

ВЛИЯНИЕ КОРРЕКЦИИ НЕОДНОРОДНОГО ОСЛАБЛЕНИЯ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ НА КАЧЕСТВО ОФЭКТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ В ЯДЕРНОЙ КАРДИОЛОГИИ

Н.В. Денисова¹, М.М. Ондар^{1,2}

¹ *Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича,
Новосибирск*

² *Новосибирский государственный технический университет, Новосибирск*

Целью данной работы является изучение влияния коррекции неоднородного ослабления гамма-излучения в биологических тканях на качество ОФЭКТ-изображений в ядерной кардиологии. Исследования выполнены на основе метода математического моделирования и вычислительного эксперимента для двух режимов: ОФЭКТ без коррекции ослабления гамма-излучения и ОФЭКТ/КТ с коррекцией ослабления. В качестве тестируемых моделей использовались два двумерных математических фантома, имитирующих распределение радиофармпрепарата (РФП) в выбранном сечении у пациентов с нормальным и тучным телосложением. В данной работе исследовался случай здорового миокарда без дефектов с равномерным распределением РФП. Однако на реконструированных изображениях, полученных в численных экспериментах, появлялся артефакт в виде снижения плотности РФП в верхушечной зоне миокарда. Для модели нормального пациента это снижение не являлось клинически значимым. Для модели тучного пациента этот артефакт становился клинически значимым в режиме с коррекцией ослабления. Данные результаты, полученные с использованием метода математического моделирования, соответствуют клиническим наблюдениям. В численных экспериментах было показано, что при небольшом увеличении анатомической толщины верхушечной зоны миокарда этот артефакт практически исчезал. Можно предположить, что появление данного артефакта обусловлено дискретизацией задачи реконструкции и в существенной степени зависит от анатомического строения миокарда.

Ключевые слова: *однофотонная эмиссионная компьютерная томография, математическое моделирование, ядерная кардиология, гамма-излучение, поправка на ослабление*

Введение

Однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ) является современным диагностическим методом ядерной медицины и широко используется в кардиологии для диагностики ишемической болезни сердца (ИБС), прогноза неблагоприятных последствий болезни и оценки эффективности лечения [1]. На сегодняшний день радионуклидные методы (ОФЭКТ и ПЭТ) остаются единственным неинвазивным

методом оценки перфузии (кровоснабжения) миокарда на клеточном уровне [2]. Процедура ОФЭКТ начинается с внутривенного введения пациенту радиофармацевтического препарата (РФП), состоящего из биологически инертного вещества с заданными фармакокинетическими характеристиками, меченного минимальным количеством радионуклида. При исследовании миокарда методом ОФЭКТ широко применяется РФП ^{99m}Tc-МИБИ (метокси-изобутил-изонитрил,

сокращенно – МИБИ, в отечественных клиниках он известен под названием “технетрил”). Этот РФП активно захватывается неповрежденными клетками миокарда, при этом радионуклид ^{99m}Tc испускает гамма-кванты с энергией 140 кэВ [3]. Выходящее излучение регистрируется с разных направлений с помощью одного или нескольких детекторов эмиссионного томографа. Зарегистрированное излучение представляет собой так называемые “сырые” проекционные данные. Трехмерное изображение формируется из этих данных с помощью компьютерной программы, в основе которой лежит математический алгоритм реконструкции.

Целью обследования пациентов методом ОФЭКТ в кардиологии является получение изображений распределения РФП в миокарде. РФП поступает в области миокарда с ненарушенным кровоснабжением и накапливается в здоровых клетках миокарда. Данный метод позволяет оценивать равномерность накопления РФП и диагностировать нарушения кровоснабжения миокарда, а также определять границы поражений. Существуют стандартные количественные параметры оценки дефектов перфузии (кровоснабжения), в настоящее время предлагаются новые способы количественной оценки как очаговых дефектов, так и неравномерности перфузии, которая является наиболее ранним признаком некоторых сердечно-сосудистых заболеваний [4–6].

Следует отметить, что исследование перфузии миокарда с помощью ОФЭКТ представляет собой сложный процесс, включающий множество “подводных камней”. Формирование изображений подвержено многим искажающим факторам, и одним из них является неоднородное ослабление потока гамма-квантов на детектор из-за поглощения и рассеяния фотонов в биологических тканях пациента. При отсутствии коррекции этих процессов, на изображениях возникают артефакты – участки сниженной плотности, которые имитируют ложное нарушение перфузии. Эти сомнительные изображения могут трактоваться как патологические, например, как зоны мелкоочагового фиброза миокарда. Во избежание постановки ложноположительного диагноза это требует от врача-радиолога значительного опыта при интерпретации данных, и в конечном итоге, препятствует независимости от оператора и стандартизации методики [7, 8].

Ослабление излучения в биологических тканях влияет на диагностическую точность

метода ОФЭКТ, поэтому вопрос о необходимости введения коррекции ослабления в алгоритмы реконструкции изображений активно исследовался и обсуждался в литературе с самого начала развития этого метода [9, 10]. В 2002 году было опубликовано совместное заявление Американских обществ ядерной кардиологии и ядерной медицины, в котором была высказана позиция, направленная на широкое внедрение коррекции ослабления (attenuation correction – AC) в клиническую практику [11]. Это решение было обосновано клиническими и имитационными исследованиями, которые проводились с использованием тканеэквивалентных (изготовленных из специальных материалов) фантомов, а также на основе метода математического моделирования [12–14].

В настоящее время ведущие мировые производители выпускают линейки совмещенных гибридных ОФЭКТ/КТ установок, на которых КТ и ОФЭКТ-данные собираются на одном столе при неизменном положении пациента. Малодозные КТ-системы используются для создания “карты ослабления”, которая учитывается при реконструкции эмиссионных изображений. В мировой практике за последние 10 лет протокол перфузионной ОФЭКТ миокарда с КТ-коррекцией поглощения стал основным методическим стандартом [15]. В дальнейшем, следуя принятым в мировой литературе обозначениям, будем называть изображения, полученные без коррекции ослабления, как “nAC”, а с коррекцией – как “AC”-изображения.

Однако ожидания врачей и разработчиков программного обеспечения на то, что введение коррекции ослабления полностью решит проблему появления артефактов на изображениях, не вполне оправдались [16]. За два последних десятилетия опубликовано большое количество работ, посвященных проблеме коррекции ослабления. При этом в одних работах указывалось на очевидное улучшение качества изображений при учете ослабления, в то время как в других, говорилось лишь о незначительном улучшении, также сообщались и другие противоречивые результаты [17]. Более того, были опубликованы статьи, в которых отмечалось появление новых артефактов на AC-изображениях, которые отсутствовали на nAC-изображениях [7, 18, 19]. Следствием этого явились дебаты в медицинском сообществе, касающиеся вопроса о необходимости введения коррекции ослабления.

Наиболее важной проблемой АС-изображений стало появление округлой зоны снижения кровоснабжения в верхушечной зоне миокарда [20]. Это явление было названо *apical thinning* – “апикальное истончение”. Точнее говоря, небольшое снижение кровоснабжения в апикальной области (на 20–25 %) наблюдалось и на пАС изображениях, однако применение коррекции ослабления в некоторых случаях усиливало этот эффект до клинически значимой величины [21]. Существует несколько возможных причин появления апикального истончения: реальный дефект кровоснабжения, следствие нормального анатомического истончения небольшой зоны в верхушечной области левого желудочка миокарда [22], или же артефакт, связанный с ограничениями в сборе данных и алгоритме реконструкции [23]. Такая неопределенность, при недостаточном опыте врача, может приводить к постановке ложноположительных или ложноотрицательных диагнозов.

Целью данной работы является изучение влияния коррекции неоднородного ослабления гамма-излучения в биологических тканях на качество ОФЭКТ изображений миокарда в зависимости от анатомических особенностей пациентов с использованием метода математического моделирования и вычислительного эксперимента. Следует заметить, что развитие и приложение метода математического моделирования в области ядерной медицины имеет большой потенциал, где из-за лучевой нагрузки ограничены возможности исследований на людях.

Моделирование распределения РФП и “карты ослабления”

В предыдущих работах была разработана трехмерная математическая модель торса (ММТ-1), которая имитирует распределение ^{99m}Tc -технетрила в органах грудной клетки нормального пациента, а также моделирует соответствующую «карту ослабления» (*attenuation map*) гамма излучения в биологических тканях [24, 25]. Используя этот опыт моделирования, в настоящей работе были развиты двумерные модели (фантомы) распределения ^{99m}Tc -технетрила в трансаксиальном (поперечном) сечении, проходящем через верхушечную область миокарда.

Такой подход позволял решать поставленные исследовательские задачи при существенном упрощении моделирования и сокращении

времени счета. На рис. 1 представлено сравнение математических фантомов, предложенных в данной работе, с клиническими изображениями, полученными при исследовании перфузии миокарда в отделе радионуклидной диагностики Российского кардиологического научно-производственного комплекса. В первом столбце показаны клинические изображения поперечного сечения тела двух пациентов с различным телосложением (а и б). Данные изображения получены с использованием гибридной системы ОФЭКТ/КТ Philips BrightView XСТ и были созданы путем наложения изображения реконструированного миокарда на соответствующую “карту ослабления”. Во втором столбце представлены математические модели, имитирующие распределение РФП в выбранном сечении для пациентов с нормальным (в) и тучным (г) телосложением. Эти модели приближены по своим анатомическим параметрам к выбранным пациентам. В данной работе рассматривался случай с равномерным распределением РФП в левом желудочке миокарда у обоих пациентов. В третьем столбце показаны соответствующие “карты ослабления” для моделей тела нормального и тучного пациентов, имитирующие пространственно неоднородное распределение коэффициента ослабления для потока гамма-квантов с энергией 140,5 кэВ, испускаемых при радиоактивном распаде ^{99m}Tc .

Коэффициенты ослабления включали эффекты фотопоглощения и рассеяния в приближении “узкого луча” [26]. Кости грудной клетки на карте ослабления представлены в виде сплошной линии, что отражает “размывание” положения ребер за счет дыхания пациента за время съема данных ОФЭКТ. На современных гибридных ОФЭКТ/КТ установках эта карта генерируется в результате сканирования пациента с помощью рентгеновской компьютерной томографии (КТ), в том числе с помощью малодозных плоскопанельных КТ-подсистем.

Математические фантомы создавались с использованием уравнений аналитической геометрии. В литературе такие фантомы принято называть стилизованными (или геометрическими), в отличие от воксельных фантомов, создаваемых с помощью компьютерной или магнитно-резонансной томографии. Достоинство стилизованных моделей состоит в том, что они позволяют легко варьировать размеры и конфигурации форм и тем самым охватывать многообразие случаев, возникающих в клинической практике и выполнять исследования с

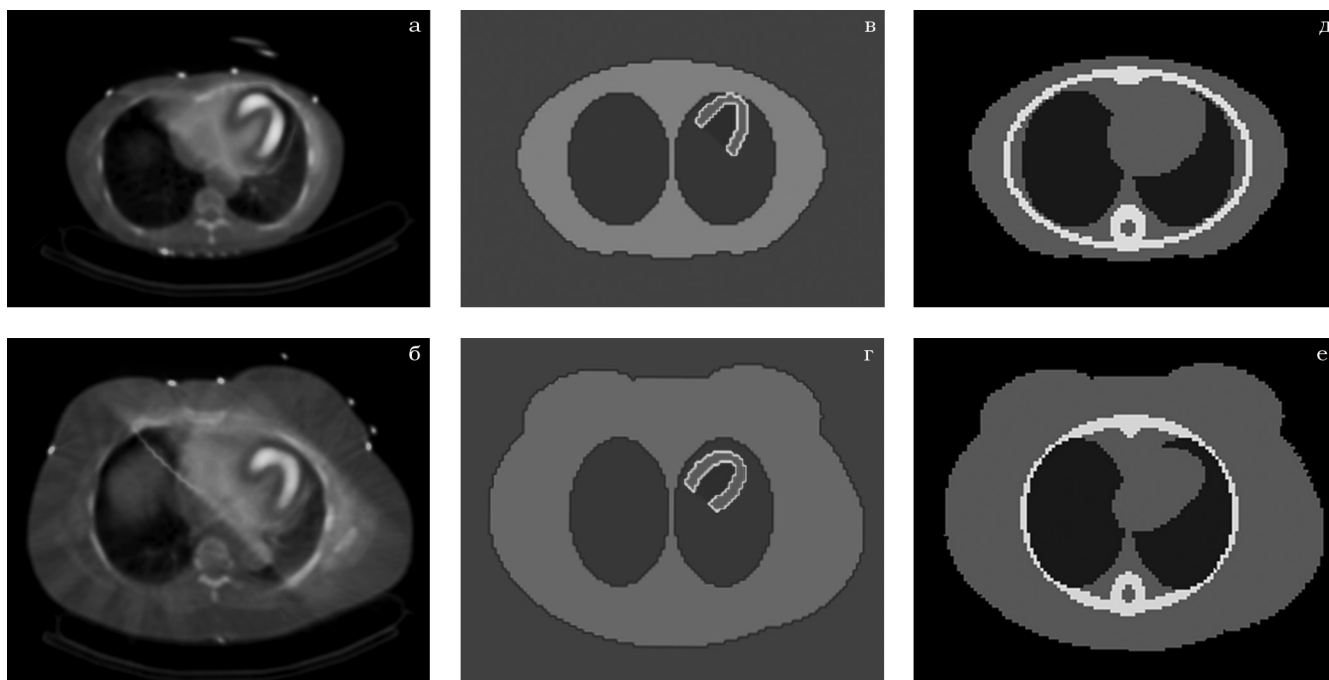


Рис. 1. Клинические изображения перфузии миокарда и математические модели для нормального (сверху) и опухолевого (снизу) пациентов: а, б – клинические изображения в поперечном сечении. в, г – математические модели “Н” (в) и “Т” (г), имитирующие распределение ^{99m}Tc -технетрила в выбранном сечении. д, е – соответствующие “карты ослабления”.

учетом индивидуальных особенностей анатомического строения пациента. Модели были представлены на двумерной сетке 128×128 пикселей. Фактически двумерная модель описывает распределение РФП в выделенном слое толщиной в один воксел трехмерной модели, поэтому, более точно, размерность модели составляла $128 \times 128 \times 1$ воксел. Распределение плотности РФП в теле пациента описывалось с помощью дискретного представления в виде вектора n_j , где j соответствует номеру воксела.

Моделирование проекционных данных

Ранее нами была разработана математическая модель расчета двумерных проекционных данных (планарных изображений) [27]. Эта модель учитывала ослабление гамма-излучения в биологических тканях с неоднородным распределением коэффициента ослабления, а также эффекты, связанные с прохождением через коллиматор и детектор гамма-камеры. Из-за спонтанной природы излучения, низкой активности РФП и ограниченного времени измерений, число испущенных фотонов

во всех направлениях в единицу времени из пиксела с координатой j представляет собой случайное поле f_j . При стандартном подходе предполагается, что случайное поле соответствует распределению Пуассона, средняя величина которого \bar{f}_j пропорциональна локальной концентрации РФП:

$$\bar{f}_j \sim n_j. \quad (1)$$

В рамках статистического подхода процесс формирования проекционных данных моделировался с учетом ослабления гамма-излучения в тканях пациента, а также с учетом эффектов, связанных с прохождением гамма-квантов через коллиматор и детектор. Проекционные данные рассчитывались в соответствии со следующим выражением:

$$g_i(\theta_n) = \sum_j A_{ji}(\theta_n) f_j, \quad (2)$$

где распределение g_i представляет двумерное планарное изображение в дискретной форме, θ_n – угол проекции, i соответствует номеру пиксела на плоскости изображения, f_j – случайное поле, описывающее число испущенных фотонов из воксела j за время формирования планарного изображения, $A_{ji}(\theta_n)$ описывает ве-

роятность того, что фотон, испущенный в j -ом вокселе, будет зарегистрирован в i -ом пикселе на плоскости планарного изображения. Вероятностная матрица $A_{ji}(\theta_n)$ включает всю информацию о физических явлениях, которые вносят существенный вклад в формирование проекционных данных – ослабление излучения в теле пациента, а также влияние коллиматора и детектора:

$$A_{ji}(\theta_n) = P_{jk}^{att} P_{ki}^{c-d}, \quad (3)$$

где P_{jk}^{att} , P_{ji}^{c-d} – вероятностные множители, учитывающие ослабление, а также влияние коллиматора и детектора. Для учета ослабления гамма-излучения в теле пациента рассчитывалась вероятность того, что гамма-квант, испущенный в вокселе j , достигнет поверхности коллиматора в k -ом пикселе:

$$P_{jk}^{att} = \exp\left(-\int \mu(l_{jk}) dl_{jk}\right), \quad (4)$$

где μ – коэффициент ослабления, l_{jk} – траектория кванта от j -го вокселя до k -го пикселя на поверхности коллиматора. Пространственное распределение коэффициента μ определялось с использованием “карт ослабления”, представленных на рис. 1.

Влияние коллиматора и детектора на формирование планарных изображений было подробно исследовано нами ранее [27]. Оценивалась вероятность того, что гамма-квант, испущенный в вокселе j , создаст импульс в i -ом пикселе детектора. Как было указано выше, из-за низкой активности РФП и ограниченного времени измерений, функция f_j представляет случайное поле с пуассоновским распределением. В соответствии с теоремой о сумме независимых пуассоновских случайных величин, изображение g_i также подчиняется пуассоновскому распределению. Моделирование стохастической модели проекционных данных осуществлялось на основе алгоритма формирования случайной величины по заданному пуассоновскому распределению.

Алгоритм реконструкции изображений

Теоретические основы статистического подхода к решению задачи реконструкции изображений методом ОФЭКТ начали развиваться в 80-е годы прошлого века [28]. Как указывалось выше, регистрируемые данные имеют пуассоновскую статистику с условной

плотностью вероятности, задаваемой в логарифмическом виде следующим образом:

$$\ln P(g | \bar{f}) = \sum_i (g_i \ln \sum_j A_{ji} \bar{f}_j - \sum_j A_{ji} \bar{f}_j - \log g_i!), \quad (5)$$

где матрица A_{ji} описана ранее выражением (3). Проблема реконструкции сводится к статистической оценке \bar{f} , удовлетворяющей заданному распределению данных g . Наиболее простой путь получения оценки \bar{f} состоит в максимизации условной плотности вероятности:

$$\bar{f} = \arg_{f \geq 0} \max\{\ln P(g | \bar{f})\}. \quad (6)$$

Такой подход положен в основу известного алгоритма Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM) [28] и его ускоренной модификации Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) [29]. Алгоритм OSEM (в различных версиях) в настоящее время используется на большинстве действующих в мире установок ОФЭКТ. Однако результирующее изображение, получаемое с использованием этого алгоритма, сильно зашумлено. Для получения приемлемого диагностического изображения протокол исследования предусматривает прерывание итерационного процесса на заданном итерационном шаге, а также дополнительную обработку данных сглаживающими фильтрами (Hanning или Butterworth).

Компьютерный эксперимент

Методология компьютерного эксперимента состояла в следующем. Используя математические фантомы, представленные на рис. 1, осуществляли расчет проекционных данных в соответствии с протоколом, который включал 32 угловых позиции съема данных в диапазоне 180° , начиная из положения правой передней косой проекции и заканчивая положением задней левой косой проекции. При моделировании предполагалось, что плотности РФП в миокарде для пациентов с нормальным и тучным телосложением должны быть примерно одинаковыми. Поэтому в численном эксперименте полное число импульсов для моделей было неодинаковым, оно было увеличено для модели “Т”, что соответствует клинической практике увеличения активности РФП для тучных пациентов. На рис. 2а в качестве примера представлена передняя левая косая проекция, рассчитанная для модели “Н”, т.е. для пациента с нормальным телосложением. Для сравнения, на рис. 2б представлены клиниче-

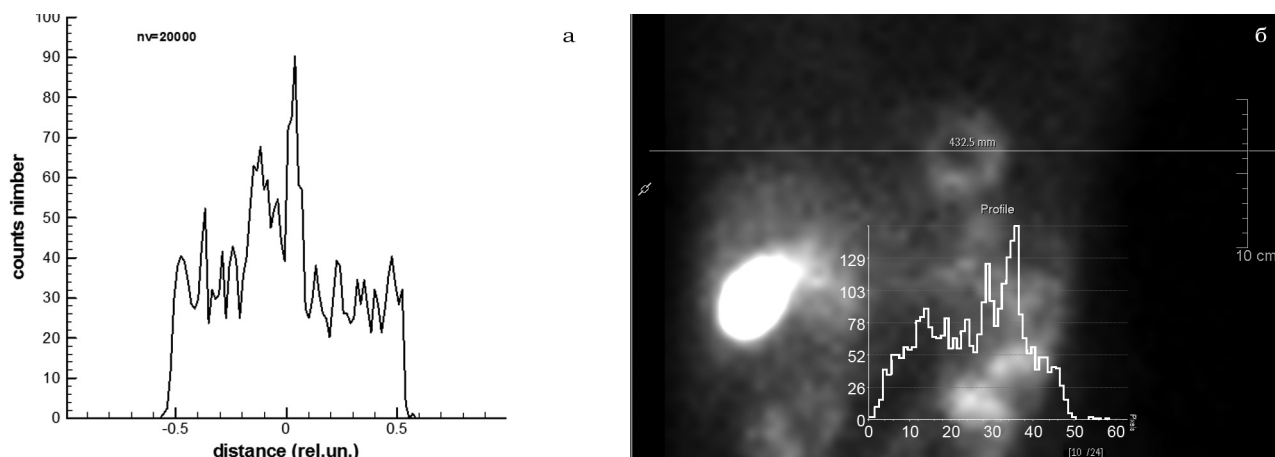


Рис. 2. Сравнение рассчитанных проекционных данных для передней левой косой проекции (а) с соответствующими клиническими проекционными данными (б)

ские данные – планарное изображение, соответствующее передней левой косой проекции. На этом рисунке показан профиль, который соответствует сечению, проходящему через миокард. Видно, что расчетные данные достаточно хорошо соответствуют клиническим проекциям. Затем, используя проекционные данные, рассчитанные для 32 ракурсов, выполнялась реконструкция изображения модели с помощью алгоритма OSEM. В соответствии с протоколом, в алгоритме использовалось 8 подгрупп (8 subsets), а прерывание счета осуществлялось после 4-й итерации. При этом в данной работе исследовались 2 варианта реконструкции: без коррекции и с коррекцией ослабления.

На рис. 3 и 4 представлены результаты реконструкции выбранных моделей “Н” и “Т” нормального и тучного пациентов, полученных с использованием стандартного алгоритма OSEM без коррекции и с коррекцией ослабления. Для обоих пациентов рассматривался случай миокарда в норме с равномерной перфузией. На рис. 3 в первом ряду представлено сравнение точной модели “Н” пациента (а) с реконструированным пАС-изображением (б) и АС-изображением (в). Во втором ряду представлены соответствующие увеличенные изображения миокарда, позволяющие выполнить визуальную оценку однородности распределения РФП в исследуемом срезе миокарда. Видно, что на обоих пАС и АС изображениях в верхушеч-

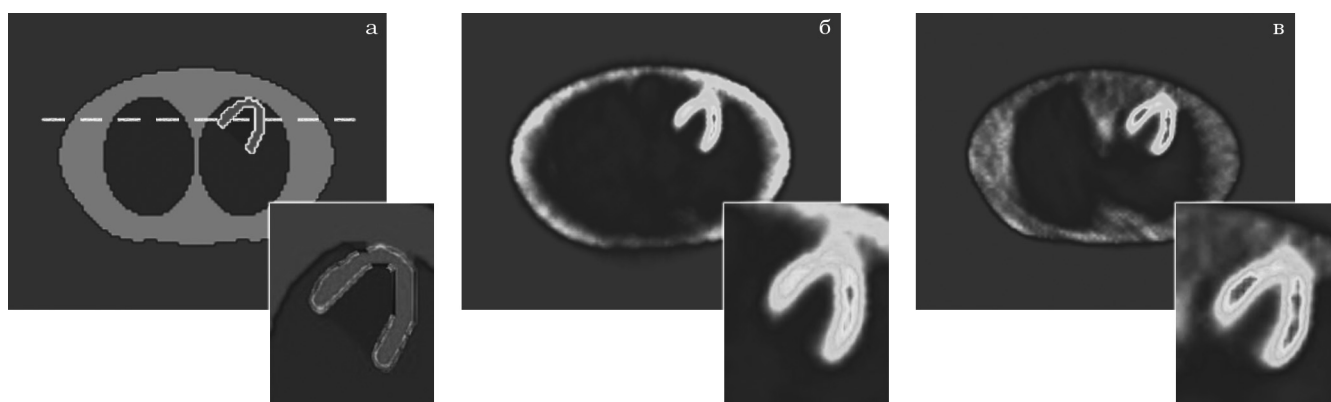


Рис. 3. Сравнение точной модели “Н” пациента с нормальным телосложением (а) с реконструированными пАС (б) и АС (в) изображениями. Дополнительно представлены увеличенные изображения миокарда

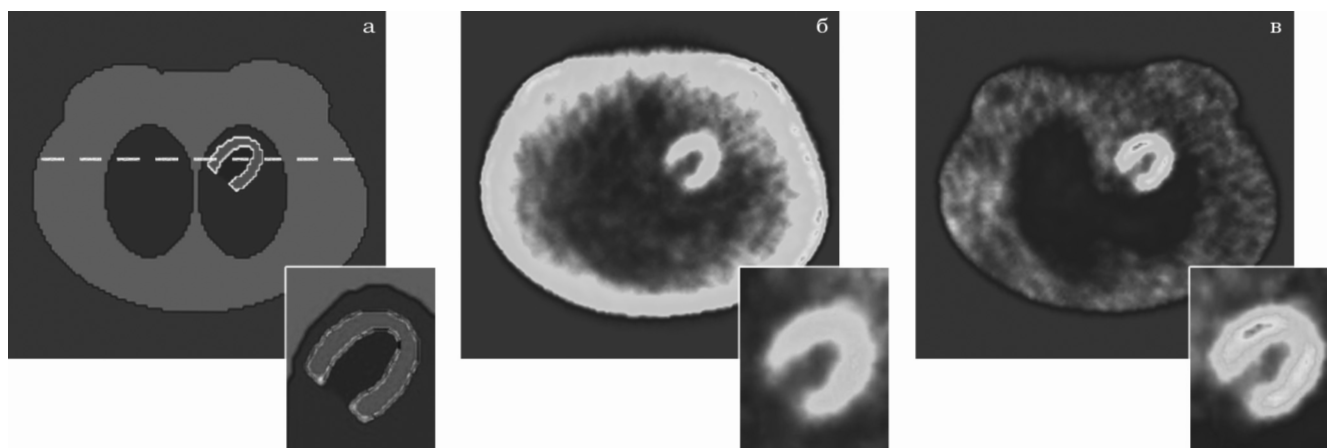


Рис. 4. Сравнение точной модели “Т” тучного пациента (а) с реконструированными пАС (б) и АС (в) изображениями. Дополнительно представлены соответствующие увеличенные изображения миокарда.

ной зоне наблюдается небольшое снижение перфузии.

Чтобы не ограничиваться только визуальной оценкой, на рис. 5а представлены профили условной активности РФП вдоль белой штриховой линии, указанной на изображении точной модели на рис. 3а. Профили модели, реконструированные в режиме пАС и АС, сравниваются с профилем точной модели. Миокард точной модели представлен на рис. 5а сплошной линией в виде двух пиков. Реконструкция в

режиме АС дает распределение, изображенное точками, которое соответствует точной модели. Небольшая разница в амплитуде пиков для АС реконструкции составляет примерно 17 % и не является диагностически значимой. В то же время видно, что количественные значения изображения, полученного в режиме пАС без коррекции ослабления абсолютно не соответствуют точной модели.

Аналогичные численные эксперименты были выполнены для модели “Т” тучного

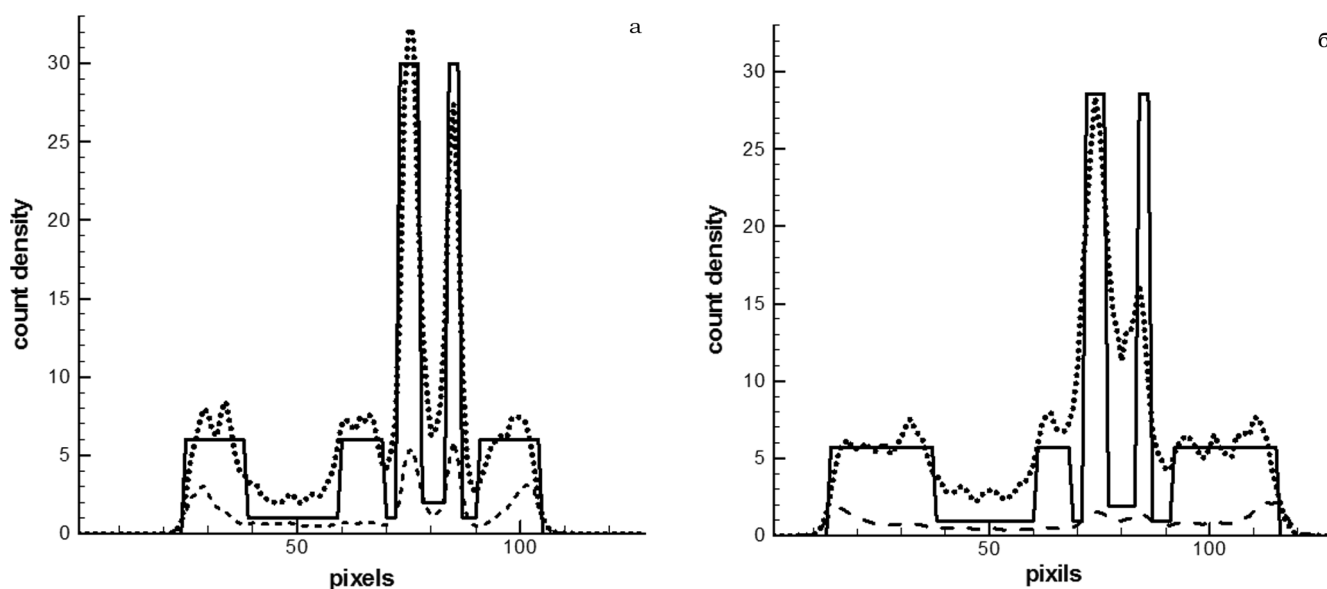


Рис. 5. Профили условной активности РФП вдоль белой штриховой линии, указанной на изображении точной модели на рис. 3а (а) и 4а (б). Сплошная линия указывает профиль точной модели. Два узких пика соответствуют стенкам миокарда. Штриховая линия демонстрирует профиль реконструированного пАС-изображения, точечная линия соответствует реконструированному АС-изображению

пациента и представлены на рис. 4 и 5б. На рис. 4 в первом ряду представлено сравнение точной модели "Т" тучного пациента (а) с реконструированными пАС (б) и АС (в) изображениями. Во втором ряду представлены соответствующие увеличенные изображения миокарда. Видно, что в режиме с АС-коррекцией в верхушечной зоне миокарда появляется артефакт, имитирующий снижение концентрации РФП, при этом на пАС-изображении распределение РФП выглядит равномерным.

Сравнивая профили для тучного пациента, представленные на рис. 5б, можно оценить, что разница в амплитуде двух пиков, соответствующих двум стенкам миокарда на АС изображении, составляет порядка 50 %, что уже является клинически значимым дефектом перфузии. Подобные результаты, получаемые в клинической практике, нередко приводят к неоднозначной оценке целесообразности введения протокола с учетом коррекции ослабления.

На основании численных экспериментов было сделано предположение о том, что появление артефакта обусловлено анатомической причиной: наличием небольшой зоны в верхушечной зоне левого желудочка миокарда, имеющей меньшую толщину, а также ограничениями, связанными с дискретизацией задачи реконструкции. Можно предположить, что в этом случае, даже небольшое увеличение толщины верхушечной зоны может существенно улучшить качество изображения.

Чтобы проверить эту гипотезу, был выполнен численный эксперимент, в котором имитировалась процедура ОФЭКТ двух пациентов с одинаковым тучным телосложением, но отличающимся анатомическим строением миокарда. На рис. 6 представлены увеличенные изображения точной модели миокарда для этих двух случаев – в верхнем ряду толщина миокарда немного меньше (а), по сравнению с нижним рядом (г). В обеих моделях миокарда задавалось равномерное распределение РФП.

Были выполнены реконструкции изображений в двух режимах – без коррекции и с коррекцией ослабления. Соответствующие изображения миокарда представлены на рис. 6. пАС изображения "тонкого" миокарда (б) и "утолщенного" (д) выглядят очень похожими друг на друга и демонстрируют достаточно равномерное распределение РФП в верхушечной области миокарда. Однако АС-изображения различаются: в случае "тонкого" миокарда (в) виден артефакт в верхушечной зоне, а в случае

"утолщенного" миокарда артефакта практически нет. Таким образом, совсем небольшое увеличение толщины стенки миокарда в верхушечной зоне привело к существенному снижению роли артефакта и улучшению качества реконструированных АС-изображений.

Обсуждение

С математической точки зрения, проблема получения ОФЭКТ-изображений принадлежит к классу обратных некорректно поставленных задач. Решение задач этого класса характеризуется неустойчивостью и сильной зависимостью решения от следующих факторов:

- 1) от вида функции источника;
- 2) от уровня статистики/шума данных;
- 3) от соответствия между реальными физическими явлениями, которые имели место при сборе данных и физическими эффектами, которые учитываются в алгоритмах реконструкции.

Именно несоответствия между реальными явлениями и эффектами, включенными в алгоритмы, являются часто причиной артефактов, появляющихся на изображениях. Поэтому, безусловно, учет ослабления является необходимым компонентом построения правильной физической модели. С этой точки зрения, понятны ожидания разработчиков программного обеспечения, что введение в алгоритм реконструкции коррекции ослабления должно повысить качество реконструированных изображений и убрать артефакты, которые наблюдались на пАС-изображениях. Сравнивая пАС и АС-профили, представленные на рис. 4 и 6, с точной моделью, можно видеть, что пАС-изображения представляют условное значение РФП в миокарде в несколько раз меньше по сравнению с точным (реальным) значением. В то же время АС-изображения показывают достаточно хорошее приближение к точным значениям. В клинической практике хорошо известно, что АС-изображения выглядят иначе, чем пАС, и визуальные отличия между ними отмечаются в большинстве случаев [7]. Таким образом, коррекция ослабления является необходимой для получения правильных количественных характеристик перфузии миокарда.

Также видно, что по краю пАС-изображений у обеих моделей появились артефакты в виде светлого контура (рис. 3б и 4б). Появление такого светлого контура можно объяснить на

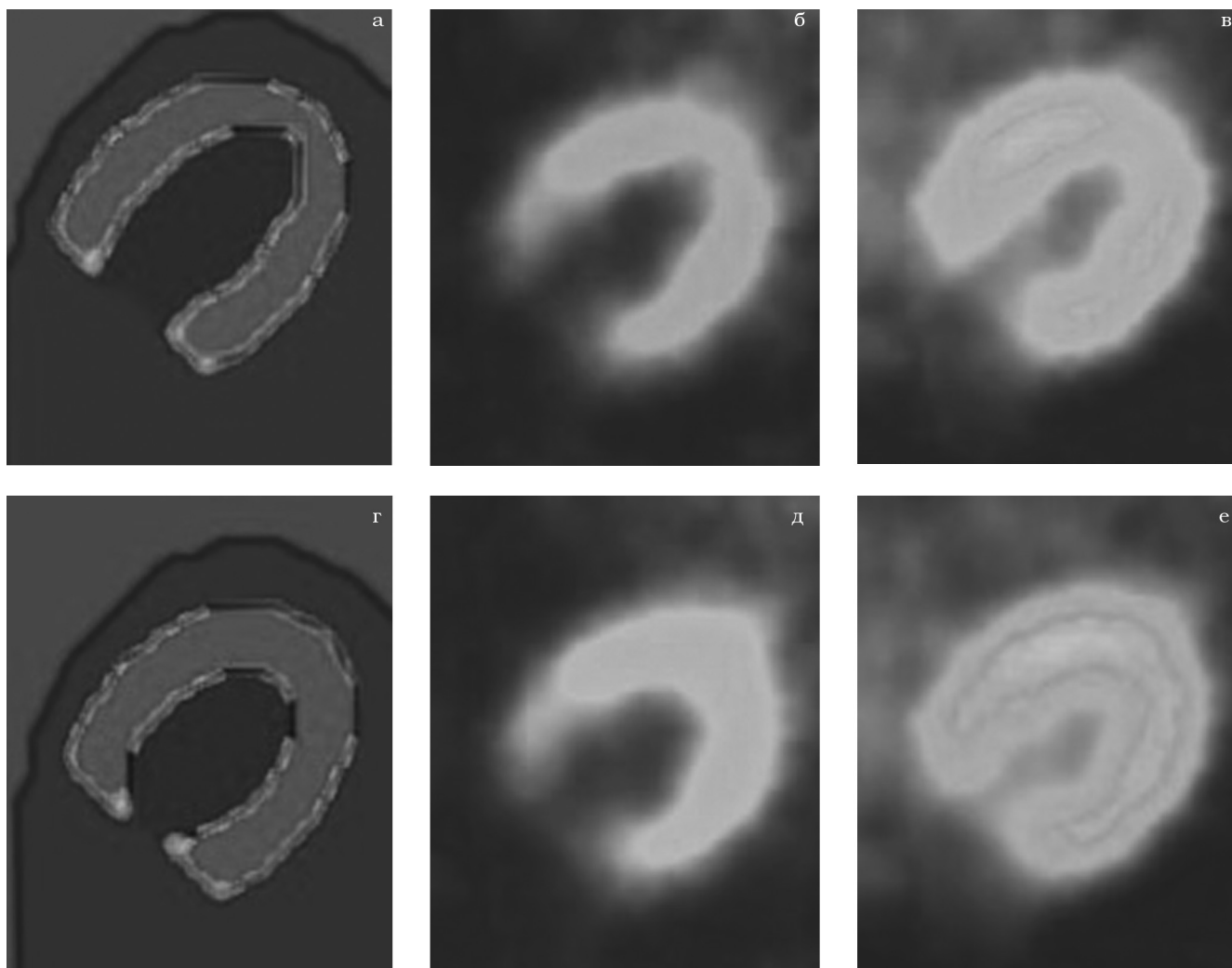


Рис. 6. Увеличенные изображения миокарда для модели тучного пациента “Т”: в верхнем ряду (а) толщина модельного миокарда немного меньше, по сравнению с моделью в нижнем ряду (г). пАС и АС реконструированные изображения “тонкого” миокарда (б) и (в) и “утолщенного” миокарда (д) и (е). Изображения были получены в численном моделировании, имитирующем условия стандартного клинического протокола сбора и обработки данных

основе следующих оценок. Представим, что ОФЭКТ-данные снимаются с эллиптически подобного объекта, как это представлено на рис. 7. Для небольшого слоя, отмеченного штриховой линией на рисунке, можно предположить, что плотность РФП n^0 и коэффициент ослабления μ имеют примерно постоянное значение вдоль лучей $L1$ и $L2$, которые проходят у поверхности выпуклого тела. В соответствии с теорией переноса излучения для такого

упрощенного случая, число квантов, которые собираются вдоль луча длиной L , равно:

$$N = \int_0^L n^0 \times e^{-\int_0^x \mu dx} dx = \frac{n^0}{\mu} (1 - e^{-\mu L}) = \frac{n^0 L}{\tau} (1 - e^{-\tau}). \quad (7)$$

Здесь введено обычное физическое обозначение оптической толщины среды $\tau = \mu L$.

Для луча $L1$, который проходит у поверхности, длина луча мала, поэтому $\tau < 1$. В этом случае среднее значение “реконструированной

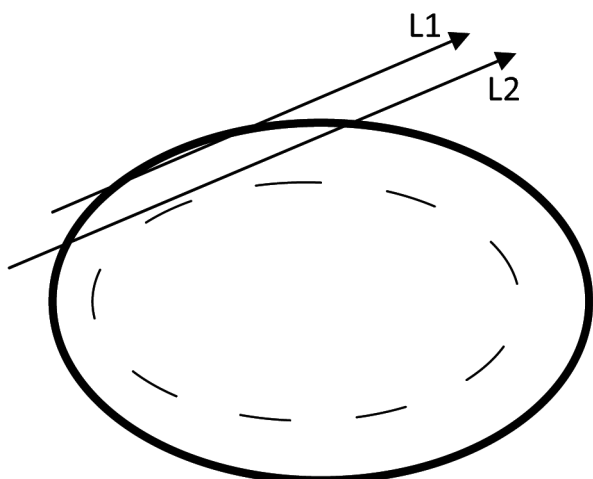


Рис. 7. Схема, поясняющая появление артефактов в виде светлого контура на пАС-изображениях

плотности” в этом приповерхностном слое может быть оценено, как $\tilde{N}_1 = n^0$. Для случая $\tau > 1$, который обычно реализуется для более глубоких слоев выпуклого объекта, где длина луча $L2$ резко увеличивается, среднее значение “реконструированной плотности” можно оценить как $\tilde{N}_2 = n^0 / \tau$. Таким образом, плотность РФП в луче $L1$ выше в $\tau = \mu L$ раз, что и объясняет появление артефактов в виде светлого контура на пАС изображениях. Эти артефакты исчезают на АС-изображениях. Возникновение артефактов в виде светлого края на пАС-изображениях связано с выпуклой формой объекта исследования, при которой длина луча резко возрастает вглубь объекта. Появление этих артефактов на пАС-изображениях в компьютерных экспериментах подтверждает адекватность развитой модели, включающей расчет ослабления гамма-излучения, реальным физическим процессам при сборе данных ОФЭКТ.

Как уже упоминалось выше, выполненные исследования демонстрируют артефакт, связанный со снижением концентрации РФП в верхушечной зоне миокарда. Для модели пациента нормального телосложения “Н” это снижение не представляло клинической значимости. Однако этот эффект становился значимым на АС-изображениях модели “Т” тучного пациента (рис. 5б). При этом пАС-изображения модели “Т” показывали однородное распределение перфузии, хотя количественно неправильное. Данные исследования были ограничены двумерной моделью, однако можно предположить по

анalogии, что некоторое снижение РФП может наблюдаться также по передней стенке миокарда выше апикальной зоны. Такое поведение, полученное в численном эксперименте, соответствует клиническим наблюдениям. По данным Links et al. “апикальное утончение” встречалось у женщин в два раза чаще, чем у мужчин [21]. Именно подобный эффект привел к рекомендации оценивать оба (АС и пАС) набора изображений, особенно при обследовании тучных пациентов [19].

Были выполнены численные эксперименты, направленные на исследование поведения артефакта в зависимости от толщины миокарда в верхушечной зоне. Эти исследования показали, что небольшое увеличение толщины миокарда в этой зоне может приводить практически к исчезновению артефакта. Полученные результаты позволяют сделать вывод о том, что у некоторых пациентов анатомическое истончение миокарда может приводить к появлению артефакта, усиливающего эффект естественного истончения и имитирующего серьезный дефект перфузии. Этот артефакт сильнее проявляется на АС-изображениях. В рамках данной работы исследования ограничивались условиями получения изображений здорового миокарда с равномерным распределением РФП. Далее исследования будут продолжены для случая наличия дефекта в верхушечной зоне миокарда.

Выводы

Исследование перфузии (кровоснабжения) миокарда методом ОФЭКТ/КТ представляет собой сложный процесс, включающий множество “подводных камней”. Точная интерпретация результатов ОФЭКТ/КТ-исследований требует понимания происхождения артефактов на изображениях. Как показано в данной работе, для достижения этого понимания большую помощь может оказать метод математического моделирования и вычислительный эксперимент. В численном эксперименте было зафиксировано появление артефакта, имитирующего снижение концентрации РФП в верхушечной зоне миокарда. Для модели пациента нормального телосложения “Н” это снижение не представляло клинической значимости, но для модели тучного пациента этот артефакт становился клинически значимым в режиме с коррекцией поглощения. Данные результаты,

полученные с использованием метода математического моделирования, соответствуют клиническим наблюдениям. В численных экспериментах было показано, что при небольшом увеличении анатомической толщины верхушечной зоны миокарда этот артефакт практически исчезал. Можно предположить, что появление данного артефакта обусловлено дискретизацией задачи реконструкции и в существенной степени зависит от анатомического строения миокарда.

Настоящие исследования выполнены при частичной поддержке гранта РФФИ № 17-52-14004 АНФ_а.

Список литературы

- Montalescot G., Sechtem U., Achenbach S., et al. 2013 ESC guidelines on the management of stable coronary artery disease: the Task Force on the management of stable coronary artery disease of the European Society of Cardiology // *Eur. Heart. J.* 2013. Vol. 34. № 38. P. 2949–3003.
- Сергиенко В.Б., Аншелес А.А. Радионуклидная диагностика в кардиологии. В книге: *Руководство по кардиологии В 4-х томах. Под редакцией Е.И. Чазова.* – Москва, 2014. С. 571–612.
- Сергиенко В.Б., Аншелес А.А. Томографические методы в оценке перфузии миокарда // *Вестник рентгенологии и радиологии.* 2010. № 3. P. 10–14.
- Сергиенко В.Б., Аншелес А.А. Молекулярные изображения в оценке атеросклероза и перфузии миокарда // *Кардиологический вестник.* 2010. № 2. P. 76–82.
- Аншелес А.А., Мартиросян Л.А., Сергиенко И.В. и соавт. Новые подходы к количественной оценке начальных нарушений и неоднородности перфузии миокарда по данным однофотонной эмиссионной компьютерной томографии // *Вестник рентгенол. и радиол.* 2015. № 5. P. 17–26.
- Аншелес А.А., Халикова Э.И., Рыжикова О.А. Способ количественной оценки нарушений перфузии миокарда по данным однофотонной эмиссионной компьютерной томографии // *Мед. физика.* 2016. № 1(69). P. 46–53.
- Аншелес А.А. Особенности интерпретации перфузионной однофотонной эмиссионной компьютерной томографии миокарда с компьютерно-томографической коррекцией поглощения // *Вестник рентгенологии и радиологии.* 2014. № 2. P. 5–20.
- Аншелес А.А., Миронов С.П., Шульгин Д.Н. и соавт. Перфузионная ОФЭКТ миокарда с КТ-коррекцией поглощения: принципы получения и интерпретации данных (методические рекомендации) // *Лучевая диагностика и терапия.* 2016. № 3. P. 87–101.
- King M., Tsui B., Pan T. Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps // *J. Nucl. Cardiol.* 1995. Vol. 2. № 6. P. 513–524.
- King M., Tsui B., Pan T. et al. Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 2. Attenuation compensation algorithms 1, 2 // *J. Nucl. Cardiol.* 1996. Vol. 3, № 1. P. 55–64.
- Hendel R. The value and practice of attenuation correction for myocardial perfusion SPECT imaging: A joint position statement from the American Society of Nuclear Cardiology and the Society of Nuclear Medicine // *J. Nucl. Cardiol.* 2002. Vol. 9. № 1. P. 135–143.
- Almquist H., Arheden H., Arvidsson A. et al. Clinical implication of down-scatter in attenuation-corrected myocardial SPECT // *J. Nucl. Cardiol.* 1999. Vol. 6. № 4. P. 406–411.
- Patton J.A., Turkington T.G. SPECT/CT physical principles and attenuation correction // *J. Nucl. Med. Technol.* 2008. Vol. 36. № 1. P. 1–10.
- Burrell S., MacDonald A. Artifacts and pitfalls in myocardial perfusion imaging // *J. Nucl. Med. Technol.* 2006. Vol. 34. № 4. P. 193–211; quiz 212–194.
- Сергиенко В.Б., Аншелес А.А., Шульгин Д.Н. и соавт. Методические рекомендации: перфузионная сцинтиграфия и ОФЭКТ миокарда // *Кардиол. вестник.* 2015. Vol. X. № 2. P. 6–21.
- Corbett J., Ficaro E. Clinical review of attenuation-corrected cardiac SPECT // *J. Nucl. Cardiol.* 1999. Vol. 6. № 1. P. 54–68.
- Germano G., Slomka P., Berman D. Attenuation correction in cardiac SPECT: The boy who cried wolf? // *J. Nucl. Cardiol.* 2007. Vol. 14. № 1. P. 25–35.
- Cuocolo A. Attenuation correction for myocardial perfusion SPECT imaging: still a contro-

- versial issue // Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2011. Vol. 38. № 10. P. 1887–1889.
19. Savvopoulos C.A., Spyridonidis T., Papandrianos N. et al. CT-based attenuation correction in Tl-201 myocardial perfusion scintigraphy is less effective than non-corrected SPECT for risk stratification // J. Nucl. Cardiol. 2014. Vol. 21. № 3. P. 519–531.
 20. Purser N.J., Armstrong I.S., Williams H.A. et al. Apical thinning: real or artefact? // Nucl. Med. Commun. 2008. Vol. 29. № 4. P. 382–389.
 21. Links J. Clinical significance of apical thinning after attenuation correction // J. Nucl. Cardiol. 2004. Vol. 11, № 1. P. 26–31.
 22. Johnson K.M., Johnson H.E., Dowe D.A. Left ventricular apical thinning as normal anatomy // J. Comput. Assist. Tomogr. 2009. Vol. 33. № 3. P. 334–337.
 23. Hesz G., Kari B., Szlavecz A. et al. Effect of detector blurring on apical region in myocardial perfusion SPECT imaging // IFAC Proc. Volumes. 2014. Vol. 47, № 3. P. 3593–3598.
 24. Денисова Н.В., Терехов И.Н. Компьютерное моделирование процедуры ОФЭКТ/КТ в кардиологии // Мед. физика. 2016. № 3(71). P. 87–100.
 25. Denisova N.V., Terekhov I.N. A study of myocardial perfusion SPECT imaging with reduced radiation dose using maximum likelihood and entropy-based maximum a posteriori approaches // Biomed. Phys. & Eng. Express. 2016. Vol. 2. № 5. P. 055015.
 26. Zaidi H., Hasegawa B.H. Attenuation Correction Strategies in Emission Tomography // In: Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging – Kluwer Academic Publishers. P. 167–204.
 27. Денисова Н.В., Терехов И.Н. Математическое моделирование процедуры обследования пациентов методом ОФЭКТ в кардиологии: расчет планарных изображений // Мед. физика. 2015. № 3(67). P. 32–39.
 28. Shepp L.A., Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography // IEEE Trans. Med. Imaging. 1982. Vol. 1, № 2. P. 113–122.
 29. Hudson H.M., Larkin R.S. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data // IEEE Trans. Med. Imaging. 1994. Vol. 13. № 4. P. 601–609.

EFFECT OF INHOMOGENEOUS ATTENUATION OF GAMMA RADIATION IN BIOLOGICAL TISSUES ON THE QUALITY OF SPECT IMAGES IN NUCLEAR CARDIOLOGY

N.V. Denisova¹, M.M. Ondar^{1,2}

¹ Institute of Theoretical and Applied Mechanics, Novosibirsk, Russia

² Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, Russia

The aim of this work is to study the effect of attenuation correction on the quality of cardiac SPECT images, depending on patient anatomical features. The studies were performed using mathematical modeling and computer experiments for two regimes: SPECT without attenuation correction and SPECT/CT with attenuation correction. Two 2D mathematical phantoms were generated which were imitated Tc-MIBI distributions in the patients with normal and obese physique. The case with uniform myocardium perfusion in both patients was considered. However, on the reconstructed images obtained in numerical experiments, artifacts were appeared in the form of a decreased perfusion in the apical zone of the myocardium. For the normal patient model, this decrease was not clinically significant. For the obese patient model, this artifact became clinically significant in reconstruction with attenuation correction. These results, obtained using the method of mathematical modeling, correspond to clinical observations. It was shown in numerical experiments, that with a slight increase of the apical zone thickness, this artifact disappeared. It can be assumed that the appearance of this artifact is due to the discretization and depends on the anatomical structure of the myocardium.

Key words: *single photon emission computed tomography, mathematical modeling, nuclear cardiology, gamma-radiation, attenuation correction*

E-mail: denisova@itam.nsc.ru