

УДК. 519.676

MSC. 65C05

Эффект рассеяния гамма-квантов в однофотонной эмиссионной компьютерной томографии сердца: статистическое моделирование

Гурко М.А.

Институт математики им. С. Л. Соболева СО РАН, г. Новосибирск, пр. Академика Коптюга, 4, 630090

Abstract

Single-photon emission computed tomography (SPECT) has a wide application in diagnostics of cardiovascular diseases. This method is based on the use of radiopharmaceuticals, which are sources of gamma radiation. The accuracy of cardiac assessment by SPECT depends on taking into account the effects of attenuation and scattering of gamma rays in the patient's body. Attenuation correction is taken into account in iterative reconstruction algorithms on modern hybrid SPECT/CT systems, while due to mathematical complexity, scattering correction on most existing SPECT systems is performed only by hardware using one energy window. However, the presence of a single energy window does not completely eliminate the flow of scattered gamma quanta, which can lead to errors in cardiac assessment. **The aim of this work** is to study the influence of the scattering effect on the quality of SPECT images in cardiac tomography.

Methods. To solve the problem, the method of statistical modeling of gamma radiation transfer in media of different densities was used. A mathematical phantom created on the basis of SPECT/CT data of a real patient was used as a "virtual patient". Computer simulation of raw data recording, close to the clinical practice of myocardial perfusion examination by the SPECT method, was performed using a proprietary software package based on the Monte Carlo method ("virtual tomograph").

Results. The effect of scattered radiation on the quality of SPECT images was studied. The effect of increased accumulation of radiopharmaceuticals in organs near the heart was demonstrated. The effectiveness of the simplest method of scattering correction using an additional energy window was also demonstrated.

Введение

Метод однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) получил широкое применение для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Этот метод основан на использовании радиофармацевтических препаратов (РФП), состоящих из целевой (таргетной) молекулы, соединенной с радиоактивным изотопом, который является источником гамма-излучения. В области ядерной кардиологии для выявления нарушений перфузии (кровоснабжения) миокарда используется РФП ^{99m}Tc -МИБИ (метокси-изобутил-изонитрил). Препарат доставляется во все зоны сердца за счет разветвленной системы кровеносных сосудов, пронизывающих миокард, при этом молекула МИБИ участвует в клеточном метаболизме и активно накапливается в здоровых клетках миокарда (кардиомиоцитах). Изотоп ^{99m}Tc является радиоактивной меткой, указывающей на степень однородности накопления препарата в миокарде. В зонах стенозного поражения сосудов сердца (ишемии) наблюдается снижение доставки и уровня накопления препарата, а в очагах некрозного поражения кардиомиоцитов (инфаркта) накопление препарата отсутствует. Метод ОФЭКТ позволяет оценить перфузию миокарда и его жизнеспособность. Выведение препарата осуществляется печенью, желчевыводящей системой и кишечником, поэтому в данных областях может накапливаться существенная активность, влияющая на качество получаемых результатов. Данный эффект рассматривается в данной работе.

Процедура обследования перфузии миокарда методом ОФЭКТ с Тс-МИБИ включает в себя следующие этапы: введение РФП (внутривенно), запись «сырых» проекционных данных, реконструкция трёхмерного изображения распределения Тс-МИБИ в миокарде левого желудочка (ЛЖ) сердца. Качество реконструированного изображения, а следовательно, и оценка перфузии миокарда зависят от учёта в алгоритме реконструкции всех физических процессов, которые вносят существенный вклад в проекционные данные. Одним из таких процессов является рассеяние гамма-квантов в биологических тканях. Учёт вклада рассеянных гамма-квантов может осуществляться как за счет аппаратной поддержки, так и за счет алгоритма реконструкции. В большинстве современных ОФЭКТ-установок коррекция рассеяния с помощью алгоритма реконструкции используется очень ограниченно.

Эффект рассеяния может играть значительную роль при наличии экстракардиальной активности. Высокий уровень накопления РФП в ближайших к сердцу органах, таких как печень и кишечник, приводит к ошибкам в оценке перфузии миокарда. Причины этих ошибок связаны с двумя факторами: разрешающей способностью метода ОФЭКТ и эффектом рассеяния. В первом случае, когда расстояние между сердцем и прилежащими органами (печень, кишечник) сопоставима с пространственным разрешением гамма-камеры, интенсивности накопления РФП в сердце и близко расположенных органах на изображении сливаются, что приводит к повышению локальных значений накопления в миокарде ЛЖ и ошибкам в оценке перфузии. Этот случай очевиден для врача и обычно приводит к необходимости повторного обследования через определенное время, когда экстракардиальная активность снижается за счет выведения РФП. Вторая причина связана с тем, что часть гамма-квантов, испущенных из печени или кишечника, рассеиваются на сердце в направлении детектора. Рассеянные гамма-кванты вносят ложную информацию в проекционные данные, искажая изображение сердца на проекционных данных, что может привести к ошибкам в реконструкции. Этот эффект скрыт и неочевиден, поэтому может приводить к неправильному диагнозу. В настоящей работе основное внимание уделяется исследованию влияния эффекта рассеяния гамма-квантов на изображения на ОФЭКТ-изображения миокарда левого желудочка. Такие исследования невозможно выполнить на клинических установках, поскольку детектора гамма-камеры не различают первичные «правильные» и рассеянные «неправильные» гамма-кванты с энергией в пределах энергетического окна. Решение задачи может быть выполнено на основе метода статистического моделирования переноса гамма-излучения, поскольку при численной реализации этого метода известна история каждого зарегистрированного гамма-кванта.

Для получения информации о пространственном распределении активности источника гамма-излучения в методе ОФЭКТ применяется коллиматор, который формирует на поверхности кристалла детектора планарное изображение (проекцию) источника излучения. Разрешение коллиматора характеризуется так называемой функцией размытия точки (ФРТ) (англ. Point Spread Function). ФРТ описывает отклик системы коллиматор-детектор, формируемый при наблюдении точечного источника излучения на определённом расстоянии. Строго говоря, ФРТ определяется двумя основными факторами, такими как расстояние до точечного источника и геометрическое разрешение коллиматора, а также вторичными – проникновение излучения сквозь стенки коллиматора и эффект рассеяния гамма-квантов, которому посвящена данная работа. Вклад детектора в формирование конечного пространственного разрешения системы коллиматор-детектор не столь существенен на фоне вклада коллиматора ($4 \text{ мм} < 8 \text{ мм}$), поэтому им можно пренебречь. Рисунок 1 демонстрирует озвученные выше эффекты.

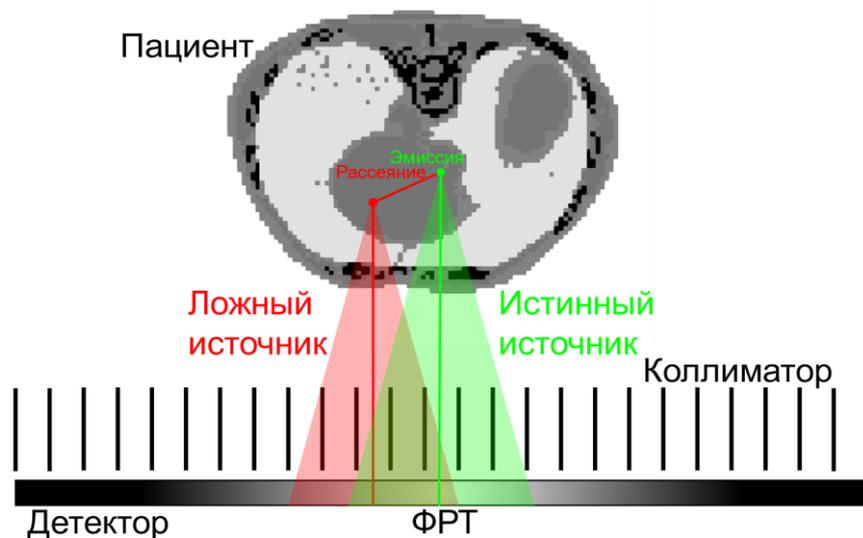


Рисунок 1. Иллюстрация основных эффектов коллиматора (масштаб не соблюден). Зелёный конус – геометрическое разрешение коллиматора, красный конус – эффект рассеяния гамма-квантов до коллиматора.

Учёту эффекта рассеяния посвящено достаточно много работ и разработано множество методов борьбы с ним [1]. Подходы к коррекции рассеяния можно разделить на две большие группы: методы, основанные на аппаратных измерениях и методы, основанные на математическом моделировании. Методы, основанные на измерениях, используют дополнительную информацию, набранную во время сбора проекционных данных, такую как проекции во вспомогательных энергетических окнах (Energy Window Scatter Correction, EWSC). К ним относятся методы двойного (Dual Energy Window, DEW), тройного (Triple Energy Window, TEW) энергетического окна и их вариации, а также спектральные подходы (list-mode). Данные рассеяния могут быть получены и на основе моделирования с помощью различных упрощённых подходов, а также на основе метода Монте-Карло [2]. Несмотря на хорошие результаты статистических методов коррекции рассеяния, из-за высоких вычислительных затрат метод Монте-Карло пока ограничен в клиническом использовании [3]. Однако, с увеличением вычислительных мощностей, а также с развитием методов уменьшения дисперсии метода Монте-Карло ситуация меняется в лучшую сторону. Также стоит отметить, что всё большее распространение получают полупроводниковые CZT-детекторы, заменяющие собой сцинтилляционные NaI-детекторы [4]. Полупроводниковые детекторы характеризуются более высоким энергетическим разрешением по сравнению со сцинтилляционными, что позволяет уменьшить вклад рассеянных гамма-квантов путём уменьшения энергетического окна.

Целью данной работы является исследование влияния эффекта рассеяния на качество ОФЭКТ изображений при томографии сердца с использованием препарата Тс-МИБИ.

Методы

Исследования выполнены с использованием метода математического моделирования и проведением имитационных компьютерных экспериментов, приближенных к клинической практике.

Вычислительный фантом – «виртуальный пациент».

Расчет проекционных данных в методе ОФЭКТ выполняется на основе заданной функции источника гамма-квантов и с учетом эффектов взаимодействия гамма-квантов с веществом при движении от точки испускания до точки регистрации. Функция источника описывает 3D «карту накопления РФП» или «карту активности». В нашей предыдущей работе был развит антропоморфный вычислительный фантом «Воксельная Модель Торса»

(ВМТ) [5]. Рисунок 2 демонстрирует данный фантом. Он был создан на основе ОФЭКТ/КТ изображений реального пациента, предоставленных НМИЦ имени акад. Мешалкина. Данный фантом использовался для генерирования 3D карты накопления РФП, описывающей распределение плотности РФП в органах и тканях, а также карты ослабления, описывающей пространственное распределение плотности биологических тканей. Относительные значения накопленной активности определялись из клинических реконструированных изображений пациента, как средние значения по выделенной области (органу). Таблица 1 содержит значения накопленной активности в относительных единицах, используемые в данной работе. Для статистического моделирования карты распределения плотности и накопленной активности были представлены в виде 3D массивов значений (воксельное представление). Размерность составляла 128x128x128 равносторонних вокселей со стороной 4 мм.

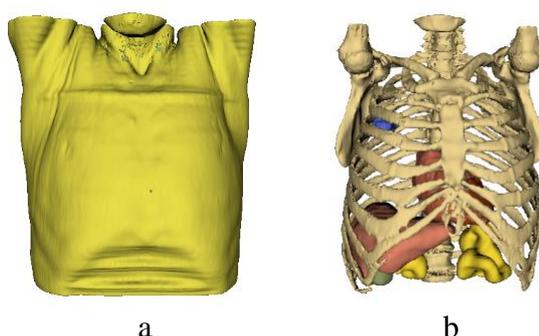


Рисунок 2. Фантом, используемый для моделирования обследования пациента методом ОФЭКТ в области кардиологии.

Таблица 1. Относительные значения накопления Тс-МИБИ.

Ткань	Относительный уровень накопления
Лёгкие	1
Кости	2
Жировые ткани	4
Мягкие ткани	5
Правый желудочек сердца	22
Левый желудочек сердца	45
Печень*	55(165)
Кишечник*	100(300)
Желчный пузырь	700

*в скобках указано увеличенное накопление

Моделирование сбора проекционных данных – «виртуальная система ОФЭКТ/КТ»

Для решения поставленной задачи применялся метод статистического моделирования (метод Монте-Карло). Данный метод хорошо зарекомендовал себя в исследованиях, где требуется получать результаты, приближенные к практическим. Метод статистического моделирования позволяет учитывать все существенные эффекты и его точность сводится к точности исходных данных, таких как математический фантом и параметры моделируемого устройства. В данном исследовании моделировалась ОФЭКТ-система GE Discovery NM/CT 670 с коллиматором LEHR и NaI детектором толщиной 3/8". Таблица 2 содержит параметры моделируемого коллиматора. Проводилось полное моделирование переноса гамма-квантов методом свободного пробега с учётом эффектов ослабления (фотоэффект) и рассеяния (когерентное, некогерентное) гамма-квантов, в том числе в объёме коллиматора и детектора. Состав и значения линейного коэффициента ослабления различных тканей брались из базы данных NIST XCOM [6]. Гамма-кванты, взаимодействовавшие с веществом в объёме детектора, отбирались и подвергались

дальнейшей обработке, в процессе которой моделировались эффекты детектора (время высвечивания, энергетическое разрешение), вводились энергетические окна и строилась двумерная гистограмма координат регистрации (планарное изображение). Пространственное разрешение кристалла детектора было исключено, поскольку требовалось изучение пространственно точных распределений гамма-квантов. Моделирование процедуры обследования пациента методом ОФЭКТ ранее было описано в работе [7].

Таблица 2. Параметры моделируемого коллиматора.

Наименование	Размеры, мм	Чувствительность*, млн. имп./МБк	Разрешение, мм	Диаметр канала, мм	Толщина септы, мм	Длина канала, мм
LEHR	540x400	72	7.4	1.5	0.2	35

* – на расстоянии 100 мм от лицевой поверхности коллиматора для кристалла толщиной 3/8”

Метод оценки вклада рассеянных гамма-квантов в проекционные данные

Как было сказано выше, результатом моделирования является набор актов взаимодействия в объёме детектора. Акты взаимодействия одного и того же гамма-кванта объединяются в акт регистрации, тем самым моделируется время высвечивания кристалла детектора (не нулевое конечное время реакции детектора). Энергия, переданная кристаллу в результате регистрации, является величиной известной с абсолютной точностью, что не свойственно реальной системе. Детектирующей системе присуще конечное энергетическое разрешение, которое не позволяет с абсолютной точностью определять переданную гамма-квантом энергию. Поэтому для каждого акта регистрации вводится вспомогательная величина – энергия регистрации, которая моделируется как непрерывная случайная величина, подчиняющаяся нормальному распределению:

$$f(E) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(E-E_0)^2}{2\sigma^2}\right), \quad (1)$$

где $\sigma = 2.35R_0E_0$, а E_0 и R_0 – точное значение энергии (энергия переданная кристаллу) и энергетическое разрешение при энергии E_0 . Полученное значение энергии регистрации используется при построении энергетического спектра, а также при селекции гамма-квантов с помощью энергетического окна. В то же время точная переданная кристаллу энергия E будет использоваться для выделения первичных и рассеянных гамма-квантов из общего числа зарегистрированных.

Численные эксперименты

Рассматривались 3 случая, которые встречаются в клинической практике [8]:

1. Нормальный случай, соответствующий результатам, не требующим повторного обследования.
Отношения активностей ЛЖ : печень : кишечник $\approx 1:1:2$;
2. Случай с повышенным накоплением РФП в печени.
Отношения активностей ЛЖ : печень : кишечник $\approx 1:3:2$;
3. Случай с повышенным накоплением РФП в кишечнике.
Отношения активностей ЛЖ : печень : кишечник $\approx 1:1:6$.

Рисунок 3 демонстрирует сформированные на основе фантома ВМТ (см. Рисунок 1) карты активности для приведённых выше случаев.

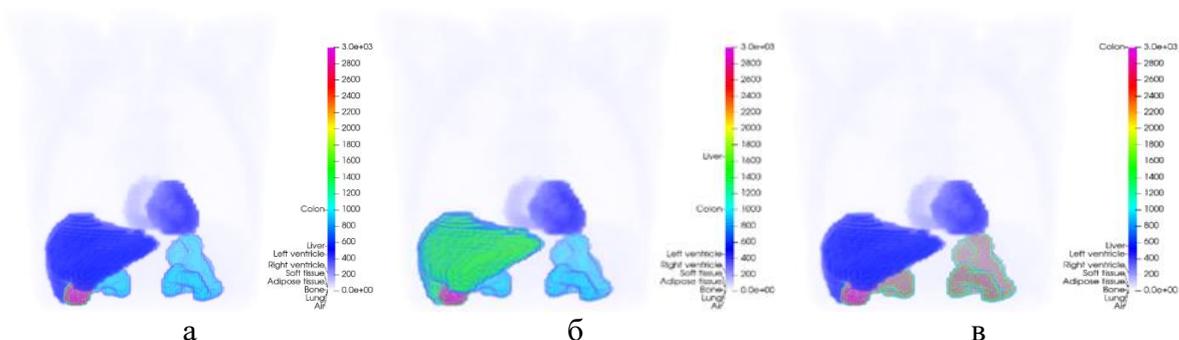


Рисунок 3. Карта активности, созданная на основе фантома ВМТ. Вид спереди. а – нормальный случай, б – случай с повышенным накоплением РФП в печени, в – случай с повышенным накоплением РФП в кишечнике.

Процедура обследования пациента предполагала 32 ракурса с дугой в 180 градусов. Отчёт проекций начинается с правой боковой проекции в направлении левой боковой через фронтальную. Для большей точности дальнейших оценок, число зарегистрированных гамма-квантов было примерно в 3 раза выше, чем в клинической практике. Таблица 3 содержит список параметров моделируемой процедуры сканирования.

Таблица 3. Параметры сканирования.

Число ракурсов	Угол сканирования, градусов	Радиус вращения, мм	Энергия излучения, МэВ	Энергетическое разрешение детектора, %	Энергетическое окно, кэВ	Импульсы на ракурс, тыс. имп.
32	180	233	0.1405	9.9	126–154	~350

Эксперимент №1. Определение доли рассеянных гамма-квантов на проекционных данных при стандартных исследованиях с одним энергетическим окном

В первом эксперименте сначала были рассчитаны проекционные данные фантома ВМТ с использованием основного энергетического окна, регистрирующего гамма-кванты с энергиями в диапазоне 126–154 кэВ. Учитывались все существенные эффекты детектирующей системы, описанные в параграфе «Методы». Изображение строилось как двумерная гистограмма координатного распределения проекции зарегистрированных гамма-квантов на поверхность детектора. Размер ячейки гистограммы (пикселя изображения) составлял 4x4 мм. Рисунок 4 демонстрирует фронтальные проекции, насчитанные методом Монте-Карло с вышеописанными параметрами (см. Таблица 3).

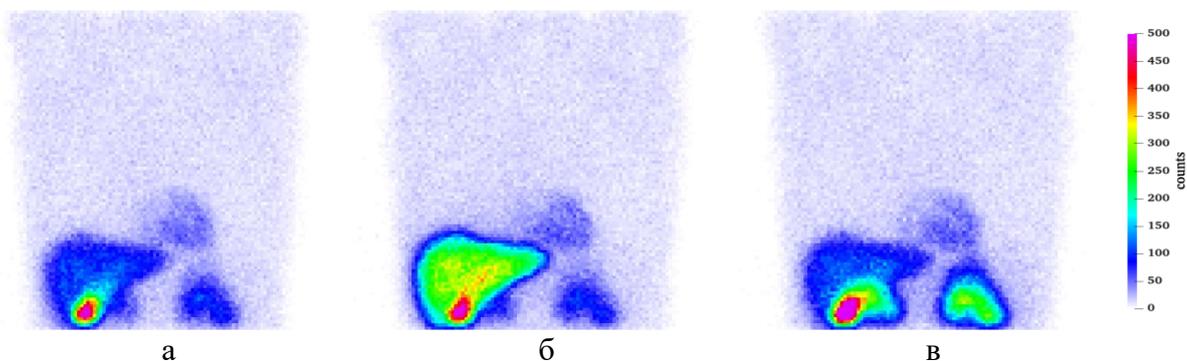


Рисунок 4. Фронтальные проекции фантома, насчитанные с помощью метода Монте-Карло. а – нормальный случай, б – случай с повышенным накоплением РФП в печени, в – случай с повышенным накоплением РФП в кишечнике.

Далее были выделены рассеянные и нерассеянные (первичные) гамма-кванты из общего числа зарегистрированных. Для этого из общего числа гамма-квантов, попавших в

энергетическое окно (с учётом энергетического разрешения), были отобраны те, которые передали кристаллу энергию в пределах 140.4–140.5 кэВ (без учёта энергетического разрешения). Эти гамма-кванты соответствуют приближению узкого луча. Остальные гамма-кванты считались рассеянными и несут ложную информацию о распределении РФП. При помощи такого разделения были получены изображения на первичных и рассеянных гамма-квантах, которые демонстрируют Рисунок 5 Рисунок 5 и Рисунок 6 Рисунок 6, соответственно.

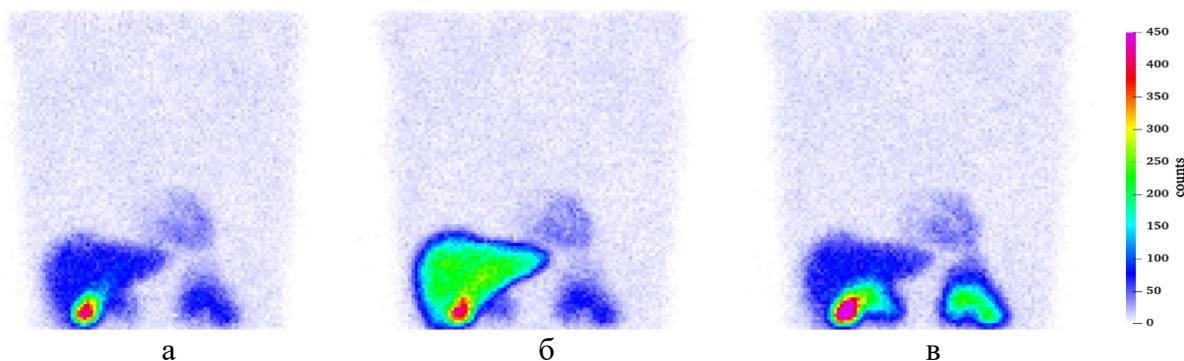


Рисунок 5. Фронтальные проекции, построенные на первичных гамма-квантах.

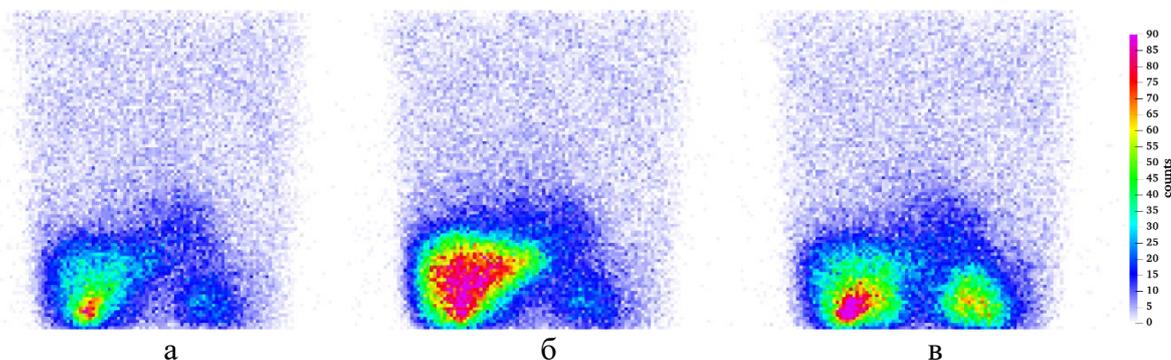


Рисунок 6. Фронтальные проекции, построенные на рассеянных гамма-квантах.

Дальнейшей целью являлась демонстрация распределение доли рассеянных гамма-квантов на проекциях. Для этого попиксельно находилось отношение рассеянных к общему числу зарегистрированных гамма-квантов:

$$g_i^{SF} = \frac{g_i^{scatt}}{g_i} \cdot 100\% , \quad (2)$$

где g_i^{SF} – доля рассеянных (scatter fraction) гамма-квантов в i -м пикселе, g_i^{scatt} – число рассеянных гамма-квантов, попавших в i -й пиксель, g_i – общее число зарегистрированных в i -м пикселе гамма-квантов. Рисунок 7 демонстрирует распределение рассеянных гамма-квантов на фронтальной проекции.

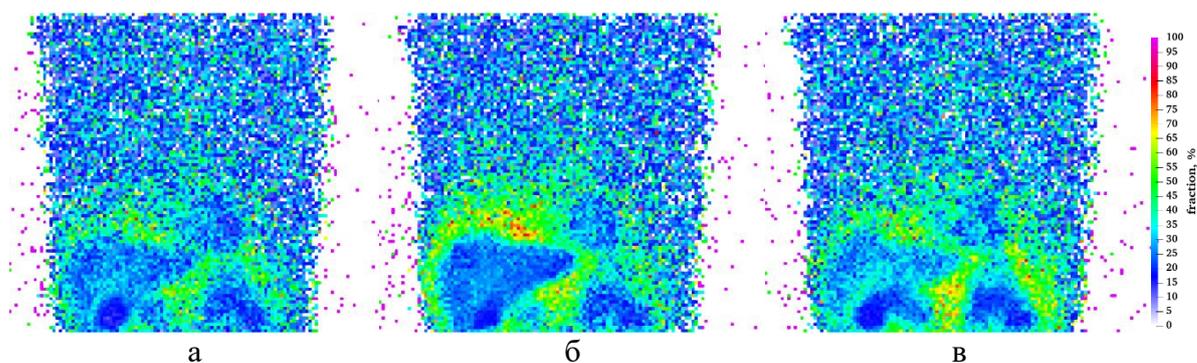


Рисунок 7. Распределение доли рассеянных гамма-квантов на фронтальной проекции.

Эксперимент №2. Двойное энергетическое окно

Целью данного эксперимента было сравнение полученных результатов с широко распространённым методом коррекции рассеяния Dual Energy Window (DEW). Суть данного метода состоит в использовании дополнительного энергетического окна, расположенного энергетически ниже основного, для определения распределения рассеянных гамма-квантов на изображениях. Рисунок 8 демонстрирует энергетический спектр регистрируемых гамма-квантов в основном энергетическом окне (MEW – main energy window) и в дополнительном (AEW – additional energy window). Также на данном рисунке видно разложение спектра в основном энергетическом окне на две компоненты: первичные гамма-кванты (Primary) и рассеянные (Scatters).

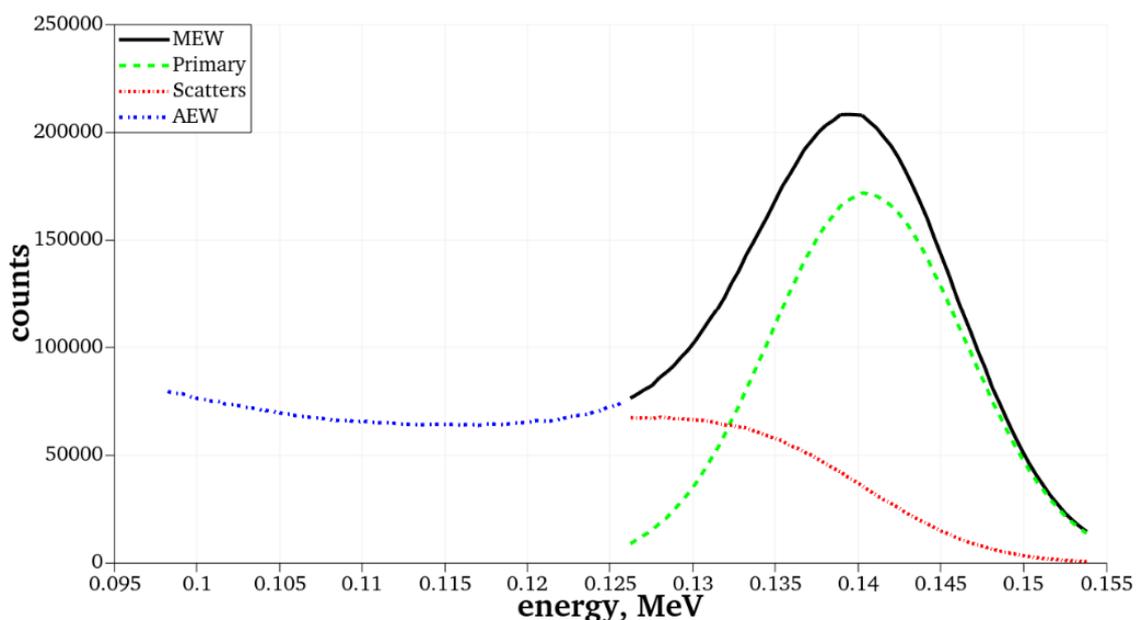


Рисунок 8. Энергетический спектр основного и дополнительного энергетических окон. MEW – основное энергетическое окно, а Primary и Scatters – соответствующие ему первичные и рассеянные гамма-кванты; AEW – дополнительное энергетическое окно.

Дополнительное энергетическое окно обычно выбирается такой же ширины, что и основное, и его верхняя энергетическая граница соответствует нижней границе основного окна. В данном эксперименте было выбрано энергетическое окно в диапазоне 98–126 кэВ. Гамма-кванты, зарегистрированные в таком окне, даже с учётом энергетического разрешения детектора, гарантированно являются рассеянными в силу того, что их энергия ниже энергии первичных гамма-квантов. Рисунок 9 демонстрирует фронтальную проекцию, зарегистрированную в дополнительном энергетическом окне.

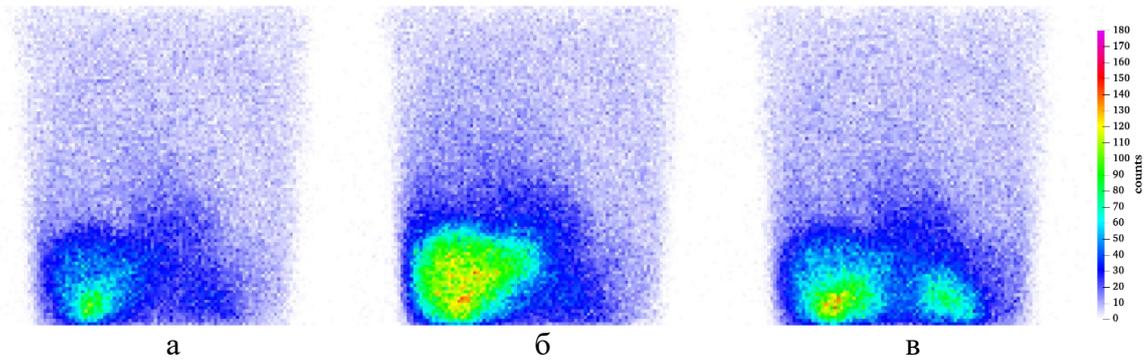


Рисунок 9. Фронтальная проекция, зарегистрированная в дополнительном энергетическом окне.

Для коррекции рассеяния, данные, собранные в дополнительном энергетическом окне, либо попиксельно вычитаются из данных собранных в основном, либо прибавляются к псевдопроекциям в процессе реконструкции. Однако, как видно из энергетического спектра (см. Рисунок 8) площадь под спектром дополнительного энергетического окна и под спектром рассеянных в основном энергетическом окне не равны. Следовательно, приходится вводить поправочный коэффициент k следующим образом:

$$g_i^{prim'} = g_i - k \cdot g_i^{AEW}, \quad (3)$$

где g_i^{AEW} – число зарегистрированных гамма-квантов i -м пикселем детектора в дополнительном энергетическом окне. В литературе фигурируют значения данного коэффициента в диапазоне от 0.5 до 1.

С целью определения поправочного коэффициента k можно воспользоваться сравнением числа рассеянных гамма-квантов в основном энергетическом окне с числом зарегистрированных гамма-квантов в дополнительном. Рисунок 10 демонстрирует зависимость от номера ракурса отношения среднего числа рассеянных гамма-квантов в основном энергетическом окне и числа зарегистрированных в дополнительном, которое вычислялось следующим образом:

$$k_j = \frac{1}{m_j} \sum_{i=1}^n \frac{g_{ij}^{scatt}}{g_{ij}^{AEW}}, \quad (4)$$

где j – номер ракурса (номер проекции, view), n – общее число пикселей, m_j – число ненулевых пикселей на j -м ракурсе, а индекс пикселя i : $g_{ij}^{scatt} \neq 0$.

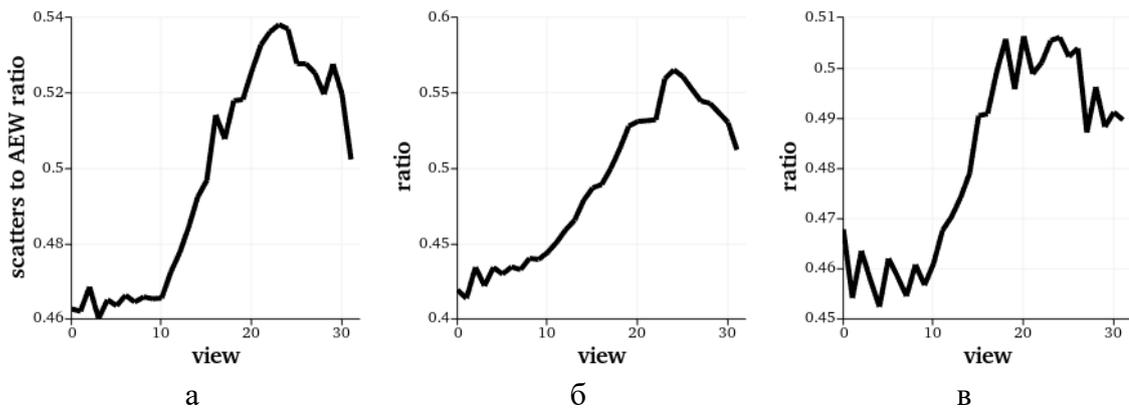


Рисунок 10. Отношение числа рассеянных гамма-квантов в основном энергетическом окне и число зарегистрированных в дополнительном. Здесь по оси абсцисс отложен номер ракурса, а по оси ординат – отношение числа рассеянных в основном энергетическом окне гамма-квантов, к числу зарегистрированных в дополнительном.

Дальнейшей целью было построение изображений на первичных (псевдопервичных) гамма-квантах и демонстрация доли рассеянных гамма-квантов, аналогично эксперименту №1, но на основе данных рассеяния с дополнительного энергетического окна. Использовался постоянный коэффициент k равный 0.5. Значения пикселей изображения на первичных гамма-квантах вычислялись по формуле (3), а доля рассеянных следующим образом:

$$g_i^{SFAEW} = k \frac{g_i^{AEW}}{g_i} \cdot 100\% . \quad (5)$$

Ввиду пуассоновского характера шума на ОФЭКТ-изображениях, ожидаемой проблемой такого метода коррекции рассеяния является возникновение пикселей $g_i^{prim'}$ с отрицательными значениями, а также g_i^{SFAEW} больше 100%. Поэтому полученные изображения подвергаются клиппингу (англ. clipping), после которого отрицательные значения $g_i^{prim'}$ приравниваются нулю, а значения g_i^{SFAEW} ограничиваются 100%. Полученные результаты демонстрируют Рисунок 11 и Рисунок 12.

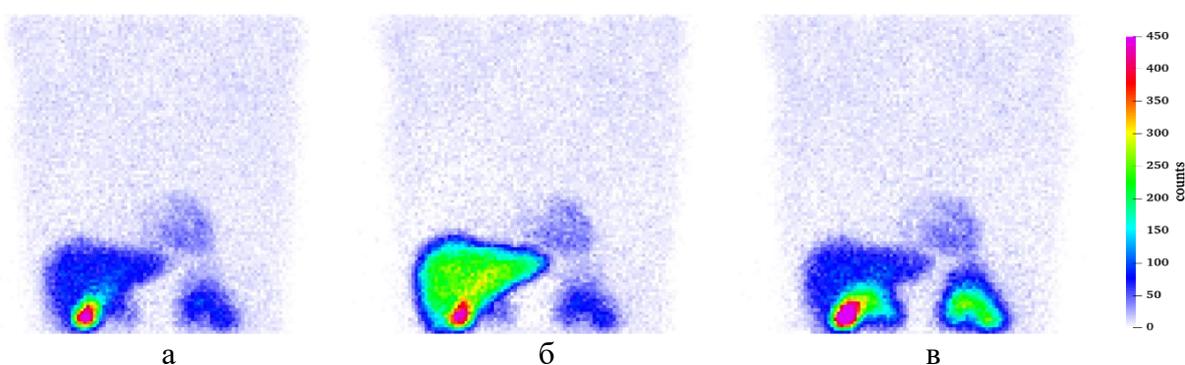


Рисунок 11. Фронтальные проекции, полученные путём вычитания данных дополнительного энергетического окна из основного при $k = 0.5$.

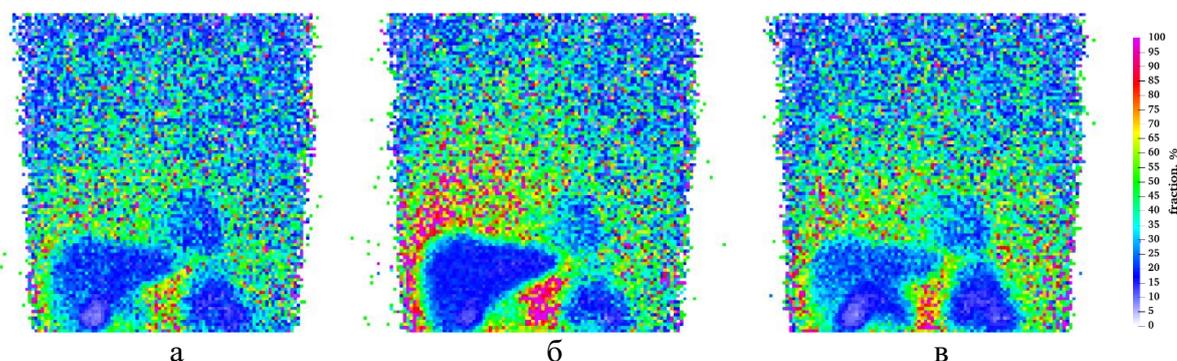


Рисунок 12. Распределение рассеянных гамма-квантов на фронтальной проекции согласно данным из дополнительного энергетического окна при $k = 0.5$.

Эксперимент №3. Количественные оценки влияния рассеяния

Для перехода к численным показателям, была рассчитана средняя доля рассеянных гамма-квантов на проекции в зависимости от ракурса. Данный показатель вычислялся как среднее значение пикселей на изображении, исключая пиксели, в которых не было зарегистрировано ни одного гамма-кванта основным энергетическим окном:

$$\overline{g_j^{SF}} = \frac{1}{m} \sum_i^n g_i^{SF} . \quad (6)$$

Рисунок 13 демонстрирует полученную зависимость доли рассеянных гамма-квантов на проекции от ракурса, где Scatter fraction – доля рассеянных гамма-квантов в основном энергетическом окне, а Scatter fraction AEW – соотношение между числом рассеянных

ГАММА-КВАНТОВ В ОСНОВНОМ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОМ ОКНЕ И ЧИСЛОМ ГАММА-КВАНТОВ ЗАРЕГИСТРИРОВАННЫХ В ДОПОЛНИТЕЛЬНОМ С УЧЁТОМ КОЭФФИЦИЕНТА k РАВНОГО 0.5.

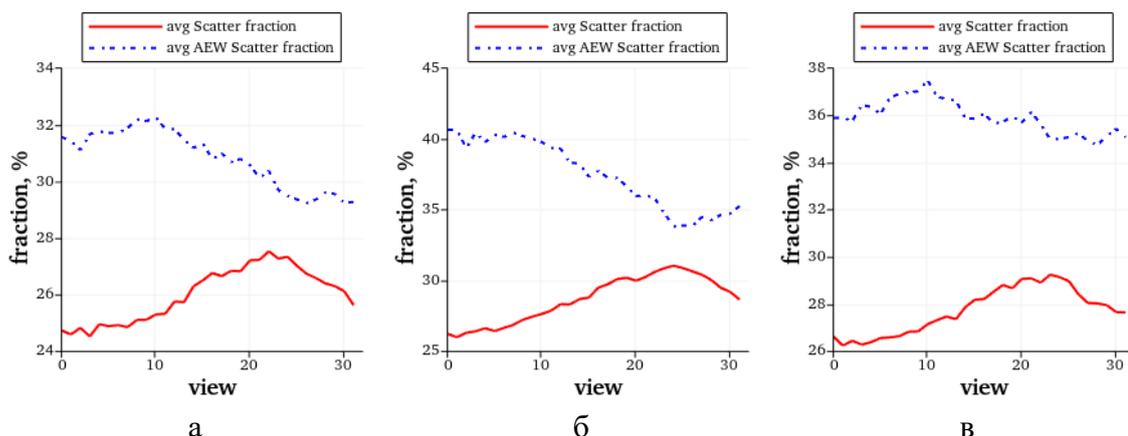


Рисунок 13. Доля рассеянных гамма-квантов по данным основного и дополнительного энергетических окон ($k = 0.5$).

Дальнейшим шагом было количественное определение влияния рассеянных гамма-квантов на разрешение. Для этого использовались исходные данные моделирования, а именно координаты эмиссии и регистрации частиц, а также их переданная кристаллу и зарегистрированная энергии. Находился вектор кратчайшего пути гамма-кванта следующим образом:

$$\mathbf{s}_l \equiv \begin{pmatrix} x_l^{path} \\ y_l^{path} \\ z_l^{path} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_l^{det} \\ y_l^{det} \\ z_l^{det} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_l^{emiss} \\ y_l^{emiss} \\ z_l^{emiss} \end{pmatrix}, \quad (7)$$

где $(x_j^{emiss}, y_j^{emiss}, z_j^{emiss})$ и $(x_j^{det}, y_j^{det}, z_j^{det})$ – координаты эмиссии и регистрации l -й частицы соответственно. В случае идеального коллиматора (с идеальным разрешением) и отсутствия рассеяния данный вектор будет всегда строго параллелен нормали лицевой поверхности коллиматора. Такой случай показан перпендикуляром к коллиматору, испущенным из точки эмиссии (см. Рисунок 1). При наличии рассеяния и конечного геометрического разрешения возникают существенные отклонения от направления нормали, по величине и интенсивности которых можно судить, как о геометрическом разрешении, так и о вкладе эффекта рассеяния в конечное разрешение.

Проекция вектора кратчайшего пути на плоскость коллиматора является вектором отклонения координат регистрации гамма-кванта от координат его эмиссии (далее вектор отклонения). Распределение этого вектора при фиксированном расстоянии от источника до детектора является функцией размытия точки (см. Рисунок 1) для данного расстояния. Однако, данные понятия будут различаться ввиду различного способа получения. Чтобы учесть зависимость пространственного разрешения системы от расстояния до источника, была введена безразмерная величина – тангенс угла наклона вектора кратчайшего пути, определяемый следующим образом:

$$\tan \theta_l = \frac{r_l^x}{|\mathbf{s}_l|}, \quad (8)$$

где r_l^x – компонента \mathbf{r}_l – вектора отклонения l -й частицы. Данный подход пригоден для количественных оценок влияния рассеяния на пространственное разрешение, поскольку оно также имеет линейную зависимость от расстояния до детектора [9]. Рисунок 14 демонстрирует распределение тангенса угла наклона вектора кратчайшего пути.

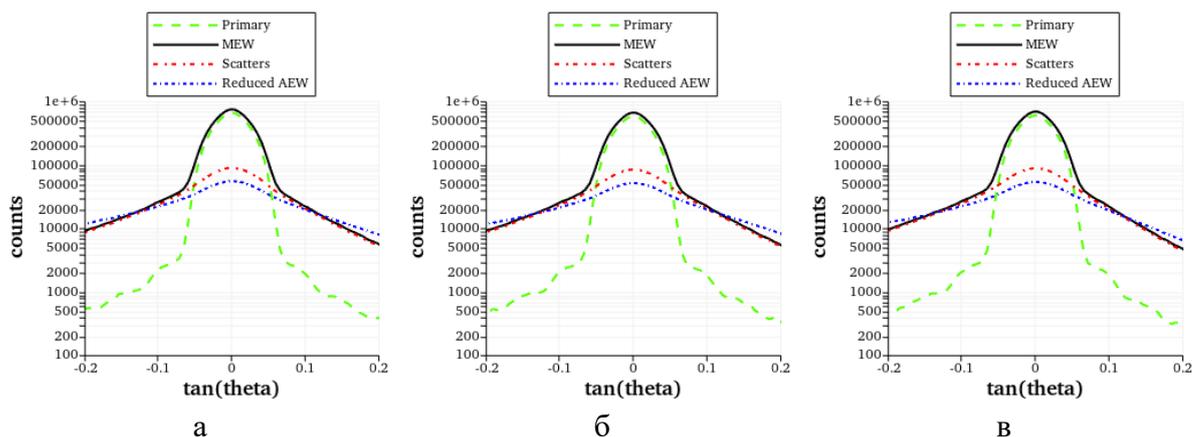


Рисунок 14. Распределение тангенса угла наклона вектора кратчайшего пути в полулогарифмическом масштабе. MEW – гамма-кванты зарегистрированные в основном энергетическом окне, среди которых Primary – первичные и Scatters – рассеянные; Reduced AEW – зарегистрированные в дополнительном энергетическом окне с поправочным коэффициентом $k = 0.5$.

Чтобы количественно отследить влияние рассеянных гамма-квантов на разрешение получаемых изображений, можно сравнить стандартное отклонение тангенса угла наклона вектора кратчайшего пути для четырёх случаев: гамма-кванты, зарегистрированные в основном энергетическом окне (MEW), среди которых первичные (Primary) и рассеянные (Scatters), а также зарегистрированные в дополнительном энергетическом окне (AEW). Рисунок 14 демонстрирует зависимость перечисленных случаев от номера ракурса.

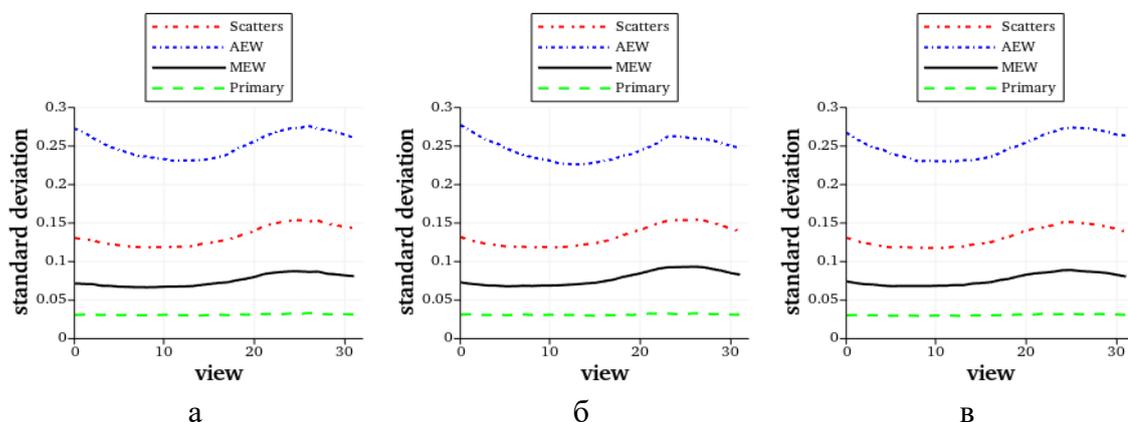


Рисунок 15. Стандартное отклонение тангенса угла наклона вектора кратчайшего пути.

Обсуждение результатов

Результаты статистического моделирования, полученные в эксперименте №1 (см. Рисунок 4), показывают хорошее соответствие клиническим результатам обследования пациента, на основе которого был создан фантома ВМТ. Подробное сравнение результатов моделирования и обследования было продемонстрировано в нашей предыдущей статье [5]. Подобный результат говорит о корректности процедуры моделирования. Из результатов этого эксперимента можно увидеть, что фон от рассеянных гамма-квантов не является равномерным (см. Рисунок б), а формируют подобие проекционного изображения с очень низким пространственным разрешением. Отсюда следует, что для коррекции рассеяния необходим сбор дополнительной аппаратной либо программной информации. При этом допущением о равномерности фона от рассеянных гамма-квантов иногда объясняют отсутствие коррекции рассеяния в клинических алгоритмах реконструкции. Стоит отметить, что Рисунок 7 демонстрирует существенное повышение доли рассеянных гамма-квантов в областях вокруг очагов высокой активности (печень, кишечник). Данный

эффект «размывает» границы органов с высоким уровнем накопления РФП, тем самым снижая контрастность изображений. К этому добавляется «наложение» активности, формируемой рассеянными гамма-квантами, на соседние органы, что делает затруднительным количественный анализ. Рисунок 6 и Рисунок 7 демонстрируют, как гамма-кванты, испущенные из печени (б) или кишечника (в), регистрируются в области левого желудочка сердца. Исходя из вышесказанного, можно предположить, что коррекция рассеяния может снизить влияние экстракардиальной активности на левый желудочек сердца и тем самым уменьшить количество случаев повторных обследований пациентов.

Одним из методов коррекции рассеяния, прошедших проверку временем, является метод дополнительных энергетических окон. В эксперименте №2 продемонстрирован принцип и простота данного подхода. Рисунок 9 демонстрирует данные схожие с данными о распределении рассеянных гамма-квантов, полученным в эксперименте №1 (см. Рисунок 6). Однако, остаются вопросы относительно количественного и пространственного соответствия этих распределений. Рисунок 10 содержит графики, на которых видно, что коэффициент k слабо зависит от ракурса, а его среднее значение колеблется около 0.5 (0.497, 0.488, 0.481), что соответствует литературным данным [1]. Показано, что коррекция методом дополнительного энергетического окна на этапе сбора проекций демонстрирует улучшение контрастности и чёткости границ органов (см. Рисунок 11), однако результат всё же хуже изображений на основе первичных гамма-квантов (см. Рисунок 5). Это можно объяснить различиями в пространственном распределении гамма-квантов, рассеянных в основном энергетическом окне (см. Рисунок 7) и зарегистрированных в дополнительном (см. Рисунок 12). Обусловлено это различие тем, что зарегистрированные в дополнительном энергетическом окне гамма-кванты имеют меньшую энергию, чем рассеянные в основном (см. Рисунок 8), а следовательно их средний угол рассеяния выше. Также стоит учесть, что более низкая энергия зарегистрированных гамма-квантов свидетельствует о повышенной доли двух- и трёхкратно-рассеянных гамма-квантов, учёт которых представляется ещё более сложной задачей. В этом эксперименте возникали отрицательные значения на проекциях вследствие коррекции. Отрицательные значения на проекциях являются существенной проблемой для алгоритмов реконструкции, поэтому преимущественно применяется коррекция рассеяния не до реконструкции, как показано в данной статье, а в процессе реконструкции. Это позволяет не только избежать отрицательных значений, но и использовать коэффициент k больше 0.5, что может более положительно сказаться на качестве реконструкции [1].

Эксперимент №3 продемонстрировал, что доля рассеянных гамма-квантов на изображениях существенно зависит от ракурса, а также наличия крупных и плотных областей повышенного накопления РФП (печень, кишечник). В нашем случае доля рассеянных гамма-квантов варьировалась от 24% до 30% (см. Рисунок 13). Эти данные отличаются от данных на основе дополнительного энергетического окна при k равным 0.5. Существенным также является различие в зависимости от ракурса. Наибольшее различие наблюдается в случае с повышенной активностью в печени (б), а наименьшее различие – в случае с кишечником (в). Объяснить это можно отдалённостью печени при обследовании левого желудочка сердца, поскольку гамма-камера проходит дугу 180 градусов с противоположной от печени стороны (25-й ракурс – левый бок). Следовательно, испущенных из печени и рассеянных на большой угол (либо многократно) гамма-квантов регистрируется меньше. В случае с кишечником ситуация обратная, поскольку он большую часть обследования находится существенно ближе к гамма-камере.

Было количественно продемонстрировано влияние рассеянных гамма-квантов на разрешение получаемых ОФЭКТ-изображений. Распределение, которое демонстрирует Рисунок 14, подтверждает, что изображение, формируемое гамма-камерой, представляет из себя сумму двух основных проекций излучающего объекта: проекции с высоким разрешением, основанной на первичных гамма-квантах и проекции с низким разрешением, основанной на рассеянных гамма-квантах. Если говорить о методе

дополнительного энергетического окна, то тут также наблюдается различие в распределении угла регистрации. Данное явление приводит к эффекту перекомпенсации гамма-квантов, рассеянных на большие углы (либо многократно рассеянных), и недокомпенсации рассеянных на малые, то есть непосредственно в областях с высоким накоплением РФП. За счёт такой перекомпенсации существенно повышается контрастность изображения и чёткость границ органов, понижается качество количественных оценок. Стоит отметить, что около 50% рассеянных гамма-квантов удовлетворяют геометрическому разрешению коллиматора, то есть несут верную информацию о пространственном распределении источника, а оставшиеся 50% «размывают» границы областей.

Рисунок 15 демонстрирует распределение стандартного отклонения тангенса угла наклона вектора кратчайшего пути, по которому можно судить о влиянии рассеянных гамма-квантов на разрешение. В случае отсутствия рассеяния (зелёная пунктирная) разрешение определяется геометрией коллиматора и остаётся постоянным вне зависимости от ракурса. Наличие рассеяния увеличивает стандартное отклонение (до 2 раз) и привносит зависимость от ракурса и наличия крупных высокоактивных областей. Стандартное отклонение для дополнительного окна в два раза выше, чем для рассеянных в основном энергетическом окне, что лишний раз подтверждает различие в их пространственных распределениях.

Выводы

Методом имитационного компьютерного моделирования продемонстрировано существенное влияние рассеянного излучения на качество изображений при кардиологическом обследовании пациентов методом ОФЭКТ в случаях с повышенным накоплением РФП в близлежащих к сердцу органах. Случаи повышенной экстракардиальной активности нередко встречаются в клинической практике, но проблема состоит в том, что этот вклад рассеянного излучения в проекционные данные незаметен для врача и может приводить к неправильной реконструкции и ошибочным оценкам состояния сердца. Коррекция рассеяния в методе ОФЭКТ возможна как алгоритмическими, так и аппаратными способами с помощью дополнительных энергетических окон. Анализ результатов моделирования данной работы с использованием дополнительного энергетического окна продемонстрировал как его положительные стороны, так и ограничения. Полноценный учёт эффекта рассеяния в алгоритме реконструкции представляет собой сложную математическую задачу, требующую существенного увеличения времени обработки сырых данных. Это является сильным тормозом для его применения в реальной клинической практике, поскольку желательно получать результаты реконструкции в присутствии пациента. Тем не менее, выполненные исследования демонстрируют необходимость развития ускоренных алгоритмических методов коррекции рассеяния.

Благодарности

Автор выражает благодарность Денисовой Наталье Васильевне за ценные обсуждения и помощь в проведении представленных исследований.

Финансирование

Работа выполнена при поддержке Математического Центра в Академгородке, соглашение с Министерством науки и высшего образования Российской Федерации № 075-15-2022-281.

Список литературы

1. Hutton B.F., Buvat I., Beekman F.J. Review and current status of SPECT scatter correction // Phys. Med. Biol. 2011. Vol. 56, № 14. P. R85–R112.

2. Tianyu Ma, Yongjie Jin. Efficient analytical scatter modeling in fully 3-D iterative single photon emission computed tomography reconstruction // 2003 IEEE Nuclear Science Symposium. Conference Record (IEEE Cat. No.03CH37515). Portland, OR, USA: IEEE, 2004. P. 3137–3141.
3. Xiao J. et al. Evaluation of 3D Monte Carlo-based scatter correction for ^{99m}Tc cardiac perfusion SPECT // J Nucl Med. 2006. Vol. 47, № 10. P. 1662–1669.
4. Alenazy A.B., Wells R.G., Ruddy T.D. New solid state cadmium-zinc-telluride technology for cardiac single photon emission computed tomographic myocardial perfusion imaging // Expert Review of Medical Devices. 2017. Vol. 14, № 3. P. 213–222.
5. Denisova N.V. et al. Potentials of computer simulation of lung tumors in comparison with ^{99m}Tc -MIBI SPECT/CT data // Sib. onkol. ž. 2023. Vol. 22, № 2. P. 14–25.
6. Seltzer S. XCOM-Photon Cross Sections Database, NIST Standard Reference Database 8. National Institute of Standards and Technology, 1987.
7. Gurko M. A., Denisova N. V. The Modelling of the acquiring of “raw” projection data in single-photon emission computed tomography // Technical Physics. 2022. Vol. 92, № 5. P. 634.
8. Аншелес А.А., Сергиенко В.Б. Ядерная кардиология. Москва: НМИЦ кардиологии, 2021. 511 p.
9. Van Audehaege K. et al. Review of SPECT collimator selection, optimization, and fabrication for clinical and preclinical imaging: Review of SPECT collimator selection, optimization, and fabrication // Med. Phys. 2015. Vol. 42, № 8. P. 4796–4813.