

Особенности интерпретации перфузионной однофотонной эмиссионной компьютерной томографии миокарда с компьютерно-томографической коррекцией поглощения

А.А. Аншелес, к. м. н., н. с. отдела радионуклидной диагностики

ФГБУ «Российский кардиологический научно-производственный комплекс»

Министерства здравоохранения РФ,

ул. 3-я Черепковская, 15а, Москва, 121552, Российская Федерация

Specific features of interpretation of myocardial perfusion single-photon emission computed tomography with computed tomographic absorption correction

A.A. Ansheles, MD, PhD, Researcher of Nuclear Medicine Department

Russian Cardiology Research-and-Production Complex, Ministry of Health of the RF,
ul. Tret'ya Cherepkovskaya, 15a, Moscow, 121552, Russian Federation

Цель исследования – изучить возможности совмещенной системы однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОЭКТ)/КТ при выполнении перфузионного исследования миокарда, оценить влияние коррекции поглощения (attenuation correction – AC) и выявить факторы, влияющие на вклад AC в диагностический результат исследования.

Материал и методы. В исследование включены 167 пациентов, которым была выполнена перфузионная ОЭКТ миокарда с КТ-коррекцией поглощения и без нее. Визуально анализировались различия между AC- и поп-AC-исследованиями, по итогам анализа сформированы группы визуальных различий. Предполагаемые факторы, влияющие на вклад AC, изучались с позиции отнесения в определенную группу визуальных различий.

Результаты. Описаны возможные варианты влияния AC на результаты сцинтиграфии. Коррекция поглощения вносит значимый вклад в 68% случаев. В 80% этих случаев при AC восстанавливались дефекты перфузии, видимые при поп-AC-исследовании. К факторам, предсказывающим существенные различия между AC- и поп-AC-исследованиями, отнесены: масса тела, конечный диастолический объем, мужской пол, мелкоочаговые дефекты перфузии и преходящая ишемия, недостаточная активность введенного радиофармпрепарата. Такие факторы, как индекс массы тела, наличие крупных дефектов перфузии, настройки КТ-подсистемы и орбиты, время от введения радиофармпрепарата до начала исследования, не влияют существенно на вклад AC. При AC-исследованиях значения SRS и площади преходящей ишемии достоверно больше, чем при поп-AC-исследованиях, что требует сдвига критериев нормы. Выявлены некоторые методические особенности интерпретации перфузионной ОЭКТ миокарда с КТ-коррекцией.

Заключение. Проведение ОЭКТ миокарда с AC повышает диагностическую ценность метода, упрощает интерпретацию перфузионной ОЭКТ миокарда, снижает число ложноположительных и сомнительных результатов.

Objective: to study the capabilities of a hybrid single-photon emission computed tomography/computed tomography (SPECT/CT) system during myocardial perfusion imaging study, to evaluate the impact of absorption correction (AC), and to reveal factors influencing the contribution of AC to the diagnostic result of the study.

Material and methods. The study included 167 patients who underwent myocardial perfusion SPECT with and without CT AC. Differences between AC and non-AC studies were visually analyzed; the results of the analysis were used to form groups of visual differences. The supposed factors influencing the contribution of AC were studied, by assigning visual differences to a particular group.

Results. The possible variants of the impact of AC were described in the baseline scintigrams. AC made a significant contribution in 68% of cases. With AC, the perfusion defects visible during non-AC study recovered in 80% of these cases. The factors predicting substantial differences between the AC and non-AC studies included weight, end diastolic volume, male sex, patients with small focal perfusion defects and transient ischemia, and inadequate injected activity. Factors, such as body mass index, large perfusion defects, CT subsystem and orbit settings, and time from the injection of a radiotracer to the initiation of a study, had no substantial impact on the contribution of AC. During AC studies, SRS and transient ischemic dilatation were significantly higher than during non-AC studies, requiring a shift of standard criteria. There were some methodical features of interpretation of myocardial perfusion SPECT using CT correction.

Conclusion. Myocardial SPECT with AC enhances the diagnostic value of the technique, simplifies the interpretation of myocardial perfusion SPECT, and reduces the number of false-positive and questionable results.

Введение

Радионуклидная визуализация имеет более чем полувековую историю, однако и на сегодняшний день остается единственным неинвазивным методом оценки истинной перфузии миокарда на клеточном уровне. С 1980-х гг. планарная сцинтиграфия миокарда постепенно была вытеснена

однофотонной эмиссионной компьютерной томографией (ОЭКТ). Эти методы давно доказали свою диагностическую и прогностическую ценность у пациентов с различными заболеваниями сердечно-сосудистой системы. Современные потребности клинической диагностики обусловили дальнейшее технологическое

Ключевые слова:

однофотонная эмиссионная компьютерная томография/
компьютерная томография,
коррекция поглощения, миокард

Index terms:

single-photon emission
computed tomography/computed
tomography, absorption correction,
myocardium

развитие и появление совмещенных томографов. ОЭКТ/КТ- или ПЭТ/КТ-томограф с полноценной 64-срезовой КТ-подсистемой позволяет выполнять неинвазивную КТ-ангиографию коронарных артерий и совмещать полученные изображения миокарда и коронарного дерева с перфузионными трехмерными данными ОЭКТ. Эта методика дает возможность принимать решение об алгоритме лечения больных ИБС за одно исследование, и в мировой практике в течение последних 10 лет она признавалась наиболее эффективной. Однако в настоящее время пути развития ПЭТ/КТ и ОЭКТ/КТ несколько расходятся.

Если совмещение ПЭТ и КТ вполне доказало свое многократное преимущество перед изолированным их использованием, что в большей мере обусловлено применением ПЭТ/КТ в онкологии, где детальная, полная анатомическая КТ-визуализация необходима каждому пациенту, то с ОЭКТ/КТ ситуация несколько иная. При добавлении к ОЭКТ-томографу полноценной КТ-подсистемы могут быть сведены на нет многие преимущества ОЭКТ перед ПЭТ – относительная дешевизна, простота инсталляции и эксплуатации, меньшая масса и меньшие требования к помещениям [1]. В настоящее время на рынке нет ОЭКТ/КТ-томографов с более чем 64-срезовой КТ-подсистемой, при этом многие параметры КТ-«надстроек» в силу различных технических и маркетинговых причин уступают таковым у изолированных КТ-томографов. Этот факт, а также развитие мощностей компьютерных сетей, станций обработки и прикладных программ приводит к тому, что сейчас во многих зарубежных клиниках более эффективным оказывается последовательное использование изолированных, но узкоспециализированных приборов (например, кардиологического ОЭКТ-томографа с CZT-детекторами и 320-срезового ком-

пьютерного томографа) с совмещением полученных изображений уже в программах обработки (software fusion).

В то же время существующая проблема ослабления и поглощения гамма-излучения тканями пациента (attenuation) при традиционной ОЭКТ миокарда требует ее коррекции у каждого пациента, для чего использовать мощный мультidetекторный рентгеновский томограф, очевидно, нецелесообразно. По этой причине логичным выглядит оснащение ОЭКТ-томографа КТ-подсистемой начального уровня, которая бы не слишком влияла на стоимость и массу томографа. К таким КТ-подсистемам относятся 2–16-срезовые и плоскочастотные модули, позволяющие достигать указанных целей, а при необходимости выполнять КТ, качество которой достаточно для решения определенных клинических задач.

В мировой практике протокол перфузионной ОЭКТ миокарда с КТ-коррекцией поглощения уже достаточно давно стал основным методическим стандартом [2–6]. Однако даже в последние годы все еще встречаются публикации и выступления на конгрессах, в которых акцентируются недостатки КТ-коррекции и выражается недоверие к ним в ежедневной работе [7, 8]. Такие сообщения могут быть вызваны непониманием принципов работы гибридного прибора, поэтому они небезосновательно подвергаются критике. Похожая ситуация наблюдается и в отечественной радионуклидной диагностике. В процессе эксплуатации нового гибридного томографа врач-радиолог получает информацию, несколько отличную от привычной в силу особенностей КТ-коррекции. Эта информация часто не согласуется с его накопленным опытом радиологического «видения» сцинтиграмм, может вызывать дополнительные сложности в интерпретации, в результате чего радиолог будет склонен совсем отказаться от использова-

ния КТ-коррекции. В то же время наш опыт ее использования позволяет заявить о целесообразности и перспективности этой методики. В данной работе демонстрируются преимущества ОЭКТ миокарда с КТ-коррекцией поглощения и анализируются методические особенности и возможные проблемы интерпретации перфузионных исследований миокарда.

Цель нашего исследования – изучить возможности совмещенной системы ОЭКТ/КТ при выполнении перфузионного исследования миокарда, оценить влияние коррекции поглощения (attenuation correction – AC) и выявить факторы, влияющие на вклад AC в диагностический результат исследования.

Материал и методы

В исследование включены 167 пациентов, которым была выполнена перфузионная ОЭКТ миокарда с КТ-АС; это полная, последовательная совокупность пациентов за период с апреля по декабрь 2013 г., выборка не производилась. Большинству пациентов – 125 (74,8%) выполнен стандартный протокол «покой + нагрузка», с двумя введениями РФП и двумя томографическими исследованиями. У остальных 42 пациентов по разным причинам было выполнено только исследование в покое. Таким образом, общее количество исследований составило 292 (125×2+42). Все исследования выполнялись по направлениям лечащих врачей РКНПК по клиническим показаниям. Краткая характеристика пациентов приведена в таблице 1.

ОЭКТ/КТ проводилась на двухдетекторном томографе с плоскочастотной КТ-подсистемой с внутривенным введением радиофармпрепарата ^{99m}Tc-МИБИ. Вводимая активность РФП в покое – 10 мКи (370 МБк), после нагрузки – 10 мКи (если нагрузка проводилась в другой день) или 15 мКи (если нагрузка проводилась в тот же день, мини-

Таблица 1

Характеристика пациентов

Параметр	Значение
Возраст, лет	53,6 ± 16,8
Мужчины/Женщины	99/68 (59/41%)
Стенокардия напряжения I–IV ФК	88 (53%)
Атипичная стенокардия	20 (12%)
Безболевая ишемия	42 (25%)
Постинфарктный кардиосклероз	54 (32%)
Индекс массы тела, кг/м ²	29,2±5,8
Артериальная гипертония	125 (75%)
Сахарный диабет	24 (14%)
Мультифокальный атеросклероз	25 (15%)
Почечная недостаточность	6 (4%)
Гиперлиппротеинемия	68 (41%)
Курение	74 (44%)
Перенесенная ТБКА	29 (17%)
Перенесенная операция АКШ	13 (8%)

Примечание. ТБКА – транслумиальная баллонная коронарная ангиопластика.

мальное время между исследованиями – 3 ч). ОЭКТ выполнялась двумя детекторами под углом 90°, с укладкой пациента лежа на спине, руки убраны за голову, с ЭКГ-синхронизацией, получением серий перфузионных скантинграмм из 64 кадров (32×2) не менее чем по 20 с и не менее чем 70 тыс. импульсов, а также серии синхронизированных скантинграмм из 64 кадров для каждой из 8 фаз сокращения ЛЖ. Расчетная эффективная доза при ОЭКТ – не более 3,5 мЗв на одно исследование.

Компьютерная томография грудной клетки проводилась в режиме сбора данных для коррекции поглощения: без задержки дыхания, ширина аксиального поля обзора 15 см, толщина среза 2 мм, матрица 256×256, FBP-реконструкция, время оборота трубки 60 с, напряжение на трубке 120 кВ, сила тока 5 мА, расчетная эффективная доза не более 0,2 мЗв.

У 10 пациентов выполнена КТ диагностического качества: на задержке дыхания на выдохе, ширина аксиального поля обзора 15 см, толщина среза 1 мм, матрица 512×512, FBP (filtered back-projection)- и итеративная (OSEM) реконструкция, время оборота трубки 12 с, напряжение

на трубке 120 кВ, сила тока 20 мА, расчетная эффективная доза не более 2 мЗв. Эти КТ-изображения также использовали для АС и сравнивали с изображениями, полученными в режиме коррекции поглощения. Общая продолжительность исследования не превышала 20 мин.

Обработка полученных данных проводилась при помощи полуколичественного пакета прикладных программ (Cedar-Sinai AutoQuant, QBS, QPS v7.2, с фильтром Astonish). Оценивали оба набора перфузионных изображений – с коррекцией и без нее (АС и non-АС). Визуально отмечали равномерность накопления РФП и наличие дефектов перфузии, которые могли трактоваться как стабильные (фиброз, постинфарктный кардиосклероз – ПИКС) и преходящие (преходящая ишемия). Изменения, вносимые в результате коррекции, также оценивали визуально и анализировали, насколько они влияют на итоговое заключение. Различия между АС- и non-АС-изображениями были критериями для отнесения случая в одну из следующих групп визуальных различий (ГВР, рис. 1):

– ГВР 1 – различия визуально не определяются;

– ГВР 2 – различия визуализируются, но несущественны (на заключение не влияют);

– ГВР 3 – различия хорошо определяются, но недостоверны; в рамках группы были сформированы три подгруппы:

а) 3+ (на non-АС-изображениях имеются сомнительные дефекты, не видимые на АС-изображениях, – сомнительно-положительный случай),

б) 3– (на АС-изображениях имеются сомнительные дефекты, не видимые на non-АС-изображениях, – сомнительно-отрицательный случай),

в) 3± (имеются признаки обеих групп: 3+ и 3–);

– ГВР 4 – различия достоверны; в рамках группы сформированы три подгруппы:

а) 4+ (на non-АС-изображениях имеются достоверные дефекты, не видимые на АС-изображениях, – ложноположительный случай),

б) 4– (на АС-изображениях имеются достоверные дефекты, не видимые на non-АС-изображениях, – ложноотрицательный случай),

в) 4± (имеются признаки обеих групп: 4+ и 4–).

При сравнении данных АС- и non-АС-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, а не его глубину). Параметры рассчитывались для 17-сегментного деления ЛЖ. К сомнительным относили такие дефекты, которые на равных основаниях, с учетом указанных количественных параметров и многих других факторов (клинических, методических и др.) могли трактоваться и как нормальные, и как патологические (обычно такие дефекты описывались как

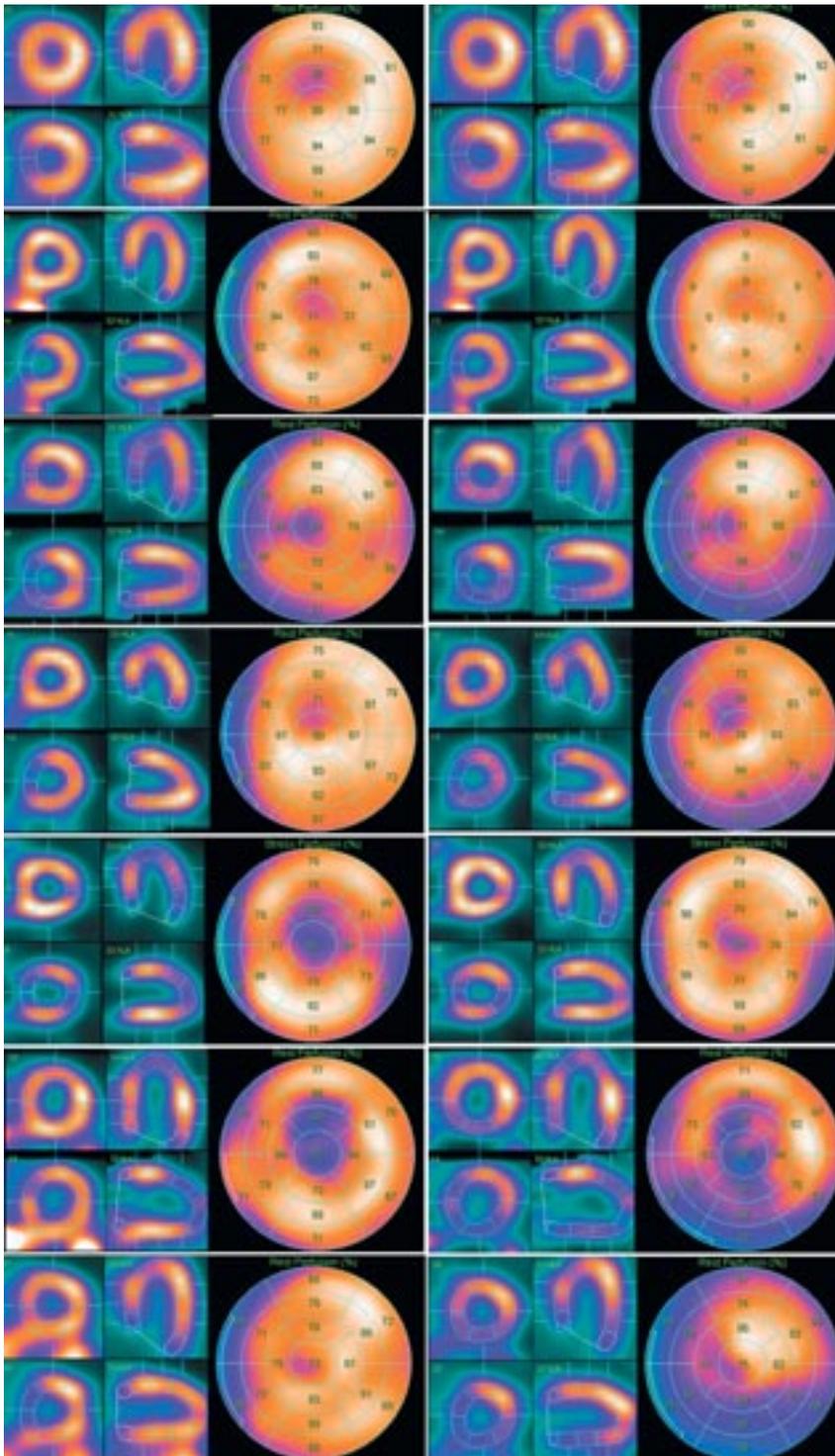


Рис. 1. Варианты влияния коррекции поглощения на исходные сцинтиграммы. Слева – срезы и полярные карты АС-исследования, справа – поп-АС, сверху вниз – ГВР 2, 3-, 3±, 3+, 4-, 4±, 4+.

зоны мелкоочагового фиброза миокарда без указания его этиологии). К достоверным относили такие дефекты, которые на основании количественных и визуальных критериев однозначно трактуются как патологические (ПИКС).

Мы предположили, что на вклад АС в исходные сцинтиграммы потенциально могут влиять следующие факторы:

- 1) настройки компьютерного томографа для получения карт компенсации;
- 2) вводимая активность;

3) время от введения РФП до укладки пациента;

4) расстояние от детекторов до пациента в процессе исследования;

5) общий уровень перфузии миокарда, а также наличие локальных дефектов перфузии;

6) пол пациента;

7) телосложение пациента;

8) размеры сердца.

Для изучения зависимости вклада АС от состояния перфузии миокарда пациенты ($n = 167$) были разделены на группы по двум признакам. Первый признак – это наличие стабильных дефектов перфузии (ДП), согласно этому признаку были сформированы три группы: пациенты без стабильных ДП, пациенты с сомнительными дефектами, не достигающими количественных критериев достоверности (такие дефекты в общем случае трактовались как неспецифический фиброз миокарда), пациенты с достоверными ДП. Вторым признаком подразумевал наличие преходящих ДП (преходящей ишемии миокарда). По этому признаку также были сформированы три группы: пациенты без преходящей ишемии, пациенты с преходящей ишемией (в том числе начальной или значимой), пациенты только с одним исследованием (наличие преходящей ишемии установить невозможно).

Для изучения зависимости вклада АС от комплекции пациенты были разделены на группы по индексу массы тела (ИМТ): норма, избыточный вес, ожирение. Кроме того, ГВР 2, 3 и 4 сравнивались по массе и ИМТ попавших в эти группы пациентов.

Для изучения зависимости вклада АС от размеров сердца ГВР 2, 3 и 4 сравнивались по конечному диастолическому объему (КДО) ЛЖ (по данным ОЭКТ, синхронизированной с ЭКГ) попавших в эти группы пациентов. Если у пациента проводилось два исследования, брали среднее арифметическое значение КДО ЛЖ.

Статистическую обработку выполняли с помощью програм-

много пакета MedCalc. Для описания независимых количественных групп использовали среднее арифметическое \pm стандартное отклонение. При сравнении групп осуществлялась проверка распределения элементов группы на нормальность (тест Д'Агостино–Пирсона), в случае нормального распределения использовали t-критерий для независимых выборок, в противном случае – критерий Манна–Уитни.

Результаты

Изображения, полученные в ходе всех 292 исследований, были признаны диагностически приемлемыми. В 1 случае введение РФП было выполнено неудачно, при этом для сбора необходимой статистики потребовалось увеличение длительности записи каждой проекции до 40 с, в итоге также были получены изображения диагностического качества.

Среди исследований по протоколу «покой + нагрузка» (125 пациентов, 250 исследований) в 124 случаях изображения в покое и после нагрузки попали в одну и ту же ГВР (и даже в одну подгруппу) по влиянию АС (рис. 2). Лишь в единственном оставшемся случае исследование в покое (рис. 3) (с плохим введением) было отнесено в подгруппу 4+, а исследование после нагрузки – в подгруппу 3-. С учетом выявленной закономерности в дальнейшем мы анализировали не каждое исследование, а данные пациента в целом, усредняя полученные параметры от обоих исследований (в покое и после нагрузки). Этот подход позволил нам объединить всех пациентов в одну когорту ($n=167$). В этой когорте в ГВР 1 попало 0 пациентов (0%, исключена из дальнейшего анализа), в ГВР 2 – 54 (32%), в ГВР 3 – 54 (32%), в ГВР 4 – 59 (36%). Из тех случаев, в которых АС влияла на заключение (ГВР 3 и 4), в большинстве из них (90 из 113, или 79,6%) это влияние было только в лучшую сторону: АС «отменяла» види-

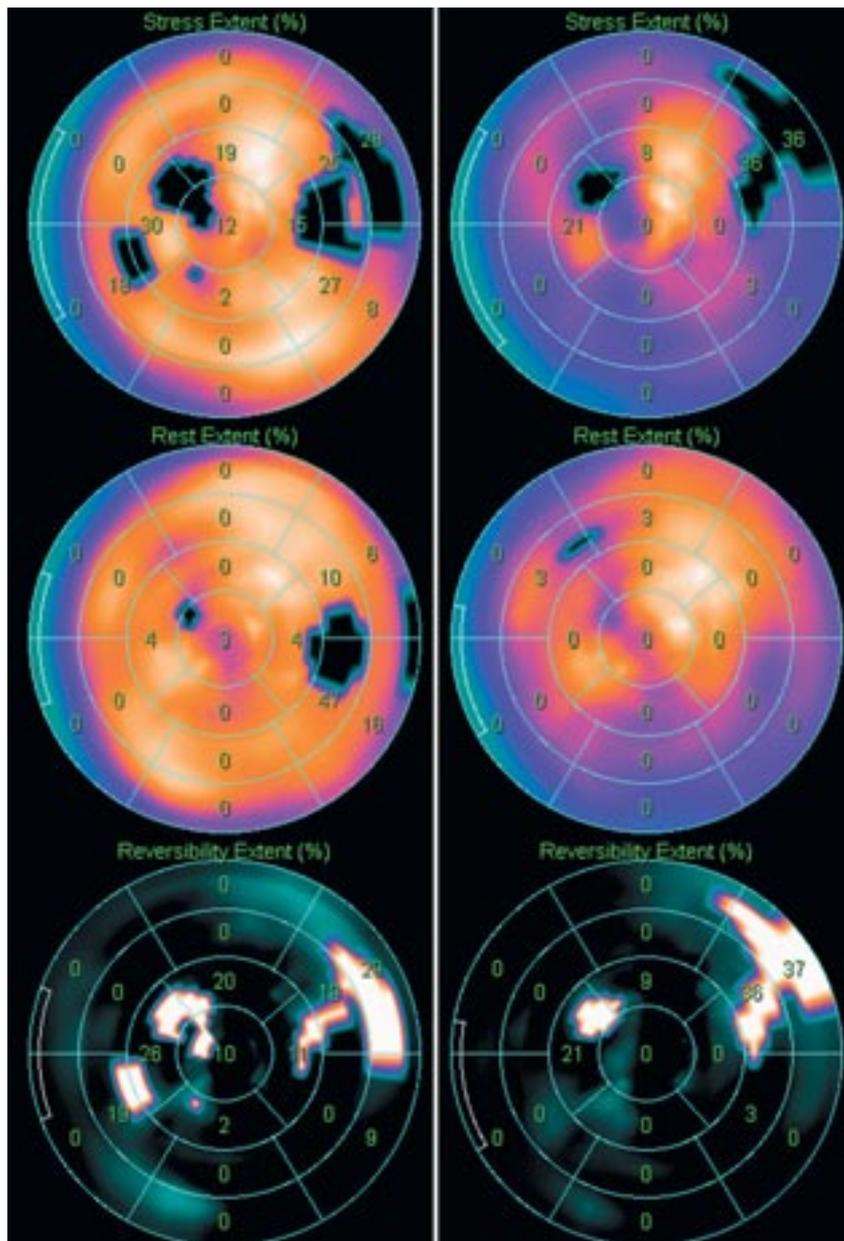


Рис. 2. Пациент 3. с подозрением на наличие крупноочагового ИМ нижней локализации. При исследовании с АС (слева) визуализируются признаки мелкоочагового фиброза миокарда. АС- (слева) и поп-АС-изображения (справа) в покое (средний ряд) и после нагрузочной пробы (верхний ряд) различаются практически в равной степени (разностные карты переходящей ишемии – нижний ряд): оба исследования отнесены в ГВР 4+.

мые на поп-АС-изображениях дефекты, исправляя потенциально ложноположительные случаи.

Настройки компьютерного томографа не влияли на вклад АС в исходные скintiграммы и итоговое заключение в тестовой выборке пациентов ($n=10$). При визуальном сравнении поп-АС- и АС-скintiграмм, скорректированных по КТ, реконструированной по итеративному алгоритму, все случаи попали в те же

ГВР, что и при сравнении поп-АС- и АС-скintiграмм, скорректированных по КТ, реконструированной по алгоритму FBP (рис. 4).

При анализе зависимости влияния АС от наличия дефектов перфузии достоверных различий между группами получено не было (рис. 5). Обращает на себя внимание лишь несколько большая частота попадания пациентов из группы «фиброз»

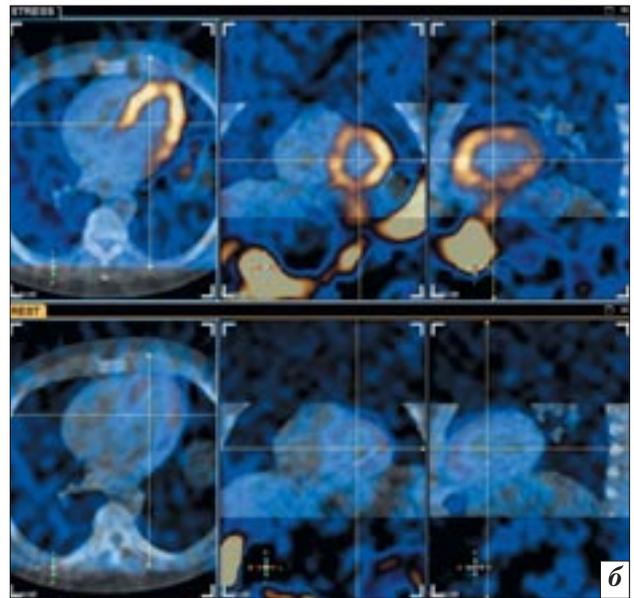
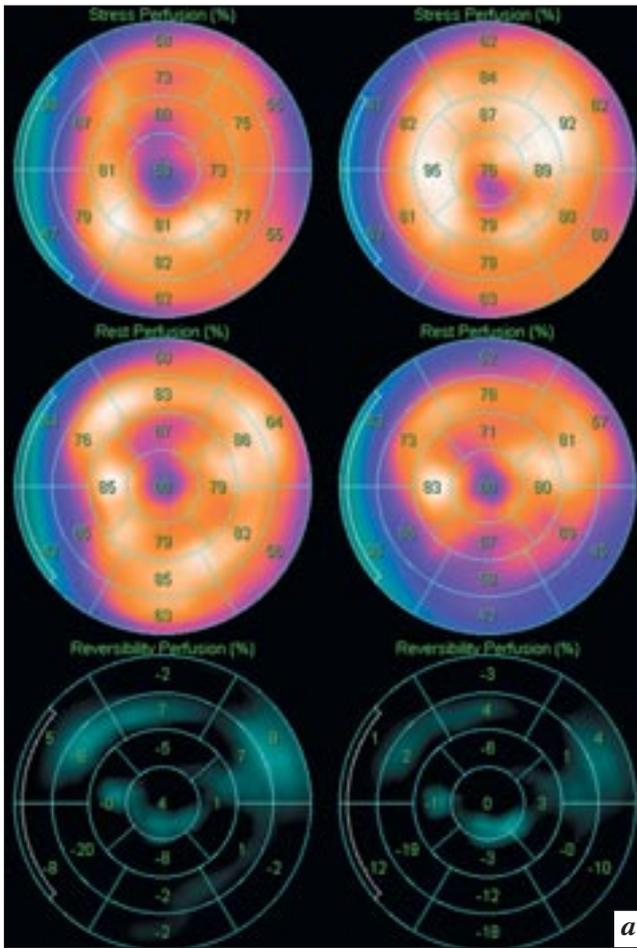


Рис. 3. Пациент Д. с подозрением на наличие ПИКС нижней и верхушечной локализации: *a* – при исследовании с АС (слева) – признаки достоверного мелкоочагового ПИКС верхушечной локализации, признаки начальной переходящей ишемии миокарда передней локализации. АС- (слева) и поп-АС-изображения (справа) в покое (средний ряд) и после нагрузочной пробы (верхний ряд) значительно различались: исследование в покое отнесено в ГВР 4+, после нагрузки – в ГВР 3-. Это было связано с низкой активностью РФП в миокарде в покое ввиду плохого введения (б, нижний ряд).

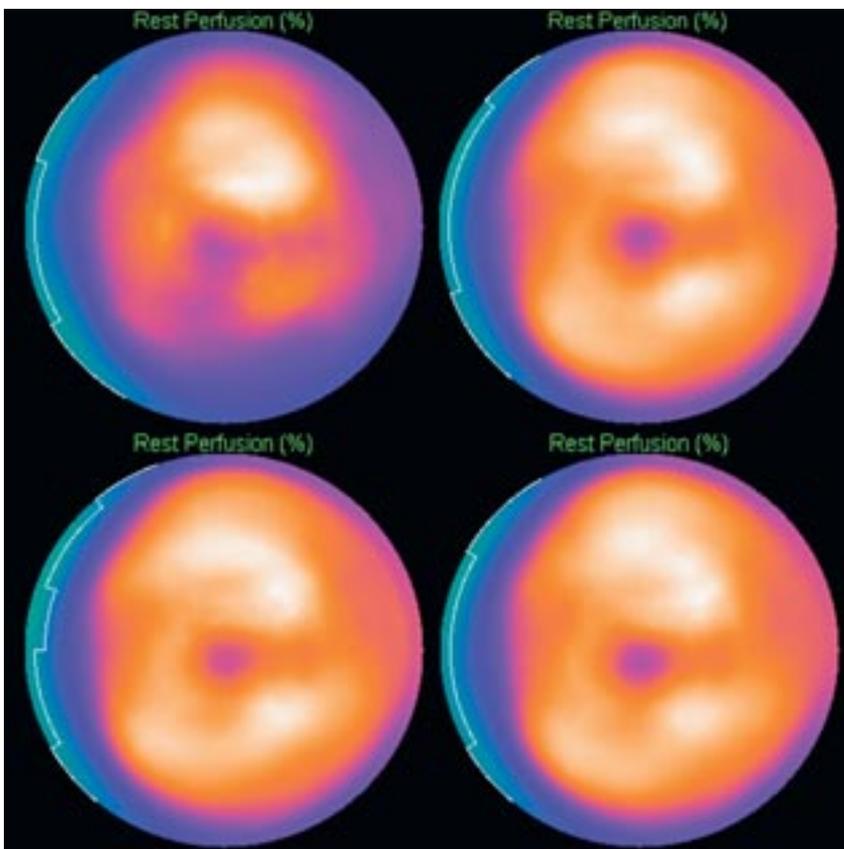


Рис. 4. Влияние настроек и типа реконструкции КТ-данных для АС. Вверху слева – поп-АС, вверху справа – итеративная реконструкция диагностической КТ, внизу слева – FBP-реконструкция низкодозовой КТ, внизу справа – FBP-реконструкция диагностической КТ.

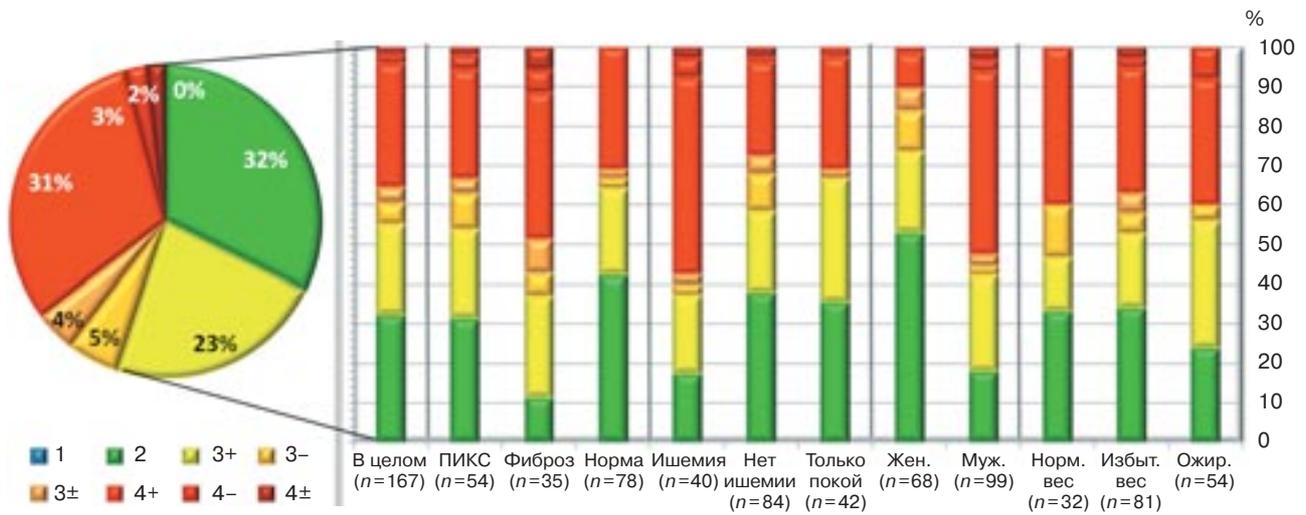


Рис. 5. Распределение пациентов по ГВР: в целом и в группах, сформированных по различным критериям.

Таблица 2

Зависимость влияния АС от ИМТ, массы тела и КДО

ГВР	ИМТ, кг/м ²	<i>p</i>	Масса тела, кг	<i>p</i>	КДО, мл	<i>p</i>
2	28,5±5,6	} 0,66 } } 0,51 } } 0,28	80,6±19,0	} 0,27 } } 0,42 } } 0,03	82,9±68,3	} 0,05 } } 0,37 } } 0,002
3	28,4±4,5		84,3±16,5		93,8±53,4	
4	30,3±6,7		93,2±20,7		100,9±65,7	

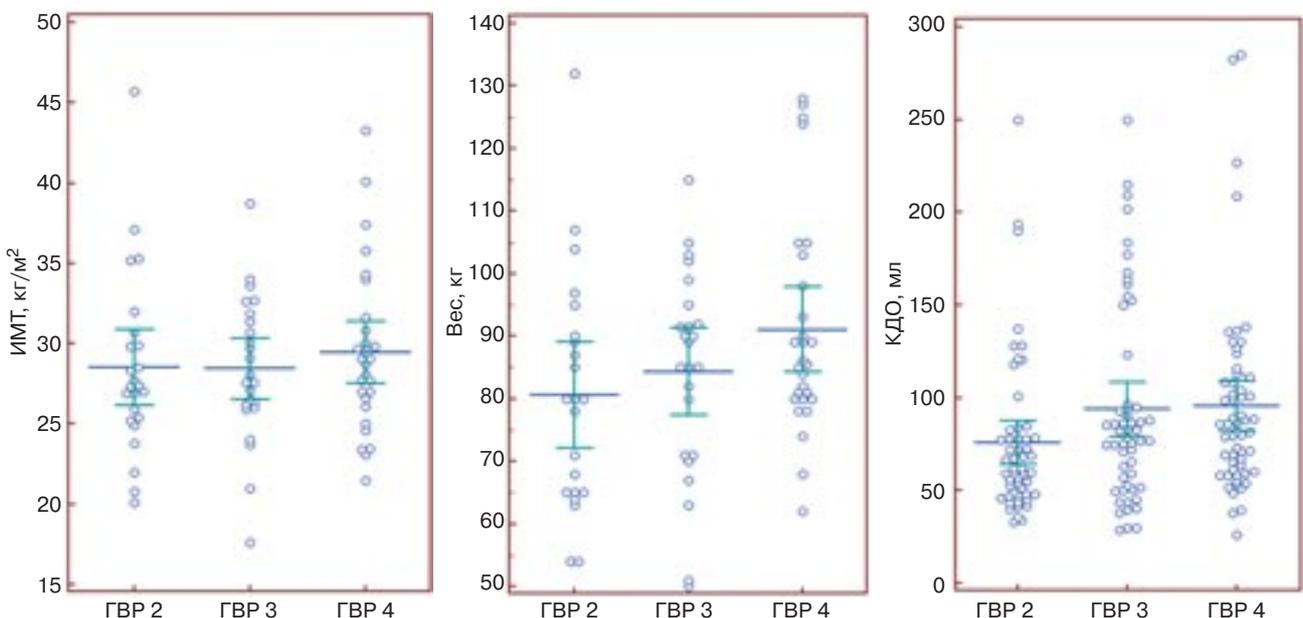


Рис. 6. Распределение пациентов групп визуальных различий по индексу массы тела, массе тела и КДО ЛЖ.

и «преходящая ишемия» в подгруппу 4+ за счет ГВР 2.

Результаты анализа зависимости влияния АС от ИМТ, массы тела и КДО приведены в таблице 2 и на рисунке 6.

При сравнении АС- и поп-АС-изображений мы анализировали

изменения количественных параметров SSS, SRS, SDS и RE. Средние значения этих параметров приведены в таблице 3. Мы обратили внимание на чрезмерное завышение площади значимых повреждений по перегородочной стенке (SE, Septal Extent)

при АС, как в покое, так и после нагрузки (это значение также приведено в табл. 3).

Пациенты были разделены на две группы – с КДО < 45 мл и > 45 мл, при этом было обнаружено достоверно более высокое значение SE_{АС} в первой группе

Сравнение средних значений SSS, SRS, SDS, RE и SE

Изображения	SRS	<i>p</i>	SSS	<i>p</i>	SDS	<i>p</i>	RE	<i>p</i>	SE	<i>p</i>
АС	6,8±6,9	<0,0001	8,1±5,7	<0,0001	2,9±2,6	0,44	5,5±5,2	<0,0001	31,1±21,6	<0,0001
поп-АС	4,5±7,1		5,3±5,6		2,7±2,5		3,3±4,8		6,6±12,8	

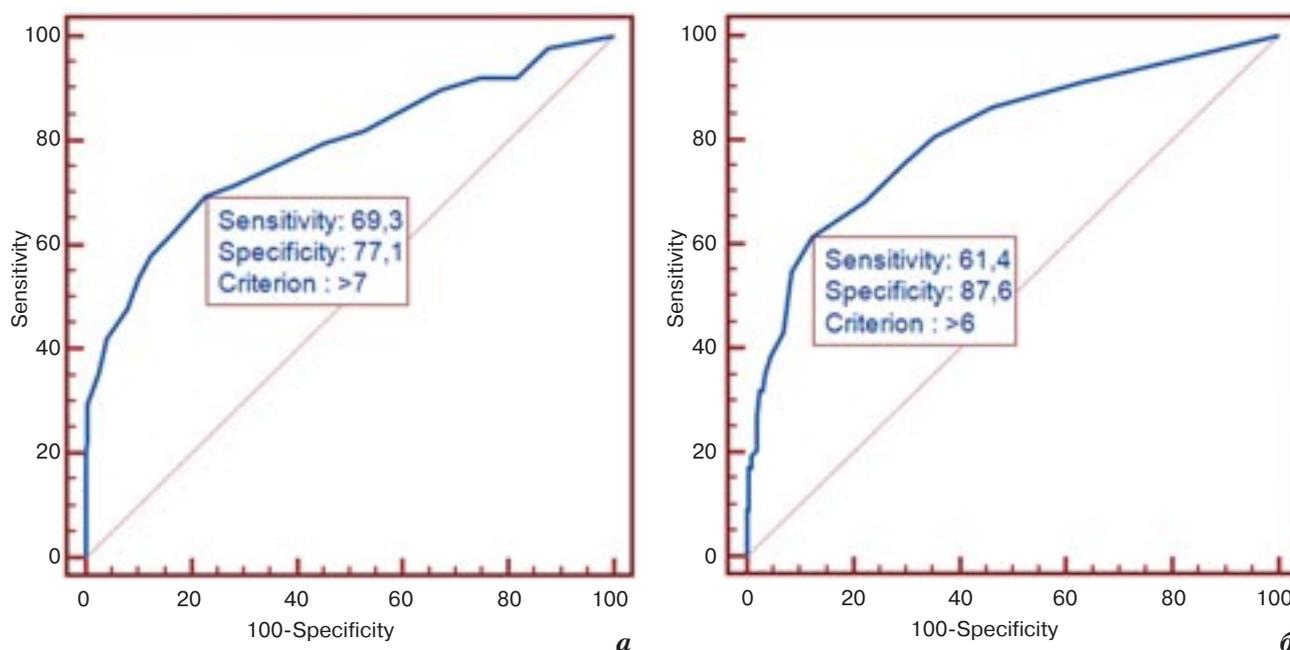


Рис. 7. ROC-анализ пограничных значений SRS для АС- (а) и поп-АС- (б) исследований.

($p=0,0011$), а значения $SE_{\text{поп-АС}}$ между этими группами достоверно не различались ($p=0,3$).

Был проведен ROC-анализ и выявлены значения SRS, разграничивающие норму и патологию (рис. 7). На поп-АС-изображениях значение $SRS > 6$ предсказывает наличие достоверного стойкого дефекта перфузии с чувствительностью 61,4% и специфичностью 87,6%, на АС-изображениях таким значением является $SRS > 7$ с чувствительностью и специфичностью 69,3 и 77,1% соответственно.

У пациентов с крупноочаговыми/трансмуральными ПИКС максимальные значения глубины зон ПИКС (severity) при АС- и поп-АС-исследованиях составили $8,3 \pm 3,7$ и $6,3 \pm 2,7$ среднеквадратичных отклонений (σ) соответственно ($p=0,056$).

При визуальном сравнении изображений АС- и поп-АС было отмечено более яркое свечение

печени и желудка на АС-изображениях, что во многих случаях приводило к частичному перекрытию этих органов и нижней стенки ЛЖ и требовало более тщательной повторной обработки изображений, в том числе очень точной отсечки нижнего края ОЭКТ-изображений миокарда. Такая ситуация встречалась в 35 исследованиях из 292 (у 31 (12%) пациента) на АС-изображениях, чаще у мужчин (27 (87,1%) из 31), и обычно только в покое (26 (74,3%) из 35), в то время как на поп-АС-изображениях – всего в 8 исследованиях (у 7 (2,7%) пациентов).

Обсуждение

Данное исследование было проведено с целью осмыслить большое количество новой информации, которую мы получали, выполняя привычные исследования перфузии миокарда на совмещенном ОЭК-томографе.

Значительная часть этой информации не соответствовала накопленному в отделе опыту обработки и интерпретации сцинтиграмм и не укладывалась в наше понимание методики. Это обстоятельство потребовало длительного анализа новых закономерностей и особенностей работы с новым оборудованием. Уже на этапе сбора информации мы столкнулись с необходимостью понимания работы и настроек КТ-подсистемы томографа.

Критически необходимым условием оказалось точное соответствие данных КТ и ОЭКТ. В противном случае, при несовпадении координат двух наборов данных, мы получали искаженные перфузионные данные, обусловленные неверной картой коррекции (рис. 8). При сборе оборудования, приводящем к такому несовпадению, важно сопоставить наборы данных вручную. Возможность ручного совмеще-

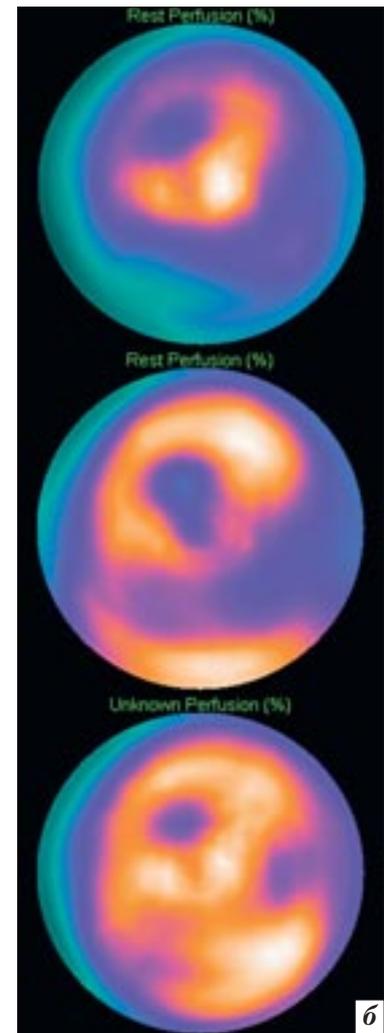
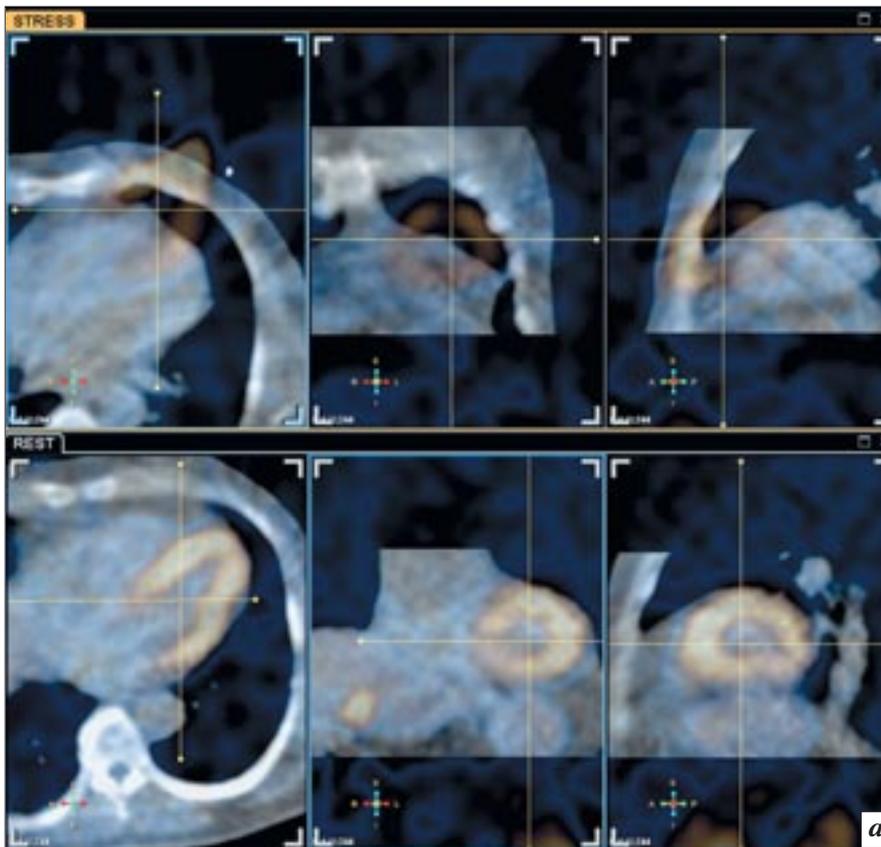


Рис. 8. Неправильное совмещение данных ОЭКТ и КТ (а), приводящее к неверному расчету карты коррекции (верхний ряд) и, как следствие, грубым визуальным ошибкам на сцинтиграммах (нижний ряд – правильное совмещение). Полярные карты (б) при поп-АС-исследовании (вверху), при неправильной АС (посередине), при правильной АС (внизу).

ния наборов позволяла нам использовать для двух исследований (покой + нагрузка) только одну карту КТ-коррекции, получая при этом диагностически достоверный результат. Такой подход оправдывает себя, если при каком-либо из двух исследований по техническим причинам карту коррекции не удалось получить. Однако ручное совмещение занимает лишнее время, поэтому, с учетом минимальной дозы от второй низкодозной КТ, этот подход, по-видимому, при нормальной работе прибора нецелесообразен.

Основным результатом нашего исследования стало выявление существенного влияния АС на видимое распределение РФП в миокарде и, как следствие, на итоговое заключение (см. рисунок 5). В ГВР 1 не попало ни одно исследование, то есть раз-

личия между АС- и поп-АС-изображениями были заметны в 100% случаев. В 32% случаев эти различия были несущественными и не влияли на заключение. Данные различия заключались в основном в улучшении соотношения сигнал/шум и контрастности изображений. По-видимому, такой эффект достигался за счет восстановления истинной статистики сбора гамма-квантов: по нашим данным, при АС-исследовании число импульсов было в среднем в 3 раза выше, чем при исследовании без АС. Низкая статистика счета при поп-АС-исследованиях приводила к тому, что для получения приемлемого визуального качества изображения было необходимо использование интенсивного сглаживающего фильтра. Но при таком существенном увеличении числа импульсов при АС-исследовании

ях столь сильного сглаживания не требуется, что косвенно приводит к увеличению разрешающей способности сцинтиграмм. АС-сцинтиграммы по визуальному качеству практически достигают возможностей ПЭТ с NH_3 . Это позволяет визуализировать все более мелкие дефекты перфузии, но одновременно ведет к большей визуальной неоднородности распределения РФП. Отсюда возможные дополнительные сложности в интерпретации, поскольку мозаичность перфузии может быть как вариантом нормы, так и неспецифическим фиброзом вследствие многих заболеваний, либо же признаком перераспределения терминального кровотока за счет атеросклероза мелких ветвей КА.

Особого изучения требуют ГВР 3 и 4, где различия между АС- и поп-АС-изображениями

были значительными (см. рисунок 1). В ГВР 3 собраны так называемые сомнительные случаи, интерпретация которых была неоднозначной и, скорее всего, операторзависимой. Во избежание ошибок нередко требовались дополнительные данные (анамнестические, инструментальные), а заключение могло носить вероятностный характер. В ГВР 4 собраны случаи, которые при недостаточном опыте врача-радиолога, скорее всего, будут неверно интерпретированы и приведут к ошибочному заключению. Мы установили, что чаще всего эти случаи оказываются ложноположительными. Важно подчеркнуть, что доля таких сомнительных и потенциально ложных случаев (ГВР 3 и 4) составила в нашем исследовании 68%. Это означает, что при работе на обычном ОЭК-томографе без коррекции изображения вероятность неправильной интерпретации сцинтиграмм может быть довольно высокой.

Тем не менее наш предыдущий опыт показывает, что в большинстве таких случаев имеются некие факторы, по которым можно предсказать, что у данного пациента эффекты поглощения и рассеивания будут существенными и таким образом избежать ошибки. К подобным факторам, например, традиционно относятся крупные молочные железы у женщин и развитые грудные мышцы у мужчин. При наличии этих факторов мы можем попытаться учесть их влияние, «домыслить» видимое изображение и сделать правильное заключение на основании неправильных изображений. Например, зная, что большинство «дефектов» на поп-АС-изображениях касаются нижней, нижнеперегородочной и нижнебоковой стенок, можно предположить, что визуально сниженная перфузия этих сегментов должна трактоваться как норма. Однако такой подход (хоть и в редких случаях) чреват еще более грубыми ложноотрицательными ошибками трактовки

изображения нижней стенки ЛЖ (рис. 9). Кроме того, возможны и другие локализации «дефектов», вызванные поглощением гамма-квантов. В частности, у двух пациентов из нашей ко-

горты поп-АС-изображения создавали иллюзию наличия у пациента апикальной гипертрофии (рис. 10). Учитывая развитие современного оборудования и увеличение роли радионуклидных

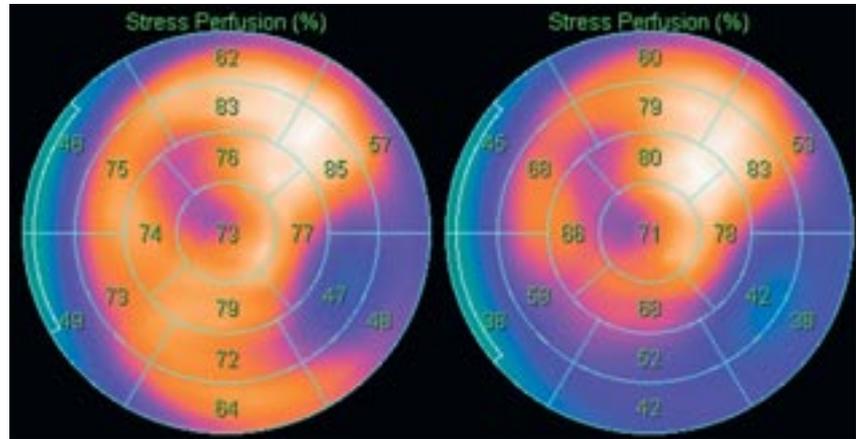


Рис. 9. Пациент Ш. с нижнебоковым ПИКС. Справа – поп-АС – эффект поглощения излучения скрывает истинный дефект перфузии; слева – АС – коррекция изображения позволяет выявить зону рубцового поражения.

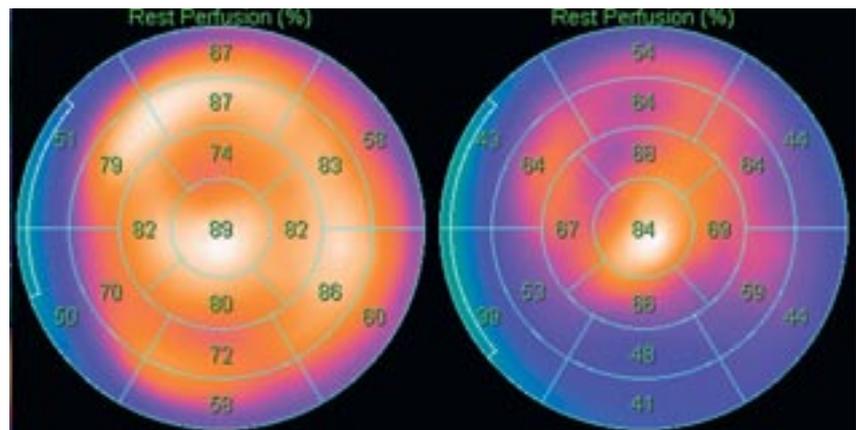


Рис. 10. АС- (слева) и поп-АС- (справа) изображения пациента К. Поглощение излучения во всех зонах ЛЖ, кроме верхушечной.

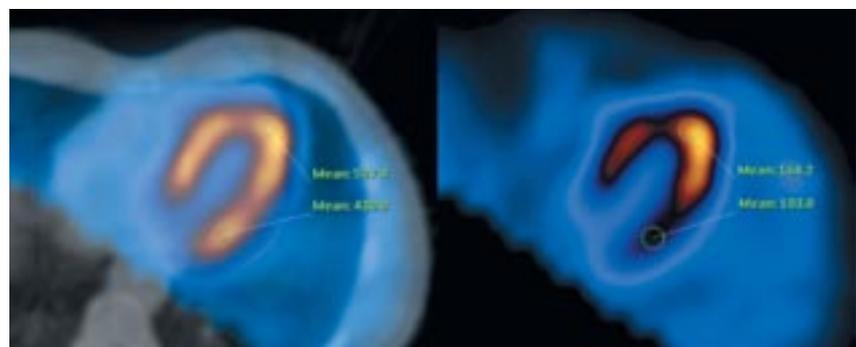


Рис. 11. Эффекты поглощения и рассеивания излучения наиболее выражены в глубоких сегментах ЛЖ. Отношение интенсивности верхушечного сегмента и базального сегмента нижнебоковой стенки ЛЖ составляет 1,23 на АС-изображениях (слева) и 1,63 на поп-АС-изображениях (справа). То есть помимо более низкого в целом счета на поп-АС-изображениях (в среднем в 3 раза) отмечается дополнительное занижение счета в нижнебоковой стенке на 33%.

исследований в клинической практике, возрастает и наша ответственность за каждое заключение, что делает недопустимым такой подход к трактовке изображений. Это означает, что коррекция поглощения при ОЭКТ миокарда необходима у каждого пациента.

В то же время мы помним, что до сих пор большая часть радиодиагностического парка России – это гамма-камеры и ОЭКТ-томографы без корректирующих подсистем. Именно поэтому, несмотря на заведомую ущербность такого подхода, мы все же предприняли попытку выявить максимальное число факторов, которые могли бы предсказать вклад АС в исходные скинтиграммы, что помогло бы радиологу допустить меньше диагностических ошибок. Список этих факторов приведен выше (в главе «Материалы и методы»), он основан на понимании физических принципов ослабления и поглощения гамма-излучения. Например, становится понятно, почему наибольший эффект поглощения чаще отмечается именно в нижних, нижнебоковых сегментах ЛЖ – они расположены в грудной клетке глубже всего (рис. 11).

В процессе исследования мы последовательно оценивали влияние каждого из указанных факторов:

1. *Настройки КТ для получения карт компенсации.* Сравнив несколько режимов работы КТ, мы убедились, что они не влияют на вклад АС в исходные скинтиграммы и итоговое заключение (см. рисунок 4). Этот результат представляется логичным, поскольку для построения карты коррекции КТ-данные интерполируются до матрицы ОЭКТ (64×64 пиксела), при этом, очевидно, неважно, была ли исходная КТ-матрица 256×256 или 512×512 пикселов. Это наблюдение позволяет нам говорить о том, что для коррекции поглощения (АС) вполне достаточно низкодозного режима КТ. Если же пациенту требуется одновременное выполнение диагности-

ческой КТ легких или позвоночника, то такие КТ-данные можно также использовать для коррекции поглощения. Далее, по нашему предположению, КТ-коррекция позволит получать качественные скинтиграммы даже без поднятия рук пациента за голову, однако данный тезис требует дальнейшей проверки.

2. *Вводимая активность.* Оценить этот и два последующих фактора мы могли на основании того, что у большей части пациентов проводилось два этапа исследования, при этом эффективные дозы, получаемые на этапах в покое и после нагрузки, неизбежно варьировали в некоторых пределах вследствие технических и метаболических причин. Тем не менее в 124 (99,2%) из 125 случаев исследования в покое и после нагрузки попали в одну и ту же ГВР. Это позволяет нам утверждать, что в стандартном диагностическом диапазоне (...10–15...мКи) доза РФП существенно не влияет на вклад АС. Единственное исключение представлено на рисунке 3, когда уровень накопления РФП в миокарде был значительно ниже необходимого по протоколу. Это наблюдение позволяет нам предположить, что при низких вводимых дозах уровень поглощения будет выше, а КТ-коррекция будет эффективнее восстанавливать исходную статистику счета.

3. *Время от введения РФП до укладки* варьировало в пределах 30–60 мин для исследований после нагрузки, 45–90 мин – в покое. Теоретически это могло влиять на качество скинтиграмм, однако это не вызвало попадания двух исследований в разные ГВР.

4. *Расстояние от детекторов до пациента* в процессе исследования регулировалось режимом АВС (Auto Body Contour), при этом система старалась сохранить минимальное расстояние в процессе всего исследования (5–10 см). Конфигурация детекторов (90°) позволяет достаточно точно соблюдать это расстояние у разных пациентов, однако раз-

ные пациенты, тем не менее, попадали при этом в разные ГВР, а два исследования у одного и того же пациента, как уже было отмечено выше, попали в одну и ту же ГВР. Таким образом, при правильной работе АВС небольшие различия в расстояниях между детектором и пациентом не должны влиять на величину вклада АС.

Таким образом, при соблюдении протокола исследования технические причины не влияют существенно на вклад коррекции поглощения. Мы предположили, что уровень поглощения в первую очередь обусловлен свойствами тела пациента.

5. Такие параметры, как *общий уровень перфузии миокарда и наличие локальных дефектов перфузии* у пациента, теоретически должны влиять на вклад АС по той же причине, что и низкая доза вводимого РФП, – из-за сниженного захвата РФП миокардом. Вычленив из нашей когорты несколько групп с различной перфузией миокарда, мы установили, что пациенты из групп «недостовверный ПИКС» (фиброзы) и «с преходящей ишемией» чаще попадают в ГВР 4 (см. рисунок 5), чем пациенты из групп «достовверный ПИКС», «норма» и «без преходящей ишемии». С одной стороны, это означает, что АС работает более эффективно как раз в тех случаях, в которых скинтиграфия миокарда имеет наибольшее значение: у пациентов с сомнительными фиброзами она позволяет заподозрить их происхождение, а у пациентов с преходящей ишемией она является тем исследованием, которое в наибольшей степени может повлиять на дальнейшее ведение пациента. С другой стороны, исследование на томографе без коррекции поглощения именно у этих пациентов может привести к наиболее важным диагностическим ошибкам.

6. *Пол пациента.* Мужчины были отнесены в ГВР 4 чаще, чем женщины.

7. *Телосложение пациента.* По нашим данным, ИМТ не влияет

на вклад АС и отнесение в ту или иную ГВР. В то же время на вклад АС достоверно влияет масса пациента (см. рисунок 6). С одной стороны, это наблюдение имеет объяснение – и у тренированного мужчины, и у невысокой женщины с абдоминальным ожирением может оказаться одинаково большой ИМТ, но они попадут в разные ГВР. Но мужчина при данном ИМТ будет иметь большую массу тела и попадет в ГВР 4, а женщина, скорее, будет отнесена в ГВР 2. По-видимому, этот феномен обусловлен тем, что большая масса в целом будет означать больший объем грудной клетки, в котором происходит большее поглощение гамма-квантов. С другой стороны, мы не увидели достаточных доказательств влияния крупных молочных желез на вклад АС, что противоречит общепринятому мнению. По-видимому, жировая ткань молочных желез является все же более проницаемой для гамма-излучения, чем мышечный корсет и больший объем грудной клетки у мужчин.

8. *Размеры сердца.* Средний КДО у пациентов из ГВР 4 был достоверно больше, чем в ГВР 2. Это также имеет объяснение: чем больше расстояние между самой поверхностной и самой глубокой зонами ЛЖ, тем больше будет между ними различие в поглощении сигнала.

Мы отдаем себе отчет в неоднозначности расчетов по последним четырем факторам. С одной стороны, мы выявили некоторые факторы, которые могли бы прогнозировать большой уровень поглощения у данного пациента. С другой стороны, имеется очевидная взаимосвязь всех этих факторов: мужской пол, большая масса тела, большой КДО ЛЖ и наличие переходящей ишемии. Поэтому, чтобы вычленил из этих четырех факторов один-два определяющих, необходимо составлять новые группы по данному фактору, нормализованные по трем остальным. К сожалению, даже когорта в 167 пациентов не

позволяет сделать такие группы репрезентативными. В целом следует признать, что выявление у пациента указанных факторов не позволяет полностью избежать ошибок интерпретации.

Анализируя изменения количественных параметров (SSS, SRS, SDS, RE) при проведении перфузионной ОЭКТ, в том числе с коррекцией поглощения, мы должны понимать происхождение этих параметров. Главным источником, на основании которого рассчитываются эти показатели, являются базы норм (БН) – матрицы распределения перфузии ЛЖ в норме, заложенные в программу ее производителем. Для создания этих баз производитель проводит исследование большого числа здоровых добровольцев. Затем эти данные усредняются, в ЛЖ определяется зона максимальной интенсивности, для остальных зон определяются средние значения в % от максимума и их среднеквадратичные отклонения (σ). Эти БН различны для мужчин и женщин, для АС- и поп-АС-исследований, для разных фильтров обработки. Когда мы получаем данные о перфузии ЛЖ пациента, мы применяем к его изображениям соответствующую БН. Интенсивность накопления РФП в каждом пикселе ЛЖ получает свой оттенок серой или цветовой шкалы и значение в % от максимума, реализуя, таким образом, визуальную оценку распределения перфузии. Кроме того, каждая зона сравнивается с референсным значением в БН. В режиме severity (тяжесть дефекта) при этом видно, на сколько сигм (σ) перфузия ниже нормы, заложенной в БН. Если это число превышает 2σ , дефект перфузии считается достоверным, а сумма таких участков составляет параметр Extent. Extent может быть рассчитан для любой зоны ЛЖ, как при исследовании в покое, так и после нагрузки. Например, при делении ЛЖ на 5 стенок, Extent может быть рассчитан только для перегородочной обла-

сти (Septal Extent). При вычитании карт перфузии в покое и после нагрузки могут выявляться зоны переходящих, разностных, обратимых (reversible) дефектов, их количественным параметром становится Reversibility Extent (RE). Относительно новые параметры SSS, SRS, SDS (Summed Stress, Rest, Difference score) по сути аналогичны Extent, но они также учитывают Severity.

Составляя первые БН для поп-АС-изображений, производители, возможно, также столкнулись с тем, что у большей части здоровых людей наблюдались последствия поглощения излучения. Вероятно, они также предприняли попытку выявить некие факторы, которые бы предсказывали усиленный эффект поглощения у тех или иных категорий пациентов. Мы можем констатировать, что эти попытки не удалось, поскольку по-прежнему видим в программах обработки только одну, единую БН для поп-АС-изображений (различающуюся лишь для мужчин и женщин). Мы полагаем, что в ней заложен слишком обширный диапазон нормы, с большой «серой» зоной, часть которой может относиться как к норме, так и к патологии. Мы выяснили, что при АС-исследованиях средние значения SSS и SRS достоверно выше, чем при поп-АС, то есть один и тот же дефект расценивается при АС как более тяжелый. Возможно, это связано с тем, что БН для АС-изображений лишены влияния эффектов поглощения и рассеивания, в результате чего они более точные, с меньшим разбросом нормы, с меньшей «серой» зоной. По нашим данным, достоверный дефект перфузии имеет более высокое значение severity при АС, так как согласно распределению Гаусса, при более узкой границе нормы дефект будет отстоять от нее на большее число сигм (σ). При этом АС, «подчеркивая» достоверные дефекты высокими значениями severity, одновременно «выравнивает» изображения за

счет восстановления зон с наибольшими потерями излучения. Именно такие случаи попали в подгруппы 3± и 4±, и они требуют наиболее пристального анализа для исключения ошибочной трактовки.

По-видимому, для АС-изображений, в силу их большей чувствительности в выявлении стабильных дефектов перфузии, требуется перерасчет нормальных значений SSS и SRS в сторону увеличения. Для подтверждения этого предположения мы провели ROC-анализ и нашли значения SRS, разграничивающие норму и патологию. Однако чувствительность и специфичность этих пограничных значений оказались невысоки. Это связано с тем, что SRS – суммарный параметр, не учитывающий локализацию повреждений. Высокое значение SRS может соответствовать как очаговому трансмуральному ПИКС, так и множественным диффузным дефектам, вызванным другими причинами. По-видимому, несмотря на важность количественных параметров для стандартизации результатов исследований, в трактовке видимых нарушений перфузии у конкретного пациента они должны играть лишь вспомогательную роль.

Как мы уже упоминали, во всех случаях (кроме одного) исследования в покое и после нагрузки у одного и того же пациента попали в одну и ту же ГВР. Это означает, что оба набора АС-изображений отличаются от поп-АС примерно на одну величину, то есть разностные изображения АС- и поп-АС-наборов должны быть одинаковыми (см. рисунок 2). Мы получили подтверждение этому предположению, сравнив параметры SDS и RE у этих двух наборов: различия SDS были недостоверными. Это говорит о том, что в выявлении преходящей ишемии АС- и поп-АС-изображения сопоставимы по чувствительности. Однако в редких случаях при выявлении преходящих дефектов начинает

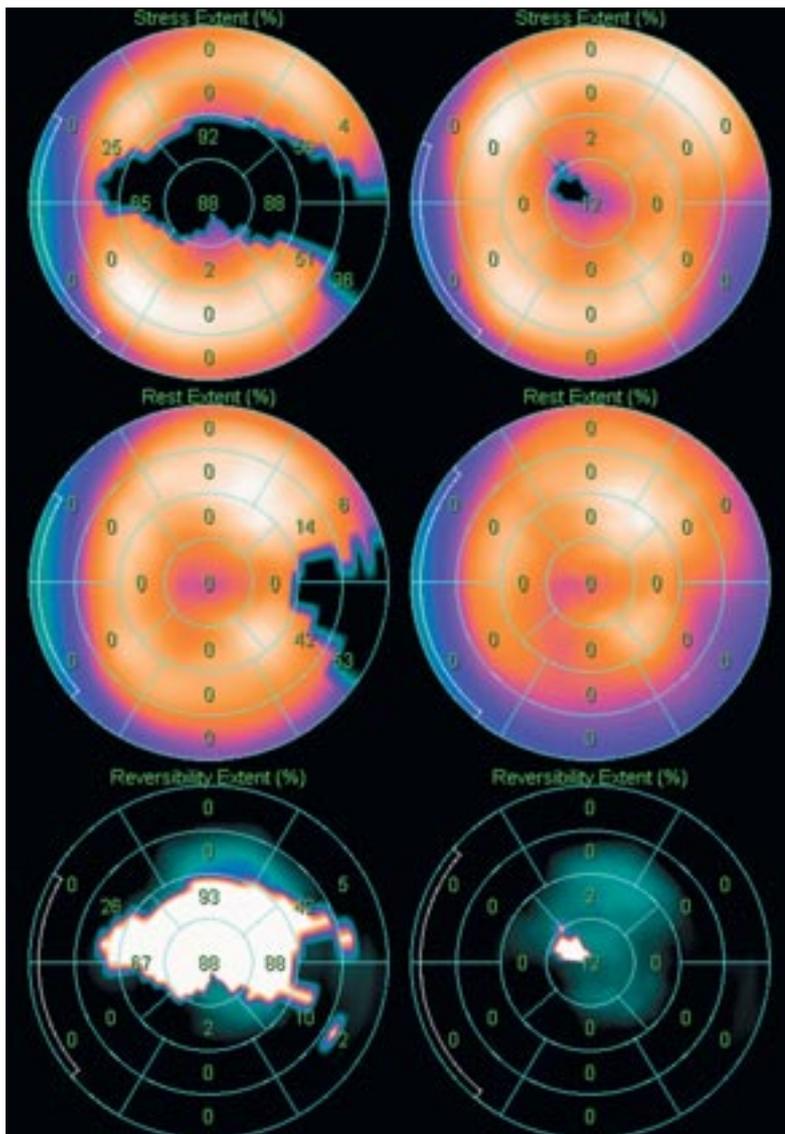


Рис. 12. При поп-АС-исследовании (справа) у пациента Шк. данные за преходящую ишемию миокарда не выявляются. При АС-исследовании (слева) визуализируется количественно достоверная преходящая ишемия большой площади в бассейне передней нисходящей артерии (ПНА). При КАГ – окклюзия стента ПНА.

играть роль наличие более четкой границы нормы для АС-изображений, в результате чего те дефекты, которые при поп-АС все еще попадают в рамки нормы, при АС уже достоверно выходят за них (рис. 12). Это обстоятельство требует дальнейшего анализа и обсуждения, поскольку на данном этапе сложно сказать, является ли такая жесткая категоризация дефектов при АС-исследованиях достоверной или же имеются признаки гипердиагностики.

Что касается другого, более привычного показателя наличия

преходящих дефектов – Reversibility Extent, то оно оказалось достоверно выше на АС-изображениях. В поисках причины этого результата мы обнаружили значительное завышение рассчитанного значения extent по перегородочной стенке на АС-изображениях (Septal Extent) по сравнению с поп-АС-изображениями. По нашим данным, большинство таких псевдоположительных случаев связано с очень малыми размерами ЛЖ (КДО < 45 мл). Вероятно, при таком размере ЛЖ имеет несколько другую форму, фиброзное кольцо затрагивает

большую часть перегородочной стенки, что приводит к неправильному автоматическому обведению ЛЖ и ошибочно-патологической трактовке базальных сегментов перегородочной стенки (рис. 13). В связи с тем, что в нашем исследовании не было

пациентов с ИМ перегородочной локализации, мы должны считать это явление технической особенностью автоматической программы обработки и относиться к нему с осторожностью.

Еще одной особенностью АС-изображений в нашем исследова-

нии была интенсивная визуализация желудка или печени пациента, что приводило к их наслоению на ЛЖ и затрудняло обработку намного чаще, чем при поп-АС-исследованиях. По нашим данным, эта ситуация встречалась чаще у мужчин и при исследованиях в покое. У нескольких пациентов это потребовало более тонкой компьютерной отсечки миокарда снизу на этапе создания косых срезов (рис. 14).

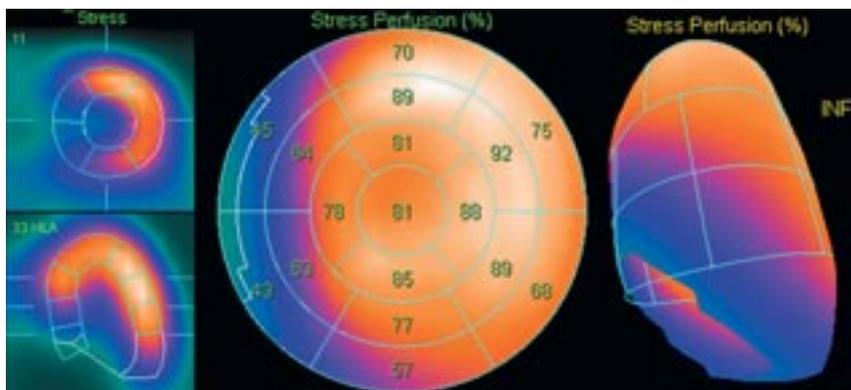


Рис. 13. Ложные дефекты перфузии по перегородочной стенке из-за специфической конфигурации ЛЖ у пациентки с экстремально низким КДО ЛЖ (<45 мл).

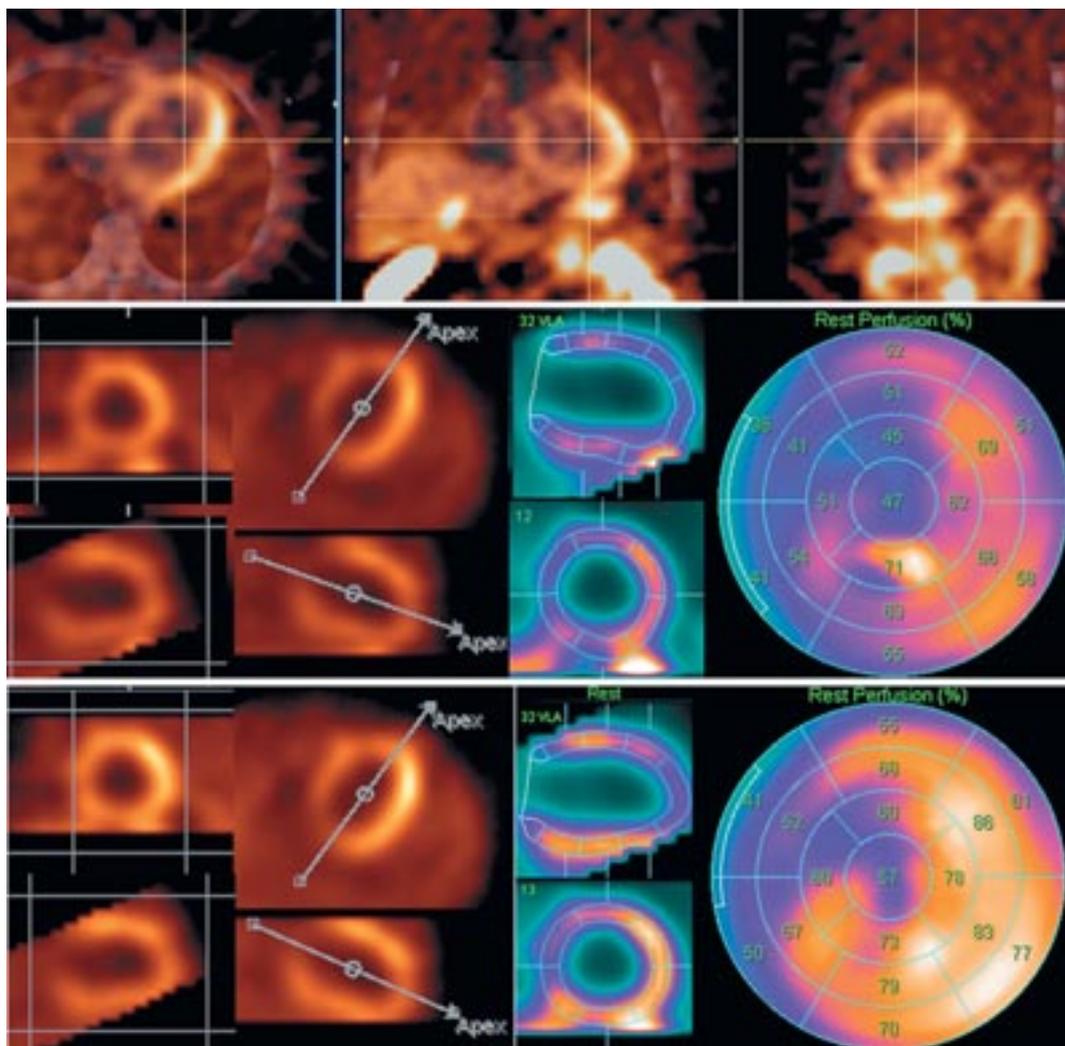


Рис. 14. Интенсивная визуализация печени или желудка пациента при АС-исследованиях приводит к ошибкам программы автоматического обведения ЛЖ и неверным картам распределения РФП. Верхний ряд – ОЭКТ/КТ, средний ряд – неправильная отсечка, нижний ряд – правильная отсечка.

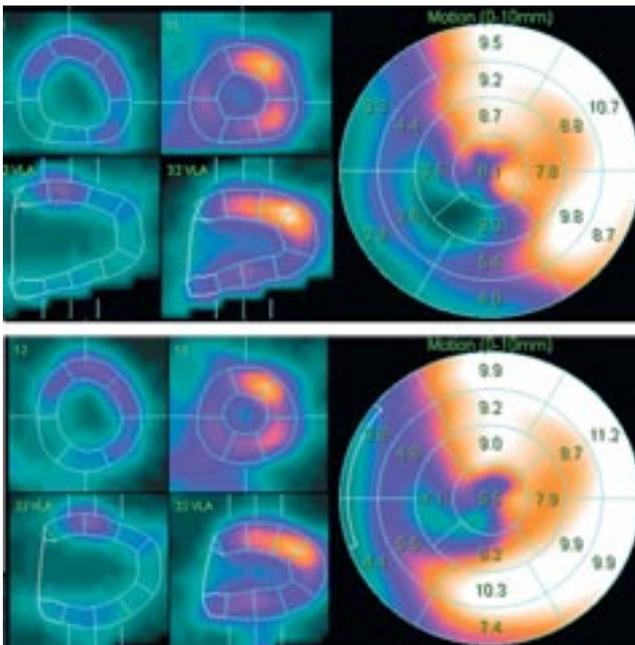


Рис. 15. Результат обрезки ЛЖ: верхний ряд – ошибочная карта сократимости (ФВ=56%), нижний ряд – правильная (ФВ=63%).

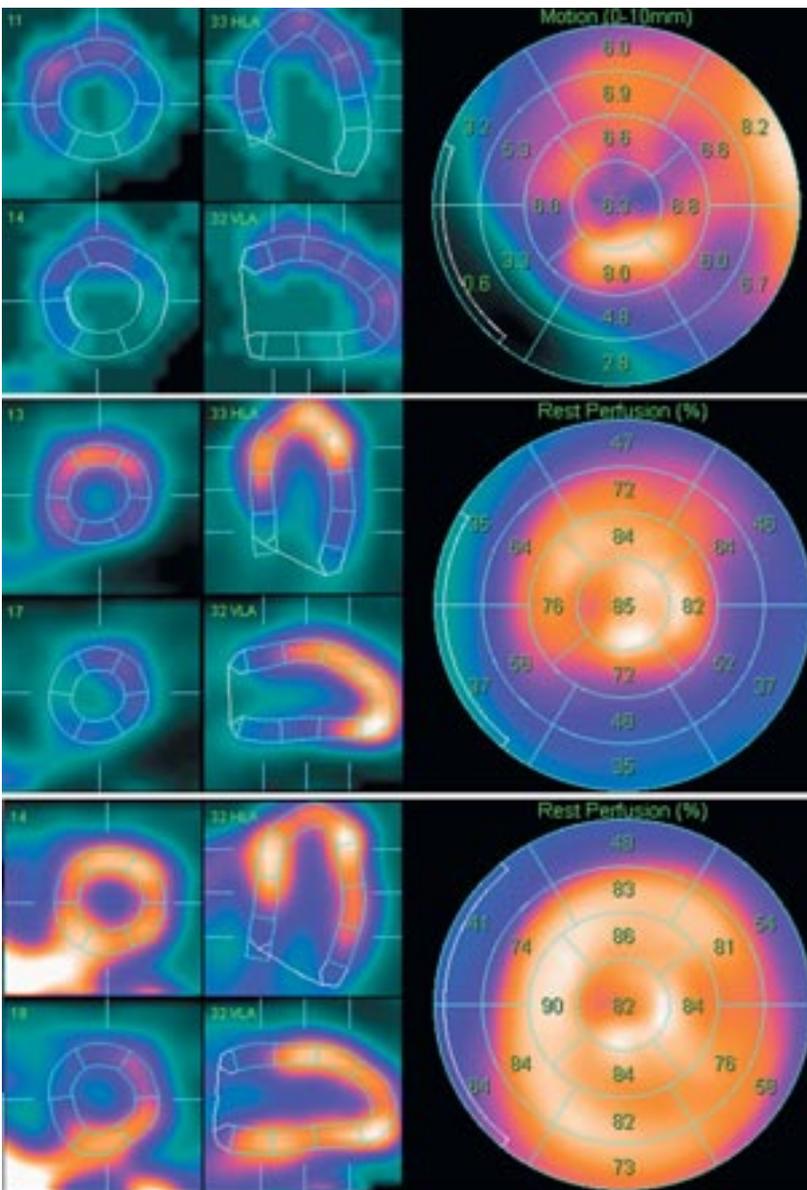


Рис. 16. Влияние поглощения излучения на визуализацию сократимости ЛЖ: верхний ряд – карта сократимости, средний ряд – перфузионные поп-АС-изображения; нижний ряд – АС-изображения. Ложный гипокинез нижней стенки вызван ее плохой визуализацией на поп-АС-изображениях, хотя по данным АС-исследования перфузия этой зоны нормальная.

Для интерпретации таких скинтиграмм необходимо использовать оба набора изображений (АС и поп-АС) и анализировать не только полярные карты, но и срезы. При этом необходимо отметить, что жесткая отсечка миокарда снизу может повлиять на параметры сократимости, ошибочно занизив амплитуду движения нижней стенки (рис. 15). В то же время для синхронизированной ОЭКТ (Gated-SPECT) используются только поп-АС-изображения, поэтому случаи недооценки сократимости нижней стенки возможны и при плохой визуализации нижней стенки в силу эффектов поглощения (рис. 16).

Среди сомнительных случаев АС-исследования, помимо уже упомянутых, следует отметить пациентов, попавших в подгруппы 3- и 4-. Это пациенты, у которых результаты АС-исследований нарушают тенденцию «исправлять» ошибки поп-АС-изображений. В этих случаях также необходимо сопоставлять АС- и поп-АС-изображения, учитывая в том числе и карты сократимости. Как известно, перфузия и сократимость ЛЖ далеко не всегда соответствуют друг другу. Известны как случаи нарушения сократимости миокарда при его приемлемой перфузии (гибернация, оглушение), так и случаи нормальной сократимости в зонах достоверного дефекта перфузии (рис. 17). КТ-изображения, получаемые даже на плоскопанельной КТ-подсистеме, позволяют сопоставить анатомию миокарда

с его перфузией, что бывает полезно, например, для визуализации взаимодействия электродов ЭКС со стенкой ЛЖ.

В целом, мы убеждены, что преимущества АС-исследований перекрывают все возможные затруднения, описанные в данной работе (табл. 4). Наше исследование показывает, что проведение ОЭКТ миокарда с АС повышает диагностическую ценность метода, снижая число ложноположительных и сомнительных результатов. АС-исследование упрощает интерпретацию перфузионной ОЭКТ миокарда и в большинстве случаев позволяет сделать однозначное заключение, что имеет важнейшее значение в повседневной работе.

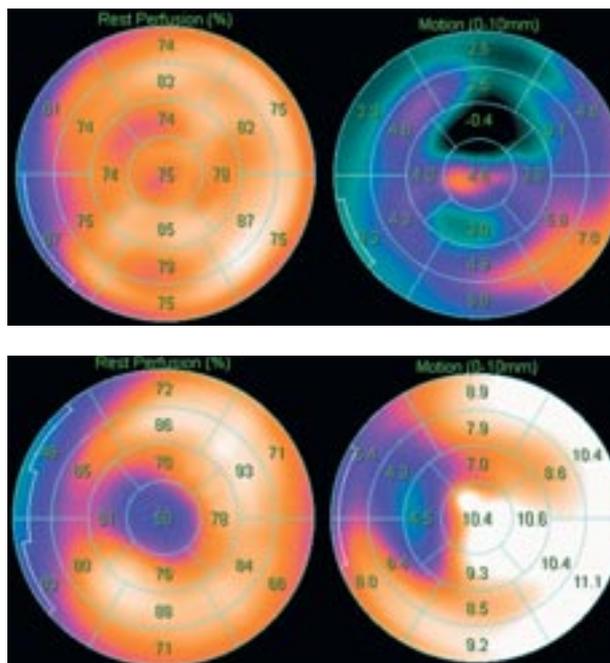


Рис. 17. Примеры несоответствия перфузии и сократимости. Верхний ряд – гибернация миокарда вследствие распространенного атеросклеротического поражения. Дефектов перфузии не отмечается, однако имеет место мозаичность перфузии. Нижний ряд – пример нормальной сократимости миокарда в зоне интрамурального ПИКС.

Возможные проблемы перфузионных АС-изображений

Таблица 4

Проблема	Причина	Решение
Визуальная неоднородность	Большая разрешающая способность, при которой не требуется излишнее сглаживание	Это нормально, потребуется некоторая адаптация. Либо используйте более высокое сглаживание
Завышение SRS, визуальное углубление имеющихся ДП	Более жесткая граница нормы	Это нормально, потребуется некоторая адаптация. Необходимо сопоставление с поп-АС-изображениями
Гипердиагностика перегородочной стенки ЛЖ	Неверное автоматическое обведение ЛЖ при экстремально низких КДО	Техническая особенность. Не учитывать, считать нормой
Гипердиагностика преходящей ишемии	Более жесткая граница нормы	Сопоставлять с поп-АС-изображениями, принимать решение по сумме обоих наборов
Ошибки обведения ЛЖ из-за гиперинтенсивности печени и желудка	Восстановление (увеличение) статистики счета импульсов от этих органов в результате АС	Следует более жестко отсечь нижнюю стенку ЛЖ на этапе создания косых срезов. Нужно учесть, что при этом возможны ложные гипокинезы по нижней стенке. Необходимо сопоставлять с поп-АС-изображениями
Явно неправильная карта перфузии	Возможно, не совпадают координаты ОЭКТ и КТ-наборов данных	Совместить наборы данных вручную

Литература/References

- Fanti S., Farsad M., Mansi L. Atlas of SPECT-CT: Springer; 2011.
- Tootell A., Vinjamuri S., Elias M. et al. Clinical evaluation of the computed tomography attenuation correction map for myocardial perfusion imaging: the potential for incidental pathology detection. *Nucl. Med. Commun.* 2012; 33 (11): 1122–6.
- Seo Y., Mari C., Hasegawa B.H. Technological development and advances in single-photon emission computed tomography/computed tomography. *Semin. Nucl. Med.* 2008; 38 (3): 177–98.
- Hendel R.C. Attenuation correction: eternal dilemma or real improvement? *Q. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2005; 49 (1): 30–42.
- Bateman T.M., Cullom S.J. Attenuation correction single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging. *Semin. Nucl. Med.* 2005; 35 (1): 37–51.
- Ficaro E.P., Corbett J.R. Advances in quantitative perfusion SPECT imaging. *J. Nucl. Cardiol.* 2004; 11 (1): 62–70.
- Savvopoulos C.A., Barla P., Lakiotis V. Impact of CT-based attenuation correction on the diagnostic performance of myocardial perfusion imaging. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2013; 40 (2): 48.
- Savvopoulos C.A., Papandrianos N.I., Alexiou S. CT-based attenuation correction in myocardial perfusion scintigraphy – risk stratification and prognostic significance. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2013; 40 (2): 48.

Поступила 15.02.2014