

На правах рукописи

Меджадж Туфик

**РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ИСТОЧНИКА ИЗЛУЧЕНИЯ
КОБАЛЬТОВОЙ УСТАНОВКИ ГАММА-НОЖ ДЛЯ ВЕРИФИКАЦИИ
РАДИОХИРУРГИЧЕСКИХ ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ**

Специальность 05.14.03 «Ядерные энергетические установки, включая проектирование, эксплуатацию и вывод из эксплуатации»

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Автор:



Москва – 2022

Работа выполнена в Федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ».

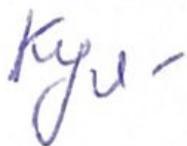
Научный Руководитель	Ксенофонов Александр Иванович , кандидат физико-математических наук, доцент, Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»
Научный Консультант	Далечина Александра Владимировна , кандидат физико-математических наук, медицинский физик, Центр Гамма-нож АО «Деловой центр нейрохирургии», г. Москва
Официальные оппоненты	Кураченко Юрий Александрович , доктор физико- математических наук, главный научный сотрудник Всероссийского научно-исследовательского института радиологии и агроэкологии (ВНИИРАЭ), г. Обнинск Потапов Виктор Николаевич , доктор физико- математических наук, ведущий научный сотрудник НИЦ «Курчатовский институт», г. Москва Моисеев Алексей Николаевич , кандидат физико- математических наук, зав. отд. мед. физики ООО "Медскан", г. Москва

Защита состоится «28» «сентября» 2022 года в ___ ч. ___ мин. На заседании диссертационного совета МИФИ.01.03 федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ» (115409, Москва, Каширское шоссе, 31).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте <http://ds.mephi.ru> федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»

Автореферат разослан «__» _____ 2022 г.

Ученый секретарь диссертационного совета,
к.т.н.
Куликов Евгений Геннадьевич



ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

В настоящее время методы стереотаксической радиохирургии являются важнейшей частью комплексного лечения различных интракраниальных патологий (доброкачественных внемозговых образований, первичных опухолей головного мозга, метастазов, сосудистых патологий и функциональных расстройств). Стереотаксическая система Гамма-нож является “золотым стандартом” современного нейрорадиохирургического лечения. Это обусловлено высокой точностью и прецизионностью лучевого лечения, а также имеющимися клиническими результатами, полученными более чем за 50-летнюю мировую историю использования данной установки. Особенности конструкции аппарата и функциональность системы планирования (Leksell Gamma Plan) позволяют создавать планы облучения с высокими показателями конформности и селективности, значительно минимизируя дозу на здоровые ткани головного мозга.

В качестве источников ионизирующего излучения в системе Гамма-нож используются 192 пучка излучения от источников кобальта-60, которые, пройдя систему коллимации, пересекаются в фиксированной точке - изоцентре, создавая почти сферическое дозовое распределение излучения. Такое подведение излучения к изоцентру называется шотом (от англ. shot - выстрел). Использование различного количества шотов позволяет получать дозовое распределение необходимой формы, соответствующей облучаемому очагу (т.н. конформное дозовое распределение). Для формирования пучков используются круглые коллиматоры малых диаметров, которые для самых современных установок Гамма-нож - *Perfexion* составляют 4, 8 и 16 мм.

Основным методом расчета дозовых распределений в используемой в медицинской практике планирующей системы Leksell Gamma Plan является алгоритм TMR10 в предположении полной гомогенности и водозэквивалентности структур внутри головы пациента, что значительно

ускоряет расчет дозовых распределений. Вместе с установкой *Perfexion* для учета влияния гетерогенностей (кости, воздушные полости и т.д.) был представлен алгоритм свертки (англ. Convolution). Для расчета дозовых распределений с помощью этого алгоритма необходимо задать электронные плотности, полученные с помощью компьютерной томографии. Несмотря на существенное приближение метода TMR10, большинство мировых центров используют именно его при планировании облучения на установке Гамма-нож, так как уровни предписанных краевых доз и оценки дозовых нагрузок на критические структуры определены с учетом клинических результатов, полученных на основе расчетов методом TMR10. Поэтому для перехода к использованию более продвинутого алгоритма свертки требуется исследование дозиметрических различий между ним и TMR10.

Единственным референсным методом, позволяющим наиболее точно рассчитать дозу в условиях гетерогенности, является моделирование переноса излучения методом Монте-Карло. Различия между расчетами методом Монте-Карло и TMR10 могут составлять до 11% [1]. Несмотря на активное применение метода Монте-Карло для моделирования переноса излучения для медицинских линейных ускорителей, в литературе представлено не так много работ по моделированию системы Гамма-нож модели *Perfexion*. Большинство авторов используют метод Монте-Карло в качестве эталонного для проверки экспериментальных данных факторов выхода и дозовых профилей излучения. Однако, представленные в литературе результаты ограничены расчетами в геометрии гомогенных фантомов, виртуальных клинических случаев или не просматривается заметной разницы между алгоритмами [1-6]. Создание модели источника излучения системы Гамма-нож и выполнение по ней расчетов представляет трудность вследствие сложности коллимационной системы Гамма-нож *Perfexion*. Кроме того, детальная информация о конструкции аппарата является конфиденциальной и, как правило, не предоставляется фирмой-производителем. Это ограничивает задание истинных параметров для

расчетов методом Монте-Карло в качестве верификации планов облучения мишеней на аппарате Гамма-нож.

Таким образом, разработка модели Гамма-ножа без возможности использования детальной информации от производителя для последующих дозиметрических расчетов методом Монте-Карло, как инструмента верификации радиохирургических планов облучения, является крайне актуальной задачей.

Цель работы

Целью диссертационной работы является разработка модели источника излучения кобальтовой установки «Гамма-нож» *Perfexion* для корректного проведения дозиметрических расчетов методом Монте-Карло.

В рамках диссертационной работы были поставлены и решены следующие задачи:

- 1- Разработка модели источника излучения кобальтового аппарата *Leksell Gamma Knife Perfexion (Elekta AB)* (Лекселл Гамма-нож *Perfexion*) ввиду отсутствия необходимой информации по конструкции установки, необходимой для проведения дозиметрических расчетов методом Монте-Карло.
- 2- Моделирование методом Монте-Карло излучения установки Гамма-нож модели *Perfexion* с помощью разработанного метода поворота частиц в файле фазового пространства *PSF* (сокр. от англ. Phase Space File).
- 3- Сравнение выходных факторов и дозовых распределений излучения аппарата с литературными данными и полученными экспериментальными результатами.
- 4- Создание воксельного фантома с использованием изображений *DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)* для верификация дозиметрических расчетов методом Монте-Карло установки Гамма-нож *Perfexion*.

- 5- Проведение расчета и получение планов облучения пациента с помощью разработанного инструментария.
- 6- Сравнение результатов расчета с алгоритмами TMR10/свертки для различных клинических случаев.

Научная новизна

- 1- Впервые создана модель источника излучения кобальтового аппарата *Leksell Gamma Knife Perfexion (Elekta AB)* в условиях отсутствия детальной информации о технических особенностях установки. Проведенное сравнение с экспериментальными данными показало хорошее совпадение дозовых распределений в гомогенной среде для размеров коллиматора 16, 8 и 4 мм.
- 2- Разработано программное обеспечение для конвертации изображений DICOM в воксельном фантоме, позволяющее проводить расчеты методом Монте-Карло для конкретного пациента.
- 3- Проведены расчеты дозовых распределений излучения методом Монте-Карло для реальных клинических случаев, а также сравнение полученных результатов с алгоритмами TMR10/свертки.

Практическая ценность

Практическая ценность работы состоит в возможности позволить выявить клинические случаи, для которых наличие гетерогенности существенно влияет на точность расчета дозовых распределений. Таким образом, использование разработанного метода расчёта в практике имеет важнейшее значение с точки зрения повышения качества проведения радиохирургического облучения.

Кроме того, результаты данной работы позволят выполнять расчеты дозовых распределений излучения методом Монте-Карло для верификации планов облучения на кобальтовой установке Гамма-нож. Техника получения информации о недоступных деталях конструкции установки, а также процедура создания воксельного фантома на основе данных DICOM могут

быть использованы в аналогичных задачах по моделированию переноса излучения от радиотерапевтических установок.

Основные положения, выносимые на защиту

- 1- Модель источника излучения аппарата Гамма-нож *Perfexion*, обеспечивающая корректные расчеты дозовых распределений как в гомогенной, так и в гетерогенной среде для коллиматоров 16, 8 и 4 мм.
- 2- Программное обеспечение для конвертации изображений DICOM в воксельный фантом, позволяющее проводить расчеты дозовых распределений излучения методом Монте-Карло для реального клинического случая.
- 3- Результаты дозиметрических расчетов излучения для клинического случая с помощью разработанного инструментария.

Достоверность научных результатов

Достоверность представленных результатов подтверждается применением признанного в международном научном сообществе программного пакета Penelope/penEasy. Результаты работы проверялись воспроизведением экспериментальных данных численным моделированием методом Монте-Карло, а также сопоставлением результатов с литературными данными, полученными ранее другими авторами. Экспериментальная проверка модели источника излучения кобальтовой установки «Гамма-нож» *Perfexion* осуществлялась с использованием радиохромной дозиметрической пленки EBT3.

Личный вклад

Автору диссертации принадлежит основная роль в постановке задач, выборе адекватных методов их решения, проведении расчетов, анализе и обобщении результатов, формулировке выводов. Диссертация является самостоятельной работой, в которой представлены результаты, полученные автором лично либо при его непосредственном участии. Автор принимал

активное участие в подготовке статей, текстов докладов и их представлении на конференциях.

Апробация работы

Основные результаты и положения диссертации докладывались и обсуждались на всероссийских и международных конференциях:

- 3-й Международный симпозиум «Физика, техника и технологии для биомедицины», Москва, 2018;
- XV Международная конференция «Безопасность АЭС и подготовка кадров 2018», Обнинск, 2018;
- II Всероссийский научно-образовательный конгресс с международным участием «Онкорadiология, лучевая диагностика и терапия», Москва, 2019;
- VIII Международная молодежная научная школа-конференция «Современные проблемы физики и технологий», Москва, 2019.

Публикации

По теме диссертационной работы опубликовано 12 печатных работ, отражающих основное содержание диссертации, из них 2 статьи в изданиях, индексируемых Web of Science и/или Scopus, 5 статей в журналах, входящих в список ВАК.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, трех глав, заключения, списка литературы, включающего 56 источников. Общий объем работы составляет 113 страницы, содержит 71 рисунок и 9 таблиц.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность разработки алгоритма расчета методом Монте Карло установки Гамма-нож модели *Perfexion* и важность проведения расчетов в воксельном фантоме, определены цель и задачи диссертации. Сформулирована научная новизна, основные научные положения, выносимые на защиту, и практическая ценность полученных в работе результатов.

В первой главе проведен обзор и анализ литературы по радиохирургической системе Лекселл Гамма-нож модели *Perfexion*. В обзоре описана коллимационная система, а также алгоритмы TMR10 и свертка, используемые для расчета дозы от пучков излучения кобальтовой установки Гамма-нож.

По результатам анализа литературных данных были определены подходы к моделированию источника излучения системы Гамма-нож *Perfexion* с помощью метода Монте-Карло. Рассмотрены четыре модели источника излучения, используемые в основных программных пакетах моделирования переноса излучения: Penelope, Fluka, GEANT4, EGSnrc, представленные в работах [3-6]. Проведено сравнение относительных дозовых профилей и выходных факторов. Показано, что одной из проблем, препятствующей расчету дозовых распределений с помощью моделирования переноса излучения от аппарата Гамма-нож *Perfexion*, является недостаточность информации по его конструкции (коллимационная система, неопределенность материалов и т.п.). Такие данные являются конфиденциальными и недоступными для использования.

Отмечено, что для всех рассмотренных моделях доза излучения рассчитывалась только в гомогенном фантоме. Поэтому важным направлением дальнейших исследований является расчет доз с учетом неоднородностей и определение их влияния на дозовые распределения.

Важной практической задачей является возможность расчет дозовых распределений методом Монте Карло для реальных клинических случаев.

В первой главе также приводятся основания для выбора программного обеспечения *Penelope/PenEasy* для моделирования методом Монте-Карло поля излучения кобальтовой установки Гамма-нож модели *Perfexion*. На основании проведенного анализа литературных источников сформулирована цель и задачи настоящей диссертационной работы.

Во второй главе Описан источники аппарата и преодолены трудности моделирования радиохирургической системы Лекселл Гамма-нож *Perfexion* методом Монте-Карло.

В системе коллимации Гамма-ножа модели *Perfexion* 192 пучка излучения источника ^{60}Co расположены в 5 кольцах с конической радиационной полостью и каждое кольцо располагается на расстояниях источник-изоцентр от 374 до 433 мм. Кольца соединены в 8 секторов, в каждом из которых находится 24 источника (рис. 1). Создание такой модели источника излучения установки Гамма-нож *Perfexion* является трудной задачей из-за не коаксиального расположения источников и сложности конструкции самой системы коллимации.

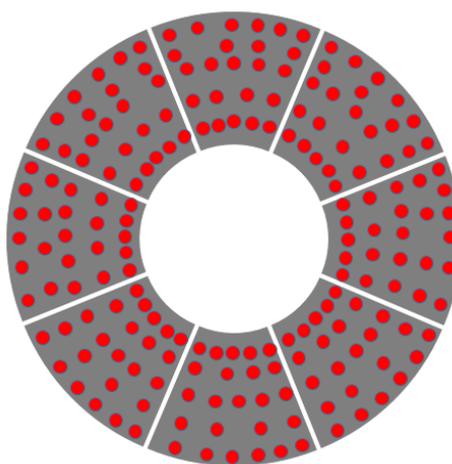


Рис. 1. Расположение источников излучения кобальта-60 в установке

Гамма-нож *Perfexion*

В данной главе приведено описание геометрии коллиматора и выбор распределения источников, необходимых для моделирования. Размеры и материалы капсулы взяты из схематического представления источника, опубликованного Аль-Давери и др. [7]. Геометрические детали коллимационной системы заимствованы из схематической диаграммы представлена Петти [8]. Измерения проведены с помощью программного обеспечения для анализа изображений *Digimizer*, которое позволяет измерить длину, угол, площадь и т.д. Для калибровки этого программного обеспечения в качестве эталона длины была использована длина втулки.

Внутренняя защита системы коллимации имеет коническую форму снаружи и частично цилиндрическую, частично коническую форму изнутри. Коллиматоры состоят из нескольких секций с конической или цилиндрической формой.

В настоящей работе использовалась упрощенная геометрия: пучки фотонов, излучаемые источниками ^{60}Co , формировались первичным и вторичным коллиматорами.

Первичный коллиматор изготовлен из свинца и имеет коническую форму. Самый большой диаметр – 38 см. В первичном коллиматоре имеются отверстия диаметром 5 мм для формирования первичных коллимационных каналов. Вторичный коллиматор изготовлен из вольфрама. Его внутренняя сторона имеет три формы: первая часть цилиндрическая, вторая - коническая, а затем снова цилиндрическая (рис. 2).

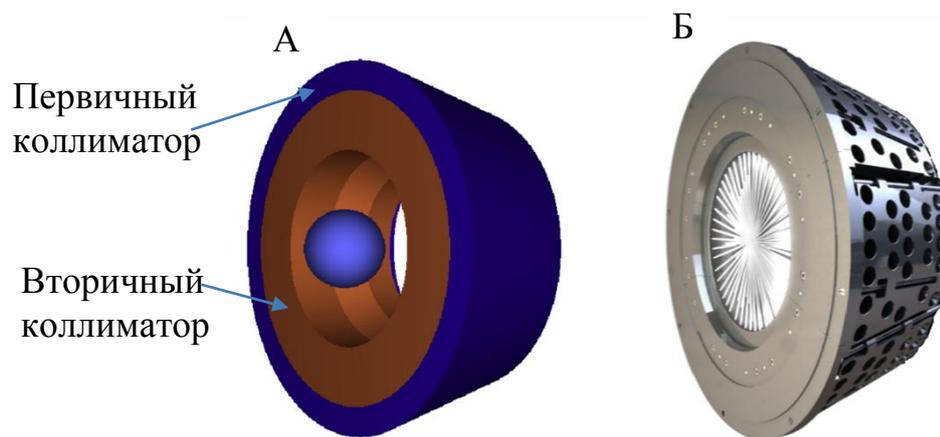


Рис. 2. Геометрия установки Гамма-нож *Perfexion*: (А) визуализация геометрии коллимационной системы в программе Gview3d (синий цвет - первичный, коричневый цвет - вторичный коллиматор); (Б) геометрия коллиматора [9]

Коллимационные каналы сконструированы таким образом, чтобы диаметры пучков в изоцентре были 4, 8 и 16 мм. Коллимационные каналы 16, 8 и 4 мм имеют вторичные отверстия диаметрами 7; 3,6 и 2 мм, соответственно (рис. 3). Эти данные получены после нескольких измерений и верификации в программе *Digimizer*.

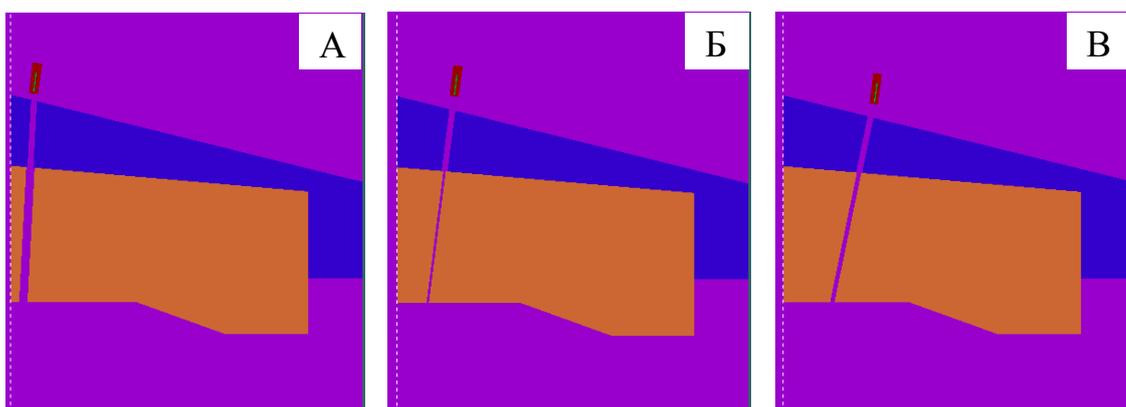


Рис. 3. Схема коллиматора первого кольца (аналогично для 2, 3, 4 и 5 кольца). Коллиматоры $\varnothing 16$ мм (А), $\varnothing 4$ мм (Б), $\varnothing 8$ мм (В)

В этой модели каждый источник представлен в виде цилиндра длиной 17 мм и $\varnothing 1$ мм. Количество гранул ^{60}Co в источнике не меняется, а сам источник покрыт только капсулой. Геометрически ось источника идеально

выровнена только с осью коллиматора размера 4 мм (рис. 3). Малый угол сдвига применяется для коллиматоров размером 16 и 8 мм (от 3,68 до 4,35° для размера коллиматора 16 мм и от -4,32 до -3,47° для размера коллиматора 8 мм).

После создания геометрии коллиматора был разработан способ моделирования системы Лекселл Гамма-нож *Perfexion* с помощью вращения частиц в файле фазового пространства *PSF*. Данный метод был реализован в программе, написанной в системе Matlab (R2015b).

Первый этап моделирования заключался в сохранении характеристик частиц (тип частицы, энергия, расположение и направление движения) в файле фазового пространства *PSF* для одного источника в каждом кольце (рис. 4). Таким образом были получены 5 файлов фазового пространства для каждого размера коллиматора (16, 8 и 4 мм). Файлы фазового пространства для других источников получались с помощью поворота вокруг оси *Z* азимутальным перераспределением частиц в файле фазового пространства *PSF*. Затем файлы *PSF* одного кольца сохранялись вместе в одном файле программы. На втором этапе осуществлялась генерация частиц из файла фазового пространства для последующего расчета дозовых распределений в мишени.

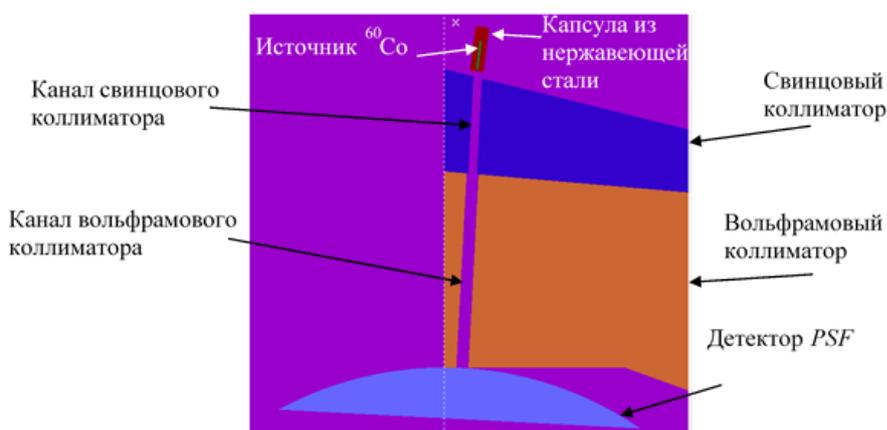


Рис. 4. Геометрия коллиматора с детектором *PSF*

Характеристики частицы, сохраняемые в *PSF*, включают в себя тип частиц, энергию, координаты (x, y, z), направляющие косинусы (U, V, W).

Направление движения частицы описывается единичным вектором \vec{d} , определяемый направляющими косинусами:

$$\begin{pmatrix} U \\ V \\ W \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha \\ \cos \beta \\ \cos \gamma \end{pmatrix} \dots\dots\dots(1)$$

Единичный вектор может быть записан через полярный θ и азимутальный φ углы:

$$d(\theta, \varphi) = \begin{pmatrix} \sin \theta \cos \varphi \\ \sin \theta \sin \varphi \\ \cos \theta \end{pmatrix} \dots\dots\dots(2)$$

Для того, чтобы повернуть частицы в *PSF* на азимутальный угол в плоскости XY, азимутальный угол (φ) вычисляется из выражений (1) и (2):

$$\frac{V}{U} = \frac{\sin \varphi}{\cos \varphi} = \tan \varphi \Rightarrow \varphi = \tan^{-1} \left(\frac{V}{U} \right) \dots\dots\dots(3)$$

Угол (φ) определяется функцией арктангенс $\varphi = \text{atan2}(V, U)$ двух переменных.

Характеристики частиц, записанные в файле *PSF*, затем пересчитываются за счет поворота вокруг центральной оси Z, используя цилиндрическую симметрию колец коллимационной системы, и генерируется новый азимутальный угол φ' , а новые направляющие косинусов частиц U' и V' преобразуются для того, чтобы сохранить исходное направление относительно центральной оси Z.

$$\begin{aligned} U' &= \sin \theta \cos \varphi' \\ V' &= \sin \theta \sin \varphi', \dots\dots\dots(4) \end{aligned}$$

где: $\varphi' = \varphi + \alpha$; α – азимутальный вращений угол.

Новое положение частицы (x', y') рассчитывается с помощью матрицы вращения (рис. 5).

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \dots\dots\dots(5)$$

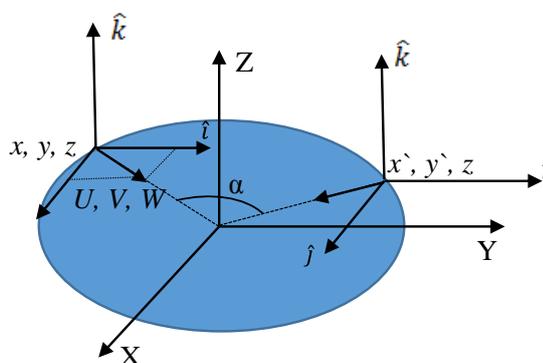


Рис. 5. Поворот частицы в PSF

Для расчета каждого источника требовалось 10^7 историй, что в сумме составило $1,92 \times 10^9$ начальных частиц для аппарата Гамма-нож. Для повышения эффективности расчетов дозовых распределений каждая частица в файлах фазового пространства была сгенерирована 15 раз (параметр расщепления 15).

Далее проведены расчеты относительных дозовых профилей и выходных факторов в гомогенной среде. Валидация дозиметрических расчетов методом Монте-Карло для радиохирургической установки Лекселл Гамма-нож *Perfexion* выполнялась путем сравнения результатов с экспериментальными данными, полученными с использованием дозиметрической пленки ЕВТЗ, в гомогенной среде.

Исследовались относительные дозовые профили вдоль осей X и Z для коллиматоров размером 4, 8 и 16 мм и относительные факторы выхода. Проверка проводилась путем сравнения рассчитанных факторов выхода и дозовых профилей с соответствующими экспериментальными результатами, также сравнивались с данными, используемыми для расчета дозовых

распределений в алгоритме TMR10. Результаты сравнения расчетов по программе penEasy и измерений с помощью дозиметрической пленки EBT3 демонстрируют хорошее совпадение. Разница в факторах выхода составила 0,4% и -0,7% для коллиматоров 8 и 4 мм, соответственно. Экспериментальные результаты для относительных дозовых профилей, также согласуются с расчетами методом Монте-Карло. При сравнении измеренных и рассчитанных дозовых профилей гамма-индекс (3%, 1 мм) составил <1 (рисунки 6, 7 и 8).

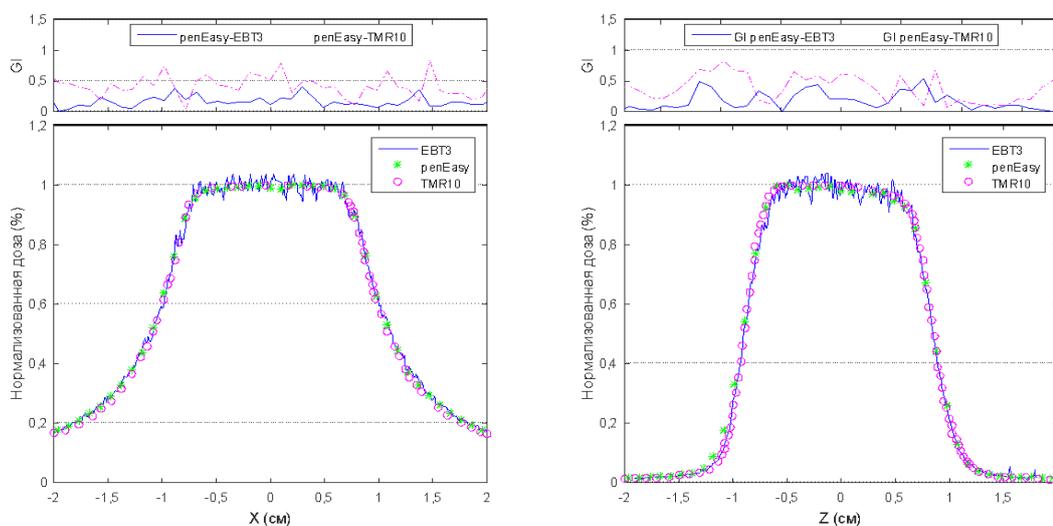


Рис. 6. Сравнение дозовых профилей вдоль осей X и Z для коллиматора 16 мм методом гамма-индекса

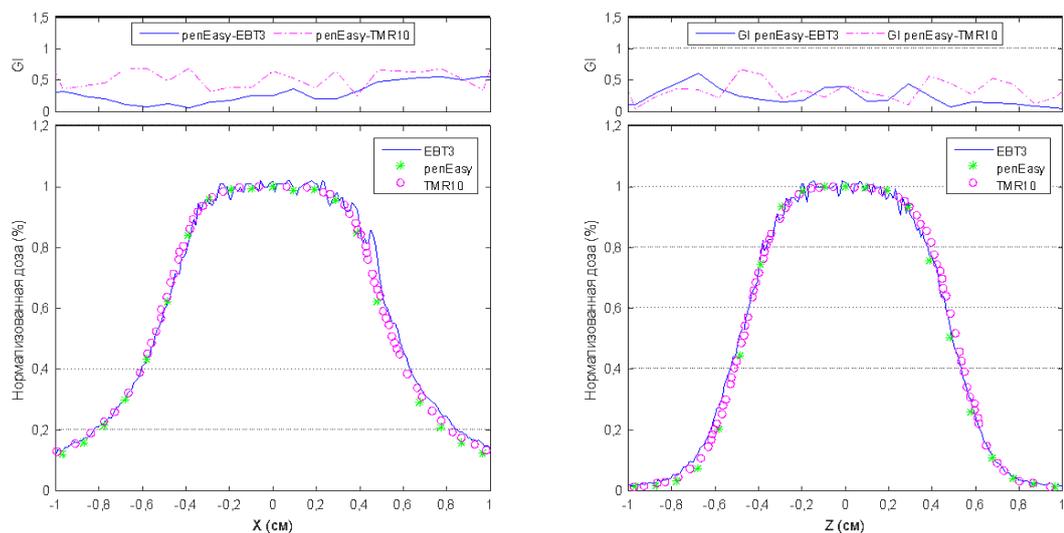


Рис. 7. Сравнение дозовых профилей вдоль осей X и Z для коллиматора 8 мм методом гамма-индекса

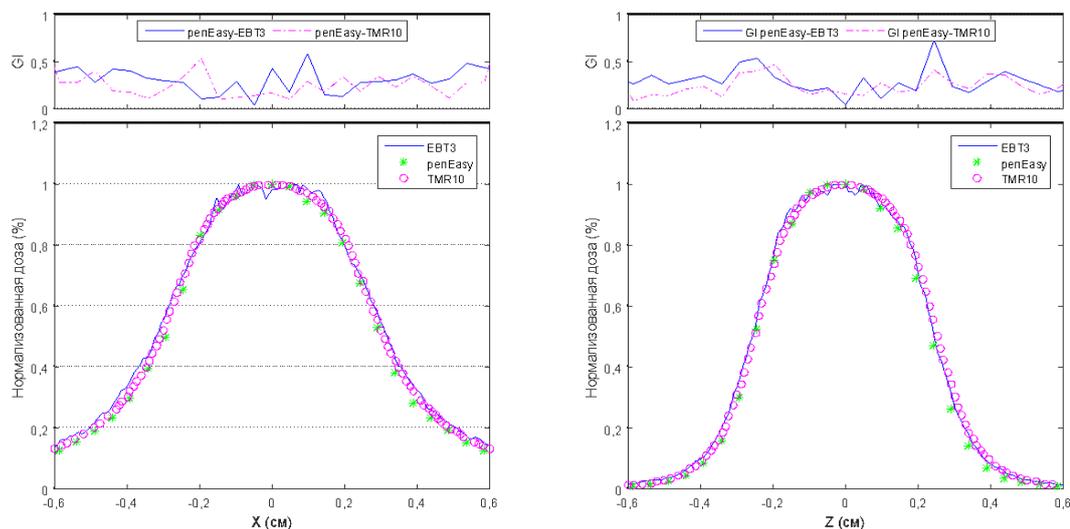


Рис. 8. Сравнение дозовых профилей вдоль осей X и Z для коллиматора 4 мм методом гамма-индекса

В третьей главе представлены результаты расчетов дозовых распределений методом Монте Карло для трех клинических случаев с использованием данных компьютерной томографии.

В настоящей главе представлен процесс создания воксельного фантома с использованием изображения компьютерной томографии реального пациента в формате DICOM для верификация методом Монте-Карло дозиметрических

расчетов, выполненных системой дозиметрического планирования аппарата Гамма-нож *Perfexion*.

Файл воксельного фантома создан в допустимой форме для кода *Penelope/PenEasy* и состоит из двух частей. Первая часть - заголовок файла, в котором нужно указать количество и размер вокселей вдоль осей x , y , z . Во второй части нужно назначить материал и плотность на каждый воксель.

КТ (Компьютерная томография) изображение представляет собой двумерную матрицу с размерами 512x512 элементов изображения (пикселей). Воксель является трехмерным аналогом пикселя, его размер зависит от размера пикселя и толщины среза. Яркость пикселя отражает ослабление рентгеновского данным элементом. Ослаблению присваивается числовое значение, которое называется числом ослабления, единица измерения которого выражается в единицах Хаунсфилда (HU):

$$H_x = \frac{\mu_x - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 1000 \dots\dots\dots(6)$$

где: μ_x и μ_{H_2O} – линейные коэффициенты ослабления для материала x и воды.

Единицы H обычно изменяются от -1000 до 3000. Значение равное -1000 соответствует воздуху, а нулевое значение соответствует воде. Каждое число по шкале Хаунсфилда соответствует определённому типу вещества.

После сбора всех данных, необходимых для создания воксельного фантома была написана программа в *LabView*, которая записывает данные воксельного фантома в допустимой форме для кода *PenEasy*.

Алгоритм TMR10 предполагает, что вся голова пациента представляет из себя однородную среду с плотностью воды. Наоборот, алгоритм свертки учитывает различную плотность среды в модели головы пациента.

Для того, чтобы сравнить поглощенную дозу, полученную с помощью алгоритмов TMR10, свертки и расчетов ММК, были созданы три

виртуальных воксельных фантома для каждого клинического случая. В каждом срезе файлов DICOM учитывался контур головы. Стереотаксическая рама, используемая для жесткой фиксации головы пациента во время процедуры лечения, в расчетах не учитывалась, так как всем структурам вне контура головы пациента была предписана плотность воздуха.

Распределение дозы в гомогенном фантоме было получено методом Монте-Карло, все структуры внутри контура черепа имели одну и ту же электронную плотность воды, что аналогично допущениям, используемым алгоритмом TMR10 (рис. 10).

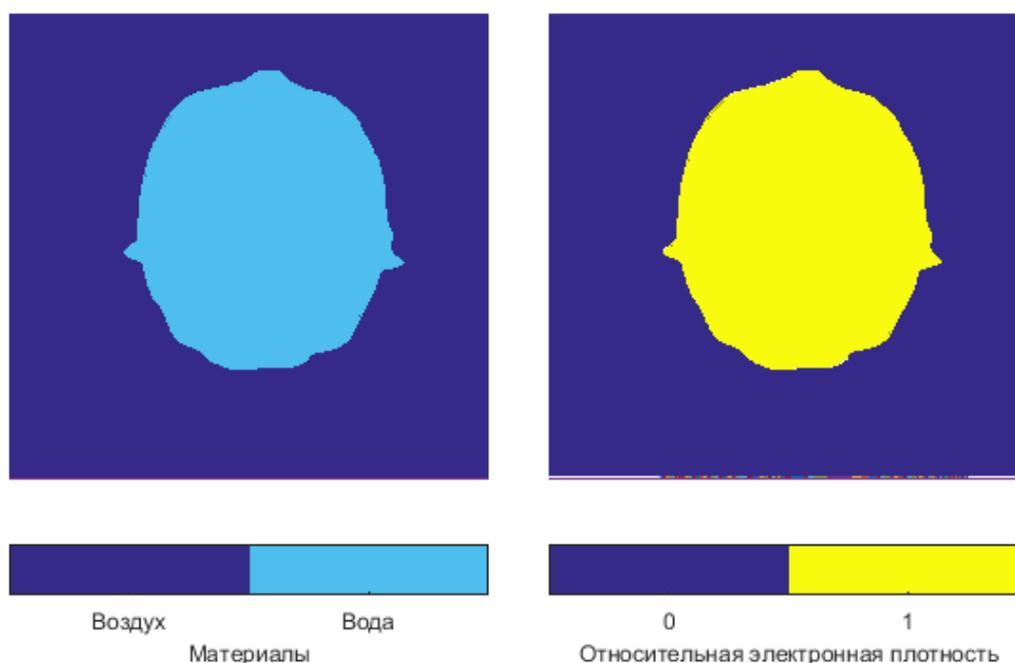


Рис. 10. Виртуальный водный фантом, используемый для проведения моделирования в гомогенной среде (TMR10).

Для имитации алгоритма свертки с помощью ММК учитывались электронные плотности, полученные с помощью калибровочной кривой компьютерного томографа. Плотность всех материалов ниже -900 Н имела плотность воздуха (рис. 11).

Для исследования влияния неоднородностей, существующих в голове, на распределение дозы с помощью метода МК, использовался воксельный фантом, состоящий из 4 материалов: кости, мягких тканей, жировой ткани и

воздуха с различной плотностью. Для определения плотности каждого вокселя была использована же калибровочная кривая, что и в алгоритме свертки, (рис. 12).

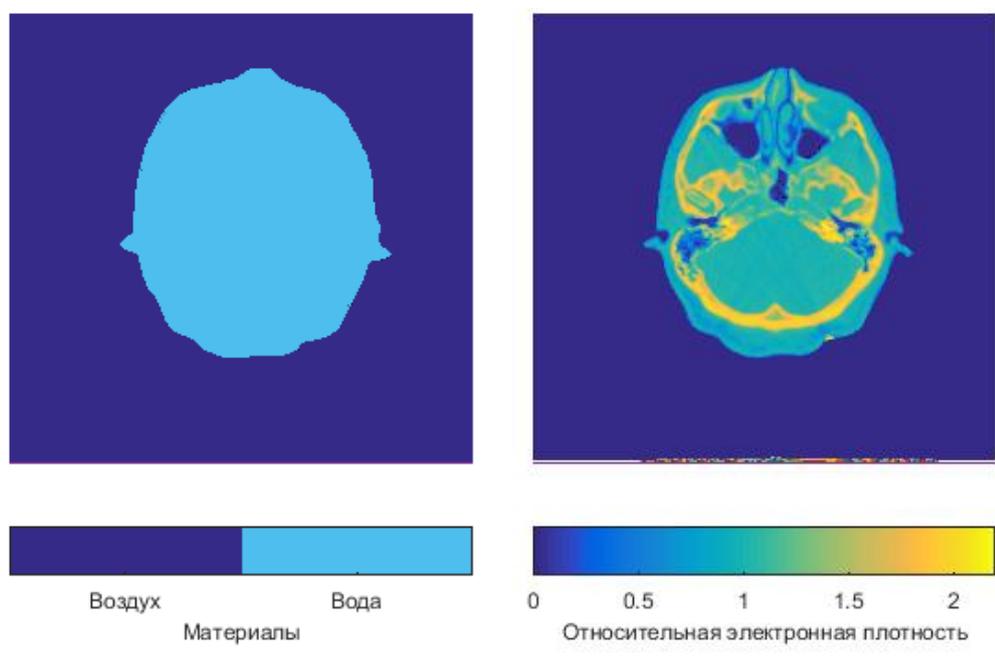


Рис. 11. Виртуальный фантом, используемый для проведения моделирования в гетерогенной среде (свертка).

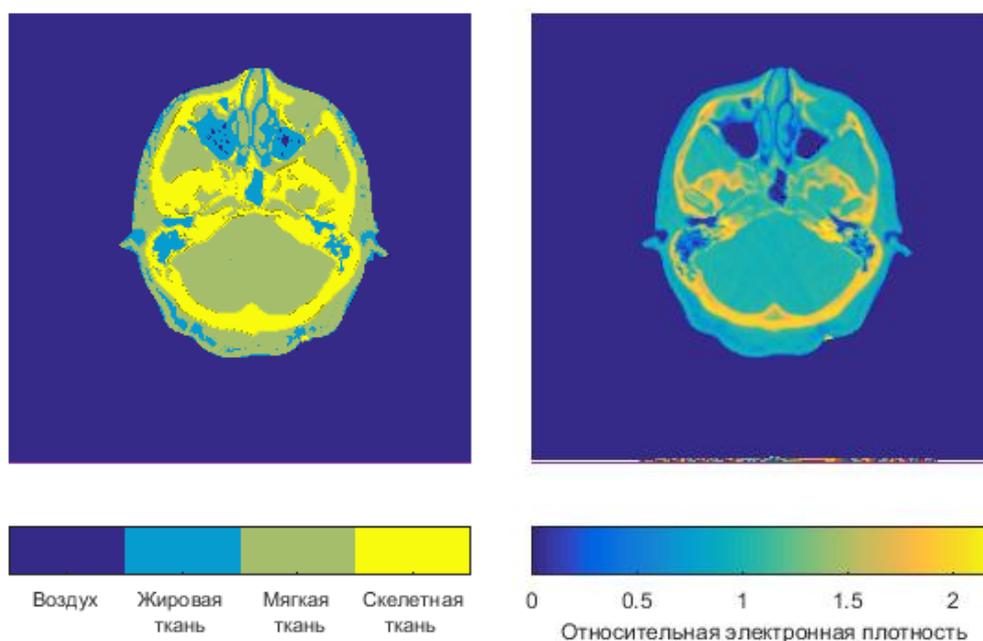


Рис. 12. Виртуальный фантом, используемый для расчетов реального клинического случая методом МК

В этой главе приведены результаты расчетов для трех клинических случаев. В первом случае мишень находилась в центре головы в однородной области. Во втором и третьем случаях мишень располагалась вблизи гетерогенности (кости и воздуха), где относительная электронная плотность высокая для второго случая и очень низкая для третьего.

Для каждого случая проведены расчеты доз ММК с использованием фантомов, дающих результаты, эквивалентные алгоритмам TMR10 и свертки. Эти результаты сравнивались с результатами расчетов методом Монте Карло.

Моделирование выполнялось на ноутбуке с частотой 2,2 ГГц и 4 ядрами (8 потоками) с пуском одновременно до 8 шотов, время расчета составляло от 30 мин до 8 часов в зависимости от сложности плана (числа шотов и их состав, размеры коллиматоров).

Расчеты дозы проводились и нормализовались в соответствии с алгоритмом TMR10 системы планирования Leksell Gamma Plan: координаты шотов, их количество, а также время каждого шота были полностью идентичны реальному плану облучения, рассчитанному в планирующей системе.

Расхождение между расчетами ММК и алгоритмом свертки не существенна для всех исследуемых случаев. Разницы между максимальными дозам составили -0,19%, -0,17% и -0,15% для первого, второго и третьего случая соответственно.

Разность доз между расчетами ММК и алгоритмом TMR10 находится в пределах -1,52%, -2,14% и 6,63% для первого, второго и третьего случая соответственно.

Результаты были представлены в виде графиков и в цифровом виде, содержащем изодозные линии, анализ гамма-индекса, профили по осям X и Y и гистограммы доза-объем (Dose Volume Histogram DVH).

ОСНОВНЫЕ ВЫВОДЫ

1. На основании анализа литературных данных определены подходы к моделированию источника излучения системы Гамма-нож *Perfexion* с помощью метода Монте-Карло.

2. Определены геометрические характеристики коллимационной системы источников аппарата Гамма-нож *Perfexion* с использованием данных литературы и программного обеспечения для анализа изображений.

3. Разработана модель источника излучения аппарата Гамма-нож *Perfexion* для программы Penelope/penEasy. Представленная модель не требует детальной информации о геометрии источников и других технических особенностях установки, позволяя проводить корректные расчеты дозовых распределений.

4. Разработан способ моделирования методом Монте-Карло системы на основе поворота частиц в файле фазового пространства PSF (Phase Space File). Большим преимуществом этого способа является отсутствие необходимости в моделировании всех 192 источников излучения установки, распределенных в коллиматоре конической формы.

5. Проведена экспериментальная валидация разработанной модели для аппарата Гамма-нож *Perfexion* с помощью радиохромной дозиметрической пленки EBТЗ. Относительные дозовые профили и факторы выхода излучения, измеренные пленкой EBТЗ, согласуются с расчетами программы *penEasy*. Различие факторов выхода составило 0,4% для коллиматора 8 мм и -0,7% для коллиматора 4 мм. Метод гамма-индекса был использован для количественной оценки различий между дозовыми профилями. Гамма-индекс составил <1 для каждого сравнения при установленных пороговых значениях 3%/1 мм.

6. Созданы воксельные фантомы с помощью системы LabView на основе изображений DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine),

которые используются в алгоритмах TMR10, свертки и в методе Монте-Карло (ММК) для верификация планов облучения установки Гамма-нож *Perfexion* с помощью разработанного инструментария.

7. Разработана программа в системе LabView для преобразования рассчитанных дозовых распределений в формате DICOM RTDose для отображения и расчета гистограмм доза-объем (DVH).

8. Проведено исследование трех реальных клинических случаев с мишенями, расположенными в разных областях. Результаты подтверждают, что алгоритм свёртки хорошо (в пределах 0,2%) согласуется с расчетами ММК, а разница результатов, полученных с помощью алгоритма TMR10 и расчетами ММК может превышать 6%, когда мишень находится вблизи воздушных полостей.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. **Т. Меджadj**, А.И. Ксенофонтов, А.В. Далечина: Эффективный способ моделирования системы Лекселл Гамма-нож *Perfexion* методом поворота в файле фазового пространства // Медицинская радиология и радиационная безопасность 65(1), 2020, pp. 54-58. DOI: 10.12737/1024-6177-2020-65-1-54-58.
2. **T. Medjadj**, A. I. Ksenofontov, V. A. Klimanov, A. V. Dalechina, and Y. S. Kirpichev: Experimental Validation of Monte Carlo Simulation for the Leksell Gamma Knife Perfexion Using Gafchromic EBT3 Dosimetry Film and Diamond Detector T60019 PTW // Instruments and Experimental Techniques 64(1), 2021, pp. 146–152. DOI: 10.1134/S0020441221010292.
3. **Т. Меджadj**, А.И. Ксенофонтов, В.В. Костюченко, А.В. Далечина: Моделирование источника излучения радиохирургической системы

- Leksell Gamma Knife Perfexion* методом Монте-Карло // Медицинская физика 81(1), 2019, pp. 44-45.
4. Климанов В.А., Белоусов А.В., Горлачев Г.Е., Кирпичев Ю.С., **Меджидж Т.** Спектры Тормозных Фотонов В Малых Полях, Создаваемых Медицинскими Ускорителями Электронов В Режиме Генерации 18 МВ Пучка // Медицинская физика 83(3), 2019, pp. 10-16.
 5. **Т. Меджидж**, А.И. Ксенофонтов, А.В. Далечина: Воксельный фантом для дозиметрической верификации планов облучения на установке Гамма-нож *Perfexion* методом Монте-Карло // Вестник национального исследовательского ядерного университета “МИФИ” 8(5), 2019, pp. 473-479. DOI: 10.1134/S2304487X19050055.
 6. **Т. Меджидж**, А.И. Ксенофонтов, А.В. Далечина: Радиохирургическая Система Лекселл Гамма-Нож *Perfexion*: Моделирования Методом Монте-Карло // Медицинская физика 87(3), 2020, pp. 45-52.
 7. **Т. Меджидж**, А.И. Ксенофонтов, В.А. Климанов, А.В. Далечина, Ю.С. Кирпичеву: Экспериментальная Валидация Расчетов Методом Монте-Карло Для Аппарата *Leksell Gamma Knife Perfexion* С Помощью Радиохромной Дозиметрической Пленки EBТ3 И Алмазного Детектора Т60019 РТW (1), 2021, pp. 129–136. DOI: 10.31857/S003281622101033X.