

## Интерпретация перфузионной ОЭКТ миокарда с КТ-коррекцией поглощения. Часть II.

А.А. Аншелес\*, Сергиенко В.Б.

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр кардиологии» Минздрава России,  
ул. 3-я Черепковская, 15А, Москва, 121552, Российская Федерация

### Резюме

**Цель исследования** – изучение возможностей совмещенной системы ОЭКТ/КТ при выполнении перфузионных исследований миокарда и особенностей их интерпретации.

**Материал и методы.** В период с апреля 2013 по апрель 2019 года в отделе радионуклидной диагностики ФГБУ НМИЦ кардиологии перфузионная ОЭКТ миокарда с КТ-коррекцией поглощения (АС) была выполнена у 3144 пациентов с различной сердечно-сосудистой патологией. На основании полученного опыта были расширены и скорректированы принципы обработки и интерпретации результатов данного исследования, впервые изложенные нами в 2014 году. Основное внимание уделено трактовке апикальных и перегородочных дефектов перфузии, диффузной неравномерности перфузии, демонстрации роли современных алгоритмов реконструкции в получении изображений миокарда максимально высокого качества, оценке самостоятельных возможностей данных низкодозной КТ при проведении ОЭКТ/КТ миокарда, а также предложениям по стандартизации количественных параметров оценки перфузии при ОЭКТ/КТ миокарда.

**Результаты.** КТ-коррекция поглощения излучения (АС) в значительной мере влияет на интерпретацию перфузионной ОЭКТ миокарда в большинстве случаев. Появление апикального “дефекта” перфузии на АС-изображениях встречается у 50% пациентов без установленной ИБС и может трактоваться как вариант нормы (апикальное утончение). Диффузная неравномерность накопления перфузионного РФП при использовании современных алгоритмов реконструкции выделяется в отдельный паттерн как признак нарушений микроциркуляции. Данные низкодозной КТ позволяют визуализировать грубую патологию в грудной клетке на уровне исследования и должны быть отражены в заключении. Описания перфузионных исследований, основанные на анализе АС- и пАС-изображений, имеют более высокую межоператорскую согласованность, чем основанные на анализе только пАС-изображений ( $\kappa_w=0.915$  и  $0.809$ , соответственно,  $r=0.027$ ). При этом использование средних арифметических значений площади переходящей ишемии (Reversibility Extent) лучше согласуется с визуальным анализом ( $\Delta=0.08\pm 1.46\%$ ,  $r=0.49$ )

**Заключение.** Выполнение КТ-коррекции и использование современных итеративных алгоритмов при проведении перфузионной ОЭКТ миокарда должно быть частью обязательного протокола исследования, поскольку это в значительной мере влияет на диагностическую ценность метода. Пограничные значения параметров нарушений перфузии при использовании КТ-коррекции должны быть пересмотрены.

**Ключевые слова:** ОЭКТ/КТ; КТ-коррекция поглощения; миокард.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Финансирование.** Исследование поддержано грантом Российского фонда фундаментальных исследований (№19-02-00244-а).

**Для цитирования:** А.А. Аншелес, В.Б. Сергиенко Интерпретация перфузионной ОЭКТ миокарда с КТ-коррекцией поглощения. Часть II. *Вестник рентгенологии и радиологии.* 2020; 101 (1): 6–18. <https://doi.org/10.20862/0042-4676-2020-101-1-6-18>

Статья поступила 29.03.2019

После доработки 30.05.2019

Принята к печати 05.06.2019

## Interpretation of myocardial perfusion SPECT with attenuation correction. Part 2

Alexey A. Ansheles\*, Vladimir B. Sergienko

National Medical Research Center of Cardiology, Ministry of Health of the Russian Federation  
ul. Tret'ya Cherepkovskaya, 15A, Moscow, 121552, Russian Federation

### Abstract

**Objective:** to investigate the possibilities of a combined single photon emission computed tomography/computed tomography (SPECT/CT) system during myocardial perfusion studies and to examine the features of their interpretation.

**Subjects and methods.** In April 2013 to April 2019, the Department of Radionuclide Diagnosis, National Medical Research Center of Cardiology, performed myocardial perfusion SPECT with attenuation correction (AC) in 3144 patients with various cardiovascular diseases. Based on the experience gained, the authors expanded and adjusted the principles of processing and interpreting the results of this study, which they had first set forth in 2014. Special emphasis is placed on the interpretation of apical and septal perfusion defects and diffuse perfusion irregularity, on the demonstration of the role of current reconstruction algorithms in obtaining highest-quality myocardial images, and on the assessment of self-potentialities of low-dose CT findings at myocardial SPECT/CT, as well as on proposals to standardize quantitative parameters for perfusion assessment at myocardial SPECT/CT.

**Results.** AC affected in large measure the interpretation of myocardial perfusion SPECT in most cases. Apical perfusion defect appeared on AC images was observed in 50% of patients without established coronary heart disease and could be interpreted as a normal variant (apical thinning). The diffuse irregularity of perfusion radiopharmaceutical tracer accumulation in the application of the current reconstruction algorithms stood out in a separate pattern as a sign of microcirculatory disturbances. Low-dose CT data allow visualization of a severe thoracic abnormality at imaging and should be reflected in the conclusion. The perfusion study descriptions based on an analysis of AC and nAC images had a greater interoperator consistency than those based on an analysis of only nAC images ( $\kappa_w = 0.915$  and  $0.809$ , respectively;  $p = 0.027$ ). At the same time, the use of arithmetic means of the extent of transient ischemia (Reversibility Extent) is better consistent with visual analysis ( $\Delta = 0.08 \pm 1.46\%$ ,  $p = 0.49$ ).

**Conclusion.** The use of AC and current iterative algorithms at myocardial perfusion SPECT should be part of a mandatory study protocol, since this affects to a large extent the diagnostic value of the technique. The borderline values of disturbed perfusion parameters at AC should be reconsidered.

**Index terms:** single photon emission computed tomography/computed topography; attenuation correction; myocardium.

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

**Funding.** The study was supported by grant from Russian Foundation for Basic Research (№19-02-00244-a).

**For citation:** Ansheles A.A., Sergienko V.B. Interpretation of myocardial perfusion SPECT with attenuation correction. Part 2. *Journal of Radiology and Nuclear Medicine*. 2020; 101 (1): 6–18 (in Russ.). <https://doi.org/10.20862/0042-4676-2020-101-1-6-18>

Received 29.03.2019

Revised 30.05.2019

Accepted 05.06.2019

## Введение

К настоящему времени гибридные ОЭКТ/КТ-исследования фактически стали стандартом в радионуклидной диагностике, в частности, в ядерной кардиологии. В 2015 году вышли рекомендации EANM по выполнению перфузионной ОЭКТ/КТ миокарда, где КТ-подсистема играла не только техническую роль для коррекции поглощения излучения, но и предполагалась в качестве рутинного использования для неинвазивной КТ-коронарографии, а технология ОЭКТ/КТ в целом позиционировалась как “one-stop shop”-подход в комплексной диагностике ИБС [1]. На тот момент это было возможно благодаря наличию на рынке экспертного однофотонного томографа с диагностическим 64-срезовым КТ (GE Discovery NM/CT 570с). К сожалению, за прошедшие 3-4 года в отрасли гибридной ядерной диагностики экономические аспекты взяли верх над перспективными разработками. Гибридные томографы с диагностической КТ-подсистемой оказались узкоспециализированными, предназначенными только для кардиологических исследований, и даже их установка в крупных специализированных (кардиологических) клиниках не выводила их на уровень рен-

табельности. В настоящее время только Spectrum Dynamics имеет в линейке эмиссионный томограф с 64-срезовой КТ-системой (Veriton-CT), который, вероятно, сможет изменить эту ситуацию. Однако в настоящий момент парк ОЭКТ/КТ томографов ведущих производителей представлен универсальными двухдетекторными однофотонными томографами с установленной КТ-подсистемой начального класса, играющей лишь вспомогательную роль (Табл. 1).

Под “начальным классом” КТ-подсистемы мы подразумеваем именно ее возможности в кардиологии, поскольку даже 16-срезовая КТ-система непригодна для проведения ангиографии коронарных артерий у большинства пациентов [2], и фактически может применяться лишь для оценки тяжести коронарного кальциноза, который в качестве самостоятельного предиктора имеет невысокую диагностическую ценность [3, 4]. В то же время на такой системе ОЭКТ/КТ можно выполнять гибридные исследования других органов и систем, что и делает ее универсальной. При этом любая КТ-подсистема пригодна для коррекции поглощения излучения, и ее использование уже входит в рекомендуемый протокол при выполнении

Основные характеристики современных клинических ОЭКТ/КТ-систем

	Назначение	Число срезов КТ	Сцинтиллятор/ детектор	Технологии реконструкции
GE Optima NM/CT 640		4	2xNaI	Evolution, ASiR
GE Discovery NM/CT 670 Pro/CZT		16/32 (интерполяция)	2xNaI/19xCZT	
Philips BrightView XCT*	Универсальная	Плоскопанельный детектор с охватом 14 см	2xNaI	Astonish
Siemens Symbia Intevo		2/6/16		
		Bold – 32 (интерполяция)	2xNaI (HD)	Flash 3D, SAFIRE
Mediso Anyscan		8/16	2xNaI	Tera-Tomo
Spectrum Dynamics Veriton-CT	Кардиологическая/ Универсальная	16/64	12xCZT	?

\* Снята с производства. Philips прекратил производство и поддержку ОЭКТ-систем с 2018 г.

перфузионной ОЭКТ миокарда [5]. В данной работе анализируются некоторые аспекты выполнения и интерпретации результатов этого гибридного радионуклидного метода, отмеченные нами по итогам 6-летнего опыта, включавшего изучение данных более чем 3000 пациентов.

### Материал и методы

Всем пациентам (n=3144), направленным в отдел радионуклидной диагностики ФГБУ НМИЦ кардиологии МЗ РФ, исследование перфузии миокарда выполнялось на двухдетекторном томографе Philips BrightView XCT с плоскопанельной КТ-подсистемой. В подавляющем большинстве случаев использовался двухдневный протокол: в первый день пациенту проводилось исследование в покое с одновременной консультацией кардиологом и подготовкой к нагрузочной пробе, которая планировалась через несколько дней. При этом протоколе радиофармпрепарат  $^{99m}\text{Tc}$ -МИБИ вводился активностью по 10 МКи (370 МБк) на каждом этапе. В случаях необходимости использования однодневного протокола, второй этап проводился не раньше, чем через 2 часа после первой инъекции, вводимая активность составляла 25 МКи. Перфузионная ОЭКТ миокарда проводилась двумя детекторами под углом 90°, с укладкой пациента лежа на спине, руки убраны за голову, с ЭКГ-синхронизацией, получением серий перфузионных сцинтиграмм из 32 кадров (16x2) набором не менее чем 70 тыс. импульсов, а также серий синхронизированных сцинтиграмм из 32 кадров для каждой из 8 фаз сокращения ЛЖ. Расчетная эффективная доза составляла 6,1 мЗв при двухдневном исследовании, около 10 мЗв при однодневном.

КТ грудной клетки для коррекции поглощения излучения (АС) проводилась в низкодозном режиме, без задержки дыхания, аксиальное поле – 15 см, толщина среза – 2 мм, матрица 256x256, FBP-

реконструкция, время оборота трубки 60 сек, напряжение на трубке 120 кВ, сила тока 5 мА, расчетная эффективная доза – не более 0.2 мЗв.

Обработка полученных данных проводилась при помощи полуколичественного пакета прикладных программ (Cedar-Sinai AutoQuant, QPS, QGS v7.2, с фильтром Astonish). Оценивали оба набора перфузионных изображений – с коррекцией и без нее (АС и nAC). Визуально отмечали равномерность накопления РФП и наличие дефектов перфузии, которые могли трактоваться как стабильные (фиброз, ПИКС) и преходящие (преходящая ишемия). При сравнении данных АС и nAC изображений также оценивали изменения следующих количественных параметров: SRS, SSS, SDS (интегральный балл дефектов в покое, после нагрузки и их разность), а также RE (Reversibility Extent – площадь зоны преходящей ишемии в % – разностный показатель, частично соответствующий SDS, но учитывающий только площадь преходящего дефекта, но не его глубину). Для оценки неравномерности распределения РФП использовались запатентованные нами параметры нарушений ( $\sigma_{\text{sev}}$ ) и неравномерности перфузии ( $\sigma_{\text{het}}$ ) [6].

Статистическая обработка выполнялась в программном пакете MedCalc. Независимые количественные группы описывались средним арифметическим ± стандартное отклонение. При сравнении средних значений в группах выполнялась проверка распределения элементов группы на нормальность, в случае нормального распределения использовали t-критерий для независимых выборок, в противном случае – критерий Манна-Уитни.

### Результаты и обсуждение

Перфузионная ОЭКТ с КТ-коррекцией поглощения с ЭКГ-синхронизацией была выполнена нами у 3144 пациентов, в том числе у 3009 – по протоколу покой+нагрузка. Таким образом, общее

число исследований с в/в введением РФП составило 6153. Полученные изображения во всех случаях были признаны диагностически приемлемыми. Это стало возможным благодаря тому, что нами использован протокол записи, ориентированный не на фиксированное время записи проекции, а на счет импульсов. Наш опыт показывает, что сбор 70 тыс. импульсов в каждой проекции (включая синхронизированные данные) в матрицу 64x64 при зуме x1.85 гарантирует стабильно высокое качество изображения у 100% пациентов. При этом при достаточной введенной активности время исследования составляет около 6-8 минут, а при низкой активности (например, при паравазальном введении или недооценке вводимой активности при большой массе пациента) время исследования пролонгируется автоматически (максимум до 12-15 минут), позволяя получить изображения хорошего качества и в таких случаях.

Следует подчеркнуть, что этот результат может быть достигнут только в случае тщательного следования следующим принципам:

1. Введение достаточной активности РФП, которая составляет 10 мКи для пациентов массой 50-100 кг, при массе пациента более 100 кг желательно увеличивать активность до 12-15 мКи.

2. Максимально близкое расположение детекторов к пациенту по ходу всего исследования. Для этого можно использовать как систему автооконтуривания (АВС), так и ручное приближение, а также включить режим трекинга (перемещения поля зрения по детектору). Также необходимо следить, чтобы детекторы не касались локтей пациента (для чего необходимо завести их максимально за голову), а также подушки (голова пациента должна лежать на ее краю).

3. Использования современных итеративных алгоритмов реконструкции. В настоящее время для обработки данных ОЭКТ миокарда следует

считать устаревшими не только фильтр FBP, но и MLEM/OSEM. Крайне рекомендуется использовать фирменные итеративные алгоритмы и поддерживать производителей оборудования в их стремлении развивать и совершенствовать их, а также проводить их тщательную валидацию с созданием репрезентативных баз нормы. Сравнение результатов работы алгоритмов реконструкции применительно к перфузионным изображениям миокарда приведено на рис. 1.

Результаты нашего исследования 2014 года о влиянии КТ-коррекции на интерпретацию результатов перфузионной ОЭКТ миокарда можно считать актуальными и на текущий момент. Анализ данных 6153 исследований подтверждает, что КТ-коррекция поглощения излучения (АС) в значительной мере влияет на интерпретацию перфузионной ОЭКТ миокарда в большинстве случаев (порядка 70%). Наиболее часто встречаемый вариант пАС и АС-изображений в норме представлен на рис. 2.

Апикальный “дефект” (апикальное утончение, apical thinning) является частым вариантом нормы, представляющим сложности в интерпретации. Проблема заключается в том, что на протяжении многих лет его визуализация на изображениях без коррекции поглощения (пАС) была относительно редкой. Однако при использовании ОЭКТ-системы с КТ-коррекцией этот вариант нормы начинает визуализироваться примерно в 50% случаев, что ранее заставило нас предположить, что такой дефект верхушечного сегмента может являться каким-то новым артефактом [7]. Однако в настоящее время представляется очевидным, что появление такого апикального “дефекта” вполне физиологично, оно вытекает из особенностей перфузионных РФП, которые распределяются в миокарде пропорционально миокардиальному кровотоку, который в свою очередь, пропорционален

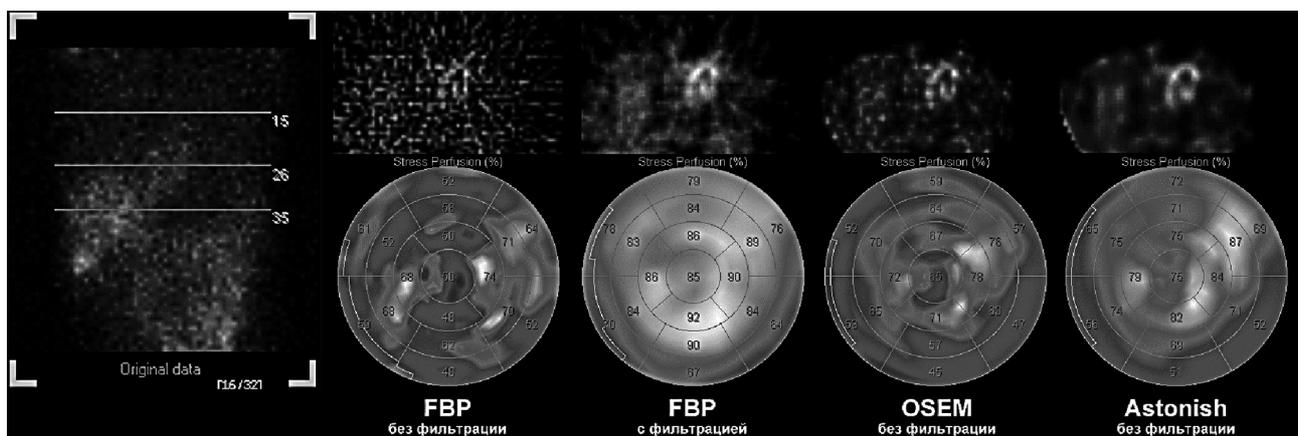


Рис. 1. Развитие алгоритмов обратной реконструкции применительно к данным перфузионной однофотонной томографии миокарда. Алгоритмы FBP и OSEM без применения сглаживающих фильтров дают зернистые изображения, а при сглаживании “замыливают” достоверный дефект перфузии, визуализируемый при использовании фирменного алгоритма

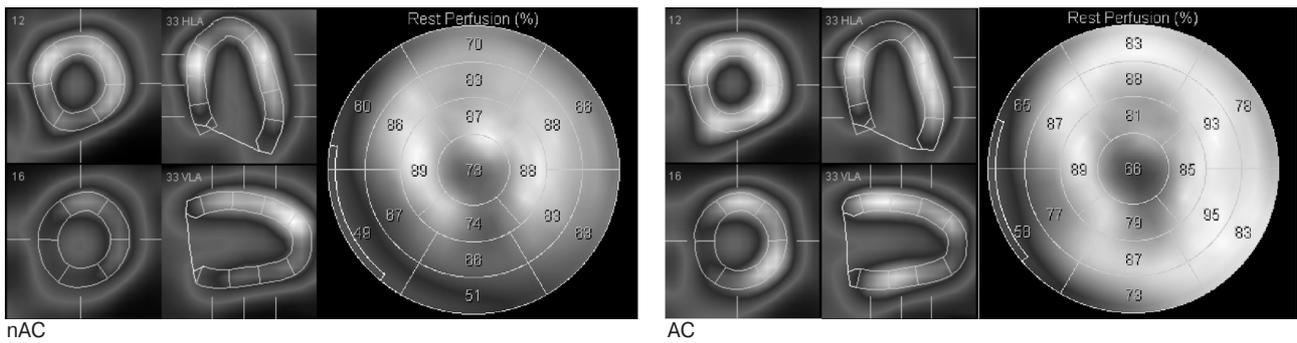


Рис. 2. Наиболее распространенная картина перфузионной ОЭКТ миокарда в норме: пАС - снижение сигнала от нижней стенки ЛЖ, АС - восстановление интенсивности сигнала от нижней стенки ЛЖ, на фоне чего более явно визуализируется очаговый апикальный «дефект»

удельному объему интактного миокарда. Наличие у части пациентов в норме апикального утончения миокарда было показано еще в 1970-х годах на материалах аутопсии, и впоследствии было подтверждено при эхокардиографических и КТ-исследованиях миокарда (рис. 3) [8-11]. На основании предоставленных нами ОЭКТ-данных нескольких пациентов, Денисовой Н.В. и соавт. выполнено математическое моделирование вероятности появления апикального дефекта при равномерной интенсивности накопления РФП в миокарде неизменной толщины [12, 13]. Одновременно нами был создан миокардиальный фантом, представляющий собой емкость для РФП с размерами, приближенными к усредненным размерам ЛЖ: толщина стенок – 10 мм, объем полости – 65 мл, объем емкости (“миокарда”) – 80 мл. С его помощью можно проиллюстрировать апикальный дефект, поместив в эту зону объект размерами 6x6x6 мм (рис. 4).

Более четкая визуализация зоны снижения включения РФП в апикальном сегменте именно на АС-изображениях можно объяснить более высоким качеством АС-изображений, позволяющих визуализировать дефекты перфузии меньшего объема. В частности, можно отметить, что апикальное утончение визуализируется и на усредненных изображениях базы нормы АС-изображений, что еще

раз доказывает, что этот феномен является вариантом нормы, даже притом, что он отсутствует в базе пАС-изображений. По этой же причине апи-

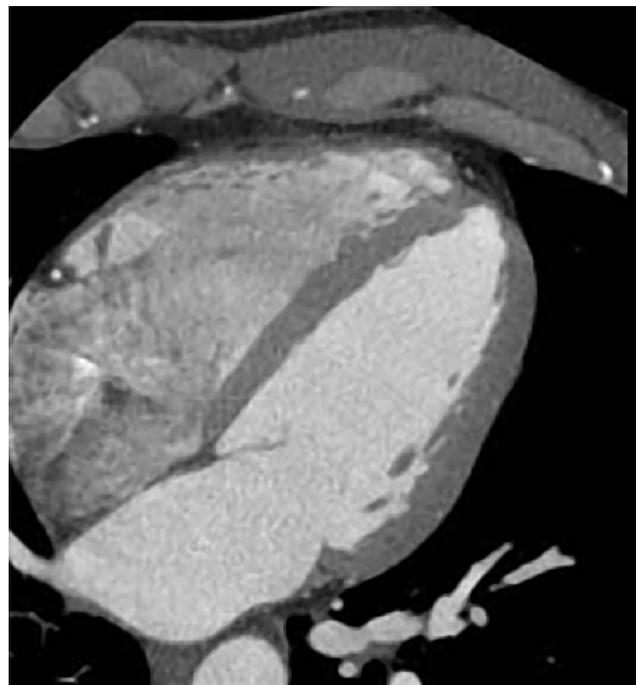


Рис. 3. Апикальное утончение по данным МСКТ с контрастированием

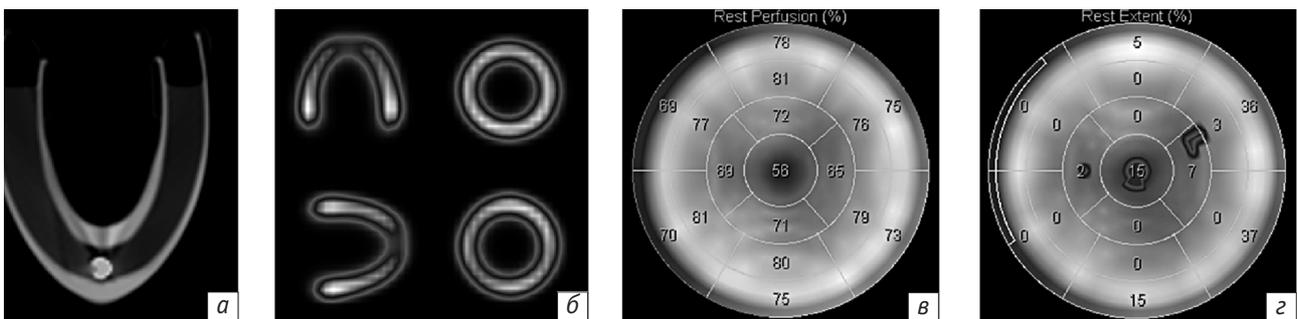


Рис. 4. Моделирование апикального утончения с помощью миокардиального фантома. А. КТ-изображение фантома с точечным объектом в апикальной зоне. Б. Томосцинтиграфические изображения распределения РФП в фантоме при наличии апикального дефекта. В. Полярная карта в режиме Raw. Г. Полярная карта в режиме Extent

кальное утончение редко маркируется как достоверный дефект на картах Extent (рис. 4).

Однако на практике дифференциальная диагностика между апикальным утончением и небольшим очагово-рубцовым повреждением в этой зоне вызывает затруднения. В целом, на основании нашего опыта, мы считаем наиболее целесообразным подход, который включает анализ всей информации, предоставляемой программой обработки, а именно: суммарных перфузионных полярных карт с КТ-коррекцией и без нее (АС и пАС),

систолических и диастолических перфузионных карт, получаемых при С-ОЭКТ, а также карт движения стенок ЛЖ (рис. 5).

Другим частым вариантом нормы при перфузионной ОЭКТ миокарда, приобретающим более выраженный визуальный характер на АС-изображениях из-за их более высокого качества, является снижение перфузии перегородочной локализации. В подавляющем большинстве случаев “дефект” перфузии по базальному и частично среднему сегменту МЖП расценивается как вариант нор-

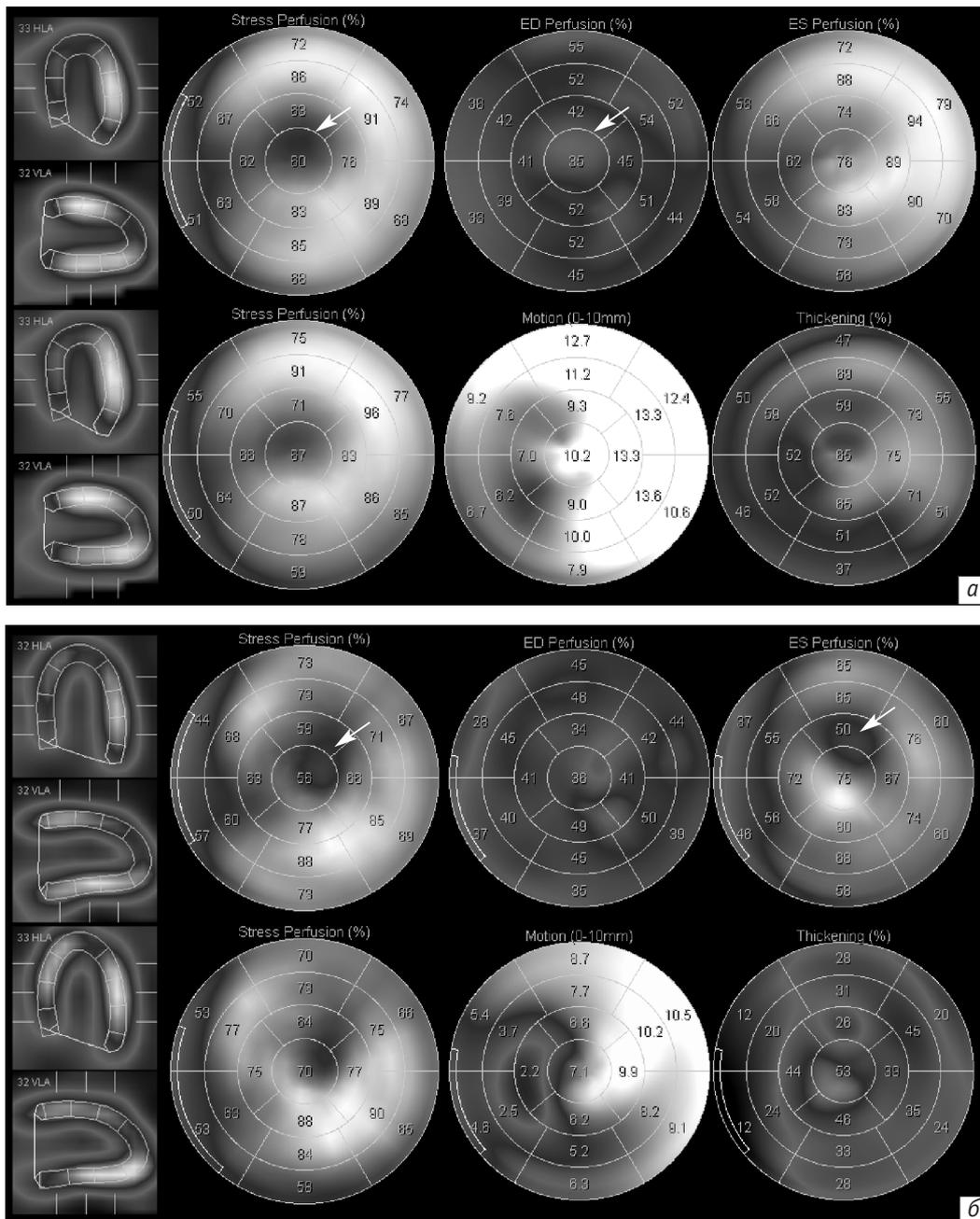


Рис. 5. Дифференциальная диагностика апикальных очаговых нарушений перфузии миокарда. А. Апикальное утончение визуализируется на суммарных и диастолических изображениях (стрелки), но не на систолических. Б. Дефект перфузии (интрамуральный ПИКС), видимый на всех картах, в том числе на систолических изображениях перфузии и утолщения миокарда (стрелки). При этом дефект недостаточно глубокий, чтобы вызывать локальные нарушения сократимости

мы, реже нарушения перфузии МЖП отмечаются при БЛНПГ (рис. 6 Б), при различных вариантах ЛГ, приводящих к гипертрофии ПЖ и сдавливании им МЖП (рис. 6 В). Наконец, в наиболее редких случаях дефект перфузии МЖП может быть обусловлен ПИКС в результате ИМ в бассейне крупной септальной ветви ПНА (рис. 6 Г). При интерпретации перегородочных дефектов важно уделить внимание правильному оконтуриванию ЛЖ.

Помимо очаговых зон снижения перфузии, при перфузионной ОЭКТ миокарда с КТ-коррекцией появляется необходимость уделить внимание и другим вариантам неравномерного распределения РФП в миокарде. Нередко возникает ситуация, когда имеется участок повышенного накопления РФП, на фоне которого перфузия в других зонах кажется сниженной. Повышенное накопление

РФП, как правило, обусловлено относительно большим объемом миокарда в данной зоне, что может быть обусловлено гипертрофией миокарда (например, вследствие АГ или ГКМП), а также наличием крупных папиллярных мышц. Правильная трактовка таких случаев требует более внимательного анализа томосцинтиграмм в режиме “splash”, поскольку только с их помощью можно оценить эпи- и эндокардиальный контуры и толщину миокарда (рис. 7)

Диффузная неравномерность перфузии миокарда в большей мере вызывает сложности в интерпретации у молодых пациентов (рис. 8). Вероятно, причиной этого являются особенности структуры миокарда у молодых – меньшее количество соединительной ткани, меньшая плотность миокарда, больший объем папиллярных мышц

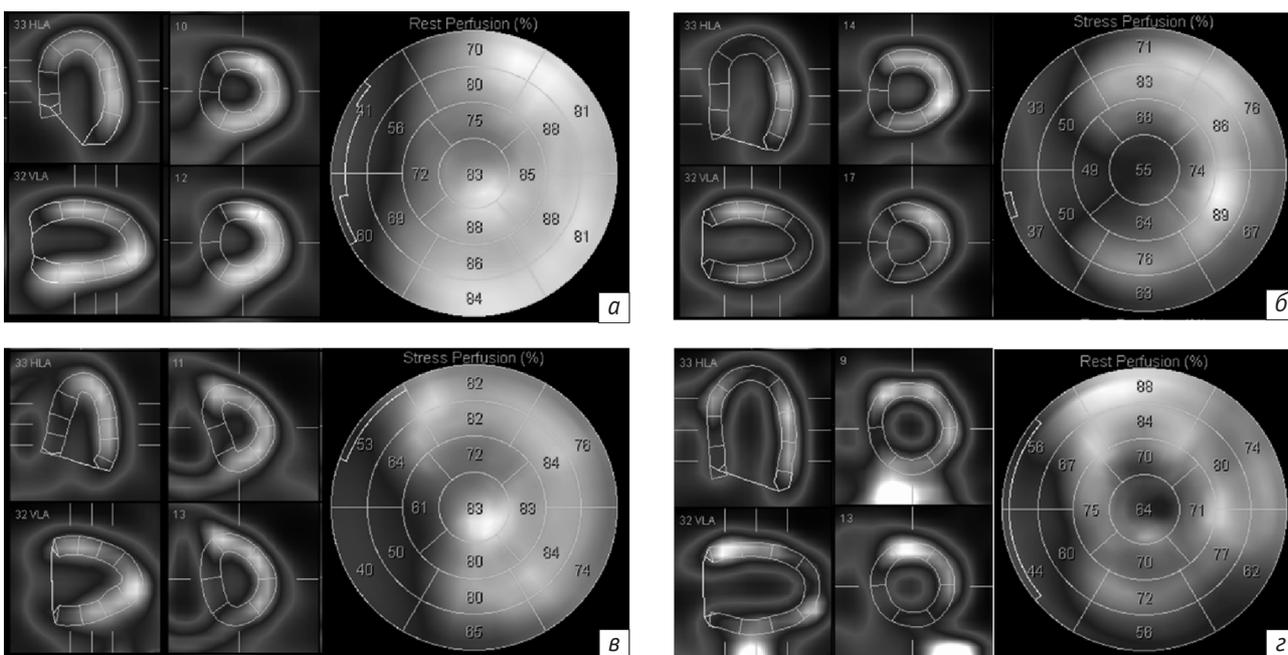


Рис. 6. Демонстрация сложностей в интерпретации снижения перфузии миокарда перегородочной локализации. А. Вариант нормы. Б. Снижение перфузии вследствие ПБ ЛНПГ у пациента без подозрения на ИБС. В. ИЛГ, визуализируется резко расширенный ПЖ. Г. Интрамуральный ПИКС перегородочной, а также базальной нижней локализации

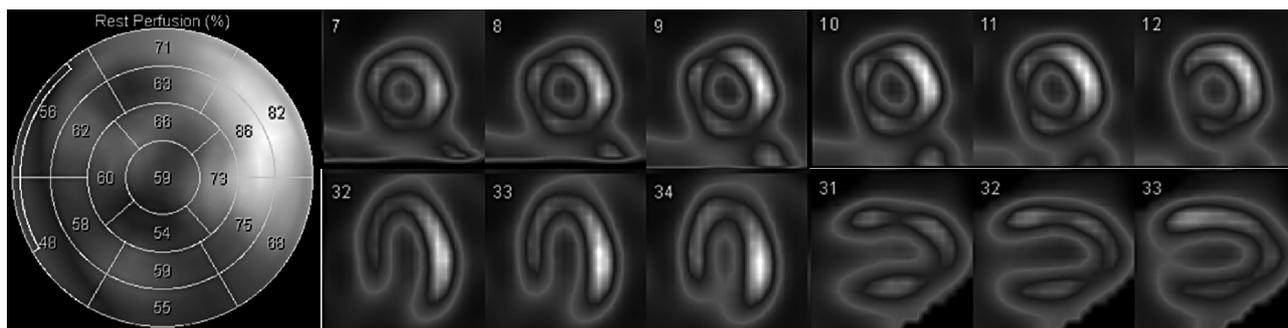


Рис. 7. Демонстрация случая неравномерной перфузии у пациентки с АГ без подозреваемой ИБС. Интерпретация полярной карты затруднительна, поскольку очевидны диффузные нарушения перфузии, которые приобретают очаговый характер по передней, ниже-верхушечной, ниже-боковой стенкам ЛЖ. Однако при анализе томосцинтиграмм снижение перфузии представляется относительным, вследствие усиления сигнала от боковой стенки ЛЖ, а достоверные очаговые дефекты перфузии не визуализируются

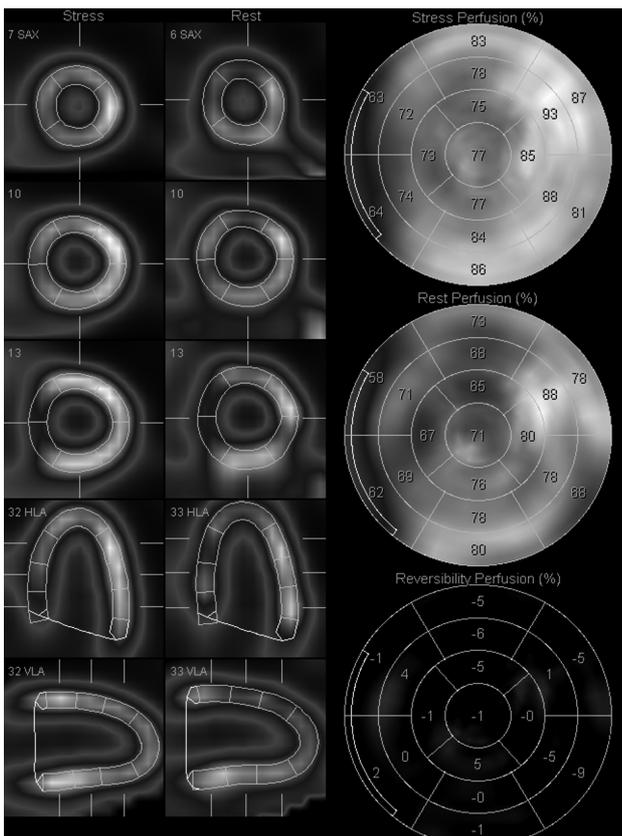


Рис. 8. Картина диффузной неравномерности перфузии миокарда у пациента Б. 36 лет с дислипидемией (ОХС=7.5 ммоль/л), без установленной ИБС, с улучшением перфузии после нагрузки

и неровность эндокардиального контура [14]. Трактовка таких исследований не так сложна с точки зрения явных нарушений перфузии, имеющих место при ИБС (ПИКС или очаговая преходящая ишемия), однако сложна с точки зрения предположительной причины неравномерности перфузии, которая может быть как вариантом нормы, так и являться следствием ряда патологических процессов. В их число входит не только ряд сопутствующих заболеваний (например, ревматоидный артрит, сахарный диабет, артериальная гипертония, кардиальный синдром Х, кардиотоксические эффекты противоопухолевой терапии), но также

и признаки начальной стадии развития ИБС, связанной пока лишь только с атеросклеротическим поражением сосудов малого калибра вследствие дислипидемии (рис. 8).

Важно подчеркнуть, что 10-20 лет назад изменения, наблюдаемые на рис. 7 и 8, можно было объяснить несовершенством алгоритмов реконструкции и методики перфузионной ОЭКТ в целом. Но в настоящее время интерпретировать такую картину как артефакт не удастся. Во-первых, она легко воспроизводится при повторных исследованиях. Во-вторых, она явно отличается от вариантов нормального распределения РФП, которое на современном оборудовании с КТ-коррекцией является либо равномерным, либо укладывается в варианты, изображенные на рис. 2 и 6А. По-видимому, диффузная неравномерность накопления перфузионного РФП при использовании современных алгоритмов реконструкции должна выделяется в отдельный паттерн как неспецифический признак нарушений микроциркуляции.

Картину диффузной неравномерности перфузии также можно смоделировать с помощью нашего фантома, поместив в него 100 шариков диаметром 3 мм, равномерно распределенных в емкости. Их суммарный объем будет равен  $100 \times 1/6 \times 3.14 \times 3^3 = 1400 \text{ мм}^3 = 1.4 \text{ мл}$ , что составит всего лишь  $1.4/80 = 1.75\%$  от объема ЛЖ. Однако даже при таком малом объеме "повреждений" получают изображения, которые можно охарактеризовать как мозаично-неравномерные. При этом критериев достоверного дефекта перфузии достигают лишь небольшие участки ЛЖ общей площадью 4% (рис. 9).

Как следует из рис. 9, интерпретация неравномерности 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 изначально предложены для оценки очаговых, а не диффузных поражений. Мы предприняли попытку

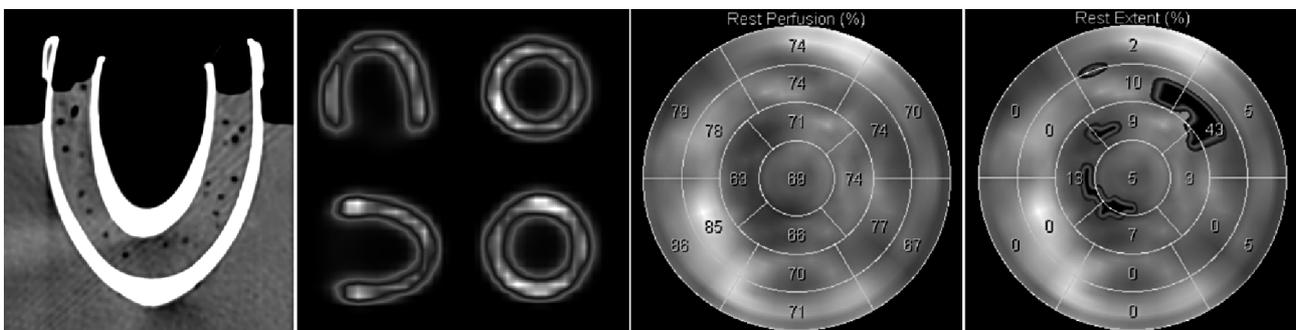


Рис. 9. Моделирование диффузной неравномерности перфузии

разработать параметр, который бы отражал такие неочаговые нарушения перфузии, что позволило бы проводить сопоставления исследований в динамике. Нами предложены индексы тяжести нарушений ( $\sigma_{sev}$ ) и неравномерности перфузии ( $\sigma_{het}$ ), которые представляют собой среднеквадратичные отклонения значений относительной перфузии в сегментах по отношению к их математическому ожиданию P, которое равно 100% для  $\sigma_{sev}$  и среднему значению % для  $\sigma_{het}$  [6]. Как и при расчете стандартных параметров,  $\sigma_{sev}$  и  $\sigma_{het}$  подразумевает различия полярных изображений с КТ-коррекцией и без нее. При расчете  $\sigma_{sev}$ , P для каждого сегмента принимается за максимальное значение из пары AC/пAC. Таким образом устраняются эффекты описанных выше артефактов AC и пAC-изображений [15].

Как уже упоминалось выше, в настоящее время ОЭКТ/КТ-системы комплектуются КТ-подсистемой начального класса, непригодной для рутинного выполнения КТ-коронарографии. Однако это не означает, что КТ-данные при проведении ОЭКТ миокарда должны игнорироваться. Даже изображения низкодозной, "технической" КТ позволяют выявлять грубую патологию грудной клетки, например, наличие образований в легких, выпота в перикарде или плевральной полости, а также расширение легочных артерий при ЛГ

и наличие кальцинированных атеросклеротических бляшек в аорте. Эти находки могут быть описаны и включены в протокол заключения ОЭКТ/КТ миокарда.

В первой части исследования, опубликованной нами в 2014 году [7], мы уделили большое внимание количественным параметрам оценки очаговых нарушений перфузии миокарда. Мы отмечали, что показатели SRS, SSS, Extent, Severity на AC-изображениях имеют достоверно более высокие значения, чем на пAC-изображениях. Более того, на AC-изображениях по непонятным причинам суммы баллов могут быть завышены даже при явной визуальной норме (Рис. 10). Это можно было бы объяснить повышенным накоплением РФП в ниже-боковой стенке ЛЖ, в результате чего нормальная перфузия перегородочных сегментов интерпретируется программой как "сниженная" (Рис. 10, средний ряд), однако такая картина встречается и без зон повышенного накопления, в том числе у этого же пациента (Рис. 10, верхний ряд).

Параллельно с этим стандартные параметры на пAC-изображениях часто оказываются заниженными. Эти явления, видимо, взаимосвязаны, их можно объяснить тем, что базы нормальных изображений, разработанные для исследований с коррекцией поглощения (AC), по определению более

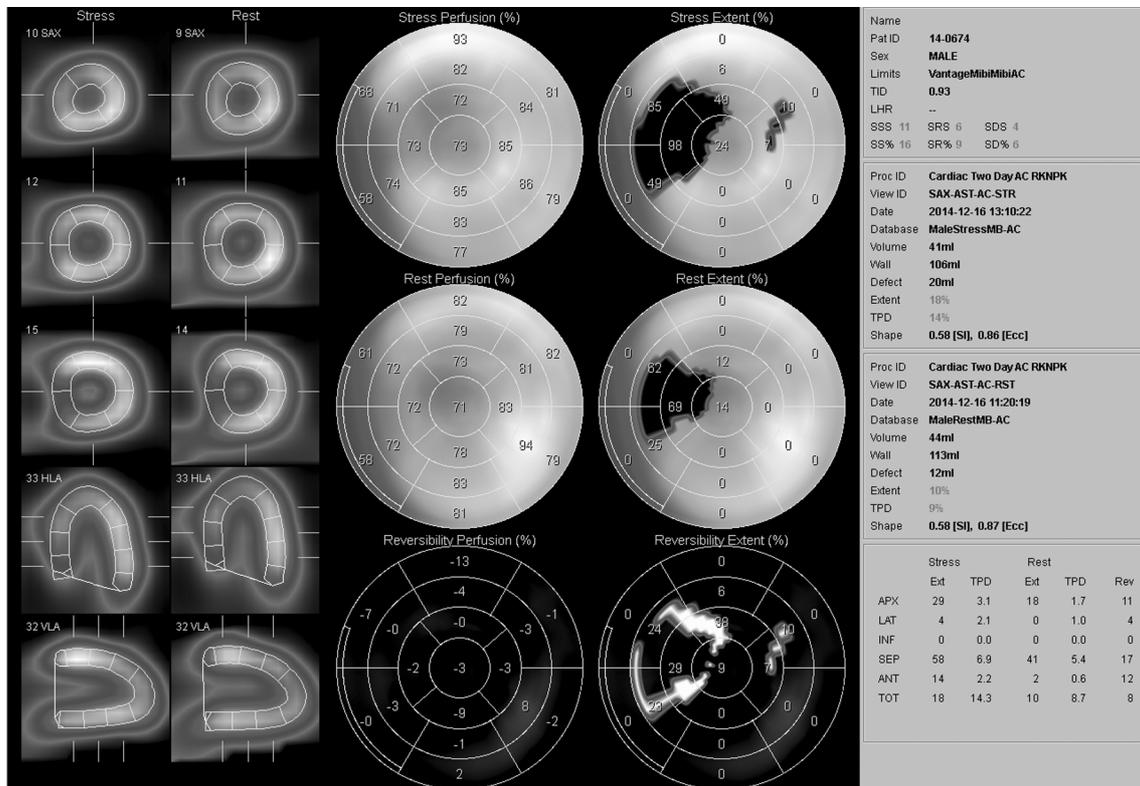


Рис. 10. Пример необоснованно завышенных значений SRS/SSS/SDS у здорового добровольца с визуальным нормальным результатом исследования. В качестве причин завышения можно предположить усиление включения РФП в ниже-боковую стенку ЛЖ (как вариант нормы или косвенное проявление АГ)

чувствительны, чем для исследований без коррекции, поскольку первые являются математически корректными, а вторые нет [7]. Кроме того, следует помнить, что параметры Extent и суммы баллов (SRS/SSS/SDS) разрабатывались 20 лет назад для оборудования тех лет и с тех пор вряд ли пересматривались с учетом появившихся позже способов коррекции поглощения [16].

Углубляясь в анализ различных параметров оценки сцинтиграфических изображений, нельзя забывать, что их первоочередная задача – помогать врачу в визуальной интерпретации. Если параметры не отражают визуальную картину и вызывают сомнения у врача, то такие параметры не заслуживают доверия и должны быть пересмотрены. По нашим собственным данным, описание перфузионных исследований, основанные на анализе AC- и пАС-изображений, имеют более высокую межоператорскую согласованность, чем основанные только на анализе пАС-изображений:  $\kappa_w$  (каппа Коэна) составила 0.915 против 0.809, соответственно ( $p=0.027$ ) [17]. Это еще один довод в пользу необходимости оценки обоих наборов изображений, однако это порождает вопрос о том, параметры какого из наборов следует использовать. Известно, что площадь переходящей ишемии по данным перфузионной ОЭКТ можно оценить визуально, ориентируясь на ее привязку к сегментам ЛЖ площадью приблизительно по 6% каждый. Сопоставив визуальную оценку площади ишемии с количественными данными (параметром Rev. Extent), получаемыми автоматически, мы отметили, что значения AC-исследования завышаются в среднем на  $2.08 \pm 2.38\%$  ( $p < 0.001$ ), а значения пАС-исследования занижаются на  $2.25 \pm 1.73\%$  ( $p < 0.001$ , рис. 11).

Эти результаты позволили предположить, что среднее арифметическое пАС и AC-значений бу-

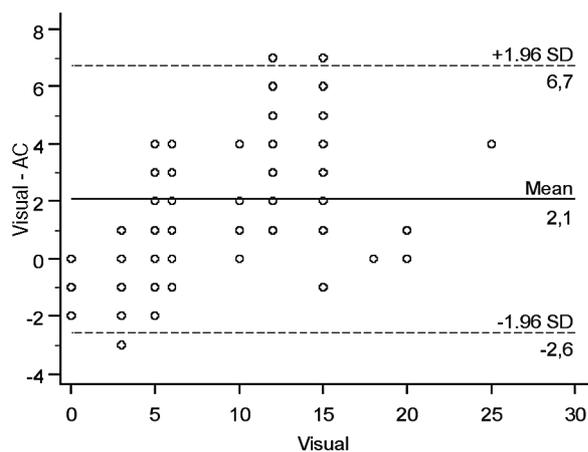


Рис. 11. Сопоставление значений площади переходящей ишемии, вычисленных автоматически по пАС и AC-изображениям, с результатами визуального анализа

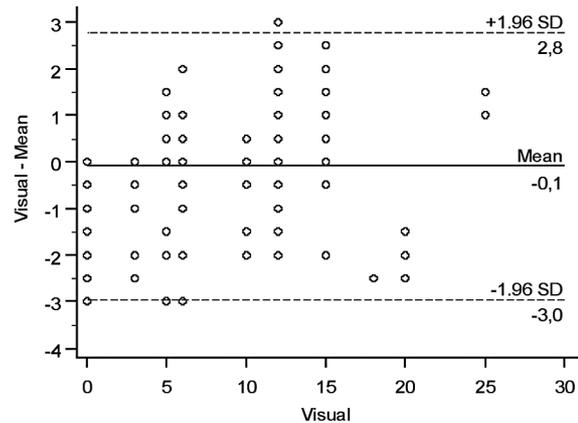


Рис. 12. Сопоставление значений площади переходящей ишемии, вычисленных как среднее арифметическое от данных AC и пАС-изображений, с результатами визуального анализа

дет иметь более высокий уровень согласия с данными визуального анализа. Действительно, эти значения различались всего на  $0.08 \pm 1.46\%$  ( $p=0.49$ , рис. 12).

Таким образом, несоответствие количественных параметров AC- и пАС-изображений между собой, а также их несоответствие с данными визуального анализа обосновывают следующие принципы интерпретации данных перфузионной ОЭКТ миокарда с КТ-коррекцией:

- Количественные параметры являются лишь дополнительными по отношению к визуальной оценке.

- При визуальном и количественном анализе необходимо сопоставлять оба набора изображений (пАС и AC), при этом целесообразно использовать средние арифметические значения количественных параметров. Так, например, если при обработке пАС-изображений значения Extent, SRS,

SSS, SDS составят 5%, 0, 3 и 3, АС-изображений – 11%, 2, 9 и 7, то более близкими к истине представляются средние значения – 8%, 1, 6 и 5, соответственно.

– При сопоставлении обоих наборов данных следует считать достоверными только те дефекты, которые в той или иной мере присутствуют на обоих наборах.

Еще одной особенностью АС-изображений является более высокая интенсивность поддиафрагмального излучения, нередко препятствующая четкой визуализации и правильному обведению нижней стенки ЛЖ. Это обусловлено физическими принципами взаимодействия излучения с веществом. Согласно формуле  $C=C_0e^{-\mu s}$  (где  $C$  – число квантов, оставшееся от исходного числа  $C_0$  после прохождения через слой материала толщиной  $s$  и линейным коэффициентом ослабления  $\mu$ ), чем толще слой ткани, тем большая доля излучения поглощается ей. Поэтому КТ-коррекция в наибольшей мере восстанавливает статистику счета от структур, расположенных наиболее глубоко в грудной клетке и брюшной полости. В большинстве случаев поддиафрагмальная активность связана с накоплением РФП в петлях тонкого кишечника или в селезеночном угле тол-

стой кишки, что обусловлено их перемещением вверх при положении пациента лежа на спине (рис. 13). Нередко на изображение нижней стенки ЛЖ накладывается левая доля печени. Несмотря на то, что МИБИ интенсивно накапливается в желчном пузыре, он практически никогда не мешает визуализации миокарда. Однако в редких случаях отмечается высокая активность МИБИ в желудке при дуодено-гастральном рефлюксе. Как правило, поддиафрагмальная активность более выражена у мужчин и на этапе исследования в покое. На этапе нагрузки она редко мешает визуализации миокарда, поскольку повышенная скорость метаболизма на фоне нагрузки приводит к более быстрому клиренсу РФП из путей его выведения.

В подавляющем большинстве случаев эта ситуация решается с помощью ручного оконтуривания нижней стенки ЛЖ с помощью ограничителя (Constrain) и маски (Mask). Предлагаемое нами ранее отсечение поддиафрагмальных структур на этапе реконструкции изображений следует считать крайней мерой, которая не рекомендуется к постоянному использованию. Наличие поддиафрагмальной активности является еще одним аргументом к необходимости всегда

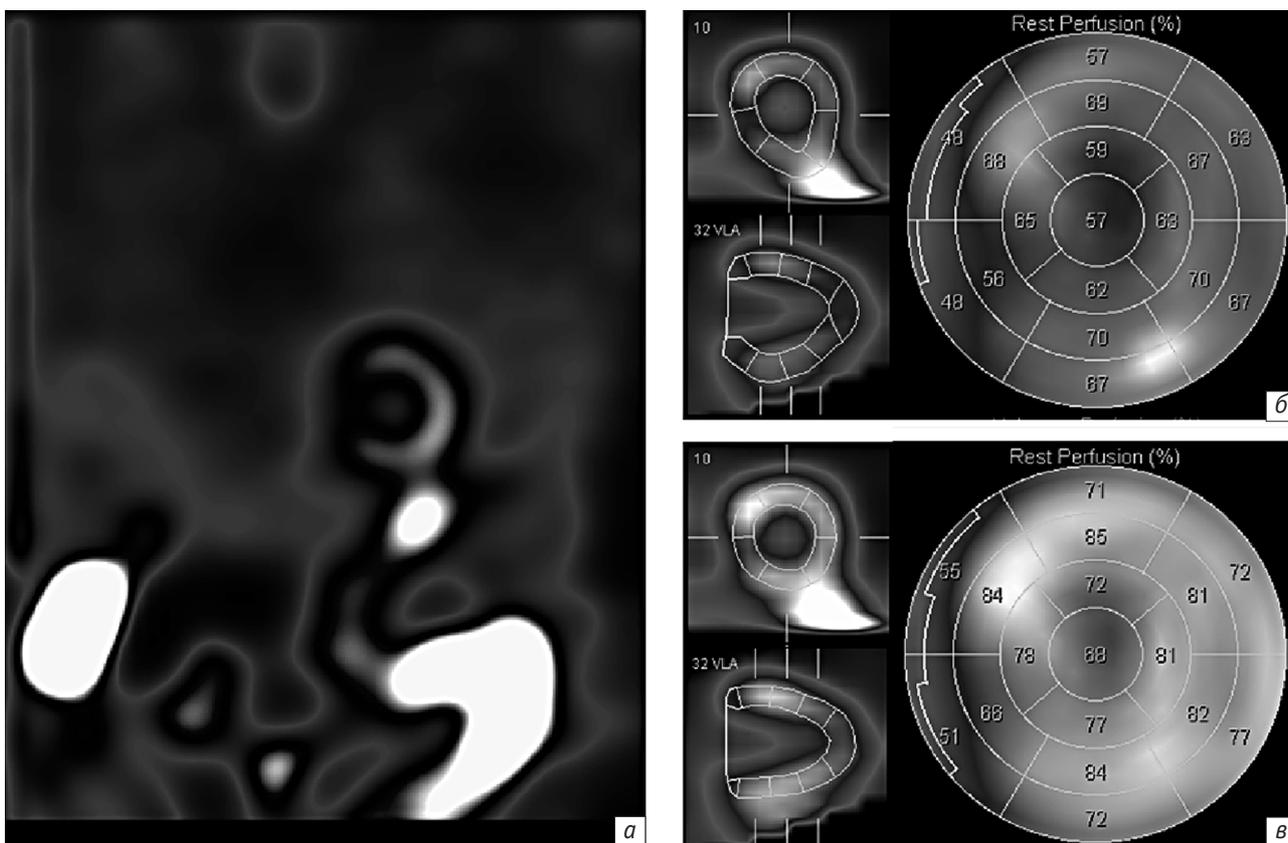


Рис. 13. А. Интенсивное накопление МИБИ в кишечнике, приводящее к ошибочному оконтуриванию нижней стенки ЛЖ в автоматическом режиме и получению недиагностических полярных карт (Б). В. Приемлемое оконтуривание ЛЖ с использованием ручного ограничения

анализировать оба набора данных – с КТ-коррекцией и без нее.

### Заключение

В настоящее время выполнение КТ-коррекции и использование современных итеративных алгоритмов при проведении перфузионной ОЭКТ миокарда должно быть частью обязательного протокола исследования, поскольку это в значительной мере влияет на диагностическую ценность метода. Описания перфузионных исследований, основанные на совместном анализе АС- и пАС-изображений, имеют более высокую межоператорскую согласованность, чем основанные на анализе только пАС-изображений. Более высокое качество перфузионных ОЭКТ-изображений миокарда с КТ-коррекцией привело к более частой визуализации апикального утончения, которое является вариантом нормы, а также различ-

ных вариантов диффузной неравномерности перфузии миокарда, которая должна интерпретироваться в сопоставлении с клиническими данными. Пограничные значения количественных параметров нарушений перфузии при использовании КТ-коррекции, по-видимому, должны быть пересмотрены. Наше предложение об использовании средних арифметических значений параметров АС и пАС-изображений основано на лучшем согласовании такого подхода с визуальным анализом. Важность использования КТ-коррекции при перфузионной ОЭКТ миокарда диктует необходимость разработки способов генерации карт коррекции поглощения излучения при использовании ОЭКТ-томографов без КТ-коррекции, которые по-прежнему составляют большую часть радиодиагностического парка в России. Мы планируем предложить решение данного вопроса в последующих публикациях.

### Литература [References]

1. Verberne H.J., Acampa W., Anagnostopoulos C., Ballinger J., Bengel F., De Bondt P., et al. EANM procedural guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with SPECT and SPECT/CT: 2015 revision. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2015; 42 (12): 1929-40. DOI: 10.1007/s00259-015-3139-x
2. Raff G.L., Gallagher M.J., O'Neill W.W., Goldstein J.A. Diagnostic Accuracy of Noninvasive Coronary Angiography Using 64-Slice Spiral Computed Tomography. *JACC*. 2005; 46 (3): 552-7. DOI: 10.1016/j.jacc.2005.05.056
3. Kwon S.W., Kim Y.J., Shim J., Sung J.M., Han M.E., Kang D.W., et al. Coronary artery calcium scoring does not add prognostic value to standard 64-section CT angiography protocol in low-risk patients suspected of having coronary artery disease. *Radiology*. 2011; 259 (1): 92-9. DOI: 10.1148/radiol.10100886
4. Almoudi M., Sun Z. Coronary artery calcium score: Re-evaluation of its predictive value for coronary artery disease. *World J Cardiol*. 2012; 4 (10): 284-7. DOI: 10.4330/wjcv4.i10.284
5. Dorbala S., Ananthasubramaniam K., Armstrong I.S., Chareonthaitawee P., DePuey E.G., Einstein A.J., et al. Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Myocardial Perfusion Imaging Guidelines: Instrumentation, Acquisition, Processing, and Interpretation. *J Nucl Cardiol*. 2018; 25 (5): 1784-846. DOI: 10.1007/s12350-018-1283-y
6. Аншелес А.А., Сергиенко И.В., Сергиенко В.Б. Способ количественной оценки начальных нарушений и неоднородности перфузии миокарда по данным однофотонно-эмиссионной компьютерной томографии. Патент на изобретение RU 2601098. 2015. [Ansheles A.A., Sergienko I.V., Sergienko V.B. The method of quantitative assessment of the initial impairments and heterogeneity of myocardial perfusion according to single-photon emission computed tomography. Patent for invention RU 2601098. 2015. (in Russ.).]
7. Аншелес А.А. Особенности интерпретации перфузионной однофотонной эмиссионной компьютерной томографии миокарда с компьютерно-томографической коррекцией поглощения. *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2014; 95 (2): 5-20. [Ansheles A.A. Specific features of interpretation of myocardial perfusion single-photon emission computed tomography with computed tomographic attenuation correction. *Vestnik rentgenologii i radiologii*. 2014; 95 (2): 5-20 (in Russ.).]
8. Baosheng G., Jun Y., Xiaona Y., Bing H., Ying Z., Shuxi G., et al. Left ventricular apical thin point viewed with two-dimensional echocardiography. *Echocardiography*. 2009; 26 (8): 988-90. doi: 10.1111/j.1540-8175.2009.00960.x
9. Bradfield J.W., Beck G., Vecht R.J. Left ventricular apical thin point. *Br Heart J*. 1977; 39 (7): 806-9.
10. Purser N.J., Armstrong I.S., Williams H.A., Tonge C.M., Lawson R.S. Apical thinning: real or artefact? *Nucl Med Commun*. 2008; 29 (4): 382-9. DOI: 10.1097/mnm.0b013e3282f4a22e
11. Johnson K.M., Johnson H.E., Dowe D.A. Left ventricular apical thinning as normal anatomy. *J Comput Assist Tomogr*. 2009; 33 (3): 334-7. DOI: 10.1097/RCT.0b013e3181870356
12. 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; 75 (3): 50-61. [Denisova N.V., Ondar M.M. The effect of correction of inhomogeneous attenuation of gamma radiation in biological tissues on the quality of SPECT images in nuclear cardiology. *Med Phys*. 2017; 75 (3): 50-61 (in Russ.).]
13. Denisova N.V., Ansheles A.A. A study of false apical defects in myocardial perfusion imaging with SPECT/CT. *Biomed Phys Engin Express*. 2018; 4 (6): 065018. doi: 10.1088/2057-1976/aae414
14. Kawel-Boehm N., Maceira A., Valsangiacomo-Buechel E.R., Vogel-Claussen J., Turkbey E.B., Williams R., et al. Normal values for cardiovascular magnetic resonance in adults and children. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2015; 17 (29). DOI: 10.1186/s12968-015-0111-7
15. Аншелес А.А., Сергиенко И.В., Сергиенко В.Б. Способ количественной оценки нарушений перфузии миокарда

правого желудочка по данным однофотонно-эмиссионной компьютерной томографии. Патент на изобретение RUS 2628367. 2016.

[Ansheles A.A., Sergienko I.V., Sergienko V.B. The method of quantitative assessment of myocardial perfusion impairments of the right ventricle according to single photon emission computed tomography. Patent for invention RUS 2628367. 2016. (in Russ.)]

16. Nachamovitch R., Berman D.S., Shaw L.J., Kiat H., Cohen I., Cabico J.A., et al. Incremental prognostic value of myocar-

dial perfusion single photon emission computed tomography for the prediction of cardiac death: differential stratification for risk of cardiac death and myocardial infarction. *Circulation*. 1998; 97 (6): 535-43.

17. Аншелес А.А. Методы гибридной однофотонной эмиссионной компьютерной томографии в кардиологической практике. Автореф. дисс. докт. мед. наук. М. 2018. [Ansheles A.A. Methods of hybrid single photon emission computed tomography in cardiology practice. Diss. D. Med. Sc. M. 2018. (in Russ.)]

## Сведения об авторах | Information about the authors

**Аншелес Алексей Аркадьевич\***, д.м.н., старший научный сотрудник, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр кардиологии» Минздрава Российской Федерации; orcid.org/0000-0002-2675-3276

E-mail: a.ansheles@gmail.com

**Сергиенко Владимир Борисович**, д.м.н., профессор, руководитель отдела радионуклидной диагностики, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр кардиологии» Минздрава Российской Федерации; orcid.org/0000-0002-0487-6902

**Alexey A. Ansheles\***, Dr. Med. Sc., Senior Researcher; National Medical Research Center of Cardiology, Ministry of Health of the Russian Federation; orcid.org/0000-0002-2675-3276

E-mail: a.ansheles@gmail.com

**Vladimir B. Sergienko**, Dr. Med. Sc., Professor, Head of Nuclear Medicine Department; National Medical Research Center of Cardiology, Ministry of Health of the Russian Federation; orcid.org/0000-0002-0487-6902