

04 Применение виртуальных испытаний для оптимизации метода однофотонной эмиссионной компьютерной томографии

© Н.В. Денисова^{1,2}

¹ Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича СО РАН,
630090 Новосибирск, Россия

² Новосибирский государственный технический университет,
630073 Новосибирск, Россия
e-mail: denisova@itam.nsc.ru

Поступило в Редакцию 4 марта 2026 г.

В окончательной редакции 6 июля 2026 г.

Принято к публикации 13 июля 2026 г.

Исследованы два протокола сканирования методом однофотонной эмиссионной компьютерной томографии с использованием 120 и 60 ракурсов гамма-камеры. Результаты исследований показали, что для получения точных количественных оценок очагов поражений необходимо использовать алгоритм реконструкции в режиме фильтрации и применять поправочные коэффициенты. При этом количественные оценки и поправочные коэффициенты для протоколов со 120 и с 60 ракурсами сбора данных практически совпали как для цифровой модели фантома NEMA IEC, так и для цифровой модели пациента с патологическими очагами накопления РФП в легких. Установлено, что продолжительность исследования методом однофотонной эмиссионной компьютерной томографии/КТ с Tc-99m пациентов с заболеваниями легких может быть сокращена в два раза (60 ракурсов вместо 120) без потери точности количественных оценок очагов поражений.

Ключевые слова: однофотонная эмиссионная компьютерная томография, физико-математическое моделирование, виртуальные вычислительные испытания, цифровые двойники.

DOI: 10.61011/JTF.2026.11.63778.62-26

Введение

При обследовании методом однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) пациентам вводится радиофармпрепарат (РФП), который специфическим образом накапливается в патологических очагах. Гамма-излучение, испускаемое радионуклидом, регистрируется детекторами двух вращающихся вокруг пациента гамма-камер с разных углов (ракурсов) с одинаковым временем экспозиции на каждом ракурсе (15–20 с). Эта процедура называется „сканированием“ или „сбором сырых данных“. Затем осуществляется математическая обработка измеренных данных с помощью специально разработанных математических алгоритмов реконструкции изображений. В результате получают трехмерное изображение распределения радиофармпрепарата в теле пациента, включая патологические очаги с повышенным накоплением. Количественные оценки накопления РФП в патологических очагах важны для определения стадии заболевания, прогнозирования его течения и разработки персонализированных терапевтических стратегий. Однако в настоящее время отсутствуют стандартизированные протоколы количественной ОФЭКТ. Следствием этого является большой разброс параметров сбора данных и алгоритмов реконструкции в различных медицинских центрах, что приводит к неопределенности в точности и воспроизводимости количественных оценок. Оптимизация современных диагностических систем ОФЭКТ/КТ с помощью клинических методов исследований требует

подбора необходимой группы клинических пациентов и большого количества испытаний с варьированием множества комбинаций различных параметров. Существуют значительные ограничения для проведения клинических испытаний *in vivo* из-за рисков, связанных с радиационной нагрузкой на пациентов и врачей-клиницистов, а главное, невозможностью сравнить полученные оценки с истинным значением накопленной активности в очагах непосредственно у пациентов. Вместо пациентов в клинических исследованиях широко используется стандартизированный физический фантом NEMA IEC (National Electrical Manufacturers Association — International Electrotechnical Commission, США) — муляж части человеческого тела с шестью сферами, имитирующими патологические очаги разного размера [1]. В таких испытаниях качество реконструкции оценивается путем сравнения количественных значений накопления РФП в сферах с их истинным значением. Результаты исследований *in vitro* с такими фантомами используются для оптимизации технологий визуализации методом ОФЭКТ/КТ [1–3]. Тем не менее такие фантомы не представляют всю популяцию клинических пациентов с разнообразием локализации, форм и размеров патологических очагов и анатомических особенностей. Поскольку стандартизированные фантомы не описывают многообразие клинических случаев (например, пациентов детского возраста), результаты, полученные в таких измерениях, ненадежны для применения в клинической практике. В рекомендациях Европейской Ассоциации

по Ядерной Медицине (EANM) [4] отмечается, что исследования, направленные на развитие количественной ОФЭКТ, „должны проводиться с использованием антропоморфных фантомов, имитирующих клиническую ситуацию“. Конечно, это было бы идеальным решением, однако создание популяции вещественных фантомов, моделирующих пациентов разного возраста и телосложения с разнообразием анатомии и патологий, нереально, а предполагаемые экспериментальные исследования *in vitro* с такими фантомами были бы слишком дороги. Современной альтернативой таким исследованиям являются виртуальные компьютерные испытания *in silico* с использованием реалистичных цифровых моделей пациентов и проверенных вычислительных симуляций процедуры ОФЭКТ/КТ визуализации. Математическая модель пациента может быть безопасно испытана в различных условиях, а компьютерные эксперименты могут проводиться без ограничений с разными сценариями.

В работах [5,6], посвященных имитационному моделированию в компьютерной томографии (КТ), был введен термин для обозначения исследований с использованием математических моделей пациентов и сканеров в области медицинской визуализации: Virtual Clinical Imaging Trials — „Виртуальные клинические испытания визуализации“. В недавно вышедших обзорах [7,8] дан анализ современного состояния исследований на основе виртуальной реальности в области диагностики и терапии в ядерной медицине. Отмечается, что в мире виртуальные испытания в области ядерной медицины быстро развиваются, и ожидается, что в ближайшие годы эта методология сможет применяться в клинической практике при ведении пациентов и будет оказывать существенную помощь врачам-клиницистам. В России разработан и протестирован отечественный программный комплекс (ПК) „Виртуальная платформа для имитационных испытаний метода ОФЭКТ/КТ“, который успешно применяется в совместных исследованиях с российскими клиническими центрами [9,10].

Качество полученных ОФЭКТ/КТ изображений и точность количественных оценок очагов поражений существенно зависят от параметров сканирования и используемых опций алгоритма реконструкции. За последние годы был достигнут большой прогресс в улучшении широко используемого в методе ОФЭКТ алгоритма реконструкции изображений OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization). Введены дополнительные поправки, связанные с учетом ослабления и рассеяния гамма-излучения в биологических тканях и в системе коллиматор-детектор. Однако вопросы оптимизации протокола ОФЭКТ/КТ визуализации с использованием улучшенных алгоритмов мало изучены. Важной проблемой является сокращение времени процедуры сканирования, в течение которого пациент должен лежать неподвижно, что особенно проблематично для пожилых пациентов и детей. Например, при исследовании пациентов с заболеваниями легких время сканирования может составлять до 30 min.

Целью настоящей работы является исследование условий оптимизации протокола ОФЭКТ/КТ визуализации для получения точных количественных оценок очагов поражений при сокращении времени сканирования. Исследования выполнены с использованием ПК „Виртуальная платформа для имитационных испытаний метода ОФЭКТ/КТ“. Выполнено сравнение полученных условий оптимизации для цифровых моделей фантома NEMA IEC и пациента с очаговыми поражениями в легких.

1. Методы

1.1. Цифровые модели фантома NEMA IEC и пациента

В рамках развития программного комплекса (ПК) „Виртуальная платформа для имитационных испытаний метода ОФЭКТ/КТ“ был разработан метод создания персонализированных вычислительных моделей — цифровых двойников реальных пациентов [11]. Под цифровым двойником пациента в данном исследовании понимается двухсоставная цифровая копия, описывающая в дискретном представлении пространственное распределение плотности вещества („карта ослабления“) и распределение концентрации введенного РФП („карта активности“). Пространственное разрешение модели должно включать детали, необходимые для количественной оценки полученного изображения. Для исследований в настоящей работе использовались цифровые модели фантома NEMA IEC и пациента с заболеванием легких.

На рис. 1 представлена фотография внешнего вида (рис. 1, *a*) широко используемого в клинических исследованиях стандартизированного фантома NEMA IEC и схема расположения сфер (рис. 1, *b*) в выделенном аксиальном сечении (диаметры сфер 10, 13, 17, 22, 28 и 37 mm). При клинических исследованиях фантом заполняется раствором РФП, а через отдельные трубочки наполняются сферы, имитирующие очаги, с тем, чтобы создать необходимое отношение концентрации РФП „очаг/фон“. В центре фантома находится так называемая легочная вставка, которая не содержит РФП. Цифровой двойник фантома NEMA IEC представлен на рис. 1, *c, d*. На рис. 1, *c* представлено аксиальное сечение трехмерной „карты активности“, проходящее через центры всех шести сфер и определяющее распределение концентрации РФП. Исследования настоящей работы имитировали ОФЭКТ/КТ с Tc-99m с отношением „очаг/фон“ 10:1. На рис. 1, *d* представлено аксиальное сечение „карты ослабления“, задающей плотность вещества и соответствующие значения коэффициентов ослабления для гамма-излучения 140.5 keV, испускаемого радионуклидом Tc-99m. Цифровой двойник фантома NEMA IEC сформирован в дискретном представлении размерностью 128 × 128 × 92 с размером стороны вокселя 4.2 mm.

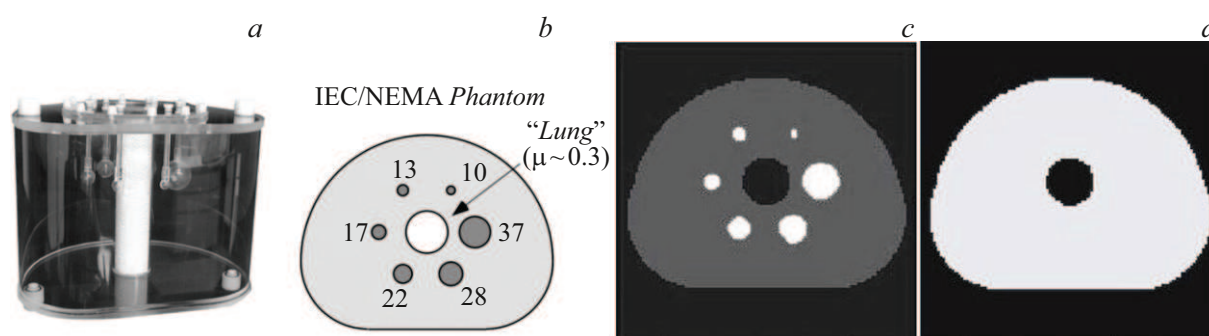


Рис. 1. Стандартизированный вещественный фантом NEMA IEC: внешний вид (a) и схема расположения сфер в аксиальном сечении (b). Цифровой двойник фантома NEMA IEC: аксиальное сечение с шестью сферами — „карта активности“ (c), „карта ослабления“ в аксиальном сечении (d).

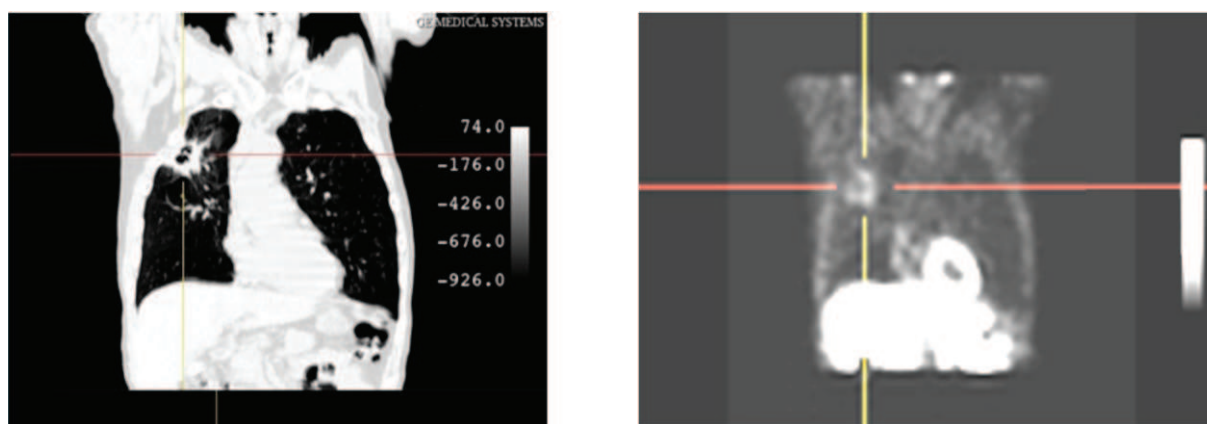


Рис. 2. КТ (слева) и ОФЭКТ (справа) изображения пациента с периферическим плоскоклеточным раком верхней доли правого легкого. Представлены выделенные коронарные сечения с изображением опухолевого очага. Изображения получены в НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина на установке ОФЭКТ/КТ GE Discovery NM/CT 670.

В данном исследовании также моделировался клинический случай пациента с диагнозом „Периферический рак верхней доли правого легкого“, которому было проведено ОФЭКТ/КТ с Tc-99m-МИБИ на аппарате ОФЭКТ/КТ GE Discovery NM/CT 670 в НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина. На рис. 2 представлены клинические ОФЭКТ и КТ изображения пациента в выделенных аксиальных сечениях, в верхней доле правого легкого определяется очаг среднеинтенсивного повышенного накопления Tc-99m-МИБИ. Цифровой двойник этого пациента был создан ранее и применялся в нашей пионерской работе [10] для верификации программного комплекса „Виртуальная платформа для имитационных испытаний метода ОФЭКТ/КТ“. При создании цифрового двойника использовался подход на основе программного пакета 3D Slicer, который находится в открытом доступе и широко используется исследователями в области медицины [12].

В рекомендациях Европейской Ассоциации по Ядерной Медицине [4] отмечается, что точность реконструкции патологических очагов зависит от их размеров. Количественные оценки накопленной активности в очагах

менее 20 mm могут быть существенно занижены. Для исследования этого эффекта в левое легкое цифрового двойника были добавлены два искусственных очага. В результате была создана цифровая модель с тремя очагами: нативный очаг сложной формы диаметром 35 mm в правом легком и два искусственных очага в левом легком — 22 и 12 mm. На рис. 3 представлена „карта активности“ модифицированной цифровой модели пациента, описывающая распределение концентрации РФП Tc-99m-МИБИ в органах и очагах. Для всех очагов отношение активности „опухоль/фон“ было взято равным 30. Цифровая модель пациента создана в дискретном представлении размерностью $128 \times 128 \times 128$.

1.2. Моделирование сбора сырых проекционных данных

ПК „Виртуальная платформа для имитационных испытаний метода ОФЭКТ/КТ“ включает отдельный модуль моделирования геометрии и физики сбора „сырых“ данных на коммерческих ОФЭКТ/КТ-сканерах разных производителей. Для моделирования переноса

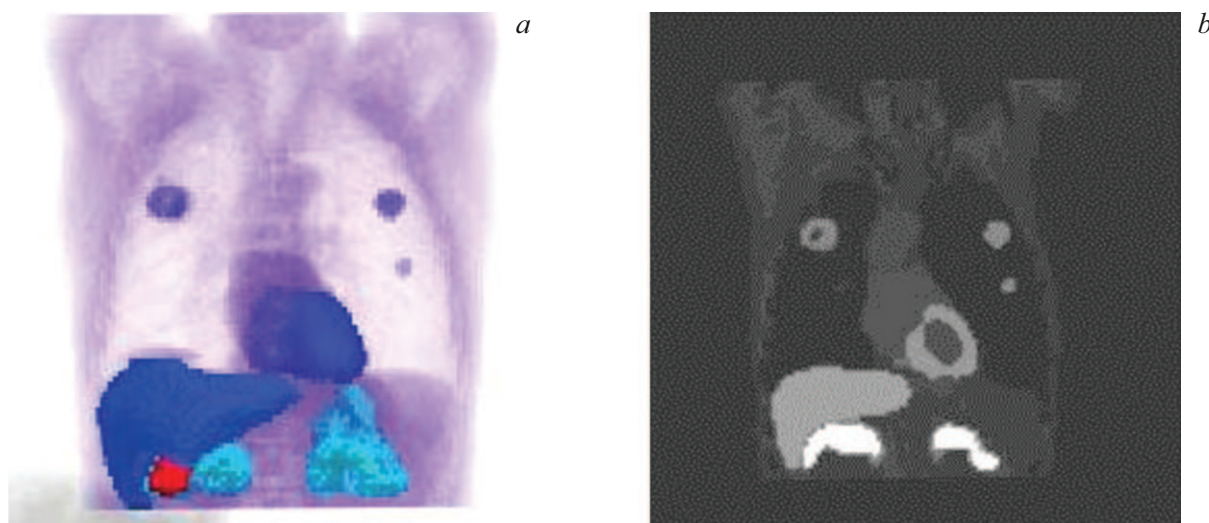


Рис. 3. Цифровая модель пациента: 3D-„карта активности“, описывающая распределение концентрации РФП Тс99m-МИБИ в органах и тканях виртуального пациента (а), коронарный срез „карты активности“, демонстрирующий размеры и локализацию патологических очагов в легких (b).

Таблица 1. Параметры протоколов сканирования

Номер протокола	Количество ракурсов	Угол между ракурсами (°)	Радиус орбиты, mm	Среднее число импульсов на ракурс (тыс.)
№ 1	120	3	250	~ 42
№ 2	60	6	250	~ 42

гамма-излучения в этом модуле используется метод Монте-Карло [13]. Детальное описание модуля расчета сырых данных представлено в работе [14]. Для расчета переноса гамма-излучения в теле пациента и в системе коллиматор–детектор использовались данные из базы NIST по плотностям биологических тканей (кости, легкие, мягкие и жировые ткани), плотности свинца и кристалла NaI, а также значения соответствующих коэффициентов ослабления для гамма-излучения с энергией 140.5 keV [15,16].

В работе [10] были смоделированы „сырые“ данные для цифрового двойника пациента, представленного на рис. 2. Аналогичные расчеты были выполнены в настоящей работе для цифровой модели, показанной на рис. 3. Моделировалась гибридная установка ОФЭКТ/КТ GE Discovery NM/CT 670 Pro с двухголовочными детекторами NaI и низкоэнергетическим коллиматором LEHR (Low Energy High Resolution). „Сырые“ данные ОФЭКТ рассчитывались с использованием двух протоколов сбора данных, представленных в табл. 1.

При исследовании пациентов по протоколу № 2 в два раза уменьшается число ракурсов сбора данных при сохранении времени экспозиции на каждом ракурсе, следовательно, протокол № 2 соответствует сокраще-

нию в два раза времени сканирования. Исследовалось влияние сокращения числа ракурсов сканирования на точность получаемых оценок накопленной активности РФП в очагах поражений разного размера в легких.

1.3. Реконструкция изображений и количественная оценка патологических очагов

Реконструкция распределения РФП из насчитанных „сырых“ данных осуществлялась с помощью алгоритма OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization), установленного практически на всех действующих в мире современных коммерческих ОФЭКТ/КТ [17,18]. Параметры алгоритма реконструкции представлены в табл. 2. Реконструкция выполнялась в двух режимах — с исполь-

Таблица 2. Параметры алгоритма реконструкции

Параметр	Значение
Угол между проекциями	3° и 6°
Оборот каждого детектора	180°
Количество проекций	120 и 60
Общее число импульсов	5 млн и 2.5 млн
Алгоритм реконструкции	OSEM
Количество подгрупп	10
Количество итераций	1–4
Пост-фильтрация	Без фильтрации/с фильтрацией (фильтр Баттерворта)

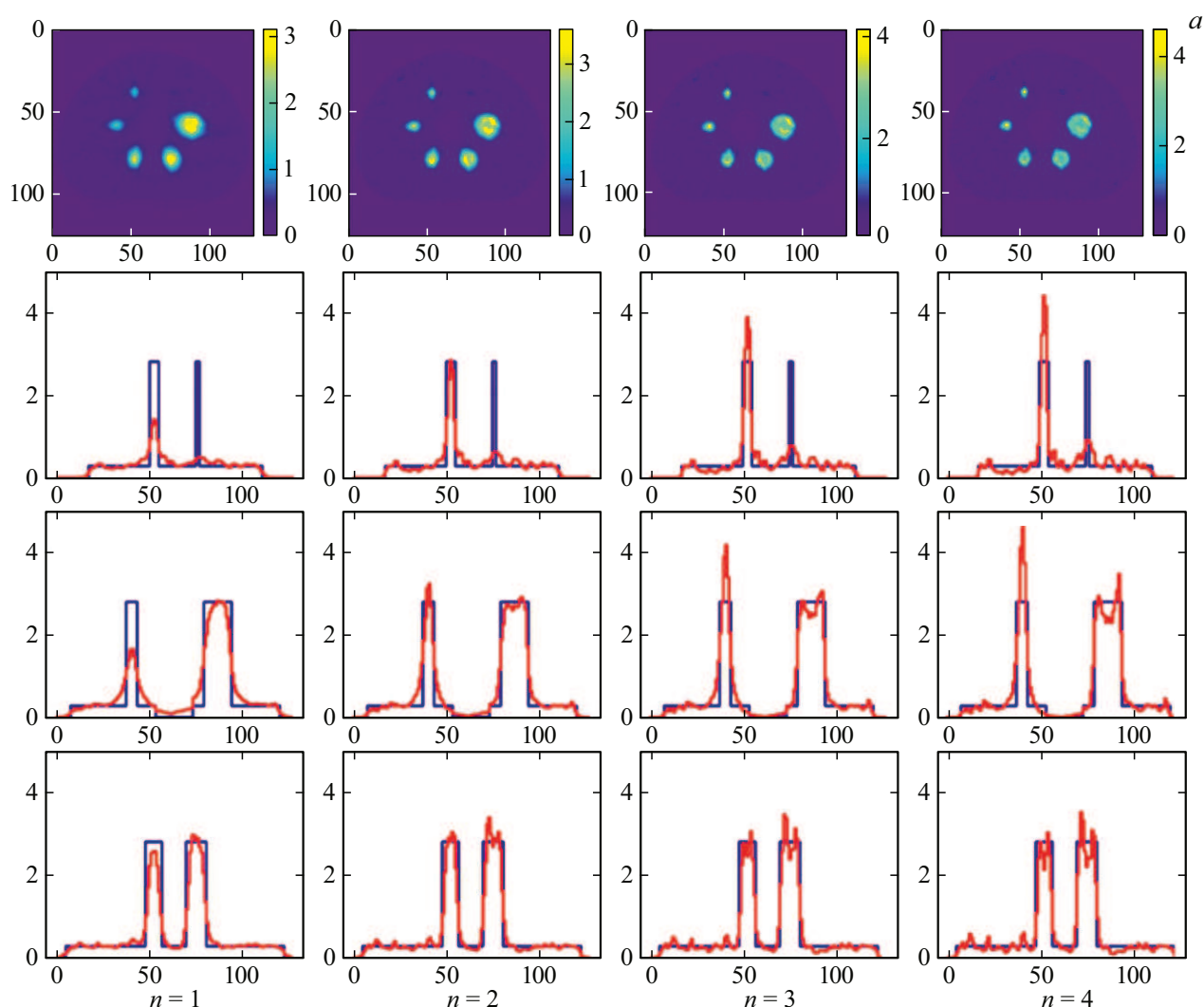


Рис. 4. Результаты реконструкции фантома NEMA IEC по протоколу № 1 (120 ракурсов): без фильтрации (a) и с фильтрацией (b). Реконструкции представлены для разного числа итераций алгоритма OSEM $n = 1 - 4$.

зованием и без использования фильтрации полученного изображения.

При клинических исследованиях пациентов невозможно оценить точность полученных значений активности в очагах поражений путем сравнения с их истинными величинами. Чтобы получить количественные оценки, приближенные к точным, Европейская Ассоциация по Ядерной Медицине (EANM) рекомендует вначале провести измерения *in vitro* с использованием фантома NEMA IEC и рассчитать для каждой сферы так называемый коэффициент восстановления (Recovery Coefficient $RC_{\max}$), равный отношению максимального значения полученного решения в очаге к его точной величине [4]:

$$RC_{\max} = \frac{A_{\text{reconstr}}(\max)}{A_{\text{true}}(\max)}, \quad (1)$$

где $A_{\text{reconstr}}(\max)$ — максимум реконструированной активности в области очага, A_{true} — истинное значение

активности. Величина $RC_{\max}$, близкая к единице, свидетельствует о том, что максимальное значение активности на реконструированном изображении соответствует точному значению активности. При исследованиях пациентов для получения точных количественных оценок очагов поражений рекомендуется полученные максимальные значения интенсивности в очагах разделить на соответствующий диаметру очага коэффициент $RC_{\max}$, полученный в измерениях с фантомом NEMA IEC.

2. Результаты и обсуждение

2.1. Результаты виртуальных испытаний с цифровым двойником фантома NEMA IEC

Результаты реконструкции цифрового двойника фантома NEMA IEC по протоколу № 1 представлены на рис. 4. Вверху показаны аксиальные сечения с изобра-

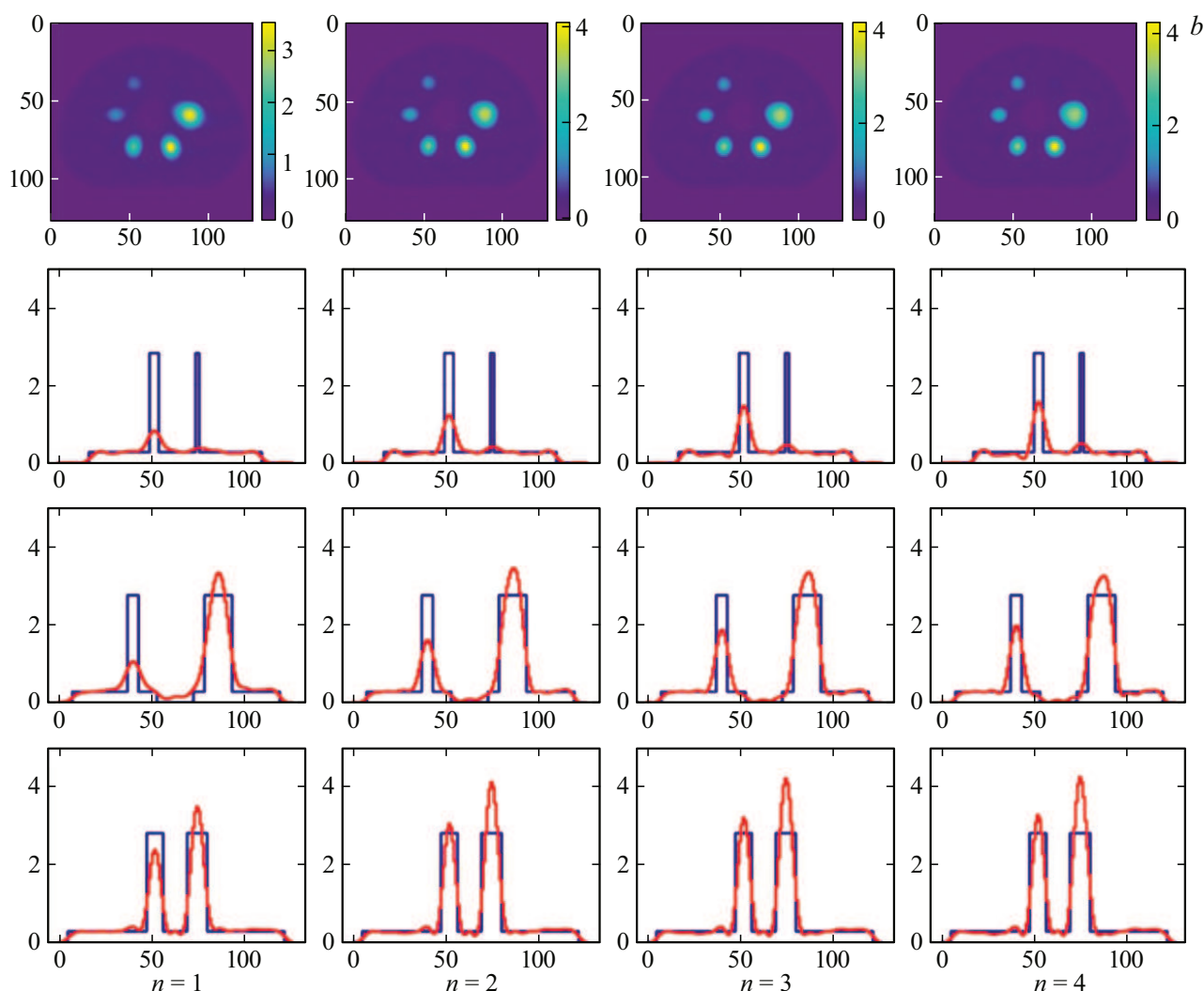


Рис. 4 (продолжение).

жениями реконструированных сфер. Ниже представлены три ряда профилей, соответствующих горизонтальным линиям, проходящим через попарно расположенные сферы: верхние (13 и 10 mm), средние (17 и 37 mm) и нижние (22 и 28 mm). Сечения и профили показаны в зависимости от номера итерации алгоритма реконструкции OSEM ($n = 1 - 4$). На рис. 4, *a* представлены изображения, полученные без применения фильтрации, на рис. 4, *b* — изображения с фильтрацией.

Аналогичные симуляции были выполнены по протоколу № 2 с уменьшенным числом ракурсов. Результаты представлены на рис. 5.

Для всех реконструкций сфер, показанных на рис. 4 и 5, были рассчитаны значения коэффициентов восстановления $RC_{\max}$ (1). На рис. 6 представлены рассчитанные для фантома NEMA IEC кривые $RC_{\max}$ в зависимости от диаметра сфер и номера итерации n .

Полученные в данных исследованиях результаты $RC_{\max}$ с использованием цифрового двойника NEMA IEC хорошо согласуются с результатами изме-

рений с вещественным фантомом NEMA IEC [19,20]. Анализируя рис. 4–6, полученные при виртуальных испытаниях цифрового двойника фантома NEMA IEC, можно заключить, что решения, полученные с использованием фильтрации, дают устойчивую сходимость. Кривые $RC_{\max}$ на рис. 6, *a, b* уже после второй итерации практически не зависят от номера итерации алгоритма реконструкции. Изображения без фильтрации рис. 6, *c, d* сильно зависят от номера итерации, что ведет к неопределенности в выборе решения. Кроме того, изображения без фильтрации подвержены искажениям, вызванным так называемым эффектом Гиббса [21,22]. Этот эффект проявляется в виде роста интенсивности по краям профиля и провала в центре для очагов большого размера. Например, на рис. 5, *a* и 6, *a* этот эффект проявлен в среднем ряду для самой большой сферы диаметром 37 mm. Для очагов малого размера эффект Гиббса приводит к неконтролируемому росту интенсивности, как это видно на рис. 4, *a* и 5, *a* профилей в верхнем ряду для сферы 13 mm. Для ко-

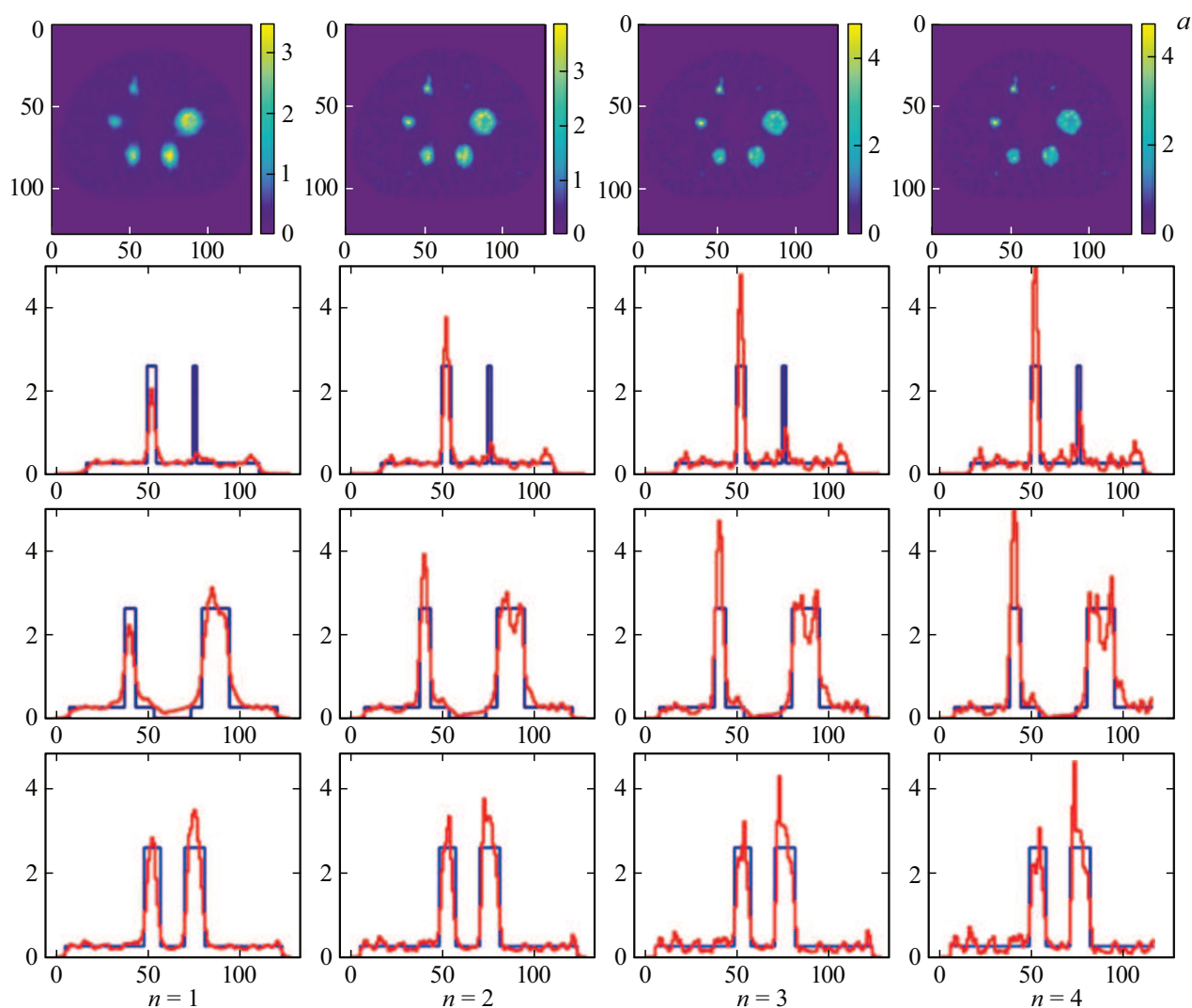


Рис. 5. Результаты реконструкции фантома NEMA IEC по протоколу № 2 (60 ракурсов): без фильтрации (а) и с фильтрацией (б). Реконструкции представлены для разного числа итераций алгоритма OSEM $n = 1 - 4$.

личественной оценки необходимы устойчивые значения $RC_{\max}$, рассчитанные в режиме реконструкции с фильтрацией. Аналогичные выводы были сделаны в работе [23]. Результаты настоящей работы продемонстрировали, что количественные оценки очагов, полученные в имитационных испытаниях, выполненных по протоколам № 1 и № 2 в режиме реконструкции с фильтрацией, адекватны друг другу (кривые $RC_{\max}$ на рис. 6, а, б).

2.2. Результаты виртуальных испытаний с цифровым двойником пациента с заболеванием легких

Результаты реконструкции виртуального пациента (рис. 3) с тремя очагами повышенного накопления РФП представлены на рис. 7. Показаны 3D-изображения, полученные в рамках протокола № 1 (120 ракурсов) в режимах с/без фильтрации.

Для оценки точности реконструкции очагов поражения на рис. 8 показаны профили интенсивности накопления РФП вдоль линий, обозначенных стрелками 1 и 2 на рис. 7. На рис. 8, а показаны профили вдоль линии 1, проходящей через очаги диаметром 35 и 22 mm. При этом очаг 35 mm имеет сложную форму с отсутствием накопления в центре. Данные профили получены в режиме реконструкции с фильтрацией с использованием протоколов № 1 и № 2. Как видно из этого рисунка, решения, полученные при использовании 60 и 120 ракурсов, близки между собой для обоих очагов. Оценки коэффициента восстановления в этом случае дали значения, близкие к единице:

— для очага 35 mm: $RC_{\max} = 0.97$ (протокол № 1) и $RC_{\max} = 0.9$ (протокол № 2);

— для очага 22 mm: $RC_{\max} = 0.97$ (протокол № 1) и $RC_{\max} = 1.17$ (протокол № 2).

На рис. 8, б показаны профили вдоль линии 2, которые проходят через очаг диаметром 12 mm. Видно,

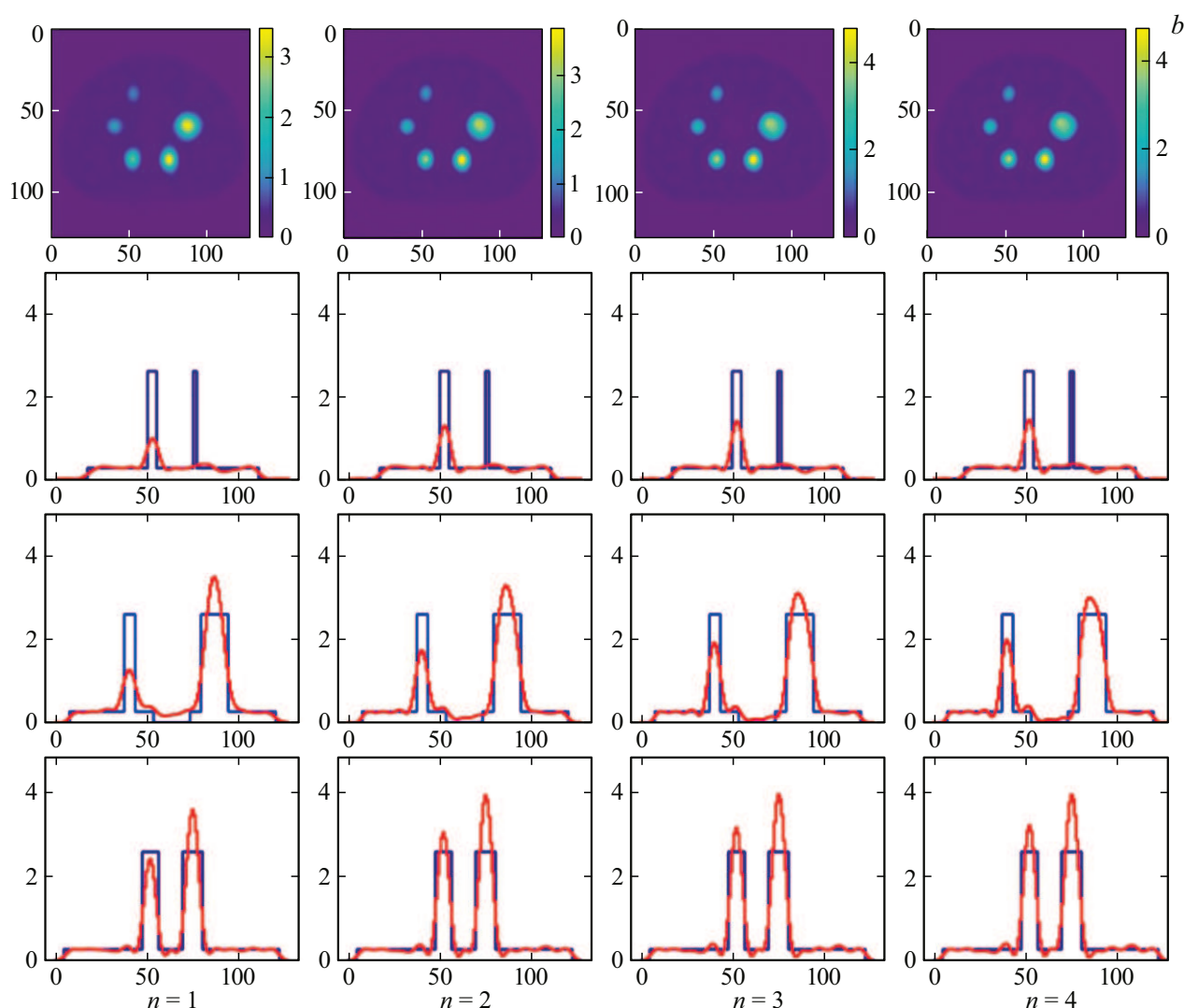


Рис. 5 (продолжение).

что профили, полученные при использовании 60 и 120 ракурсов, практически совпадают. Оценки коэффициента восстановления для этого случая $RC_{\max} = 0.33$ для обоих протоколов.

Результаты имитационных испытаний с использованием цифровой модели пациента показали, что решение задачи реконструкции с фильтрацией быстро устанавливается, и рассчитанные коэффициенты $RC_{\max}$ после трех-четырёх итераций фактически уже не зависят от номера итерации. При этом величины этих коэффициентов с хорошей точностью согласуются со значениями $RC_{\max}$, полученными для сфер соответствующих диаметров (37, 22 и 13 mm) в испытаниях с цифровым двойником фантома NEMA IEC (рис. 6, *a, b*). Эти результаты подтверждают адекватность использования поправочных коэффициентов $RC_{\max}$, полученных в измерениях *in vitro* с вещественным фантомом NEMA IEC, в клинической практике для количественной оценки очагов поражений пациентов с заболеваниями легких.

Без использования фильтрации решение задачи реконструкции изображений неустойчиво и зависит от номера итерации.

Заключение

Результаты работы, выполненной методом имитационного моделирования, продемонстрировали, что продолжительность исследования методом ОФЭКТ/КТ с Tc-99m пациентов с заболеваниями легких может быть сокращена в два раза без потери точности количественных оценок очагов поражений. Это важно для обеспечения комфортности процедуры ОФЭКТ/КТ, что в конечном итоге влияет на качество результатов диагностики.

В литературе, посвященной ОФЭКТ/КТ исследованиям, практически не обсуждается роль фильтрации реконструированного изображения. В клинических ста-

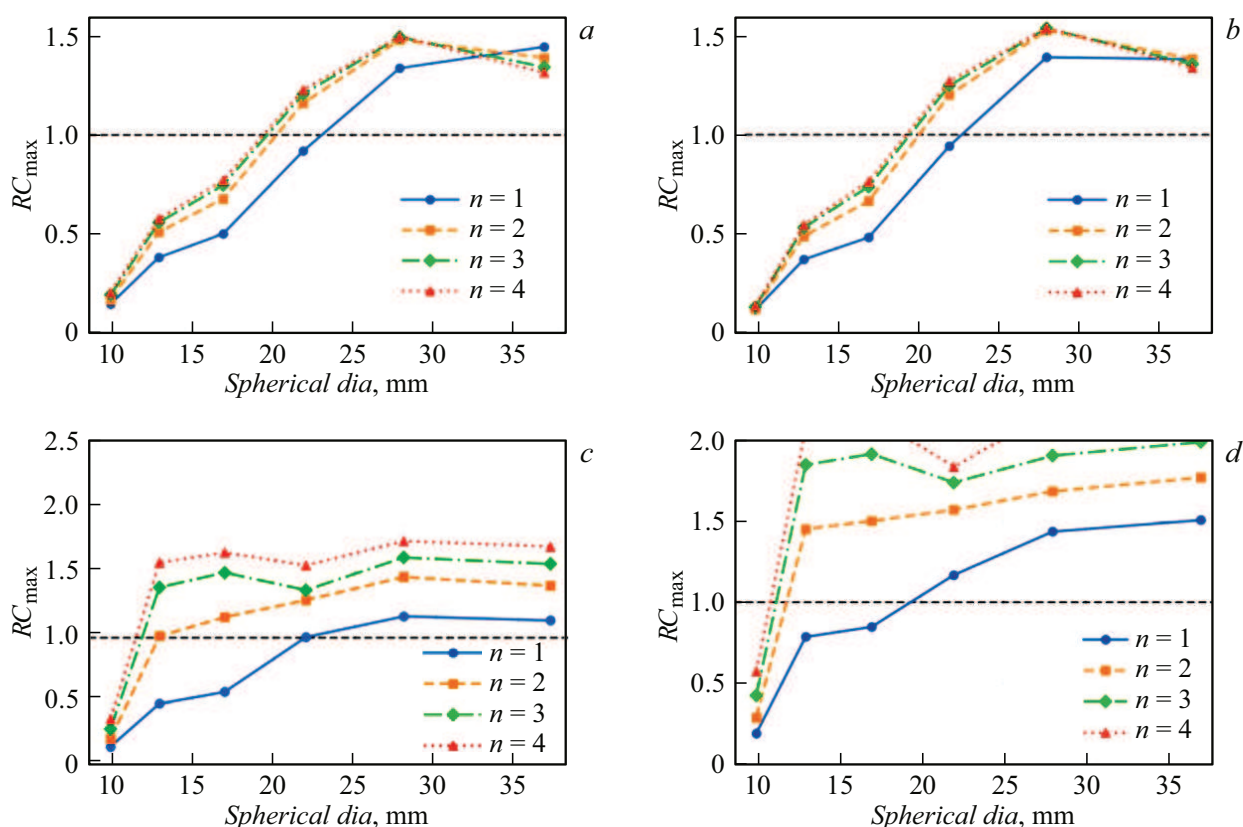


Рис. 6. $RC_{\max}$ в зависимости от диаметра сфер и номера итерации n . Режим с фильтрацией представлен в верхнем ряду (a, b), без фильтрации — в нижнем ряду (c, d). a, c соответствуют протоколу № 1 (120 ракурсов), b, d — протоколу № 2 (60 ракурсов).

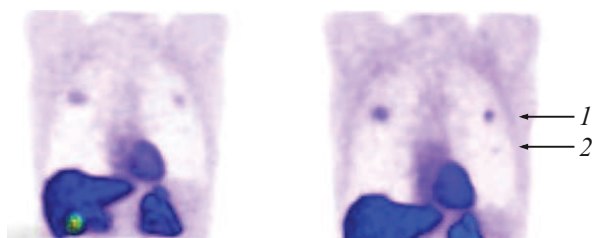


Рис. 7. 3D-реконструкция цифровой модели пациента: слева — режим с фильтрацией, справа — без фильтрации. Стрелками указаны линии, вдоль которых на рис. 8 изображены профили интенсивности.

тнях часто вообще не упоминается об использовании фильтрации при описании параметров алгоритма реконструкции. Исследования работы показали, что роль фильтрации двойка: с одной стороны, она стабилизирует решение и делает его независимым от номера итерации, с другой — значительно занижает решение, особенно в очагах малого размера. Очаги малого размера могут практически исчезнуть на изображениях с фильтрацией. Поэтому для получения количественных оценок очагов поражений рекомендуется вначале использовать алгоритм реконструк-

ции OSEM без фильтрации для визуализации малых очагов, затем применить фильтрацию и поправки на основе коэффициентов $RC_{\max}$. Учет поправок особенно важен для оценки очагов с диаметром менее 17 мм.

Благодарности

Автор выражает благодарность за помощь в расчетах А.В. Нестеровой и М.А. Гурко, а также за предоставленные клинические данные и обсуждения сотрудникам ФГБУ „НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина“, г. Новосибирск: д.м.н., профессору, гл.н.с. отдела лучевых и инструментальных методов диагностики В.Ю. Усову, к.м.н., научному сотруднику отделения онкологии и радиотерапии С.М. Минину, врачу-радиологу отделения онкологии и радиотерапии Ж.Ж. Анашбаеву.

Финансирование работы

Работа выполнена в рамках государственного задания ИТПМ СО РАН (номер гос. регистрации: 124021400036-7).

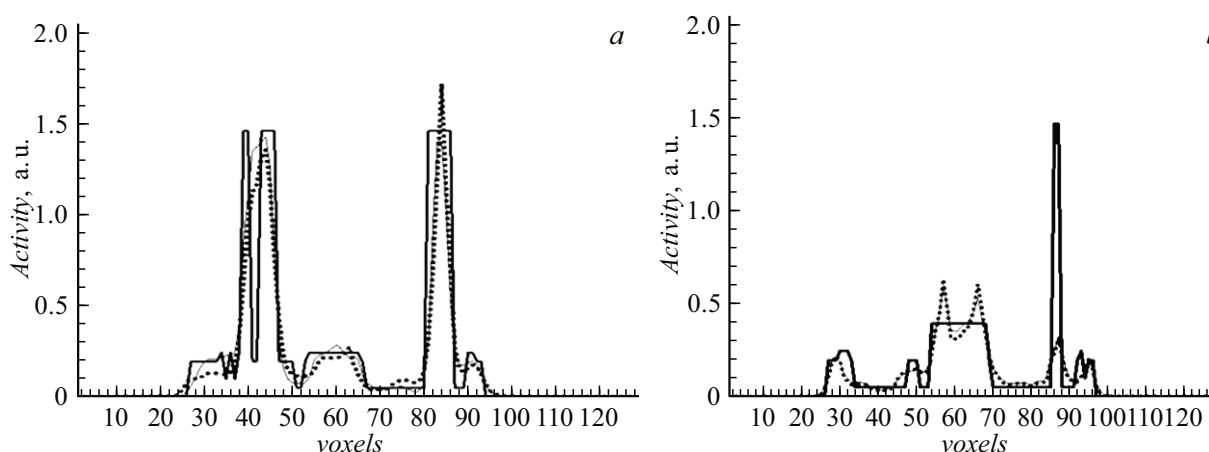


Рис. 8. Профили интенсивности в режиме реконструкции с фильтрацией вдоль линий, обозначенных стрелками 1 и 2 на рис. 7: профиль 1 (а), профиль 2 (б). Жирная сплошная линия — точный профиль, заданный в исходной цифровой модели, тонкая сплошная линия — 120 ракурсов, точечная линия — 60 ракурсов.

Конфликт интересов

Автор заявляет, что у него нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] D. Kupitz, H. Wissel, J. Wuestemann, S. Bluemel, M. Pech, H. Amthauer, M.C. Kreissl, O.S. Grosser. *EJNMMI Phys.*, **8**, 57 (2021). DOI: 10.1186/s40658-021-00405-3
- [2] S. Gnesin, P. Leite Ferreira, J. Malterre, P. Laub, J.O. Prior, F.R. Verdun. *Comput. Math. Methods Med.*, **2016**, 4360371 (2016). DOI: 10.1155/2016/4360371
- [3] H.J. Ryu, S.R. Meikle, K.P. Willowson, E.M. Eslick, D.L. Bailey. *Phys. Med. Biol.*, **64**, 145017 (2019). DOI: 10.1088/1361-6560/ab2a22
- [4] J.C. Dickson, I.S. Armstrong, P.M. Gabiña, A.M. Denis-Bacelar, A.K. Krizsan, J.M. Gear, T. Van den Wyngaert, L.F. de Geus-Oei, K. Herrmann. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, **50** (4), 980 (2023). DOI: 10.1007/s00259-022-06028-9
- [5] E. Abadi, W.P. Segars, B.M.W. Tsui, P.E. Kinahan, N. Bottenus, A.F. Frangi, A. Maidment, J. Lo, E. Samei. *J. Med. Imaging (Bellingham)*, **7** (4), 042805 (2020). DOI: 10.1117/1.JMI.7.4.042805
- [6] E. Abadi, B. Barufaldi, M. Lago, A. Badal, C. Mello-Thoms, N. Bottenus, K.A. Wangerin, M. Goldburgh, L. Tarbox, E. Beaucage-Gauvreau, A.F. Frangi, A. Maidment, P.E. Kinahan, H. Bosmans, E. Samei. *Med. Phys.*, **51** (12), 9394 (2024). DOI: 10.1002/MP.17442
- [7] Н.В. Денисова. *Мед. физика*, **4**, 35 (2025). DOI: 10.52775/1810-200X-2025-108-4-35-61
- [8] M. Singh, D.P. Singh, K. Pandey. *Isotopes in Environmental and Health Studies*, **62** (3), 239 (2026). DOI: 10.1080/10256016.2025.2584330
- [9] Н.В. Денисова. *Мед. физика*, **3**, 45 (2023). DOI: 10.52775/1810-200X-2023-99-3-45-62
- [10] Н.В. Денисова, М.А. Гурко, С.М. Минин, Ж.Ж. Анашбаев, А.А. Жеравин, Е.А. Самойлова, С.Э. Красильников. *Сибирский онкологический журн.*, **22**, 14 (2023). DOI: 10.21294/1814-4861-2023-22-2-14-25
- [11] М.А. Гурко, Н.В. Денисова. *ЖТФ*, **95** (4), 818 (2025). DOI: 10.61011/JTF.2025.04.60018.225-24
- [12] Электронный ресурс. Режим доступа: <https://3D Slicer.org>
- [13] И.М. Соболев. *Численные методы Монте-Карло* (Наука, М., 1973)
- [14] М.А. Гурко, Н.В. Денисова. *ЖТФ*, **92** (5), 747 (2022). DOI: 10.21883/JTF.2022.05.52381.264-21
- [15] Электронный ресурс. National Institute of Standards and Technology, „NIST XCOM: Element/Compound/Mixture“. Available: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>
- [16] S. Seltzer. *XCOM-Photon Cross Sections Database, NIST Standard Reference Database 8* (National Institute of Standards and Technology, 1987), DOI: 10.18434/T48G6X
- [17] L.A. Shepp, Y. Vardi. *IEEE Trans. Med. Imaging*, **1** (2), 113 (1982). DOI: 10.1109/TMI.1982.4307558
- [18] H.M. Hudson, R.S. Larkin. *IEEE Trans. Med. Imaging*, **13** (4), 601 (1994). DOI: 10.1109/42.363108
- [19] S. Gnesin, P. Leite Ferreira, J. Malterre, P. Laub, J.O. Prior, F.R. Verdun. *Comput. Math. Methods Med.*, **2016**, 4360371 (2016).
- [20] H. Piwowarska-Bilska, A. Supińska, B. Birkenfeld. *EJNMMI Phys.*, **9**, 8 (2022). DOI: 10.1186/s40658-022-00434-6
- [21] D.L. Snyder, M.I. Miller, L.J. Thomas, D.G. Politte. *IEEE Trans. Med. Imaging*, **M16**, 228 (1987). DOI: 10.1109/TMI.1987.4307831
- [22] D.G. Politte, D.L. Snyder. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **35** (1), 608 (1988).
- [23] А.В. Нестерова, Н.В. Денисова, С.М. Минин, Ж.Ж. Анашбаев, В.Ю. Усов. *Компьютерные исследования и моделирование*, **17** (4), 677 (2025). DOI: 10.20537/2076-7633-2025-17-4-677-696