

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ  
УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ  
«МЕЖДУНАРОДНЫЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ  
ИНСТИТУТ ИМ. А.Д. САХАРОВА»  
БЕЛОРУССКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА**

**Факультет мониторинга окружающей среды  
Кафедра ядерных и медицинских технологий**

**ЧАГАЙДА**  
Анастасия Викторовна

**Введение в эксплуатацию и имплементация в клиническую практику  
системы независимой проверки планов лучевой терапии  
MIM SureCalc MonteCarlo**

Дипломная работа

Научный руководитель: Начальник  
отдела инженерного  
обеспечения лучевой терапии УЗ  
«МГКОЦ» Семковский Станислав  
Константинович  
Консультант: ведущий  
медицинский физик отдела лучевой  
терапии и радиационной  
безопасности ГУ «МНПЦ  
хирургии, трансплантологии и  
гематологии» Пронин Максим  
Витальевич

**К защите допущена:**

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2025 г.

**Зав. кафедрой ядерных и медицинских технологий**  
Доктор физико-математических наук, доцент

\_\_\_\_\_ Савастенко Наталья Александровна

Минск, 2025

## СОДЕРЖАНИЕ

|  |    |
|--|----|
| РЕФЕРАТ .....  | 4  |
| РЭФЕРАТ.....   | 5  |
| ANNOTATION .....   | 6  |
| ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ .....  | 7  |
| ВВЕДЕНИЕ .....   | 8  |
| ГЛАВА 1 СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К КОНТРОЛЮ КАЧЕСТВА И<br>ПЛАНИРОВАНИЮ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ .....              | 10 |
| 1.1 Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике.....                                     | 10 |
| 1.2 Планирование лучевой терапии на современном этапе .....  | 12 |
| 1.3 Инновации для улучшения качества плана.....  | 17 |
| 1.4 Актуальность использования MIM SureCalc MonteCarlo.....  | 18 |
| 1.5 Преимущества MIM SureCalc MonteCarlo .....   | 20 |
| Вывод по главе 1: .....  | 20 |
| ГЛАВА 2 ТОМОТЕРАПИЯ SCIMOSA .....  | 23 |
| 2.1 Искусственный интеллект в медицинской физике .....   | 23 |
| 2.2 Томотерапия SciMoCa. Руководство по вводу в эксплуатацию .....                                     | 27 |
| 2.2.1 База данных для калибровки мощности дозы .....   | 27 |
| 2.2.2 База данных для коррекции задержки .....   | 28 |
| 2.2.3 Калибровка мощности дозы.....  | 29 |
| 2.2.4 Коррекция размера поля и времени раскрытия створки .....   | 31 |
| 2.2.5 Коррекция задержки.....  | 31 |
| Вывод по главе 2: .....  | 33 |
| ГЛАВА 3 РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ВНЕДРЕНИЯ СИСТЕМЫ В<br>КЛИНИЧЕСКУЮ ПРАКТИКУ .....                          | 34 |
| 3.1 Имплементация системы независимой проверки планов лучевой<br>терапии MIM SureCalc MonteCarlo ..... | 34 |
| 3.2 Настройка MIM Assistant для SureCalc .....   | 34 |
| 3.3 Подключение к серверу SciMoCa и настройка «словаря модели пучка» .....                             | 35 |
| 3.4 Настройка поправочных коэффициентов модели пучка .....   | 35 |
| 3.5 Настройка словаря калибровки КТ.....   | 36 |
| 3.6 Настройка ширины поля и настройка словаря задержек TomoTherap .....                                | 37 |
| 3.7 Настройка словаря конусов SRS.....   | 38 |
| 3.8 Настройка словаря Electron Applicator .....  | 39 |

|   |    |
|---|----|
| 3.9 Специфическая реализация SureCalc ART.....                      | 39 |
| 3.10 Настройка помощника второй проверки планов SureCalc .....      | 41 |
| 3.11 Проверка модели клиентского луча для MIM SureCalc MonteCarlo.. | 43 |
| 3.12 Указание значений коррекции в MIM.....                         | 46 |
| 3.13 Моделирование детекторов/детекторных решёток в фантомах .....  | 48 |
| Вывод по главе 3: .....   | 48 |
| ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....  | 50 |
| СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ .....                              | 51 |

## РЕФЕРАТ

Объём дипломной работы составляет 52 страницы, содержит 10 иллюстраций, 4 таблицы, 21 источник.

**НЕЗАВИСИМАЯ ПРОВЕРКА ПЛАНОВ, ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ, АДАПТИВНАЯ ТЕРАПИЯ, КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА, MIM SURECALC MONTECARLO**

**Цель исследования:** исследование процесса введения в эксплуатацию и имплементации системы независимой проверки планов лучевой терапии MIM SureCalc MonteCarlo в клиническую практику, а также оценка ее влияния на качество и безопасность радиационного лечения пациентов.

Для достижения цели определены **задачи исследования:**

1. Проанализировать существующие методы контроля качества в лучевой терапии: изучить текущие подходы к контролю качества в радиационной онкологии; оценить преимущества и недостатки традиционных методов проверки планов лечения.
2. Изучить возможности системы MIM SureCalc MonteCarlo: рассмотреть функциональные возможности и технические характеристики MIM SureCalc MonteCarlo; оценить алгоритмы расчёта дозы и их влияние на точность планирования лучевой терапии.
3. Разработать методику внедрения системы в клиническую практику.
4. Оценить влияние системы на качество планов лучевой терапии: провести сравнительный анализ планов лечения, созданных с использованием MIM SureCalc MonteCarlo.

**Объект исследования:** ввод в эксплуатацию системы независимой проверки планов лучевой терапии.

**Предмет исследования:** влияние системы на качество планов лучевой терапии.

**Методы исследования:** анализ научной литературы; работа с программным обеспечением системы MIM.

**Практическая значимость работы:** материалы работы могут быть использованы для ввода в эксплуатацию в клиническую практику системы независимой проверки планов лучевой терапии MIM SureCalc MonteCarlo.

**Структура работы:** реферат, перечень условных обозначений, содержание, введение, три главы, заключение, список использованных источников.

## РЭФЕРАТ

Аб'ём дыпломнай работы складае 52 старонкі, змяшчае 10 ілюстрацый, 4 табліцы, 21 крыніца.

**УВЯДЗЕННЕ Ё ЭКСПЛУАТАЦЫЮ І ІМПЛЕМЕНТАЦЫЯ Ё КЛІНІЧНУЮ ПРАКТЫКУ СІСТЭМЫ НЕЗАЛЕЖНАЙ ПРАВЕРКІ ПЛАНАЎ ПРАМЯНЁВАЙ ТЭРАПІІ MIM SURECALC MONTECARLO**

**Мэта даследавання:** Даследаванне працэсу ўвядзення ё эксплуатацыю і імплементацыя сістэмы незалежнай праверкі планаў прамянёвай тэрапіі MIM SureCalc MonteCarlo ё клінічную практыку, а таксама ацэнка яе ўплыву на якасць і бяспеку радыяцыйнага лячэння пацыентаў.

Для дасягнення мэты вызначаны **задачы даследавання:**

1. Прааналізаваць існуючыя метады кантролю якасці ё прамянёвай тэрапіі: вывучыць бягучыя падыходы да кантролю якасці ё радыяцыйнай анкалогіі; ацаніць перавагі і недахопы традыцыйных метадаў праверкі планаў лячэння.

2. Вывучыць магчымасці сістэмы MIM SureCalc MonteCarlo: разгледзець функцыянальныя магчымасці і тэхнічныя характарыстыкі MIM SureCalc MonteCarlo; ацаніць алгарытмы разліку дозы і іх уплыў на дакладнасць планавання прамянёвай тэрапіі.

3. Распрацаваць метадыку ўкаранення сістэмы ё клінічную практыку.

4. Ацаніць уплыў сістэмы на якасць планаў прамянёвай тэрапіі: правесці параўнальны аналіз планаў лячэння, створаных з выкарыстаннем MIM SureCalc MonteCarlo.

**Аб'ект даследавання:** увод у эксплуатацыю сістэмы незалежнай праверкі планаў прамянёвай тэрапіі.

**Прадмет даследавання:** уплыў сістэмы на якасць планаў прамянёвай тэрапіі.

**Метады даследавання:** аналіз навуковай літаратуры; праца з праграмным забеспячэннем сістэмы MIM.

**Практычная значнасць работы:** матэрыялы працы могуць быць выкарыстаны для ўводу ё эксплуатацыю ё клінічную практыку сістэмы незалежнай праверкі планаў прамянёвай тэрапіі MIM SureCalc MonteCarlo.

**Структура работы:** реферат, пералік умоўных пазначэнняў, змест, увядзенне, тры раздэла, заключэнне, спіс выкарыстаных крыніц.

## ANNOTATION

The thesis comprises 52 pages, includes 10 illustrations, 4 tables and 21 references.

### INDEPENDENT VERIFICATION OF PLANS, RADIATION THERAPY, ADAPTIVE THERAPY, QUALITY CONTROL, MIM SURECALC MONTECARLO

Purpose of the study: to investigate the process of commissioning and implementation of the MIM SureCalc MonteCarlo independent verification system for radiation therapy plans in clinical practice, and to assess its impact on the quality and safety of radiation treatment for patients.

To achieve the goal, the objectives for the study are defined:

1. To analyze the existing methods of quality control in radiation therapy: to review current approaches to quality control in radiation oncology; evaluate the advantages and disadvantages of traditional methods of checking treatment plans.

2. To study the capabilities of the MIM SureCalc MonteCarlo system: to consider the functionality and technical characteristics of MIM SureCalc MonteCarlo; to evaluate dose calculation algorithms and their impact on the accuracy of radiation therapy planning.

3. To develop a methodology for the implementation of the system in clinical practice.

4. To assess the impact of the system on the quality of radiation therapy plans: to conduct a comparative analysis of treatment plans created using MIM SureCalc MonteCarlo.

**Object of the study:** the commissioning of an independent verification system for radiation therapy plans.

**Subject of the study:** the impact of the system on the quality of radiation therapy plans.

**Research methods:** analysis of scientific literature; work with the software of the MIM system.

**Practical significance of the work:** the materials of the work can be used for the commissioning into clinical practice of the MIM SureCalc MonteCarlo independent verification system for radiation therapy plans.

**Structure of the thesis:** abstract, list of symbols, content, introduction, three chapters, conclusion, list of sources used.

## **ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ**

TPS – Treatment Planning System;  
ЛТ – лучевая терапия;  
ГКЛТ – гарантия качества лучевой терапии;  
КК – контроль качества;  
МЭК – Международная электротехническая комиссия;  
IMRT (или ЛТМИ) – интенсивно-модулированная лучевая терапия;  
VMAT – модулированная по интенсивности арк-терапия;  
ТТО – стереотаксическое облучение;  
IGRT (или ЛТКИ) – лучевая терапия с визуальным контролем;  
EPID – электронное портальное устройство визуализации;  
ПО – программное обеспечение;  
OAR – органы риска;  
СВСТ (или КТКП) – конусно-лучевой компьютерный томограф;  
ИИ – искусственный интеллект;  
МО – машинное обучение;  
КМД – компьютерная медицинская диагностика;  
ГО – глубокое обучение;  
VAE - вариативные кодировщики;  
GAN - генеративно-состязательные сети;  
ViT - сети визуальных трансформеров;

## ВВЕДЕНИЕ

Расчёт поглощённой дозы облучения является ключевым элементом процесса обеспечения качества в радиационной терапии, обеспечивая безопасность и эффективность лечения как на этапе подготовки, так и во время лечения.

Поскольку сложность методов лечения продолжает возрастать, крайне важно совершенствовать процесс проверки планов лечения. Это особенно важно для минимизации рисков и повышения уровня безопасности пациентов [1].

В данной ситуации обеспечение MIM SureCalc MonteCarlo представляет собой значительное достижение, позволяющее медицинским работникам осуществлять полностью автоматические, независимые 3D-расчёты методом MonteCarlo. Это решение дополняет традиционные ручные точечные проверки доз, а в некоторых случаях может их заменить, особенно когда невозможно провести верификацию всего тела, например, при тотальном облучении тела. Это не только увеличивает объём и точность расчётов, но и существенно экономит время [2].

Считается, что в ближайшие 5-10 лет можно ожидать всё более широкого внедрения технологий, основанных на искусственном интеллекте, в сфере медицинского использования излучения (т.е. радиационной онкологии, диагностической визуализации и ядерной медицине) и в медицинской физике [14].

Разработанный в партнёрстве с Radiologica, MIM SureCalc MonteCarlo предоставляет решения для расчёта дозы для вторичной проверки плана и адаптивных оценок, используя продвинутый алгоритм MonteCarlo на базе SciMoCa [1].

MIM SureCalc MonteCarlo значительно улучшает множество областей процесса контроля качества, что в конечном итоге позволяет медицинским физикам разрабатывать наиболее оптимальные планы лечения для пациентов. Точность расчёта дозы и автоматизации по методу Монте-Карло используется для создания единой платформы, которая служит нескольким целям и централизует данные [1].

Тем не менее, с увеличением сложности методов планирования также возросла неопределённость в обеспечении безопасного лечения. Ошибки, специфичные для каждого пациента могут оставаться незамеченными, особенно в условиях использования устаревших алгоритмов расчёта. Традиционные методы проверки, такие как точечное тестирование и 3D-методы, часто оказываются недостаточно чувствительными для выявления систематических ошибок в малых полях, а также на интерфейсах воздух/ткань.

Таким образом, стандартные методы контроля качества, основанные на измерениях, не всегда способны выявить распространённые ошибки в исходных данных и моделях пучка TPS. Ошибки расчёта TPS являются довольно распространёнными, и контроль качества на основе измерений часто имеет слишком низкую чувствительность для их обнаружения. Это



подчеркивает важность внедрения более современных и точных технологий, таких как MIM SureCalc MonteCarlo, для повышения уровня безопасности и эффективности радиационной терапии.

Целью данной дипломной работы является исследование процесса введения в эксплуатацию и имплементации системы независимой проверки планов лучевой терапии MIM SureCalc MonteCarlo в клиническую практику, а также оценка ее влияния на качество и безопасность радиационного лечения пациентов.

Задачи дипломной работы:

5. Проанализировать существующие методы контроля качества в лучевой терапии:
  - Изучить текущие подходы к контролю качества в радиационной онкологии;
  - Оценить преимущества и недостатки традиционных методов проверки планов лечения.
6. Изучить возможности системы MIM SureCalc MonteCarlo:
  - Рассмотреть функциональные возможности и технические характеристики MIM SureCalc MonteCarlo;
  - Оценить алгоритмы расчёта дозы и их влияние на точность планирования лучевой терапии.
7. Разработать методику внедрения системы в клиническую практику.
8. Оценить влияние системы на качество планов лучевой терапии:
  - Провести сравнительный анализ планов лечения, созданных с использованием MIM SureCalc MonteCarlo.

Эти задачи помогут всесторонне исследовать тему и достичь поставленной цели, обеспечив тем самым значимый вклад в развитие практики контроля качества в лучевой терапии.

# **ГЛАВА 1 СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К КОНТРОЛЮ КАЧЕСТВА И ПЛАНИРОВАНИЮ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

## **1.1 Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике**

Международные и национальные нормативные документы в области радиационной безопасности обращают серьезное внимание на необходимость радиационной защиты пациентов при медицинском облучении [3].

Лучевая терапия (ЛТ) злокачественных новообразований отличается от других видов медицинского облучения высокими значениями поглощенной дозы, способными вызвать у пациентов как стохастические, так и детерминированные эффекты – лучевые реакции и осложнения со стороны нормальных тканей. В отличие от диагностического облучения в ЛТ нельзя просто уменьшать поглощенную дозу пациентов, что связано с необходимостью достижения канцерцидного эффекта в опухолевом очаге или мишени. Поэтому главным требованием к радиационной защите пациентов является максимально возможное снижение дозы в нормальных тканях и органах, окружающих мишень. Вторым требованием является обязательное установление в отделениях ЛТ системы гарантии качества лучевой терапии (ГКЛТ). От выполнения этого требования непосредственно зависит повышение качества оказываемых медицинских услуг [3].

ГКЛТ представляет собой систему мероприятий, направленных на соблюдение качества технологического процесса ЛТ на всех ее этапах.

В условиях применения ГКЛТ исключительно важным становится контроль качества (КК) применяемого оборудования: гамма-терапевтических аппаратов для дистанционного и контактного облучения, медицинских ускорителей электронов, систем планирования облучения, рентгеновских симуляторов и прочее. Контроль качества оборудования, применяемого в ЛТ, является ключевым элементом оптимизации радиационной защиты пациентов [3].

Основным документом, регламентирующим толерантные уровни отклонений параметров аппаратов ЛТ от заданных, является документ Международного агентства по атомной энергии (МАГАТЭ) «Основное содержание радиотерапевтических программ: клинические, медико-физические аспекты, радиационная безопасность и защита» (Технический документ №1040, 1998). В этом документе рассматриваются также требования МЭК к аппаратам ЛТ, что позволяет правильно интерпретировать представленные толерантные уровни [3].

В Республике Беларусь в течение последних нескольких лет проводилась интенсивная работа по созданию национальной методической базы для осуществления контроля качества оборудования, применяющегося в ЛТ злокачественных новообразований. С 1999 года в лечебных онкологических учреждениях применяются протоколы для определения поглощенной дозы в

ЛТ фотонами с энергией выше 1 МВ; фотонами с энергией ниже 0.3МВ; электронами высоких энергий и в контактном облучении [3].

Протоколы были созданы на основе МАГАТЭ № 277 и 381. В 2001 году МАГАТЭ издало Код практики №398 по определению поглощенной дозы при любых видах дистанционного облучения. По этому документу дозиметрическая калибровка всех аппаратов должна осуществляться только при проведении измерений поглощенной дозы в воде. Начиная с 2003 годы, все онкологические учреждения республики проводят калибровку своих аппаратов для дистанционного облучения исключительно в водных фантомах [3].

Другим не менее важным аспектом контроля качества оборудования является проведение контроля технического состояния аппаратов и приборов, применяемых в технологическом процессе ЛТ. Особое значение имеет контроль тех параметров, которые влияют на величину и распределение поглощенной дозы в мишени и всем теле пациента [3].

В мировой литературе можно встретить много различных рекомендаций по контролю качества, однако они часто противоречат друг другу, особенно в отношении частоты проверок и применяемых для этого приборов и вспомогательного оборудования. Поэтому адаптация этих документов к региональным условиям с учетом состояния проверяемых аппаратов, их соответствия мировым требованиям, имеющегося парка контрольных приборов является совершенно необходимой. В ГУ «Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова» в 2003-2007 годах созданы и утверждены Минздравом республики инструкции по применению контроля качества гамма-терапевтических аппаратов для дистанционного и контактного облучения, медицинских ускорителей электронов, рентгеновских симуляторов, компьютерных рентгеновских томографов, компьютерных систем планирования дистанционного облучения и дозиметрического оборудования и другое. Инструкции разработаны на основе анализа существующих протоколов других стран мира, а также рекомендаций международных организаций. В них учтены требования белорусских нормативных документов для кабинетов и отделений ЛТ, действующие на начало XXI века [3].

Каждая инструкция содержит перечень проверяемых параметров для каждого вида аппаратов, используемых в ЛТ, методики проверки параметров, регламент текущих проверок параметров оборудования в течение времени его эксплуатации, формы заполняемых документов и протоколов проверки [3].

Протоколы предусматривают проверку характеристик оборудования при его приемке в клиническую практику, а также текущую проверку параметров в процессе эксплуатации. Текущая проверка подразделяется на ежедневную, еженедельную, ежеквартальную и ежегодную. Понятно, что нельзя ежедневно, еженедельно и ежеквартально проверять все параметры, отвечающие за правильный отпуск поглощенной дозы пациентам. В этом случае аппарат не сможет работать в режиме облучения больных. Поэтому в инструкциях указана частота проверки каждого конкретного параметра. В протоколах проведено

разделение характеристик аппаратов на группы, связанные с радиационной безопасностью персонала и пациентов, отвечающие за геометрические характеристики полей облучения, за радиационные характеристики полей облучения, за работу систем управления аппаратами, за работу устройств и систем, используемых при укладке пациентов на лечебных столах и дозиметрический контроль облучения [3].

Действие инструкций не распространяется на проверку технических характеристик аппаратов, не влияющих непосредственно на геометрию облучения и предусмотренных инструкциями по эксплуатации, входящими в комплект технической документации [3].

## 1.2 Планирование лучевой терапии на современном этапе

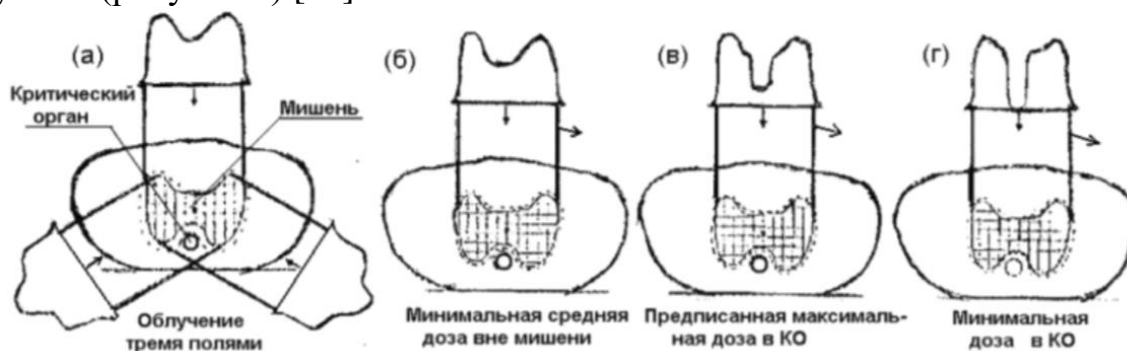
Современные методы подготовки и проведения лучевой терапии предназначен для высокоточного подведения дозы к опухоли. Очевидно, что чем более сложным является облучающий аппарат, тем большего контроля и высокой квалификации требуется со стороны медицинских физиков [5].

Современный этап развития лучевой терапии имеет свои специфические особенности. Внедрены технологии конформного облучения больных, включая радиотерапию в режиме модуляции интенсивности (IMRT), модулированную по объёму арк-терапия (VMAT) по технологии Rapid Arc, методику лучевой терапии с контролем по дыханию, методику стереотаксического облучения (ТТО) с последующей трансплантацией костного мозга [4].

- Поперечная модуляция интенсивности пучков (IMRT)

Сразу после внедрения в практику лечения трёхмерной конформной лучевой терапии сообщество медицинских физиков и радиационных онкологов начало искать пути, позволяющие создавать конформные с мишенью дозовые распределения при одновременном ограничении облучения критических структур. Для этого было необходимо позволить флюенсу изменяться во время сеанса облучения. Характер и глубина этих изменений определяется с помощью сложных математических алгоритмов [10].

Использование модуляции флюенса не удаляет пучок из критических структур при таком подходе, а ограничивает дозу в структуре, создаваемую этим пучком (рисунок 1) [10].



**Рисунок 1.1 – Модуляция распределения флюенса в пучках при облучении сложной мишени (штрихованная область) и критического органа (круг) для разных оптимизационных критериях: а) фиксированные пучки; б), в), г) дуговая IMRT [10]**

Образующие при этом в опухоли холодные области компенсируются увеличением флюенса в других пучках. Такая дополнительная модуляция флюенса привела к термину «лучевая терапия с модуляцией интенсивности» (ЛТМИ, англ. IMRT). Этот термин является не совсем корректным, так как на самом деле проводится модуляция поперечного распределения флюенса, а не интенсивности. Однако исторически наибольшее распространение получила именно такая терминология [10].

Преимущество ЛТМИ состоит в том, что может облучаться мишень любой формы. В частности, метод хорошо себя зарекомендовал при облучении мишеней, имеющих впадины и вогнутости, что связано с возможностью обеспечения высокого градиента дозы для защиты расположенных рядом с мишенью органов риска. Поглощённая доза может снижаться на десятки процентов на расстоянии в несколько миллиметров. По этой причине требования к точности размещения пациентов на лечебных столах очень высокие и жёсткие [10].

Использование ЛТМИ требует «регулируемости» флюенсов в пределах ограничений, накладываемых технологиями «передачи» доз. В настоящее время разработано несколько технологий передачи дозы в ЛТМИ [10].

Впервые именно ЛТМИ позволила «обернуть» изодозовые распределения вокруг мишенных объемов, обходя селективно критические структуры. Радиационные онкологи и медицинские физики получили возможность формулировать свои предписания, основанные на дозах и геометрии мишени и критических органов, а не на геометрии передачи дозы. Конечно, энергия пучка и направления облучения продолжают оказывать влияние на результирующее дозовое распределение, но оно теперь перестало быть определяющим [10].

- Дуговая терапия с модулированием интенсивности

Существует техника генерации пучка с модулированной интенсивностью (флюенса), в которой комбинируются некоторые характерные черты томотерапии и динамической МЛК. Для её реализации ускоритель программируется на проведение дугового облучения, а МЛК программируется на динамическое создание последовательности полей разной формы. Пучок всё время включен. Гентри производит множество дуговых траверз (например, 20) и через каждые  $5^\circ$  дуги изменяется (если это необходимо) положение лепестков [10].

- Лучевая терапия с визуальным контролем (IGRT)

Применение контрольных изображений является новой концепцией в лучевой терапии, связанной с проверкой правильности позиционирования пациента, определения локализации мишени и центрации внешнего пучка излучения. Несмотря на большое разнообразие способов, и методов исследования, все они имеют общую черту — при каждой процедуре визуализации пациент получает определенную дозу облучения. При использовании в медицине всех видов ионизирующих излучений получаемую пациентом дозу следует тщательно контролировать. Принцип выбора доз,

используемый в диагностике, сокращенно называется ALARA (as low as reasonably achievable), т.е. доза должна быть настолько низкой, насколько это разумно достижимо. В отличие от общей ситуации в рентгенодиагностике и интервенционной радиологии, проведение лучевой терапии с применением контрольных изображений добавляет дозу от визуализации к уже высокому уровню терапевтического облучения. По этой причине контроль дозы во время лучевой терапии является более сложной проблемой, чем такой же контроль во время рутинной диагностики [10].

В лучевой терапии с применением контрольных изображений (ЛТКИ или IGRT) используются разнообразные методы визуализации, различающиеся по типу и сложности: от портальной визуализации и рентгеноскопии до мегавольтной КТ в конусном пучке, и от получения одного изображения для укладки до слежения за опухолью во время сеанса облучения. Общая доза, подведенная больному, может включать дозу, полученную пациентом при многосрезовом КТ-сканировании для планирования облучения, дозу от рентгеноскопии, проведенной до лечения для анализа движения опухоли, и дозу от серии контрольных изображений, полученных для определения положения мишени внутри и между фракциями во время курса лучевого лечения [10].

Проверки со стороны медицинского персонала позволяют убедиться в правильности механических настроек ускорителя, точности заведенных в СП дозиметрических параметров и ее тестировании, точности передачи данных по сети, верности калибровок ускорителя. Это – проверка работоспособности и исправности всей технологической цепочки реализации сложного плана облучения с помощью многолепесткового коллиматора ускорителя, а, значит, отсутствия угрозы пере- или недооблучения пациента [5].

Если говорить непосредственно о планировании облучения на системах планирования, то есть вышеперечисленный опыт отделения вынуждает в целях увеличения потока пациентов более интенсивно в разумных пределах использовать опцию по автоматическому оконтуриванию и применению шаблонов планов облучения для определённых локализаций. Кроме этого в целях экономии ресурса ускорителей серьёзно встаёт вопрос о реализации выборочного принципа проведения верификации [4].

Контроль качества плана лучевой терапии включает в себя дозиметрическую проверку: измерение дозы и гамма-анализ [5,6].

Дозиметрическая верификация представляет собой последовательность процедур, необходимых для проверки IMRT и VMAT плана облучения пациента перед непосредственным облучением. Суть ее заключается в сопоставлении дозовых распределений и выявлении несоответствий. Наиболее распространённым методом сравнения является наложение контуров дозовых распределений друг на друга. Это достаточно быстрый и качественный метод анализа [11].

Если распределения согласуются между собой в достаточной степени, контуры будут накладываться друг на друга, если нет – они будут разделены

определённым расстоянием. Это расстояние зависит от двух факторов: разницы в численных значениях дозы и градиенте доз. Если градиент крутой – контуры сместятся незначительно, даже в случае большой разности в численных значениях дозы. Поэтому сравнение контуров в областях резкого спада доз даёт мало информации о численных различиях, поскольку для значительного смещения изодоз относительно друг друга требуются большая разность в полученных дозах [11].

С другой стороны, даже малые различия в измеренных значениях сильно сместят изодозы в областях со слабым градиентом. Таким образом, единственные места, где контурные графики предоставляют достаточно точную информацию – это места пересечения или наложения изодоз. Если линии изодозы имеют одинаковые значения, то распределения совпадают точно в этих местах. Если пересекаются две разные линии изодозы, например, линия 50% от одного распределения и линия 60% от другого распределения, то в точке пересечения известна разница доз. В противном случае наложенные контуры дают мало количественной информации [11].

Основной процедурой в процессе гарантии качества плана лечения в высокотехнологичной лучевой терапии для конкретного пациента является дозиметрическая верификация плана с применением гамма-анализа [11].

На первом этапе дозиметрической верификации на планирующей системе исходя из созданного медицинским физиком дозового распределения для облучения целевого объема создается специальный верификационный план, который затем отправляется на линейный ускоритель. Верификационный план содержит технические данные, необходимые для облучения на линейном ускорителе, а также эталонное дозовое распределение [11].

Далее происходит облучение EPID верификационным планом, в следствие чего система планирования получает измеренное дозовое распределение, которое затем сравнивается с эталонным. Эта процедура сравнения проводится с использованием гамма-анализа. Цель гамма-анализа – рассчитать гамма-индекс, который отражает соответствие двух распределений, а именно смещение двух одинаковых точек относительно друг друга в запланированном и оцениваемом распределениях [11].

Для корректного сравнения дозового распределения в гамма-анализе устанавливаются специальные критерии: разность доз и критерий расстояния. Разность доз в точке представляет собой числовую разницу между оцениваемой дозой и запланированной дозой в этом месте. Критерий расстояния для точки в запланированном распределении определяется как кратчайшее расстояние между точкой в оцениваемом распределении дозы с такой же по значению дозы точкой в запланированном распределении. Также устанавливается степень прохождения сравнения по гамма-индексу – процент точек, значение гамма-индекса в которых меньше или равно 1. Значения гамма-индекса между 0 и 1 указывают на то, что сравнение прошло в соответствии с установленными критериями. Значения больше 1 означают наличие ошибки [11].

В статье [5] разработали рациональный ритм проведения предтерапевтических проверок с модуляцией интенсивности IMRT и объёмно-модулированной арк-терапии VMAT при проведении лучевой терапии онкологических больных.

Во время проверки измеренная изодозная карта во фронтальной плоскости матрицы с учётом поправочных коэффициентов сравнивается в формате DICOM с рассчитанной изодозной картой с помощью гамма-анализа. «Гамма-метод» используется с 1998 года. Метод позволяет провести анализ расхождений между рассчитанными и измеренными дозовыми распределениями по двум критериям, а именно по дозиметрическим и пространственным отклонениям. При одномоментной оценке пространственного отклонения и отклонения по дозе сравниваются значения в рассчитанной  $(r_c, D_c)$  и измеренной точках  $(r_m, D_m)$ . Для всех точек  $(r_c, D_c)$  определяется разница между рассчитанной и измеренной дозами  $d(i) = D_m(i) - D_c$  и расстояние между точками  $r(i) = r_m(i) - r_c$ . Гамма-индекс рассчитывается по формуле:

$$y(i) = \min \sqrt{\left(\frac{d(i)}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{r(i)}{\Delta r}\right)^2}$$

Таким образом, если гамма-индекс меньше единицы, то рассчитанная доза находится внутри принятого критерия (например, 3% или 3 мм) и считается, что дозовые распределения в этой точке совпадают в пределах этого критерия [5].

В мировой практике используются общепринятые критерии гамма-анализа для лучевой терапии с модуляцией интенсивности вне зависимости от облучаемой локализации. Как правило критерий расстояния устанавливается равным 2 или 3 мм, а разность доз – 3% [12]. Для некоторых методик облучения, таких как стереотаксическая лучевая терапия, используются критерий расстояния, равный 2 или 1 мм, разность доз – 2% [12]. Степень прохождения по гамма-индексу – 95%. В ведущих онкологических центрах Республики Беларусь критерий расстояния и разность доз в лучевой терапии с модуляцией интенсивности также являются фиксированными для всех локализаций и составляют 3 мм и 3% соответственно [13].

В Республиканском научно-практическом центре онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова также используются указанные выше фиксированные критерии [11].

В ГУ «МНПЦ ХТиГ» измерение дозы проводится с использованием ионизационных камер (ExtraDIN IND Chambers, A1SL), 8-канального электрометра (TomoElectrometer от Standart Imaging) и тканеэквивалентного фантома (Cheese Phantom). План считается приемлемым при расхождении измеренной в точках дозы и запланированной менее 5%. Измерения проводятся в местах соединения планов у пациентов более 110 см, а также органах риска (лёгкие, почки) [7]. Гамма-анализ проводится с использованием матричного детектора и сопутствующему ему ПО (Matrixx Resolution, IBA Dosimetry). План



считается приемлемым при степени прохождения по гамма индексу  $\geq 95\%$  при критериях: 3% разности доз и 2 мм пространственной несогласованности [8].

### 1.3 Инновации для улучшения качества плана

Программное обеспечение МИМ обеспечивает необходимое программное обеспечение, которое стандартизирует клинический рабочий процесс в области радиационной онкологии и помогает управлять и в полной мере использовать растущий объём и разнообразие медицинских изображений, необходимых для улучшенного планирования лечения. Программное обеспечение МИМ обеспечивает автоматизацию рутинных и сложных процессов для повышения эффективности лечения, начиная с предварительного планирования и заканчивая адаптивной терапией.

Рабочий процесс отдела радиационной онкологии включает в себя следующие этапы:

#### 1. Предварительное планирование

МIM Maestro

- Комплексное решение для предварительного планирования
- Регистрация изображения и дозы
- Создание целевого объёма

Contour ProtegeAI

- Автоматическое контурирование OAR

#### 2. План контроля качества

МIM Maestro

- Структурированная отчётность по плану
- Контур контроля качества
- Предварительное увеличение дозы

МIM SureCalc MonteCarlo

- Планирование повторной проверки

#### 3. Доставка лечения

#### 4. Адаптивная терапия

МIM SureCalc MonteCarlo

- Количественная адаптивная оценка

Существует множество важных задач предварительного планирования, которые не решаются существующими системами планирования лечения. МIM Maestro – это специально разработанное решение, предназначенное для автоматизации и стандартизации каждого этапа рабочего процесса предварительного планирования – от моделирования до планирования лечения.

Одним из преимуществ этого решения это эффективность рабочего процесса. Гибкая автоматизация рабочего процесса, созданная для обработки различных видов лечения для бесперебойной совместной работы и передачи информации между врачами. Следующим преимуществом является сегментация целевого объёма на основе визуализации. Доступны рабочие процессы, ориентированные на конкретные очаги заболевания, позволяющие

решать задачи сложных протоколов лечения и организовывать все необходимые для сегментации целевого объёма изображения стандартизированным и действенным образом.

Contour ProtegeAI – это клинически применимое решение для автоматического контурирования, которое использует алгоритмы глубокого облучения для полученных точных первоначальных результатов, требующих минимального редактирования. Важными преимуществами являются: готовность к использованию, быстрота и точность и то, что оно клинически внедрено, то есть проверено и протестировано ведущими учреждениями. Автоматическое контурирование начинается немедленно после получения MIM изображения моделирования. Это значительно сокращает время редактирования контура и ускоряет процесс сегментации целевого объёма.

Как правило, повторная проверка плана должна выполняться в изолированном приложении, ограниченном этой целью. MIM SureCalc MonteCarlo интегрирует повторную проверку плана в рабочий процесс и расширяет расчёт дозы до адаптивной оценки.

MIM SureCalc MonteCarlo автоматизирует независимую повторную проверку планов RT от расчёта до составления отчетности. Проверка базовых данных и моделей пучка TPS на основе моделирования MonteCarlo может помочь предотвратить систематические расхождения в расчёте дозы. MonteCarlo – золотой стандарт точности, особенно для сложных и высокомодулированных планов. Обычно расчёты занимают менее 5 минут.

Автоматизированная адаптивная оценка. После регистрации не требуется никакого пользовательского ввода. Уровень доступной автоматизации делает клинически осуществимой настоящую дозозависимую адаптивную лучевую терапию. Отчёты, схемы обработки и адаптивные триггеры можно легко настроить в соответствии с потребностями отделения.

Преимущество автоматизированной адаптивной оценки является автоматическое улучшение качества компьютерной томографии с использованием конического пучка (КТКП). Уменьшаются артефакты затенения, улучшаются значения HU и расширяется поле зрения. Также одно из преимуществ это расчёт дозы и адаптивное реконтуривание. Рассчитывает дозу и адаптирует структуры планирования к ежедневной КТКП для истинной дозиметрической оценки на основе меняющейся анатомии пациента. Автоматическое определение тенденций и пометка адаптивных триггеров накапливает ежедневную дозу по доставленным фракциям и генерируют прогнозы. Изменения в критических структурах и объёмах опухолей отслеживаются в ходе лечения. Несоблюдение ограничений дозы автоматически помечается для дальнейшего рассмотрения [9].

## **1.4 Актуальность использования MIM SureCalc MonteCarlo**

### Обеспечение качества перед лечением

- Проверка плана

В связи с возросшей сложностью методов планирования улучшилась возможность корректировки дозы в соответствии с целями и сохранением критических структур. Однако эта сложность также увеличила неопределенность в обеспечении безопасного лечения [2].

- Ошибки плана, характерные для конкретного пациента, могут остаться незамеченными

Сложные планы не рассчитываются точно с помощью устаревших алгоритмов. Как точечному тестированию, так и традиционным 3D-методам не хватает необходимой чувствительности, когда речь идет о малых полях, интерфейсах воздух / ткань и высокомодулированных планах. Это позволяет избежать ошибок в расчетах плана при проверке в процессе обеспечения качества [2].

- Систематические ошибки остаются незамеченными

Обычные методы проверки не способны выявить распространенные ошибки в ваших исходных данных измерений и полученных моделях пучка TPS [2].

- Гарантия качества, основанная на измерениях, не является гарантией

Ошибки расчета TPS довольно распространены, а контроль качества на основе измерений имеет слишком низкую чувствительность и специфичность для обнаружения таких ошибок. Контроль качества на основе измерений подходит только для выявления ошибок при доставке [2].

#### Обеспечение качества в процессе лечения

- Адаптивная оценка

Большинство решений о перепланировке по-прежнему принимаются на основе очевидных изменений в анатомии пациента [2].

- Некачественная СВСТ

Качество СВСТ часто ограничивает его удобство использования. Качество изображения напрямую влияет на четкость контура, точность регистрации и расчет дозы. Низкокачественную визуализацию нельзя использовать, кроме обнаружения грубых анатомических изменений [2].

- Нехватка времени

Перерисовка контуров, расчет дозы на СВСТ и сбор всей важной информации для рассмотрения врачом могут занять чрезвычайно много времени. Качество обзоров часто страдает из-за нехватки времени и большого количества пациентов [2].

- Слишком раннее или слишком позднее перепланирование

Отсутствие надлежащих инструментов поддержки принятия решений может привести к снижению уверенности в принятии решений о перепланировке. Это приведет к принятию решений о перепланировке либо слишком рано, либо слишком поздно [2].

## **1.5 Преимущества MIM SureCalc MonteCarlo**

Расширение возможностей выявления не только грубых ошибок в планировании лечения. Высокоточный и быстрый алгоритм не только обнаруживает систематические ошибки в независимых проверках плана, но и, кроме того, обеспечивает возможность перепланировки решений за счет автоматическому мониторингу изменений в анатомии пациента и, как следствие, дозиметрических эффектов в ходе лечения [2].

Быстрый 3D-расчет методом Монте-Карло обеспечивает высокий уровень точности, включая сложные и высокомодулированные планы, которые обычно рассчитываются менее чем за 5 минут, и поддерживает все основные лечебные устройства, такие как Varian Medical Systems, Elekta, Siemens, TomoTherapy и Accuray CyberKnife [2].

Независимые исходные данные являются гарантией качества. Проверка исходных данных и моделей пучка TPS на основе моделирования методом Монте-Карло может помочь избежать систематических расхождений в расчетах дозы при одновременном снижении зависимости от ручного контроля качества. Использование специфичных для учреждения моделей пучков, полученных на основе проверенных исходных данных, для повышения точности проверки плана [2].

Расширения, которые значительно улучшают удобство использования СВСТ для адаптивного использования. Уменьшение артефактов, улучшение согласованности НЕ и расширение поля зрения - все это автоматически. Расчет дозы методом Монте-Карло при расширенной СВСТ позволяет получить точное представление о дозе с учетом текущей анатомии пациента, а не приблизительную оценку [2].

Ведущие в отрасли алгоритмы деформации, поддерживающие автоматическую адаптацию контуров к изображениям СВСТ, а также сводку доз, вводимых ежедневно, с течением времени [2].

Рекомендуется использовать автоматически создаваемые адаптивные отчеты для принятия решений о перепланировке на основе количественных данных, а не качественных оценок [2].

Отчеты полностью настраиваемы и обычно суммируют отслеживание объема - информация о тенденциях дозы ускоряет и облегчает отслеживание критических изменений у пациента на протяжении всего курса лечения [2].

### **Вывод по главе 1:**

Обеспечение радиационной безопасности пациентов является приоритетом в лучевой терапии и диагностике. Высокие дозы облучения, используемые для уничтожения опухолей, требуют максимальной защиты здоровых тканей.

Внедрение систем гарантии качества и регулярный контроль оборудования играют ключевую роль в повышении качества медицинской помощи и безопасности пациентов. Создание национальных методических баз и протоколов, соответствующих международным стандартам, является важным

шагом в этом направлении. Адаптация рекомендаций к местным условиям и периодические проверки параметров оборудования гарантируют надёжность и эффективность лучевой терапии, что в конечном итоге улучшает результаты лечения онкологических заболеваний.

Современные методы лучевой терапии, такие как IMRT и VMAT, обеспечивают точную доставку дозы к опухоли, минимизируя облучение критических структур. Эти технологии требуют высокой квалификации медицинских физиков и тщательного контроля качества на всех этапах лечения.

Использование IGRT добавляет уровень безопасности, позволяя точно позиционировать пациента и контролировать дозу облучения. Однако, несмотря на преимущества, использование контрольных изображений увеличивает общую дозу, что требует строгого соблюдения принципа ALARA.

Программное обеспечение MIM является мощным инструментом для оптимизации клинического рабочего процесса в лучевой терапии. Оно стандартизирует этапы планирования, контроля качества и доставки лечения, повышая эффективность за счет автоматизации рутинных задач. Автоматическое контурирование и адаптивная терапия, основанные на современных алгоритмах, обеспечивают высокую точность и надежность, что в конечном итоге приводит к улучшению качества лечения и повышению безопасности пациентов.

MIM SureCalc MonteCarlo – это программное обеспечение, использующее метод Монте-Карло для точной проверки планов лучевой терапии. Оно помогает выявлять ошибки, которые могут остаться незамеченными при использовании традиционных методов, минимизирует систематические ошибки и повышает чувствительность контроля качества.

MIM SureCalc MonteCarlo также поддерживает адаптивную оценку, что позволяет более эффективно реагировать на изменения в анатомии пациента. В условиях нехватки времени и ресурсов, решение помогает оптимизировать процессы перерисовки контуров и расчета дозы, что улучшает качество лечения.

Высокоточные алгоритмы, быстрый 3D-расчет методом Монте-Карло и независимая проверка исходных данных не только минимизируют риски ошибок в планировании, но и обеспечивают беспрецедентный уровень гарантии качества.

Интеграция возможностей СВСТ для адаптивного использования, вместе с ведущими в отрасли алгоритмами деформации, позволяет врачам оперативно реагировать на изменения в анатомии пациента в ходе лечения. Автоматическая адаптация контуров и сводка доз, вводимых ежедневно, предоставляют ценную информацию для принятия обоснованных решений.

Автоматическое создание адаптивных отчетов, суммирующих отслеживание объема и тенденции дозы, обеспечивает количественную основу для принятия решений о перепланировке, заменяя субъективные оценки объективными данными. Эти усовершенствования не только повышают эффективность лучевой терапии, но и открывают путь к более

персонализированному и результативному лечению, улучшая качество жизни пациентов.

## ГЛАВА 2 ТОМОТЕРАПИЯ SCIMOSA

### 2.1 Искусственный интеллект в медицинской физике

Искусственный интеллект (ИИ) — это совокупность технологий, позволяющих машинному или компьютерному агенту выполнять задачи, для которых обычно используется человеческий интеллект, например чувствовать, понимать, учиться, принимать решения и действовать. В широком смысле ИИ включает в себя компьютерную медицинскую диагностику (КМД), радиомику, МО (включая ГО), компьютерное зрение, экспертные системы и обработку языковой информации. В последнее десятилетие новые достижения в области ГО значительно ускорили темпы внедрения ИИ и позволили использовать большие наборы данных и существующий опыт для повышения эффективности рабочих процессов или автоматизации таких задач, как прогнозирование, обнаружение, классификация, семантическая транскрипция, реконструкция и обработка изображений или сенсомоторное управление [14].

Машинное обучение (МО) — это подобласть ИИ, которая предполагает использование компьютерных алгоритмов для формирования логических выводов и поиска закономерностей в данных. Алгоритмы имитируют то, как человек учится, извлекая существенные признаки из данных, а затем принимает решения на основе логических выводов. Например, чисто физический анализ, позволяющий идентифицировать различные ткани на изображении, не будет считаться системой МО, поскольку в нем отсутствует элемент обучения и процесс основан исключительно на ранее установленных правилах (например, простой технике сегментирования по порогу на основе интенсивности вокселей). Если какой-либо компьютерный алгоритм или другой подход используется для того, чтобы обучиться отображению изображений на ткань на основе помеченных примеров пар (фрагмент изображения, характеристики ткани), это будет примером системы МО [14].

В МО существуют три основные подобласти: обучение с учителем, обучение без учителя и обучение с подкреплением. Другой особой областью МО является глубокое обучение (ГО) [14].

В процессе ГО используются нейронные сети как набор функций для перехода от входных данных к выходным. В ГО существует множество архитектур, или классов функций, предназначенных для различных типов данных: кодировщики для обучения представлениям, вариативные кодировщики (VAE) и генеративно-состязательные сети (GAN) для генеративного обучения, сверточные сети и сети визуальных трансформеров (ViT) для обработки изображений, сети трансформеров для текста и т.д. Современные модели ГО часто имеют миллионы параметров. В решении многих задач, таких как сегментация и классификация изображений, обработка биомедицинских данных и реконструкция изображений, модели ГО достигли выдающихся результатов [14].

Начиная с 2015 года количество публикаций, посвящённых искусственному интеллекту в медицине, растёт в геометрической прогрессии [16,17]. Поставщики начали разработку и реализацию некоторых основанных на ИИ инструментов для конкретных форм применения в области визуализации и лучевой терапии.

Несмотря на рост популярности и доступности ИИ, о широком внедрении существующих инструментов на основе ИИ в клиническую практику говорить не приходится. Однако, поскольку эта область быстро развивается, в ближайшем будущем можно ожидать более широкого распространения и внедрения инструментов на основе ИИ для поддержки многих процессов. Согласно прогнозам, основанным на кривой развития технологий, в ближайшие несколько лет около 20% клинических практик могут перейти на модели ГО [17]. Списки клинических процессов и связанных с ними применений, которые основаны на ИИ или могут быть вскоре переведены на его использование (или включать в себя компоненты ИИ), приведены в таблице 1 и таблице 2.

Таблица 2.1 - Примеры процессов, которые могут быть основаны на применении ИИ в медицинской визуализации

| <b>Процесс</b>  | <b>Формы применения</b>  |
|---|--|
| Оптимизация рабочего процесса при визуализации                  | Определение приоритетности пациентов; выбор метода визуализации и индивидуальных протоколов.   |
| Оценка дозы облучения пациента при радиологической визуализации | Контроль соответствующих параметров дозы; оптимизация процедур визуализации путем сравнения подведенных доз с эталонными.  |
| Получение и реконструкция изображений                           | Выбор параметров получения КТ-изображения; оптимальная методика реконструкции изображений для МРВ в реальном времени; реконструкция изображений с учетом особенностей пациента для улучшения качества изображения при меньшей дозе облучения; уменьшение артефактов; полностью автоматическая экстракция респираторных сигналов на основе данных; генерирование синтетических изображений; виртуальная визуализация с повышением контраста; итеративная реконструкция изображений. |



|  |  |
|--|--|
| Регистрация и слияние изображений                    | Мономодальная и мультимодальная регистрация изображений; деформируемая регистрация; регистрация 2D-3D изображений.   |
| Выявление и характеристика заболеваний               | КМД (обнаружение/диагностика) рака молочной железы, рака легких, рака предстательной железы, ишемической болезни сердца, COVID-19 и других легочных заболеваний. |
| Оценка риска   | Оценка риска развития рака молочной железы, оценка плотности молочной железы, модели риска на основе визуализации.   |
| Мониторинг заболеваний и оценка лечебных мероприятий | Мониторинг хронических заболеваний, прогнозирование реакции на терапию, оценка риска рецидивов.  |

Таблица 2.2 - Примеры процессов, которые могут быть основаны на применении ИИ в радиационной онкологии

| Процесс  | Формы применения   |
|--|--|
| Обоснование решений о лечении                      | Выбор индивидуального подхода к лечению (например, протонной или фотонной терапии); стратификация риска пациента перед лечением; прогнозирование реакции опухоли и токсичности ЛТ перед лечением; индивидуальное назначение дозы ЛТ.   |
| Локализация и сегментация мишени                   | Автоматическое обнаружение опухоли (например, в головном мозге, легких, шейке матки); автоматическая сегментация КОМ с учетом микроскопического распространения опухоли у конкретного пациента; автоматическое выделение полости резекции (например, в головном мозге, молочной железе). |
| Сегментация объема КО                              | Автоматическая сегментация объема КО для многих участков (например, головы и шеи, груди, таза).  |
| Прогнозирование дозы и автоматическое планирование | Инструменты для обоснования принимаемых решений при планировании ЛТМИ/РТМО;  |

|                             |   |
|-----------------------------|---|
|                             | прогнозирование оптимальной дозы с учетом анатомических особенностей; автоматизация процесса планирования для повышения эффективности и качества плана; многокритериальная оптимизация плана лечения.   |
| ЛТВК и управление движением | 2D- или 3D-локализация мишени на основе изображений перед лечением; автоматическое распознавание и выравнивание реперных меток или анатомических структур; отслеживание опухоли в реальном времени; мониторинг движения пациента на основе реперных меток в реальном времени; отслеживание без маркеров; управление движением при ЛТМРВ; прогнозирование движения пациента. |
| ГК плана лечения            | Гарантия качества с учетом особенностей пациента (например, прогнозирование скорости прохождения при ЛТМИ/РТМО, ГК с учетом особенностей пациента перед лечением).  |
| ГК оборудования             | ГК конкретного аппарата; мониторинг рабочих характеристик с течением времени; прогнозирование неисправностей для планирования технического обслуживания и ГК, дополнительные процедуры тестирования и технического обслуживания.  |

Результат работы моделей на основе ИИ сильно зависит от качества и количества данных, которые были собраны, аннотированы и использованы для их обучения. Непоследовательные, несбалансированные по классам или содержащие систематические ошибки данные могут негативно повлиять на результат применения ИИ и привести к созданию неудовлетворительно работающих моделей ИИ. Недавний системный обзор 62 исследований, в которых использовались средства МО для выявления COVID-19 на рентгенограммах и компьютерных томограммах грудной клетки, показал, что ни одна из выявленных моделей непригодна для потенциального клинического применения из-за несовершенства методологии и/или систематических ошибок [18].

## 2.2 Томотерапия SciMoCa. Руководство по вводу в эксплуатацию

Модель пучка томотерапии была получена из стандартного набора данных пучка, предоставленного Accuray. Дополнительные данные измерений для полей размером 10 мм x 6,25 мм использовались для калибровки всех статических параметров, то есть пропускания и утечки лепестков, положений зажимов, первичного спектра и рассеивания ускорителя.

Однако линейные ускорители томотерапии различаются по своим динамическим свойствам, таким как мощность дозы, время перемещения лепестков и время задержки лепестков. По этим причинам может потребоваться настройка ряда параметров для каждой машины индивидуально. В идеале эти параметры можно определяются путём создания простых планов лечения для фантома и доставки их в ионизационную камеру в фантоме. В качестве альтернативы параметры также могут быть определены путём сравнения планов лечения пациента с расчетами TPS.

### 2.2.1 База данных для калибровки мощности дозы

Существуют два файла конфигурации, которые определяют различные аспекты динамического поведения лечебной машины.

База данных калибровки мощности дозы называется TomoTherapyDictionary.xml. Этот файл является обязательным.

Он предоставляет значения для мощности дозы и коррекции размера поля для 3 номинальных ширин поля 10, 25 и 50 мм. Записи специфичны для каждой машины, которая идентифицируется своим уникальным TreatmentMachineName.

Формат файла TomoTherapyDictionary.xml:

```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<TomoTherapyLatency>
  <Mapping TreatmentMachineName="0210399" Period="200"
    Slope="1.032" Offset="-0.862"/>
  <Mapping TreatmentMachineName="0210399" Period="500"
    Slope="1.005" Offset="0.281"/>
  <Mapping TreatmentMachineName="0210399" Period="1000"
    Slope="1.002" Offset="0.725"/>
</TomoTherapyLatency>
```

- Допустимые значения для параметра NominalFieldWidth — «10», «25» и «50» (мм). Параметр NominalFieldWidth является обязательным.
- Можно указать сопоставления для более чем одного TreatmentMachineName.
- Параметр DoseRate указывает эффективную мощность дозы в MU в минуту. Данный параметр является обязательным.
- Параметр FieldEdgeCorrection является необязательным. Он позволяет скорректировать положение выступа в миллиметрах. Иногда его также называют “коррекцией размера поля”.

Отрицательные значения уменьшают ширину поля. Коррекция краев поля по умолчанию равна нулю.

- Параметр OpeningTime необязателен. Он указывает время в миллисекундах, необходимое створке для перемещения из открытого положения в закрытое (и наоборот). По умолчанию значение времени равно 0, то есть мгновенное перемещение.

## 2.2.2 База данных для коррекции задержки

База данных коррекции задержек называется TomoTherapyLatencyDictionary.xml. Этот файл является необязательным для HiArt-машин и не требуется для Radixact-машин.

Для установок SciMoCa, не использующих модели HiArt-beam, а только Radixact-модели, параметр TomoTherapyLatencyDictionary.xml должен быть полностью опущен.

Для установок SciMoCa, использующих как модели HiArt, так и Radixact-beam, параметр TomoTherapyLatencyDictionary.xml должен быть записан для HiArt-машин, а записи для Radixact-машин должны отсутствовать.

В файле TomoTherapyLatencyDictionary.xml. приведены значения для моделирования задержки перемещения листьев конкретного линейного ускорителя. Данные указаны для каждой машины, которая идентифицируется по уникальному имени обрабатывающей машины.

Формат файла для TomoTherapyLatencyDictionary.xml:

```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<TomoTherapyLatency>
  <Mapping TreatmentMachineName="0210399" Period="200"
    Slope="1.032" Offset="-0.862"/>
  <Mapping TreatmentMachineName="0210399" Period="500"
    Slope="1.005" Offset="0.281"/>
  <Mapping TreatmentMachineName="0210399" Period="1000"
    Slope="1.002" Offset="0.725"/>
</TomoTherapyLatency>
```

- Допустимые значения действия параметра Period находятся в диапазоне от “200” до “1000” (мс). Данный параметр является обязательным.
- Можно указать сопоставления для более чем одного TreatmentMachineName.
- Обязательный параметр Slope указывает величину линейной коррекции задержки (без учета единиц измерения). Нейтральное значение равно 1,0.
- Обязательный параметр Offset указывает смещение линейной коррекции задержки (мс). Нейтральное значение равно 0,0.
- Значения могут быть взяты из файла томотерапии machines.xml (файл конфигурации системы Accuray TPS). Period соответствует “x”, Slope соответствует “y”, Offset соответствует “z”.

Изменение параметра TomoTherapyLatencyDictionary.xml или его отсутствие требует новой калибровки мощности дозы. Таким образом, изменения в параметре TomoTherapyLatencyDictionary.xml необходимо внести до калибровки мощности дозы (TomoTherapyDictionary.xml).

### 2.2.3 Калибровка мощности дозы

Данные плана DICOM не содержат информации о мощности дозы для конкретного устройства. Поэтому необходимо указать (фиктивную) мощность дозы, которую можно использовать для преобразования данных DICOM в единицы измерения для расчета дозы. Эта расчетная мощность дозы (CDR) зависит от протяженности поля.

Один из способов определить CDR является расчёт с помощью SciMoCa количество случаев заболевания пациентов для каждой длины поля, в идеале с различными значениями шага и периода гентри, и выбрать CDR, который минимизирует разницу между дозой TPS и дозой SciMoCa.

Альтернативой может быть разработка нескольких планов лечения фантомов и определение CDR с помощью прямого измерения. Предлагаемая настройка этих планов может быть следующей:

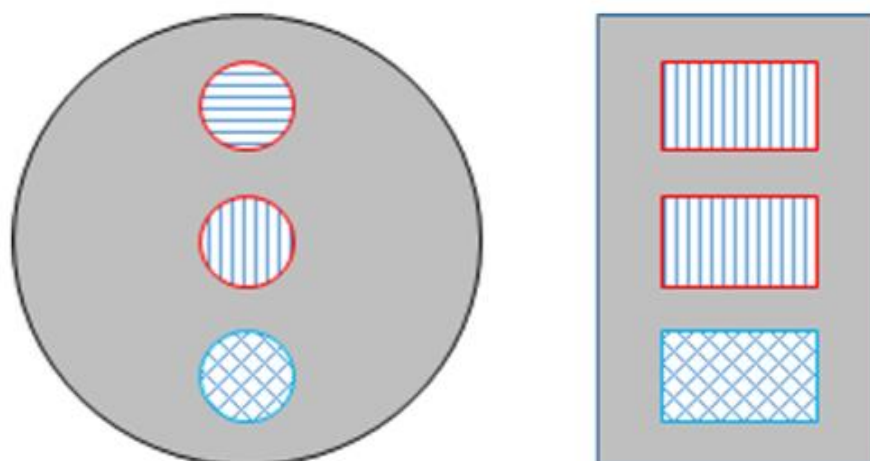
Процедура калибровки выполняется с использованием различных планов лечения для одного или двух цилиндрических целевых объемов в так называемом «Сырном фантоме».

Доза измеряется с помощью ионизационной камеры внутри мишеней А и В и определенного органа, подверженного риску С.

Таблица 2.3 – Определение области интереса в «Сырном фантоме»

| Область интереса | Диаметр | Длина | Позиция               | Предписание |
|------------------|---------|-------|-----------------------|-------------|
| Цель А           | 60 мм   | 80 мм | центрированный        | 100%        |
| Цель В           | 60 мм   | 80 мм | смещение от оси вверх | 100%        |
| Орган риска С    | 60 мм   | 80 мм | смещение от оси вниз  | 20%         |

Планы лечения экспортируются в формате DICOM и пересчитываются в SciMoCa. Коррекция задержки применяется, если она доступна/желательна. В дополнение к измеренной дозе может использоваться рассчитанное распределение дозы TPS. Планы должны быть разработаны таким образом, чтобы учитывать изменения шага, периода гентри и времени открывания створок.



**Рисунок 2.1** Схематическая конфигурация целевых объемов и позиции измерения в «сырном фантоме». Цель А и В – красный цвет; Орган, подвергающийся риску С - синий цвет

Первый набор планов направлен на сохранение постоянного периода вращения и распределения времени открытия створок, и, следовательно, необходимо изменить назначение цели с шагом. Это необходимо повторить для всех трех настроек коллиматора.

Таблица 2.4 – Планы обработки, которые могут быть использованы для процедуры калибровки, и их описания

|     | Название плана лечения | Описание                             |
|-----|------------------------|--------------------------------------|
| 1.1 | Field_10_PITCH_0.1     | центральная цель, предписание 4 Гр   |
| 1.2 | Field_10_PITCH_0.2     | центральная цель, предписание 2 Гр   |
| 1.3 | Field_10_PITCH_0.4     | центральная цель, предписание 1 Гр   |
| 2.1 | Field_25_PITCH_0.1     | центральная цель, предписание 5 Гр   |
| 2.2 | Field_25_PITCH_0.2     | центральная цель, предписание 2.5 Гр |
| 2.3 | Field_25_PITCH_0.4     | центральная цель, предписание 1.5 Гр |
| 3.1 | Field_50_PITCH_0.1     | центральная цель, предписание 10 Гр  |
| 3.2 | Field_50_PITCH_0.2     | центральная цель, предписание 5 Гр   |
| 3.3 | Field_50_PITCH_0.4     | центральная цель, предписание 2.5 Гр |

Таким образом, можно проводить облучение «сырного фантома» с использованием дополнительных типов планов, изменяя период гентри и предписанную дозу, чтобы лучше учесть изменения этих параметров в клинических случаях.

Идеальный CDR для каждой ширины поля минимизирует погрешность между измерениями и расчетами SciMoCa.

## **2.2.4 Коррекция размера поля и времени раскрытия створки**

Такие параметры как коррекция размера поля и время раскрытия створок являются экспериментальными и не требуют изменения по умолчанию.

Коррекция размера (длины) поля (необязательный параметр FieldEdgeCorrection в меню TomoTherapyDictionary.xml) влияет на оба продольных положения зажимов на указанную величину (как определено в расстоянии изоцентра). Отрицательное значение уменьшает длину поля. Коррекция длины поля требует измерения продольного поперечного профиля с высоким разрешением на расстоянии изоцентра с помощью детектора подходящего малого объема или пленочного измерения. Любое изменение положения зажима приведёт к изменению дозы, зависящему от шага, поэтому обычно требуется повторная калибровка мощности дозы. Основная цель этого параметра - дать пользователям возможность изучить влияние изменений в калибровке положения зажима.

Время раскрытия створки (необязательный параметр OpeningTime в меню TomoTherapyDictionary.xml) – это параметр, который не влияет на калибровку дозы. При установке этого параметра на ненулевое значение имитируется фактическое движение створок. Нулевое значение предполагает мгновенное открытие створок. Важно, что любая установка времени раскрытия створок не влияет на среднее время раскрытия створки. Типичное значение составляет 18 мс. Основная цель этого параметра - предоставить пользователям возможность изучить влияние учета движения створки при расчете дозы.

## **2.2.5 Коррекция задержки**

Коррекцию задержки не требуется настраивать в SciMoCa для томотерапевтических Radixact аппаратов, и она необязательна для томотерапевтических HiArt аппаратов.

Для установок SciMoCa, не использующих модели HiArt-beam, а только Radixact-модели, параметр TomoTherapyLatencyDictionary.xml должен быть полностью опущен.

Для установок SciMoCa, использующих как модели HiArt, так и Radixact-beam, параметр TomoTherapyLatencyDictionary.xml должен быть записан для HiArt-машин, а записи для Radixact-машин должны отсутствовать.

Коррекция задержки применяется к экспортированным из TPS файлам плана DICOM для корректировки времени открытия створок у чётот эффектов, зависящих от аппарата. Значения этой корректировки можно найти в файле <MachineID>\_machine.xml, файл доступен из TPS для HiArt-машин. Они хранятся в следующем формате:

```

<latencyCurveData Type="[Lcom.tomotherapy.tomo.auto.tcorba.TFloatTriplet;">
  <latencyCurveData Type="com.tomotherapy.tomo.auto.tcorba.TFloatTriplet">
    <x Type="java.lang.Float">200,0</x> <y
      Type="java.lang.Float">1,032</y> <z
        Type="java.lang.Float">-0,862</z> </
      latencyCurveData>
    <latencyCurveData Type="com.tomotherapy.tomo.auto.tcorba.TFloatTriplet">
      <x Type="java.lang.Float">300,0</x> <y
        Type="java.lang.Float">1,004</y> <z
          Type="java.lang.Float">1,786</z> </
        latencyCurveData>
    <latencyCurveData Type="com.tomotherapy.tomo.auto.tcorba.TFloatTriplet">
      <x Type="java.lang.Float">400,0</x> <y
        Type="java.lang.Float">1,014</y> <z
          Type="java.lang.Float">-0,867</z> </
        latencyCurveData>
    <latencyCurveData Type="com.tomotherapy.tomo.auto.tcorba.TFloatTriplet">
      <x Type="java.lang.Float">500,0</x> <y
        Type="java.lang.Float">1,005</y> <z
          Type="java.lang.Float">0,281</z> </
        latencyCurveData>
    <latencyCurveData Type="com.tomotherapy.tomo.auto.tcorba.TFloatTriplet">
      <x Type="java.lang.Float">600,0</x> <y
        Type="java.lang.Float">1,009</y> <z
          Type="java.lang.Float">-1,529</z> </
        latencyCurveData>
    <latencyCurveData Type="com.tomotherapy.tomo.auto.tcorba.TFloatTriplet">
      <x Type="java.lang.Float">800,0</x> <y
        Type="java.lang.Float">1,002</y> <z
          Type="java.lang.Float">0,906</z> </
        latencyCurveData>
    <latencyCurveData Type="com.tomotherapy.tomo.auto.tcorba.TFloatTriplet">
      <x Type="java.lang.Float">1000,0</x> <y
        Type="java.lang.Float">1,002</y> <z
          Type="java.lang.Float">0,725</z> </
        latencyCurveData>
  </latencyCurveData>

```

При этом значение  $x$  соответствует *Период*, значение  $y$  соответствует *Наклон*, а значение  $z$  соответствует *Смещение*. Приведенное выше значение TomoTherapyLatencyDictionary.xml является производным от этого примера.

Параметры будут применяться следующим образом:

$\text{SimulatedOpeningTime [ms]} = \text{DICOMOpeningTime [ms]} * \text{Slope} + \text{Offset [ms]}.$

Таким образом, нейтральными значениями являются Наклон = 1 и Смещение = 0, так что

$\text{SimulatedOpeningTime} = \text{DICOMOpeningTime}.$

Изменение поправки на задержку или ее отсутствие требует новой калибровки мощности дозы. Таким образом, изменения в TomoTherapyLatencyDictionary.xml необходимо выполнить до калибровки мощности дозы.



## **Вывод по главе 2:**

Искусственный интеллект активно внедряется в различные сферы жизни, и медицина не является исключением. ИИ помогает улучшить качество медицинских услуг, повысить точность диагностики и ускорить процесс лечения.

Несмотря на это, широкое внедрение ИИ в клиническую практику пока остаётся на начальных этапах. Прогнозируется, что в ближайшие годы около 20% клинических практик могут использовать модели глубокого обучения. Ключевым аспектом успешного применения ИИ является качество данных, на которых обучаются модели. Неполные или искаженные данные могут привести к неэффективным результатам и ограничить клиническое применение технологий. Поэтому важно продолжать работу над улучшением методологии сбора и аннотирования данных, чтобы обеспечить надежность и точность моделей ИИ. В целом, будущее ИИ в медицине выглядит многообещающим, однако для его успешного внедрения необходимо преодолеть существующие недостатки.

Томотерапия SciMoCa представляет собой сложный процесс, требующий тщательной калибровки и настройки для обеспечения точности и эффективности лечения. Основные аспекты, касающиеся калибровки мощности дозы и коррекции задержек, подчеркивают важность индивидуального подхода к каждой установке. Использование файлов конфигурации, таких как TomoTherapyDictionary.xml и TomoTherapyLatencyDictionary.xml, позволяет адаптировать параметры под конкретные модели линейных ускорителей, учитывая их динамические характеристики.

Калибровка мощности дозы является критически важной, поскольку данные DICOM не содержат информации о мощности дозы для конкретного устройства. Для определения расчетной мощности дозы (CDR) требуется проводить измерения и сравнения с расчетами TPS, что может включать использование фантомов для точной настройки параметров.

Коррекция размеров полей и времени раскрытия створок, хотя и являются экспериментальными, также требуют внимания, так как они могут существенно влиять на результаты облучения. Важно отметить, что изменения в параметрах коррекции задержки могут потребовать повторной калибровки мощности дозы, что подчеркивает взаимосвязанность всех настроек в процессе томотерапии.

В целом, успешная реализация томотерапии SciMoCa требует глубокого понимания технических аспектов, а также точного соблюдения протоколов калибровки и настройки, что в конечном итоге обеспечивает высокую точность и безопасность в лечении пациентов.

## **ГЛАВА 3 РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ВНЕДРЕНИЯ СИСТЕМЫ В КЛИНИЧЕСКУЮ ПРАКТИКУ**

### **3.1 Имплементация системы независимой проверки планов лучевой терапии MIM SureCalc MonteCarlo**

На базе МНПЦ хирургии, трансплантологии и гематологии в отделении лучевой терапии и радиационной безопасности было проведено введение в эксплуатацию и имплементация в клиническую практику системы независимой проверки планов лучевой терапии MIM SureCalc MonteCarlo.

Для имплементации потребовалось для начала произвести ручную настройку сервера. Для этого следует придерживаться следующих шагов. Нужно убедиться, что веб-браузер сервера может просматривать внешние сайты, такие как `mimsoftware.com`, либо сервер должен быть подключен к другому компьютеру, который может просматривать произвольные веб-сайты, и эти файлы могут быстро и легко переноситься между этим компьютером и сервером. Также потребовалось связаться с IT-персоналом больницы: серверу требуется доступ на чтение и запись к определённым портам, и сделать это без помощи IT-персонала невозможно. Далее была произведена загрузка и запуск на сервере следующих установщиков: Visual C++ 2013 runtime, NET framework 4.6.2, а также загрузить сервер SciMoCa.

Затем потребовалось загрузить клинические модели пучка на сервер SciMoCa, а также загрузить скрипт командной строки, чтобы автоматизировать часть процесса установки сервера расчёта дозы. Этот скрипт создаёт необходимые каталоги на указанном диске машины, а также создаёт каталог, в который можно извлечь файлы сервера SciMoCa и модели пучка, чтобы поместить их в нужное место.

Далее произведена установка и лицензирование сервера SciMoCa, а также установка модели пучка. Лицензионный ключ был получен от Radialogica, далее вставлен в диалоговое окно и таким образом произошла активация лицензии.

### **3.2 Настройка MIM Assistant для SureCalc**

Для клиентов SureCalc требуется разрешение на запись в правильные файлы. Для отображения файлов требуется обновить лицензию на сервере MIM Assistant и войти в систему под обычным каскадом входа. Этот путь не будет отображаться, если произвести вход только для настройки MIM Assistant.

Эти файлы обычно находятся в

`C:\ProgramData\ScientificRT\Scimoca\DesktopClient\config`.

Щёлкая правой кнопкой мыши по папке «`config`», выбирая «Свойства», на вкладке «Безопасность» в разделе «Имена групп или пользователей». Нужно флажок «Разрешить» установить для графы «Полный доступ».

Если этого не сделать, то MIM не сможет нормально взаимодействовать с клиентом SciMoCa.

MIM должен быть настроен на использование не менее 12 ГБ памяти.

### **3.3 Подключение к серверу SciMoCa и настройка «словаря модели пучка»**

Подключение к серверу SciMoCa является обязательным шагом. Для этого требуется открыть General Preferences и перейти в Imaging→Dose→SureCalc Monte Carlo. На этой странице указан IP-адрес сервера SciMoCa. Далее нужно нажать «Test Server Connection» и убедиться, что все тесты прошли успешно.

Настройка «словаря модели пучка» - является не обязательным шагом, но рекомендуемым, его настройка сделает MIM SureCalc значительно более гибким и мощным. «Словарь модели пучка» - это то, что SciMoCa использует для определения того, какую модель пучка следует использовать для расчёта дозы для конкретного плана. Если не настроить это, придется вручную указывать модель пучка каждый раз, когда персонал рассчитывает дозу, или иметь отдельные рабочие процессы для каждой комбинации лечебной машины и энергии пучка. Кроме того, если словарь не настроен, MIM не сможет рассчитывать дозы для планов с несколькими энергиями пучка.

### **3.4 Настройка поправочных коэффициентов модели пучка**

Начиная с версии MIM 7.0.6, есть дополнительные параметры (коррекция калибровки дозы и коррекция смещения листа), которые можно настроить для точной настройки модели пучка в соответствии с конкретной машиной. В МНПЦ хирургии, трансплантологии и гематологии была введена в клиническую практику версия MIM 7.3.7.

Предполагая, что Radialogica/ScientificRT получили полный набор данных для ввода в эксплуатацию модели пучка, эти параметры не нужно будет настраивать для сайтов, использующих пользовательские модели пучка. Однако если сайт использует Golden Beam Data Models (GBDMs), а в некоторых случаях и пользовательские модели пучка, для получения точных результатов потребуется тонкая настройка.

Если эти параметры настройки неверны, тестирование выявит постоянную разницу в масштабировании между дозой TPS и дозой SciMoCa (например, доза TPS может быть постоянно на 10% выше дозы SciMoCa во всех вокселях) или разницу в дозах в полутени пучка, которая становится более значительной по мере увеличения степени модуляции.

Эти поправочные коэффициенты существуют для каждой комбинации лечебной машины и модели луча. Они отправляются Radialogica в MIM. Начиная с версии MIM 7.2 происходит автоматическое заполнение поправочных коэффициентов.

Коррекция смещения листа (мм) – это постоянное расстояние, которое добавляется к положениям лепестков MLC для регулировки ширины поля. Положительные значения делают поле шире. Этот фактор учитывает разницу между шириной измеренного «светового поля» и фактической шириной облучаемой области. Значение этого параметра должно быть в пределах от -1 мм до +1 мм включительно.

Коррекция калибровки дозы – это масштабирующий коэффициент, применяемый к выходным данным пучка (т.е. количество мониторных единиц, доставленных каждым пучком). Это отражает различия в соглашениях между тем, как определяется мониторная единица. По умолчанию модели пучка SciMoCa калибруются в соответствии с соглашением, что 1 МЕ из пучка 10 см х 10 см доставляет 1 сГр в точку, находящуюся на расстоянии одного метра от источника излучения и на глубине 10 см в водяном фантоме (то есть SAD составляет 100 см, а SSD — 90 см). Значение этого параметра должно быть в диапазоне от 0,5 до 2,0 включительно.

Коррекция фактора клина – это коэффициент масштабирования, применяемый к фактору клина, используемому при расчёте дозы. Этот параметр по умолчанию скрыт и не должен редактироваться в обычных условиях. Факторы клина не различаются между линейными ускорителями одного и того же типа, поэтому нет необходимости редактировать этот параметр – жёстко запрограммированные факторы клина в моделях пучка точны. Этот параметр был добавлен для учёта одного объекта, где ошибка при установке линейного ускорителя привела к тому, что стандартные факторы клина не были точными для рассматриваемой машины. При любых других обстоятельствах изменение этого значения не является правильным способом решения проблем, обнаруженных во время ввода в эксплуатацию или приемочных испытаний.

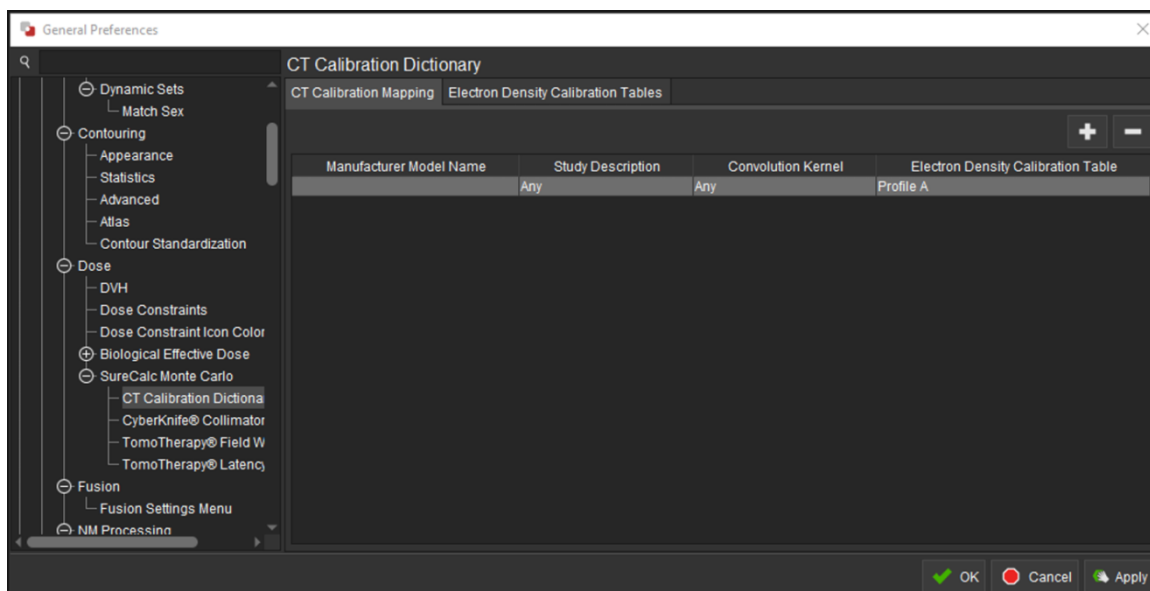
### **3.5 Настройка словаря калибровки КТ**

SciMoCa имеет таблицу калибровки по умолчанию, которую она использует для преобразования КТ из HU в электронную плотность (относительно воды). Однако для достижения максимально возможной точности расчёта дозы, на рабочих местах должны быть предоставлены калибровочные таблицы, основанные на данных компьютерных сканеров, используемых для моделирования.

SciMoCa может выбирать определенные таблицы калибровки HU-ED на основе DICOM в серии КТ, в частности, название модели производителя, описания исследования и название ядра свёртки. Словарь калибровки КТ используется для связывания значений этих названий с отдельными таблицами HU-ED.

Для настройки словаря, нужно открыть страницу "CT Calibration Dictionary" в разделе General Preferences в SureCalc Monte Carlo. Там имеется две вкладки: одна для указания сопоставлений DICOM с таблицами HU-ED, а другая для управления самими таблицами HU-ED.

После добавления таблицы HU-ED требуется перейти на вкладку «Сопоставление калибровки КТ» и добавить строку в таблицу (рисунок 3.1).



**Рисунок 3.1 - Вкладка «Сопоставление калибровки КТ» и добавление строки в таблицу**

Дважды щёлкая по любой ячейке в строке, можно изменить её параметры. Было указано название модели производителя КТ-сканера, для которого были выполнены калибровочные измерения. Это можно узнать, просмотрев информацию DICOM для любой серии КТ, которая была получена на этом КТ-сканере. Нужно название машины для чего это устанавливается. Кроме того, можно указать Study Description и/или Convolution Kernel. Это позволяет иметь определенные таблицы калибровки HU-ED для определенных протоколов визуализации моделирования.

Затем щелкая последнюю ячейку в строке, выбирается калибровочная таблица, которую следует использовать для серий КТ, соответствующих этой строке.

### **3.6 Настройка ширины поля и настройка словаря задержек TomoTherapy**

Мощность дозы зависит от ширины поля (то есть протяжённости пучка излучения в верхней-нижней оси), поэтому она была указана через словарь ширины поля TomoTherapy.

Для надобности здесь также можно указать дополнительную информацию, которая зависит от ширины поля. Эта информация может быть указана для трёх различных номинальных ширин поля: 10 мм, 25 мм и 50 мм. SciMoCa будет интерполировать или экстраполировать данные, чтобы определить применимые значения для каждого RT плана.

Словарь задержек TomoTherapy позволяет сайтам характеризовать поведение задержки TomoTherapy линейного ускорителя (то есть несоответствие между тем, когда лепестки MLC должны открываться или закрываться, и тем, когда они фактически открываются или закрываются).

Задержка также может быть указана для отдельных машин в разные периоды и характеризуется безмерным наклоном и смещение в миллисекундах.

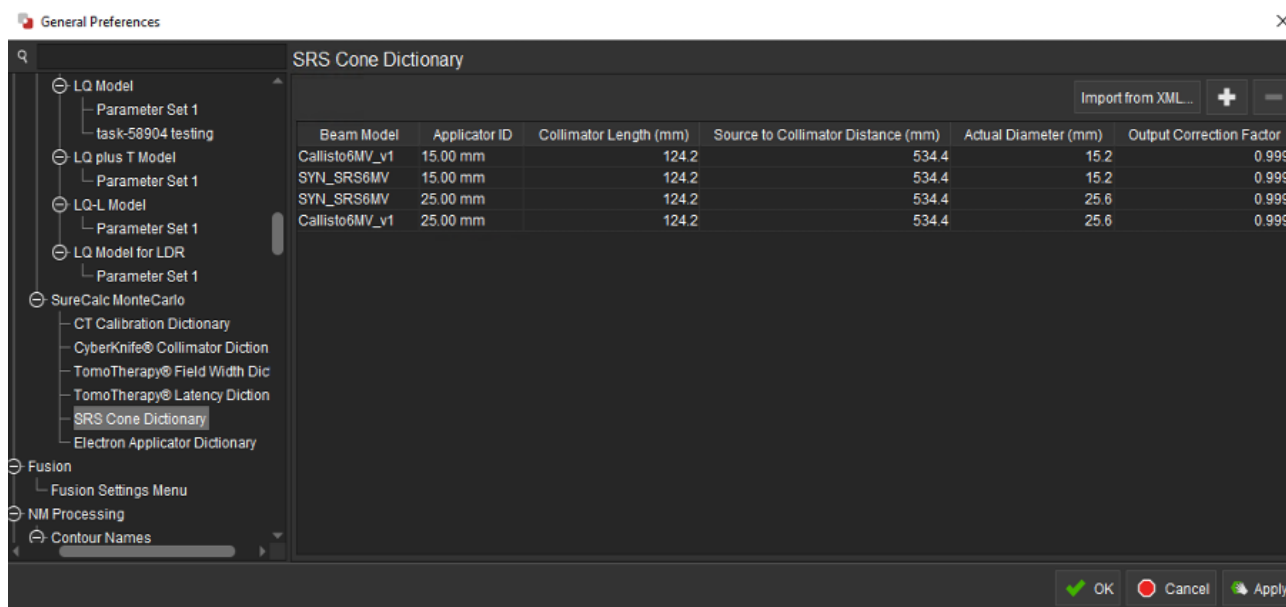
Если же эта информация не указана, то поведение задержки будет считаться идеальным для всех линейных ускорителей TomoTherapy. Если задержка указана для любого линейного ускорителя TomoTherapy, MIM потребует, чтобы она была указана для всех линейных ускорителей, для которых будет рассчитана доза.

### 3.7 Настройка словаря конусов SRS

DICOM представляет конусы стереотаксической радиохирургии (SRS) как «аппликаторы», но в чертежах DICOM не указаны некоторые важные детали, касающиеся размеров конусов. Словарь конусов SRS обеспечивает связь между аппликаторами DICOM и физическими измерениями.

Поскольку выходные факторы могут различаться в зависимости от лечебных аппаратов и энергии пучка, элементы в словаре SRS Cone Dictionary должны быть связаны как с моделью пучка, так и с конкретным конусом SRS (идентифицированным по его идентификатору аппликатора DICOM). Для расчета дозы для плана SRS Cone в словаре SRS Cone Dictionary должна существовать запись для каждой комбинации модели пучка и конуса SRS, используемой в плане.

Необходимо указать значения для всех столбцов в этой таблице (рисунок 3.2). Длина коллиматора измеряется вдоль пути движения луча (рисунок 3.2, столбец 3). Расстояние от источника до коллиматора (рисунок 3.2, столбец 4) измеряется от источника до вершины конуса (т.е. конца конуса, который ближе всего к источнику). Фактический диаметр коллиматора измеряется в изоцентрической плоскости (рисунок 3.2, столбец 5).



| Beam Model     | Applicator ID | Collimator Length (mm) | Source to Collimator Distance (mm) | Actual Diameter (mm) | Output Correction Factor |
|----------------|---------------|------------------------|------------------------------------|----------------------|--------------------------|
| Callisto6MV_v1 | 15.00 mm      | 124.2                  | 534.4                              | 15.2                 | 0.999                    |
| SYN_SRS6MV     | 15.00 mm      | 124.2                  | 534.4                              | 15.2                 | 0.999                    |
| SYN_SRS6MV     | 25.00 mm      | 124.2                  | 534.4                              | 25.6                 | 0.999                    |
| Callisto6MV_v1 | 25.00 mm      | 124.2                  | 534.4                              | 25.6                 | 0.999                    |

**Рисунок 3.2 – Записи для каждой комбинации модели пучка и конуса SRS, используемой в плане**

### 3.8 Настройка словаря Electron Applicator

Для расчёта дозы для электронного плана SciMoCa потребовалась дополнительная физическая информация об электронной установке, которая отсутствует в RT плане. Словарь электронных аппликаторов предоставляет эти измерения для каждой геометрии аппликатора, используемой при лечении (рисунок 3.3).

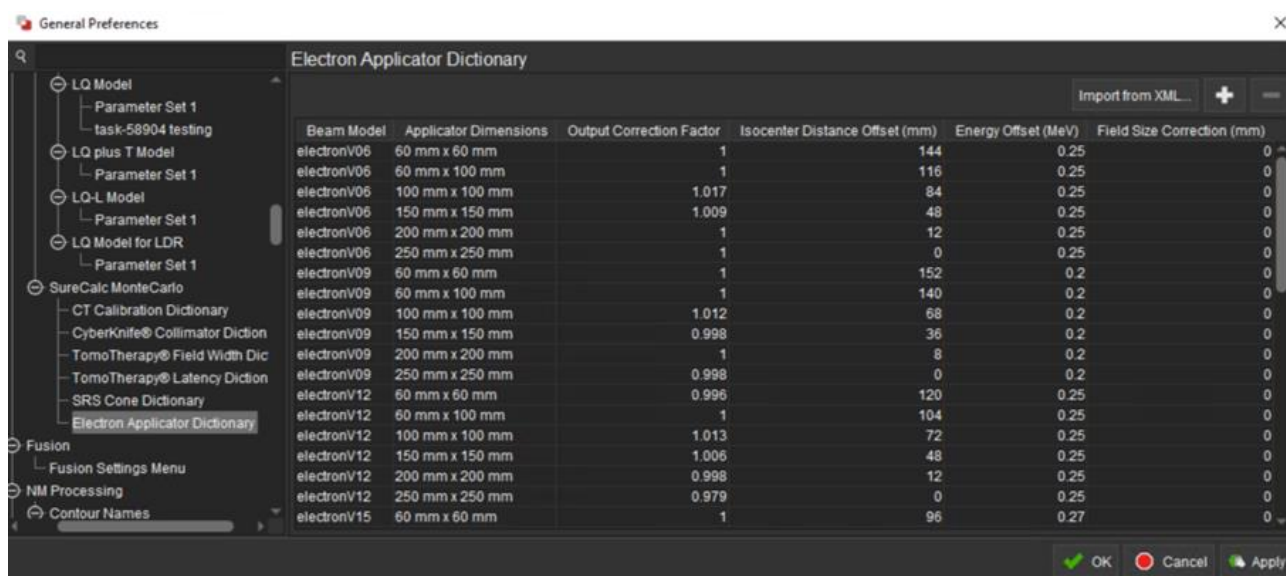


Рисунок 3.3 – Словарь электронных аппликаторов

Этот словарь должен содержать запись для каждой комбинации модели пучка и размеров аппликатора, которые используются. Поскольку это, как правило, приводит к большому объему данных, которые необходимо указать в пользовательском интерфейсе MIM, рекомендуется использовать кнопку «Импорт из XML...».

### 3.9 Специфическая реализация SureCalc ART

Обычно при каждом обновлении версии MIM пользователи должны проверять, что RT дозы, отправленные с TPS сайта в MIM, представлены правильно. Пользователь может сделать это для каждого обновления версии или вручную установить флажок для загрузки RT дозы каждый раз, когда появляется следующее сообщение (рисунок 3.4).

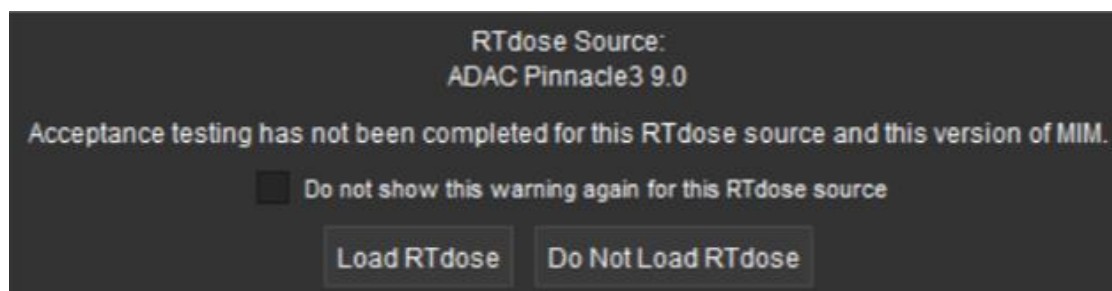


Рисунок 3.4 - Ручная проверка RT дозы



## Составление списка пациентов

Шаг 1: На сервере MIM SureCalc Assistant были добавлены следующие списки пациентов: предварительная обработка списка пациентов ART и основной список ART.

Шаг 2: Далее было перейдено в хранилище DICOM и добавлен дополнительный AE-заголовок (рисунок 3.5) для списка пациентов предварительной обработки ART.

На объекте были настроены OIS таким образом, что данные СВСТ и REG поступали в этот раздел AE. Площадке также необходимо было направить свой план КТ в раздел AE.

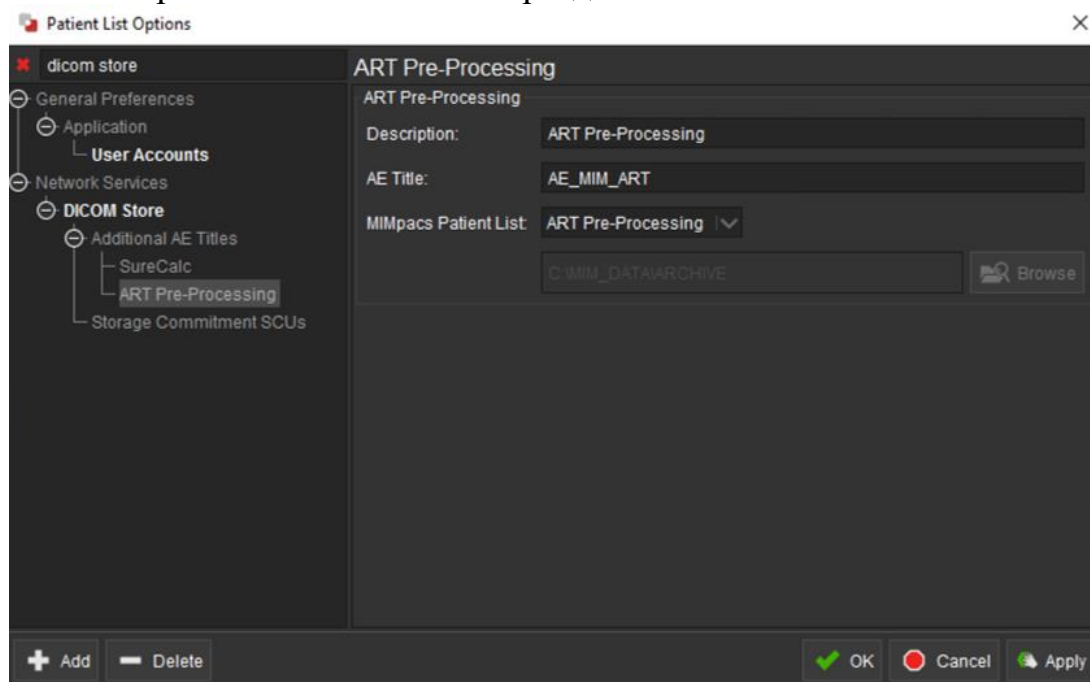


Рисунок 3.5 – Добавление AE-заголовка

В процессе предварительной обработки списка пациентов для программы ART-Assist Enrollment происходит подготовка входящих конусно-лучевых компьютерных томографий (КЛКТ) к использованию. Правило работы помощника настроено таким образом, что каждый входящий СВСТ автоматически направляется в ART-PreProcessing, что запускает рабочий процесс под названием "SureCalc ART Pre-Processing". Этот процесс генерирует улучшенное изображение фракции и сохраняет его в основном списке пациентов ART для дальнейшего использования в ART.

Важно отметить, что тип улучшения, которому подвергается КЛКТ, зависит от результатов процесса ввода в эксплуатацию усовершенствованного решения SureCalc СВСТ, которое работает на основе данных КЛКТ с конкретного сайта. Возможные типы улучшений включают:

- Только деформируемое слияние — в этом случае КЛКТ объединяется с планом КТ для создания более обширного изображения фракции (FOV). Полученное изображение называется «Объединенная КЛКТ».



- Улучшение — здесь значения плотности Хаунсфилда (HU) в КЛКТ улучшаются с использованием плана КТ в качестве эталона, а существующие артефакты затенения уменьшаются перед слиянием с планом КТ. Это также приводит к созданию более широкого изображения фракции FOV, и полученное изображение называется «Улучшенная КЛКТ».

В рамках программы ART-Assist осуществляется регистрация пациентов и обработка фракций с использованием рабочего процесса ART Workflow. Основной список ART служит центральной точкой для этой регистрации. Для обеспечения эффективного процесса используются шаблоны рабочих процессов, специфичные для каждого места лечения, предоставленные компанией MIM.

По умолчанию в ART Fraction Processor расчет дозы настроен на режим "EXTRA FAST". Однако после тестирования фракции необходимо изменить этот режим как минимум на "Precise", чтобы обеспечить более точные результаты.

После завершения регистрации каждое поступившее фракционное изображение инициирует работу «ART Fraction Processor», которое выполняет несколько ключевых шагов.

В первую очередь происходит деформирование плановых структур из исходного плана КТ в текущее фракционное изображение, при этом целевые объемы жестко переносятся.

Далее, с помощью SciMoCa рассчитывается доза на текущем изображении фракции, которая затем уменьшается в зависимости от количества фракций, чтобы получить текущую дозу фракции.

После этого осуществляется расчет накопленной дозы, которая представляет собой сумму всех ранее рассчитанных доз до текущей фракции.

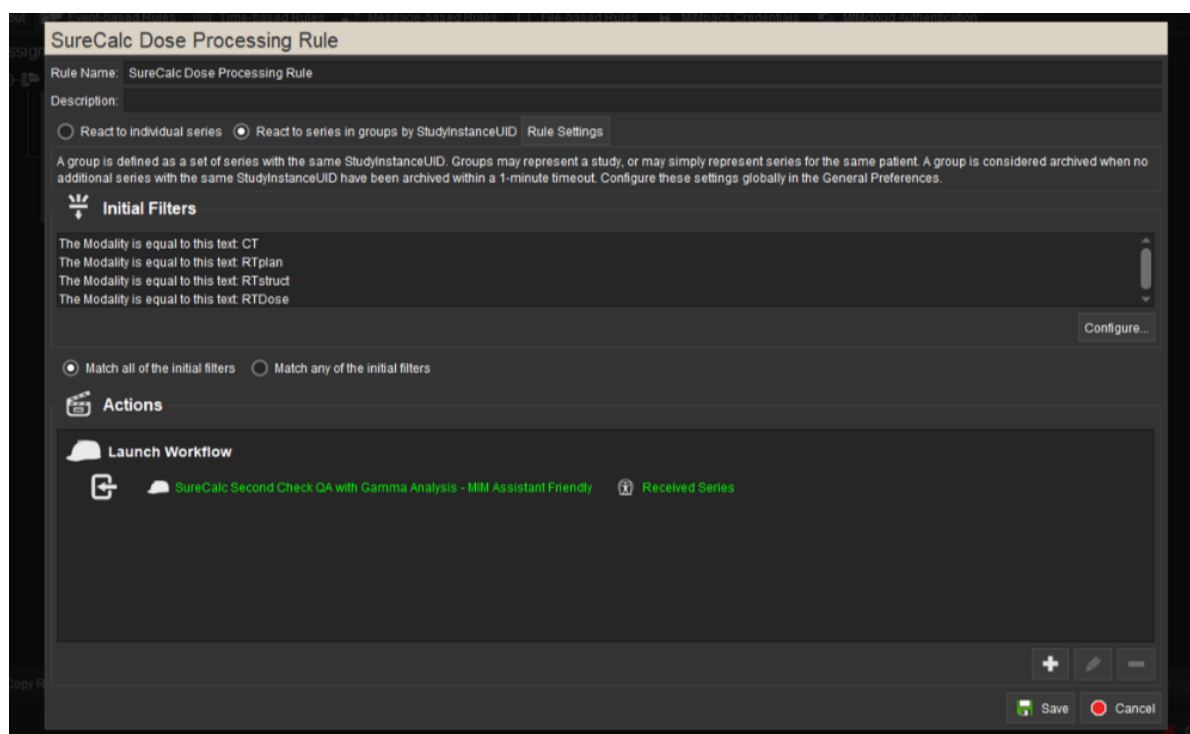
Затем вычисляется прогнозируемая доза, которая включает в себя накопленную дозу и произведение текущей фракции дозы на оставшиеся фракции.

В завершение создается отчет, содержащий сравнение ограничений дозы, сравнение DVH (например, запланированная и прогнозируемая доза, запланированная и доставленная отдельная фракция), а также информацию о тенденциях объема. Этот комплексный подход обеспечивает высокую точность и эффективность в процессе обработки фракций в рамках ART-Assist.

Таким образом, предварительная обработка КЛКТ играет ключевую роль в повышении качества изображений и их подготовке для дальнейшего использования в клинической практике.

### **3.10 Настройка помощника второй проверки планов SureCalc**

У Assistant есть специальные WFS для SureCalc. Также потребовалось настроить правило обработки дозы SureCalc (рисунок 3.5).



**Рисунок 3.6 – Настройка правила обработки дозы SureCalc**

Нужно изменить общие настройки: в разделе Общие настройки → Сетевые службы → Помощник → Автоматизированное обновление рабочих процессов. Размер памяти должен быть не менее 16 ГБ.

По умолчанию MIM Assistant будет отключаться, если выполнение рабочего процесса занимает 30 минут. Если особенно сложный рабочий процесс выполняется на компьютере слабее, выполнение рабочего процесса SureCalc потенциально может занять больше времени. Рекомендуется открыть сетевые службы и перейдите в меню MIM Assistant → Автоматизированные рабочие процессы. Установить «Максимальное время выполнения рабочего процесса» на продолжительность, соответствующую рабочим процессам, например, от 45 до 60 минут.

Также следует настроить параметры всех правил помощника таким образом, чтобы они автоматически повторялись при сбоях и истечении времени ожидания через 2 минуты. Это позволит правилам повторять попытки, если архивация данных занимает больше времени, чем ожидалось, и на момент запуска правила отсутствуют все данные. Это можно сделать, выбрав опцию «Настройки правила» рядом с параметром «Реагировать на серии в группах по StudyInstanceUID» на главной странице редактирования для каждого правила.

Если у сайта особенно медленное подключение к месту хранения или процесс архивации может занять больше минуты, следует увеличить значение в разделе Настройки → Сетевые службы → MIM Assistant → Групповые события и увеличить время ожидания между сериями архивов.

Здесь также можно внести изменения в тег DICOM, используемый для группировки серий, если StudyInstanceUID не подходит для того, как сайт создает свои данные. Нужно собрать тестовые данные с сайта и запустить

несколько тестовых случаев, чтобы убедиться, что альтернативный тег группировки работает регулярно для имеющихся данных.

Когда производится вход в систему как пользователь-ассистент, требуется открыть RTdose и принять дозу, установив флажок, чтобы не запрашивать ее снова. В противном случае правило Assistant не сработает.

### **3.11 Проверка модели клиентского луча для MIM SureCalc MonteCarlo**

Перед началом следует убедиться, что калибровка MonitorUnit(MU)-Gray выполнена правильно. Если присутствуют большие отклонения, может быть полезно повторить эти измерения в водном фантоме.

#### **Сравнение с однородным фантомом**

Следует провести сравнение с расчётом дозы TPS в однородном фантоме. Для этого нужно:

- Использовать простые формы и однородный, правильной формы фантом.
- Сосредоточиться на калибровке MU-Gray, глубинной дозе, выходных факторах и полутени.
- Заменить фантомную плотность водой: например, в MIM 7.0 это невозможно сделать. Вместо этого в TPS создаётся контур фантома и устанавливается плотность массы внутри этого контура на 1,0 г/мл.
- Использовать простые многопольные схемы с частokoлом или шахматной доской с несколькими полями для изучения различий в моделировании полутени.
- Пользователи Varian могут использовать дозиметрические расчеты зазора между створками для точной настройки калибровки створки.

Были случаи, когда отображаемое распределение плотности фантома в TPS не соответствовало распределению плотности для расчета дозы. Это, по-видимому, связано с рабочим процессом, в котором физический фантом сканируется, добавляются контуры, а плотность не перезаписывается внутри контуров. Важно исследовать дозу прямо на контуре фантома, чтобы исключить такие проблемы. Поскольку и SureCalc, и TPS работают с вокселизированными геометриями, различную обработку плотностей вокселей на контуре проще всего изучить в случаях с синтетическими фантомами.

Обработка вокселей на контуре фантома/пациента может быть точно настроена для согласования с TPS с помощью параметра MinROIOccupancy. Этот параметр настраивается, но не через пользовательский интерфейс MIM; для настройки следует обращаться в службу поддержки программного обеспечения MIM за помощью, если требуется внести изменения.

Однородный фантом также является лучшей настройкой для исследования влияния калибровки дозы, то есть, доза-вода или доза-среда. Требуется установить плотность фантома на 0,25 г/см<sup>3</sup> и 2,0 г/см<sup>3</sup>. Эффект калибровки дозы — это прямой масштабный коэффициент, который не должен

менять форму распределения дозы. Если распределение дозы SureCalc отличается от распределения дозы TPS более чем на постоянный масштабный коэффициент, существуют различия в назначении свойств материала, таких как тормозная способность и поперечные сечения.

### **Калибровка по Хаунсфилду для измерения плотности**

Для калибровки по Хаунсфилду для измерения плотности следует использовать КТ-сканы фантомов и реальных пациентов, чтобы убедиться, что единицы Хаунсфилда правильно преобразуются в плотность.

Одним из способов это сделать является использование перезаписи плотности в структурах таким образом, чтобы плотность перезаписи равнялась плотности согласно калибровочной таблице Хаунсфилда. Также следует не путать плотность массы и относительную плотность электронов.

### **Сравнение с анатомией пациента**

Сравнение с расчётом дозы TPS в анатомии пациента происходит следующим образом:

- Используются простые формы полей и наблюдаются различия в моделировании гетерогенности анатомии пациента. Используются случаи с объёмами лёгких, плотными объёмами костей и протезными имплантатами.
- Различия в дозах также могут возникать из-за разных представлений материалов, а также калибровки дозы в среду или дозы в воду. Первый вариант обычно дает лучшее согласие с большинством TPS. Как уже упоминалось выше, этот параметр можно настраивать, но не через пользовательский интерфейс MIM.
- Используются трёхмерные конформные планы, возможно, включая болюс, и проверяется, что перезаписи плотности на основе ROI обрабатываются правильно.
- Обеспечивается правильное обращение со столом для процедур.
- Используются планы лечения с модуляцией интенсивности.

Проблема с калибровкой листа MLC обычно приводит к ухудшению согласованности для более модулированных планов, в первую очередь в целевом объёме. Проблема с моделированием передачи через лист/межлистовой утечки приводит к ухудшению согласованности для более высокомодулированных планов, в первую очередь в наиболее сильно защищенных нормальных тканях.

### **Тонкая настройка калибровки**

- **Коррекция калибровки дозы**

Калибровку дозы на мониторную единицу (MU-Гр) можно скорректировать. Такие корректировки следует вносить только в том случае, если все другие причины расхождений исключены. Они должны быть основаны на моделировании опорного поля в синтетическом водном фантоме.

Для пользовательских моделей коррекция калибровки дозы может быть предварительно встроена в предоставленную модель. Если

необходимо внести дополнительные исправления, можно определить и указать коррекцию калибровки дозы в словаре моделей пучка. Если указано, это значение применяется поверх исходной встроенной коррекции калибровки дозы.

Если есть очевидные проблемы калибровки дозы только с одним подклассом случаев пациентов, в то время как другие классы случаев точны, может иметь место какая-то другая проблема с моделью пучка SciMoCa, моделью пучка TPS или измерительным оборудованием. Калибровка Dose-per-MonitorUnit является глобальным свойством.

Моделирование калибровки дозы подвержено статистическим неопределенностям и поэтому должно проводиться с максимально возможной точностью и, в идеале, не должно основываться только на точечной дозе.

- Калибровка MLC (коррекция смещения лепестков)

Калибровка лепестков MLC определяет смещение между номинальным положением лепестков и видимым положением лепестков. Ошибки калибровки лепестков MLC являются одной из наиболее частых причин расхождений в расчетах дозы. Систематический сдвиг между номинальным и видимым положением лепестков MLC на 1/10 мм уже может создать ощутимую разницу в дозе для высокомодулированных планов.

Существует три способа определения калибровки листа MLC:

1. С помощью статических полевых измерений упора.

Доза в полевых соединениях, которые формируются листьями, очень чувствительна к положению листьев. Например, рассмотрим полевой стык между двумя 10x20 см<sup>2</sup> поля, составляющие 20x20 см<sup>2</sup> поле.

Если, например, при расчете дозы SureCalc спай оказывается более холодным, чем при измерении пленки, то поправка на смещение лепестка должна быть положительной. И наоборот, если доза в полевом стыке выше, чем при измерении, поправка на смещение листа должна быть отрицательной. Рекомендуется изменить коррекцию смещения листа с шагом 0,05 мм (подробнее написано в пункте 3.12). Далее нужно повторить расчеты дозы с помощью TPS.

2. С помощью динамических измерений движущейся полосы.

Стандартный способ калибровки MLC с помощью динамических полей движущихся полос — это набор измерений для определения дозиметрического листового зазора (DLG). Существует несколько вариантов, которые все одинаково подходят. Следует обратить внимание, что DLG — это искусственная длина, которую не следует путать со смещением калибровки листа, необходимым для SureCalc. Однако измерения в стиле DLG можно использовать для определения смещения калибровки листа с большим эффектом. Также следует обратить внимание, что поскольку DLG зависит не только от калибровки MLC, но и от формы кончика листа и диаметра источника первичных фотонов, а

также от энергетического спектра, не существует универсального однозначного соотношения между DLG и калибровкой смещения листа.

Если DLG, полученный в результате расчетов SureCalc, больше, чем полученный в результате измерений, то поправка на смещение листьев должна быть отрицательной. И наоборот, если DLG, полученный из SureCalc, меньше, чем полученный из измерений, то поправка на смещение листьев должна быть положительной. Следует изменить коррекцию смещения листа с шагом 0,05 мм (подробнее написано в пункте 3.12). Далее нужно повторить расчеты дозы с помощью TPS.

3. Путем сравнения с планами лечения пациентов, рассчитанными TPS.

Для калибровки коррекции смещения лепестков относительно вычислений TPS выбирается несколько случаев пациентов с низкой, средней и высокой предписанной дозой МЕ/Гр соответственно. Если расхождение дозы в целевом объеме увеличивается с МЕ/Гр таким образом, что SureCalc выше TPS, коррекция смещения лепестков должна быть отрицательной. И наоборот, если расхождение увеличивается с МЕ/Гр таким образом, что SureCalc ниже TPS, коррекция смещения лепестков должна быть положительной. В случае отсутствия единой тенденции смещение лепестков, вероятно, верно (подробнее написано в пункте 3.12). Следует изменить коррекцию смещения лепестков с шагом 0,05 мм.

### 3.12 Указание значений коррекции в MIM

Чтобы ввести значения коррекции смещения лепестков и/или коррекции калибровки дозы в MIM нужно: нажать кнопку «Настройки», перейти в «Общие настройки» → «Визуализация» → «Доза» → «SureCalc MonteCarlo», нажать кнопку «Изменить поправочные коэффициенты...»/«Edit Correction Factors...» (рисунок).



**Рисунок 3.7 – Указание значений коррекции в МІМ**

Далее нужно выбрать аппарат для обработки и при необходимости ввести значения в таблицу (рисунок 3.8).

Specify correction factors so that a generic beam model can be used with specific treatment machines. The Leaf Offset Corrections will have no effect for TomoTherapy® or CyberKnife® treatment machines.

If a specific combination of treatment machine and beam energy is not available, please ensure that a beam model has been specified for that combination in the Beam Model Dictionary.

| Treatment Machines | Energy      | Leaf Offset Correction (mm) | Dose Calibration Correction |
|--------------------|-------------|-----------------------------|-----------------------------|
| 0210347            | 6.0 MV      | 0                           | 1                           |
| 21ixs              | 6.0 MV FFF  | 0                           | 1                           |
| C0391              | 10.0 MV     | 0                           | 1                           |
| c186               | 10.0 MV FFF | 0                           | 1                           |
| ix 6044            | 15.0 MV     | 0                           | 1                           |
| SJH-2593           |             |                             |                             |
| trilogy4013        |             |                             |                             |
| Trt_Rm_9A          |             |                             |                             |
| TrueBeam1480       |             |                             |                             |

OK Cancel

**Рисунок 3.8 – Выбор аппарата для обработки**

Измерения в неоднородных фантомах являются серьезным начинанием и сложны по двум причинам. При выполнении расчета дозы для синтетической, не эквивалентной ткани, материала фантома SureCalc требует переопределения плотности с эффективной массовой плотностью, которая учитывает разницу в атомном составе материала между встроенными табличными тканеэквивалентными материалами и синтетическим материалом фантома.

Следует обратить внимание, что опубликованные значения массовой плотности синтетических материалов обычно не совсем подходят для высококачественных измерений, поскольку они не учитывают дозиметрическое влияние состава материала. Кроме того, детектор необходимо откалибровать на дозу-среду, чтобы получить сопоставимые показания с расчетом дозы среды методом Монте-Карло. Расчет дозы-воды методом Монте-Карло в среде, не являющейся водой, не дает показаний детектора, даже если он откалиброван на дозу-воду. Нужно учитывать, что сам детектор не эквивалентен воде, что приводит к возмущениям, которые устраняются процедурой калибровки в воде. Однако эти возмущения не корректируются, когда детектор используется в каком-либо другом материале.

Наиболее часто встречающаяся проблема заключается в калибровке лепестков MLC. SureCalc позволяет корректировать это значение для каждой



комбинации модели пучка и лечебной машины. Коррекция дается в мм на изоцентрическом расстоянии физического положения лепестка; отрицательные значения приводят к уменьшению (целевой) дозы для планов с модуляцией интенсивности.

Вторая наиболее распространенная проблема — правильный размер первичного источника. Этот параметр влияет на выходной коэффициент полей диаметром около 15 мм и ниже и, таким образом, может привести к проблемам с высокомодулированными планами лечения и стереотаксической радиотерапией. Этот параметр нельзя изменить без изменения модели пучка. Он определяется выходными коэффициентами, предоставленными с данными о пучке для ввода в эксплуатацию. Неправильный диаметр первичного источника можно в значительной степени компенсировать, отрегулировав калибровку смещения лепестка. Это причина полезности концепции дозиметрического листового зазора при расчете дозы, которая является составной частью таких факторов, как калибровка лепестка, размер источника фотонов и форма кончика лепестка.

### **3.13 Моделирование детекторов/детекторных решёток в фантомах**

Как правило, матрицы детекторов в фантомах подвергаются некоторой процедуре калибровки, чтобы привести их показания в соответствие с дозой воды или дозой фантомного материала. В результате этой калибровки детектор "исчезает" из фантома и заменяется твердым фантомным материалом. Другими словами, необходимо вычислять не зависимость дозы от детектора, а зависимость дозы от положения фантома на детекторе. Это должно быть передано в SureCalc путем перезаписи детектора с соответствующей плотностью в модели фантома. Следует обратить внимание, что плотность фантома должна быть точно настроена с учетом различий между составом материала фантома и составом ткани, который SureCalc предполагает для данной плотности массы. Также стоит обратить внимание на то, что по той же причине необходимо откалибровать рассчитанную SureCalc дозу, если плотность фантома отличается от плотности воды более чем на 3%. Это необходимо выполнять для всех алгоритмов расчета дозы, но обычно они не включаются, поскольку результирующая общая ошибка, вероятно, не превышает 1% и поглощается общим бюджетом неопределённости.

#### **Вывод по главе 3:**

Успешная имплементация системы независимой проверки планов лучевой терапии MIM SureCalc MonteCarlo в МНПЦ хирургии, трансплантологии и гематологии потребовала скрупулезного выполнения ряда этапов. Начиная с настройки серверной инфраструктуры и заканчивая калибровкой КТ-данных, каждый шаг был направлен на обеспечение максимальной точности и надежности расчетов дозы.

Особое внимание уделялось настройке «словаря модели пучка» и поправочных коэффициентов, что позволило адаптировать систему к конкретным характеристикам используемого оборудования и обеспечить



соответствие результатов расчетов дозы в MIM SureCalc MonteCarlo с данными, полученными в TPS.

Как правило, повторная проверка плана должна выполняться в изолированном приложении, ограниченном этой целью. MIM SureCalc MonteCarlo автоматизирует независимую повторную проверку планов RT от расчёта до составления отчетности. Проверка базовых данных и моделей пучка TPS на основе моделирования MonteCarlo может помочь предотвратить систематические расхождения в расчёте дозы. MonteCarlo – золотой стандарт точности, особенно для сложных и высокомодулированных планов.

Внедрение системы MIM SureCalc MonteCarlo, основанной на методе Монте Карло, обеспечивает возможность независимой проверки планов лучевой терапии, что, согласно рекомендациям AAPM и ESTRO, является важным элементом обеспечения качества в лучевой терапии.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках дипломной работы проведена разработка плана внедрения системы MIM SureCalc MonteCarlo и внедрена в клиническую практику на базе МНПЦ хирургии, трансплантологии и гематологии.

Для этого потребовалось настроить словарь модели пучка, поправочные коэффициенты модели пучка, настроить словарь калибровки КТ, ширину поля и словарь задержки, а также словарь конусов SRS, словарь Electron Applicator. Также была выполнена настройка помощника второй проверки планов SureCalc.

Как правило, повторная проверка плана должна выполняться в изолированном приложении, ограниченном этой целью. MIM SureCalc MonteCarlo автоматизирует независимую повторную проверку RT планов: от расчёта до составления отчетности.

Также был проведён сравнительный анализ повторной проверки планов с использованием MIM SureCalc и стандартной повторной проверкой, используемой сейчас во многих клиниках. Результаты анализа показали, что с использованием MIM SureCalc результаты намного лучше. Причём на повторную проверку затрачивается намного меньше времени, что есть примерно 5 минут.

Также следует помнить, что иногда ИИ преподносится промышленностью и исследователями как панацея, которая решит или в значительной степени смягчит большинство клинических проблем или сделает сложные технологии более доступными. В ближайшем будущем многие процессы, связанные с медицинским использованием излучений, вероятно, будут основываться на ИИ, но широкий клинический опыт применения ИИ и доказательства его полезности в настоящее время отсутствуют. Ненадлежащее клиническое использование инструментов на основе ИИ или неправильно настроенных моделей на основе ИИ может серьезно подорвать возможные клинические преимущества и, безусловно, увеличить риски для безопасности и здоровья пациентов.

В ближайшие 5–10 лет можно ожидать все более широкого внедрения технологий, основанных на искусственном интеллекте (ИИ), в сфере медицинского использования излучений.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Dwivedu, N. Next-generation plan second check QA and adaptive therapy assessment/N. Dwivedu//Cleveland [Электронный ресурс]. – 2023. – Режим доступа: <https://physicsworld.com/a/next-generation-plan-second-check-qa-and-adaptive-therapy-assessment/> – Дата доступа: 26.02.2025.
2. MIM Software MIM SureCalc MonteCarlo /MIM Software//Cleveland [Электронный ресурс]. – 2023. – Режим доступа: [https://go.mimsoftware.com/de/surecalc\\_montecarlo](https://go.mimsoftware.com/de/surecalc_montecarlo) – Дата доступа: 26.02.2025.
3. Гацкевич Г.В., Тарутин И.Г. Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике/Г.В. Гацкевич, И.Г. Тарутин//СРСЕ [Электронный ресурс] – 2009. –Режим доступа: <http://www.cpce.ru/news/090921.shtml> – Дата доступа: 10.03.2025.
4. Лебеденко, И.М. и др. Планирование лучевой терапии на современном этапе// Research'n Practical Medicine Journal. – 2017г. – №. Спецвыпуск. – С.70.
5. Лебеденко И. М., Шатенок М. П. Оптимизация проведения предтерапевтических проверок планов облучения с модуляцией интенсивности при лучевой терапии онкологических больных//1000 kopii. – С. 28.
6. Зверева Е.Л. и др. Протокол проведения тотального облучения тела в рамках режима кондиционирования при трансплантации костного мозга//ГУ «МНПЦ ХТиГ», 2024. – 17 с.
7. Langen, K.M. et al. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148// Medical Physics. – 2010. – Т. 37. – №. 9. – С. 4817-4853.
8. Chen Q. et al. AAPM Task Group Report 306: quality control and assurance for tomotherapy: an update to Task Group Report 148 //Medical Physics. – 2023. – Т. 50. – №. 3. – С. 25-52.
9. MIM Software Inc. Innovations for Plan Quality Improvement Radiation Oncology//Radiation Oncology, 2021. – 15 с.
10. Лыкова Е.Н., Уразова К.А. Введение в планирование лучевой терапии пучками тормозных фотонов //Москва: ООП физического факультета МГУ. – 2019.
11. Бринкевич А. И., Чикова Т. С., Петкевич М. Н. Дозиметрическая верификация планов облучения в лучевой терапии с модуляцией интенсивности //Сахаровские чтения 2022 года: экологические проблемы XXI века. – 2022. –Ч. 2 – С. 226-229
12. Zhu Y. et al. Dosimetric verification of flattening filter free model based on TrueBeam accelerator using ArcCheck system//Journal of Central South University. Medical Sciences. – 2018. – Т. 43. – №. 8. – С. 864-868.

- 13.Бринкевич, А.И., Титович, Е.В., Петкевич, М.Н. Критерии оценки дозиметрической верификации планов облучения в лучевой терапии с модуляцией интенсивности//Сахаровские чтения 2020 года: экологические проблемы XXI века. – 2020 г. – Ч. 2 – С. 33–36.
- 14.Искусственный интеллект в медицинской физике: серия учебных курсов/IAEA; Вена, 2025. – 43 с.
- 15.Shen C. et al. An introduction to deep learning in medical physics: advantages, potential, and challenges //Physics in Medicine & Biology. – 2020. – Т. 65. – №. 5. – С. 79-90.
- 16.Zhang A. et al. Shifting machine learning for healthcare from development to deployment and from models to data //Nature biomedical engineering. – 2022. – Т. 6. – №. 12. – С. 1330-1345.
- 17.Netherton T. J. et al. The emergence of artificial intelligence within radiation oncology treatment planning //Oncology. – 2021. – Т. 99. – №. 2. – С. 124-134.
- 18.Roberts M. et al. Common pitfalls and recommendations for using machine learning to detect and prognosticate for COVID-19 using chest radiographs and CT scans //Nature Machine Intelligence. – 2021. – Т. 3. – №. 3. – С. 199-217.
- 19.Langen K. M. et al. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148 a //Medical physics. – 2010. – Т. 37. – №. 9. – С. 4817-4853.
- 20.Akihiro H. et al. Independent absorbed-dose calculation using the Monte Carlo algorithm in volumetric modulated arc therapy //Radiation Oncology. – 2014. – №. 74.
- 21.Голубовский А. И., Гацкевич Г. В. КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ И ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКЕ. Сборник нормативных документов.