

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
УЧРЕЖДЕНИЯ ОБРАЗОВАНИЯ
«МЕЖДУНАРОДНЫЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ
ИНСТИТУТ ИМЕНИ А. Д. САХАРОВА»
БЕЛОРУССКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА
ФАКУЛЬТЕТ МОНИТОРИНГА ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ

Кафедра ядерных и медицинских технологий

**КОРОВКО
Дмитрий Васильевич**

**РАЗРАБОТКА И ОЦЕНКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ
РЕСПИРАТОРНЫХ ИСКАЖЕНИЙ ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ОЧАГА ПРИ
ВИЗУАЛИЗАЦИИ НА ПЭТ/КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯХ**

Дипломная работа

**Научный руководитель:
начальник отдела по инженерному
обеспечению лучевой терапии ГУ
«РНПЦ ОМР им. Н.Н. Александрова»,
старший преподаватель кафедры
ядерных и медицинских технологий
МГЭИ им. А.Д. Сахарова БГУ
М. Н. Петкевич;
д. ф.-м. н., доцент, профессор
кафедры ядерных и медицинских
технологий МГЭИ им. А.Д. Сахарова
БГУ Т.С. Чикова**

Допущен к защите

«___» _____ 2025 г.

**Зав. кафедрой ядерных и медицинских технологий
доктор физико-математических наук, доцент Н.А. Савастенко**

Минск, 2025

Белорусский государственный университет

Кафедра ядерных и медицинских технологий
(наименование кафедры)

Утверждаю

Заведующий кафедрой Савастенко Н. А.
(подпись) (фамилия, инициалы)

Дата _____

ЗАДАНИЕ НА ДИПЛОМНУЮ РАБОТУ (ДИПЛОМНЫЙ ПРОЕКТ)

Обучающемуся (студенту, курсанту) Коровко Д. В.
(фамилия, инициалы)

1. Тема дипломной работы (дипломного проекта)

Разработка и оценка математической модели респираторных искажений патологического очага при визуализации на ПЭТ/КТ-изображениях
(наименование темы)

Утверждена приказом ректора БГУ от _____ № _____

2. Исходные данные к дипломной работе (дипломному проекту)
ПЭТ/КТ-снимки патологических очагов в лёгких; результаты оценки работы динамического фантома для ПЭТ/КТ-сканирования, разработанного в ГУ РНПЦ им. Н. Н. Александрова

3. Перечень подлежащих разработке вопросов или краткое содержание расчетно-пояснительной записи:

- а) анализ методов лучевой диагностики, а именно ПЭТ/КТ;
- б) анализ влияния и методов компенсации респираторных движений при ПЭТ/КТ сканировании;
- в) анализ основных фантомов, используемых при ПЭТ/КТ-сканировании;
- г) разработка и верификация математической модели респираторных искажений патологического очага при визуализации на ПЭТ/КТ-изображениях;

4. Примерный календарный график выполнения дипломной работы (дипломного проекта):

- 1) написание рабочего варианта введения и составление библиографического списка по теме исследования (октябрь-ноябрь 2024);
- 2) написание теоретической главы, обзор основных аспектов лучевой диагностики, включая ее определение, виды, преимущества, анализ различных систем и их развитие, оценка влияния респираторных движений при ПЭТ/КТ-сканировании, а также анализ методов компенсации дыхания. (декабрь 2024-январь 2025);

3) написание практической главы, сравнение фантомов, используемых для ПЭТ/КТ-аппаратов, описание принципа работы математической модели, а также её верификация (февраль-март 2025);

4) оформление дипломной работы (апрель-май 2025).

5. Дата выдачи задания _____

6. Срок сдачи законченной дипломной работы (дипломного проекта)

Руководители _____

(подпись)

М.Н. Петкевич

(инициалы, фамилия)

Т.С. Чикова

(подпись)

(инициалы, фамилия)

Подпись обучающегося _____

Дата

ОГЛАВЛЕНИЕ

ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ СОКРАЩЕНИЙ И ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	6
ВВЕДЕНИЕ.....	7
ГЛАВА 1 ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА	9
1.1 Визуализация в ядерной медицине	9
1.2 Физические и технические принципы работы КТ.....	10
1.3 Реконструкция изображений КТ	14
1.4 Физические и технические принципы работы ПЭТ.....	15
1.5 Реконструкция ПЭТ-изображений.....	19
ГЛАВА 2 КОМПЕНСАЦИЯ РЕСПИРАТОРНЫХ ДВИЖЕНИЙ ПРИ ПЭТ/КТ-СКАНИРОВАНИИ	23
2.1 Учёт дыхания при ПЭТ/КТ-сканировании.....	23
2.2 Методы отслеживания респираторной фазы	25
2.3 Методы компенсации дыхания	26
2.4 Методы задерживания дыхания	28
2.5 Синхронизация на основе данных ПЭТ	30
ГЛАВА 3 МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ СИМУЛЯЦИИ ДЫХАНИЯ ПРИ ПЭТ/КТ-СКАНИРОВАНИИ	33
3.1 Физический фантом.....	33
3.2 Среда программирования MATLAB.....	35
3.3 Принцип работы модели	36
ГЛАВА 4 ВЕРИФИКАЦИЯ И ОЦЕНКА РЕЗУЛЬТАТОВ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ.....	46
4.1 Верификация модели.....	46
4.2 Оценка величины неопределённости	49
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	56
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	59

РЕФЕРАТ

Дипломная работа: 61 с., 25 рис., 3 табл., 29 источников.

Ключевые слова: математическая модель, искажения, ПЭТ/КТ, фантом, величина неопределённости, респираторные движения.

Объект исследования: респираторные искажения патологического очага при ПЭТ/КТ-сканировании.

Цель исследования: оценка величины неопределённости патологических очагов, вызванной респираторными движениями пациента при ПЭТ/КТ-сканировании, с помощью математической модели.

Методы исследования: моделирование, анализ, обобщение, классификация, программирование.

Полученные результаты и их новизна: Разработанная математическая модель представляет собой инновационный инструмент для количественной оценки влияния респираторной подвижности на визуализацию патологических очагов при ПЭТ/КТ-сканировании. Предложенный подход позволяет с точностью до ~2% оценивать неопределённость размеров патологических образований. Экспериментальная верификация показала высокую воспроизводимость и надёжность метода. А результат оценки величин неопределённостей показал существенные изменения в величине относительных и абсолютных неопределённостей, в зависимости от размера патологического очага и его сагиттального смещения. Новизна работы заключается в создании математической модели, способной улучшить точность и качество дистанционной лучевой терапии.

Область возможного практического применения: модель может найти применение в различных областях, в частности: в планировании лучевой терапии для более точной доставки дозы к очагу, в онкологической диагностике для улучшения качества визуализации, а также может послужить началом для создания более точных и усовершенствованных версий математических моделей.

Автор работы подтверждает, что приведенный в ней расчетно-аналитический материал правильно и объективно отражает состояние исследуемого процесса, а все заимствованные из литературных и других источников теоретические, методологические и методические положения и концепции сопровождаются ссылками на их авторов.

(подпись студента)

РЭФЕРАТ

Дыпломная праца: 61 с., 25 мал., 3 табл., 29 крыніц.

Ключавыя слова: матэматычна мадэль, скажэнні, ПЭТ / КТ, фантом, велічыня навызначанасці, рэспіраторныя рухі.

Аб'ект даследавання: рэспіраторныя скажэнні паталагічнага ачага пры ПЭТ/КТ-сканаванні.

Цэль даследавання: ацэнка велічыні навызначанасці паталагічных ачагоў, выкліканай рэспіраторнымі рухамі пацыента пры ПЭТ/КТ-сканаванні, з дапамогай матэматычнай мадэлі.

Метады даследавання: мадэляванне, аналіз, абагульненне, класіфікацыя, праграмаванне.

Атрыманыя вынікі і іх навізна: Распрацаваная матэматычна мадэль уяўляе сабой інавацыйны інструмент для колькаснай ацэнкі ўплыву рэспіраторнай рухомасці на візуалізацыю паталагічных ачагоў пры ПЭТ/КТ-сканаванні. Прапанаваны падыход дазваляе з дакладнасцю да ~2% ацэньваць навызначанасць памераў паталагічных утварэнняў. Экспериментальная верыфікацыя паказала высокую ўзнаўляльнасць і надзеянасць метаду А вынік ацэнкі велічыні навызначанасцяў паказаў істотныя змены ў велічыні адносных і абсолютных навызначанасцяў, у залежнасці ад памеру паталагічнага ачага і яго сагітальнага зрушэння. Навізна работы заключаецца ў стварэнні матэматычнай мадэлі, здольнай палепшыць дакладнасць і якасць дыстанцыйнай прамянёвой тэрапіі.

Вобласць магчымага практычнага прымянењя: мадэль можа знайсці прымянењне ў розных галінах, у прыватнасці: у планаванні прамянёвой тэрапіі для больш дакладнай дастаўкі дозы да ачагу, у анкалагічнай дыягностицы для паляпшэння якасці візуалізацыі, а таксама можа паслужыць пачаткам для стварэння больш дакладных і ўдасканаленых версій матэматычных мадэляў.

Аўтар працы пацвярджае, што прыведзены ў ёй разлікова-аналітычны матэрыял правільна і аб'ектыўна адлюстроўвае стан доследнага працэсу, а ўсе запазычаныя з літаратурных і іншыхкрыніц тэарэтычныя, метадалагічныя і метадычныя становішча і канцэпцыі суправаджаюцца спасылкамі на іх аўтараў.

(подпіс студэнта)

ANNOTATION

Degree paper: 61 p., 25 ill., 3 tab., 29 sources.

Key words: mathematical model, distortions, PET/CT, phantom, uncertainty value, respiratory movements.

Object of research: respiratory distortions of the pathologic focus in PET/CT scans.

Purpose of research: estimation of the magnitude of the uncertainty of pathologic focus caused by patient respiratory movements during PET/CT scanning using a mathematical model.

Research methods: modeling, analysis, generalization, classification, programming.

Obtained results and their novelty: The developed mathematical model is an innovative tool for quantitative assessment of the influence of respiratory mobility on the visualization of pathological foci in PET/CT scans. The proposed approach allows estimating the size uncertainty of pathologic masses with an accuracy of ~2%. Experimental verification showed high reproducibility and reliability of the method. The result of uncertainty values estimation showed significant changes in the relative and absolute uncertainties depending on the size of the pathologic focus and its sagittal displacement. The novelty of the work lies in the creation of a mathematical model that can improve the accuracy and quality of remote radiation therapy.

Area of possible practical application: The model may find application in various fields, in particular: in radiation therapy planning for more accurate dose delivery to the focus, in oncological diagnostics to improve the quality of imaging, and may also serve as a starting point for the creation of more accurate and improved versions of mathematical models.

The author of the work confirms that computational and analytical material presented in it correctly and objectively reproduces the picture of investigated process, and all the theoretical, methodological and methodical positions and concepts borrowed from literary and other sources are given references to their authors.

(Student's signature)

ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ СОКРАЩЕНИЙ И ОБОЗНАЧЕНИЙ

КТ – компьютерная томография

ПЭТ – позитронно-эмиссионная томография

РФП – радиофармпрепарат

ФДГ – фтордезоксиглюкоза

МРТ – магнитно-резонансная томография

РС – респираторный сигнал

РЦ – респираторный цикл

RPM – система управления положением в реальном времени

DIBH – задерживание дыхания при глубоком вдохе

DDG – синхронизация на основе данных ПЭТ

SUV_{max} – максимальный стандартизированный уровень накопления

ITV – внутренний объём мишени

ВВЕДЕНИЕ

Онкология является одной из самых сложных и актуальных проблем современной медицины, поскольку злокачественные опухоли остаются ведущей причиной смертности в мире. По данным Всемирной организации здравоохранения, в 2022 году рак унес жизни почти 9,7 миллионов человек, что подчеркивает значимость разработки и внедрения инновационных методов диагностики и лечения [1]. Особую роль в борьбе с онкологическими заболеваниями играет лучевая диагностика, включая позитронно-эмиссионную томографию, которая позволяет выявлять опухоли на ранних стадиях и проводить оценку их метаболической активности. ПЭТ занимает центральное место в современной ядерной медицине благодаря высокой чувствительности, специфичности и возможности визуализации на молекулярном уровне.

Тем не менее, использование ПЭТ/КТ сопряжено с рядом технологических вызовов, одним из которых является влияние респираторных движений пациента на качество получаемых изображений. Во время дыхания органы грудной клетки и верхней части брюшной полости перемещаются, что приводит к размытию контуров опухолей, искажению их размеров и снижению точности количественных показателей, таких как максимальный стандартный коэффициент поглощения. Эти искажения могут существенно затруднить диагностику и отрицательно повлиять на планирование лечения, особенно лучевой терапии.

Актуальность изучения методов компенсации дыхания в ПЭТ обусловлена потребностью в повышении качества визуализации и, как следствие, точности диагностики. Проблема респираторных артефактов является особенно значимой для диагностики опухолей в органах, подверженных значительным движениям, таких как легкие, печень и молочные железы. Без учета респираторных движений существует риск получения ложноположительных или ложноотрицательных результатов, что может привести к неправильному выбору терапевтической стратегии. Таким образом, разработка и внедрение эффективных методов компенсации респираторных движений являются необходимыми шагами для повышения достоверности и клинической ценности ПЭТ.

Современные методы компенсации дыхания включают задержку дыхания, респираторную синхронизацию с использованием внешних устройств, а также автоматизированные подходы, такие как синхронизация на основе данных ПЭТ/КТ. Каждый из этих методов имеет свои преимущества, ограничения и области применения. Однако данные методы не решают полностью проблему респираторных движений.

Применение физически реализованных фантомов, имитирующих как статические, так и динамические процессы, позволяет не только оценить характеристики работы диагностического оборудования, но и смоделировать клинически релевантные сценарии. В частности, такие фантомы дают возможность исследовать влияние респираторных движений на распределение

радиофармацевтического препарата, что является важным аспектом при оценке функциональной активности патологических очагов. Однако проведение сканирования динамического фантома, имитирующего движение патологического очага, для каждого пациента является нецелесообразным.

Для преодоления данной проблемы необходимо создание математической модели, позволяющей учитывать респираторные искажения при визуализации патологических очагов на ПЭТ/КТ-изображениях.

Цель работы – оценка величины неопределенности патологических очагов, вызванной респираторными движениями пациента при ПЭТ/КТ-сканировании, с помощью математической модели.

Задачи работы:

1. Анализ физических и технических принципов работы ПЭТ/КТ.
2. Анализ физических и технических аспектов влияния дыхания на качество ПЭТ/КТ-изображений.
3. Классификация и систематизация основных методов компенсации дыхания при ПЭТ/КТ-сканировании.
4. Разработка и верификация математической модели респираторных искажений патологического очага при визуализации на ПЭТ/КТ-изображениях, вызванных респираторными движениями пациента.

ГЛАВА 1

ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА

1.1 Визуализация в ядерной медицине

Для получения изображений в медицине используются различные типы и энергии излучения, а также различные геометрии и методы получения изображения. Современная диагностическая радиология базируется на использовании электромагнитного излучения для получения медицинских изображений [3]. Так, рентгеновские лучи применяются в рентгенографии, флюороскопии, маммографии и компьютерной томографии, в то время как радиочастотные волны используются для магнитно-резонансной томографии. Для ультразвуковой визуализации задействуются высокочастотные звуковые волны. Использование математической реконструкции изображения в компьютерной томографии и магнитно-резонансной томографии позволило визуализировать участки тела, свободные от эффектов наложения тканей [2].

Радиоизотопы занимают центральное место в современных медицинских диагностических процедурах. В сочетании с приборами, регистрирующими гамма-излучение, исходящее из организма, эти методы позволяют не только фиксировать статические изображения, но и визуализировать динамические процессы в различных тканях и органах. При применении радиофармацевтических препаратов пациенту вводится строго дозированная радиоактивная нагрузка, что обеспечивает возможность оценки функциональной активности органов как с помощью двумерной визуализации, так и посредством трёхмерной томографии.

Основой современных диагностических подходов в ядерной медицине является использование радиоактивных трассеров, испускающих гамма-лучи непосредственно внутри организма. Обычно такие индикаторы представляют собой быстро распадающиеся изотопы, связанные с химическими соединениями, что позволяет детально изучать конкретные физиологические процессы. Радиофармацевтические препараты могут вводиться различными путями – посредством инъекций, ингаляций или орального приема [3].

Первоначальная методика включала регистрацию отдельных фотонов с помощью гамма-камер, способных получать изображения органов под различными углами. Формирование изображения происходит за счёт отображения точек, являющихся источниками излучения, которые затем подвергаются компьютерной обработке для выявления патологических изменений. Сегодня компьютерная томография с регистрацией одиночных фотонов остаётся основным методом сканирования и мониторинга широкого спектра заболеваний.

Позитронно-эмиссионная томография представляет собой более современную и точную технологию, в основе которой лежит использование изотопов, получаемых в циклотроне. Введённый в организм позитронно-

излучающий радионуклид, как правило, посредством инъекции, накапливается в целевых тканях, что позволяет получить детальную картину распределения препарата. По мере распада данного изотопа происходит эмиссия позитрона, который, аннигилируя с близлежащим электроном, приводит к одновременному испусканию двух гамма-квантов, направленных в противоположные стороны. Эти кванты фиксируются ПЭТ-камерой, что позволяет с высокой точностью локализовать источник излучения [3].

Клиническое применение ПЭТ имеет особое значение в онкологии, где, благодаря применению радиофармпрепарата F-18, достигается высокая точность неинвазивного выявления и оценки различных видов злокачественных опухолей. Помимо онкологических исследований, метод находит широкое применение при диагностике сердечно-сосудистой системы и центральной нервной системы.

Современные диагностические подходы часто основываются на комбинировании ПЭТ с компьютерной рентгеновской томографией (КТ), что позволяет синхронно регистрировать функциональные и анатомические изображения. Такая интеграция повышает диагностическую точность примерно на 30% по сравнению с традиционными методами, использующими исключительно гамма-камеры. В результате врачи получают уникальную возможность комплексной оценки патологических состояний – от деменции до различных сердечно-сосудистых заболеваний и онкологических процессов.

Кроме того, комбинация ПЭТ с магнитно-резонансной томографией (МРТ) открывает дополнительные перспективы в изучении мягких тканей мозга. Такая интеграция позволяет проводить диффузионную визуализацию, динамическое контрастирование и магнитно-резонансную спектроскопию, что значительно расширяет диагностические возможности и способствует более точной оценке патологических изменений [3].

Фундаментальным отличием методов ядерной медицины от, например, рентгенографии является то, что источник излучения при ядерных методах располагается внутри организма. Полученное гамма-изображение отражает положение и концентрацию радиоизотопа, что позволяет выявить патологические участки: недостаточное накопление изотопа формирует «холодное пятно», а его избыток – «горячую точку». При последовательном проведении исследований скорость накопления и выведения изотопа может служить дополнительным индикатором функциональных нарушений в органе. В сочетании с МРТ и рентгеновскими лучами ядерные визуализации является невероятно мощным инструментом. Если присутствует боль в костях, она может обнаружить рак в самих костях, что помогает врачам различать различные типы рака [4].

1.2 Физические и технические принципы работы КТ

Компьютерная томография – один из диагностических инструментов в которой используется особый вид рентгеновского аппарата. Вместо того чтобы

посылать через тело один рентгеновский луч, как при обычном рентгене, одновременно посыпается несколько лучей под разными углами. Это позволяет получить более детальные послезовное изображения тела, что дает возможность увидеть объект изнутри без необходимости инвазивного вмешательства [5, с. 2]. КТ, как и рентгенография, основано на затухании рентгеновского излучения при прохождении через объект и последующей регистрации прошедшего через тело излучения. При прохождении излучения некоторые рентгеновские фотонны поглощаются, а оставшиеся регистрируются детектором. Общую форму затухания рентгеновского излучения может быть представления законом Ламберта-Бера (см. Формула 1) [6, с. 2].

$$I = I_0 \times e^{-\mu \times x} \quad (1)$$

где:

I – интенсивность рентгеновского излучения после прохождения исследуемой структуры;

I_0 – интенсивность рентгеновского излучения до прохождения исследуемой структуры;

μ – линейный коэффициент ослабления излучения;

x – толщина исследуемой структуры.

Однако из-за того, что тело человека неоднородно и состоит из различных структур, имеющие различные коэффициенты поглощения излучения, то в законе Ламберта-Бера должна быть учтена данная особенность тела человека (см. Формула 2) [6, с. 2].

$$I = I_0 \times e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) \times x} \quad (2)$$

где:

I – интенсивность рентгеновского излучения после прохождения исследуемой структуры;

I_0 – интенсивность рентгеновского излучения до прохождения исследуемой структуры;

μ_{1-n} – линейный коэффициент ослабления излучения для различных структур;

x – суммарная толщина исследуемых структур.

Главным отличием КТ от обычного рентгеновского аппарата является то, что последовательно посыпается несколько лучей под разными углами. Это позволяет получить детальные послезовное изображения тела, что дает возможность увидеть объект изнутри без необходимости инвазивного вмешательства и создать 3D-модель пациента [5, с. 4].

Технический принцип работы современных КТ-аппаратов отражен Хаунсфилдом в первом КТ-аппарате. КТ первого поколения представлял собой гентри с рентгеновской трубкой с одной стороны, при этом рентгеновский луч колимирован до узкого (размер луча составлял 3 мм в плоскости среза и 13 мм в ширину перпендикулярную срезу), и одним сцинтилляционным детектором в сочетании с ФЭУ напротив рентгеновской трубы. Гентри перемещался вдоль пациента и вращался на 1° между каждым переносом и суммарно вращался на 180° (см. Рисунок 1.1). Время, на один срез головного мозга, в среднем,

составляло 4 минуты и 30 секунд, что не позволяло проводить сканирование активно-движущихся, при сканировании, частей тела. По этой причине КТ первого поколения использовались лишь для сканирования головного мозга [7, с. 116].

В дальнейшем происходили усовершенствования КТ, а именно увеличивалось количество детекторов и увеличивалась ширина пучка рентгеновского излучения, что привело к созданию КТ второго поколения. Она представляла гентри с рентгеновской трубкой и закреплёнными напротив 30 детекторами, при этом геометрия, перемещение-поворот, осталась от первого поколения. Данная компоновка позволила значительно сократить время сканирования, а именно до 20 секунд на один срез, и позволила использовать КТ для всего тела, несмотря на то, что КТ второго поколения совместимо с визуализацией при задержке дыхания, КТ-сканы часто вызывали артефакты связанные с непроизвольным движением пациента [8, с. 261].

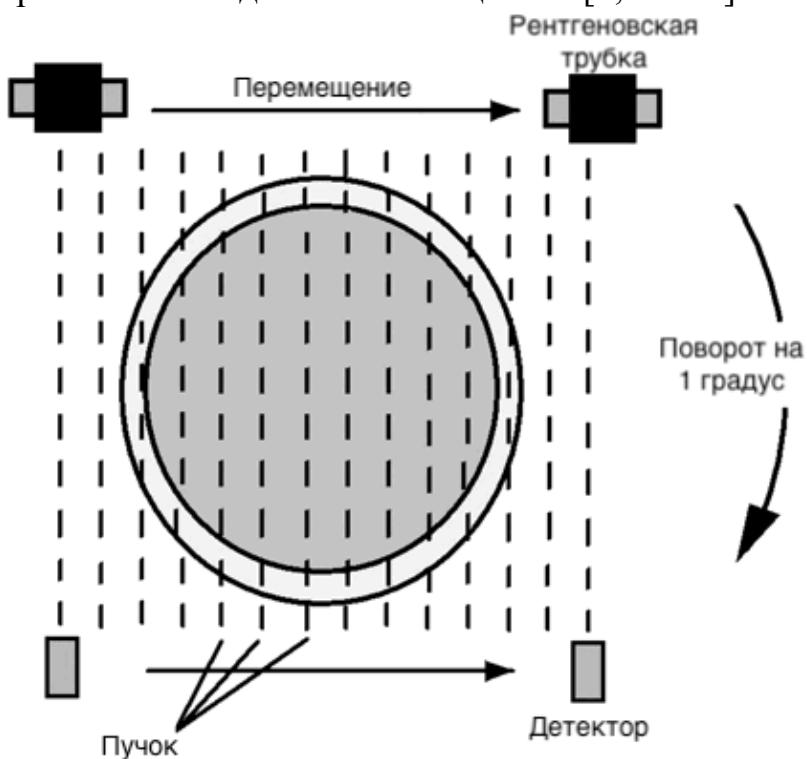


Рисунок 1.1 – Принцип работы КТ первого поколения [7, с. 117, рис. 2]

Чтобы быстрее получить срезы, перемещение рентгеновской трубки вдоль пациента ликвидировано с помощью увеличения количества детекторов и расширения углового покрытия до 30–40 градусов, что привело к появлению геометрии сканера третьего поколения, также известной как геометрия вращения-вращения, потому что рентгеновская трубка и массив детектора врашаются вместе вокруг пациента (см. Рисунок 1.2). Третье поколение позволило сократить время получения одного среза до трёх секунд, однако в ранних версиях эта геометрия подвержена кольцевым артефактам, так как любой дефект детектора отображал кольцо в плоскости изображения [9, с. 33].

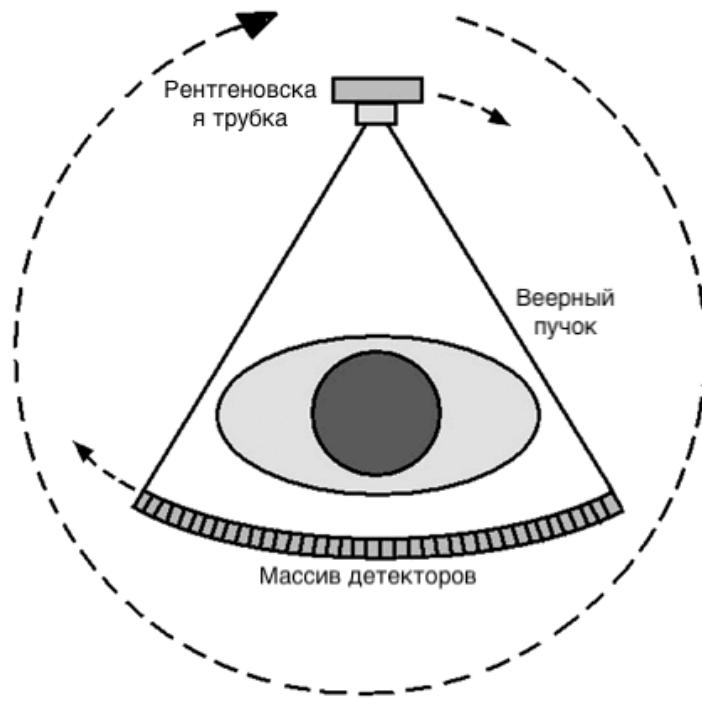


Рисунок 1.2 – Принцип работы КТ третьего поколения [7, с. 122, рис. 8]

Чтобы избежать этих артефактов, создана геометрии четвертого поколения, известная как вращательно-стационарная, т. е. вращалась рентгеновская трубка в пределах кольца стационарных детекторов (см. Рисунок 1.3) [9, с. 33]. Хотя это решило проблему кольцевых артефактов, коллимация против рассеяния в плоскости не могла быть использована, поскольку луч попадает в ячейку детектора со многих направлений [8, с. 263]. Это также дорого, так как детекторы остаются одним из самых дорогих компонентов КТ-сканера, но при этом четвёртое поколение позволило дополнительно сократить время, затраченное на получение одного среза до одной секунды [9, с. 33].

В дальнейшем КТ не изменялись, однако появились модификации третьего и четвёртого поколения, а именно спиральная КТ и многосрезовые. В спиральной КТ объединены принципы третьего и четвёртого поколений КТ с технологией скользящего контакта. Во время сканирования пациент перемещается вдоль гентри через непрерывно вращающийся рентгеновский пучок и систему детекторов. Спиральная КТ значительно повышает эффективность исследования, сокращая время сканирования. Совмещение непрерывного сбора данных, объемной передачи информации через скользящие контакты и поступательного движения стола позволило значительно снизить продолжительность исследования [6, с. 6].

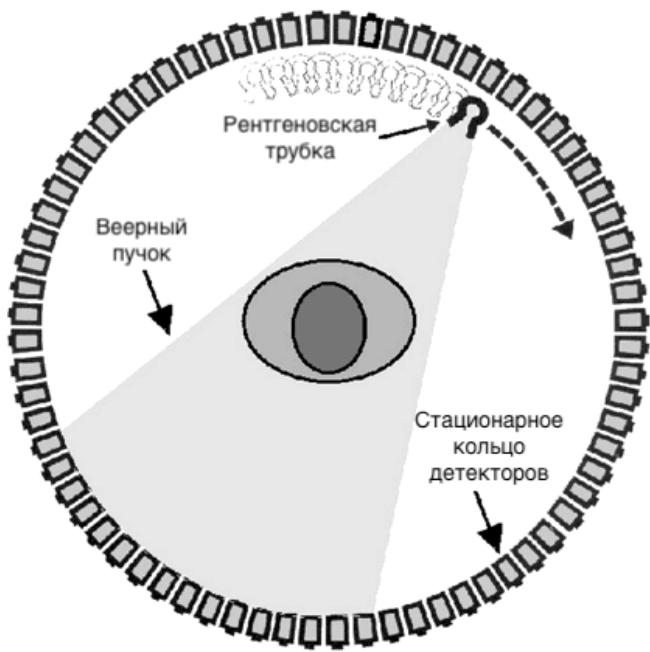


Рисунок 1.3 – Принцип работы КТ четвёртого поколения [7, с. 124, рис. 10]

Многосрезовые КТ оснащены двухмерной матрицей детекторов, позволяющей одновременно регистрировать несколько срезов за один оборот гентри. Развитие многосрезовых КТ обеспечило высокоскоростное получение изображений, скорость которого прямо пропорциональна количеству рядов детекторов. В современных многосрезовых системах количество рядов детекторов варьируется от 8 до 320. Основным преимуществом многосрезового КТ является ускорение сканирования, поскольку за один оборот гентри охватывается больший объем тела пациента [6, с. 6].

1.3 Реконструкция изображений КТ

Реконструкция изображения в КТ – это математический процесс, позволяющий вычислить двумерную функцию распределения коэффициентов ослабления по серии одномерных рентгеновских проекций, полученных в виде интегралов по прямой под множеством углов вокруг трёхмерного объекта. Проекция формируется посредством набора ослабленных параллельных рентгеновских лучей, проходящих через интересующий нас двумерный объект. Совокупность проекций, полученных под различными углами в ходе одного оборота системы рентгеновской трубы и детекторов, называется синограммой. По сути, синограмма представляет собой линейное преобразование сечения изображения объекта, отображающее все проекции выбранных срезов, сложенных вместе [6, с. 3].

Цель реконструкции КТ-изображения состоит в определении степени ослабления узкого рентгеновского пучка в каждом voxelе матрицы реконструкции. Вычисленные значения ослабления затем отображаются в виде

оттенков серого на двумерном изображении среза [7, с. 117]. Зачастую изображение КТ имеет глубину изображения 12 бит (4096 оттенков серого) и для отображения глубины серого используется числа КТ, измеряемые в единицах Хаунсфилда и рассчитанные по формуле 3 [6, с. 3; 7, с. 120].

$$\text{Число КТ} = K \frac{\mu_{\text{пиксель}} - \mu_{\text{воды}}}{\mu_{\text{воды}}} \quad (3)$$

где:

K – целочисленная константа;

$\mu_{\text{воды}}$ – линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения в воде;

$\mu_{\text{пиксель}}$ – линейный коэффициент ослабления излучения в данном пикселе.

Существует множество методов реконструкции изображений в КТ: метод обращения матриц, итеративный метод, обратная проекция, аналитический метод, двумерное преобразование Фурье и метод фильтрованной обратной проекции в традиционной КТ; а также методы трёхмерного преобразования Радона, трёхмерной фильтрованной обратной проекции в спиральной КТ или конусно-лучевой КТ [6, с. 3; 7, с. 119].

Итеративный метод реконструкции представляет собой алгебраический подход, начинающийся с предположения об изображении: значение каждого пикселя определяется как сумма всех пикселей, через которые проходит конкретный луч в данной проекции. Это значение корректируется на основе разницы между оценённым и измеренным значениями до достижения их согласия. При изобретении КТ в качестве первоначального алгоритма реконструкции использовался итеративный метод, реконструкция одного среза которого занимала около 45 минут. Позже введён более быстрый алгоритм фильтрованной обратной проекции, несмотря на проблемы, связанные с относительно высоким уровнем шума. Метод обратной проекции «размывает» проекцию обратно по плоскости изображения под углом измерения для всех проекций. Для устранения эффекта размытия метод обратной проекции дополняется фильтрацией, при которой проекции модифицируются с использованием реконструкционного ядра перед стандартной обратной проекцией [6, с. 4].

1.4 Физические и технические принципы работы ПЭТ

Позитронно-эмиссионная томография представляет собой современный метод визуализации, который начинается с введения в организм метаболически активной молекулы-носителя, связанной с позитрон-излучающим радиоизотопом. После инъекции данная молекула распространяется по организму в зависимости от специфических метаболических процессов в различных тканях, что позволяет радиоизотопу накапливаться в органах с высокой метаболической активностью [10, с. 530].

Например, глюкоза, меченая изотопом С-11, или её аналог с меченым F-18, преимущественно накапливается в тканях мозга и в опухолевых клетках, где она используется в качестве основного источника энергии. После того как радиоактивный изотоп попадает в целевые ткани, происходит его распад посредством позитронного излучения. Излучённый позитрон быстро взаимодействует со свободным электроном, что приводит к аннигиляционной реакции и образованию двух гамма-квантов [11, с. 325].

Энергия, выделяемая при этом процессе, соответствует полной массе позитрона и электрона и равномерно распределяется между двумя фотонами. В результате, оба фотона излучаются под углом $180^\circ \pm 0,5^\circ$ друг к другу, и каждый из них обладает энергией 511 кэВ. Эти высокозэнергетические гамма-лучи покидают тело пациента в противоположных направлениях и регистрируются детекторами, расположенными по периметру сканирующего устройства.

Если два фотона фиксируются детекторами в течение очень короткого интервала времени, такое событие классифицируется как событие совпадения. Линия, соединяющая два детекторных элемента, регистрирующих совпадающие фотонны, называется линией отклика, что позволяет с высокой точностью определять место возникновения аннигиляции внутри организма [11, с. 326]. Такой подход обеспечивает возможность точного картографирования распределения радиофармацевтического препарата и, как следствие, детального анализа физиологических и патологических процессов в тканях.

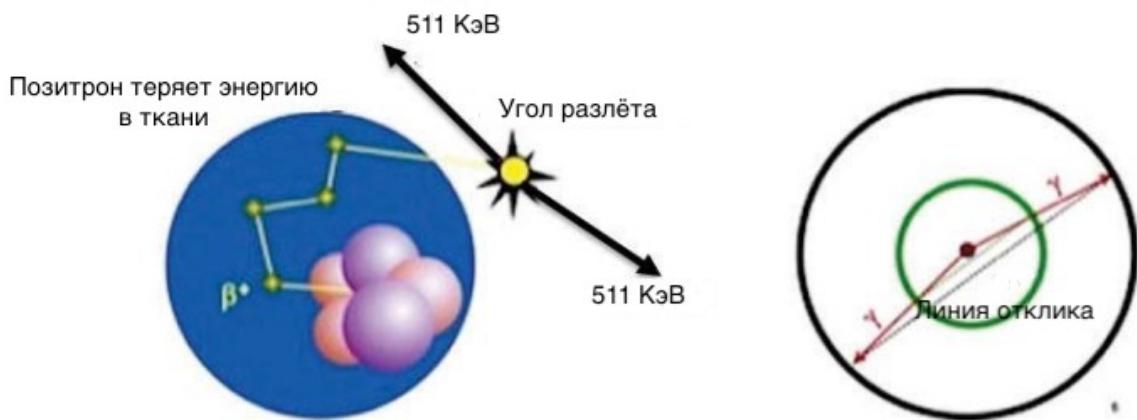


Рисунок 1.4 – Принцип работы ПЭТ [11, с. 326, рис. 1]

Ранние ПЭТ-сканеры работали в 2-мерном режиме, допуская только совпадения в пределах одного кольца (или ближайших соседей), в то время как детекторы с большей «разницей в кольцах» экранировались от другого септами. Большинство современных сканеров изготавливается полностью без септ (см. Рисунок 1.5). Этот 3-мерный режим повышает чувствительность, но также предъявляет высокие требования к реконструкции [12, с. 15].

Ранние ПЭТ-сканеры избегали полностью трёхмерной визуализации по нескольким причинам. Во-первых, полностью трёхмерные измерения требуют большего объема памяти. Таким образом, процесс реконструкции изображений требует значительно большего объема вычислительных ресурсов. Кроме того, полностью трёхмерные измерения фиксируют существенно больше рассеянных

событий, поскольку двумерные методы используют септы, расположенные между кольцами детекторов, что эффективно снижает число косоугольных рассеянных событий [13, с. 3].

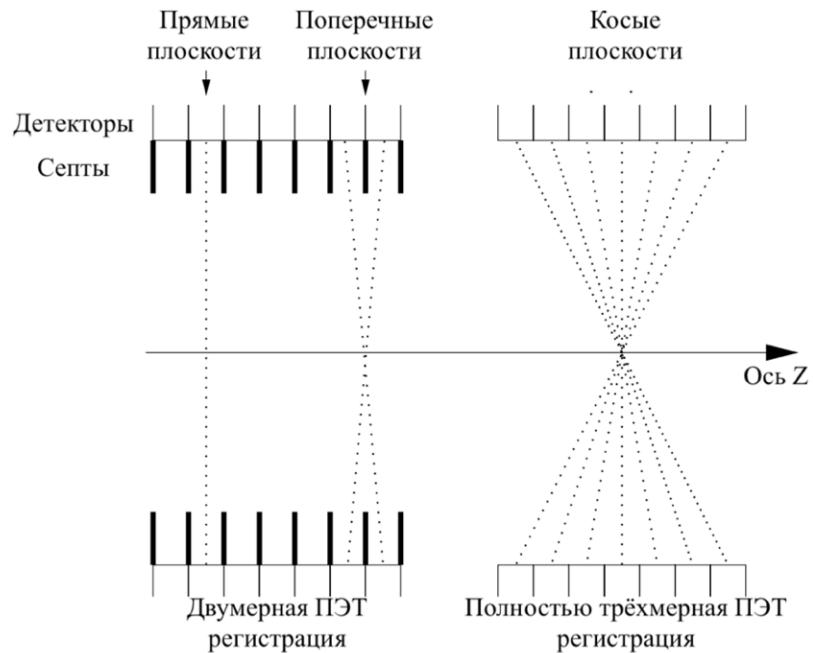


Рисунок 1.5 – Осевое сечение многокольцевого ПЭТ-сканера, показывающее 2D и 3D режим работы ПЭТ-сканера [10, с. 541, рис. 4]

Сканеры ПЭТ-системы состоят из множества небольших детекторов, которые располагаются как в одном, так и в соседних кольцах. Современная клиническая ПЭТ-система имеет диаметр кольца 60-90 см при ширине 10-25 см и насчитывает до 25 000 детекторов. Одиночный детектор ПЭТ состоит из кристалла сцинтиллятора очень высокой плотности, который способен преобразовывать фотоны, попадающие на детектор, в свет. Сцинтиллятор обычно оптически соединен с устройством, среди которых чаще всего встречается ФЭУ, где свет преобразуется в усиленный электрический сигнал [14, с. 65].

С момента создания первого прототипа ПЭТ-сканеров разработано несколько схем объединения кристаллов сцинтилляции с датчиками света (см. Рисунок 1.6) [15, с. 7].

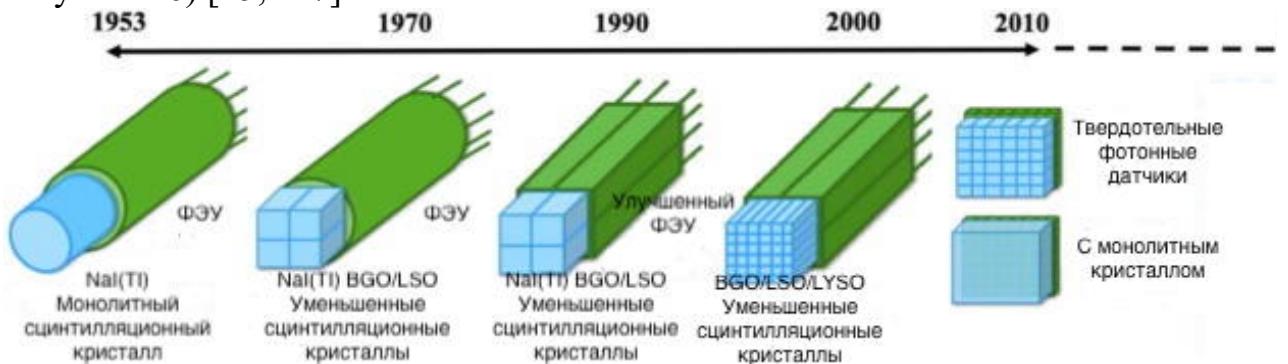


Рисунок 1.6 – Эволюция ПЭТ-детекторов [15, с. 7, рис. 3]

Первые детекторы ПЭТ состояли из одного сцинтиляционного кристалла, соединенного с одним ФЭУ. Собственное пространственное разрешение такой системы определяется размером поперечного сечения кристалла. Поэтому для улучшения разрешения необходимо уменьшить размер кристалла и, чтобы сохранить ту же чувствительность, увеличить общее количество детекторов. Поскольку ФЭУ громоздкие, уменьшение размера ограничено, в то время как использование большего количества детекторов связано с увеличением стоимости системы. Решением этой проблемы стал блочный детектор [15, с. 9].

Блочный детектор стал следующим шагом в развитии ПЭТ-детектора для получения модулей с тесно упакованными небольшими кристаллическими элементами. Типичный блочный детектор состоит из кубического сцинтиляционного кристалла, оптически соединенного с массивом фотоприемников. Сцинтилятор имеет перпендикулярные вырезы, начинающиеся от фронтальной поверхности (см. Рисунок 1.7). Срезы заполнены отражающим материалом. Глубина вырезов увеличивается в направлении углов, начиная примерно с половины глубины кристалла и заканчивая почти полной глубиной, чтобы создать линейное распределение света между ФЭУ [15, с. 12].



Рисунок 1.7 – Блочный детектор [15, с. 8, рис 4]

Первые позитронные устройства визуализации основаны на кристаллах натрия йода, активированных таллием. Каждый кристалл считывался фотоэлектронным умножителем, что ограничивало минимально возможный размер отдельных детектирующих элементов. В начале 1970-х годов стал доступен сцинтилятор с высоким порядковым номером - германат висмута, он быстро оказался в центре внимания в качестве альтернативного сцинтилятора для ПЭТ и в течение многих лет выбирался в качестве сцинтилятора для приборов ПЭТ [15, с. 4].

Слабый сцинтиляционный свет должен быть преобразован в электрический сигнал, который может быть проанализирован на время прибытия и общее количество света. Таким образом, датчики света, используемые в системе обнаружения, должны быть выбраны в соответствии со свойствами

сцинтиляционного света. Стандартным датчиком освещенности в ПЭТ-детекторах являлся фотоэлектронный умножитель.

ФЭУ – это вакуумная стеклянная трубка, которая содержит фотокатод, серию электродов с возрастающим напряжением, называемых динодами, и анод. Падающие электроны, которые проходят через стеклянное окно, сталкиваются с фотокатодом, образуя фотоэлектроны. Эти первичные фотоэлектроны движутся в направлении первого динода, ускоряя разницу напряжения между фотокатодом и первым динодом. Когда они попадают в динод, генерируются вторичные электроны. Затем этот процесс повторяется на каждом прогрессивном диноде, что приводит к усилению сигнала [15, с. 5].

Позже стали доступны твердотельные фотонные датчики такие как лавинные фотодиоды. В отличие от обычного ФЭУ, где падающий фотон генерирует только одну электронно-дырочную пару, лавинный фотодиод обеспечивает внутреннее усиление сигнала, что очень важно для применения в ПЭТ. В лавинном фотодиоде электрон, созданный падающим фотоном, ускоряется большим обратным напряжением, а затем сталкивается с решеткой, создавая новую электронно-дырочную пару. Затем этот процесс может быть повторен как тем же электроном, так и вновь образованным электроном, что создает лавинный эффект и приводит к значительному усилению сигнала. Однако временное разрешение лавинного фотодиода находится в диапазоне нескольких наносекунд, что уступает таковому у ФЭУ. По сравнению с ФЭУ, лавинные фотодиоды имеют значительно более высокую квантовую эффективность и могут работать в высоких магнитных полях, что позволило использовать их для комбинированной ПЭТ/МРТ визуализации [15, с. 7].

Кремниевые фотоумножители направлены на объединение преимуществ ФЭУ и лавинного фотодиода. Подобно лавинным фотодиодам, кремниевые фотоумножители не восприимчивы к магнитным полям и могут использоваться в ПЭТ/МРТ-визуализации. Кремниевые фотоумножители демонстрируют превосходное временное разрешение ниже одной наносекунды [15, с. 11].

Высокое временное разрешение, достигаемое с использованием кремниевых фотоумножителей, стало ключевым фактором для внедрения ПЭТ с учётом времени пролёта. TOF-ПЭТ позволяет уточнять положение аннигиляционного события вдоль линии отклика за счёт измерения разницы времени прихода двух гамма-квантов. Это улучшает отношение сигнал/шум и пространственное разрешение, особенно при визуализации крупных объектов, и повышает диагностическую точность системы [10, с. 543].

1.5 Реконструкция ПЭТ-изображений

Двумерная ПЭТ-визуализация учитывает только линии ответа, лежащие в указанной плоскости изображения. Полученные данные собираются вдоль линии отклика через двумерный объект $f(x,y)$ (см. Рисунок 1.5). Интеграл линии вдоль всех параллельных линий отклика под углом ϕ образует проекцию $p(s,$

ϕ), при этом s - это расстояние от центра поля зрения [10, с. 531]. При сборе проекций при углах от 0 до 2π формируется двумерная функция от переменных s и ϕ , называемая синограммой. Это название выбрано, потому что каждая фиксированная точка объекта отображается в проекционном пространстве в виде синусоидальной кривой [13, с. 3].

В двумерной ПЭТ проекции формируются для каждого отдельного поперечного среза объёмного объекта. Для реконструкции трёхмерного изображения $f(x,y,z)$ выполняется серия двумерных сканирований для различных аксиальных срезов, после чего полученные синограммы для каждого значения z объединяются. Хотя такой подход позволяет получить объемное изображение, он принципиально отличается от полностью трехмерной методики визуализации [13, с. 4].

При двумерной ПЭТ-визуализации регистрируются лишь данные линейного интегрирования для плоскостей, перпендикулярных оси сканера или пациента, так называемых «прямых» плоскостей, которые затем накладываются для формирования трёхмерного объёма. В полностью трехмерной ПЭТ, помимо прямых плоскостей, регистрируются также данные, соответствующие интегральным проекциям на «косых» плоскостях, пересекающих прямые, как иллюстрировано на рисунке 1.5. Таким образом, несмотря на различия в типах собираемых данных, оба подхода приводят к формированию трёхмерных изображений.

Кроме того, полностью трехмерная ПЭТ-система регистрирует данные как из поперечных, так и из наклонных плоскостей визуализации, что обеспечивает повышенную чувствительность сканера и потенциально улучшенное соотношение сигнал-шум. Полностью трёхмерные данные ПЭТ отличаются от своего двумерного аналога двумя аспектами: пространственно изменяющий отклик сканера и избыточность данных [13, с. 5].

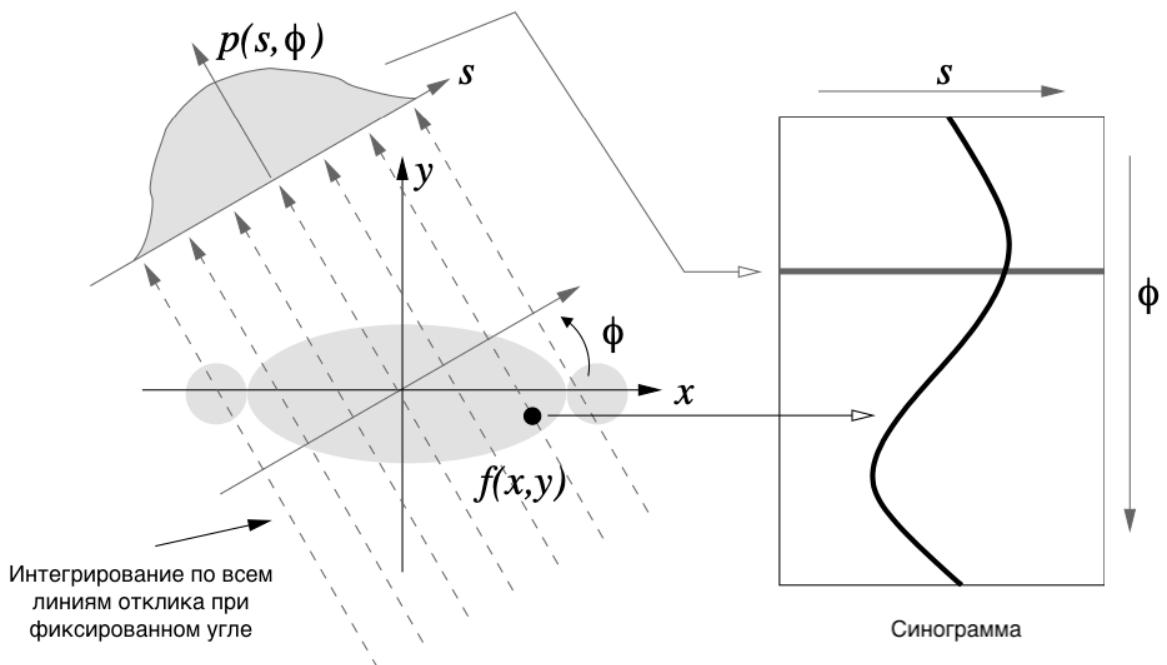


Рисунок 1.8 – Получение синограмм [13, с. 2, рис. 2]

Аналитические методы реконструкции предполагают отсутствие шума в данных и используют прямые математические решения для построения изображения из проекций. Ключевым инструментом здесь служит теорема центрального сечения или центрального среза, которая связывает проекционные данные с распределением активности объекта через преобразование Фурье. На её основе разработаны прямые методы реконструкции, включая методы Фурье, которые используют одномерные преобразования проекций и их интерполяцию на двумерной сетке. Однако точность интерполяции значительно влияет на результат, что ограничивает применение этих методов [10, с. 534].

Более популярным подходом является фильтрованная обратная проекция. Недостатком фильтрации обратной проекции является избыточность вычислений на этапе обратной проекции. Чтобы избежать этого, этапы фильтрации и обратной проекции меняют местами, что приводит к стандартному методу фильтрации обратной проекции. Этот метод выполняется следующим образом для каждого угла проекции:

- 1) Преобразование проекции через одномерное Фурье-преобразование.
- 2) Фильтрация с помощью рамп-фильтра.
- 3) Обратное преобразование Фурье.
- 4) Обратная проекция отфильтрованных данных.

Итеративные методы реконструкции используют два ключевых элемента: критерий оптимизации и алгоритмы обновления изображения. Они более сложны, чем аналитические, но могут учитывать статистический шум и физические эффекты. В результате итеративные подходы обеспечивают более точное восстановление изображения, особенно благодаря развитию вычислительных технологий [10, с. 536].

Процесс итеративной реконструкции начинается с начального предположения об изображении, которое затем уточняется в ходе последовательных итераций. Каждый шаг включает сравнение модели проекций с реальными данными, пересчёт ошибок и их исправление в изображении. Постепенно это приводит к восстановлению более точного изображения [10, с. 537].

Вывод по главе 1

По данным исследований [6, 7, 8, 10, 11, 15]: эволюция компьютерной томографии и позитронно-эмиссионной томографии является ярким примером того, как сочетание передовых физических принципов, математических алгоритмов реконструкции и технических инноваций приводит к значительному повышению точности и информативности медицинских исследований. В основе всех этих методов лежит использование излучения, для неинвазивного получения данных о внутреннем строении организма, что позволяет не только

визуализировать анатомические структуры, но и оценивать функциональные процессы в тканях.

Компьютерная томография претерпела множество стадий развития – от первого поколения с длительным временем сканирования до современных многосрезовых систем, обеспечивающих высокоскоростное получение изображений с высоким пространственным разрешением. ПЭТ, в свою очередь, демонстрирует уникальную способность отображать распределение радиоактивных трассеров в организме, что особенно важно в онкологии и при оценке метаболической активности тканей. Интеграция ПЭТ с КТ или МРТ позволяет получить синергетический эффект, объединяя структурную и функциональную информацию для более точной диагностики и мониторинга заболеваний.

Также по результатам исследований [6, 9, 10, **Ошибка! Источник ссылки не найден.**, 15] можно сделать вывод, что несмотря на прогресс в области ПЭТ и КТ, проблема непроизвольных движений пациентов все еще актуальна, среди которых значительную роль играют респираторные движения. Непроизвольные движения, вызванные дыханием, могут существенно ухудшать качество получаемых изображений, приводя к появлению артефактов и снижению точности реконструкции. Длительность сканирования играет решающую роль: чем продолжительнее процедура, тем выше вероятность возникновения непроизвольных движений, что значительно затрудняет получение изображений высокого качества. Особенно это актуально для ПЭТ-сканирования, где среднее время нахождения в одной позиции стола составляет около 3 минут, что увеличивает риск возникновения артефактов и снижает точность реконструкции.

ГЛАВА 2

КОМПЕНСАЦИЯ РЕСПИРАТОРНЫХ ДВИЖЕНИЙ ПРИ ПЭТ/КТ-СКАНИРОВАНИИ

2.1 Учёт дыхания при ПЭТ/КТ-сканировании

Внедрение гибридных сканеров ПЭТ/КТ за последнее десятилетие улучшило точность коррекции затухания и способность локализовать органы и опухоли. Однако ряд физических и физиологических явлений может влиять на точность изображений ПЭТ и КТ [16, с. 114]. Компьютерная томография и позитронно-эмиссионная томография выполняются с разной скоростью. В то время как КТ-сканирование может быть выполнено за считанные секунды, ПЭТ обычно выполняется через последовательность полей зрения в течение нескольких минут. В результате изображение КТ может захватывать опухоль легкого только в сегменте респираторного цикла, в то время как изображение ПЭТ имеет тенденцию представлять собой среднее положение опухоли за несколько респираторных циклов. Это часто приводит к размытию и/или искажению размеров опухоли на зарегистрированных ПЭТ/КТ-изображениях грудной клетки. В то же время характер интенсивности поглощения ФДГ внутри опухоли может изменяться за счет дыхания, что приводит к уменьшению SUV max опухоли [17, с. 205].

В исследованиях показано, что диафрагма может перемещаться на 20 мм по краинокаудальной оси, а печень может перемещаться в среднем на 11 мм во время спокойного дыхания в положении лежа на спине. Также известно, что дыхание вызывает вращательные и/или поступательные движения в органах грудной клетки и брюшной полости в различной степени. Например, верхние отделы легких менее подвержены движению по сравнению с нижними отделами. Также средняя доля легкого менее подвержена респираторному движению по сравнению с нижними долями [16, с. 113].

Исследования, посвящённые анализу респираторной подвижности патологических очагов в лёгких, демонстрируют, что наибольшая амплитуда смещения опухолевых образований наблюдается в сагittalном направлении, тогда как наименьшее перемещение фиксируется в фронтальном направлении (влево-вправо). В среднем величина смещения в поперечном направлении (вперёд-назад) составляет 31,8% от амплитуды сагиттального движения, а фронтальное смещение — 19,6% от данного показателя [18, с. 31]. Помимо поступательного движения, патологические очаги также могут совершать вращательные смещения в сагиттальной плоскости, что обусловлено физиологической механикой респираторного процесса. Данный факт указывает на необходимость равнозначного учёта как переднезаднего, так и поперечного смещения [16, с. 113]. На основе этих данных разработана идеализированная модель облучаемого объёма, учитывающая все направления движения патологического очага. В рамках данной модели принята амплитуда

сагиттального смещения, равная 6,6 мм. Визуализация данной модели представлена на рисунке 2.1.

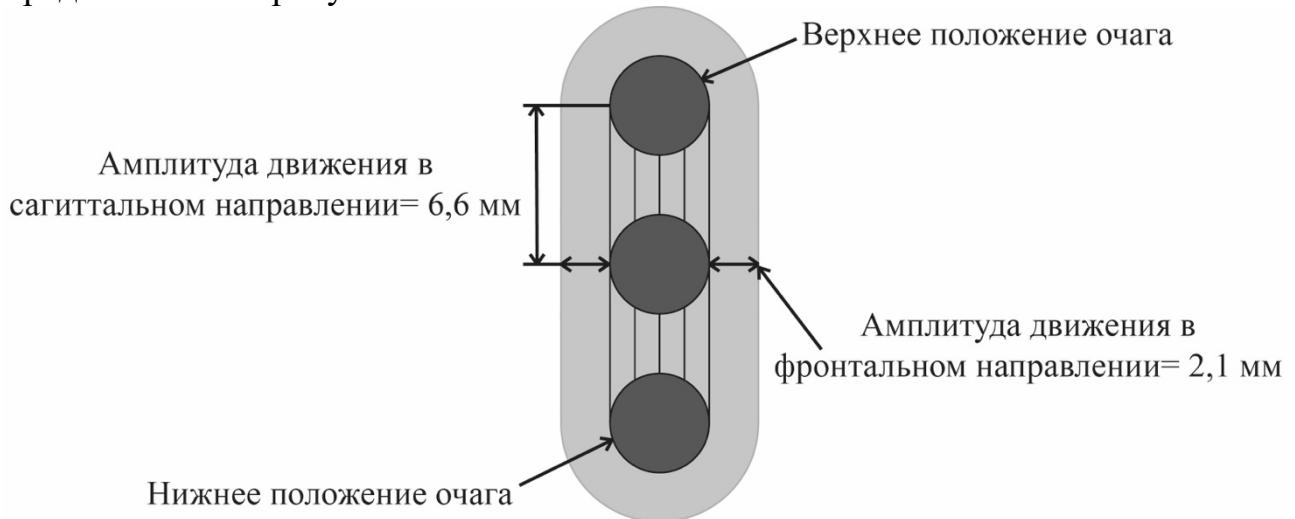


Рисунок 2.1 – Идеализированная модель облучаемого объема

Чтобы избежать проблем, связанных со смещением органов вследствие дыхания, разработано несколько процедур и устройств. Как для ПЭТ, так и для методов КТ методы делятся на одну из двух категорий. Первый из них — это проинструктированное дыхание, например задержка дыхания и повторная задержка дыхания. Вторая категория — это отслеживание респираторной фазы. Краткое время воздействия, требуемое в КТ, делает методы задержки дыхания совместимыми с этой модальностью, и они часто используются клинически. Повторное задержка дыхания ПЭТ выполнима, но не является распространенным явлением из-за гораздо большего времени сбора данных ПЭТ [19, с. 1678]. Методы отслеживания полагаются на внешнее устройство для оценки респираторного движения во время обследований ПЭТ/КТ. Респираторное движение можно оценить, отслеживая физиологическую характеристику (например, смещение грудной клетки или объем выдыхаемого воздуха) или физический параметр (например, температуру или смещение поверхности кожи). Для аналоговых датчиков сигнал должен быть преобразован в цифровой сигнал, который будет называться респираторным сигналом. Реконструкция ПЭТ-изображений включает синхронизацию регистрации частиц на ПЭТ с РС, при сборе данных в режиме списка события совпадений, при этом временные метки записываются в реальном времени [16, с. 115].

Альтернативный подход заключается в извлечении респираторной волны из данных ПЭТ. Такой подход, основанный на данных, обеспечивает улучшенный рабочий процесс с сокращенным временем настройки пациента. Алгоритм использует анализ главных компонентов для извлечения респираторной волны из данных ПЭТ [20, с. 3].

2.2 Методы отслеживания респираторной фазы

Существует несколько подходов к респираторной синхронизации в ПЭТ. Для отслеживания движения грудной стенки и получения респираторной кривой, которая используется для синхронизации, могут применяться коммерчески доступные внешние устройства. Такие устройства используются в клинической практике уже несколько лет и включают системы респираторной синхронизации, основанные на камерах, такие как RPM от Varian Medical Systems, и системы, основанные на использовании нагрудного ремня с датчиком давления, например AZ-733VI от Anzai Medical [19, с. 1678].

AZ-733VI — это датчик давления, интегрированный в эластичный нагрудный ремень. Пояс фиксируется на брюшной стенке пациента. При вдохе и выдохе изменения объема брюшной полости приводят к изменениям давления, которые регистрируются датчиком. Данные затем преобразуются в аналогово-цифровой сигнал, формирующий респираторную кривую (см. Рисунок 2.2).

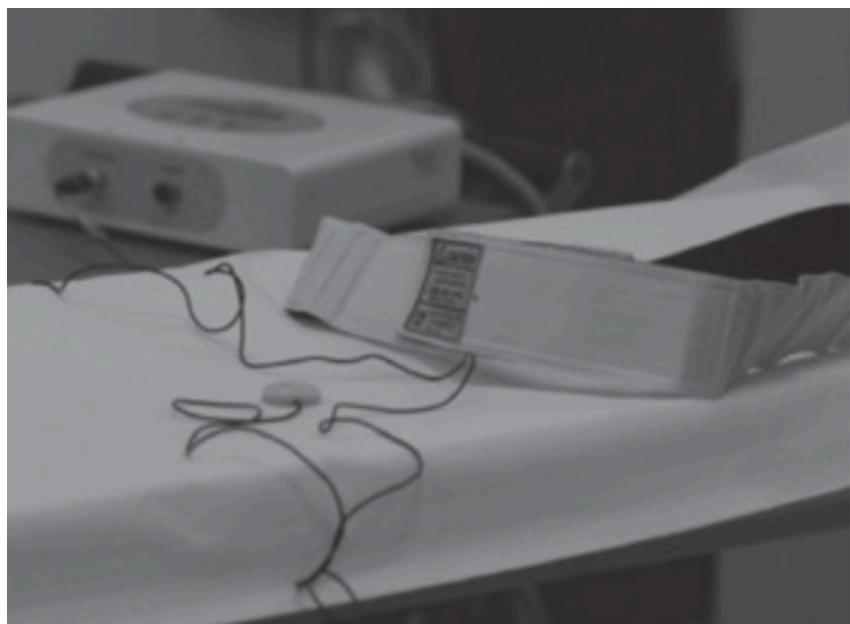


Рисунок 2.2 – Датчик давления AZ-733 VI [16, с. 115, рис. 1]

RPM включает в себя два инфракрасных светоотражающих маркера размещённых на пластиковой коробке, расположенной на грудной клетке пациента. Камера, установленная вблизи стола, регистрирует перемещение маркеров в процессе дыхания. Эти данные используются для формирования респираторной кривой (см. Рисунок 2.3) [16, с. 114].

В качестве альтернативы для мониторинга респираторного процесса можно использовать датчики, измеряющие изменения температуры воздуха, поскольку температура в верхних респираторных путях во время вдоха ниже, чем при выдохе, так как воздух нагревается при прохождении через легкие; для такого типа измерений требуется высокая временная точность. В одном варианте системы высокочувствительный термистор устанавливается внутри стандартной

кислородной маски, а в другом – зонд располагается в непосредственной близости от ноздрей пациента, однако такие устройства пока не реализованы коммерчески.



Рисунок 2.3 – Система респираторной синхронизации [16, с. 115, рис. 1]

Кроме того, применяется спирометр, измеряющий объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, который можно размещать как рядом с ноздрями, так и во рту пациента; тем не менее, использование спирометра в сочетании с клиническим ПЭТ/КТ-сканером пока не исследовано, а его основные недостатки включают дискомфорт для пациента и невозможность обеспечения дополнительной подачи кислорода [16, с. 114].

2.3 Методы компенсации дыхания

Полученные данные РЦ необходимо обработать, для этого существуют различные способы обработки. Существует два способа обработки ПЭТ/КТ-данных с респираторной синхронизацией: разделение РЦ на несколько фаз либо учит только одной фазы. Однофазные методики основываются на задержке дыхания [16, с. 115].

РС может обрабатываться как функция времени или амплитуды. Как в методах, основанных на времени, так и в методах, основанных на амплитуде, РЦ можно разделить на интервалы одинакового или разного размера.

Временной метод делит каждый РЦ на несколько интервалов. Один из подходов предлагает фиксированное время для всех интервалов и циклов, но это может привести к потере данных при различной длине РЦ. Другой метод делит каждый цикл на равное число интервалов, при этом слишком короткие или длинные циклы исключаются. Число интервалов влияет на качество изображения: меньше интервалов дает слабое устранение размытия, но лучшее

отношение сигнал/шум; больше интервалов уменьшает остаточное движение, но снижает отношение сигнал/шум.

Увеличение числа интервалов повышает точность оценки объема поражений, но снижает их общую выявляемость из-за разделения данных. Оптимальным считается использование шести интервалов, что обеспечивает баланс между качеством изображения и устранением движения.

Скорость компенсации движения отличается между интервалами, так как ткани движутся с разной скоростью в различных фазах цикла. Это может приводить к остаточному движению и искажению изображения. Кроме того, амплитуда дыхания у разных людей сильно варьируется, что может смешивать данные из разных положений тканей, вызывая размытие изображения. Для уменьшения таких эффектов используется метод «вокального коучинга», но его эффективность ограничена, так как дыхание не всегда стабильно [16, с. 117].

Исследования показывают, что респираторные движения могут сильно влиять на точность обнаружения поражений, особенно маленьких. Для неподвижных поражений порог обнаружения ограничен пространственным разрешением томографа, но движение повышает этот порог и увеличивает ошибки количественной оценки.

Подход, основанный на времени, реализован всеми производителями, потому что он не требует доступа к РС.

Одним из многофазных способов, с отслеживанием РЦ, является амплитудный метод. В амплитудном методе респираторная кривая делится на интервалы на основе амплитуды движения. Минимальные и максимальные значения задают диапазон, который будет обработан. Один из методов предполагает равный диапазон амплитуд в каждом интервале, но это приводит к неравномерному количеству событий в интервалах: на крутых участках респираторной кривой их меньше, чем в фазе выдоха. Для решения этой проблемы используют переменные интервалы, где количество событий в каждом интервале одинаковое, а диапазон амплитуд варьируется.

Число интервалов влияет на качество изображения. Оптимальным считается использование восьми интервалов, но их количество также зависит от размера и смещения поражения [16, с. 115].

Амплитудный метод считается точным, так как позволяет учесть смещение тканей в зависимости от респираторного цикла. Это особенно важно при планировании лучевой терапии, где требуется точное описание смещения поражения. Однако метод имеет ограничения: компьютерная томография, выполненная в режиме свободного дыхания, создает артефакты и не отражает конкретной фазы дыхания, что вызывает ошибки в коррекции ослабления и оценке накопления [16, с. 116].

2.4 Методы задерживания дыхания

При методах задерживания дыхания зачастую используются дополнительные устройства такие как RPM и AZ-733VI. Также могут использоваться различные устройства для помощи в дыхании пациента. Основными методами являются DIBH и метод на основе КТ.

Метод DIBH разработан для улучшения качества ПЭТ/КТ-изображений. На грудь пациента кладут устройство отслеживания респираторной кривой, а также даются голосовые инструкции пациенту («вдохните», «задержите дыхание», «расслабьтесь»). Во время глубокого вдоха проводится 15-секундное КТ-сканирование грудной клетки. Затем выполняются девять 20-секундных ПЭТ-сканирований, также во время задержки дыхания, с 20-секундными перерывами на отдых между ними [21, с. 713]. Полученные данные объединяются, корректируются на ослабление и реконструируются стандартным алгоритмом (см. Рисунок 2.4).

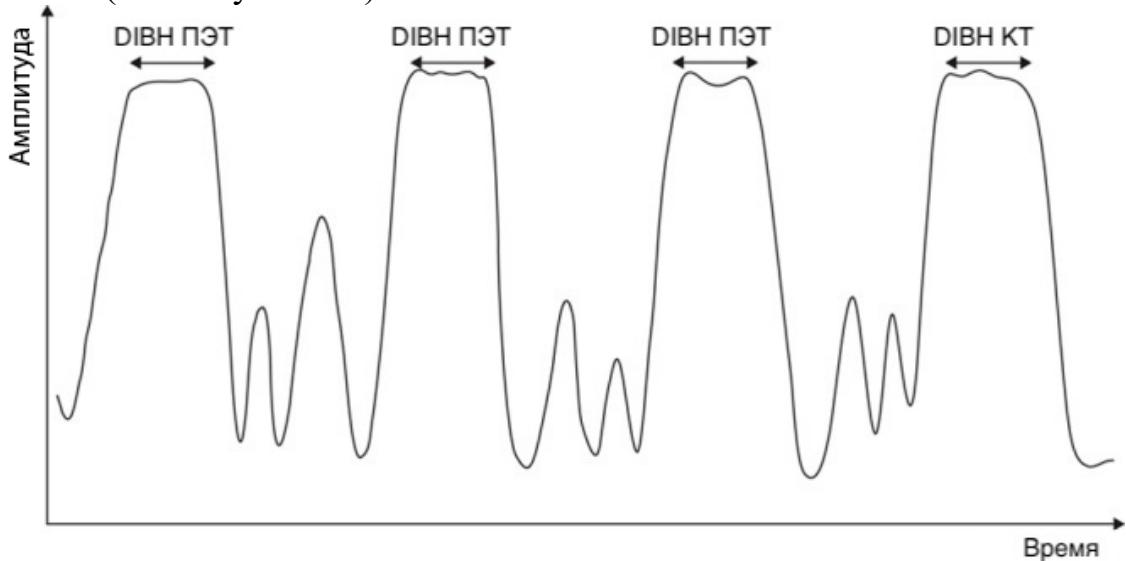


Рисунок 2.4 – DIBH метод [16, с. 118, рис. 3]

Метод DIBH обеспечивает точное совмещение ПЭТ и КТ-данных, так как обе процедуры выполняются при одинаковом положении тканей в фазе глубокого вдоха, что гарантирует корректную коррекцию ослабления. Однако многократные 20-секундные задержки дыхания могут быть трудными для пациентов с одышкой. Даже при контроле дыхания не всегда удается удерживать дыхание на одинаковом уровне во всех циклах.

Альтернативой является выполнение ПЭТ-сканирования за одну задержку дыхания. Исследования показали, что 20–30 секунд достаточно для получения данных. Однако эксперименты с фантомами тела не полностью моделируют клиническую ситуацию из-за высокой концентрации активности в мишенях и отсутствия шума в области грудной клетки [16, с. 118].

Метод DIBH активно используется в клинической практике, в основном для визуализации лёгких, где позволяет точно исследовать полностью

расширенные лёгкие и выявлять мелкие опухоли. Также его оценивали для применения в области живота. Метод показал хорошие результаты для обнаружения небольших поражений и улучшения качества изображений [16, с. 118].

Метод на основе КТ включает 10-минутное ПЭТ-сканирование с последующим 6-секундным КТ-сканированием с задержкой дыхания на фазе нормального конца выдоха. Эта фаза выбрана из-за её высокой воспроизводимости и длительности. Плато на респираторной кривой в этой фазе соответствует стабильному положению тканей, что улучшает статистику событий и качество изображений [21, с. 713]. Вокруг этого плато определяется диапазон выбора событий, который задаёт, какие данные ПЭТ сохраняются для обработки (см. Рисунок 2.5). Эти данные затем корректируются на ослабление с использованием КТ с задерживанием дыхания и используются для создания функционально-анатомически согласованных изображений.

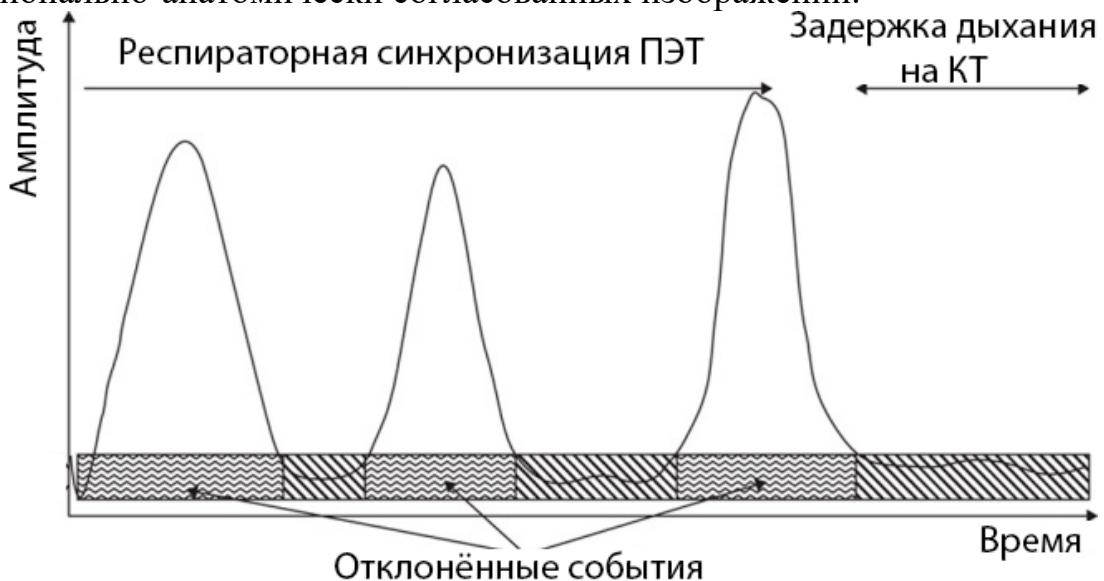


Рисунок 2.5 – Метод на основе КТ [16, с. 119, рис. 4]

Основным ограничением метода является небольшой объём лёгких на фазе выдоха, что может затруднить обнаружение мелких опухолей. Кроме того, большая часть ПЭТ-данных отбрасывается, из-за чего требуется более длительное сканирование.

Однако метод оказался более чувствительным по сравнению с несинхронизированными изображениями при применении к лёгким и печени. Ещё один подход предлагает использовать амплитуду дыхания во время КТ-сканирования всего тела для определения диапазона амплитуд. Затем ПЭТ-сканирование собирает только события, соответствующие этому диапазону, что позволяет получить изображение без движений.

Недостаток этого метода связан с зависимостью от респираторного ритма пациента. Если дыхание отличается между КТ и ПЭТ, диапазон амплитуд, определённый на КТ, не будет соответствовать реальной амплитуде движений в момент ПЭТ-сканирования. Это может привести к ошибкам и снижению точности [16, с. 118].

2.5 Синхронизация на основе данных ПЭТ

Хотя внешние системы действительно предоставляют решения для респираторной синхронизации, их использование требует времени на настройку для пациента и иногда не дает полезной кривой синхронизации. Вместо использования внешней системы для отслеживания респираторного цикла, возможно извлечение РС непосредственно из данных ПЭТ/КТ что называется синхронизацией на основе данных ПЭТ/КТ (DDG). Периодическое движение РФП в теле пациента, связанное с дыханием, может быть выделено либо из исходных данных ПЭТ/КТ (например, из серии коротких по времени синограмм), либо из ПЭТ/КТ-изображений (например, из серии коротких по времени ПЭТ/КТ-изображений). В обоих случаях продолжительность должна составлять небольшую долю респираторного цикла, например, 0,5 с [20, с. 3].

Алгоритм респираторной синхронизации на основе данных применяется ко всем положениям стола, включая те, где ожидалось минимальное респираторное движение. Алгоритм выполняет анализ главных компонент на временной серии синограмм для определения элементов синограммы, изменяющихся во время сканирования. Весовой коэффициент для каждой главной компоненты описывает, как эта компонента меняется со временем, и может отражать фазу и период респираторных движений.

Сначала данные в формате списков событий группируются в набор уменьшенных синограмм. Каждая синограмма в этом наборе имеет продолжительность 0,5 с и пониженное разрешение в радиальном и угловом компонентах. Уменьшение разрешения в осевых компонентах не выполняется, чтобы сохранить максимальное пространственное разрешение в направлении, наиболее чувствительном к респираторным движениям. В данной реализации информация о времени пролета не используется. Затем выполняется коррекция низкочастотных изменений общего числа событий для учета процессов, не связанных с дыханием (например, перераспределения радиофармпрепарата). После этого на синограмму накладывается маска с использованием порога, чтобы исключить области, находящиеся за пределами тела пациента [20, с. 4].

Далее применяется анализ главных компонент, и первые три главные компоненты анализируются на содержание РС. Оценка проводится с использованием показателя сигнал/шум для частот, характерных для дыхания, обозначенного как R. Этот показатель рассчитывается из спектра мощности преобразованных данных: максимальное значение Фурье-преобразования весовой функции собственных векторов в диапазоне респираторных частот (0,1–0,4 Гц) делится на среднее значение для частот выше этого диапазона (0,4–1,0 Гц). Среди трех полученных значений (максимум респираторной частоты/средний шум) выбирается наибольшее, которое определяется как R. Соответствующая главная компонента становится респираторной компонентой, и респираторная кривая извлекается с использованием ее собственного вектора. Респираторная кривая затем интерполируется с шагом 0,25 с.

Синхронизация DDG имеет несколько потенциальных преимуществ по сравнению с отслеживанием РЦ с помощью внешней системы. DDG основана на движении органа внутри пациента, что напрямую связано с респираторным движением органов и опухолей. Внешние устройства, как правило, отслеживают положение грудной стенки, предполагая, что интересующие органы движутся синхронно с ней. На самом деле органы и поражения внутри тела могут демонстрировать респираторные движения с фазовым сдвигом по отношению к движению грудной стенки. Для DDG не требуется время на настройку, так как внешние системы или инструменты не прикрепляются к пациенту. Кривые DDG по своей природе синхронизированы со сканером, что исключает возможность временного рассогласования, которое могло бы нарушить надежность синхронизации. На сегодняшний день коммерческие решения для респираторной синхронизации на основе данных ПЭТ еще не получили широкого распространения [19, с. 1681].

Вывод по главе 2

В заключение можно отметить, что исследования [16-21] показали следующее: современные методы компенсации респираторных движений в ПЭТ/КТ, включая синхронизацию на основе внешних устройств, методы задержки дыхания и алгоритмы извлечения респираторного сигнала непосредственно из данных, демонстрируют значительный прогресс в корректировке артефактов, возникающих из-за респираторных движений. Эти подходы позволяют улучшить пространственное разрешение, повысить точность локализации опухолей и корректность количественной оценки показателей, таких как SUV max, что имеет решающее значение для планирования лучевой терапии и точной диагностики.

Однако, несмотря на очевидные достоинства, ни один из описанных методов не является универсальным решением. Их применение часто сопряжено с рядом ограничений и сложностей. Например, методы, основанные на задержке дыхания, требуют от пациента значительных усилий, а повторные длительные задержки могут оказаться практически неприменимыми для больных с одышкой или другими нарушениями дыхания. Методы, использующие внешние устройства для респираторной синхронизации, добавляют дополнительное время на подготовку и настройку оборудования, что не всегда удобно в условиях клинической практики. Более того, внешние системы зачастую отслеживают лишь движение грудной стенки, что может не совпадать с внутренними движениями органов, приводя к фазовым сдвигам и остаточным искажениям изображений.

Алгоритмы, извлекающие респираторный сигнал непосредственно из данных ПЭТ/КТ, демонстрируют потенциал для более точной синхронизации, поскольку они учитывают движения внутри тела пациента. Тем не менее, данный подход требует высокоточных вычислительных алгоритмов и ещё не получил

широкого клинического внедрения из-за сложности реализации и необходимости оптимизации параметров для различных пациентов.

Таким образом, несмотря на значительный прогресс и наличие множества эффективных методик, проблема искажений, вызванных респираторными движениями, остаётся актуальной. Методы, хоть и являются качественными и способны улучшать качество изображений, не всегда применимы и удобны в рутинной клинической практике, что требует дальнейших исследований и совершенствования технологий для их широкого и надежного применения в диагностике и терапии.

ГЛАВА 3

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ СИМУЛЯЦИИ ДЫХАНИЯ ПРИ ПЭТ/КТ-СКАНИРОВАНИИ

3.1 Физический фантом

Фантомы, применяемые в ПЭТ/КТ-сканерах, разрабатываются с целью определения ключевых характеристик визуализации, что позволяет всесторонне оценить эффективность работы аппарата. В числе наиболее востребованных для этих целей конструкций выделяются IQ-фантом по стандарту NEMA NU-2 и онкологический грудной фантом SNMMI/CTN, получившие широкое международное признание [23, с. 258].

Каждый из представленных фантомов включает тонкостенные сферические вставки различного диаметра, аккуратно размещённые внутри корпуса. При выполнении валидационных исследований все сферические вставки традиционно заполняются раствором РФП с концентрацией, существенно превышающей фоновую активность в окружающем однородном материале фантома. Такая конфигурация обеспечивает высокий уровень контраста, необходимый для детального анализа визуализационных возможностей сканера [23, с. 259].

Фантом по стандарту NEMA содержит шесть сферических вставок с диаметрами 10 мм, 13 мм, 17 мм, 22 мм, 28 мм и 37 мм, равномерно распределённых по окружности внутри корпуса, изготовленного из полиэстера. Все вставки располагаются в однородной матрице, характеризующейся пониженной концентрацией РФП, что позволяет моделировать реальные условия визуализации. Чаще всего используется раствор РФП с отношением активности «вставка:фон» равным 10:1, что способствует получению высококачественных изображений и точной оценке разрешающих способностей оборудования [23, с. 260].

Более сложной и клинически релевантной конструкцией обладает онкологический грудной фантом SNMMI/CTN. Его дизайн предусматривает гораздо более вариативное расположение и размеры вставок, что позволяет имитировать широкий спектр клинических сценариев. Помимо вставок аналогичных по размерам фантома NEMA, данный фантом может включать индивидуальные сферические элементы с диаметрами 7 мм, 15 мм и 20 мм. Также в легочном регионе фантома присутствуют пенополистирольные вставки, которые позволяют воспроизводить специфическую плотность легочной ткани и обеспечивает более высокий контраст между вставками и окружающим материалом [23, с. 261; 24, с. 146].

При использовании фантома CTN для исследования качества изображений, вставки заполняются раствором с отношением активности «вставка:фон» равным 4:1 в областях с однородным фоном [24, с. 147].

Следует отметить, что несмотря на свою продуманную конструкцию, данные фантомы не предназначены для моделирования респираторных движений, происходящих во время сканирования, что требует применения дополнительных методов имитации динамических процессов.

Для оценки влияния респираторных движений на качество сканирования разработан специализированный фантом, позволяющий имитировать динамические условия исследования. Фантом CIRS Dynamic Thorax Phantom, представляющий собой антропоморфный фантом грудной клетки, в котором интегрирована сферическая вставка диаметром 2,5 см, заполненная раствором РФП. Сфера подвергается циклическому движению «вверх-вниз» за счёт внешнего мотор-редуктора, моделирующего респираторный цикл, что позволяет проводить последовательный анализ статических и динамических изображений для оценки влияния респираторных движений на стандартные показатели накопления препарата и измерения метаболического объёма. Конструкция фантома предусматривает перемещение цилиндрической вставки, в которой расположена пластиковая сфера, посредством двигателя и синхронно с этим перемещается платформа с маркером, предназначенным для отслеживания респираторных движений [25, с. 13; 26, с. 4].

Несмотря на свою инновационность, данный метод имеет определённые ограничения. В частности, он не позволяет моделировать группу движущихся сфер, а отсутствие фоновой активности затрудняет воспроизведение полной клинической картины патологического очага. Эти недостатки исключают возможность построения зависимости коэффициента восстановления и точной оценки влияния движения на контраст между объектами, что существенно усложняет прогнозирование изменений качества ПЭТ-изображения и метаболического объёма в зависимости от размеров патологического очага при наличии респираторных движений [26, с. 4].

Для решения данных недостатков в ГУ РНПЦ им. Н. Н. Александрова создан собственный фантом, представляющий герметичную ёмкость объёмом 2,5 л со съёмной крышкой, оснащённую шестью сферами с диаметрами 10, 13, 17, 22, 28 и 37 мм, которые фиксированы на поверхности фантома [26, с. 1].

Конструкция фантома позволяет заполнять его и сферы радиофармацевтическим препаратом с установленным соотношением фоновой удельной активности к активности в каждой сфере. Для имитации респираторных движений фантом интегрирован в установку, включающую мотор-редуктор с валом, оснащённым кулачком, регулятор скорости с переключателем и подвижную платформу длиной 1 м, которая соединяется с валом посредством кулачка [26, с. 2].

Принцип действия заключается в следующем. В тело фантома устанавливаются сферы, которые заполняются радиофармацевтическим препаратом в заданном соотношении. Фантом позиционируется на подвижной платформе и центрируется по лазерным указаниям компьютерного томографа. Сначала проводится исследование в статическом режиме, а затем – в динамическом [26, с. 6; 27, с. 498].

При подключении мотор-редуктора к источнику питания, устройство начинает вращать вал с кулачком, что приводит к перемещению подвижной платформы, на которой жестко закреплён фантом с заполненными РФП сферами. Таким образом, движение фантома имитирует респираторный процесс биологической модели, а перемещение шести сфер, закреплённых на штифтах, вкручиваемых в крышку фантома, соответствует движению патологических очагов накопления препарата [26, с. 5; 27, с. 499].

После запуска движения производится сканирование, в ходе которого на компьютерном томографе получают топограмму, по которой планируется область исследования для последующего сканирования на компьютерном и позитронно-эмиссионном томографах [27, с. 499].

3.2 Среда программирования MATLAB

При разработке математических моделей в области медицинской визуализации и диагностики важным этапом является выбор программного инструментария, способного обеспечить высокую точность численных расчетов, удобство визуализации результатов и гибкость в моделировании сложных процессов. MATLAB выбран в качестве основной среды разработки по ряду причин, обусловленных его широкими возможностями для научного моделирования, анализа данных и визуализации, что делает его незаменимым инструментом в задачах, связанных с симуляцией динамических процессов, таких как моделирование движения опухоли во время респираторного цикла. Благодаря интегрированной среде разработки MATLAB предоставляет возможность оперативно создавать, тестировать и оптимизировать алгоритмы, что существенно ускоряет научные исследования и позволяет сосредоточиться на решении прикладных задач.

Язык MATLAB, ориентированный на работу с матрицами и векторами, идеально подходит для решения задач линейной алгебры, численного анализа и оптимизации. Такой подход позволяет исследователю уделять максимум внимания постановке математической модели, не отвлекаясь на рутинные аспекты реализации базовых алгоритмов. В частности, при моделировании движения опухоли при дыхании значительную роль играют преобразования координат, использование синусоидальных функций для имитации респираторного цикла и точные расчеты смещений, что в полной мере соответствует парадигме MATLAB. Эта гибкость в работе с данными способствует не только повышению точности моделирования, но и облегчает адаптацию алгоритмов под специфические требования исследовательских задач [28].

Одним из ключевых преимуществ MATLAB является наличие обширной библиотеки встроенных функций и специализированных инструментов, предназначенных для решения прикладных задач в различных областях науки и техники. Эта библиотека позволяет использовать готовые решения для сложных

вычислений и визуализаций, что значительно ускоряет разработку модели и повышает её надежность. Мощные средства визуализации, присущие MATLAB, позволяют не только строить графики, отражающие, например, синусоидальную функцию дыхания, но и создавать анимации, демонстрирующие динамическое изменение положения опухоли в реальном времени. Такой подход к визуализации данных является ключевым этапом анализа и интерпретации результатов симуляции, поскольку позволяет исследователю оперативно оценить корректность модели, выявить возможные аномалии и провести сравнительный анализ различных подходов к решению задачи.

Не менее важным аспектом является обеспечение высокой степени воспроизводимости результатов, что является краеугольным камнем современных научных исследований. MATLAB предоставляет возможность автоматизированного документирования кода и построения отчетов, что позволяет не только сохранить подробную историю экспериментов, но и облегчает процесс валидации модели. Использование встроенных функций для генерации отчетов, аннотаций и комментариев к коду упрощает передачу экспериментальных данных другим исследователям, делая процедуру повторного анализа максимально прозрачной и доступной. Такой подход полностью соответствует современным требованиям к прозрачности научных исследований и способствует более широкому распространению результатов в академическом сообществе.

В совокупности, интегрированная среда MATLAB, его богатый функционал для численных расчетов и визуализации, а также возможности для документирования и воспроизводимости результатов создают оптимальные условия для проведения научных исследований. Эти преимущества обеспечивают высокое качество экспериментальных работ и способствуют достижению точных и надежных результатов, что имеет решающее значение для развития методов диагностики и динамического моделирования в медицине. Таким образом, выбор MATLAB как основной платформы для разработки вычислительно-интенсивных моделей оправдан как с точки зрения научного подхода, так и с практической эффективностью, что делает его незаменимым инструментом в арсенале современного исследователя [28].

3.3 Принцип работы модели

Модель, разработанная в MATLAB R2023b Update 4 (23.2.0.2428915), моделирует влияние респираторных движений на точность ПЭТ/КТ-изображений опухолевых образований, выполняя количественную и качественную оценку ошибок объёмных измерений, возникающих в результате респираторной активности [1-А, с.].

Модель реализована в виде единого м-файла (текстовый файл с расширением «.m», содержащий код на языке MATLAB и предназначенный для реализации скриптов, вычислительных алгоритмов и моделирования),

содержащего множество взаимосвязанных функций, каждая из которых отвечает за определённый этап симуляции.

Модель можно запустить непосредственно в среде MATLAB, нажав кнопку «Run», или воспользоваться скомпилированным автономным приложением «Gating_Model_PET_CT», которое позволяет выполнять симуляцию без необходимости открытия исходного кода в MATLAB. Также для работы скомпилированного приложения не требуется скачивание и установка приложения MATLAB, что делает его удобным для большинства пользователей.

После запуска модели, в первую очередь, запускается блок симуляции и создаётся графический интерфейс пользователя, который позволяет задать исходные параметры моделирования. Принцип работы блока симуляции наглядно представлен на схеме (см. Рисунок 3.1). Где: S – величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению; D – диаметр сферы [1-А, с.].

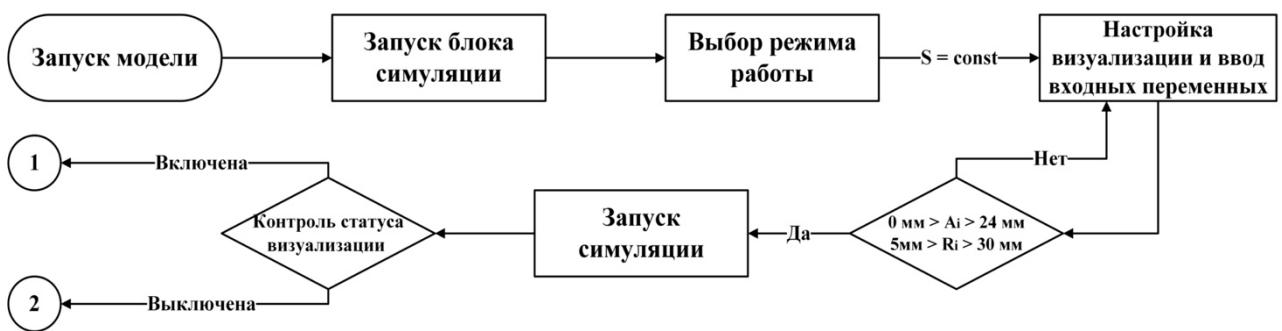


Рисунок 3.1 – Схема работы блока симуляции [1-А, с. , рис. 3]

Интерфейс поддерживает два режима работы (см. Рисунок 3.2): один при фиксированной величине смещения патологического очага по сагиттальному направлению с изменением диаметра сферы и другой при фиксированном диаметре сферы с варьированием величины смещения патологического очага по сагиттальному направлению [1-А, с.].

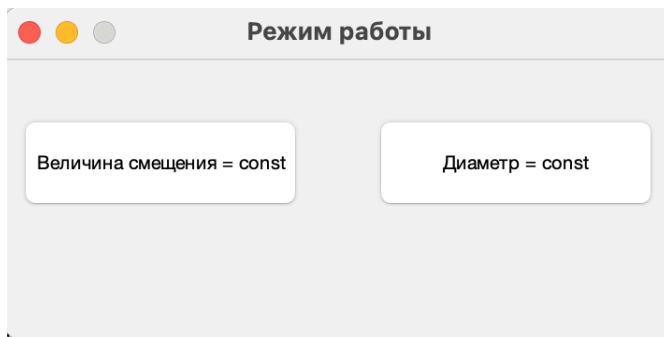


Рисунок 3.2 – Окно выбора режима работы модели

После выбора режима работы пользователь вводит величину смещения патологического очага по сагиттальному направлению дыхания, период респираторного цикла, время проведения моделирования, а также диаметр исследуемой сферы, являющейся математическим приближением

опухоли, или набор значений для диаметра или величины смещения патологического очага по сагиттальному направлению, в зависимости от выбранного режима работы, для анализа ПЭТ/КТ-снимков множественных опухолей у пациента и/или для анализа ПЭТ/КТ-снимков опухолей у различных пациентов. Ввод параметров сопровождается возможностью динамического добавления и удаления полей для ввода диаметров или величин смещения патологического очага по сагиттальному направлению, с помощью специальных кнопок «Добавить диаметр»/«Добавить величину смещения» и «Удалить диаметр»/«Удалить величину смещения», что позволяет гибко адаптировать экспериментальные данные. Также в интерфейсе присутствует переключатель «Включить визуализацию». Этот элемент управления представляет собой флаговую кнопку, которая позволяет пользователю включать или отключать визуализационное отображение симуляции. При установке галочки в флаговую кнопку запускаются расчёты процедуры и визуализационный блок, а если галочка не установлена, модель выполняет расчёты процедуры без визуализации, что может быть полезно при проведении пакетных расчётов или оптимизации вычислительных процессов (см. Рисунок 3.3) [1-А, с.].

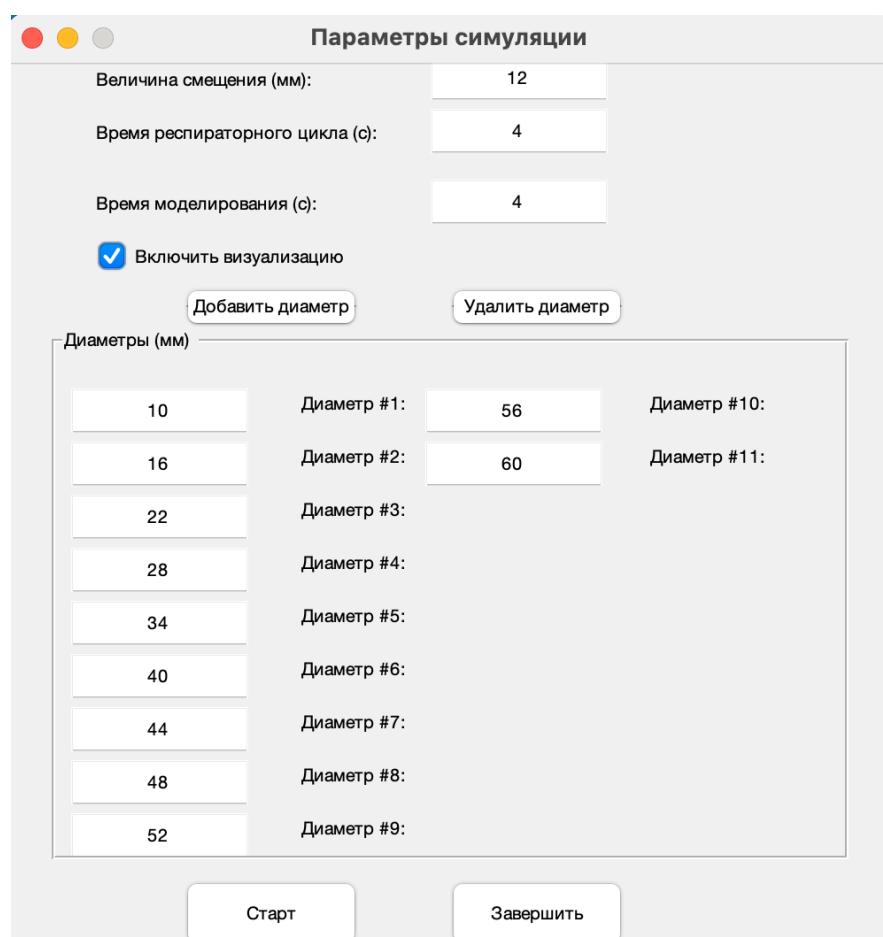


Рисунок 3.3 – Окно ввода параметров

После ввода входных параметров и нажатия кнопки «Старт» модель выполняет проверку корректности введённых данных. Если обнаружены ошибки, выводится уведомление, информирующее пользователя о том, какие

параметры введены некорректно, что позволяет оперативно внести необходимые исправления. При отсутствии ошибок модель продолжает выполнение симуляции и дополнительно проверяет наличие установленной галочки в флаговой кнопке для включения визуализации.

Симуляция включает комплексную анимацию, состоящую из нескольких этапов, отображаемых на отдельных графиках в одном окне. Блок визуализации реализован с помощью функции «visual». Функция «visual» выполняет моделирование, имитируя динамику движения сферы в условиях респираторного движения и одновременно накапливая сигналы для моделирования ПЭТ и КТ изображений. Принцип работы визуализационного блока наглядно показан на схеме работы визуализационного блока (см. Рисунок 3.4) [1-А, с.].

В начале функции вычисляется площадь поперечного сечения сферы (см. формула 3.1), задаётся размер квадратной сетки (grid_size = 400), которая используется для представления накопленных импульсов, и инициализируются переменные для подсчёта количества пикселей, посещённых в процессе симуляции.

$$S = \pi \cdot R^2 \quad (3.1)$$

Где R – радиус сферы.

Создаётся временной вектор t с шагом $dt = 0.05$ с общей длительностью $total_time$, которая задаётся в графическом интерфейсе пользователя, что позволяет разбить процесс моделирования на дискретные временные интервалы.

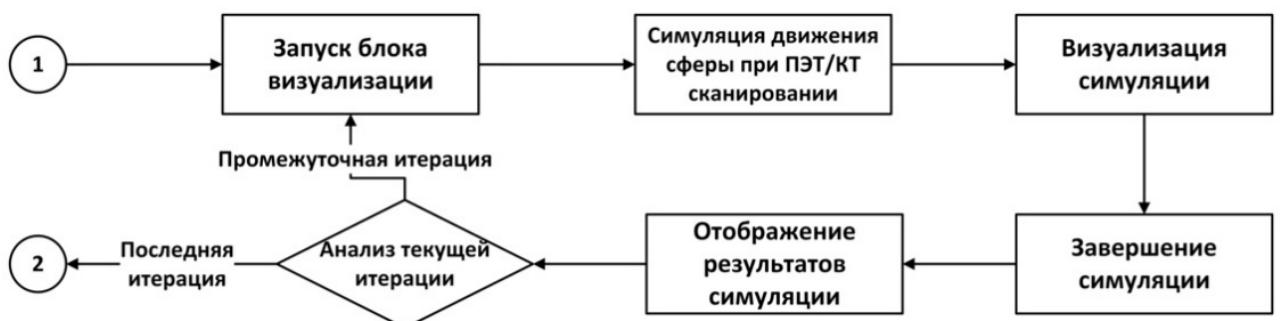


Рисунок 3.4 – Схема работы блока визуализации [1-А, с. , рис. 4]

Далее функция рассчитывает траекторию движения сферы по эллиптической кривой. Значения по оси Y и по оси X вычисляются с помощью уравнений 3.2 и 3.3, соответственно. Эти уравнения задают гармоническое движение, имитирующее дыхание, при этом эллиптическая форма траектории обеспечивает несимметричное смещение объекта [1-А, с.].

$$l_y(t) = \frac{S}{2} \cdot \sin\left(\frac{2 \cdot \pi \cdot t}{t_p}\right) \quad (3.2)$$

$$l_y(t) = 0,225 \cdot S \cdot \sin\left(\frac{2 \cdot \pi \cdot t}{t_p}\right) \quad (3.3)$$

Где S – величина смещения патологического очага по сагittalному направлению;

t – момент времени;

t_p – период респираторного цикла.

Для накопления сигналов создаются две матрицы: `signal_grid` для ПЭТ и `gridCT` для КТ, а также соответствующие логические матрицы `visited_pixels` и `visited_pixelsCT` для отслеживания посещённых пикселей. Функции `map_to_grid` и `map_to_gridCT` осуществляют линейное преобразование координат в индексы сетки, учитывая заданные пределы по осям, что позволяет корректно сопоставлять реальные координаты с пиксельной структурой изображения.

После инициализации всех параметров создаётся окно симуляции, которое переводится в режим полного экрана. Затем с помощью функции «annotation» создаются текстовые поля для отображения промежуточных значений, что позволяет динамически информировать пользователя о текущем состоянии симуляции (см. Рисунок 3.5) [1-А, с.].

Основной цикл перебора по временной сетке отвечает за динамическое обновление состояния модели. В каждой внутренней итерации рассчитывается текущее положение сферы, определяемое как сумма начальной позиции и смещения, вычисленного по траектории. Затем на основе этого положения находятся соответствующие индексы в матрицах сигнала, и для диапазонов пикселей, охватывающих сферу, происходит накопление случайных импульсов. Количество импульсов генерируется случайно в заданном диапазоне, что моделирует статистическую природу регистрации сигнала. При этом обновляются счетчики посещённых пикселей, и вычисляется накопленная площадь, которая затем корректируется (делится на 16) для получения площади в мм^2 и отображается над графиками 3 и 4. Далее функция обновляет графическое окно и создаёт четыре графика, каждый из которых отвечает за отдельный этап визуализации [1-А, с.].

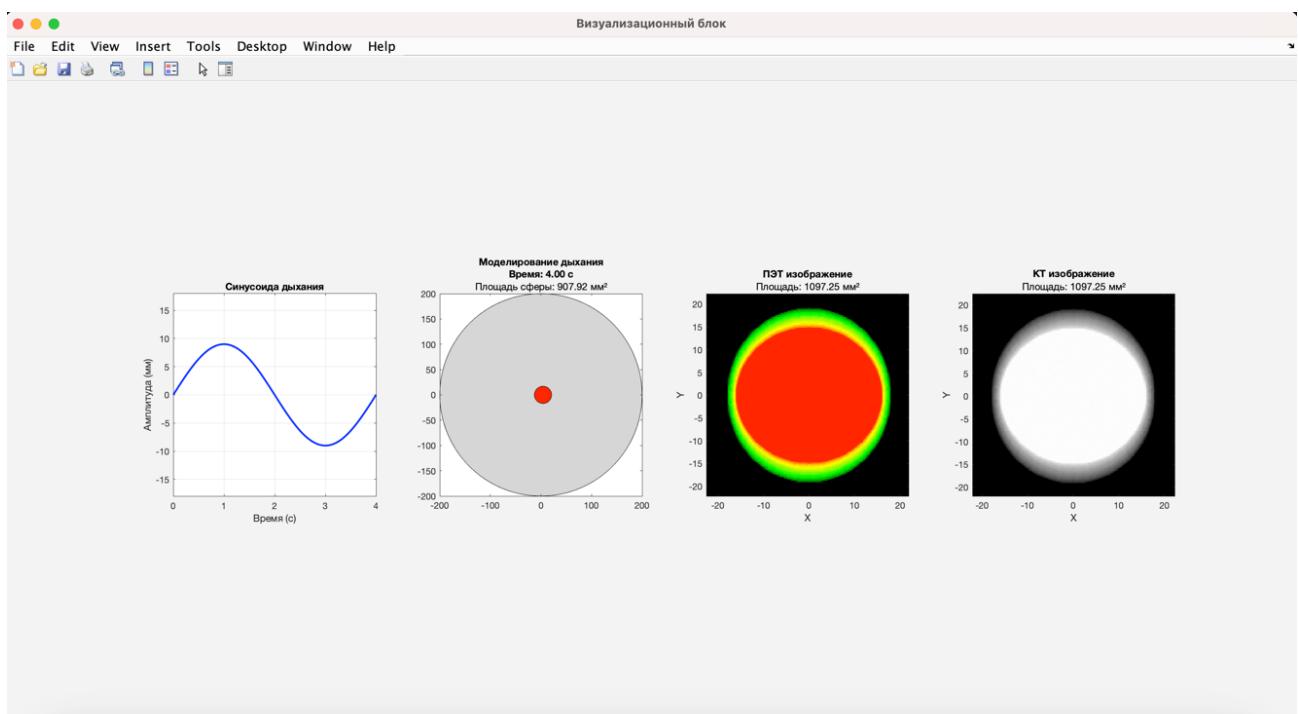


Рисунок 3.5 – Окно визуализационного блока

Первый график строит синусоиду дыхания по формуле 4. Происходит вывод графика зависимости величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению дыхания от времени, что демонстрирует ритмичное респираторное движение.

$$A(t) = \frac{S}{2} \cdot \sin\left(\frac{2\pi t}{t_p}\right) \quad (3.4)$$

Где S – величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению;

t – момент времени;

t_p – период респираторного цикла.

Второй график моделирует расположение сферы в фантоме. Сначала создаётся окружность, представляющая цилиндр, ограничивающий область изображения, после чего отрисовывается сфера, положение которой определяется по текущим координатам. Этот график позволяет наблюдать перемещение поперечного сечения сферы по вытянутой эллиптической траектории, а также служит для визуального контроля за площадью сферы.

Третий график отображает смоделированное ПЭТ-изображение. Здесь используется функция `imagesc`, которая визуализирует матрицу `signal_grid` с заданными пределами осей, преобразованными для корректного отображения. Применяется пользовательская цветовая карта, представляющая переход от черного (низкая интенсивность) к красному (высокая интенсивность) цвету, что позволяет оценить распределение накопленных импульсов и эффект размытия, вызванный движением сферы [1-А, с.].

Четвёртый график аналогичен третьему, но предназначен для моделирования КТ-изображения. Здесь используется `imagesc` для визуализации матрицы `gridCT`, а для цветового отображения применяется стандартная серая цветовая карта. Это позволяет сравнить различия между методами ПЭТ и КТ, поскольку визуальные характеристики изображения КТ отличаются цветовым решением.

В конце каждой внутренней итерации цикл делает короткую паузу, что обеспечивает плавное воспроизведение анимации. Таким образом, за счёт последовательного обновления графических объектов и динамического накопления данных реализована детальная анимация, которая демонстрирует как движение сферы, так и соответствующее накопление сигнала, что является ключевым элементом симуляции респираторного движения при ПЭТ/КТ-сканировании.

После завершения всех внутренних итераций модель анализирует результаты текущей симуляционной итерации. Если выполнена последняя итерация, запускается расчетный блок, который выводит итоговые данные, позволяющие получить полное представление о влиянии изменяющихся параметров на конечные показатели. Если же итерация не является последней, модель автоматически переходит к следующей симуляционной итерации, используя новый набор входных значений [1-А, с.].

При этом по окончании каждой симуляционной итерации результаты визуализационной части отображаются в отдельном окне, которое остается открытым для пользователя и не закрывается автоматически.

После завершения визуализации автоматически запускается расчетный блок, схема работы которого подробно представлена на рисунке 3.6, для случая опухоли с диаметром 19,6 мм и величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению колебаний 13,2 мм [1-А, с.].

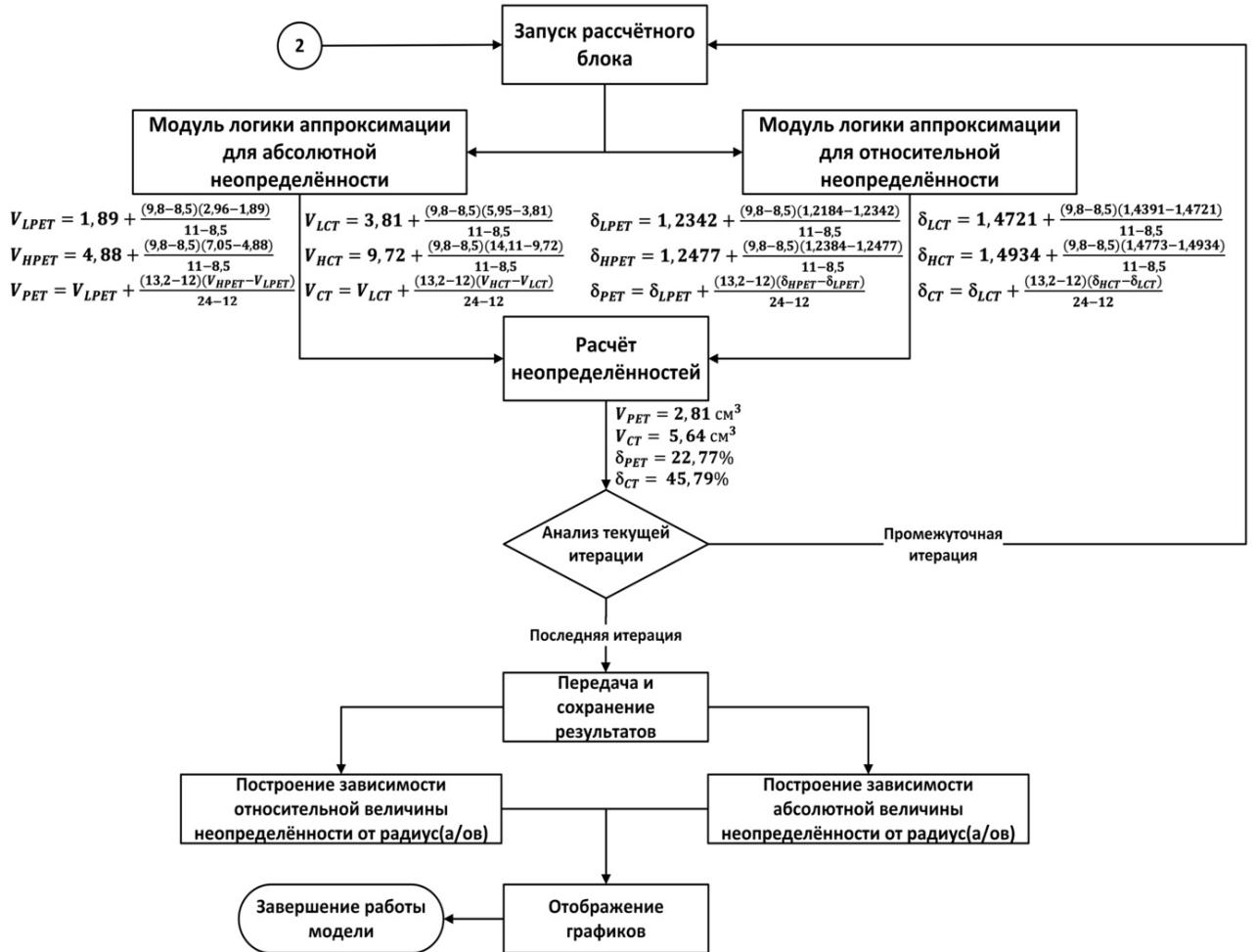


Рисунок 3.6 – Схема работы расчётного блока [1-А, с. , рис. 5]

Основные расчётные процедуры модели основаны на экспериментальных данных, полученных с физического фантома. Для каждого условия происходит запуск симуляционных функций, отвечающих за моделирование ПЭТ- и КТ-изображений. Функции «relative_uncertainty» и «absolute_uncertainty» содержат разветвлённую серию условных логических конструкций (if-elseif-else), в которых для различных диапазонов значений вычисляются, соответственно, относительные неопределённости и абсолютные значения неопределённости. Внутри каждого блока реализуется линейная интерполяция на основе экспериментальных данных для значений, попадающих в рамки измеренного диапазона, а при выходе за пределы диапазона выполняется экстраполяция с использованием экспоненциальных или логарифмических зависимостей [1-А, с.].

После завершения вычислений всех неопределённостей в рамках одной симуляционной итерации модель проводит анализ текущей симуляционной итерации. Если текущая итерация не является последней, то расчетный блок запускается вновь для проведения расчётов по новому набору входных данных. Если же выполнена последняя итерация, результаты передаются в блок симуляции.

В блоке симуляции создается структура S , в которой для каждой симуляции сохраняются входные параметры и результаты вычислений. В структуру заносятся такие данные, как заданная величина смещения патологического очага по сагittalному направлению, аналитически вычисленная площадь сферы, полученные срезы изображений и соответствующие относительные и абсолютные неопределённости [1-А, с.].

Для корректного представления полученных данных массивы с величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению/радиусами, относительными и абсолютными неопределённости преобразуются в столбчатые векторы, что упрощает построение графиков. Затем создаются два отдельных графика: на первом изображается зависимость относительной неопределённости (в процентах) от диаметра сферы (см. Рисунок 3.7), а на втором – зависимость абсолютной неопределённости (в см³) от диаметра сферы (см. Рисунок 3.8). Также на графиках представлена легенда, которая служит для уточнения, какая линия соответствует ПЭТ, а какая — КТ. Кроме того, в легенде указано значение величины смещения или радиуса для каждой итерации.

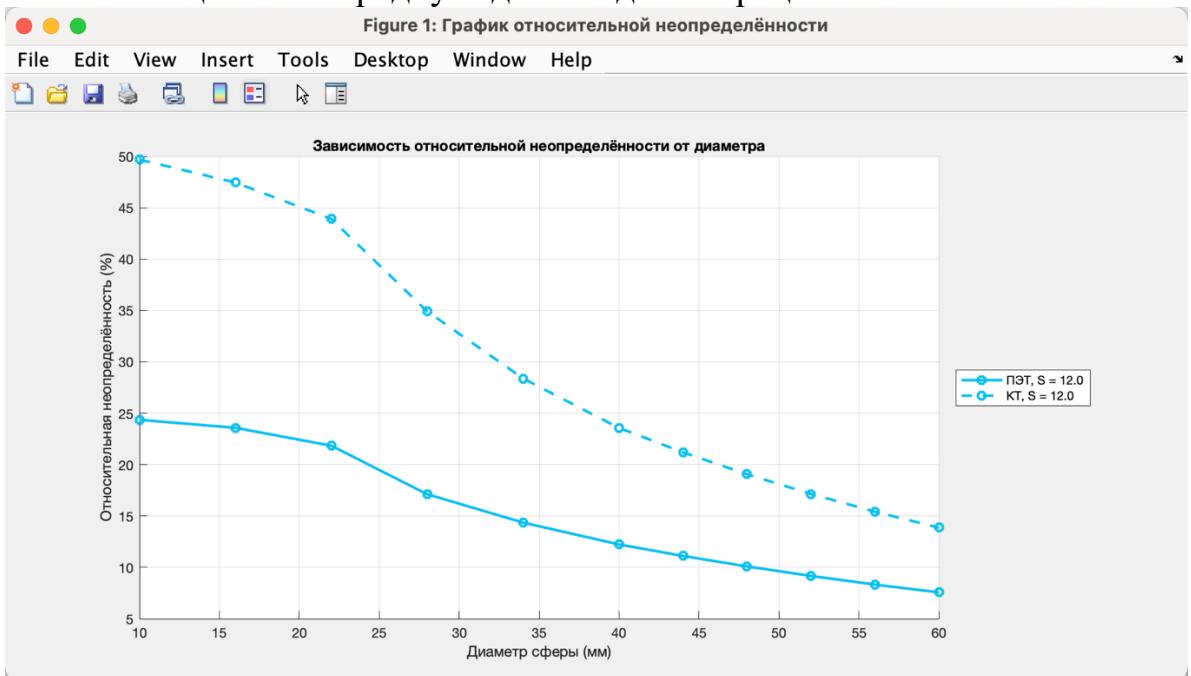


Рисунок 3.7 – Окно расчётного блока с графиком относительной неопределённости

Период респираторного цикла, хотя и является обязательным входным параметром, используется исключительно для анимационной части модели и не влияет непосредственно на расчёт погрешностей. Таким образом, вычислительные процедуры сфокусированы на оценке влияния величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению и размера

сферы, что позволяет получить детальные графики зависимости относительных и абсолютных погрешностей от изменяющихся параметров [1-А, с.].

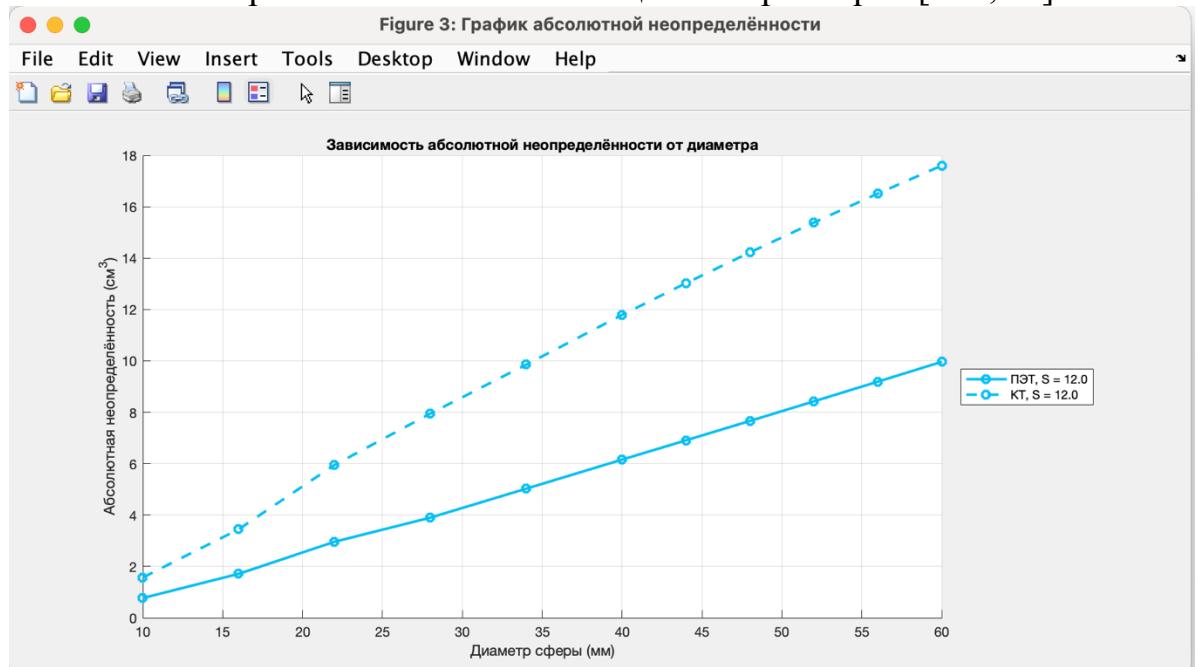


Рисунок 3.8 – Окно расчётного блока с графиком абсолютной неопределённости

После отображения результатов пользователь может закрыть все открытые окна, тем самым завершив работу модели. Кроме того, при необходимости пользователь может изменить входные данные и запустить симуляцию повторно [1-А, с.].

Вывод по главе 3

Применение физически реализованных фантомов, имитирующих как статические, так и динамические процессы, позволяет не только оценить характеристики работы диагностического оборудования, но и смоделировать клинически релевантные сценарии. В частности, такие фантомы дают возможность исследовать влияние респираторных движений на распределение радиофармацевтического препарата, что является важным аспектом при оценке функциональной активности патологических очагов.

Специализированные динамические фантомы, способные воспроизвести респираторную подвижность, открывают новые возможности для оценки воздействия респираторных движений на размеры и форму патологических образований при проведении ПЭТ/КТ-сканирования. Однако проведение сканирования динамического фантома, имитирующего движение патологического очага, для каждого пациента является нецелесообразным с точки зрения затрат времени и ресурсов, а также организационных сложностей в клинической практике.

Для преодоления данной проблемы разработана математическая модель, позволяющая учитывать респираторные искажения при визуализации патологических очагов на ПЭТ/КТ-изображениях. Эта модель интегрирует данные о респираторных движениях и позволяет оценить неопределённость объёма патологического очага, возникшую вследствие динамики дыхания во время сканирования. Таким образом, модель обеспечивает возможность корректировки результатов визуализации, повышая точность диагностики без необходимости проведения дополнительного сканирования каждого пациента с динамическим фантомом.

ГЛАВА 4

ВЕРИФИКАЦИЯ И ОЦЕНКА РЕЗУЛЬТАТОВ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ

4.1 Верификация модели

Верификация модели является ключевым этапом научных исследований, поскольку она позволяет подтвердить её достоверность и применимость в реальных условиях. В данном случае верификация проведена на основе анализа ПЭТ/КТ-изображений, обработанных с использованием программного обеспечения Ellipse v.16.1. Данный процесс необходим для оценки точности методики и определения возможных источников ошибок, что особенно важно при учёте респираторной подвижности в ходе сканирования.

В рамках эксперимента проведено контурирование 12 патологических очагов на КТ-изображениях, из которых 7 совмещены с ПЭТ-изображениями. Это позволило определить их геометрические параметры, а именно: величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению, диаметр патологического очага и объём ITV по ПЭТ и/или КТ-изображениям. Также на основании полученных значений величин смещения патологического очага по сагиттальному направлению и диаметров вычислены относительные и абсолютные неопределённости с помощью модели.

Также рассчитан истинный объём, который представляет объём, пройденный патологическим очагом с учётом всех движений, по формуле 4.1, полученной из модели, проиллюстрированной на рисунке 2.1.

$$V_{\text{ист}} = \frac{4}{3} \cdot \pi \cdot (R + \varepsilon)^3 + \pi \cdot (R + \varepsilon)^2 \cdot S \quad (4.1)$$

Где R – радиус патологического очага;

ε – величина амплитуда движения патологического очага «влево-вправо»;

S – величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению.

Формула 4.1 приняла такой вид так как идеализированная модель облучаемого объёма, учитывающая все направления движения патологического очага, представляет цилиндр высотой равной величине смещения патологического очага по сагиттальному направлению и радиусом оснований, равным суммарному значению радиуса патологического очага и величине амплитуды движения патологического очага «влево-вправо», а также сфере, разделённой пополам и прикреплённой к основаниям цилиндра, с радиусом равным суммарному значению радиуса патологического очага и величине амплитуды движения патологического очага «влево-вправо».

По экспериментально полученному объёму ITV на КТ-снимках и истинному объёму рассчитаны экспериментальные абсолютная и относительная неопределённости с использованием формул 4.2 и 4.3, соответственно. Абсолютная неопределённость определяется как разница между истинным

объёмом и полученным экспериментальным значением. В то время как относительная неопределённость показывает процентное отклонение экспериментального объёма от истинного.

$$\alpha_{\text{эксп}} = |V_{\text{ист}} - V_{\text{ITV}}| \quad (4.2)$$

$$\beta_{\text{эксп}} = \frac{\alpha_{\text{эксп}}}{V_{\text{ист}}} \cdot 100 \quad (4.3)$$

Где $V_{\text{ист}}$ – истинный объём;

V_{ITV} – объём ITV.

Основной целью верификации модели является сравнение экспериментальных результатов с модельными прогнозами. В этом контексте расчёт относительной погрешности между данными, полученными из модели, и экспериментальными значениями является необходимым этапом, позволяющим количественно оценить точность и надёжность модели. Относительная погрешность для абсолютной и относительной неопределённости рассчитана по формулам 4.4 и 4.5, соответственно.

$$\delta_{\text{абс}} = \frac{|\alpha_{\text{эксп}} - \alpha_{\text{мод}}|}{\alpha_{\text{эксп}}} \cdot 100 \quad (4.4)$$

$$\delta_{\text{отн}} = \frac{|\beta_{\text{эксп}} - \beta_{\text{мод}}|}{\beta_{\text{эксп}}} \cdot 100 \quad (4.5)$$

Где $\alpha_{\text{эксп}}$ – экспериментальная абсолютная неопределённость;

$\alpha_{\text{мод}}$ – модельная абсолютная неопределённость;

$\beta_{\text{эксп}}$ – экспериментальная относительная неопределённость;

$\beta_{\text{мод}}$ – модельная относительная неопределённость.

Эти расчёты являются ключевым элементом верификации, так как они обеспечивают объективное сравнение между модельными и экспериментальными данными. Полученные результаты для КТ представлены в таблице 4.1.

Таблица 4.1 – Результаты верификации модели для КТ

№	D, мм	S, мм	$V_{\text{ист}}, \text{см}^3$	$V_{\text{ITV}}, \text{см}^3$	$\alpha_{\text{эксп}}, \text{см}^3$	$\beta_{\text{эксп}}, \%$	$\alpha_{\text{мод}}, \text{см}^3$	$\beta_{\text{мод}}, \%$	$\delta_{\text{абс}}, \%$	$\delta_{\text{отн}}, \%$
1	25,10	2,20	10,13	9,30	0,83	8,19	0,81	8,00	2,77	2,36
2	30,80	7,20	25,30	22,00	3,30	13,04	3,24	13,67	1,91	4,80
3	17,30	19,30	15,86	8,10	7,76	48,93	7,62	48,37	1,87	1,14
4	16,10	14,20	9,54	4,90	4,64	48,64	4,51	47,87	2,72	1,58
5	13,30	8,70	3,96	2,38	1,58	39,90	1,59	40,76	0,89	2,16
6	36,30	8,30	42,40	36,90	5,50	12,97	5,36	12,68	2,64	2,25
7	13,60	8,40	4,00	2,40	1,60	40,00	1,57	39,59	2,13	1,02
8	19,60	13,20	12,40	6,80	5,60	45,16	5,64	45,79	0,71	1,39
9	11,20	10,40	3,42	1,80	1,62	47,37	1,59	46,64	2,16	1,54
10	42,30	20,90	97,10	59,90	37,20	38,31	35,78	37,39	3,82	2,40
11	11,90	3,90	2,04	1,50	0,54	26,47	0,54	27,01	0,37	2,04
12	48,20	9,60	78,25	68,30	9,95	12,72	9,66	12,40	2,87	2,48

Где № – номер патологического очага, D – диаметр патологического очага, S – величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению; $V_{\text{ист}}$ – истинный объём пройденный патологическим очагом с учётом всех движений; V_{ITV} – объём ITV по КТ-снимкам; $\alpha_{\text{эксп}}$ – экспериментальная абсолютная неопределённость по КТ-снимкам; $\beta_{\text{эксп}}$ – экспериментальная относительная неопределённость по КТ-снимкам; $\alpha_{\text{мод}}$ – модельная абсолютная неопределенность для КТ; $\beta_{\text{мод}}$ – модельная относительная неопределенность для КТ; $\delta_{\text{абс}}$ – относительная погрешность для абсолютной неопределенности для КТ; $\delta_{\text{отн}}$ – относительная погрешность для относительной неопределенности для КТ.

Для обобщения результатов, полученных в следствии верификации модели для КТ, рассчитаны средние значение величины относительной погрешности для абсолютной и относительной неопределённостей по формуле 4.6.

$$\bar{\delta} = \frac{\sum_{i=1}^n \delta_i}{n} \quad (4.6)$$

Где n – количество значений величин относительной погрешности;

δ_i – i-ое значение величины относительной погрешности.

Для оценки разброса экспериментальных данных вычислено стандартное отклонение значений величин относительных погрешностей для абсолютной и относительной неопределённостей по формуле 4.7.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\delta_i - \bar{\delta})^2}{n}} \quad (4.7)$$

Где n – количество значений величин относительной погрешности;

δ_i – i-ое значение величины относительной погрешности;

$\bar{\delta}$ – среднее значение величины относительной погрешности.

Результаты анализа показали, что относительная погрешность для абсолютной неопределённости составляет 2,07% с дисперсией $\pm 1,01\%$, в то время как для относительной неопределённости получено значение 2,10% $\pm 0,99\%$.

Для верификации модели, для случая ПЭТ-сканирования, использован аналогичный аналитический подход, что и при верификации модели, для случая КТ-сканирования. Результаты проведённых расчётов в таблице 4.2.

Таблица 4.2 – Результаты верификации модели для ПЭТ

№	D, мм	S, мм	$V_{\text{ист}}, \text{см}^3$	$V_{\text{ITV}}, \text{см}^3$	$\alpha_{\text{эксп}}, \text{см}^3$	$\beta_{\text{эксп}}, \%$	$\alpha_{\text{мод}}, \text{см}^3$	$\beta_{\text{мод}}, \%$	$\delta_{\text{абс}}, \%$	$\delta_{\text{отн}}, \%$
1	25,10	2,20	10,13	9,74	0,39	3,85	0,40	3,98	2,56	3,33
2	30,80	7,20	25,30	23,60	1,70	6,72	1,65	6,90	2,94	2,69
3	17,30	19,30	15,86	12,14	3,72	23,46	3,81	24,17	2,50	3,05
4	16,10	14,20	9,54	7,30	2,24	23,48	2,25	23,82	0,40	1,45
5	13,30	8,70	3,96	3,19	0,77	19,44	0,79	19,95	2,08	2,57
6	36,30	8,30	42,40	39,60	2,80	6,60	2,76	6,36	1,32	3,69
7	13,60	8,40	4,00	3,21	0,79	19,75	0,77	19,35	2,15	2,02

Где № – номер патологического очага, D – диаметр патологического очага, S – величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению; $V_{ист}$ – истинный объём пройденный патологическим очагом с учётом всех движений; V_{ITV} – объём ITV по ПЭТ-снимкам; $\alpha_{эксп}$ – экспериментальная абсолютная неопределённость по ПЭТ-снимкам; $\beta_{эксп}$ – экспериментальная относительная неопределённость по ПЭТ-снимкам; $\alpha_{мод}$ – модельная абсолютная неопределенность для ПЭТ; $\beta_{мод}$ – модельная относительная неопределенность для ПЭТ; $\delta_{абс}$ – относительная погрешность для абсолютной неопределенности для ПЭТ; $\delta_{отн}$ – относительная погрешность для относительной неопределенности для ПЭТ.

Результаты расчётов продемонстрировали, что относительная погрешность для абсолютной неопределенности при ПЭТ-сканировании составляет $1,99\% \pm 0,87\%$, тогда как для относительной неопределенности полученное значение равняется $2,69\% \pm 0,77\%$. Эти показатели указывают на высокую степень воспроизводимости измерений, что свидетельствует о надёжности и стабильности модели в условиях респираторной подвижности.

4.2 Оценка величины неопределенности

Определение геометрических параметров патологических очагов является критически важным для планирования лучевой терапии. В частности, необходимо учитывать влияние используемой модальности сканирования на оценку объёма, а также точно определять такие характеристики, как диаметр очага и величина его смещения. В рамках данного раздела проведён анализ 49 теоретических патологических очагов с помощью математической модели, результаты которого приведены в таблице 4.3. Эти данные служат основой для оптимизации стратегии облучения, позволяя учитывать как статические размеры опухоли, так и динамику её перемещения.

Таблица 4.3 – Результаты оценки величины неопределенности

D, мм	S, мм	$\alpha_{кт}$, см ³	$\beta_{кт}$, %	$\alpha_{пэт}$, см ³	$\beta_{пэт}$, %
10,00	0,00	0,03	6,35	0,02	3,84
18,00	0,00	0,17	5,37	0,10	3,06
26,00	0,00	0,44	4,70	0,21	2,29
34,00	0,00	0,63	3,24	0,32	1,59
42,00	0,00	0,87	2,22	0,45	1,21
50,00	0,00	1,12	1,69	0,60	0,89
60,00	0,00	1,44	1,21	0,81	0,61
10,00	4,00	0,47	30,69	0,24	15,77

Продолжение таблицы 4.3

18,00	4,00	0,81	17,21	0,41	8,64
26,00	4,00	1,18	10,06	0,60	5,07
34,00	4,00	1,54	5,36	0,80	2,63
42,00	4,00	1,89	2,96	0,98	1,31
50,00	4,00	2,26	2,16	1,19	0,94
60,00	4,00	2,73	1,53	1,45	0,65
10,00	8,00	0,98	45,13	0,49	22,61
18,00	8,00	2,17	30,92	1,07	15,32
26,00	8,00	3,46	21,13	1,72	10,54
34,00	8,00	4,61	13,74	2,36	6,88
42,00	8,00	5,74	9,67	3,01	4,80
50,00	8,00	6,83	7,62	3,67	3,85
60,00	8,00	8,11	5,75	4,50	2,97
10,00	12,00	1,57	49,68	0,77	24,36
18,00	12,00	4,24	46,48	2,10	23,10
26,00	12,00	7,28	37,91	3,59	18,69
34,00	12,00	9,86	28,38	5,03	14,36
42,00	12,00	12,41	22,35	6,53	11,66
50,00	12,00	14,81	18,08	8,04	9,62
60,00	12,00	17,60	13,87	9,96	7,57
10,00	16,00	2,76	50,57	1,37	25,01
18,00	16,00	6,36	47,37	3,17	23,60
26,00	16,00	11,05	40,87	5,47	20,22
34,00	16,00	16,52	34,08	8,15	16,92
42,00	16,00	22,71	29,16	11,20	15,14
50,00	16,00	29,89	25,64	14,69	13,34
60,00	16,00	40,10	22,05	19,65	11,45
10,00	20,00	3,94	51,46	1,98	25,67
18,00	20,00	8,48	48,20	4,24	24,09
26,00	20,00	14,81	43,83	7,35	21,74
34,00	20,00	23,18	39,78	11,28	19,48
42,00	20,00	33,01	35,97	15,86	18,05
50,00	20,00	44,98	33,21	21,35	16,57
60,00	20,00	62,60	30,22	29,34	14,96

Окончание таблицы 4.3

10,00	24,00	5,13	52,35	2,58	26,32
18,00	24,00	10,60	49,02	5,31	24,58
26,00	24,00	18,57	46,78	9,23	23,26
34,00	24,00	29,84	45,48	14,41	22,04
42,00	24,00	43,31	42,77	20,52	20,95
50,00	24,00	60,07	40,77	28,00	19,81
60,00	24,00	85,09	38,39	39,03	18,47

Где D – диаметр патологического очага, S – величина смещения патологического очага по сагиттальному направлению; $\alpha_{\text{кт}}$ – абсолютная неопределённость для КТ; $\beta_{\text{кт}}$ – относительная неопределённость для КТ; $\alpha_{\text{пэт}}$ – абсолютная неопределённость для ПЭТ; $\beta_{\text{пэт}}$ – относительная неопределённость для ПЭТ.

Дополнительно, на основании разработанной математической модели построены графики, отражающие зависимость относительной неопределённости объёма патологического очага от его диаметра (см. рисунок 4.1).

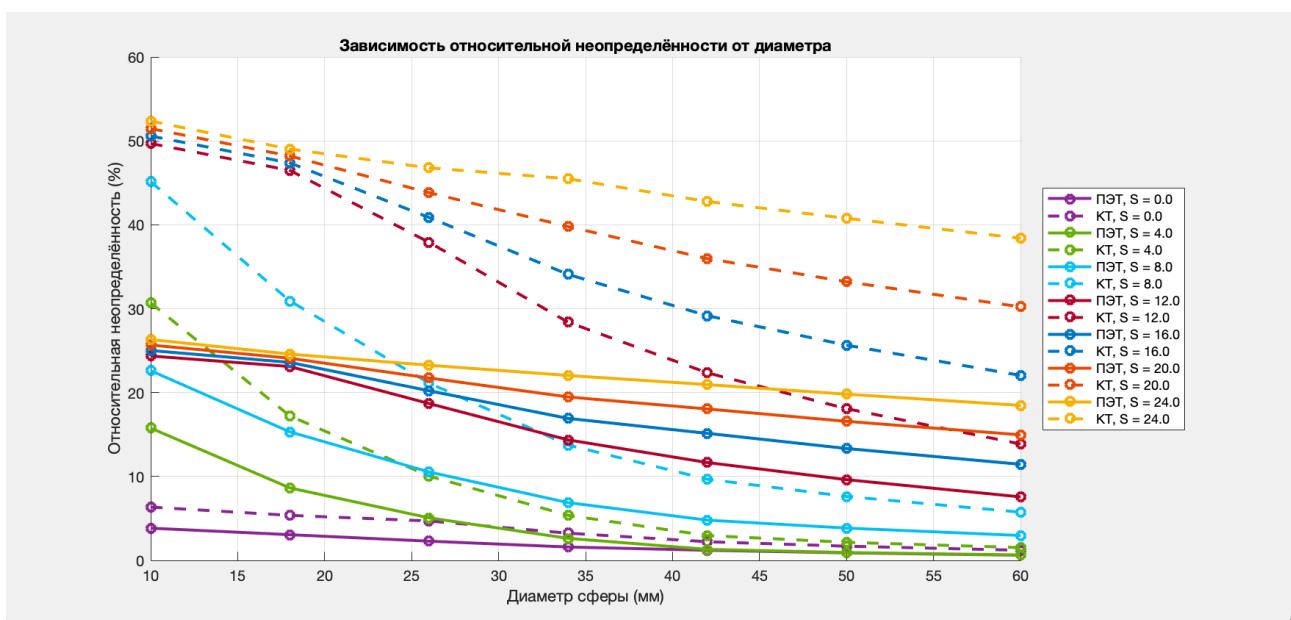


Рисунок 4.1 – Зависимость относительной неопределённости от диаметра

Анализ представленных кривых демонстрирует чёткую тенденцию: при фиксированной амплитуде смещения очага в сагиттальном направлении относительная неопределённость снижается с увеличением диаметра очага. Это обусловлено тем, что вклад дыхательных искажений становится менее значимым по мере роста абсолютных размеров объекта, поскольку относительная доля искажения уменьшается.

Кроме того, из сравнения данных, полученных для ПЭТ и КТ, следует, что уровень относительной неопределенности, связанной с респираторной подвижностью, в ПЭТ-изображениях существенно ниже. В среднем, значения относительной неопределенности для ПЭТ приблизительно в два раза меньше по сравнению с КТ при аналогичных параметрах модели. Это может быть связано с особенностями формирования изображений и пространственным разрешением в ПЭТ и КТ, а также различиями в алгоритмах реконструкции.

Также важно отметить, что увеличение величины сагиттального смещения патологического очага приводит к росту относительной неопределенности, что подтверждается сдвигом кривых на графике вверх при увеличении амплитуды. Для подтверждения данного наблюдения с использованием математической модели был построен дополнительный график (см. Рисунок 4.2).

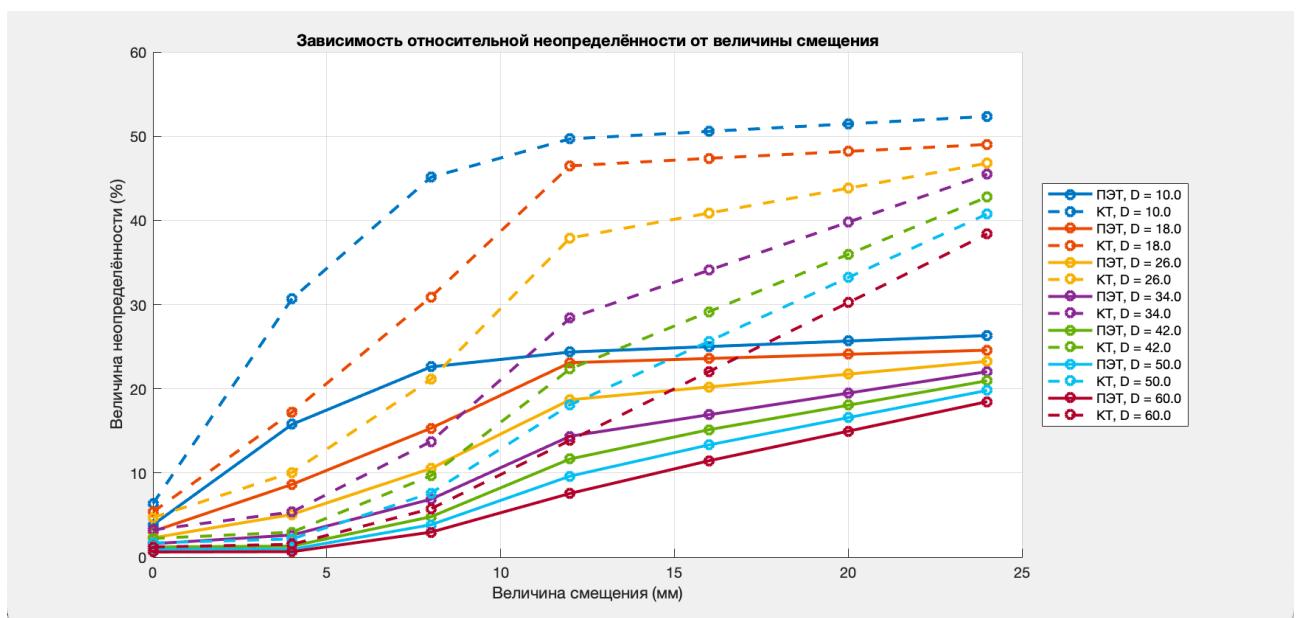


Рисунок 4.2 – Зависимость относительной неопределенности от величины смещения

Анализ рисунка 4.2 подтверждает, что при фиксированном диаметре патологического очага относительная неопределенность действительно увеличивается с возрастанием величины смещения в сагиттальном направлении. Такое наблюдение указывает на прямую зависимость между величиной смещения и степенью неопределенности, возникающей при определении положения патологического очага.

Для дополнительной оценки величины неопределенности получен, с помощью математической модели, график зависимости абсолютной неопределенности от диаметра патологического очага (см. Рисунок 4.3).

Анализ рисунка 4.3 показывает, что при фиксированном значении смещения опухолевого образования увеличение его диаметра приводит к росту абсолютной неопределенности. Этот факт контрастирует с наблюдениями, представленными на Рисунке 4.1, где рассматривается относительная неопределенность, демонстрирующая обратную зависимость от диаметра.

Дополнительное сравнение результатов, полученных при использовании ПЭТ и КТ, свидетельствует о том, что уровень относительной неопределенности, обусловленной респираторной подвижностью, существенно ниже на ПЭТ-изображениях. В среднем, значения относительной неопределенности для ПЭТ оказываются примерно в два раза меньше, чем для КТ при одинаковых параметрах модели.

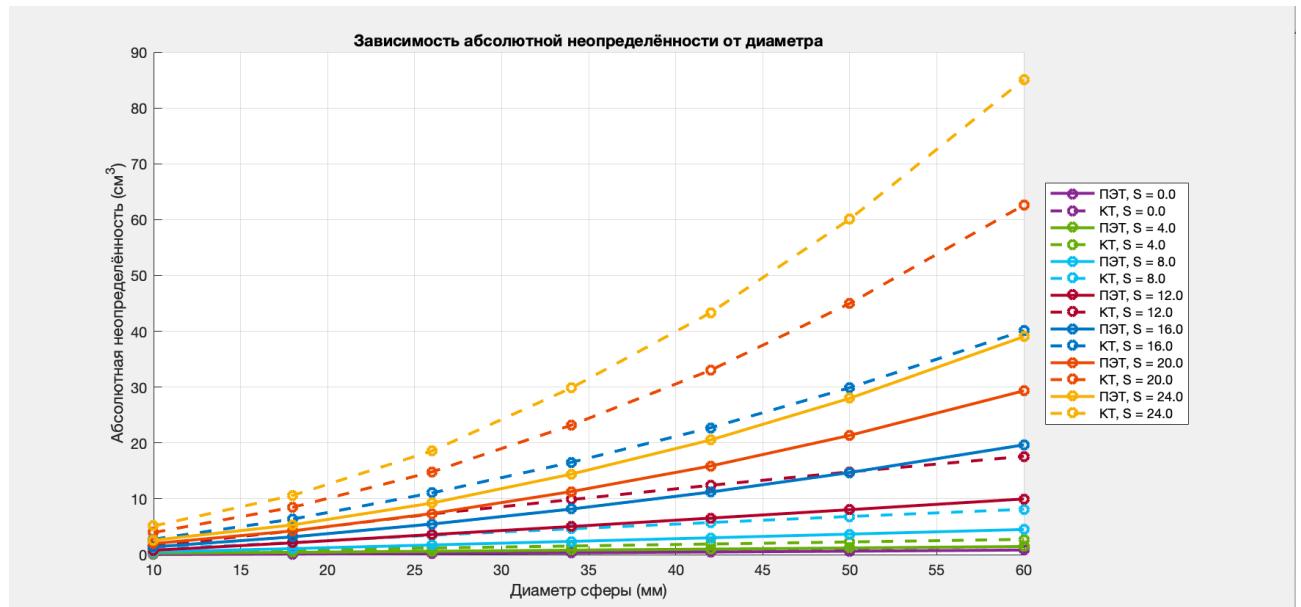


Рисунок 4.3 – Зависимость абсолютной неопределенности от диаметра

На рисунке 4.3 видно, что абсолютная неопределенность измерений демонстрирует существенное увеличение при росте смещения патологического очага вдоль сагиттальной оси. В качестве дополнительной проверки этой зависимости построен график, иллюстрирующий изменение величины абсолютной неопределенности в зависимости от величины смещения (см. Рисунок 4.4).

Анализ полученных данных позволяет сделать вывод о том, что увеличение смещения патологического очага сопровождается значительным ростом абсолютной неопределенности. Это свидетельствует о том, что перемещения структуры влияют на точность измерений, что следует учитывать при интерпретации диагностических результатов.

Рисунков 4.1–4.4 и данные, представленные в таблице 4.3, позволили выявить закономерности, характеризующие взаимосвязь между размерами патологических очагов, величиной их сагиттального смещения и степенью неопределенности измерений. В частности, для относительной неопределенности наблюдается следующая тенденция: наибольшие её значения регистрируются у патологических очагов, отличающихся наименьшим диаметром и одновременно обладающих максимальным сагиттальным смещением. Это указывает на то, что уменьшение размера очага в совокупности с его значительным смещением приводит к возникновению высоких относительных ошибок в измерениях, что может существенно влиять на

интерпретацию результатов диагностики. Напротив, минимальные значения относительной неопределённости характерны для очагов, имеющих наибольший диаметр и минимальное смещение.

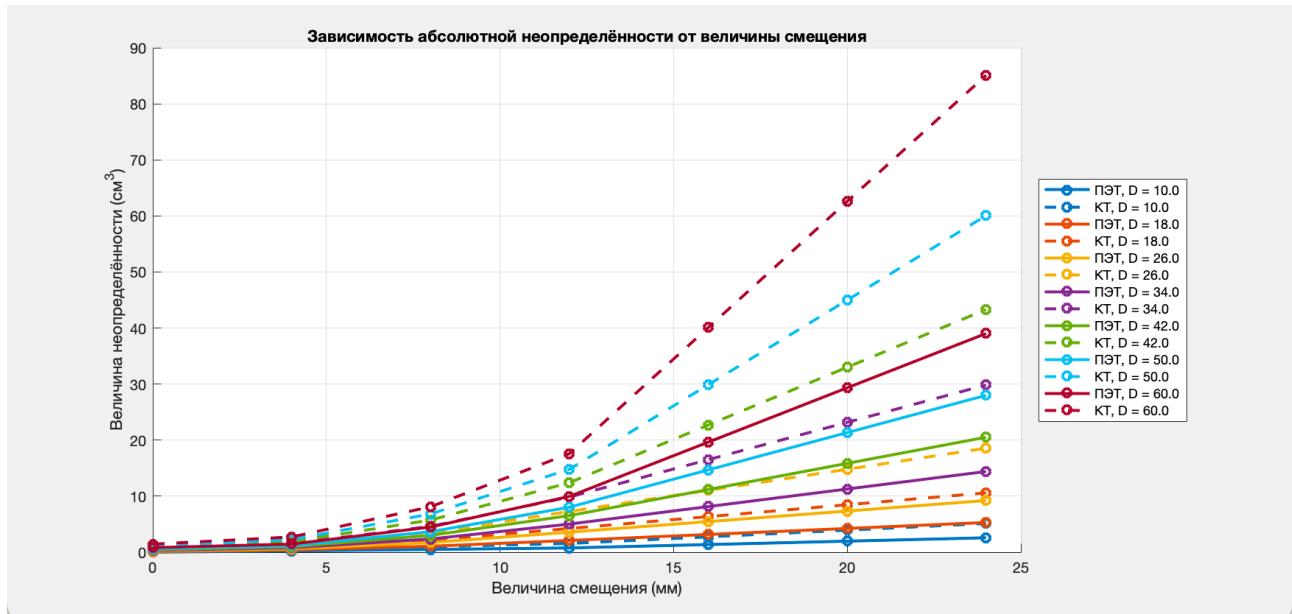


Рисунок 4.4 – Зависимость абсолютной неопределенности от величины смещения

Что касается абсолютной неопределенности, то здесь наблюдается отличная ситуация по сравнению с относительной величиной неопределенности. Максимальные значения абсолютной неопределенности присущи патологическим очагам с наибольшим диаметром в сочетании с наибольшим сагittalным смещением. В то же время патологические очаги, характеризующиеся наименьшим диаметром и минимальным сагittalным смещением, демонстрируют наименьшие значения абсолютной неопределенности. Полученные результаты позволяют сделать вывод о том, что как размеры патологического очага, так и величина его смещения в сагиттальной плоскости существенно влияют на точность ПЭТ/КТ-сканирования.

Вывод по главе 4

Результаты верификации модели демонстрируют её высокую точность и воспроизводимость. Для КТ-сканирования относительная погрешность для абсолютной и относительной неопределённостей составила $2,07\% \pm 1,01\%$ и $2,10\% \pm 0,99\%$ соответственно, тогда как для ПЭТ-сканирования получены значения $1,99\% \pm 0,87\%$ для абсолютной неопределенности и $2,69\% \pm 0,77\%$ для относительной неопределенности. Сравнение экспериментальных данных с модельными прогнозами подтверждает надежность метода и высокую воспроизводимость измерений.

Проведённая оценка зависимости относительной и абсолютной неопределённости измерений от диаметра патологического очага и величины его смещения по сагиттальному направлению позволила выявить закономерности, определяющие диапазоны возможных ошибок при измерениях. Результаты исследования демонстрируют, что как относительная, так и абсолютная неопределённости изменяются в зависимости от размеров очага и его амплитуды сагиттального смещения. При этом выявлены характерные конфигурации, при которых наблюдаются наивысшие или, наоборот, наименьшие значения неопределённостей.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Современные методы визуализации, основанные на использовании излучения для неинвазивного исследования внутренней структуры организма, позволяют не только детально отображать анатомические структуры, но и проводить оценку функциональных процессов в тканях. Компьютерная томография прошла путь от первых систем с длительным временем сканирования до современных многосрезовых устройств, способных обеспечивать высокоскоростное получение изображений с превосходным пространственным разрешением, тогда как ПЭТ демонстрирует уникальную возможность визуализации распределения радиоактивных трассеров, что особенно ценно в онкологии и при оценке метаболической активности.

Однако, несмотря на значительный прогресс в области ПЭТ и КТ, проблема непроизвольных движений пациентов, в частности вызванных респираторным циклом, остаётся актуальной. Непроизвольные движения, возникающие во время сканирования, могут приводить к появлению артефактов и снижать точность реконструкции, что особенно критично при длительном времени экспозиции, характерном для ПЭТ-сканирования. В таких условиях даже незначительные респираторные колебания могут существенно ухудшать качество получаемых изображений, что требует разработки и внедрения дополнительных методов коррекции и синхронизации дыхания для обеспечения максимально точной диагностики.

Современные методики компенсации респираторных движений в ПЭТ/КТ позволяют повысить разрешение изображений, улучшить локализацию опухолей и точность количественной оценки, что критично для планирования лучевой терапии. Для коррекции артефактов применяются синхронизация с внешними датчиками, задержка дыхания и алгоритмы выделения респираторного сигнала непосредственно из данных сканирования. Однако задержка дыхания требует значительных усилий от пациентов, а внешние устройства зачастую фиксируют лишь движение грудной стенки, не отражая внутренних перемещений органов. Алгоритмические подходы демонстрируют потенциал, но нуждаются в сложных вычислительных решениях и индивидуальной настройке.

Несмотря на значительный прогресс в разработке методов компенсации респираторных движений при проведении ПЭТ/КТ-исследований, проблема искажений, возникающих вследствие респираторной подвижности, продолжает оставаться актуальной. Данные артефакты снижают пространственное разрешение изображений, усложняя количественную оценку патологических очагов и, как следствие, диагностику и планирование лечения.

Одним из подходов к изучению влияния респираторных движений на качество изображений является использование специализированных динамических фантомов, способных имитировать респираторную подвижность тканей и органов. Такие фантомы позволяют моделировать различные сценарии движения патологических образований, что даёт возможность оценить степень

искажений, возникающих при ПЭТ/КТ-визуализации. Однако практическое применение данного метода для каждого пациента является нецелесообразным из-за значительных временных и финансовых затрат, а также организационных сложностей в условиях клинической практики.

Для решения этой проблемы разработана математическая модель, позволяющая учитывать влияние респираторной подвижности на визуализацию патологических очагов в ПЭТ/КТ-изображениях. Данная модель интегрирует информацию о динамике респираторных движений и позволяет количественно оценить неопределенность объема патологического очага, обусловленную респираторной активностью во время сканирования. Таким образом, модель предоставляет инструмент для коррекции артефактов, возникающих из-за респираторных движений, повышая точность диагностики без необходимости выполнения дополнительного сканирования с динамическими фантомами.

Верификация модели продемонстрировала её высокую точность и воспроизводимость результатов. В ходе анализа данных установлено, что для КТ-сканирования относительная погрешность абсолютной и относительной неопределеностей составила $2,07\% \pm 1,01\%$ и $2,10\% \pm 0,99\%$ соответственно. В случае ПЭТ-сканирования аналогичные показатели составили $1,99\% \pm 0,87\%$ для абсолютной неопределенности и $2,69\% \pm 0,77\%$ для относительной неопределенности. Сопоставление результатов моделирования с экспериментальными данными подтвердило надёжность предложенного метода и высокую степень воспроизводимости измерений.

Однако, несмотря на достигнутые успехи, существующая модель имеет ряд ограничений. Среди них можно выделить сложности, связанные с точной настройкой параметров моделирования, а также тот факт, что текущая модель применима преимущественно для патологических очагов сферической формы или близких к ней. Это указывает на необходимость дальнейшей модернизации и адаптации модели с целью её расширения для применения в более широком спектре клинических сценариев. Дальнейшее развитие модели, а именно добавление возможности указания различных форм и размеров патологического очага позволит улучшить качество диагностики и повысить точность измерений.

Интеграция современных вычислительных алгоритмов в сферу медицинской диагностики открывает новые перспективы для устранения неопределённостей, обусловленных респираторными движениями, что особенно актуально при анализе медицинских изображений. Проведённая оценка зависимости относительной и абсолютной неопределенности измерений от диаметра патологического очага и величины его сагittalного смещения выявила характерные закономерности, определяющие диапазоны возможных погрешностей. Результаты исследования наглядно демонстрируют, что как абсолютные, так и относительные неопределённости существенно варьируются в зависимости от размеров очага и амплитуды его перемещения в сагиттальной направлении. При этом установлены определённые конфигурации, при которых наблюдаются наивысшие или, наоборот, наименьшие погрешности измерений.

Таким образом, полученные данные подчёркивают, что совершенствование вычислительных моделей с адаптацией под различные

формы и размеры патологических очагов является ключевым фактором повышения точности диагностики и эффективности последующего лечения. Дальнейшие исследования в данном направлении позволят не только оптимизировать настройки моделирования, но и расширить область практического применения предложенной модели для решения сложных клинических задач. Интеграция подобных алгоритмов в системы медицинской диагностики представляет собой важный шаг на пути создания более надёжных и информативных инструментов в клинической диагностике.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

Библиографический список

1. International Agency for Research on Cancer. Cancer today [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://gco.iarc.fr/today/home> – Дата доступа: 12.11.2024.
2. Бюро общественной информации и коммуникации МАГАТЭ [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.iaea.org/ru/newscenter/>. – Дата доступа: 12.11.2024.
3. Radioisotopes in Medicine | World Nuclear Association [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://world-nuclear.org/information-library/>. Дата доступа: 29.11.2023.
4. ILAR journal Oxford academic [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://academic.oup.com/ilarjournal/>. Дата доступа: 29.11.2023.
5. Naji, N. Physical Principles for imaging By CT Scan Technique / N. Naji. – Mustansiriyah : Mustansiriyah Medical College, 2023. – 12 p.
6. Jung, H. Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography / H. Jung. // Prog. Med. Phys. – 2021 – Vol. 32 №1 – P. 1-17
7. Goldman, W. Principles of CT and CT Technology / W. Goldman. // J. Nucl. Med. Technol. – 2007 – Vol. 35. – P. 115-128
8. How to CT happened: the early development of medical computered tomography / R. Shulz [et al.]. // J. Med. Imaging. – 2021 – Vol. 8, iss. 5. – P. 251-276
9. Milestones in CT: Past, Present and Future / H. Cynthia [et al.]. // Radiology. – 2023 – Vol. 309, №1. – P. 31-44
10. Tong, S. Image reconstruction for PET/CT scanners: past achievements and future challenges. / S. Tong, AM. Alessio, PE. Kinahan // Imaging Med. – 2010 – № 2 – P. 529-545
11. Omami, G. Basic principles and applications of (18)F-FDG-PET/CT in oral and maxillofacial imaging: A pictorial essay / G. Omami, D. Tamimi, BF. Branstetter. // Imaging Science in Dentistry – 2014 – № 44 – P. 325-333
12. PET/CT Atlas on Quality Control and Image Artefacts. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014. – 86 p. – (IAEA human health series; № 27)
13. Alessio, A. Pet Image Reconstruction / A. Alessio, p. Kinahan. – Seattle: University of Washington, 2006. – 22 p.
14. Gharieb, R. Computer-Tomography Scan / R. Gharieb. – IntechOpen, 2022. – 84 p.
15. Zatcepin, A. Detectors in positron emission tomography / A. Zatcepin, S. Ziegler. // Zeitschrift für Medizinische Physik – 2023 – Vol. 33, iss. 1. – P. 4-12
16. Management of respiratory motion in PET/computed tomography: the state of the art / A. Pepin [et al.]. // Nucl. Med. Commun. – 2014 – Vol. 35, iss. 2. – P. 113-122

17. Chi, A. 4D PET/CT as a Strategy to Reduce Respiratory Motion Artifacts in FDG-PET/CT / A. Chi, N. Nguyen. // Front Oncol. – 2014 – Vol. 4. – P. 205-209
18. Study of lung respiratory motion influence in patients undertake external beam radiotherapy / Y. Abdallah [et al.]. // Oncology and radiotherapy – 2021 – Vol. 16, iss. 1. – P. 30-37
19. Data-Driven Respiratory Gating Outperforms Device-Based Gating for Clinical FDG PET/CT / M. Walker [et al.]. // J Nucl Med. – 2020 – P. 1678-1683
20. Evaluation of data-driven respiratory gating waveforms for clinical PET imaging / M. Walker [et al.]. // EJNMMI Res. – 2019 – Vol. 9. – P. 1-10
21. Deep-Inspiration Breath-Hold PET/CT: Clinical Findings with a New Technique for Detection and Characterization of Thoracic Lesions / S.P. Gustavo [et al.]. // Journal of Nuclear Medicine – 2007 – Vol. 48, iss. 5. – P. 712-719
22. Image Registration of FDG PET/CT Using the MotionFree Algorithm and CT Protocols through Phantom Study and Clinical Evaluation / D.H. Kim [et al.]. // Healthcare – 2021 – Vol. 9, iss. 6. – P. 669-679
23. Automated model-based quantitative analysis of phantoms with spherical inserts in FDG PET scans / E. Ulrich [et al.]. // Med Phys. – 2017 – Vol. 45, iss. 1. – P. 258-276
24. Quantitative PET/CT Scanner Performance Characterization Based Upon the Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Clinical Trials Network Oncology Clinical Simulator Phantom / J. Sunderland, P. Christian // Journal of Nuclear Medicine – 2015 – Vol. 56, iss. 1. – P. 145-152
25. Intrafraction 4D-cone beam CT acquired during volumetric arc radiotherapy delivery: kV parameter optimization and 4D motion accuracy for lung stereotactic body radiotherapy (SBRT) patients / J. Liang [et al.]. // Journal of Applied Clinical Medical Physics – 2019 – Vol. 20, iss. 12. – P. 10-24
26. Патент BY 23834, МПК А 61B 6/00 (2006.01). Способ оценки качества изображения позитронно-эмиссионного томографа (ПЭТ) при сканировании движущейся биологической модели: № 20200331 : заявлено 26.11.2020 : опубл. 30.06.2022 / Емельяненко Е. В., Петкевич М. Н., Белобоков П. А. ; заявитель: Государственное учреждение “Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова”– 8 с.
27. Емельяненко, Е. В. Методика и аппаратные средства оценки количественных характеристик ПЭТ-изображений при исследовании динамических объектов / Е. В. Емельяненко, М. Н. Петкевич, И. Г. Тарутин // Вес. Нац. акад. навук Беларусі. Сер. фіз.-тэхн. навук. – 2021. – Т. 66, № 4. – С. 496–504.
28. Development of the Open-Source Dose Calculation and Optimization Toolkit matRad / H. P. Wieser [et al.] // Medical Physics. – 2017. – Vol. 44, Iss. 6. – P. 2556–2568.

Список публикаций студента

Статьи в журналах, включенных в перечень ВАК

1—А. Петкевич, М. Н. Математическая модель респираторных искажений патологического очага при визуализации на ПЭТ/КТ-изображениях / М. Н. Петкевич, Д. В. Коровко, Е. В. Емельяненко // Доклады БГУИР. – 2025. – Т. 23, № 3. – С.