

ФАНТОМ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ОЧАГОВЫХ И ДИФФУЗНЫХ НАРУШЕНИЙ МИОКАРДИАЛЬНОЙ ПЕРФУЗИИ ПО ДАННЫМ ОДНОФОТОННОЙ ЭМИССИОННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ С КТ-КОРРЕКЦИЕЙ

А.А. Аншелес¹, А.В. Дворянчиков¹, Н.В. Денисова², В.Б. Сергиенко¹

¹ Национальный медицинский исследовательский центр кардиологии
Минздрава России, Москва

² Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича
СО РАН, Новосибирск

Улучшение качества изображений миокарда при выполнении перфузионной однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОЭКТ*) на современном оборудовании с КТ-коррекцией позволило выявить более мелкие очаги нарушений перфузии и новые паттерны распределения РФП. В данной статье рассматриваются результаты моделирования очаговых и диффузных нарушений перфузии миокарда с помощью собственного фантома левого желудочка (ЛЖ) сердца с помощью ОЭКТ с КТ-коррекцией поглощения излучения.

Ключевые слова: ОЭКТ, перфузия миокарда, КТ-коррекция, миокардиальный фантом

Перфузионная однофотонная эмиссионная томография (ОЭКТ) является основным методом оценки клеточного кровоснабжения (перфузии) миокарда в современной практической кардиологии. К настоящему времени гибридные ОЭКТ/КТ-исследования фактически стали стандартом в радионуклидной диагностике, в частности, в ядерной кардиологии. Текущие рекомендации EANM и ASNC по выполнению перфузионной ОЭКТ миокарда предусматривают выполнение КТ-коррекции поглощения излучения (AC – attenuation correction) в рамках стандартного протокола [1, 2]. С

помощью этой технологии значительно уменьшилось число ложноположительных результатов исследований [3]. Технологическое совершенствование аппаратуры для проведения радионуклидных исследований, в том числе улучшение параметров детектирующей системы ОЭКТ-томографов, приводит к увеличению разрешающей способности и чувствительности метода, что позволяет расширять показания для ее выполнения. Имеются обширные данные о возможностях перфузионной ОЭКТ в выявлении небольших по объему, мелкоочаговых и диффузных нарушений перфузии миокарда, фактически на уровне микроциркуляции. Это привело к попыткам создания параметров оценки степени диффузной неравномерности распределения РФП в миокарде, которые бы позволили сопоставлять исследования при динамическом наблюдении [4]. С целью верифи-

* Примечание редактора: По просьбе авторов вместо принятого в нашем журнале сокращения ОФЭКТ здесь используется аббревиатура ОЭКТ

кации возможности визуализации таких нарушений перфузии, нами был создан фантом ЛЖ, на котором были отработаны варианты нормального и патологического распределения РФП, в том числе с использованием КТ-коррекции.

Цель исследования: определить возможности ОЭКТ миокарда в визуализации мелкоочаговых и диффузных нарушений перфузии при использовании миокардиального фантома.

Материал и методы

Для моделирования различных вариантов распределения РФП при перфузионной ОЭКТ миокарда был изготовлен фантом, имитирующий форму ЛЖ. С помощью двух подобных объектов параболической формы, закрепленных на несущей конструкции, была получена емкость для раствора РФП (^{99m}Tc -технетрил), максимально точно соответствующая усредненной форме ЛЖ сердца человека: толщина стенок – 10 мм, объем полости – 65 мл, объем емкости – 80 мл (рис. 1). Материалы и структура изготовленного нами фантома (двустенная емкость заданной формы, содержащая раствор РФП) является стандартной

для промышленных фантомов, используемых в радионуклидной диагностике [5–7]. С учетом того, что стандартная активность РФП, вводимого пациенту, составляет 370 МБк (10 мКи), при этом в миокарде накапливается 2,2–2,8 %, активность РФП в растворе также была приближена к реальности и составляла около 10–12 МБк.

Конструкция фантома предусматривала помещение в емкость различных объектов для моделирования вариантов нарушений кровоснабжения миокарда (очаговых или диффузных), а также позволяла изменять толщину стенок для имитации утолщения или истончения определенных стенок миокарда ЛЖ. Помещение фантома в невоздушную среду позволило провести оценку возможностей КТ-коррекции поглощения по восстановлению статистики счета и истинного распределения РФП.

Параметры записи и обработки данных: угол между детекторами ОЭК-томографа – 90° , фотопик ^{99m}Tc – 140,5 кэВ, ширина окна дискриминатора – 20 %, угол вращения детекторов – 180° , число проекций – 32 (16 углов с двумя детекторами), матрица – 64×64 пикселей, увеличение – $\times 1,85$, число импульсов на одну

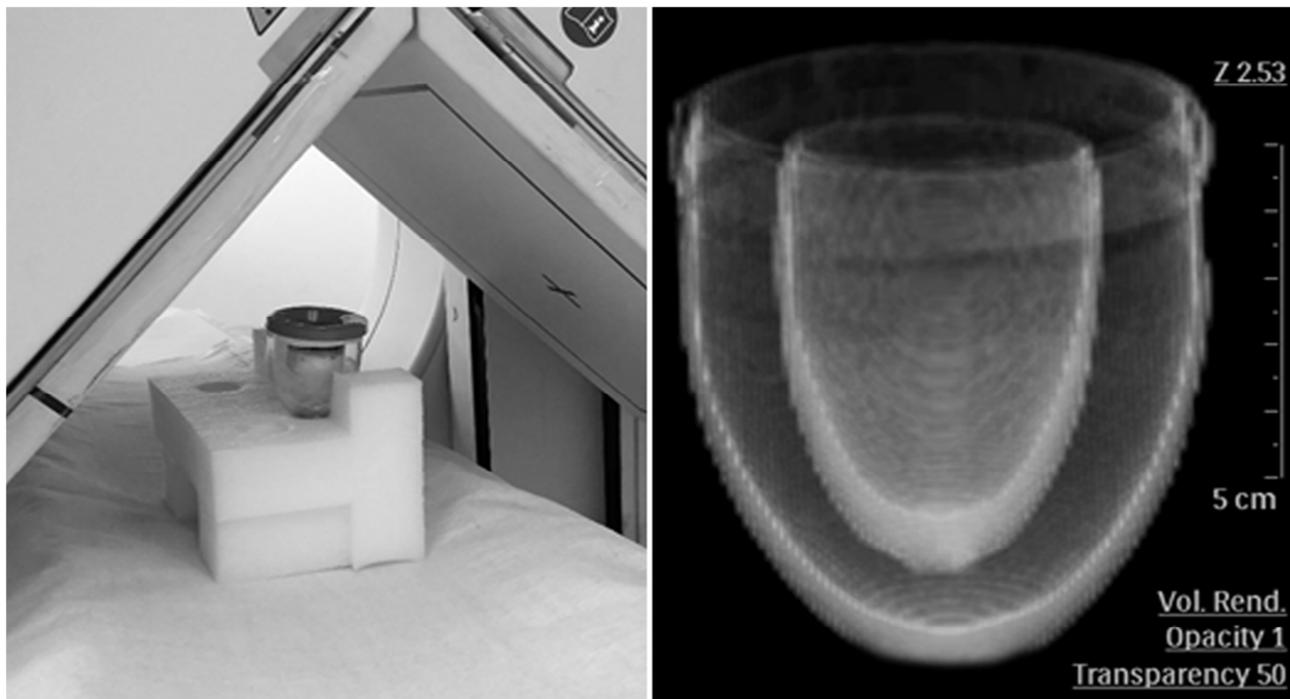


Рис. 1. Общий вид (а) и КТ-изображение (б) собственного фантома ЛЖ

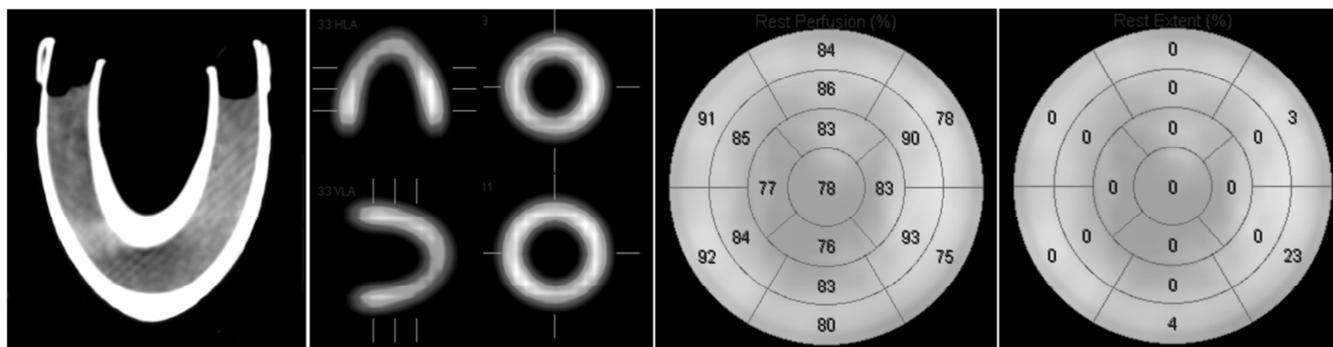


Рис. 2. а – КТ-изображение фантома; б – томосцинтиграфические изображения по вертикальной (HLA), горизонтальной (VLA) длинной осям, по коротким осям (SAX); в – полярная карта с указанием интенсивности включения РФП по сегментам относительно максимального значения интенсивности (в %); г – полярная карта в режиме Extent (визуализация зон достоверного снижения перфузии)

проекцию – не менее 70 тыс. Для коррекции поглощения излучения использовался стандартный низкодозовый протокол КТ: напряжение на трубке – 120 кВ, сила тока – 5 мА, время оборота трубки – 60 с, разрешение – 2 мм. Реконструкцию проекций с получением томографических срезов проводили с помощью программы Cedar-Sinai AutoSPECT и итерационного алгоритма Philips Astonish (число итераций – 4, субнаборов – 8, без сглаживания). Количественную оценку перфузии выполняли в программном пакете Cedar-Sinai AutoQUANT QPS/QGS v.7.2. В конечном результате получали полярные карты перфузии миокарда левого желудочка с коррекцией поглощения – АС, и без коррекции – пАС.

Результаты

Моделирование нормы

Для моделирования идеальных условий были исключены все факторы, потенциально вызывающие появление нарушений перфузии. Внутренний контур фантома был выставлен точно в центре (обеспечив постоянную толщину стенок 10 мм), фантом находился в воздушной среде, емкость не содержала посторонних объектов. В результате был получен образец равномерной перфузии ЛЖ (рис. 2).

Моделирование поглощения излучения и его коррекция с помощью КТ-данных

Фантом был помещен в воду таким образом, чтобы часть его емкости находилась в воз-

душной среде, а часть – в водной. Интенсивность сигнала от зоны фантома, погруженной в воду, оказалась значительно ниже, чем от воздушной части фантома. В результате на нескорректированных изображениях отмечалось появление крупного дефекта перфузии от водной части фантома. При этом после выполнения КТ-коррекции распределение РФП снова стало равномерным (рис. 3).

Моделирование очагового повреждения миокарда

Для моделирования очагового повреждения в емкость помещен округлый объект диаметром 5×5×5 мм, имитирующий очаг интрамурального постинфарктного кардиосклероза, затрагивающий площадь менее 1 сегмента (<6 %). При этом объем повреждения составил всего $125 \text{ мм}^3 / 80 \text{ мл} = 0,125 / 80 = 0,16 \%$ от объема ЛЖ. Данный очаг четко визуализировался на фоне равномерной перфузии в остальных сегментах и трактовался программой как достоверный дефект перфузии (рис. 4).

Моделирование апикального утончения

Особый паттерн накопления РФП в ЛЖ в норме, более четко визуализируемый при ОЭКТ с КТ-коррекцией, интерпретируется как апикальное утончение. Для его имитации в апикальный сегмент фантома был помещен объект размерами 6×6×6 мм (рис. 5). При такой локализации дефект перфузии практически не воспринимается программой как патологический.

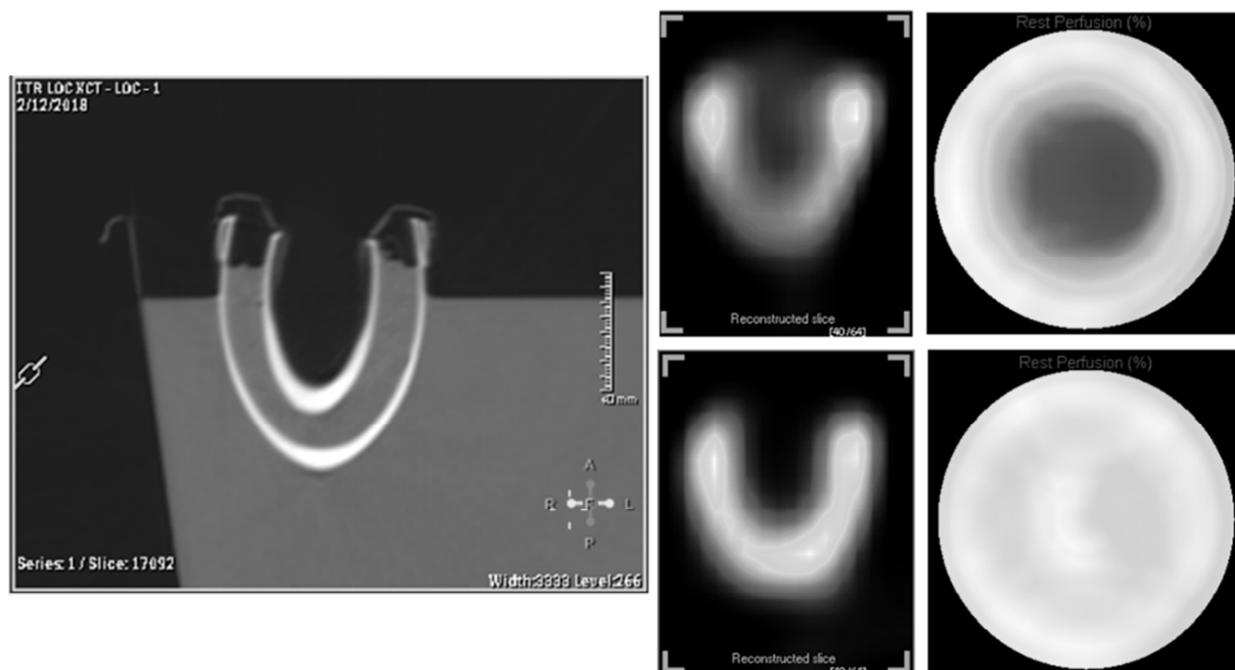


Рис. 3. Моделирование поглощения излучения и его коррекция с помощью КТ-данных: слева – КТ-изображение, справа верхний ряд – без КТ-коррекции, нижний ряд – с КТ-коррекцией

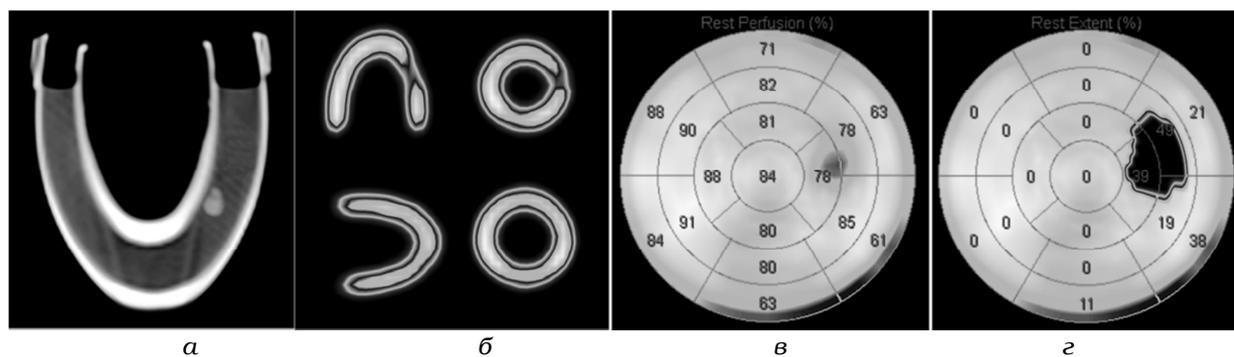


Рис. 4. Моделирование очагового повреждения миокарда: а – КТ-изображение; б – томосцинтиграммы по длинным и коротким осям; в – полярная карта (процентный режим); г – полярная карта (режим Extent)

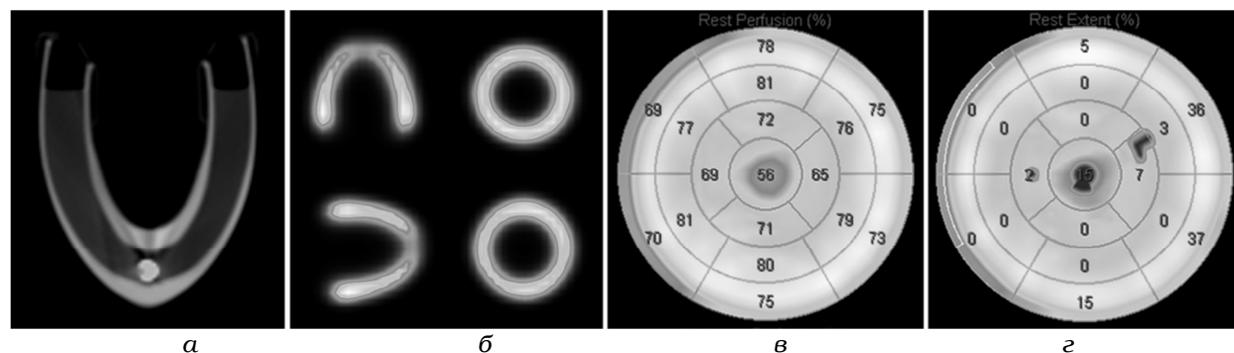


Рис. 5. Моделирование апикального утончения: а – КТ-изображение; б – томосцинтиграммы по длинным и коротким осям; в – полярная карта (процентный режим); г – полярная карта (режим Extent)

Моделирование смешанных дефектов перфузии

В данном эксперименте имитация очагового снижения перфузии была совмещена с имитацией уменьшения толщины миокарда с противоположной стороны. При этом в зоне местонахождения объекта отмечается появление очагового, очерченного дефекта перфузии, в то время как в зоне снижения толщины миокарда соответствующее снижение перфузии является более распространенным по площади, но менее глубоким, и не воспринимается как очаговое (рис. 6).

Моделирование диффузной неравномерности перфузии

Диффузная неравномерность смоделирована с помощью 100 шариков диаметром 3 мм, по возможности равномерно распределенных в емкости. Их суммарный объем равен $100 \times 1/6 \times 3,14 \times 3^3 = 1400 \text{ мм}^3 = 1,4 \text{ мл}$, что составило $1,4/80 = 1,75\%$ от объема ЛЖ. При этом

были получены изображения, которые можно охарактеризовать как мозаично-неравномерные, критериев наличия достоверного дефекта перфузии достигали лишь небольшие участки ЛЖ общей площадью 4 % (рис. 7).

Обсуждение

Ожидаемым результатом исследования стала демонстрация практически идеально равномерного распределения РФП в фантоме в случае отсутствия в нем каких-либо источников неравномерности толщины стенок (см. рис. 2). Тем не менее, можно заметить небольшое снижение интенсивности сигнала от наиболее изогнутых по форме сегментов фантома. Ранее при математическом моделировании нами было установлено, что уменьшение интенсивности излучения от верхушечных сегментов перфузии возникает при более округлой форме ЛЖ, и не возникает при более вытянутой форме ЛЖ и при утолщении стенок ЛЖ [8]. Мы предположили, что этот феномен

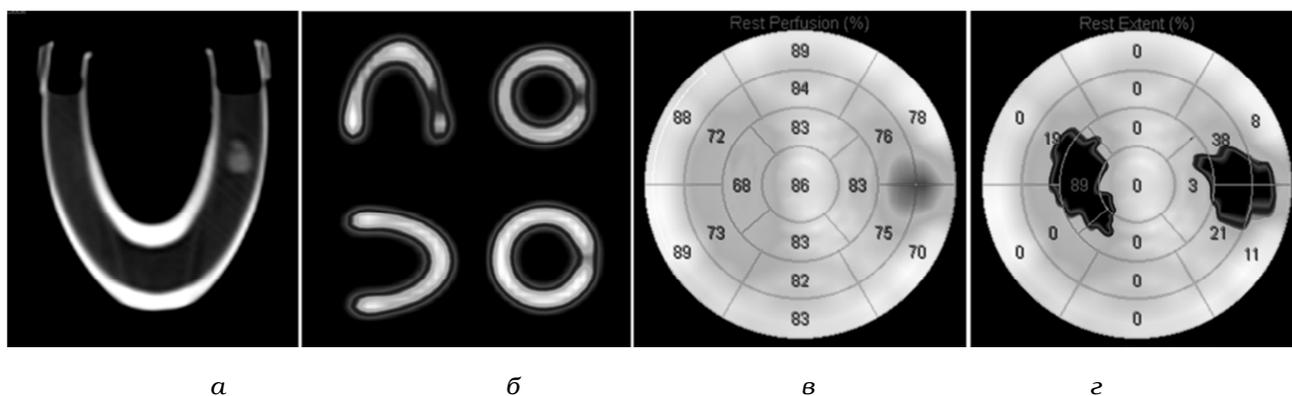


Рис. 6. Моделирование смешанных дефектов перфузии: а – КТ-изображение; б – томосцинтиграммы по длинным и коротким осям; в – полярная карта (процентный режим); г – полярная карта (режим Extent)

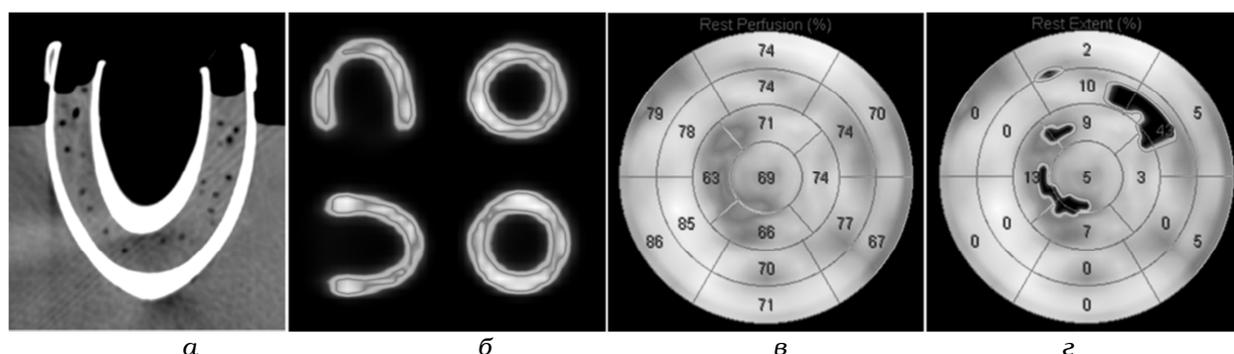


Рис. 7. Моделирование диффузной неравномерности перфузии: а – КТ-изображение; б – томосцинтиграммы по длинным и коротким осям; в – полярная карта (процентный режим); г – полярная карта (режим Extent)

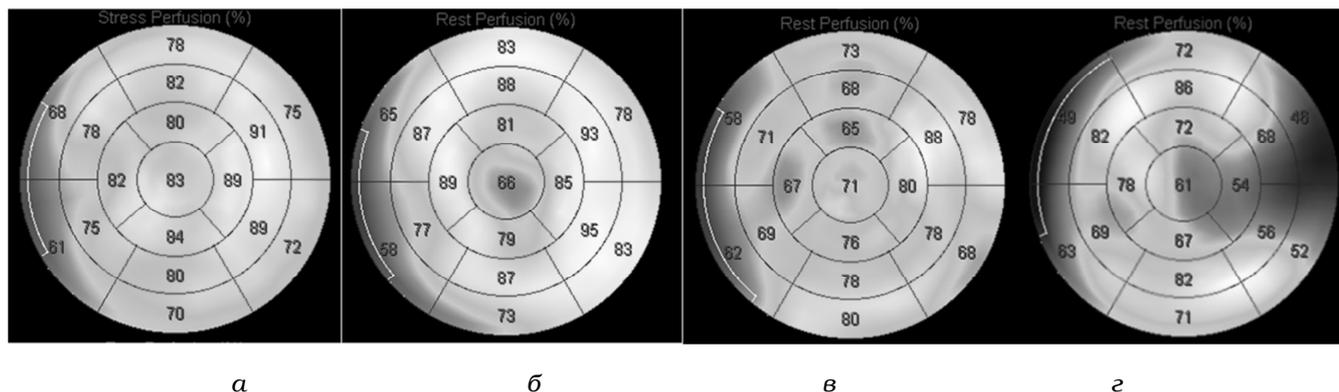


Рис. 8. Клинические изображения перфузии миокарда у пациентов с изучаемыми паттернами распределения РФП: а – равномерное распределение (норма); б – апикальное утончение (вариант нормы); в – диффузная неравномерность (признак нарушения на уровне микроциркуляции) перфузии у молодого пациента с гиперхолестеринемией; г – достоверный дефект перфузии (постинфарктный кардиосклероз)

может быть связан с эффектом частичного объема, а также с исходной неполнотой данных, получаемых при ОЭКТ миокарда [9].

Важно подчеркнуть, что такое невыраженное снижение интенсивности практически не распознается программой обработки как патологическое, поскольку укладывается в ее базу нормы, содержащей усредненные параметры распределения РФП в миокарде у нескольких десятков здоровых добровольцев. Несмотря на то, что изображения миокарда реального пациента не будут иметь такого высокого качества (что обусловлено его сокращениями, а также влиянием окружающих органов и тканей), в норме распределение РФП в миокарде ЛЖ по данным ОЭКТ с КТ-коррекцией поглощения также равномерно (рис. 8а).

При этом было выявлено существенное влияние КТ-коррекции на видимое распределение РФП в миокарде, и, как следствие, на итоговое заключение. Эта часть исследования на фантоме проводилась в заведомо более жестких условиях, чем при исследовании пациентов. Фантом был помещен в воду таким образом, чтобы часть его емкости находилась в воздушной среде, а часть – в водной. При этом очевидно, что интенсивность сигнала от зоны фантома, погруженной в воду, будет значительно ниже, поскольку плотность воды значительно превышает плотность воздуха. Расчеты с помощью калькулятора NIST XCOM показывают, что интенсивность гамма-излучения с энергией 140 кэВ при прохождении через 10 см воздуха снижается на 0,17 %, а при прохождении через 10 см воды – на 78,5 %. Эти расчеты подтверждаются появлением на нескорректи-

рованных изображениях крупного дефекта перфузии от водной части фантома. При этом после выполнения КТ-коррекции распределение РФП снова стало равномерным (см. рис. 3).

Это подтверждает математическую корректность алгоритмов КТ-АС для восстановления статистики счета от объектов, помещенных в невоздушную среду. С одной стороны, этот эксперимент доказывает корректность АС-изображений и обосновывает нецелесообразность анализа математически “неправильных” пАС-изображений. Более того, учитывая значительную вариабельность в размерах и форме грудной клетки как у мужчин, так и у женщин, изображения миокарда без коррекции поглощения в большинстве случаев оказываются непредсказуемыми, допускающими двойственность интерпретации [3]. С другой стороны, не следует забывать, что для тех радиологов, которые долгое время работали на томографах прошлых поколений, изображения с КТ-коррекцией оказываются непривычными. В процессе работы на новой ОЭКТ/КТ-системе нам также пришлось переосмысливать собственный опыт, сопоставлять изображения, получаемые с КТ-коррекцией и без нее. Наши текущие рекомендации заключаются в необходимости всегда анализировать оба набора данных – с КТ-коррекцией и без нее.

Известно, что ^{99m}Tc -технетрил распределяется в миокарде пропорционально миокардиальному кровотоку, который в свою очередь, пропорционален удельному объему сохранной ткани миокарда. В то же время, еще в 1970-х годах на материалах аутопсии было показано наличие у небольшого процента пациентов в



Рис. 9. Апикальное утончение (вариант нормы) по данным МСКТ сердца с контрастированием

норме т. наз. апикального утончения миокарда (apical thinning), которое впоследствии было подтверждено при эхокардиографических и КТ-исследованиях миокарда (рис. 9).

Более частое появление зоны снижения включения РФП в данной зоне именно на АС-изображениях можно объяснить более высоким качеством АС-изображений, позволяющих визуализировать зоны снижения перфузии меньшего объема. Апикальное утончение визуализируется и на усредненных изображениях базы нормы АС-изображений, притом, что оно отсутствует в базе пАС-изображений. По этой же причине апикальное утончение редко оценивается как достоверный дефект на картах Extent (см. рис. 5).

В то же время при моделировании истинного очагового повреждения миокарда отмечалось, что несмотря на малый объем неперфузируемой области, а также несмотря на то, что размер объекта меньше разрешающей способности метода, данный очаг четко визуализировался на фоне равномерной перфузии в остальных сегментах и трактовался программой как достоверный дефект перфузии (см. рис. 4). В следующей части эксперимента, объединяющей два предыдущих способа имитации зон снижения перфузии, было показано, что снижение относительной перфузии можно

вызвать не только имитацией очагового повреждения, но и уменьшением толщины миокарда в определенной зоне. Это обосновано, поскольку, согласно фармакокинетическим свойствам перфузионных РФП, их накопление в миокарде пропорционально миокардиальному кровотоку, который, в свою очередь, пропорционален объему перфузируемого миокарда, то есть повышен в гипертрофированных участках, и снижен в зонах с меньшей толщиной миокарда, например, в верхушечных сегментах. Одновременное моделирование очагового поражения (объектом размером $7 \times 7 \times 7$ мм) со снижением толщины миокарда в противоположной стенке выявило различия в характере визуализируемых в этом случае нарушений перфузии. А именно, в зоне местонахождения объекта отмечается появление очагового, очерченного дефекта перфузии, в то время как в зоне снижения толщины миокарда соответствующее снижение перфузии было более распространенным по площади, но менее глубоким, и поэтому не воспринималось как очаговое.

Наиболее важной частью исследования являлось моделирование диффузной неравномерности перфузии миокарда, которая часто встречается в практике у пациентов с различными вариантами сердечно-сосудистых заболеваний, сопровождающихся повреждениями микрососудистого русла (см. рис. 8в). Мы имитировали этот вариант нарушений перфузии с помощью объектов, линейные размеры которых заведомо меньше разрешающей способности метода (FWHM при перфузионной ОЭКТ миокарда при настройках, приведенных в разделе Материал и методы, составляет порядка 7 мм). Однако даже при таком малом объеме диффузных повреждений получают изображения, которые можно охарактеризовать как мозаично-неравномерные. При этом критерия достоверности дефекта перфузии достигают лишь небольшие участки ЛЖ общей площадью 4 % (см. рис. 7). Следует отметить, что интерпретация неравномерностей перфузии миокарда вызывает определенные сложности, в том числе и потому, что значения количественных параметров нарушений перфузии у них редко выходят за границы нормальных значений (как на фантомных, так и на клинических примерах). Это представляется логичным, поскольку параметры SRS/SSS/SDS и Extent были разработаны для оценки очаговых, а не диффузных поражений.

Заключение

Таким образом, использование миокардиального фантома позволило нам проверить и подтвердить некоторые особенности распределения перфузионного РФП в миокарде, которые часто визуализируются у пациентов в реальной практике при использовании ОЭКТ с КТ-коррекцией поглощения. Распределение перфузионного РФП в миокарде в норме равномерно и лишено артефактов, связанных с поглощением излучения от нижней стенки ЛЖ. С помощью ОЭКТ/КТ возможна визуализация дефектов перфузии, размер которых меньше разрешающей способности метода, однако их сцинтиграфические размеры при этом будут больше, чем размер самого дефекта. Снижение интенсивности излучения от апикального сегмента миокарда ЛЖ может быть обусловлено техническими причинами, однако даже при наличии апикального утончения оно не трактуется программой обработки как патологическое и укладывается в границы нормы. С помощью ОЭКТ/КТ миокарда благодаря эффекту суммации возможна визуализация нарушений микроциркуляции, которые проявляются паттерном диффузной неравномерности накопления РФП без четких очаговых дефектов перфузии.

Исследование поддержано грантом Российского фонда фундаментальных исследований №19-02-00244-а.

Список литературы

1. Verberne H.J., Acampa W., Anagnostopoulos C. et al. EANM procedural guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with SPECT and SPECT/CT: 2015 revision // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2015. Vol. 42. № 12. P. 1929–1940.
2. Dorbala S., Ananthasubramaniam K., Armstrong I.S. et al. Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Myocardial Perfusion Imaging Guidelines: Instrumentation, Acquisition, Processing, and Interpretation // *J. Nucl. Cardiol.* 2018. Vol. 25. № 5. P. 1784–1846.
3. Аншелес А.А. Особенности интерпретации перфузионной однофотонной эмиссионной компьютерной томографии миокарда с компьютерно-томографической коррекцией поглощения // *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2014. № 2. С. 5–20.
4. 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). С. 46–53.
5. Kortelainen M.J., Koivumaki T.M., Vauhkonen M.J. et al. Effect of respiratory motion on cardiac defect contrast in myocardial perfusion SPECT: a physical phantom study // *Ann. Nucl. Med.* 2019. Vol. 33. № 5. P. 305–316.
6. Kroiss A.S., Nekolla S.G., Dobrozemsky G. et al. CT-based SPECT attenuation correction and assessment of infarct size: results from a cardiac phantom study // *Ann. Nucl. Med.* 2017. Vol. 31. № 10. P. 764–772.
7. Dhillon R. Determining the viability of Myocardial Perfusion Quantification with xSPECT. Master Thesis. Academic Medical Center Amsterdam. 2016.
8. Денисова Н.В., Ондар М.М. Влияние коррекции неоднородного ослабления гамма-излучения в биологических тканях на качество ОЭКТ-изображений в ядерной кардиологии // *Медицинская физика*. 2017. № 3(75). С. 50–61.
9. Denisova N.V., Ansheles A.A. A study of false apical defects in myocardial perfusion imaging with SPECT/CT // *Biomed. Phys. Engin. Express*. 2018. Vol. 4. № 6. P. 065018.

PHANTOM OF THE LEFT VENTRICLE MYOCARDIUM FOR ASSESSMENT OF FOCAL AND DIFFUSE MYOCARDIAL PERFUSION IMPAIRMENTS ACCORDING TO SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY WITH CT CORRECTION

A.A. Ansheles¹, A.V. Dvoryanchikov¹, N.V. Denisova², V.B. Sergienko¹

¹ National Medical Research Center for Cardiology, Moscow, Russia

² S.A. Khristianovich Institute of Theoretical and Applied Mechanics, Novosibirsk, Russia

Improving the quality of myocardial images when performing perfusion single-photon emission computed tomography (SPECT) on modern equipment with CT-attenuation correction (AC) has led to the identification of smaller foci of perfusion impairments and new radiopharmaceutical distribution patterns. This article discusses the results of modeling focal and diffuse myocardial perfusion impairments using self-made myocardial left ventricle (LV) phantom using SPECT with CT-AC.

Key words: *SPECT, myocardial perfusion, CT-correction, myocardial phantom*

E-mail: a.ansheles@gmail.com