



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-3-77-85>

УДК [621.384.64:539.1.089.6]:615.849.1

## МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ РЕСПИРАТОРНЫХ ИСКАЖЕНИЙ ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ОЧАГА ПРИ ВИЗУАЛИЗАЦИИ НА ПЭТ/КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯХ

М. Н. ПЕТКЕВИЧ<sup>1</sup>, Д. В. КОРОВКО<sup>2</sup>, Е. В. ЕМЕЛЬЯНЕНКО<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии  
имени Н. Н. Александрова (Минский район, Республика Беларусь)

<sup>2</sup>Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова  
Белорусского государственного университета (Минск, Республика Беларусь)

**Аннотация.** Проведены оценка и анализ неопределенностей визуализации патологического очага на ПЭТ/КТ-изображениях, возникающих вследствие респираторных движений биологического объекта, оказывающих непосредственное влияние на определение геометрических характеристик патологического очага, его локализацию и корректность моделирования трехмерного распределения дозы излучения в теле пациента. На основании экспериментально установленных зависимостей влияния величины смещения и диаметра исследуемого объекта (сферы) на величину несоответствия визуализированного объема исследуемого объекта разработана математическая модель респираторных искажений патологического очага при визуализации на ПЭТ/КТ-изображениях, позволяющая осуществить количественную и качественную оценку влияния респираторного движения пациента на геометрическую точность визуализации патологического очага на ПЭТ/КТ-изображениях с точностью до 98 %. Верификация модели показала высокую степень согласованности между модельными расчетами и экспериментальными данными. Средние значения относительной неопределенности для КТ и ПЭТ, соответственно, составили  $(2,123 \pm 1,051) \%$  и  $(2,661 \pm 0,870) \%$ , а для абсолютной –  $(2,096 \pm 0,941) \%$  и  $(1,992 \pm 0,782) \%$ , что подтверждает корректность и практическую применимость разработанной методики.

**Ключевые слова:** математическая модель, искажения, ПЭТ/КТ, фантом, величина несоответствия, респираторные движения, лучевая терапия.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Для цитирования.** 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. 77–85. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-3-77-85>.

## MATHEMATICAL MODEL OF RESPIRATORY DISTORTIONS OF A PATHOLOGICAL FOCUS DURING VISUALIZATION ON PET/CT IMAGES

MAKSIM N. PIATKEVICH<sup>1</sup>, DMITRIY V. KOROVKO<sup>2</sup>, EVGENIY V. EMELIANENKO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>N. N. Aleksandrov National Cancer Center of Belarus (Minsk Region, Republic of Belarus)

<sup>2</sup>International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University (Minsk, Republic of Belarus)

**Abstract.** The article presents an assessment and analysis of uncertainties in pathological lesion visualization on PET/CT images that arise due to respiratory movements of a biological object, which have a direct impact on determining the geometric characteristics of the pathological lesion, its localization, and the correctness of modeling the three-dimensional distribution of the radiation dose in the patient's body. Based on the experimentally established dependencies of the influence of the displacement value and the diameter of the object (sphere) under study on the value of the discrepancy between the visualized volume of the object under study, a mathematical model of respiratory distortions of the pathological lesion during visualization on PET/CT images has been de-

veloped, which allows for a quantitative and qualitative assessment of the influence of the patient's respiratory movement on the geometric accuracy of pathological lesion visualization on PET/CT images with up to 98 % accuracy. Verification of the model has shown a high degree of consistency between the model calculations and experimental data. The average values of relative uncertainty for CT and PET, respectively, were  $(2.123 \pm 1.051) \%$  and  $(2.661 \pm 0.870) \%$ , and for absolute uncertainty –  $(2.096 \pm 0.941) \%$  and  $(1.992 \pm 0.782) \%$ , which confirms the correctness and practical applicability of the developed method.

**Keywords** mathematical model, distortion, PET/CT, phantom, uncertainties value, respiratory motion, radiation therapy.

**Conflict of interests.** The author declares no conflict of interests.

**For citation.** Piatkevich M. N., Korovko D. V., Emelyanenko E. V. (2025) Mathematical Model of Respiratory Distortions of a Pathological Focus During Visualization on PET/CT Images. *Doklady BGUIR*. 23 (3), 77–85. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-3-77-85> (in Russian).

## Введение

Компьютерное и математическое моделирование представляет собой метод исследования сложных систем посредством построения и анализа ее компьютерной модели. Основная цель моделирования заключается в получении неизвестных ранее свойств сложной системы, а также в прогнозировании и объяснении различных ее состояний. В частности, компьютерное и математическое моделирование в лучевой терапии направлено на изучение физиологических процессов в организме человека в норме и патологии, а также на оценку воздействия ионизирующего излучения на паталогический очаг и здоровые ткани с помощью компьютерных моделей.

Благодаря эволюции методов моделирования возможно создать модель распределения дозы в теле пациента с высокой степенью соответствия геометрическим характеристикам целевого объема облучения, однако определение самого целевого объема является сложной и нетривиальной задачей [1]. Каждое поле облучения должно быть сформировано таким образом, чтобы оно охватывало паталогический очаг с учетом всех его перемещений, и при этом объем здоровой ткани, попадающий в геометрические границы поля облучения, должен быть сведен к минимуму [2]. Особое внимание уделяется локализациям грудной и брюшной полостей в связи с физиологической подвижностью органов в процессе дыхания человека. Движения внутренних органов приводят к возникновению артефактов и неточностям в получаемой компьютерной анатомической информации о пациенте.

В качестве стандарта при моделировании дозового распределения принято применение КТ-изображений как исходной диагностической информации [3]. Без измерения движения в реальном времени моделирование распределения дозы ионизирующего излучения на основе компьютерной томографии предполагает, что изображение, полученное при свободном дыхании, является статичным и репрезентативным для среднего положения целевого объема в течение временного интервала, в котором проводится облучение [4]. Поскольку КТ-изображение – это только снимок в определенный момент времени, каждый 2D-участок паталогического очага может быть зафиксирован в любой точке диапазона перемещения во время дыхательного цикла, а результирующие изображения могут отображать некорректную информацию о положении или геометрической форме паталогического очага (эффект частичного объема).

Внедрение в клиническую практику РНПЦ ОМР имени Н. Н. Александрова ПЭТ/КТ позволило значительно повысить качество получаемой диагностической информации. Преимущество данного метода, по сравнению с классической компьютерной томографией, заключается в возможности получить совмещенные ПЭТ- и КТ-изображения, позволяющие оценить топологию паталогического очага накопления радиофармацевтического препарата и его метаболическую активность. Вместе с тем, согласно результатам исследования [5], применение ПЭТ/КТ-изображений для предлучевой подготовки пациента при динамической лучевой терапии требует учета респираторных искажений, возникающих вследствие респираторных движений паталогического очага. Под респираторными искажениями понимается возникновение артефактов на ПЭТ/КТ-изображениях, вызванных движением органов и тканей грудной и брюшной полостей во время респираторного цикла биологического объекта, приводящих к ухудшению качества визуализации и точности определения геометрических параметров исследуемых объектов.

В связи с вышесказанным, определение индивидуальных для каждого клинического случая параметров движения паталогического очага при получении компьютерной объемно-анатомической информации на ПЭТ/КТ является одним из приоритетных направлений к снижению уровня облучения нормальных тканей и корректному облучению мишени. В процессе исследований разработана математическая модель респираторных искажений паталогического очага при визуализации на ПЭТ/КТ-изображениях. Выполнена количественная и качественная оценка влияния респираторного движения на геометрическую точность визуализации паталогического очага на ПЭТ/КТ-изображениях.

### Методика проведения эксперимента

В [5] представлена установка для оценки количественных характеристик ПЭТ-изображений при исследовании динамических объектов, с помощью которой обнаружено несоответствие в визуализации геометрических параметров паталогического очага с учетом его перемещений во время респираторного цикла пациента. Установка имитирует тело пациента (фантом) с расположенными в нем паталогическими очагами (сферами) различного диаметра (10, 13, 17, 22, 28 и 37 мм) и приводится в движение мотором-редуктором с валом с кулачком. Фантом и сферы наполняются радиофармацевтическим препаратом, обеспечивая отношение фоновой удельной активности в фантоме к удельной активности в каждой сфере, равное 1:3. Таким образом, установка имитирует тело пациента с паталогическими очагами, находящимися в движении, аналогичными при дыхании человека. Установка сканируется на ПЭТ/КТ-томографе с различными начальными данными (амплитуда движения, диаметр исследуемой сферы) для дальнейшего анализа несоответствий в геометрических параметрах паталогического очага, визуализированного на ПЭТ/КТ-изображениях, истинным значениям. На рис. 1 приведены примеры визуализации фантома на ПЭТ/КТ-изображениях в статическом и динамическом состояниях.

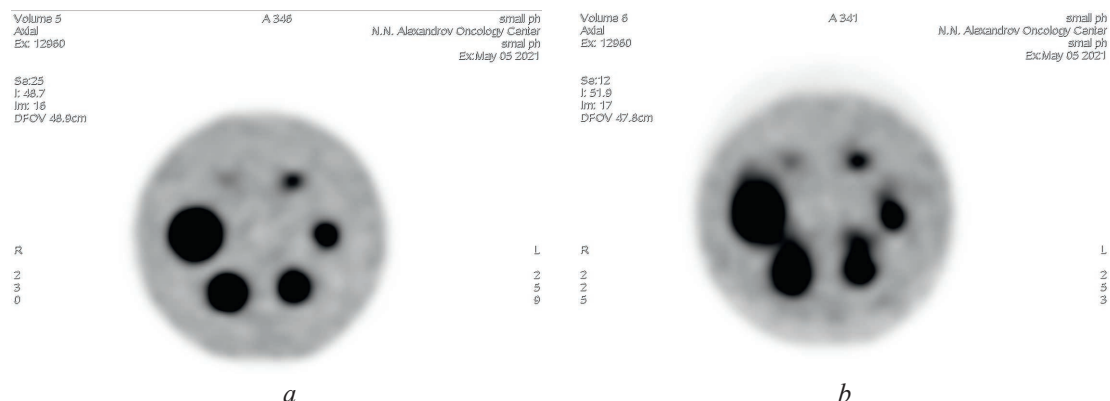
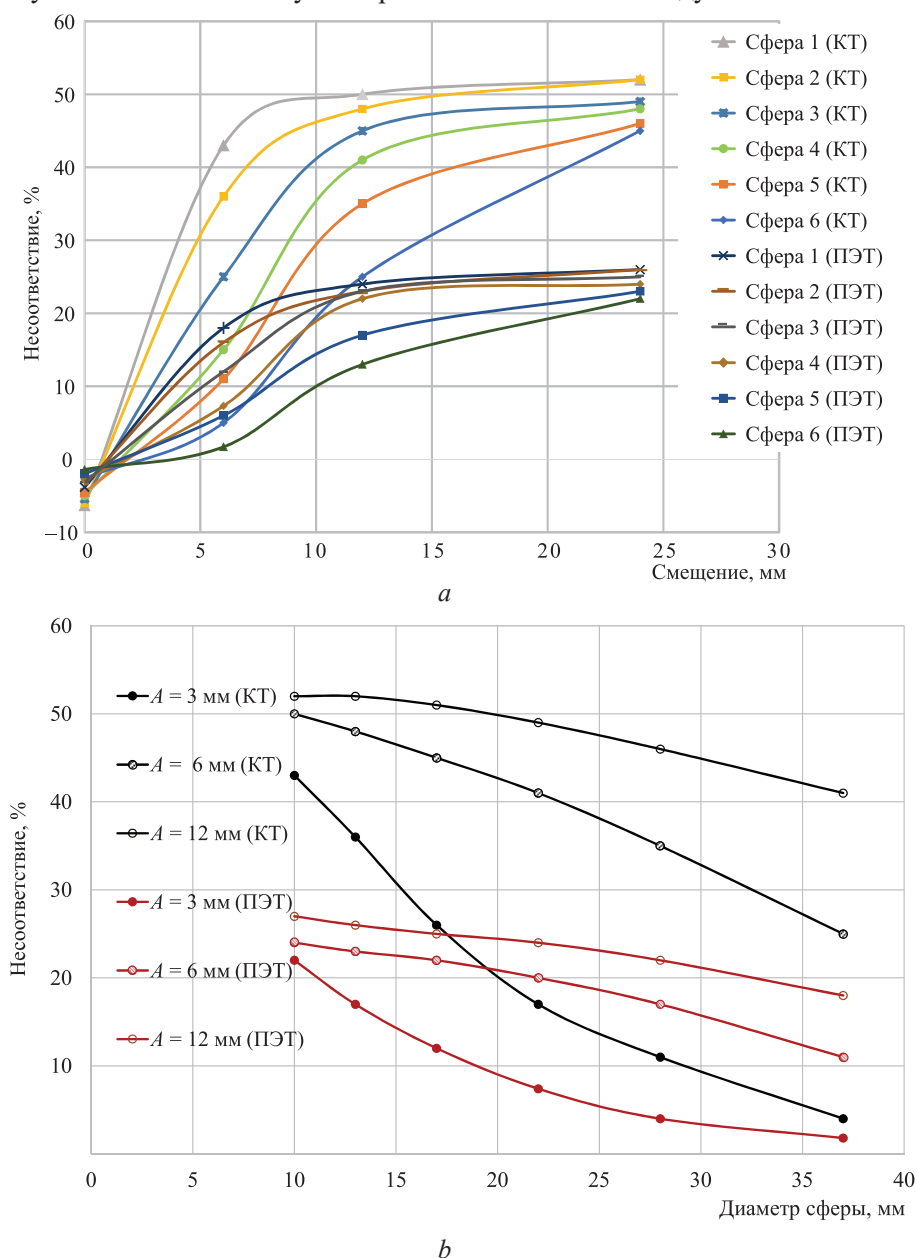


Рис. 1. Визуализация фантома по ПЭТ-изображениям в динамическом (а) и статическом (б) состояниях  
Fig. 1. Visualization of the phantom using PET images in dynamic (a) and static (b) states

Оценка геометрических характеристик исследуемых сфер в статическом режиме при ПЭТ-визуализации показала несоответствие истинным геометрическим характеристикам до 4 % в зависимости от размеров моделируемых паталогических очагов. Наибольшее несоответствие определено при визуализации сферы диаметром 10 мм. Для выполнения сравнительного анализа исследование проводилось для сфер, визуализированных с применением метода компьютерной томографии. При КТ-исследовании наибольшее несоответствие объема – 6,5 %.

Аналогичные операции проводились для ПЭТ- и КТ-изображений, полученных в динамическом режиме. Оценка геометрических характеристик исследуемых сфер в динамическом режиме по КТ-сериям показала несоответствие истинным характеристикам до 52 % в зависимости от размеров моделируемых паталогических очагов. Наибольшее несоответствие определено при визуализации сферы диаметром 10 мм. Оценка геометрических характеристик исследуемых сфер в динамическом режиме по ПЭТ-сериям показала несоответствие истинным характеристикам до 27 % в зависимости от размеров моделируемых паталогических очагов. Наибольшее несоответствие определено при визуализации сферы диаметром 10 мм.

По полученным в результате экспериментального исследования данным установлены зависимости влияния величины смещения (рис. 2, *a*) и диаметра (рис. 2, *b*) исследуемого объекта (сферы) на величину несоответствия визуализированного объема исследуемого объекта.



**Рис. 2.** Зависимость величины несоответствия истинному объему от:  
*a* – смещения движущейся модели; *b* – диаметра сферы; *A* – амплитуда смещения сферы  
**Fig. 2.** Dependence of the magnitude of the discrepancy with the true volume on:  
*a* – displacement of the moving model; *b* – diameter of the sphere; *A* – amplitude of the sphere displacement

Недостатком установки является то, что она оценивает ограниченное количество вариаций патологического очага (имеет ограниченный набор сфер и их перемещений), что не позволяет определить несоответствия визуализированных объектов, находящихся в движении, для всех возможных клинических случаев. В связи с чем и с учетом полученных экспериментальных данных разработана математическая модель респираторных искажений патологического очага при визуализации на ПЭТ/КТ-изображениях.

### Разработка математической модели

Модель разработана в среде программирования MATLAB R2023b Update 4 (23.2.0.2428915) и реализована в виде единого м-файла. При запуске модели активируется блок симуляции с гра-

фическим интерфейсом, где пользователь задает исходные параметры. Принцип работы блока симуляции представлен на схеме (рис. 3).

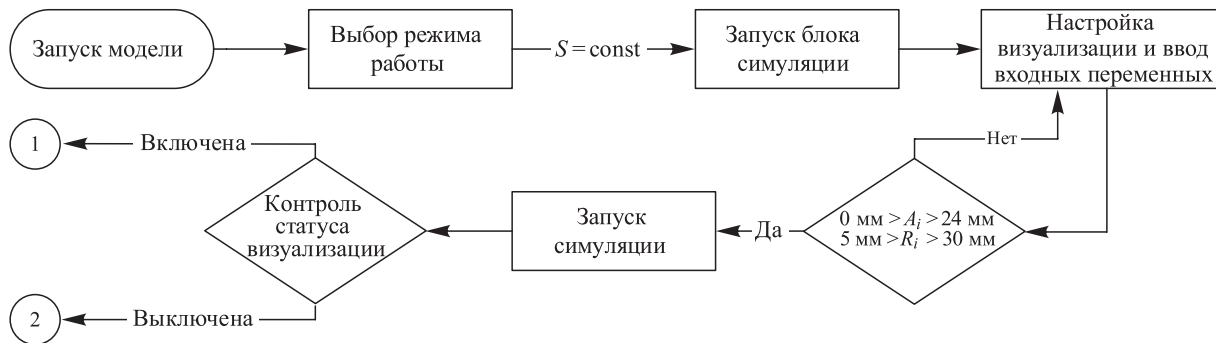


Рис. 3. Схема работы блока симуляции  
Fig. 3. Simulation unit operation diagram

Интерфейс поддерживает два режима: фиксированная амплитуда ( $A_i$ ) с изменяющимся радиусом сферы и фиксированный радиус ( $R_i$ ) с варьированием амплитуды. Ввод параметров осуществляется с возможностью динамического добавления/удаления полей ввода, а также посредством переключателя «Включить визуализацию». При нажатии кнопки «Старт» модель проверяет корректность введенных данных, уведомляя пользователя об ошибках для их оперативного исправления. При отсутствии ошибок симуляция продолжается с учетом флага визуализации.

Симуляция представляет собой комплексную анимацию, состоящую из нескольких этапов, отображаемых на отдельных графиках в одном окне. Визуализационный блок имитирует динамику движения сферы в условиях дыхания и накапливает сигналы для моделирования ПЭТ- и КТ-изображений. Схема работы визуализационного блока показана на рис. 4 [6].

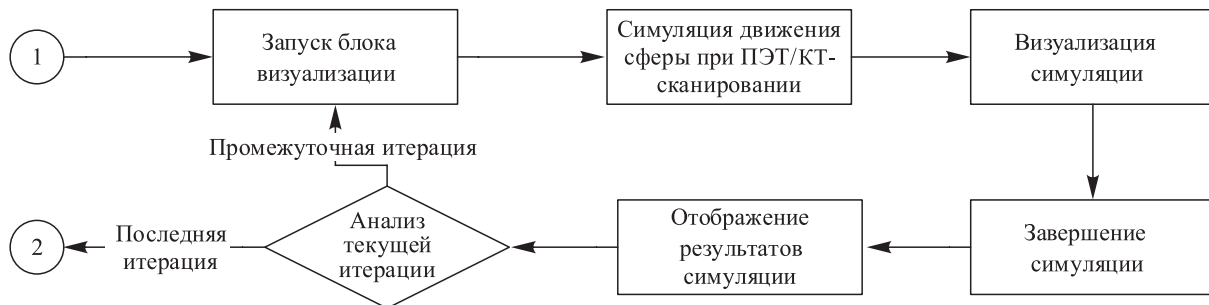


Рис. 4. Схема работы блока визуализации  
Fig. 4. Visualization unit operation diagram

В начале функции вычисляется площадь поперечного сечения сферы, задается размер квадратной сетки для накопленных импульсов и инициализируются переменные для подсчета посещенных пикселей. Создается временной вектор  $t$  с шагом  $dt = 0,05$  и длительностью  $total\_time$ , указанной в интерфейсе. Далее рассчитывается положение сферы из траектории ее движения по эллиптической кривой. Значения по осям  $y$  и  $x$  вычисляются с помощью уравнений:

$$l_y = \frac{A}{2} \sin\left(\frac{2\pi t}{t_p}\right); \quad (1)$$

$$l_x = 0,225A \sin\left(\frac{2\pi t}{t_p}\right), \quad (2)$$

где  $A$  – амплитуда;  $t$  – момент времени;  $t_p$  – период респираторного цикла.

Для накопления сигналов и сохранения положения всех точек поперечного сечения сферы формируются матрицы. После инициализации параметров открывается окно симуляции в полном экране с текстовыми полями для отображения промежуточных данных. Основной цикл по временной сетке обновляет состояние модели: вычисляется положение сферы, определяют-

ся соответствующие индексы в матрицах и в диапазоне пикселей, охватывающих сферу, накапливаются случайные импульсы. Одновременно обновляются счетчики посещенных пикселей, вычисляется накопленная площадь и отображается в графическом окне визуализационного блока модели. Графическое окно обновляется, создавая четыре внутренних окна для различных этапов визуализации, на которых вычисляется синусоида дыхания по формуле [7]:

$$A(t) = \frac{A}{2} \sin\left(\frac{2\pi t}{t_p}\right). \quad (3)$$

Моделируется положение сферы в фантоме: сначала отрисовывается окружность, представляющая цилиндр, затем сфера по текущим координатам, что позволяет наблюдать перемещение поперечного сечения по эллиптической траектории и контролировать площадь. Также выполняется моделирование ПЭТ- и КТ-сканирований [8].

В конце каждой итерации делается краткая пауза для плавного воспроизведения анимации. После завершения всех внутренних итераций модель анализирует результаты текущего цикла. Если итерация последняя, запускается расчетный блок, выводящий итоговые данные о влиянии изменяющихся параметров; иначе модель переходит к следующей итерации.

После завершения визуализации автоматически запускается расчетный блок, схема работы которого для случая опухоли диаметром 19,6 мм при амплитуде колебаний 13,2 мм представлена на рис. 5.

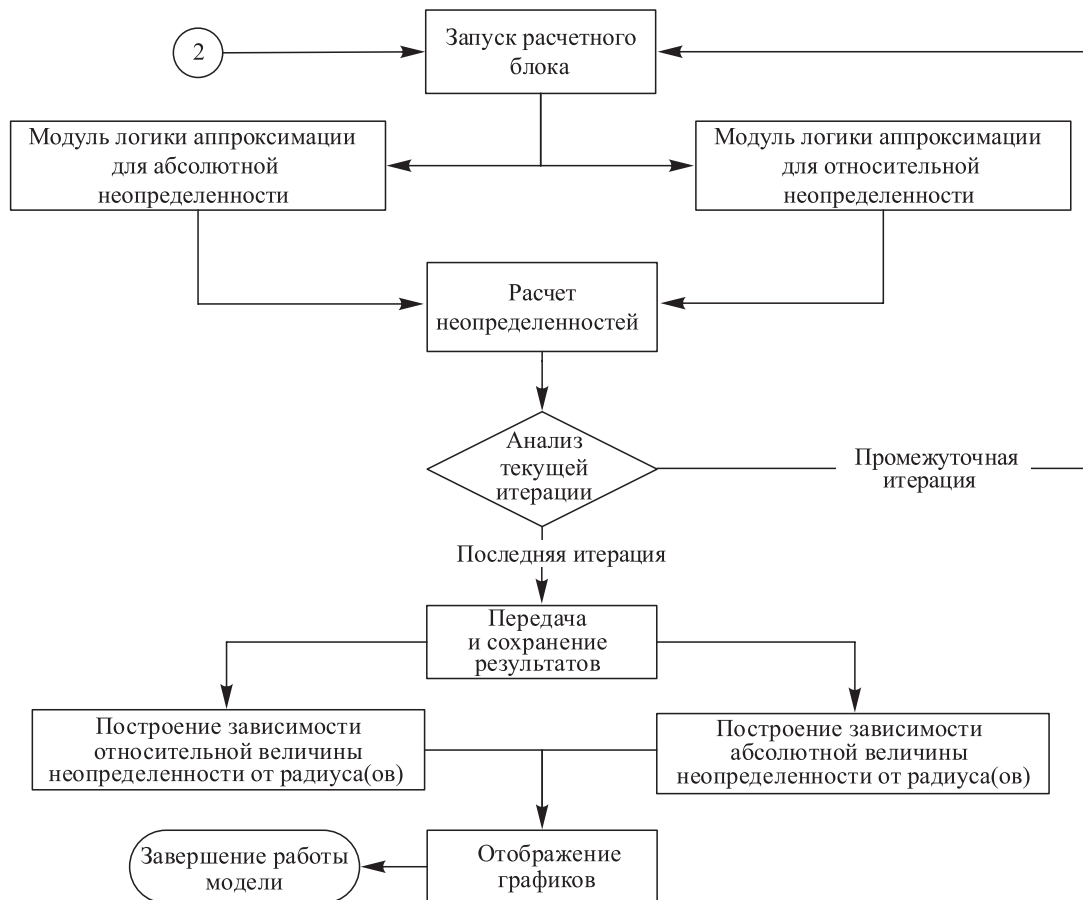


Рис. 5. Схема работы расчетного блока  
Fig. 5. Calculation unit operation diagram

Основные расчетные процедуры основаны на экспериментальных данных, полученных с физического фантома. Функции с использованием условных конструкций (if-elseif-else) вычисляют относительные и абсолютные неопределенности. При попадании значений в рамки измеренного диапазона применяется линейная интерполяция, а при выходе за пределы – экстраполяция с экспоненциальными или логарифмическими зависимостями.

После завершения расчетов в рамках симуляционной итерации модель анализирует результаты и, если итерация промежуточная, запускает расчеты для нового набора входных данных. При завершении последней итерации результаты передаются в блок симуляции, в котором сохраняются входные параметры и результаты. Создаются два графика: зависимость относительной неопределенности от амплитуды и зависимость абсолютной неопределенности от амплитуды [9]. После отображения результатов пользователь может закрыть все окна для завершения работы модели или изменить входные данные и запустить симуляцию повторно.

Верификация модели проведена на основе анализа ПЭТ/КТ-изображений, обработанных с использованием программного обеспечения Ellipse v.16.1. В рамках эксперимента контурированы 12 патологических очагов на КТ-изображениях, из них семь – совмещенных с ПЭТ-изображениями, что позволило точно определить их геометрические параметры, включая амплитуду дыхания и размеры патологических очагов. На основании полученных данных вычислены относительные и абсолютные неопределенности, характеризующие погрешности измерений, возникающие вследствие респираторной подвижности [10].

Для каждого из измеренных образований рассчитана погрешность в процентах как для относительной, так и для абсолютной неопределенности. Затем определены средние значения этих погрешностей – для относительной неопределенности средние значения для КТ и ПЭТ, соответственно, составили  $(2,123 \pm 1,051) \%$  и  $(2,661 \pm 0,870) \%$ , для абсолютной –  $(2,096 \pm 0,941) \%$  и  $(1,992 \pm 0,782) \%$ . Анализ результатов выявил, что наибольшие значения абсолютной и относительной неопределенностей для ПЭТ- и КТ-симуляций наблюдаются у больших опухолей, а именно – диаметрами 30,8 и 42,3 мм при средней амплитуде дыхания, а наименьшие погрешности получены у малых опухолей диаметром 13,3 и 11,2 мм при близком значении средней амплитуды дыхания.

Сравнение экспериментальных значений с результатами, предсказанными моделью, позволило оценить точность и воспроизводимость симуляционных алгоритмов. Итоговый анализ демонстрирует высокую степень согласованности между модельными расчетами и экспериментальными данными, что подтверждает корректность и практическую применимость разработанной методики.

### Результаты исследований и их обсуждение

Оценка геометрических характеристик исследуемых объектов (сфер) в динамическом режиме показала их несоответствие характеристикам истинных объемов по КТ-сериям до 52 %, по ПЭТ-сериям – до 27 %, в зависимости от размеров моделируемых патологических очагов. Наибольшее несоответствие определено при визуализации сферы диаметром 10 мм. Установлено, что значение несоответствия исследуемых динамических объектов при ПЭТ/КТ-визуализации увеличивается с ростом амплитуды движения (до 23 %). С увеличением объема патологического очага значение несоответствия уменьшается до 4 % (на 40 %) для КТ-визуализации и до 3 % (на 20 %) – для ПЭТ-визуализации в зависимости от амплитуды его движения. Также проведенное исследование показало, что визуализация динамических объектов по ПЭТ-изображениям приблизительно в два раза точнее визуализации по КТ-изображениям.

### Заключение

1. Разработана математическая модель респираторных искажений, позволяющая оценить неопределенности визуализации патологического очага на ПЭТ/КТ-изображениях, возникающих вследствие респираторных движений биологического объекта.

2. Применение результатов моделирования в клинической практике радиологических отделений позволит повысить точность определения границ и локализации патологического очага, что, в свою очередь, минимизирует дозовую нагрузку ионизирующего излучения на здоровые органы и риск возникновения рецидива при прохождении пациентом курса лучевой терапии.

### Список литературы

1. Murshed, H. Fundamentals of Radiation Oncology: Physical, Biological and Clinical Aspects / H. Murshed, 3<sup>rd</sup> ed. US: Academic Press, 2019.

2. Gibbons, J. P. Khan's the Physics of Radiation Therapy / J. P. Gibbons, 6<sup>th</sup> ed. US: Wolters Kluwer Health, 2019.
3. Image Guidance in Radiation Therapy for Better Cure of Cancer / V. Gregoire [et al.] // *Molecular Oncology*. 2020. Vol. 14, No 7. P. 1470–1491. <https://dx.doi.org/10.1002/1878-0261.12751>.
4. Хансен, Э. К. Лучевая терапия в онкологии / Э. К. Хансен, М. Роач III. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014.
5. 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 // *Весті Нацыянальнай акадэміі навук Беларусі. Серыя фізіка-тэхнічных навук*. 2021. Т. 66, № 4. С. 496–504. <https://dx.doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-4-496-504>.
6. 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. <https://dx.doi.org/10.1002/mp.12251>.
7. Simulation on Human Respiratory Motion Dynamics and Platform Construction / Y. Bao [et al.] // *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 2023. Vol. 43, Iss. 4. P. 736–750. <https://dx.doi.org/10.1016/j.bbe.2023.09.002>.
8. Optimal Design for Thermodynamic System with OpenModelica and MATLAB/Simulink / Y. Kazuki [et al.] // *Asian Modelica Conference, Tokyo, 24–25 Nov. 2022. Tokyo, 2022*. P. 93–100. <https://dx.doi.org/10.3384/ecp19385>.
9. Simulation Tools for Two-Dimensional Experiments in X-Ray Computed Tomography Using the FORBILD Head Phantom / Y. Zhicong [et al.] // *Physics in Medicine & Biology*. 2012. Vol. 57, Iss. 13. P. 237–252. <https://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/57/13/N237>.
10. PETSTEP: Generation of Synthetic PET Lesions for Fast Evaluation of Segmentation Methods / B. Berthon [et al.] // *Physica Medica*. 2015. Vol. 31, Iss. 8. P. 969–980. <https://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.07.139>.

Поступила 01.04.2025

Принята в печать 06.05.2025

## References

1. Murshed H. (ed.) (2019) *Fundamentals of Radiation Oncology: Physical, Biological and Clinical Aspects*. US, Academic Press.
2. Gibbons J. P. (2019) *Khan's the Physics of Radiation Therapy*. US, Wolters Kluwer Health.
3. Gregoire V., Guckenberger M., Haustermans K., Lagendijk J., Menard C., Potter R., et al. (2020) Image Guidance in Radiation Therapy for Better Cure of Cancer. *Molecular Oncology*. 14 (7), 1470–1491. <https://dx.doi.org/10.1002/1878-0261.12751>.
4. Hansen E. K., Roach III M. (2014) *Radiation Therapy in Oncology*. Moscow, GEOTAR-Media Publ.
5. Emelyanenko E. V., Piatkevich M. N., Tarutin I. G. (2021) Methodology and Hardware for Assessing the Quantitative Characteristics of Pet Images in the Study of Dynamic Objects. *Vesti National Academy of Sciences of Belarus. Gray Physics and Technical Sciences*. 66 (4), 496–504. <https://dx.doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-4-496-504> (in Russian).
6. Wieser H. P., Cisternas E., Wahl N., Ulrich S., Stadler A., Mescher H., et al. (2017) Development of the Open-Source Dose Calculation and Optimization Toolkit matRad. *Medical Physics*. 44 (6), 2556–2568. <https://dx.doi.org/10.1002/mp.12251>.
7. Bao Y., Li X., Wei W., Qu S., Zhan Y. (2023) Simulation on Human Respiratory Motion Dynamics and Platform Construction. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 43 (4), 736–750. <https://dx.doi.org/10.1016/j.bbe.2023.09.002>.
8. Kazuki Y., Hitoi O., Hirotaoka O. (2022) Optimal Design for Thermodynamic System with OpenModelica and MATLAB/Simulink. *Asian Modelica Conference, Tokyo, 24–25 Nov. 2022*. P. 93–100. <https://dx.doi.org/10.3384/ecp19385>.
9. Yu Z., Noo F., Dennerlein F., Wunderlich A., Lauritsch G., Hornegger J. (2013) Simulation Tools for Two-Dimensional Experiments in X-Ray Computed Tomography Using the FORBILD Head Phantom. *Physics in Medicine & Biology*. 57 (13), 237–252. <https://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/57/13/N237>.
10. Berthon B., Häggström I., Apte A., Beattie B. J., Kirov A. S., Humm J. L., et al. (2015) PETSTEP: Generation of Synthetic PET Lesions for Fast Evaluation of Segmentation Methods. *Physica Medica*. 31 (8), 969 – 980. <https://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.07.139>.

Received: 1 April 2025

Accepted: 6 May 2025

## Вклад авторов / Authors' contribution

Авторы внесли равный вклад в написание статьи. / The authors contributed equally to the writing of the article.



**Сведения об авторах**

**Петкевич М. Н.**, нач. отдела по инженерному обеспечению лучевой терапии, Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова (РНПЦ ОМР)

**Коровко Д. В.**, студент, МГЭИ имени А. Д. Сахарова Белорусского государственного университета

**Емельяненко Е. В.**, канд. техн. наук, инж., РНПЦ ОМР

**Адрес для корреспонденции**

223040, Республика Беларусь,  
Минский р-н, а/г Лесной  
Республиканский научно-практический центр  
онкологии и медицинской радиологии  
имени Н. Н. Александрова  
Тел.: +375 29 577-09-75  
E-mail: MaxPetkevichN@gmail.com  
Петкевич Максим Николаевич

**Information about the authors**

**Piatkevich M. N.**, Head of the Radiation Therapy Engineering Department, N. N. Alexandrov National Cancer Center of Belarus (NCCB)

**Korovko D. V.**, Student, International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University

**Emelyanenko E. V.**, Cand. Sci. (Tech.), Engineer, NCCB

**Address for correspondence**

223040, Republic of Belarus,  
Minsk Region, Agro-Town Lesnoy  
N. N. Alexandrov National  
Cancer Center  
of Belarus  
Tel.: +375 29 577-09-75  
E-mail: MaxPetkevichN@gmail.com  
Piatkevich Maksim Nikolaevich