

## МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕДУРЫ ОБСЛЕДОВАНИЯ ПАЦИЕНТОВ МЕТОДОМ ОФЭКТ В КАРДИОЛОГИИ: РАСЧЕТ ПЛАНАРНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Н.В. Денисова<sup>1</sup>, И.Н. Терехов<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Институт теоретической и прикладной механики СО РАН, Новосибирск

<sup>2</sup> Научно-исследовательский институт патологии кровообращения  
им. акад. Е.Н.Мешалкина, Новосибирск

Развита математическая модель и выполнено численное моделирование процесса формирования планарных изображений в гамма-камере при кардиологических обследованиях пациентов методом однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ). При моделировании планарных изображений учитывалась стохастическая природа излучения фотонов радионуклидом, поглощение гамма-излучения в биологических тканях, а также эффекты, связанные с прохождением гамма-квантов через коллиматор и детектор в гамма-камере. С целью верификации модели проведен расчет планарных изображений точечного источника в зависимости от его расстояния до поверхности коллиматора и выполнено сравнение с соответствующими тестовыми измерениями "syringe test", проведенными на установке Infinia Hawkeye 4 в Новосибирском научно-исследовательском институте патологии кровообращения (ННИИПК) им. академика Е.Н.Мешалкина. Выполнен расчет планарных изображений для математического фантома, моделирующего распределение радионуклида <sup>99m</sup>Tc-MIBI в органах грудной клетки пациента, и представлено сравнение рассчитанных планарных изображений с данными, полученными при клинических исследованиях перфузии миокарда методом ОФЭКТ.

Ключевые слова: ядерная медицина, молекулярная визуализация, кардиология, диагностика, однофотонная эмиссионная компьютерная томография, математическое моделирование

### Введение

Методы однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) и позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ) относятся к современным технологиям получения медицинских изображений. В развитых странах эти технологии в значительной степени определяют качество диагностики и лечения больных в таких важных областях клинической медицины, как кардиология, онкология и неврология. В научной литературе ОФЭКТ- и ПЭТ-изображения, а также технологии их получения принято обозначать терминами "молекулярные изображения", "молекулярная визуализация" (molecular imaging, molecular visualization). Молекулярная

визуализация является высокотехнологическим направлением в области ядерной медицины. Уровень развития этого направления и, следовательно, качество диагностических обследований в значительной мере определяется той профессиональной средой, которая создана в данной отрасли медицины. В недавно опубликованных статьях [1, 2], написанных авторами, которые стояли у истоков развития ОФЭКТ и ПЭТ технологий, подчеркивалось, что только благодаря совместным усилиям физиков, математиков, радиохимиков и врачей стало возможным становление этой отрасли ядерной медицины. Изначально "ахиллесовой пятой" метода молекулярной визуализации была сильная нечеткость и размазанность изображений. Это даже

породило шутовское название этого метода как *unclear medicine*. За прошедшие годы был достигнут огромный прогресс в улучшении качества изображений как за счет усовершенствования технического оборудования, так и за счет улучшения математического программного обеспечения. На коммерческих томографах был осуществлен переход от детерминированных алгоритмов реконструкции Filtered Back Projection (FBP) к статистическим алгоритмам типа Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM). Статистические алгоритмы учитывают стохастическую природу излучения гамма-квантов и их прохождения в биологических тканях, что позволило улучшить качество изображений при снижении лучевой нагрузки на пациента. Однако алгоритмы OSEM не являются регуляризованными в строгом математическом смысле. Из-за этого они имеют свою "ахиллесову пяту" – тенденцию к образованию артефактов.

В работе [3] были выполнены сравнительные исследования четырех современных SPECT/CT установок: Philips Brightview, General Electric Discovery NM/CN 670 и Infinia Hawkeye 4 и Siemens Symbia T6. В качестве тестируемого объекта использовался стандартизированный фантом NEMA NU-2 1994, который наполнялся  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI. Аппаратные характеристики четырех тестируемых установок близки между собой, а что касается программного обеспечения, то на установках Philips и Siemens использовались программы реконструкции на основе алгоритма OS-EM (Ordered Subset-Expectation Maximization), а на установке GE-алгоритм MAPEM (Maximum a Posteriori-Expectation Maximization). Не вдаваясь в подробности различий этих алгоритмах (тем более, что детали всегда являются коммерческой тайной), отметим, что артефакты присутствовали на всех реконструированных изображениях. Как отметили авторы работы [3] в заключении: "Артефакты реконструкции остаются препятствием на пути к точному количественной ОФЭКТ и должны быть в фокусе дальнейших исследований в области реконструктивной томографии". К сожалению, артефакты на изображениях могут приводить к ложноположительному диагнозу.

Кроме возможности появления артефактов на изображениях, остается еще ряд проблем, требующих разрешения. Во-первых, это проблема определения точных границ поражений, что особенно важно в нейрологии, онкологии и кардиологии. Во-вторых, выявление поражений малых размеров; возможность диагностирования

таких поражений зависит от их расположения. Перечисленные проблемы говорят о необходимости исследований, охватывающих разнообразные ситуации, возникающие в клинической практике. Как известно, в области молекулярной визуализации невозможно проводить исследования на людях, а исследования на животных не адекватны поставленным проблемам. Заменить человека в таких исследованиях могут либо специально изготовленные фантомы (например, стандартизированные фантомы NEMA), либо математические фантомы. Стандартизированные фантомы не позволяют проводить исследования с широким варьированием параметров, поскольку их основной задачей является тестирование оборудования. Математические фантомы, наоборот, являются достаточно "гибкими", они позволяют варьировать положение органов, размеры и локализацию дефектов и, таким образом, могут использоваться для симулирования процесса обследования пациентов методом ОФЭКТ.

Метод математического моделирования имеет огромный потенциал в области молекулярной визуализации. С его помощью можно изучать появление артефактов на изображениях, исследовать предельные возможности используемых алгоритмов реконструкции и, следовательно, определять предельные размеры поражений, которые можно визуализировать в зависимости от их локализации и индивидуальных особенностей анатомического строения пациента. Этот метод может использоваться для тестирования новых усовершенствованных алгоритмов реконструкции, а также для оптимизации протокола сбора данных. Большие усилия исследователей направлены на создание пакетов программ по численному моделированию процесса обследования пациентов методом ОФЭКТ. Широко известны работы группы из университета Дж. Хопкинса, направленные на создание математических фантомов для ОФЭКТ в кардиологии [4, 5]. Совсем недавно вышла их работа, в которой рассчитаны планарные изображения с учетом эффектов коллиматора и детектора. Ведутся исследования, направленные на компьютерное моделирование методом Монте-Карло процесса детектирования фотонов в гамма-камере. В России подобные исследования только начинают развиваться. В предыдущей работе [6] была представлена базовая математическая модель распределения радионуклида  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI в органах грудной клетки среднестатистического пациента при кардиологическом

обследовании методом ОФЭКТ. В настоящей работе выполнены расчеты планарных изображений по этой модели и представлено сравнение с клиническими данными. Следующий этап исследований предполагает выполнение реконструкции фантома на основе рассчитанных планарных изображений.

### Физическая модель формирования планарных изображений

Процедура обследования методом ОФЭКТ начинается с введения радиофармпрепарата, который распределяется в органах пациента и является источником гамма-излучения. Для детектирования гамма-квантов используются системы, состоящие из одной или нескольких вращающихся камер. На каждом угле поворота гамма-камеры создаются планарные изображения, на основе которых реконструируется трехмерное изображение распределения радиофармпрепарата в органах пациента. Существует ряд факторов, которые необходимо учитывать при физическом моделировании планарных изображений:

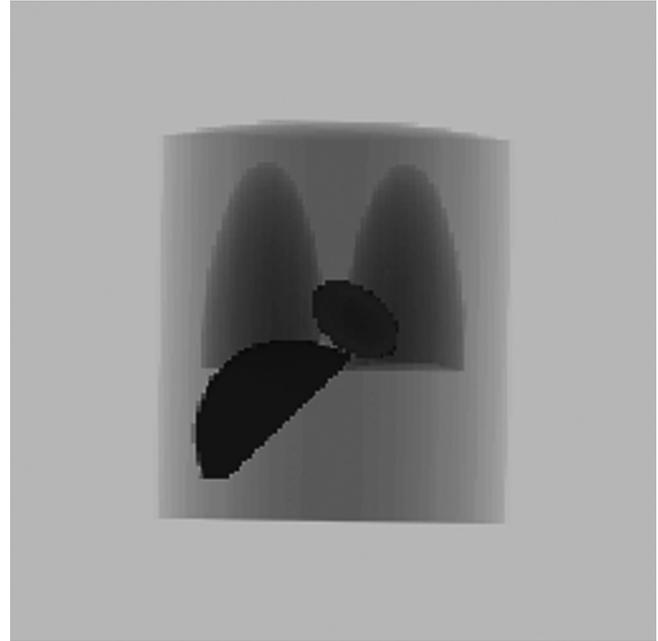
1. Стохастическая природа гамма-излучения.
2. Поглощение и рассеяние гамма-квантов при прохождении через биологические ткани.
3. Влияние коллиматора и детектора.

#### 1. Стохастическая природа гамма-излучения

На рис. 1 представлена 3D математическая модель, имитирующая распределение  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI в органах грудной клетки пациента при кардиологическом обследовании методом ОФЭКТ. Детальное описание этой модели представлено в работе [6]. Математическое пространство реконструкции ( $R$ ), которое включает в себя математический фантом, обычно дискретизируется на отдельные воксели по схеме  $64 \times 64 \times 64$  или  $128 \times 128 \times 128$  и при этом каждый воксель идентифицируется номером  $j$ . Тогда распределение радиофармпрепарата в организме может быть представлено вектором  $n_j$ , где  $n_j$  – концентрация препарата в вокселе с номером  $j$ ,  $j=1, 2, 3, \dots, J$ ,  $j \in R$ . Процесс радиоактивного распада описывается известным законом:

$$n_j(t) = n_j(0)e^{-\lambda t} = n_j(0)e^{-\frac{t}{\tau}}, \quad (1)$$

где  $n_j(t)$  – концентрация препарата в момент времени  $t$ ,  $\lambda$  – константа распада,  $n_j(0)$  –



**Рис. 1.** 3D математическая модель, имитирующая распределение  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI в органах грудной клетки пациента. Модель включает значимые для ОФЭКТ миокарда органы: торс, легкие, сердце, печень и желчный пузырь (желчный пузырь не виден на данном рисунке)

начальная концентрация,  $\tau = \ln 2 / \lambda$  – время полураспада. Предполагая, что время сбора данных  $\Delta t$  намного меньше, чем время полураспада  $t$ , изменение концентрации радионуклида за время измерения можно записать следующим образом:

$$\begin{aligned} n_j(0 + \Delta t) &= \\ &= n_j(0) - n_j(0) \frac{\Delta t}{\tau} \approx n_j(0). \end{aligned} \quad (2)$$

Таким образом, можно приближенно считать, что за время измерений концентрация радионуклида в органах меняется незначительно. С другой стороны, число распавшихся частиц в вокселе  $j$  равно числу испущенных в этом вокселе гамма-квантов за время измерения  $\Delta t$ :

$$f_j V = n_j^* V = n_j(0) \frac{\Delta t}{\tau} V. \quad (3)$$

Функция  $f$  описывает плотность излучения гамма-квантов. Для простоты будем считать, что все воксели  $V_j$  имеют одинаковый размер  $V$ . Предполагается, что излучение осуществляется изотропно по пространству. Из-за низкой накопленной активности препарата и

ограниченного времени измерений функция  $f$  представляет случайное поле. При стандартных подходах в ОФЭКТ предполагается, что случайное поле  $f$  соответствует распределению Пуассона, средняя величина которого  $\bar{f}$  пропорциональна концентрации радионуклида:

$$\bar{f}_j \sim n_j(0). \quad (4)$$

При расчете планарных изображений необходимо учитывать стохастическую природу гамма-излучения. Стохастичность приводит к существенному усложнению задачи реконструкции, поскольку из одного и того же вокселя в разных положениях детектора может быть зафиксировано разное количество гамма-квантов, а также из двух соседних вокселей с одинаковой плотностью радионуклида на детектор может попадать различное число гамма-квантов. Подобные флуктуации сильнее проявляются при низкой плотности гамма-излучения. Физическая модель должна это учитывать. Совершенно очевидно, что стохастическая природа гамма-излучения более корректно моделируется математически с использованием статистического подхода. В данной работе выполнено статистическое моделирование формирования планарных изображений.

## 2. Поглощение и рассеяние гамма-квантов при прохождении через биологические ткани

При прохождении гамма-излучения в биологических тканях происходит ослабление плотности потока за счет поглощения и рассеяния. В данной работе представлены исследования, в которых учитывалось только поглощение, учет рассеяния предполагается ввести в последующих работах. При математическом моделировании процесса поглощения в 3D пространство реконструкции  $R$  вводится 2D математическое пространство поверхности коллиматора  $C(\theta)$ , где  $\theta$  – угол проекции. Поверхность  $C(\theta)$  дискретизируется на отдельные пиксели и каждому пикселу присваивается номер  $k$ ,  $k=1,2,3,\dots,K$ ,  $K \in C(\theta)$ . В рамках статистического подхода для учета поглощения вводится вероятность того, что гамма-квант, испущенный в вокселе  $j$ , достигнет поверхности коллиматора в  $k$ -ом пикселе:

$$P_{jk}^{att} = \exp\left(-\int_{L_{jk}} \mu(l_{jk}) dl_{jk}\right), \quad (5)$$

где  $\mu$  – коэффициент поглощения,  $l_{jk}$  – траектория кванта от  $j$ -го вокселя до  $k$ -го пикселя поверхности коллиматора,  $L_{jk}$  – часть траектории  $l_{jk}$ , проходящая внутри тела пациента (фантома). Коэффициент поглощения в общем случае является пространственно неоднородной 3D функцией, поэтому, чтобы рассчитать  $P_{jk}^{att}$ , необходимо иметь 3D “карту поглощения” – распределение коэффициента поглощения для конкретного пациента. Задача реконструкции в такой постановке становится чрезвычайно сложной. Самый простой путь состоит в том, чтобы использовать усредненный коэффициент поглощения. Тогда выражение (5) сводится к виду:

$$P_{jk}^{att} = \exp(-\bar{\mu}L_{jk}), \quad (6)$$

где  $\bar{\mu}$  – усредненное значение коэффициента поглощения,  $L_{jk}$  – часть  $l_{jk}$ , проходящая внутри тела пациента (фантома). Следует отметить, что в конце 90-х годов развивались подходы, в которых предлагалось восстанавливать “карту поглощения” из эмиссионных данных [7]. В настоящее время все ведущие фирмы пошли по пути создания гибридных ОФЭКТ/КТ установок, которые обеспечивают надежную “карту поглощения” пациента, однако при этом возрастает лучевая нагрузка на пациента.

В данной работе для расчета планарных изображений используется приближение (6), а в дальнейшем в рамках развития модели предполагается вводить в расчет точную “карту поглощения” фантома. Поскольку влияние костей грудной клетки на изображение миокарда не слишком велико, для коэффициента поглощения в мягких тканях гамма-квантов  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$  берется оценка  $\bar{\mu} = 0,15 \text{ см}^{-1}$ .

## 3. Влияние коллиматора и детектора

При математическом моделировании процесса прохождения фотонов в гамма-камере необходимо ввести математические пространства, соответствующие ее положениям для каждого угла измерения проекционных данных  $\theta$ . Обозначим полное число углов измерений  $L$ . В литературе известны разные подходы к расчету проекционных данных, которые реализованы в алгоритмах реконструкции и используются на различных томографических установках. Среди этих подходов можно выделить два основных: 1) дискретизированное 3D пространство реконструкции  $R$  остается постоянным для всех углов измерений, 2) для каждо-

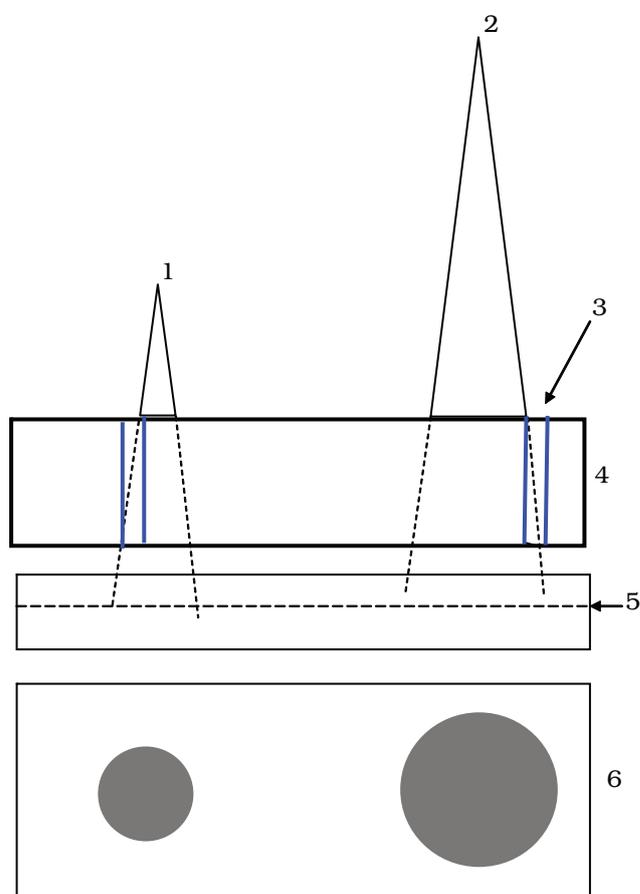
го угла измерений вводится свое “подходящее” 3D пространство. Эти подходы имеют свои достоинства и недостатки, которые не являются темой обсуждения в данной работе, отметим только, что здесь используется первый подход. Как уже указывалось выше, моделирование в данной работе ориентировано на характеристики установки Infinia Hawkeye 4, используемой в ННИИПК для исследования перфузии миокарда с помощью  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI. На этой установке работают два детектора с установленными на них коллиматорами типа LEHR (Low Energy High Resolution) с размерами поля зрения детектора – field of view (FOV) 42,5×54 см.

При статистическом подходе оценивается вероятность того, что гамма-квант, испущенный в вокселе  $j \in R$ , создаст импульс в  $i$ -ом пикселе детектора, соответствующем  $i$ -му пикселу планарного изображения. Для оценки этой вероятности вводится так называемая функция отклика для точечного источника point-source response function (PSRF), которая определяет отношение плотности  $N(r)$  зарегистрированных фотонов в “пятне”, изображающем точечный источник, к полному числу фотонов  $N_0(z)$ , испущенных источником, расположенным на расстоянии  $z$  от поверхности коллиматора. Ширина PSRF на половине ее максимума – full width at half maximum (FWHM) определяет такую важную характеристику гамма-камеры как ее пространственная разрешающая способность. Функцию отклика PSRF можно представить в виде произведения функции отклика коллиматора и функции отклика детектора:

$$P_{ji}^{c-d} = P_{jk}^c P_{ki}^d. \quad (7)$$

$P_{jk}^c$  – функция отклика коллиматора для точечного источника, которая описывает вероятность того, что гамма-квант, испущенный в  $j$ -ом вокселе, выйдет из  $k$ -го пиксела задней поверхности коллиматора,  $P_{ki}^d$  – функция отклика детектора для точечного источника. В общем случае расчет функции отклика точечного источника достаточно сложен и учитывает геометрический эффект коллиматора и влияние септы (перегородок). Кроме того, величины PSRF и FWHM существенно зависят от расстояния точечного источника до поверхности коллиматора. Для коллиматоров с параллельными отверстиями круглой формы и идеально поглощающими перегородками функция отклика точечного источника может быть рассчитана

аналитически. В данном исследовании для расчета этой функции использовались результаты работы [4]. Схема, поясняющая формирование планарных изображений точечного источника в зависимости от расстояния до поверхности коллиматора с параллельными каналами, представлена на рис. 2. Угол конуса, в который попадают гамма-кванты, формирующие изображение точечного источника, определяется диаметром и глубиной канала коллиматора. Чем дальше от поверхности гамма-камеры расположен точечный источник, тем сильнее происходит “расплывание” его изображения. После вылета из коллиматора, гамма-фотон продолжает двигаться в том же направлении



**Рис. 2.** Схема, поясняющая влияние функции отклика для точечного источника (PSRF) на формирование планарных изображений: 1 – точечный источник, условно расположенный на расстоянии 10 см от поверхности коллиматора, 2 – точечный источник, условно расположенный на расстоянии 30 см от поверхности коллиматора, 3 – канал коллиматора, определяющий границу конуса, 4 – коллиматор, 5 – кристалл детектора, стрелка указывает на условную поверхность формирования планарного изображения, 6 – результирующие изображения

через зону, разделяющую коллиматор и кристалл детектора, а затем проходит в кристалле расстояние, соответствующее средней длине свободного пробега. Величины  $P_{jk}^c$  и  $P_i^d$  рассчитывались в гауссовом приближении [4], учитывалось влияние септы.

### Численное моделирование формирования планарных изображений методом ОФЭКТ

При статистическом математическом моделировании процесс формирования планарных изображений может быть представлен следующим образом:

$$g_i = \sum_j A_{ij} f_j, \quad (8)$$

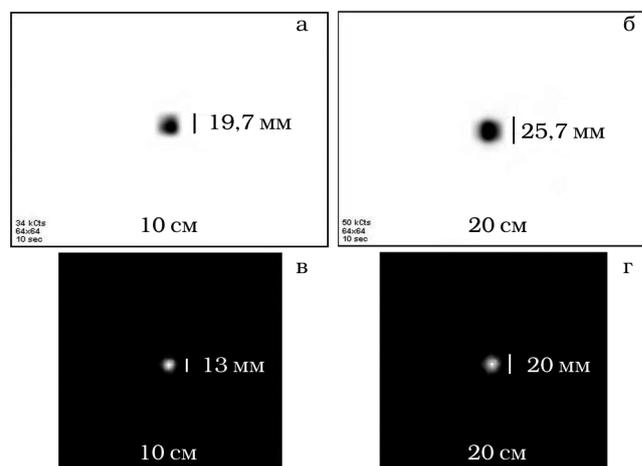
где  $g_i$  – число гамма-квантов, поступающих на фотоумножитель из  $i$ -го пиксела задней поверхности детектора (распределение  $g_i$  дает планарное изображение),  $f_j$  – случайное поле, описывающее число испущенных фотонов из воксела  $j \in R$  за время формирования планарного изображения, функции  $f_j$  и  $g_i$  имеют пуассоновское распределение,  $A_{ij}$  – вероятностная матрица, которая описывает вероятность того, что фотон, испущенный в  $j$ -ом вокселе, будет зарегистрирован в  $i$ -м пикселе, соответствующем изображению. В рамках вышеописанной физической модели матрица  $A_{ij}$  может быть представлена как:

$$A_{ij} = P_{ji}^{att} P_{ji}^c P_i^d, \quad (9)$$

где  $P_{ji}^{att}$ ,  $P_i^d$  и  $P_{ji}^c$  – вероятностные функции, описанные выше.

Для верификации развитой математической модели формирования ОФЭКТ-изображений были выполнены исследования, направленные на сравнение рассчитанных и измеренных изображений точечного источника в зависимости от его расстояния до поверхности коллиматора. В качестве реального точечного источника использовался шприц 1 мл, содержащий около 0,2 мл препарата  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ . Измерения были выполнены на установке Infinia Hawkeye 4 при разных значениях расстояния до поверхности коллиматора: 5, 10, 15, 20, 40 и 60 см. На рис. 3а,б представлены изображения источника для двух значений расстояния от поверхности коллиматора: 10 и 20 см. Планарное изображение такого источ-

ника представляет собой пятно с однородным распределением интенсивности. Следует отметить, что подобные измерения являются стандартным тестом Test syringe для контроля работы гамма-камеры, а указанные на рисунках размеры соответствуют диаметру видимого изображения. Для сравнения на рис. 3 в,г представлены рассчитанные планарные изображения точечного источника, удаленного на расстояния 10 и 20 см от поверхности коллиматора. Расчеты были ориентированы на параметры гамма-камеры Infinia. Распределение плотности фотонов в “пятне” предполагалось гауссовым. Хотя и в измерениях, и при моделировании идеальные условия точечного источника практически трудно соблюсти, в целом, наблюдается качественное согласие между измеренными и рассчитанными планарными изображениями. Как и следовало ожидать, в измерениях и в численном моделировании наблюдалось увеличение диаметра пятна с увеличением расстояния от поверхности коллиматора. Размеры рассчитанных и измеренных пятен, полученных для одного и того же расстояния, несколько отличаются друг от друга, но это различие вполне объяснимо и связано с неизбежными упрощениями, которые были внесены при моделировании.

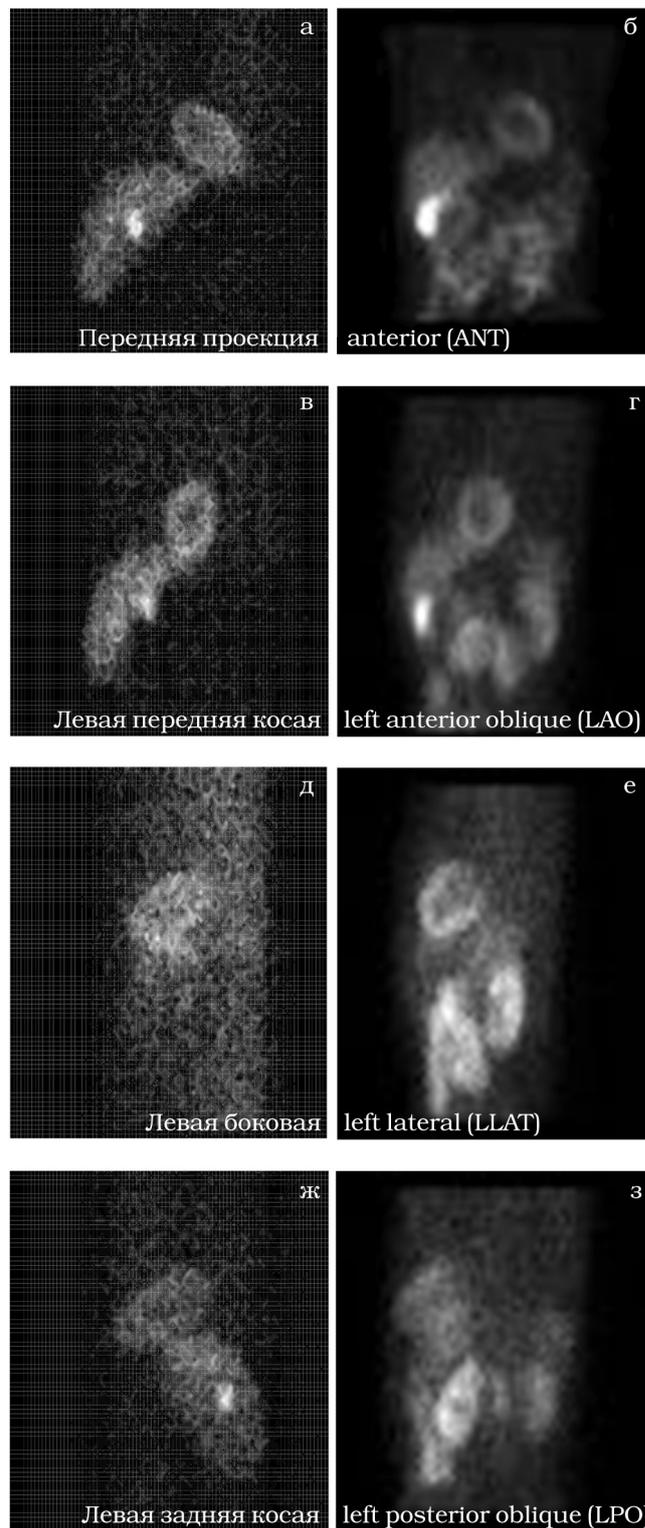


**Рис. 3.** Планарные изображения точечного источника: а, б – изображения точечного источника, полученные в тестовых измерениях Test syringe, выполненных на установке Infinia; (источник расположен на расстояниях 10 и 20 см от поверхности коллиматора соответственно), в, г – изображения точечного источника, расположенного на тех же расстояниях от поверхности коллиматора, полученные методом математического моделирования

Следующим этапом наших исследований стал расчет планарных изображений для математического фантома, представленного на рис. 1, и сравнительный анализ этих изображений и изображений, полученных в клинических измерениях при исследовании перфузии миокарда методом ОФЭКТ. Расчеты были ориентированы на параметры реальных измерений при обследовании пациентов. При обследовании пациентов на установке Infinia Hawkeye 4 регистрируются планарные изображения с 60 углов измерений, на каждом ракурсе изображение имеет примерно одинаковое число отсчетов (импульсов) – до 100000 импульсов. Для сравнительного анализа были выделены планарные изображения, соответствующие следующим стандартным направлениям проекций: передней, левой передней косой, левой боковой и левой задней косой. На рис. 4а,в,д,ж представлены планарные изображения, рассчитанные для фантома, представленного на рис. 1. Для сравнения на этом же рис. 4б,г,е,з представлены данные, полученные на установке Infinia при кардиологическом обследовании пациента. Сравнивая рассчитанные и измеренные планарные изображения, можно увидеть, что положение и размеры миокарда достаточно хорошо согласуются. Это важно, поскольку целью исследований является получение изображений перфузии миокарда. Также относительно хорошо согласуются изображения печени и желчного пузыря. Отличие состоит в том, что на измеренных планарных изображениях помимо печени, видно изображение петель кишечника, которые не представлены в фантоме. В дальнейшем предполагается дополнить математический фантом и ввести в него модель левого изгиба ободочной кишки.

## Выводы

Молекулярная визуализация является чрезвычайно быстро развивающимся направлением ядерной медицины. Совершенствуются алгоритмы реконструкции, вводятся новые гибкие протоколы обследования пациентов, сокращающие лучевые нагрузки на организм пациента и время обследования. Расширяется список используемых радиофармпрепаратов, развиваются детектирующие системы. Все эти изменения направлены на улучшение качества изображений и сопровождаются хорошо по-



**Рис. 4.** Планарные изображения: а, в, д и ж – изображения получены методом численного моделирования с использованием фантома, представленного на рис. 1; б, г, е и з – изображения получены на установке Infinia при кардиологическом обследовании пациента

ставленной рекламой. Однако на практике часто необходимо не улучшение изображений вообще, а решение конкретных задач, например, улучшение возможности определять поражения миокарда при высокорасположенной печени у пациентов. Математическое моделирование позволит оценивать влияние индивидуальных особенностей пациентов на качество изображения.

### Благодарность

Настоящие исследования выполнены при частичной поддержке гранта РФФИ № 14-02-00403-а.

### Список литературы

1. Bailey D. Thirty years from now: future physics contributions in nuclear medicine. // EJNMMI Physics, 2014, **1**, No. 4, P. 1–8.
2. Ell P.J. The contribution of medical physics to nuclear medicine: a physician's perspective. // EJNMMI Physics, 2014, **1**, No. 3, P. 1–7.
3. Seret A., Nguyen D., Bernard C. Quantitative capabilities of four state-of-the-art SPECT-CT cameras. // EJNMMI Research, 2012, **2**, No. 45, P. 1–19.
4. Segars W.P., Tsui B.M.W. Study of the efficacy of respiratory gating in myocardial SPECT using the new 4-D NCAT phantom. // IEEE Trans. Nucl. Sci., 2002, **49**, P. 675–679.
5. Segars W.P., Tsui B.M.W. MCAT to XCAT: The evolution of 4-D computerized phantoms for imaging research. // Proc. IEEE, 2009, **97**, P. 1954–1968.
6. Денисова Н.В., Курбатов В.П., Терехов И.Н. Развитие математического фантома для моделирования процедуры обследования пациентов методом ОФЭКТ в кардиологии. // Мед. физика, 2014, № 2, С. 49–56.
7. Bronnikov A.V. Reconstruction of the attenuation map using discrete consistency conditions. // IEEE Trans. Med. Imaging, 2000, **19**, No. 5, P. 451–462.

## MATHEMATICAL MODELING OF SPECT PROCEDURE IN CARDIOLOGY: SIMULATION OF PLANAR IMAGES

N.V. Denisova<sup>1</sup>, I.N. Terekhov<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Institute of Theoretical and Applied Mechanics SB RAS, Novosibirsk, Russia

<sup>2</sup> Research Institute of Circulation Pathology im.akad.E.N.Meshalkina, Novosibirsk, Russia

In the previous work, the mathematical phantom simulating a distribution of the radionuclide <sup>99m</sup>Tc-MIBI in the patient organs was demonstrated. This article presents the next step in developing of the numerical simulation method for single photon emission computed tomography (SPECT) in cardiology. The numerical model of planar images formation in the gamma camera is developed. A stochastic nature of the gamma-photon emission, attenuation and the effects of collimator and detector were taken into account in the model. For verification of the model, the calculations of the point source planar images were performed and were compared to the corresponding test measurements 'syringe test', obtained at the gamma-camera Infinia Hawkeye 4. Then, calculations of planar images for the developed mathematical phantom were performed and compared to the clinical data.

Key words: nuclear medicine, molecular imaging, cardiology, diagnostics, single photon emission computed tomography, mathematical modeling

E-mail: [denisova@itam.nsc.ru](mailto:denisova@itam.nsc.ru)