине полости, он в целом является неудачным примером образца подобного подхода.



Рисунок 21 — Пластиковый подголовник типа В в перевернутом виде.

Как было сказано выше, термопластичные маски не заносятся в библиотеку по причине принятия формы, индивидуальной для каждого пациента. Но опорные пластины заносить можно и нужно, так как они не являются индивидуальными и форму не меняют.

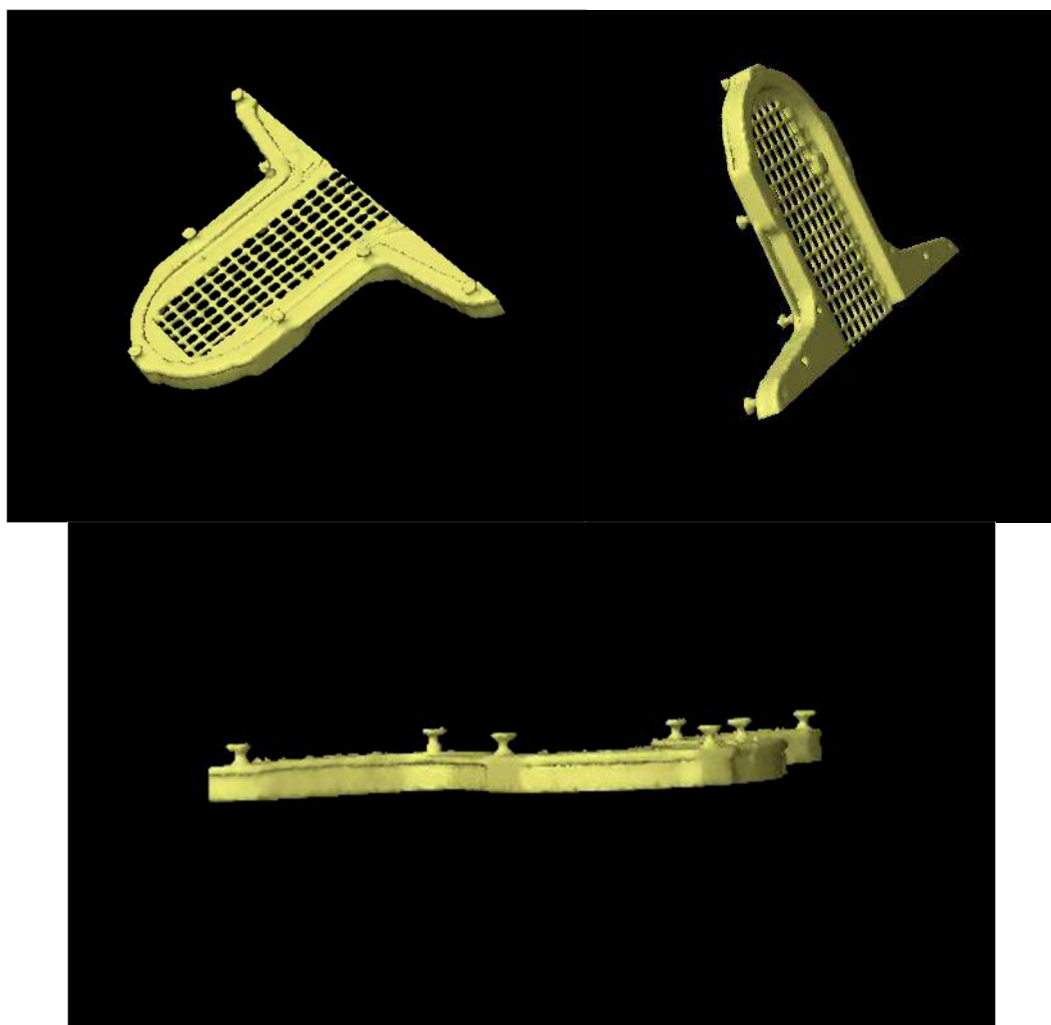


Рисунок 22 — Опорная пластина для термопластичной маски.

Опорная пластина была сделана из вспененного полипропилена.

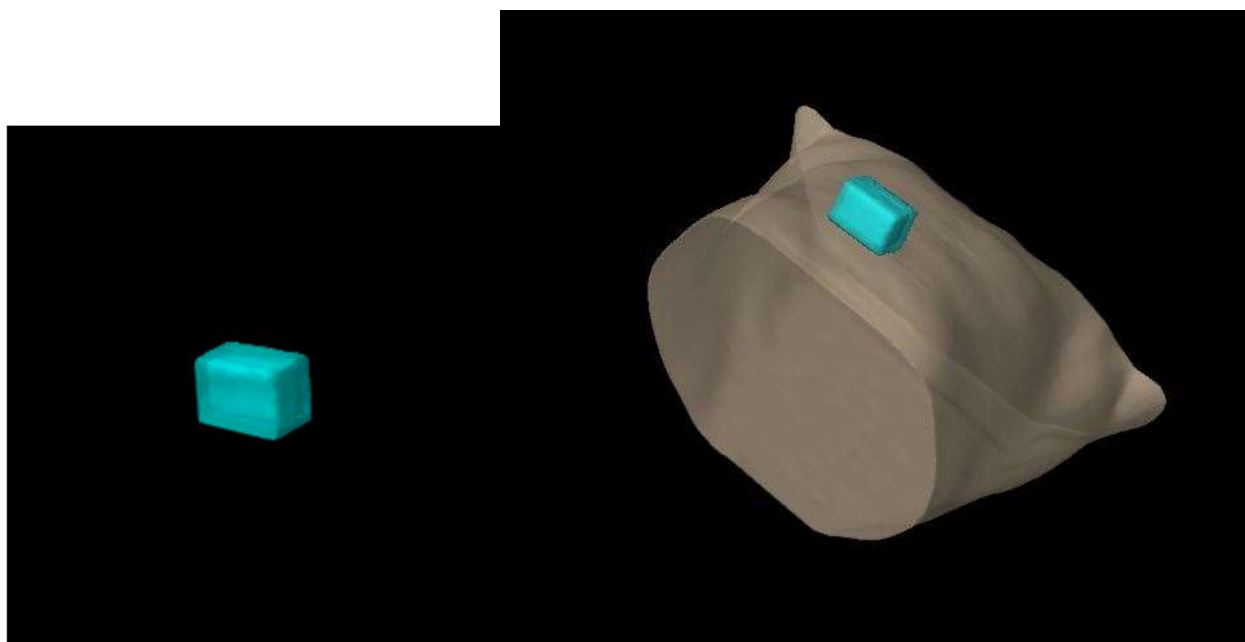


Рисунок 23 — RPM gating. Справа визуально представлено положение на пациенте.

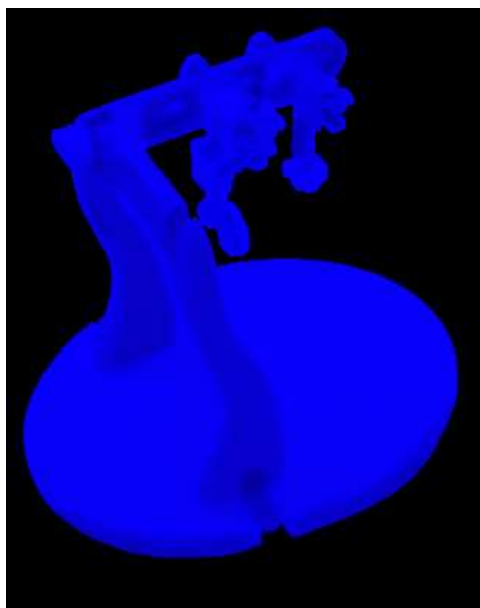


Рисунок 24 – Стереотаксическая неинвазивная рамка.

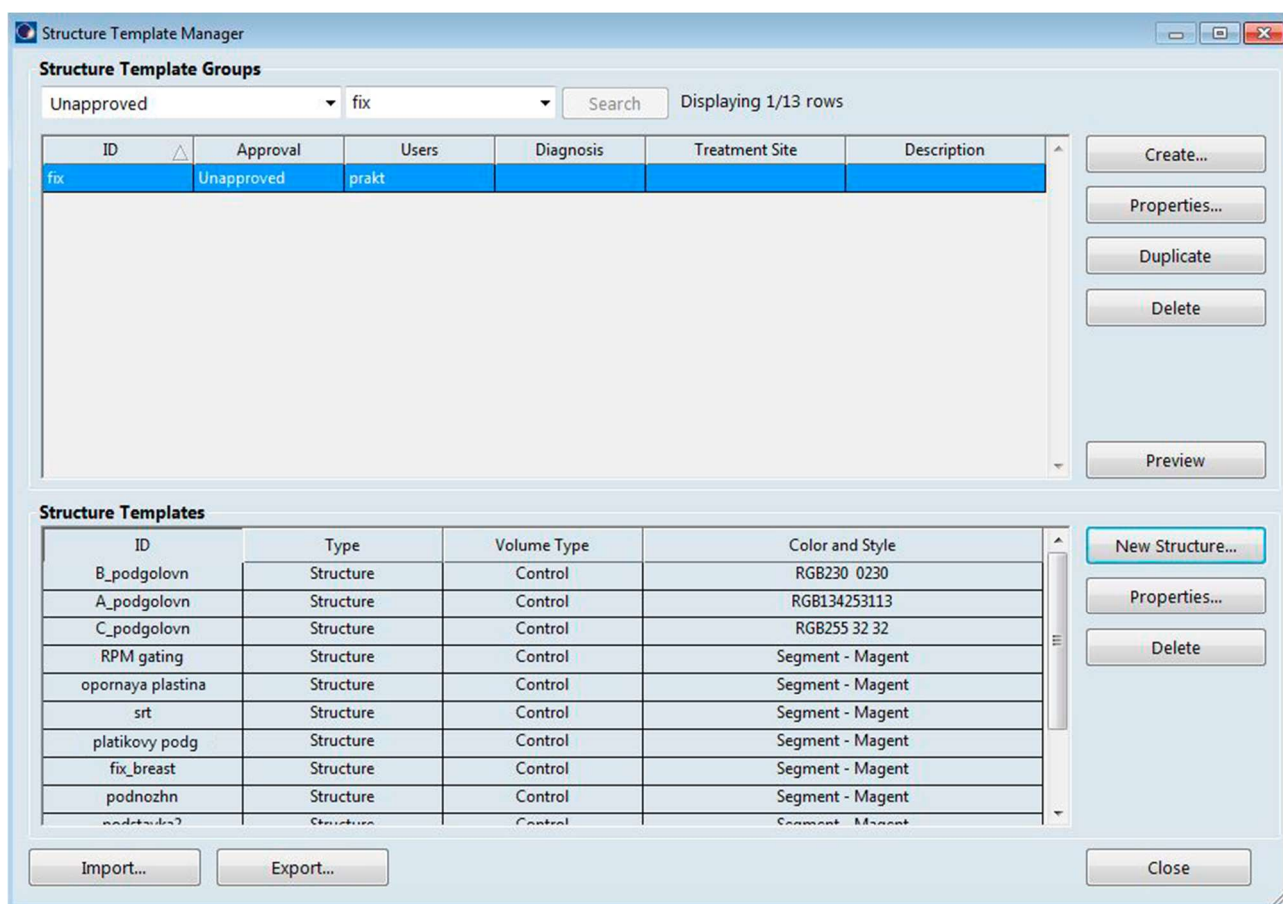


Рисунок 25 — Вид библиотеки фиксирующих устройств.

Внесенным структурам можно и нужно добавлять дополнительное описание, например название модели и производителя.

3.3 Сравнение лечебных планов с учетом фиксирующих устройств и без их учета

Для наглядности будем сравнивать два лечебных плана онкологии головного мозга. Из фиксирующих устройств в плане присутствуют: подголовник из вспененного полиуретана В типа, опорная пластинка для термопластичной маски Orfit и сама маска. Данную маску не вносят в библиотеку фиксирующих устройств, так как она является индивидуальной под каждого пациента.

Построение планов и изображения делались в системе Eclipse. Система показывает изображения в трех терапевтических плоскостях, то есть аксиальной, коронарной и сагиттальной (рисунок ниже).

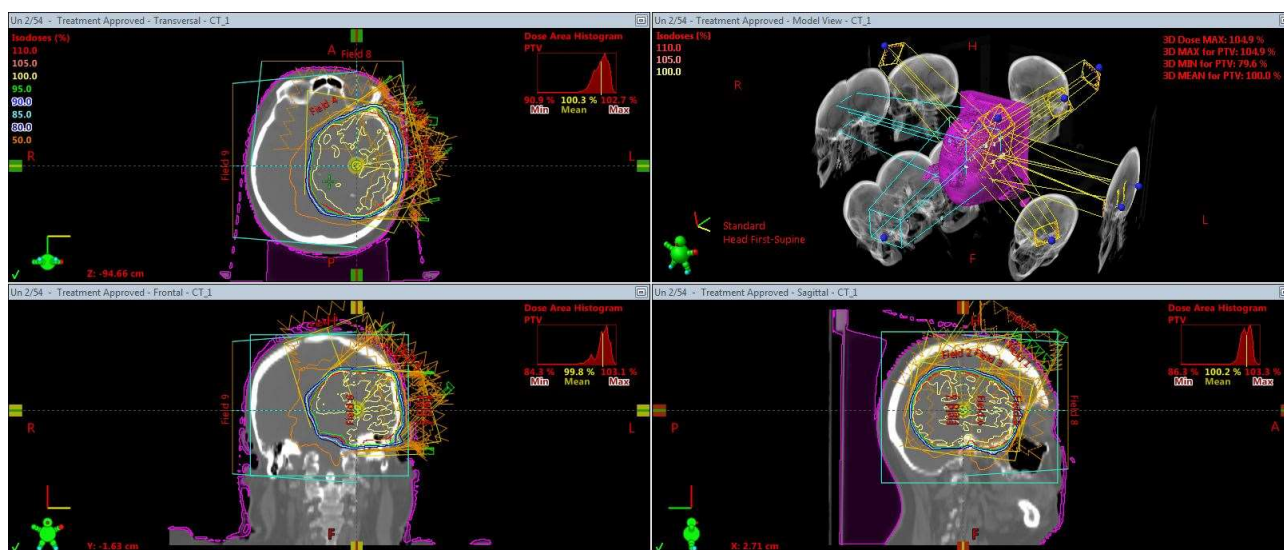


Рисунок 26 — Общий вид. Сверху слева – аксиальная плоскость, справа направление лучей излучения. Снизу слева коронарная плоскость, справа сагиттальная.

Разумеется, что на КТ-снимках всё равно будут видны детали ФУ, так как пациента нельзя не фиксировать. Имеется ввиду, что не будет учтен их вклад в дозовое распределение.

Рассматривался план лечения с подведением дозы в 54 Грея к планируемому объему облучения. Всего было сравнено 10 планов лечения для подобной геометрии и с такой же дозой. Желтым показана кривая без учета фу, красным с учетом.

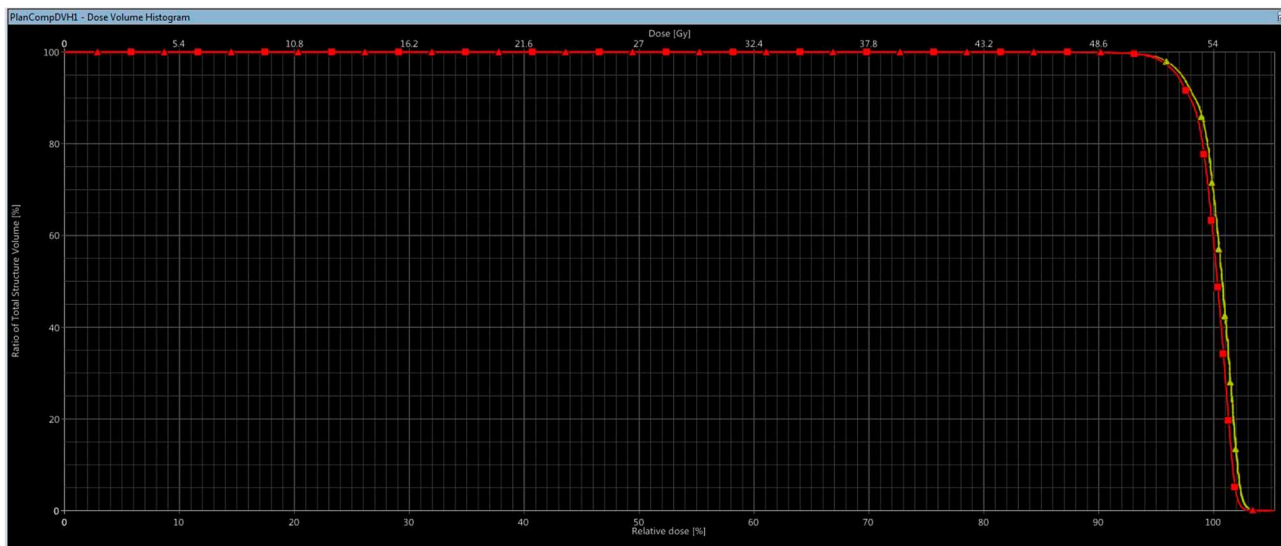


Рисунок 27 — Пример графика сравнения доза-объем (DVH). По оси x — относительная доза, по оси y — коэффициент общего запланированного объема структур облучения (PTV).

Для наглядности лучше приблизить полученный график. В среднем начиная примерно с дозы 50,9 Гр появляются явные расхождения двух планов сравнения. Относительная доза начиная с данной отметки в среднем различалась на 0,27 Гр.

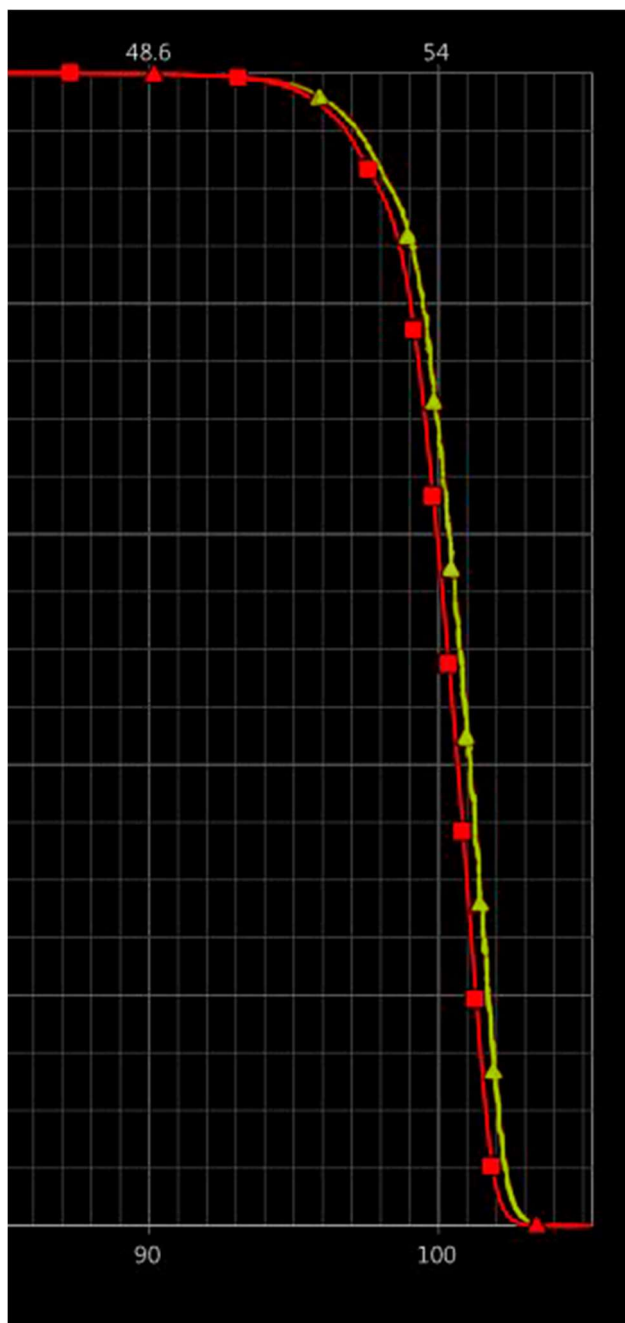


Рисунок 28 – Приближенный участок графика DVN на рисунке 27, начиная от 45,9 Гр (85% по оси x соответственно).

Вывод по главе 3

Путем сканирования фиксирующих устройств на аппарате КТ и последующей обработке с помощью имеющего интерфейса и ручной обработки в программе были получены готовые структуры библиотечных моделей устройств иммобилизации.

Все иммобилизаторы поскольку были изготовлены из материалов с малыми электронными плотностями, то следует сделать вывод в первую очередь о качестве фиксирующих устройств, так как это предполагает меньший вклад в изменение дозового распределения облучения в планируемый объем облучения. Единицы Хаунсфилда находились в диапазоне от -740 до 29 HU. Показатели

электронной плотности исследованных ФУ находилась в диапазоне $\sim 0,25$ до 1 эл/см^3 . Полые и многокомпонентные ФУ не учитывались в связи с невозможностью нормально вычислить средние единицы Хаунсфилда системой. В среднем начиная примерно с дозы $50,9 \text{ Гр}$ появляются явные расхождения двух планов сравнения. Относительная доза начиная с данной отметки в среднем различалась на $0,27 \text{ Гр}$.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработка универсальной библиотеки фиксирующих устройств для предлучевой подготовки и лучевой терапии является логичным шагом в эволюции радиационной онкологии. Такой подход позволит сократить время планирования, минимизировать риски ошибок, улучшить точность дозиметрических расчетов и обеспечить более высокую воспроизводимость результатов лечения. Внедрение этой технологии особенно актуально для центров, использующих разнообразные иммобилизационные системы, и может стать важным элементом в развитии персонализированной лучевой терапии.

Влияние электронной плотности фиксирующих устройств на дозу облучения в лучевой терапии является важным фактором, который необходимо учитывать для точного планирования лечения. Фиксирующие устройства обеспечивают стабильность положения пациента, но их материал может взаимодействовать с излучением, изменяя распределение дозы. Электронная плотность материала определяет, как он поглощает или рассеивает ионизирующее излучение. Материалы с низкой ЭП оказывают минимальное влияние, поэтому современные средства иммобилизации стараются изготавливать из именно таких материалов. Что и было доказано в процессе проделанной дипломной работы, потому что электронная плотность исследованных ФУ находилась в диапазоне $\sim 0,25$ до 1 эл/см^3 .

Однако, в процессе обработки КТ-сканов инструментами, имеющимися в системе Eclipse, были выявлены недочеты системы в плане выявления средней плотности контура из материала для полых средств иммобилизации, так как происходил расчет в объеме, из-за чего очевидно были получены показатели для воздуха, но оценить вклад именно от контура подобным образом является затруднительным. Также невозможно добавление индивидуальных устройств в такие библиотеки по причине изменения их формы. Также затруднительной является добавление многокомпонентных устройств, в частях которых плотность материала коррелируется.

Из чего можно сделать окончательный вывод, что подобная методика на данном этапе может позволить вносить готовые модели неиндивидуальных устройств, которые во всем своем объеме имеют одинаковые показатели электронной плотности. Метод имеет место быть в вышеописанных условиях, но требует доработки в дальнейшем.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Влияние погрешности калибровки электронной плотности на расчет дозы при планировании лучевой терапии / А.Ю. Смыслов, С.С. Русецкий, В.Н. Васильев, А.А. Коконцев. // Медицинская физика, 2017 — № 2, с. 17-28.
2. Использование фиксирующих устройств в лучевой терапии / И. М. Лебедеенко. // Медицинская физика, 2018 — № 3, с. 11-17.
3. Независимый расчет дозы при планировании лучевой терапии онкологических больных / И. М. Лебедеенко, Л. М. Косенкова, Е. О. Санникова, О. С. Зайченко. // Медицинская физика, 2021 — № 4, с. 32-38.
4. Оценка точности позиционирования мишени при лучевой терапии с использованием термопластиковых масок / А.Ю. Смыслов, В.Н. Васильев, А.В. Дыкина, А.А. Коконцев // Медицинская физика, 2018 — № 2, с 53-61.
5. Rt-fix: Каталог передовых технологий для иммобилизации в лучевой терапии. — Санкт-Петербург: ООО «Ортотерапия», 2024. — 36 с.
6. Use of immobilization devices in radiotherapy [Electronic resource] / Report of AAPM radiation therapy task group 132, 2017. Mode of access: <https://aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=164>. Date of access: 20.04.2025.
7. Carbon fiber frames cause dose perturbations in lung SBRT [Electronic resource] / J.-E. Bibault, P.-Y. Marcy, A. Simon, P. Loiseau, J.-J. Mazeron, P. Giraud — Practical radiation oncology, 2018. Mode of access: <https://doi.org/10.1016/j.prro.2017.10.003>. Date of access: 17.04.2025.
8. Comparison of setup accuracy of three different thermoplastic masks for the treatment of brain and neck tumors / L. Gilbeau, M. Octave-Prignot, T. Loncol, L. Renard, P. Scalliet, V. Gregoire — Radiotherapy oncology, 2001 № 58, p. 155-162.
9. Development of low-density 3D-printed immobilization devices for radiotherapy [Electronic resource] / J.-in Park, J. M. Park, H. Jang, H. Kim, J. Kim, H. J. Jeong — Physics in Medicine & Biology, 2021. Mode of access: <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abf5a3>. Date of access: 16.04.2025.
10. Dose coverage and breath-hold analysis of breast cancer patients treated with surface-guided radiotherapy [Electronic resource] / J. Dekker, M. Essers, M. Verheij, M. Kusters, W. de Kruijf. — Radiation oncology, 2023. Mode of access: <https://doi.org/10.1186/s13014-023-02261-0>. Date of access: 14.04.2025.
11. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: A Report of AAPM Task Group 176 / A.J. Olch, L. Gerig, H. Li, I. Mihaylov, A. Morgan. // Medical physics, 2014 — № 6, p. 2-30.
12. Dosimetric effects of prone immobilization devices on skin in intensity-modulated radiation therapy for gynecologic cancer: a retrospective study [Electronic resource] / D. Wang, B. Li, L. Chen, Z. Li, F. Kong, H. Yan, X. Xu and J. Dong — BMC Cancer, 2024. Mode of access: <https://doi.org/10.1186/s12885-024-13111-x>. Date of access: 16.04.2025.

13. Dosimetric effects of thermoplastic immobilizing devices on surface dose [Electronic resource] / O. Adu-Poku, E. K. Addison, C. Schandorf, F. Hasford, S. Inkoom, J. Adom, A. Kingsley, Eunice Arthur, Linus Owusu-Agyapong — International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 2022. Mode of access: <https://doi.org/10.4236/ijmpcero.2022.111002>. Date of access: 15.04.2025.
14. Dosimetric impact of thermoplastic masks in head and neck radiotherapy [Electronic resource] / Yeo Jun Yoon, Hyun-Soo Shin, Jae-Yol Lim — Radiotherapy and Oncology, 2019. Mode of access: <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2019.05.012>. Date of access: 15.04.2025.
15. Electron density evaluation of breast boards for MR-guided radiotherapy [Electronic resource] / M.A.E. van Rooijen, J.J.W. Lagendijk, B.W. Raaymakers — Physics in Medicine & Biology, 2020. Mode of access: <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab6a5f>. Date of access: 18.04.2025.
16. Patient positioning and immobilization procedures for hybrid MR-Linac systems [Electronic resource] / F. Cuccia¹, F. Alongi, C. Belka, L. Boldrini, J. Hörner Rieber, H. McNair, M. Rigo, M. Schoenmakers, M. Niyazi, J. Slagter, C. Votta and S. Corradini — Radiation Oncology, 2021. Mode of access: <https://doi.org/10.1186/s13014-021-01910-6>. Date of access: 17.04.2025.
17. Proton dose calculation with immobilization devices: Experimental validation [Electronic resource] / H. Bouchard, F. Tessier, J.-F. Carrier, P. Després, L. Beaulieu — Physics in Medicine & Biology, 2015. Mode of access: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/14/5541>. Date of access: 16.04.2025.
18. Relative electron density determination using a physics based parameterization of photon interactions in medical DECT [Electronic resource] / Joanne K van Abbema, M.-J. Goethem, M. J W Greuter, A. van der Schaaf, S. Brandenburg, E. R van der Graaf — Physics in Medicine & Biology, 2015. Mode of access: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/9/3825>. Date of access: 15.04.2025.
19. Set-up error and dosimetric analysis of HexaPOD evo RT 6D couch combined with cone beam CT image-guided intensity modulated radiotherapy for primary malignant tumor of the cervical spine [Electronic resource] / P. Jiang, X. Zhang, S. Wei, T. Zhao, J. Wang — Wiley, 2019. Mode of access: <https://doi.org/10.1002/acm2.12840>. Date of access: 14.04.2025.