

СПОСОБ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ НАРУШЕНИЙ ПЕРФУЗИИ МИОКАРДА ПО ДАННЫМ ОДНОФОТОННОЙ ЭМИССИОННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.А. Аншелес, Э.И. Халикова, О.А. Рыжикова

Российский кардиологический научно-производственный комплекс МЗ РФ, Москва

Разработаны новые параметры для количественной оценки начальных нарушений или неравномерности перфузии миокарда левого желудочка сердца по данным ОФЭКТ: σ_t (показатель тяжести нарушений перфузии) и σ_n (показатель неоднородности). Показано, что данные параметры лучше подходят для разграничения нормальной и неоднородной перфузии миокарда левого желудочка, чем стандартные параметры SRS и Rest Extent.

Ключевые слова: ОАЭКТ, перфузия миокарда, оценки нарушений, количественные методы

Основным методом оценки клеточного кровоснабжения (перфузии) миокарда в современной практической кардиологии является перфузионная однофотонная эмиссионная томография (ОФЭКТ) [1]. Этот метод прочно зарекомендовал себя для визуализации клеточной перфузии кардиомиоцитов, жизнеспособности и сократимости миокарда левого желудочка (ЛЖ) [2]. Метод основан на оценке неравномерности включения радиофармпрепарата (РФП), тропного к неповрежденному миокарду, который распределяется пропорционально коронарному кровотоку. В клинической практике метод преимущественно используется для оценки жизнеспособности миокарда и выявления стабильных и преходящих дефектов перфузии. Эти изменения проявляются вследствие ишемии различного генеза, очагово-рубцовых, воспалительных и дегенеративных повреждений миокарда левого желудочка [3–7].

В настоящее время происходит дальнейшее технологическое совершенствование аппаратуры для проведения радионуклидных исследований. Улучшаются параметры детекти-

рующей системы ОФЭКТ-сканера, что обуславливает увеличение разрешающей способности и чувствительности метода. В 2000-х годах были разработаны и переданы для клинической апробации первые однофотонные эмиссионные томографы, совмещенные с рентгеновскими компьютерными томографами. Помимо диагностического использования КТ-подсистемы, ее данные позволяют выполнять также коррекцию поглощения эмиссионного излучения радионуклидов (attenuation correction, AC) в различных по плотности тканях пациента. С помощью этой технологии значительно уменьшилось число ложноположительных результатов исследований [8]. Это привело к тому, что в современной практике протокол перфузионной ОФЭКТ миокарда с КТ-коррекцией поглощения (СТ-АС) стал основным методическим стандартом [9, 10]. Перфузионная ОФЭКТ миокарда изначально является полуколичественным методом, однако в последнее время интенсивно развиваются и технологии количественной оценки анализа состояния перфузии. В ряде работ, в том числе на больших выборках

(n=2203) [11] показана возможность стратификации риска на основе подсчета количественных параметров перфузии, отражающих площадь и объем зон поражения миокарда. При перфузионной ОФЭКТ это показатели SRS, SSS и SDS (Summed Rest, Stress, Difference Score) [12, 13]. Согласно нашим и зарубежным данным, важнейшим параметром анализа томосцинтиграмм по-прежнему остается определение площади зоны преходящей ишемии (Reversibility Extent).

Развитие метода перфузионной ОФЭКТ миокарда позволяет постоянно расширять показания для ее выполнения. В последнее время получены данные о возможностях перфузионной ОФЭКТ в выявлении небольших по объему, мелкоочаговых нарушений перфузии миокарда, фактически на уровне микроциркуляции [14–18]. Важно подчеркнуть, что подобные изменения не выявляются при КТ и МРТ, а визуализируются только при радионуклидных исследованиях.

При интерпретации результатов перфузионной ОФЭКТ начальные нарушения перфузии, как правило, описываются врачом-радиологом как неравномерность перфузии с наличием одного или нескольких небольших дефектов. Также визуально оценивается изменение перфузии миокарда ЛЖ на фоне терапии. Сложность заключается в том, что эти нарушения и их изменения сложно документировать при использовании только стандартных параметров количественной оценки перфузии (SRS, SSS, RE), которые у этих пациентов зачастую оказываются в рамках нормальных значений, что делает невозможным их использование для статистической оценки эффекта терапии. Видимо, причина заключается в том, что эти параметры изначально разрабатывались для других клинических задач и для предыдущего поколения эмиссионных томографов. В данной же ситуации требуется разработка других, более чувствительных параметров оценки перфузии миокарда, способных более четко разграничить норму и начальные нарушения перфузии.

Цель исследования: разработать новые методические подходы в компьютерной обработке перфузионных томосцинтиграмм и определить их клиническую значимость в оценке начальных нарушений перфузии миокарда.

Материал и методы

В данное ретроспективное исследование было включено 80 пациентов, которым была выполнена перфузионная ОФЭКТ миокарда с ^{99m}Tc -МИБИ по протоколу покой/нагрузка с КТ-коррекцией поглощения излучения. Отбирались пациенты, у которых на момент проведения ОФЭКТ миокарда результаты нагрузочной ЭКГ-пробы были отрицательными, не было выявлено симптомов ишемической болезни сердца (ИБС), и не было выявлено признаков крупных рубцовых повреждений миокарда и/или преходящей ишемии миокарда по данным ОФЭКТ. Для количественного анализа использовались только томосцинтиграммы в покое. Параметры записи и обработки данных у всех пациентов были идентичны: вводимая активность – 370 МБк, запись изображений сердца выполнялась через 60 мин после введения РФП, угол между детекторами ОФЭКТ-сканера 90° , фотопик ^{99m}Tc 140,5 кэВ, ширина окна дискриминатора – 20 %, угол вращения детекторов – 180° , число проекций – 32 (16 углов с двумя детекторами), матрица – 64×64 пикселей, увеличение – $\times 1.46$, разрешение – 6,3 мм. Время записи одной проекции составляло 30 с, при этом достигалось число импульсов на одну проекцию не менее 70 тыс. Использовался стандартный низкодозовый протокол КТ для коррекции поглощения излучения: напряжение на трубке – 120 кВ, сила тока – 5 мА, время оборота трубки – 60 с, разрешение – 2 мм. Реконструкцию проекций с получением томографических срезов проводили с помощью программы AutoSPECT и итеративного алгоритма Philips Astonish (число итераций – 3, субнаборов – 8, без сглаживания). Количественную оценку перфузии выполняли в программном пакете Cedar-Sinai AutoQUANT QPS/QGS v.7.2. В конечном результате получали полярные карты перфузии миокарда ЛЖ с коррекцией поглощения – AC, и без коррекции – nAC.

Пациенты, включенные в исследование, были разделены на 4 группы, сформированные в соответствии с визуальной оценкой скintiграмм. Группу 1 составили 20 здоровых добровольцев с низким риском ИБС и визуально нормальной перфузией миокарда. Из 40 пациентов с недостоверными нарушениями распределения РФП, 20 пациентов с единичными зонами начальной гипоперфузии составили группу 2, еще 20 пациентов с наличием нескольких зон

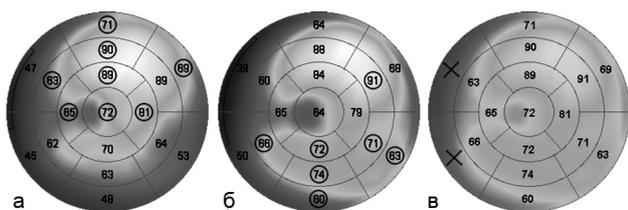


Рис. 1. Пример полярной карты перфузии ЛЖ. Числа (P) отражают относительную перфузию (в %) в данном сегменте: а – карта без коррекции поглощения (nAC); б – с коррекцией поглощения (AC); в – карта перфузии, составленная из максимальных значений относительной перфузии (P) в соответствующих сегментах обоих исходных изображений (эти значения обведены на изображениях а и б); зачеркнутые сегменты исключены из анализа

гипоперфузии (неравномерностью перфузии) составили группу 3. В группу 4 были отобраны 20 пациентов с мелкоочаговыми нарушениями перфузии, которые визуально трактовались как достоверные.

Количественная оценка нарушений перфузии проводилась после картирования ЛЖ на 17 стандартных сегментов и включала расчет как стандартных, так и разработанных нами новых параметров. Стандартные параметры вычислялись автоматически средствами программы QPS, и включали полуколичественную оценку относительной перфузии и распространенность дефектов перфузии.

Значения относительной перфузии в каждом сегменте рассчитываются как доля в процентах от пиксела с максимальной интенсивностью сигнала (принятого за 100 %) (см. рис. 1). Эти значения относительной перфузии в каждом сегменте автоматически градуируются по балльной шкале от 0 (нормальная перфузия) до 4 (отсутствие перфузии) в соответствии с разработанным производителем и встроенным в QPS нормализованным картам (базами нормы). Сумма полученных баллов по всем 17 сегментам для исследования в покое определяется как SRS (Summed Rest Score).

Распространенность дефектов перфузии в покое (Rest Extent) оценивается в % от площади ЛЖ. Зона ухудшения перфузии трактуется как дефект, если это снижение превышает 2,5 среднеквадратичного отклонения от соответствующего значения из базы нормы.

ОЭКТ миокарда проводилась с КТ-коррекцией, при этом получали два набора перфу-

зионных томосцинтиграмм – с коррекцией поглощения (AC) и без нее (nAC). Известно, что эти два набора в большинстве случаев имеют заметные визуальные и количественные различия. Было отмечено, что для нескорректированных томосцинтиграмм более характерны ложные дефекты перфузии по нижней стенке, а для скорректированных – по верхушечным сегментам [8]. Вследствие этого при первичном визуальном анализе изображений всегда оцениваются оба этих набора. Для формализации данного подхода из двух чисел относительной перфузии сегмента (по AC и nAC-изображениям), для вычислений мы использовали наибольший из них (рис. 1).

При этом значения SRS и RE мы использовали только из AC-изображений. Теоретическим обоснованием такого решения могут служить данные о том, что эти значения на nAC-изображениях занижены в связи с тем, что при их расчете используются недостаточно точные базы нормы, не учитывающие поглощение излучения [8].

Предлагаемые нами два новых параметра – индекс тяжести нарушений перфузии (σ_{τ}) и индекс неоднородности перфузии (σ_{Π}), рассчитывались как среднеквадратичные отклонения перфузии в сегментах относительно их математического ожидания (оно различно для σ_{τ} и σ_{Π}):

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (P_i - M[P])^2}, \quad (1)$$

где n – число сегментов, P_i – относительное значение перфузии в сегменте i (в %), $M[P]$ – математическое ожидание для P . $M[P]$ для индекса тяжести σ_{τ} – 100 %, для индекса неоднородности σ_{Π} – среднее арифметическое значение относительной перфузии во всех сегментах (P_{cp}).

Стандартная обработка обычно проводится при картировании полярной карты на 17 сегментов ($n=17$), однако мы сочли необходимым исключить из статистического обсчета базальные сегменты перегородочной стенки (сегменты 2 и 3, см. рис. 1). Это связано с тем, что ЛЖ не имеет идеально сферической формы и при автоматическом его обведении в большинстве случаев в указанных сегментах находится не только миокард, но и участок хуже перфузируемого фиброзного кольца. В результате в этих сегментах программа часто указывает заниженные значения P_i , что имитирует рубцовое повреждение и искажает статисти-

ческие расчеты (см. рис. 1). Таким образом, для изображения 1 В на рис. 1 с учетом двух исключенных сегментов ($n=15$), σ_t и σ_n вычислялись следующим образом:

$$\sigma_t = \sqrt{\frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} (P-100)^2} = 26,9, \tag{2}$$

$$P_{cp} = \frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} P = 73,1, \tag{3}$$

$$\sigma_n = \sqrt{\frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} (P-100)^2} = 26,9, \tag{4}$$

Статистическая обработка

Распределения исследуемых значений были нормальными по критерию Шапиро–Уилкса во всех сравниваемых группах, поэтому данные анализировались параметрическими методами: средние представлены в виде “среднее арифметическое ± стандартное отклонение”. При сравнении средних независимых групп использовали непарный t-критерий, различия в группах считались достоверными при $p < 0,05$.

Результаты

Результаты исследования приведены на рис. 2 и 3.

Из рис. 2 следует, что новые параметры σ_t и σ_n достоверно различались во всех парах из исследуемых четырех групп, кроме пары 2–3 для σ_t и пары 1–3 для σ_n . Это означает, что σ_t позволяет разграничивать группы нормы, неравномерности и достоверных нарушений перфузии. При этом σ_t достоверно не отличается в двух группах с различным типом неравномерности перфузии, однако в этих же группах достоверно различается показатель σ_n . В то же время, как следует из рис. 3, RE и SRS достоверно различаются только между группами нормы и достоверных нарушений, не позволяя количественно разграничить группы нормы и неравномерной перфузии. Нужно отметить, что ни в одном случае из групп 2 и 3 SRS не превышал пороговое значение 6 единиц [8], то есть при визуальной оценке неоднородности перфузии, согласно параметру SRS, она должна быть трактована как нормальная, что неправильно с клинической точки зрения.

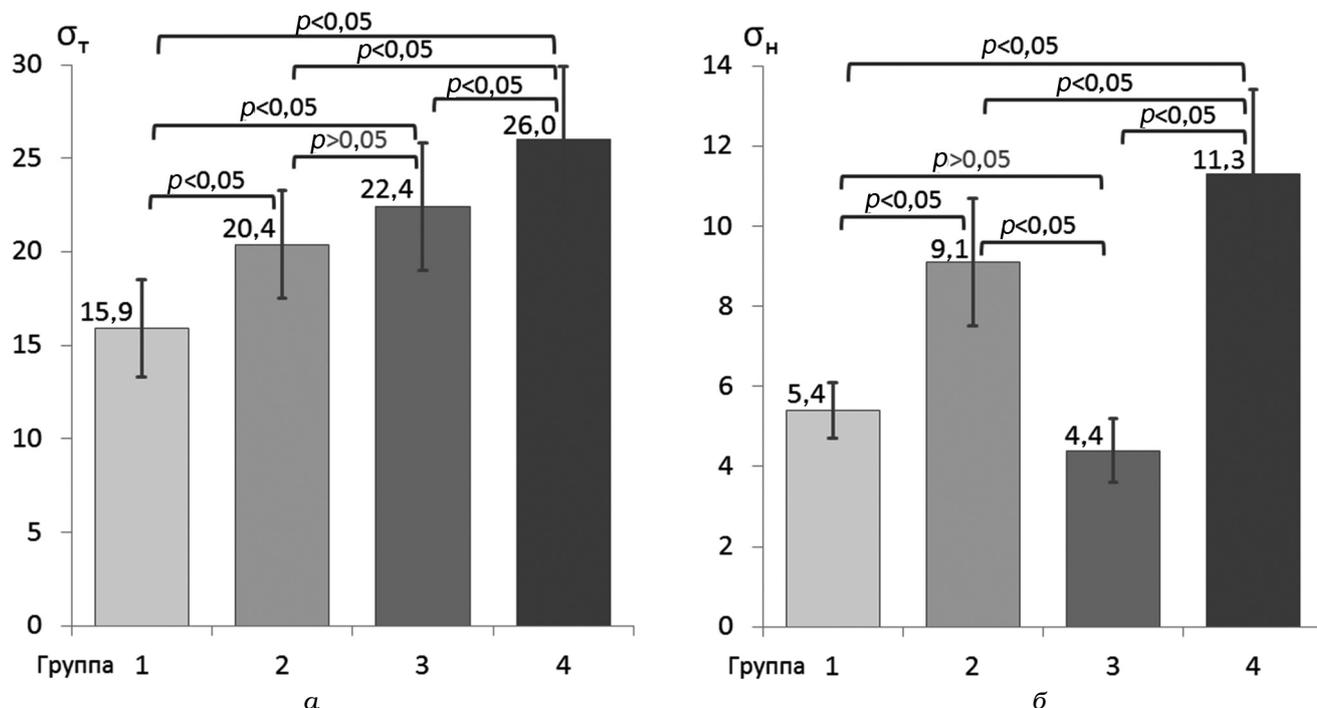


Рис. 2. Значения новых параметров σ_t и σ_n в исследуемых группах

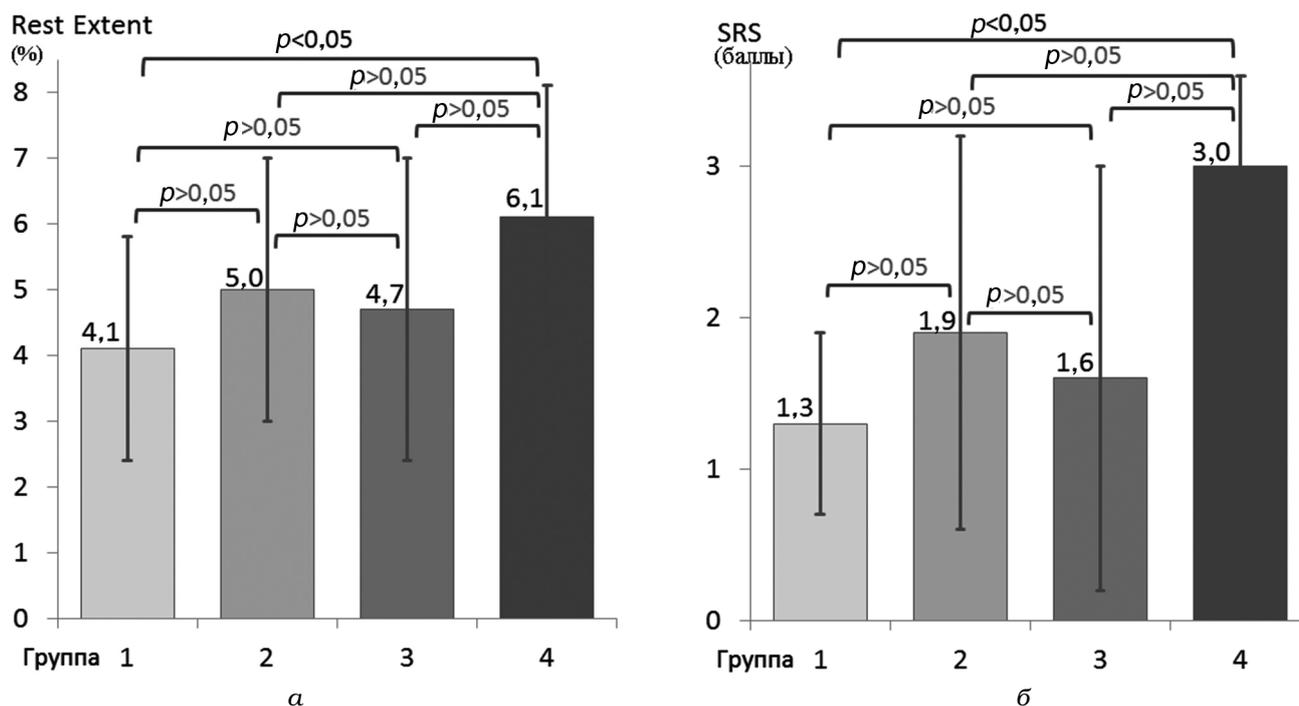


Рис. 3. Значения стандартных параметров RE и SRS в исследуемых группах

Обсуждение

В рамках обсуждения полученных результатов, в первую очередь необходимо прокомментировать предложенные нами новые параметры оценки тяжести начальных нарушений перфузии.

В современном программном обеспечении уже имеется обширный спектр подобных параметров: показатели распространенности (extent), глубины (severity) дефектов, суммы баллов (SRS, SSS и SDS), новый интегральный параметр TPD (total perfusion deficit). Все эти параметры, с одной стороны, имеют свои доказательные базы в плане предсказательной ценности [11]. С другой стороны, наш опыт показывает, что ни один количественный параметр не может и не должен заменить визуальную оценку томосцинтиграмм и полярных карт. С этих позиций, появление новых дополнительных параметров может лишь затруднить трактовку изображений и усложнить работу врача-радиолога, причем без особой на то объективной необходимости.

Однако следует учитывать, что внедрение количественных параметров перфузии производителями программ имеет и свои неоспоримые мотивы: стремление к столь необходи-

мой стандартизации методики, а также необходимость статистической (а не только описательной) оценки влияния на перфузию различных факторов или терапевтических мероприятий. Параметры SRS, SSS и RE являются стандартизированными для оценки нарушений перфузии, причем они вычисляются программой отдельно для перфузионных карт с коррекцией (AC) и без коррекции поглощения (nAC). Однако, как уже было сказано, имеется потребность для количественной оценки начальных, сомнительных дефектов, которые обычно оцениваются только визуально и описываются как “неоднородность, неравномерность, мозаичность перфузии”, или как “возможное наличие мелкоочаговых фиброзных изменений”. В нашем исследовании показано, что стандартные параметры, такие как SRS и RE, при неравномерности перфузии находятся в границах нормы, то есть оказываются недостаточно чувствительными для оценки таких тонких нарушений перфузии. Это объясняется тем, что эти параметры изначально были разработаны для использования в другой клинической ситуации, а именно – для выявления достоверной стабильной и преходящей ишемии, требующей инвазивного вмешательства. Развитие методики перфузионной ОФЭКТ миокарда, дающей

возможность визуализации более мелких участков нарушений перфузии, требует и других, более тонких параметров их оценки. В этом качестве и предлагаются указанные показатели σ_t и σ_n .

Для индекса тяжести σ_t в качестве $M[P]$ использовалось значение 100 %, то есть σ_t будет увеличиваться пропорционально общей тяжести нарушений перфузии, а при идеально равномерной перфузии (100 % во всех сегментах) $\sigma_t=0$. Для индекса неоднородности σ_n в качестве $M[P]$ используется среднее арифметическое значение относительной перфузии во всех сегментах (P_{cp}), то есть σ_n будет увеличиваться при большом разбросе относительной перфузии в сегментах, т.е. при наличии единичных, но глубоких нарушений перфузии (которые скорее соответствуют постинфарктному кардиосклерозу), а уменьшаться не только в норме, но и при ситуациях, которые принято описывать как неоднородность перфузии, т.е. при наличии множества мелких участков гипоперфузии. На рис. 4 приведены наиболее типичные примеры распределения РФП в ЛЖ, которые послужили критерием отбора пациентов в ту или иную группу.

Видно, что σ_t отражает общую тяжесть нарушений перфузии, а σ_n – неравномерность, разброс относительной перфузии по сегментам. В идеальном случае (абсолютно равномерной перфузии во всех отделах) σ_t и σ_n будут равны 0 (рис. 4а). В норме, однако, существует небольшая неравномерность перфузии (рис. 4б), не превышающая определенного порога (вероятно, не более 20 % для σ_t и 6 % для σ_n). Распределение РФП, которое описывается как неравномерное и обычно трактуется либо как вариант нормы, либо как наличие начальных, недостоверных нарушений перфузии, включает в себя два наиболее общих варианта. В первом варианте (группа 3) отмечаются единичные локализованные зоны несколько сниженной перфузии (рис. 4в), которые характеризуются более высоким значением σ_n . Второй вариант (группа 4) обычно называют мозаичным (рис. 4г), с значением σ_n , близким к норме, но более высоким значением σ_t . При достоверных же дефектах перфузии (рис. 4д), σ_t и σ_n будут значительно повышены, но для подобных и более выраженных дефектов уже пригодны стандартные параметры.

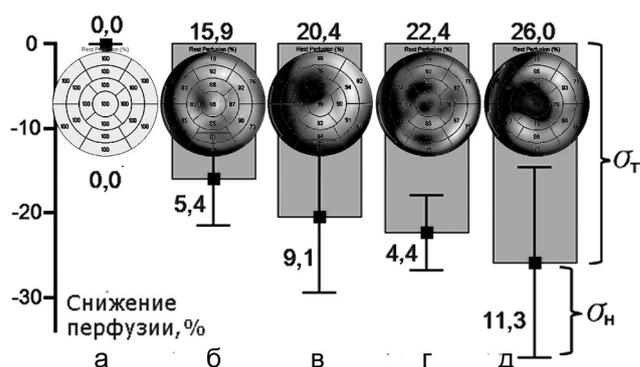


Рис. 4. Примеры σ_t и σ_n в исследуемых группах: а – идеальная (теоретическая) картина распределения РФП, б – норма (группа 1), в – единичная неравномерность (группа 2), г – мозаичное распределение РФП (группа 3), д – достоверный дефект перфузии (группа 4)

К достоинствам новых параметров σ_t и σ_n можно отнести следующее:

1. σ_t и σ_n являются вариантами простого статистического критерия – среднеквадратичного отклонения (σ). Поэтому они позволяют естественным образом описывать значения относительной перфузии в процентах – базового параметра, лежащего в самой основе полуколичественной оценки перфузионных сцинтиграмм.
2. σ_t и σ_n являются непрерывными числами, что позволяет применять к ним сравнительные статистические тесты, в то время как суммы баллов (SRS, SSS и SDS) – это порядковые числа, к которым применение сравнительных тестов, строго говоря, некорректно.
3. Эти параметры, в отличие от стандартных, можно применить к любой комбинации сегментов (так, например, в рамках данного исследования из анализа были исключены 2 и 3 сегменты, что не помешало рассчитать показатели σ_t и σ_n для остальных сегментов). Это может быть полезным для расчетов по стенкам ЛЖ или бассейнам определенных коронарных артерий.
4. Как было показано, эти параметры являются более чувствительными, они позволили количественно охарактеризовать изменения перфузии, которым ранее можно было дать лишь визуальное описание.

Заключение

Таким образом, предложены параметры, которые позволяют количественно оценивать перфузию у тех пациентов, у которых ее нарушения по стандартным параметрам, таким как Extent и суммы баллов, находятся в рамках нормальных значений. Ранее такие нарушения описывались лишь визуально, что не позволяло проводить в динамике их сравнительный анализ и статистические расчеты. В своей дальнейшей работе планируется более точно определить пороговые значения предложенных нами параметров σ_t и σ_n . Также для верификации их воспроизводимости планируется провести анализ возможных факторов, которые потенциально могут влиять на величины показателей σ_t и σ_n в одном и том же исследовании, например, различные фильтры реконструкции (FBP, MLEM, OSEM). С помощью указанных параметров мы планируем количественно оценивать эффективность различных лечебных мероприятий для изменений перфузии миокарда ЛЖ.

Список литературы

1. Беленков Ю.Н., Сергиенко В.Б. Роль неинвазивных методов исследования в диагностике атеросклероза // Кардиология. 2007. Т. 47. № 10. С. 37–44.
2. Flotats A., Knuuti J., Gutberlet M. et al. Hybrid cardiac imaging: SPECT/CT and PET/CT. A joint position statement by the European Association of Nuclear Medicine (EANM), the European Society of Cardiac Radiology (ESCR) and the European Council of Nuclear Cardiology (ECNC) // Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2011. Vol. 38. № 1. P. 201–212.
3. Shaw L.J., Hachamovitch R., Berman D.S. et al. The economic consequences of available diagnostic and prognostic strategies for the evaluation of stable angina patients: an observational assessment of the value of precatheterization ischemia. Economics of Noninvasive Diagnosis (END) Multicenter Study Group // J. Am. Coll. Cardiol. 1999. Vol. 33. № 3. P. 661–669.
4. Hachamovitch R., Di Carli M.F. Methods and limitations of assessing new noninvasive tests: Part II: Outcomes-based validation and reliability assessment of noninvasive testing // Circulation. 2008. Vol. 117. № 21. P. 2793–2801.
5. Klocke F.J., Baird M.G., Lorell B.H. et al. ACC/AHA/ASNC guidelines for the clinical use of cardiac radionuclide imaging—executive summary: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (ACC/AHA/ASNC Committee to Revise the 1995 Guidelines for the Clinical Use of Cardiac Radionuclide Imaging) // J. Am. Coll. Cardiol. 2003. Vol. 42. № 7. P. 1318–1333.
6. Abidov A., Germano G., Berman D.S. Transient ischemic dilation ratio: a universal high-risk diagnostic marker in myocardial perfusion imaging // J. Nucl. Cardiol. 2007. Vol. 14. № 4. P. 497–500.
7. Leslie W.D., Levin D.P., Demeter S.J. Variation in heart rate influences the assessment of transient ischemic dilation in myocardial perfusion scintigraphy // BMC Nucl. Med. 2007. Vol. 7. P. 1–12.
8. Аншелес А.А. Особенности интерпретации перфузионной однофотонной эмиссионной компьютерной томографии миокарда с компьютерно-томографической коррекцией поглощения // Вестник рентгенол. и радиол. 2014. № 2. С. 5–20.
9. 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. Vol. 33. № 11. P. 1122–1126.
10. Seo Y., Mari C., Hasegawa B.H. Technological development and advances in single-photon emission computed tomography/computed tomography // Semin. Nucl. Med. 2008. Vol. 38. № 3. P. 177–198.
11. Hachamovitch R., Berman D.S., Shaw L.J. et al. Incremental prognostic value of myocardial perfusion single photon emission computed tomography for the prediction of cardiac death: differential stratification for risk of cardiac death and myocardial infarction // Circulation. 1998. Vol. 97. № 6. P. 535–543.
12. Muzzarelli S., Pfisterer M.E., Muller-Brand J. et al. Interrelation of ST-segment depression during bicycle ergometry and extent of myocardial ischaemia by myocardial perfusion SPECT // Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2009. Vol. 36. № 11. P. 1842–1850.
13. Momose M., Babazono T., Kondo C. et al. Prognostic significance of stress myocardial ECG-

- gated perfusion imaging in asymptomatic patients with diabetic chronic kidney disease on initiation of haemodialysis // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2009. Vol. 36. № 8. P. 1315–1321.
14. Шульгин Д.Н., Олисаева Д.Р., Фомичева О.А. и соавт. Однофотонная эмиссионная компьютерная томография в диагностике нарушений перфузии миокарда у больных ревматоидным артритом (предварительные данные) // *Терапевт. архив*. 2012. № 8. С. 78–80.
15. Сергиенко В.Б., Самойленко Л.Е., Бугрий М.Е. Радионуклидная диагностика при артериальной гипертензии // *Терапевт. архив*. 2008. № 9. С. 81–84.
16. Javadi H., Jallalat S., Pourbehi G. et al. The role of gated myocardial perfusion scintigraphy (GMPS) in myocarditis: a case report and review of the literature // *Nucl. Med. Rev. Cent. East Eur*. 2011. Vol. 14. № 2. P. 112–115.
17. Сергиенко В.Б. Радионуклидные исследования при атеросклерозе // *Кардиол. вестник*. 2009. Т. 4. № 2. С. 78–83.
18. Карпова И.Е., Самойленко Л.Е., Соболева Г.Н. и соавт. Применение однофотонной эмиссионной компьютерной томографии с ^{99m}Tc -МИБИ в сочетании с фармакологической пробой с аденозинтрифосфатом натрия в диагностике ишемии миокарда у больных с микроваскулярной стенокардией // *Кардиология*. 2014. Т. 7. С. 4–8.

NEW METHOD OF QUANTIFYING MYOCARDIAL PERFUSION IMPAIRMENTS ASSESSED WITH SINGLE-PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY

A.A. Ansheles, E.I. Khalikova, O.A. Ryzhikova

Russian Cardiology Research-and-Production Complex, Moscow, Russia

New parameters for quantifying initial left ventricular myocardial perfusion impairments or heterogeneity assessed by SPECT were developed: σ_{sev} (severity sigma) и σ_{het} (heterogeneity sigma). Those parameters were shown to suit better for distinguishing normal and inhomogeneous perfusion than standard (SRS and RE).

Key words: *SPECT, myocardial perfusion, evaluation of disorders, quantitative methods*

E-mail: a.ansheles@gmail.com