

Моделирование сбора „сырых“ проекционных данных в однофотонной эмиссионной компьютерной томографии

© М.А. Гурко, Н.В. Денисова

Институт теоретической и прикладной механики им. С. А. Христиановича СО РАН,
630090 Новосибирск, Россия
e-mail: m.gurko@alumni.nsu.ru, nvdenisova2011@mail.ru

Поступило в Редакцию 27 сентября 2021 г.

В окончательной редакции 29 ноября 2021 г.

Принято к публикации 11 декабря 2021 г.

Разработан и протестирован программный комплекс, предназначенный для статистического моделирования процедуры сбора данных при обследовании пациентов методом однофотонной эмиссионной компьютерной томографии. Моделирование выполнено методом Монте-Карло и включает эффекты взаимодействия гамма-излучения с веществом при прохождении в биологических тканях и в системе коллиматор–детектор. Проведена верификация расчета прохождения гамма-квантов через коллиматор путем моделирования клинических тестовых испытаний в режиме „syringe test“. С помощью развитого программного комплекса и с использованием антропоморфной математической модели, имитирующей „виртуального пациента“, выполнен расчет „сырых“ проекционных данных в условиях, приближенных к клинической практике. Полученные изображения согласуются с клиническими данными.

Ключевые слова: гамма-излучение, коллиматор, Монте-Карло, моделирование, фантом.

DOI: 10.21883/JTF.2022.05.52381.264-21

Введение

Современное медицинское диагностическое оборудование характеризуется сложностью и разнообразием методов визуализации. В клинической практике широко используются томографические методы такие, как рентгеновская компьютерная томография (КТ), магнитно-резонансная томография (МРТ), позитронная эмиссионная томография (ПЭТ) и однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ). Эти методы используют различные физические явления для обнаружения патологических изменений в биологических тканях. Методы КТ и МРТ основаны на измерении физических характеристик вещества (плотности) в пораженных и здоровых тканях. Оба метода имеют высокую разрешающую способность (порядка 1 мм), при этом контрастность изображений определяется разницей плотности в пораженных и здоровых тканях. На ранних стадиях заболевания изменение плотности может быть невелико и недоступно для обнаружения. Методы ядерной медицины ПЭТ и ОФЭКТ основаны на использовании радиофармацевтических препаратов (РФП), содержащих нуклиды, которые испускают позитроны и гамма-кванты в процессах радиоактивного распада ядер. При обследовании методами ПЭТ и ОФЭКТ пациенту внутривенно вводится специализированный радиофармпрепарат, соответствующий целям исследования, который накапливается с различными концентрациями в здоровых и патологических тканях. В методах ПЭТ и ОФЭКТ разрешающая способность хуже, чем у методов КТ и МРТ (порядка 5 мм), однако контрастность изображений определяется не фи-

зическими характеристиками тканей, а метаболическими процессами, которые определяют различное накопление РФП в здоровых и поврежденных тканях. Это позволяет диагностировать патологические процессы на ранней стадии, когда еще отсутствуют изменения физических характеристик. Например, при ОФЭКТ обследовании пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями используется вещество метокси–изобутил–изонитрил (МИБИ), меченый технецием, который активно поглощается здоровыми клетками миокарда, но не поступает в поврежденные клетки. Такие изображения отличаются высокой контрастностью и являются маркером нормальной жизнедеятельности клеток миокарда. При ПЭТ обследованиях широко используется препарат ФДГ (фтордезоксиглюкоза), который активно накапливается в опухолевых поражениях. Методы ядерной медицины широко применяются для диагностики сердечно-сосудистых и онкологических заболеваний.

В настоящей работе рассматривается метод ОФЭКТ. Несмотря на то, что метод ОФЭКТ широко используется в современной клинической практике, существуют нерешенные проблемы, связанные с улучшением качества изображений и оптимизацией протокола обследования. В последние годы проводятся широкие исследования, направленные на развитие количественного подхода для оценки степени тяжести поражений в кардиологии и онкологии. Решение этой задачи требует проведения большого количества испытаний. В ядерной медицине исследования с участием человека сильно ограничены из-за лучевой нагрузки, а применение физических фантомов осложнено высокой стоимостью и малой гибкостью их параметров. Поэтому актуальным является развитие

методов математического моделирования и компьютерных имитаций, которые хорошо себя зарекомендовали в других областях современной физики. Математическое моделирование процедуры обследования пациентов методом ОФЭКТ можно разделить на три задачи:

- 1) создание математической модели распределения РФП в органах пациента (виртуальный пациент);
- 2) моделирование сбора „сырых“ данных (виртуальный томограф);
- 3) развитие методов и алгоритмов реконструкции 3D-изображений.

Целью настоящей работы является моделирование сбора „сырых“ проекционных данных в методе ОФЭКТ. Для решения этой задачи используется статистическое моделирование (метод Монте-Карло).

Следует отметить, что существует несколько готовых программных решений для расчета „сырых“ данных ПЭТ и ОФЭКТ. Большинство из них имеют открытый исходный код и развитую документацию. Одним из первых пакетов является пакет программ PENELOPE, написанный на FORTRAN 77. PENELOPE выполняет моделирование методом Монте-Карло (МК) электронно-фотонных ливней для широкого диапазона энергий (от ~ 1 keV до нескольких сотен MeV) и имеет развитую документацию с описанием физических процессов взаимодействия гамма-излучения с веществом. Многие программы переписаны на C⁺⁺ и добавлены в пакет GEANT4. PENELOPE является универсальным инструментом, который не специализирован под задачи ядерной медицины, но находит свое применение и в этой области [1]. Следующий программный пакет SimSET, разработанный, проверенный и поддерживаемый исследовательской лабораторией визуализации Вашингтонского университета, создан для моделирования ОФЭКТ и ПЭТ с использованием воксельных фантомов [2]. Этот пакет применяет методы МК для моделирования физических процессов и устройств эмиссионной томографии. SimSET является одним из основных ресурсов для многих исследовательских групп в области ядерной медицины по всему миру. SimSET моделирует важные физические явления, включая фотоэлектрическое поглощение, комптоновское рассеяние и когерентное рассеяние. Однако коллиматор моделируется не методом МК, а с помощью приближенной аналитической модели. Эта модель не учитывает некоторые физические эффекты, такие, как проникновение гамма-квантов через септу, характеристическое излучение и рассеяние в коллиматоре. SimSET можно использовать как хорошую базу для моделирования распространения гамма-квантов через тело пациента. В последние годы широко известен пакет программ GATE. GATE это набор инструментов МК моделирования в приложениях медицинской физики [3]. Он основан на GEANT4, программном пакете, разработанном в ЦЕРН для моделирования прохождения элементарных частиц через вещество. GATE сочетает в себе

преимущества GEANT4, хорошо проверенные физические модели, сложное описание геометрии, мощные инструменты визуализации и 3D-рендеринга с функциями, характерными для эмиссионной томографии. Использование GATE не требует программирования на C⁺⁺, так как в нем реализован собственный макроязык. Весь исходный код открыт. Точные и универсальные коды моделирования, такие как GEANT3, EGS4, MCNP и GEANT4, написанные для физики высоких энергий, включают в себя хорошо проверенные физические модели, инструменты геометрического моделирования и эффективные утилиты визуализации [3]. Однако их функционал зачастую избыточен, а освоение и наладка сложны и требуют много времени, поэтому исследовательские группы часто используют свои „home-made“ разработки.

Несмотря на наличие готовых решений, таких, как PENELOPE, SimSET, GATE, для расчета „сырых“ проекционных данных максимальную гибкость под требования конкретного исследования способно обеспечить самостоятельное решение. Поэтому в настоящей работе выполнено физико-математическое моделирование и разработаны программы расчета сбора „сырых“ проекционных данных в методе ОФЭКТ.

1. Постановка задачи.

Физико-математическая модель

В настоящей работе исследуется проблема формирования „сырых“ данных в методе ОФЭКТ. Моделирование проекционных данных фактически включает в себя три пространственно-временные задачи:

- 1) моделирование испускания гамма-квантов в процессе радиоактивного распада ядер нуклида РФП;
- 2) моделирование прохождения гамма-излучения в биологических тканях разной плотности;
- 3) моделирование прохождения гамма-излучения через материал коллиматора и детектора.

Процесс испускания моделируется с использованием антропоморфной математической модели Торса (ММТ). Эта модель описывает распределение РФП в органах пациента и определяет пространственные характеристики „функции источника“. В рамках настоящей работы предполагается, что время сбора данных существенно меньше периода полураспада используемого нуклида, т.е. времени, за которое локальная плотность радиоактивных атомов уменьшится в два раза. Это позволяет предполагать, что среднее число распадов в каждом элементарном объеме остается примерно постоянным в течение сбора данных. Поскольку нет сведений о выделенных направлениях испускания при радиоактивном распаде, предполагается изотропность (равновероятность) направлений испускания. Для описания прохождения гамма-излучения через биологические ткани и в системе коллиматор–детектор необходимо выделить

Таблица 1. Характеристики ОФЭКТ-изотопов

Изотоп	Период полураспада, h	Энергия гамма-квантов, keV	Вероятность эмиссии гамма-кванта, %
Indium-111	67.32	171	90.5
		245	94
Technetium-99m	6.02	140	88.9
Iodine-123	13.22	159	82.8

основные процессы взаимодействия гамма-излучения определенной энергии с веществом.

1.1. Характеристики гамма-излучения в методе ОФЭКТ

Радиофармпрепараты, применяемые в методе ОФЭКТ, являются источниками гамма-квантов с минимальным процентом эмиссии альфа и бета излучения. Такой эффект возможен для изотопов с наличием долгоживущего возбужденного состояния (изомерия атомных ядер).

Энергия ядерного гамма-излучения является дискретной, что отражается на регистрируемом гамма-спектрометром энергетическом спектре наличием одного или нескольких ярко выраженных пиков. В табл. 1 приведены характеристики трех основных ОФЭКТ-изотопов.

В настоящей работе выполнено моделирование сбора данных при обследовании перфузии миокарда левого желудочка в ядерной кардиологии с использованием препарата Tc99m-МИБИ. Как видно из таблицы, период полураспада Tc99m составляет 6 h, а полное время сбора данных обычно составляет 15–20 min.

1.2. Перенос гамма-излучения в веществе

Распространяясь в веществе, гамма-кванты способны испытывать разного вида взаимодействия [4,5]. Их можно поделить на два больших класса: поглощение и рассеяние.

В случае поглощения гамма-квант исчезает, а его энергия передается веществу либо тратится на рождение новых частиц. К этому классу взаимодействий относятся фотоэлектрический эффект (фотоэффект), рождение электрон-позитронной пары и фотоядерное поглощение. Но, так как энергии гамма-квантов, испускаемых ОФЭКТ-изотопами, не достигают даже 1 MeV, рождение электрон-позитронных пар и фотоядерное поглощение исключены.

В случае рассеяния гамма-квант отклоняется от своего первоначального направления на некоторый угол, а часть его энергии может передаваться веществу. К этому классу относятся когерентное (рэлеевское) и некогерентное (комптоновское) рассеяния. При когерент-

ном рассеянии гамма-квант меняет свое направление без изменения энергии и внутреннего состояния атома/молекулы. Некогерентное рассеяние сопровождается изменением направления движения гамма-кванта, его энергии и внутреннего состояния атома (ионизация).

Для ОФЭКТ-изотопов основным видом взаимодействия гамма-излучения с веществом в биологических тканях является некогерентное рассеяние, а в коллиматоре и кристалле детектора — фотоэффект. Доминирование фотоэффекта в коллиматоре и детекторе является следствием и важной целью при их проектировании, потому что за счет фотоэффекта достигается наиболее эффективное поглощение гамма-квантов и, как следствие, эффективная регистрация их энергии. Некогерентное рассеяние в биологических тканях является фактором, способным ухудшать качество изображений, получаемых методом ОФЭКТ. Во-первых, негативное влияние некогерентного рассеяния связано с эффектом ослабления (attenuation effect) потока фотонов. В современных гибридных ОФЭКТ/КТ системах этот эффект учитывается как „attenuation correction“ с помощью создания так называемой „карты ослабления“ с помощью малодозного КТ. Во-вторых, негативное влияние некогерентного рассеяния связано с тем, что часть рассеянных фотонов, несущих ложную информацию о траектории, попадают на детектор (scatter effect). Борются с данным явлением посредством энергетической дискриминации, т.е. с помощью введения энергетического окна [6]. Это позволяет отсеять большую часть рассеянных фотонов. Учет рассеянных фотонов, пришедших на детектор („scatter correction“), остается сложной проблемой современных алгоритмов реконструкции изображений.

Основой математического моделирования распространения гамма-квантов через вещество является закон ослабления излучения в веществе:

$$N(x) = N_0 e^{-\tau x}. \tag{1}$$

Здесь τ — линейный коэффициент ослабления, который определяет вероятность гамма-кванта испытать взаимодействие на единице своего пути в данном веществе.

В ядерной физике используется массовый коэффициент ослабления, который определяется как отношение линейного коэффициента ослабления к плотности вещества:

$$\mu = \frac{\tau}{\rho} = \sigma \frac{N_A}{M}. \tag{2}$$

Вид энергетической зависимости массового коэффициента ослабления в воде и свинце для различных эффектов приведен на рис. 1. Данные изображения были сгенерированы сайтом NIST XCOM для заданных веществ [6].

Как видно из этих рисунков, при прохождении гамма-квантов с энергией порядка 140 keV в биологических тканях (вода) основную роль играет комптоновское рассеяние гамма-квантов. При прохождении через кристалл и свинцовый коллиматор взаимодействие

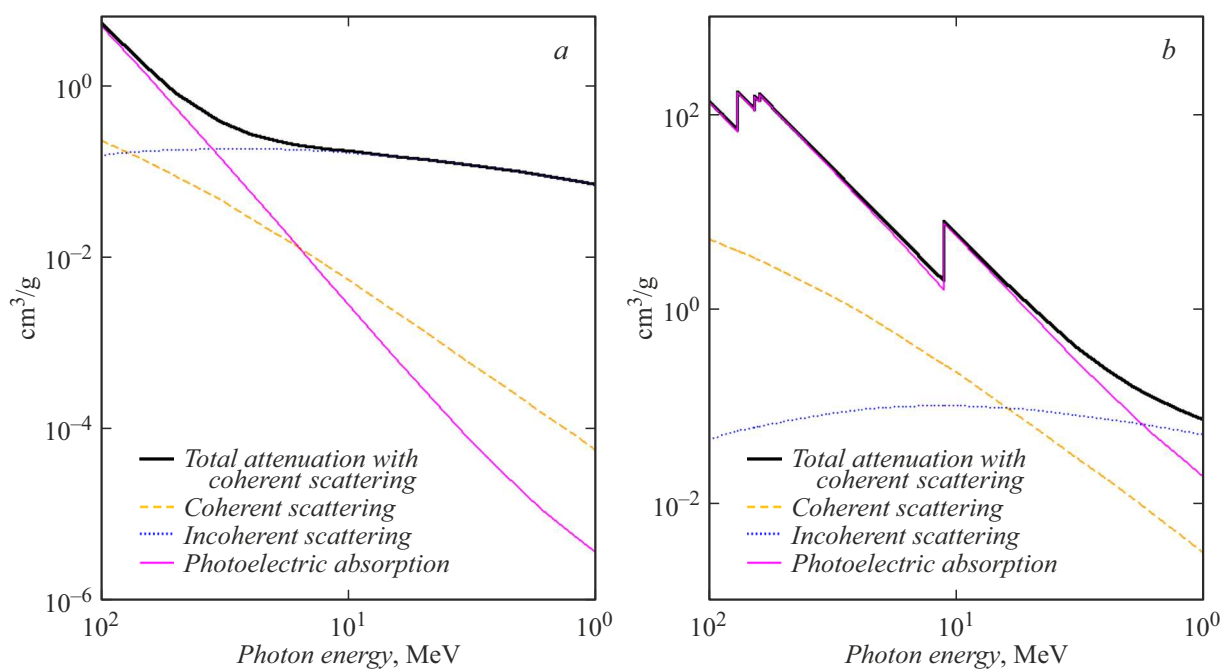


Рис. 1. Энергетическая зависимость массового коэффициента ослабления гамма-излучения в воде (а) и в свинце (б).

гамма-квантов с веществом определяется доминирующим фотоэффектом.

Угловое распределение рассеянных гамма-квантов описывается индикатрисой угла рассеяния. Функции, применяемые для моделирования индикатрисы угла рассеяния, всегда являются аппроксимирующими. Проблемы точного представления индикатрисы для когерентного и некогерентного рассеяний описаны в литературе [7].

2. Метод решения поставленной задачи

В данном исследовании был применен метод МК, как способный максимально корректно решать подобного рода задачи. Существует множество численных алгоритмов с использованием МК для изучения различных случайных процессов. В настоящее время практически любые исследования физических процессов не обходятся без применения метода МК [8]. Суть этого метода состоит в применении набора независимых выходных данных, основанных на случайных величинах, с последующим их усреднением для получения вероятностей того или иного результата.

В области ядерной медицины МК занял свою нишу в качестве эталонного метода моделирования сбора „сырых“ данных [2,3]. В настоящем исследовании основной процесс моделирования распространения гамма-квантов в веществе является комбинация нескольких методов. Первый метод решает проблему нахождения первого пересечения траектории гамма-кванта с ближайшим объектом взаимодействия. По характеру решаемой

задачи данный метод можно назвать методом бросания лучей, который известен в англоязычной литературе как ray casting [9]. Второй метод — это метод максимального сечения (в англ. литературе Woodcock tracking), который позволяет быстро и алгоритмически просто моделировать распространение гамма-квантов в сложной среде [8,10–12]. Данный метод очень удобен, когда сложная среда представлена в виде трехмерного массива значений коэффициента ослабления. Также в данном исследовании метод максимального сечения был применен для моделирования распространения гамма-квантов в коллиматоре.

Важной и не самой простой задачей является моделирование индикатрисы угла рассеяния гамма-квантов. Чаще всего для решения данной задачи применяется метод исключения [8]. В данном исследовании индикатриса угла некогерентного рассеяния моделировалась методом исключения по формуле Клейна–Нишины–Тамма [5]. Для моделирования индикатрисы угла когерентного рассеяния использовался адаптированный модуль GEANT4 под названием G4RayleighAngularGenerator, который также основан на методе исключения.

Для моделирования распределения дискретной случайной величины удобно использовать метод обратной функции [8,10,11]. Данный метод применялся при моделировании распределения вида взаимодействия, иными словами, для выбора типа взаимодействия в точке взаимодействия. При большом количестве возможных значений дискретной случайной величины целесообразно применять метод Уолкера [10]. В данном исследовании он применялся для моделирования распределения координат эмиссии гамма-квантов.

Таблица 2. Параметры моделируемых коллиматоров

Параметр коллиматора	LEHR	LEAP	LEUHR	ME
Длина канала, mm	24.05	24.05	35.8	40.64
Септа, mm	0.16	0.2	0.13	1.14
Диаметр канала, mm	1.11	0.2	1.16	2.94
Чувствительность*, cpm/ μ Ci	202	330	100	275
Геометрическое разрешение*, mm	6.4	8.3	4.6	10.8
Проникновение сквозь септу**, %	1.5	1.9	0.8	< 1.2

Примечание. * — на расстоянии 10 см, ** — для энергии 140.5 keV.

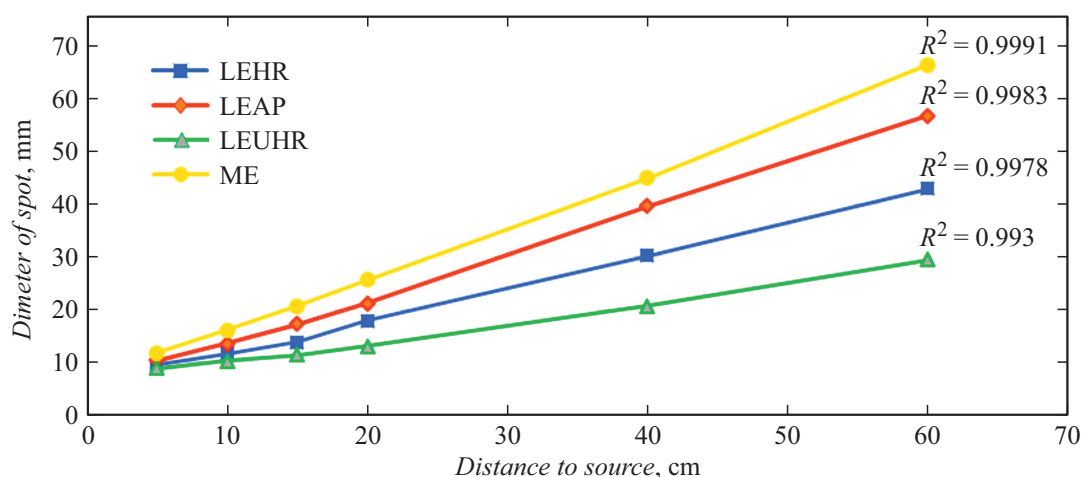


Рис. 2. Зависимость размера пятна от расстояния до точечного источника. R^2 — коэффициент достоверности линейной аппроксимации.

3. Численные эксперименты, направленные на расчет технических характеристик коллиматора и кристалла

В первой серии численных экспериментов исследовалось влияние технических характеристик коллиматора и кристалла на изображения, получаемые методом ОФЭКТ. Исследование проводилось с использованием точечного источника гамма-излучения с энергией 140.5 keV. В сравнении участвовало 4 типа коллиматоров, применяемых в Siemens Symbia T Series. Параметры выбранных коллиматоров представлены в табл. 2. Остальные параметры моделирования, такие как характеристики кристалла детектора и его геометрические размеры, расстояние от источника до поверхности коллиматора (гамма-камеры) были одинаковы для всех экспериментов.

Здесь и ниже используются общепринятые аббревиатуры:

- LEHR — Low Energy High Resolution
- LEAP — Low Energy All Purpose
- LEUHR — Low Energy Ultra High Resolution

- ME — Medium Energy.

Заявленные чувствительность и разрешение определялись согласно стандарту NEMA NU-1 2007 для кристалла толщиной 9.5 mm.

Моделировался режим syringe test, который является регулярной тестовой процедурой клинических ОФЭКТ-томографов. Этот тест является контрольной проверкой на отклик от точечного источника. Время моделируемого сбора составляло 10 s, а активность точечного источника была 70 MBq. Размер пятна определялся как полная ширина на 10% высоты пика распределения интенсивности в пятне. Зависимость размера пятна от расстояния до точечного источника приведена на рис. 2.

На рис. 3 показаны пятна от точечного источника на расстоянии 20 см для исследуемых коллиматоров. Из изображения пятна исключены акты рассеяния, а пространственное разрешение детектирующей системы считается равным 0.1 mm. Градиент интенсивности отсутствует, т.е. цвет пикселя отражает факт регистрации гамма-кванта, а не интенсивность регистрации. Таким образом, данные изображения включают в себя две компоненты: геометрическую и компоненту, соответствующую проникновению гамма-квантов сквозь стенки

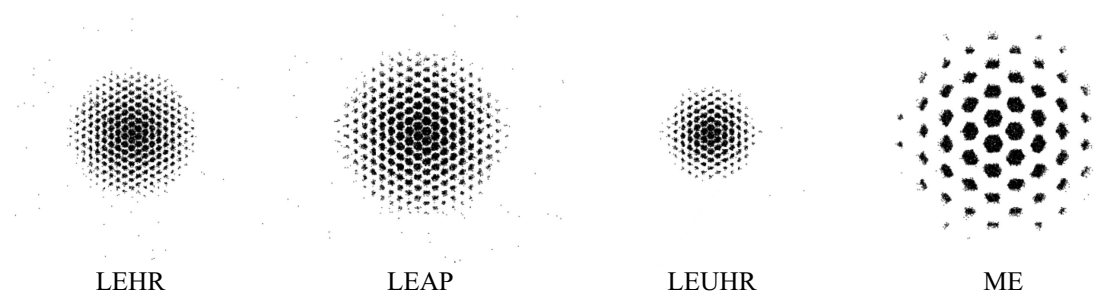


Рис. 3. Изображения точечного источника для различных коллиматоров на расстоянии 20 см.

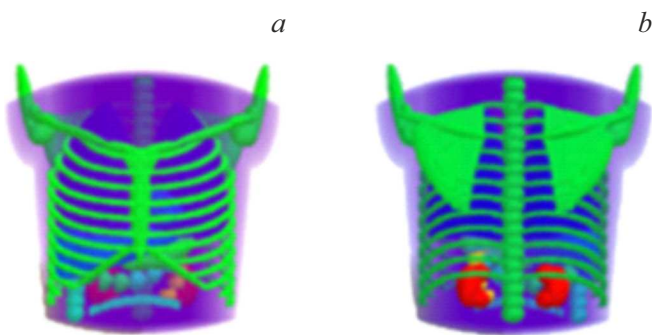


Рис. 4. 3D-фантом ММТ с фронтальной (а) и задней (b) сторон.

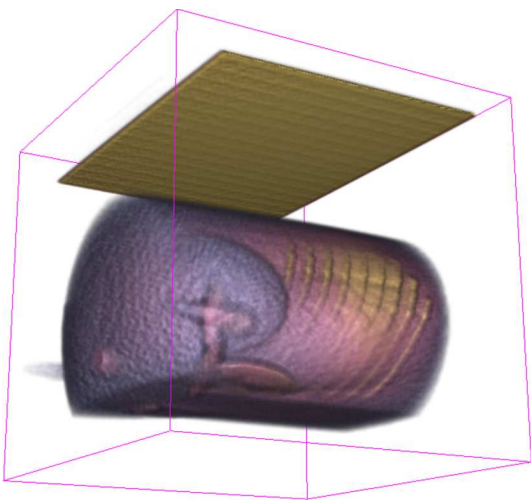


Рис. 5. Трехмерное распределение поглощенной энергии в пространстве моделирования.

коллиматора. Данные изображения призваны продемонстрировать работу коллиматора.

Вторая серия экспериментов была проведена с использованием антропоморфного фантома ММТ. Данный фантом развит в ИТПМ СО РАН и основан на уравнениях аналитической геометрии, что обеспечивает гибкость в моделировании индивидуальных анатомических особенностей пациентов. Рис. 4 демонстрирует вид фантома ММТ с фронтальной и задней сторон.

Для проведения численных экспериментов было смоделировано пространственное расположение функции источника и вращающейся гамма-камеры, приближенное к характеристикам клинических ОФЭКТ систем. Для демонстрации геометрии процесса моделирования на рис. 5 представлено трехмерное распределение поглощенной энергии в пространстве моделирования при наборе фронтальной проекции фантома ММТ.

Область моделирования на рис. 5 представляет собой куб, внутрь которого помещен фантом тела человека и гамма-камера. Фантом тела человека выполняет две роли:

- 1) функция источника — пространственное распределение вероятности испускания гамма-кванта;
- 2) карта ослабления — пространственное распределение материалов, для которых в процессе моделирования рассчитывается коэффициент ослабления.

Для исследования влияния параметров коллиматора на ОФЭКТ изображения моделировался 25-с набор четырех фронтальных проекций фантома ММТ с введенной активностью 300 MBq на расстоянии 10 см от гамма-камеры. В данном случае параметры системы приближены к реальным. Моделировался сцинтиллятор NaI(Tl) с толщиной 0.95 см. Геометрическое разрешение кристалла детектора было взято равным 4 мм, учтены акты рассеяния, время высвечивания составляло 300 ns, а энергетическое разрешение было равным 9.9%. Полученные проекции представлены на рис. 6.

Число зарегистрированных гамма-квантов при фиксированном времени набора проекций позволяет оценить чувствительность коллиматора. Для грубой оценки было использовано отношение числа зарегистрированных гамма-квантов, где за единицу принято число зарегистрированных гамма-квантов для LEAP-коллиматора. Полученные результаты представлены в табл. 3.

4. Численные эксперименты, приближенные к клинической практике

Следующая серия численных экспериментов проведена с использованием антропоморфного математического

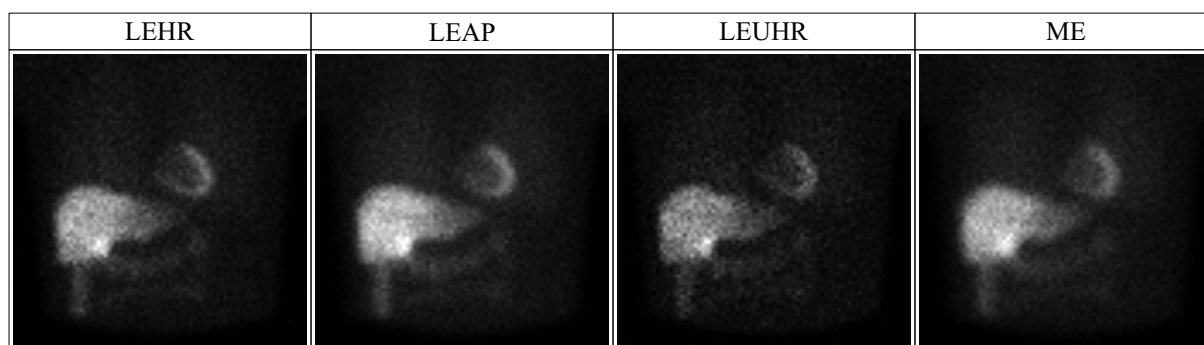


Рис. 6. 25-секундные фронтальные проекции фантома ММТ.

Таблица 3. Чувствительность коллиматоров

Данные по чувствительности	LEHR	LEAP	LEUHR	ME
Число зарегистрированных гамма-квантов для фронтальных проекций	229878	392837	117828	353381
Число зарегистрированных гамма-квантов для точечного источника*	18793	32831	9828	29366
Относительная чувствительность для фронтальных проекций	0.59	1	0.3	0.89
Относительная чувствительность для точечного источника*	0.57	1	0.3	0.89
Заявленная относительная чувствительность*	0.61	1	0.3	0.83

Примечание. * — на расстоянии 10 см.

фантома (виртуального пациента). В этих экспериментах было выполнено моделирование процедуры сбора данных при обследовании перфузии миокарда методом ОФЭКТ/КТ с использованием радиофармпрепарата Тс-99 МИБИ.

4.1. Описание фантома

Фантом ММТ использовался для моделирования распределения радиофармпрепарата ^{99m}Tc -МИБИ, который применяется в ядерной кардиологии для диагностирования нарушения перфузии миокарда [13]. Вид данного фантома представлен на рис. 7, а.

В клинических исследованиях значения концентрации РФП в различных органах могут варьироваться от пациента к пациенту. В табл. 4 представлены используемые в данном исследовании значения относительной концентрации радиофармпрепарата, которые были подобраны с учетом клинических результатов, предоставленных отделом радионуклидной диагностики НИИ кардиологии им. Мясникова.

На основе фантома ММТ была сгенерирована 3D-карта ослабления. Эта карта представляет собой 3D-матрицу индексов материалов, по которым в процессе моделирования вычисляются линейные коэффициенты ослабления. Выделялось три типа материала в фантоме: воздух (легкие), вода (мягкие ткани) и костная ткань. Данные по составу материалов брались из отчета ICRU-44 [14]. Коэффициенты ослабления для данных

Таблица 4. Значение относительной концентрации радиофармпрепарата

Орган	Относительная концентрация РФП
Мягкие ткани	~ 1.3
Легкие	1
Левый желудочек сердца	~ 20
Печень	~ 20
Кишечник	14.5–40
Желчный пузырь	~ 50

материалов рассчитывались путем интерполяции таблиц, основанных на NIST XCOM [15]. Для вычисления коэффициента ослабления костными структурами использовался В-100 Bone-Equivalent Plastic, легкие моделировались как Lung Tissue с плотностью, равной плотности воздуха. Вид карты ослабления на основе фантома ММТ представлен на рис. 7, б.

На рис. 8 представлено сравнение „КТ срезов“ фантома ММТ с клиническими данными. Окно визуализации представляет собой линейный градиент цвета от минимального значения коэффициента ослабления (воздух), соответствующий черному цвету, до максимального (костная ткань) — белого цвета. Данный стиль окна

Таблица 5. Значения параметров моделирования

Параметр моделирования	Значение параметра
Пациент	Фантом ММТ (табл. 2)
Введенная активность	300 MBq
Число проекций	32
Угол проекции (относительно фронтальной проекции)	$-135-45^\circ$
Время набора проекции	10 s
Коллиматор	LEHR (табл. 2)
Радиус орбиты	25.6 cm
Материал детектора	NaI
Толщина детектора	0.95 cm
Время высвечивания детектора	300 ns
Энергетическое разрешение детектора	9.9%
Пространственное разрешение детектора (FWHM)	0.4 cm

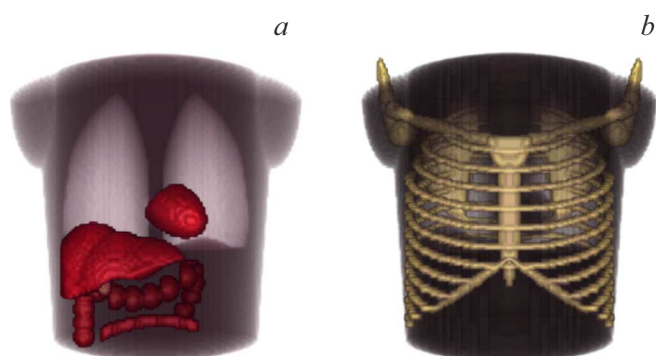


Рис. 7. 3D-функция источника (a) и карта ослабления (b), сгенерированные на основе фантома ММТ.

визуализации справедлив для всех представленных в настоящей работе изображений.

4.2. Описание условий эксперимента

Сравнение получаемых посредством моделирования „сырых“ данных с клиническими результатами позволяет верифицировать методы и подходы к расчету „сырых“ данных. С этой целью был выполнен расчет проекционных данных с использованием виртуального пациента (фантом ММТ) и виртуального томографа (МК моделирование). Условия численного эксперимента были приближены к клинической практике. Виртуальный пациент был помещен в виртуальный томограф, использующий гамма-камеру с LEHR-коллиматором (табл. 2). Моделировалась круговая орбита гамма-камеры с радиусом 25.6 см. Угол набора проекций относительно фронтальной (0°) менялся от -135° (левая

задняя косая) до 45° (правая передняя косая). Во фронтальной проекции расстояние от тела пациента до коллиматора составляло примерно 15.6 см. Производился набор 32 проекций с фиксированным временем сбора. Время набора каждой проекции составляло 15 с. Подробно все параметры моделирования представлены в табл. 5.

4.3. Результаты численного эксперимента

В результате численного моделирования были получены планарные изображения для 32 углов поворота гамма-камеры. Чтобы продемонстрировать сравнение с клиническими планарными изображениями, были выбраны 4 проекции. В клинической практике ядерной

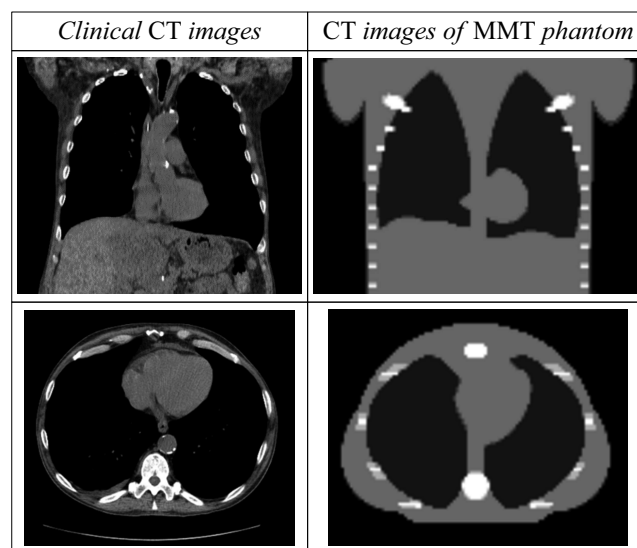


Рис. 8. Сравнение „КТ срезов“ фантома ММТ с клиническими данными.

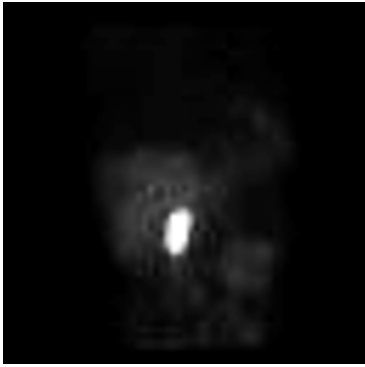
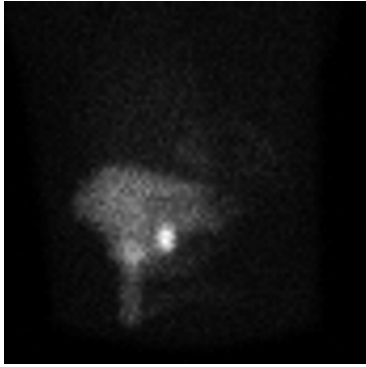
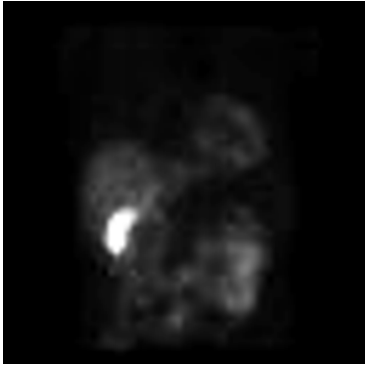
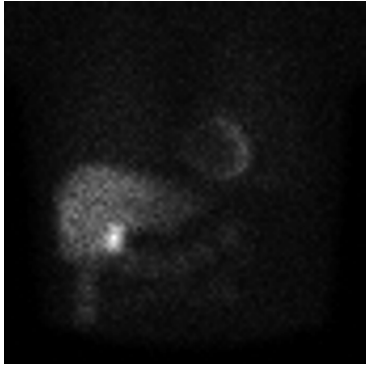
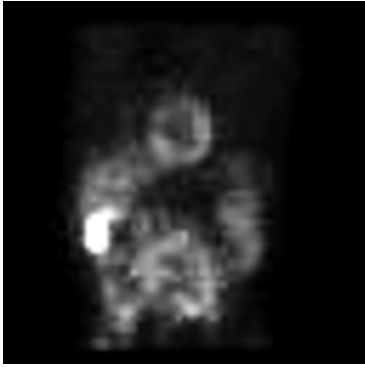
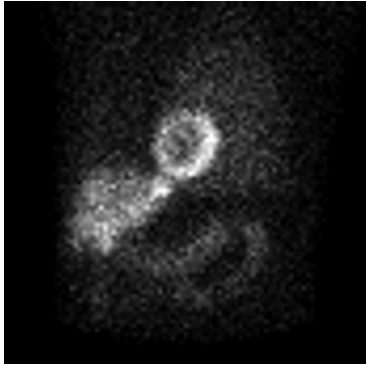
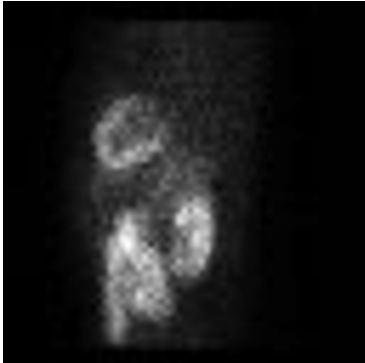
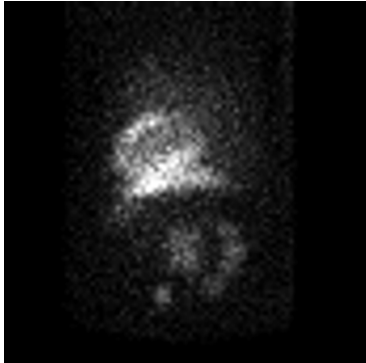
<i>View</i>	<i>Clinical results</i>	<i>Obtained results</i>
<i>Right anterior oblique</i>		
<i>Anterior</i>		
<i>Left anterior oblique</i>		
<i>Left lateral</i>		

Рис. 9. Сравнение полученных результатов с клиническими.

кардиологии для демонстрации результата используются 4 стандартные проекции: правая передняя косая (45°), фронтальная (0°), левая передняя косая (-45°) и левая боковая (-90°).

Сравнение проводилось с данными, предоставленными Национальным медицинским исследовательским центром им. акад. Е.Н. Мешалкина. Вид четырех проекций продемонстрирован на рис. 9.

Заключение

Коллиматор является важным устройством в гамма-камере, определяющем качество полученных „сырых“ данных, и, в конечном счете, качество результирующих ОФЭКТ изображений. Выполненные исследования показали, что зависимость размера пятна от расстояния до точечного источника, представленная на рис. 2, носит линейный характер, что совпадает с теоретическими выкладками [4,13]. Особый интерес представляет угловой коэффициент данных прямых. Видно, что расстояние до коллиматора имеет наименьшее влияние на разрешение для LEUHR-коллиматора. В то же время ME-коллиматор, судя по данной зависимости, имеет наибольшую разницу между разрешением для ближних и дальних слоев тела пациента, что важно иметь в виду при обследовании. Представленные на рис. 3 результаты согласуются с изображениями, полученными с помощью аналитических формул в рамках фурье-разложения [16]. По толщине стенок левого желудочка сердца на рис. 6 можно судить о геометрическом разрешении коллиматоров. Лучший результат дал LEUHR-коллиматор. Из полученных проекций также видно, что в случае LEUHR-коллиматора требуется большее время для набора изображений с хорошей статистикой. В табл. 3 наблюдается хорошее согласие полученных в результате моделирования значений чувствительности коллиматора с заявленными производителем. Таким образом, результаты расчетов прохождения гамма-излучения через коллиматор, выполненных в настоящей работе методом МК, согласуются с расчетами, выполненными другими методами, с данными измерений, а также с заявленными производителями характеристиками.

На рис. 9 представлено сравнение клинических планарных изображений с полученными в настоящей работе изображениями. Следует учитывать, что расположение и размеры органов, отношение накопленных активностей зависят от индивидуальных анатомических особенностей пациента, а также времени проведения обследования относительно момента введения препарата. Все эти параметры могут варьироваться, поэтому трудно проводить количественные сравнения. Визуальное сравнение показывает хорошее согласие в размерах и относительном расположении печени и левого желудочка. Таким образом, результаты расчетов „сырых“ проекционных данных, выполненных в настоящей работе методом МК, согласуются с клиническими изображениями и могут использоваться для моделирования процедуры сбора данных в методе ОФЭКТ/КТ.

Выводы

Создан программный комплекс на основе метода МК для моделирования процедуры обследования пациента методом ОФЭКТ/КТ (виртуальный томограф). Такой

подход позволяет получать „сырые“ данные, приближенные к клиническим результатам. Поскольку при решении обратной задачи используется системная матрица, основанная на аналитическом подходе, применение метода МК для решения прямой задачи обеспечивает независимость решений, что является важным фактором при численном моделировании процедуры обследования пациента. Также данное программное решение может быть модифицировано под иные задачи ядерной медицины, например, под моделирование процедуры обследования пациента методом ПЭТ.

Был реализован, протестирован и верифицирован расчет прохождения гамма-квантов через коллиматор. Расчет проекционных изображений был максимально приближен к реальной клинической процедуре. Получено хорошее согласие с клиническими результатами. Это дает возможность говорить об успешной верификации расчетов прохождения гамма-излучения в биологических тканях и через систему коллиматор–детектор.

Благодарности

Выражаем благодарность С.М. Пригарину за помощь в реализации алгоритмов метода МК.

Финансирование работы

Исследования выполнены при поддержке гранта Российского фонда фундаментальных исследований № 19-02-00244-А.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] L.M. Rodríguez. *Phys. Med. Biol.*, **53** (17), 4573 (2008).
- [2] R. Harrison. *AIP Conf. Proc.*, **1204**, 126 (2010).
- [3] S. Jan, G. Santin, D. Strul, S. Staelens, K. Assié, D. Autret, S. Avner, R. Barbier, M. Bardiés, P.M. Bloomfield, D. Brasse, V. Breton, P. Bruyndonckx, I. Buvat, A.F. Chatziioannou, Y. Choi, Y.H. Chung, C. Comtat, D. Donnarici. *Phys. Med. Biol.*, **49** (19), 4543 (2004).
- [4] В.А. Климанов. *Физика ядерной медицины*, (Национальный исследовательский ядерный университет „МИФИ“, М., 2012), ч. 1.
- [5] В.И. Беспалов. *Взаимодействие ионизирующего излучения с веществом* (Изд-во Томского политех. ун-та, Томск, 2008)
- [6] National Institute of Standards and Technology, „NIST XCOM: Element/Compound/Mixture“. Available: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>
- [7] J.H. Hubbell, W.J. Veigle, E.A. Briggs, R.T. Brown, D.T. Cromer, R.J. Howerton. *J. Phys. Chem. Reference Data*, **4** (3), 471 (1975).

- [8] Г.А. Михайлов, А.В. Войтишек. *Статистическое моделирование. Методы Монте-Карло: учебное пособие для бакалавриата и магистратуры* (Изд-во Юрайт, М., 2018)
- [9] J.D. Foley, A. van Dam, S.K. Feiner, J. Hughes. *Computer Graphics: Principles and Practice* (Addison-Wesley, USA, 1995)
- [10] С.М. Пригарин. *Основы статистического моделирования переноса поляризованного оптического излучения: учебное пособие* (Новосиб. гос. ун-т., 2010)
- [11] И.М. Соболев. *Численные методы Монте-Карло* (Наука, М., 1973)
- [12] E.R. Woodcock, J.T. Murphy, P. Hemmings, S.C. Longworth. *Techniques Used in the GEM Code for Monte Carlo Neutronics Calculations in Reactors and Other Systems of Complex Geometry*. Proceed. Conf. Application of Computing Methods to Reactor Problems, p. 557, 1965.
- [13] А.А. Аншелес, В.Б. Сергиенко. *Ядерная кардиология* (ФГБУ „НМИЦ кардиологии“ Минздрава России, М., 2021)
- [14] *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement* (International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989)
- [15] M.J. Berger, J.H. Hubbell, S.M. Seltzer, J.S. Coursey, C.J. Chang, R. Sukumar, D.S. Zucker, K. Olsen. *XCOM-Photon Cross Sections Database, NIST Standard Reference Database 8 (XGAM)*. 1987. <https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database>
- [16] A.R. Formiconi. *Phys. Med. Biol.*, **43** (11), 3359 (1998).