DOI: 10.33266/1024-6177-2022-67-2-32-37

Ю.Н. Ильюшенкова, Ж.Ж. Анашбаев, Е.В. Попов, С.И. Сазонова

ПРОБЛЕМЫ СЦИНТИГРАФИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ВОСПАЛИТЕЛЬНОГО ПОРАЖЕНИЯ СЕРДЦА И СПОСОБЫ ИХ УСТРАНЕНИЯ

Научно-исследовательский институт кардиологии,
Томский национальный исследовательский медицинский центр РАН, Томск

Контактное лицо: Юлия Николаевна Ильюшенкова, e-mail: biofizik85@mail.ru

РЕФЕРАТ

Представленный обзор литературы посвящён вопросам топической диагностики воспалительных заболеваний миокарда, проблемам, возникающим на этапах сбора первичных данных, обработки и интерпретации результатов, а также способам их решения. В работе охарактеризованы основные принципы индикации очаговых патологических включений радиофармпрепаратов методом однофотонной эмиссионной компьютерной томографии и актуальные подходы, используемые в мировой практике для устранения двигательных и дыхательных артефактов, влияющих на диагностическую эффективность молекулярной визуализации. Поиск литературы был выполнен с помощью электронных библиографических баз данных, таких как, PubMed, E-library, Medline, GoogleShcolar.

Ключевые слова: *воспаление, сцинтиграфия, коррекция движения, коррекция дыхания, ОФЭКТ/КТ, миокардит*

Для цитирования: Ильюшенкова Ю.Н., Анашбаев Ж.Ж., Попов Е.В., Сазонова С.И. Проблемы сцинтиграфической диагностики воспалительного поражения сердца и способы их устранения // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2022. Т. 67. № 2. С. 32-37. DOI: 10.33266/1024-6177-2022-67-2-32-37

DOI: 10.33266/1024-6177-2022-67-2-32-37

PROBLEMS OF SCINTIGRAPHIC DIAGNOSIS OF INFLAMMATORY HEART DISEASE AND METHODS OF THEIR CORRECTION

I.N. Ilyushenkova, Zh.Zh. Anashbaev, E.V. Popov, S.I. Sazonova

Tomsk National Research Medical Center, Tomsk, Russia

Contact person: I.N. Ilyushenkova, e-mail: biofizik85@mail.ru

ABSTRACT

The present review is devoted to the issues of topical diagnostics of inflammatory myocardial diseases, problems that arise at the stages of primary data collection, processing and interpretation of results, as well as ways to solve them. The paper describes the basic principles of indication of focal pathological inclusions of radiopharmaceuticals by single-photon emission computed tomography and current approaches used in world practice to eliminate motor and respiratory artifacts that affect the diagnostic effectiveness of molecular imaging. Literature search was performed using electronic bibliographic databases, such as PubMed, E-library, Medline, GoogleShcolar.

Keywords: *inflammation, scintigraphy, motion correction, respiratory correction, SPECT/CT, myocarditis.*

For citation: Ilyushenkova IN, Anashbaev ZhZh, Popov EV, Sazonova SI. Problems of scintigraphic diagnosis of inflammatory heart disease and methods of their correction. Medical Radiology and Radiation Safety. 2022;67(2):32-37. (In Russian) DOI: 10.33266/1024-6177-2022-67-2-32-37

Воспалительные заболевания сердца до сих пор остаются одной из наиболее трудно решаемых клинических проблем в современной кардиологии в силу неспецифической и весьма вариабельной симптоматики, что требует интеграции клинических данных, лучевых методов визуализации и гистологической оценки эндомиокарда [1, 2]. Использование методов радионуклидной индикации воспаления позволяет неинвазивно и с высокой специфичностью выявить очаг воспаления, оценить активность заболевания, а также осуществлять контроль эффективности лечения [3]. Вместе с тем, используя их в качестве моноисследования, достоверно определить расположение воспалительных очагов в органах средостения крайне затруднительно. В фантомных исследованиях было показано, что радиоактивность крови в полостях левого и правого желудочков «перекрывает» локальные включения радиофармпрепарата (РФП) в миокард средней и слабой интенсивности. Кроме того, используемые в молекулярной визуализации РФП, тропные к воспалению и повреждению способны фиксироваться в костных структурах средостения, создавая проекционные артефакты в исследуемой зоне. В связи с этим практически невозможно провести топическую диагностику очаговых включений РФП в сердце и сосудистых структурах без дополнительного совмещения сцинтиграмм с изображениями анатомических контуров сердца [4].

Впервые локализация очаговых патологических накоплений радиоиндикаторов стала возможной благодаря использованию двуизотопного метода. В 1989 г. Kitahara K. et al использовали ^{99m}Tc-пирофосфат и ^{201}Tl-хлорид с целью диагностики острого миокардита [5]. Первый РФП использовался для визуализации воспаления, а второй – для оценки повреждения миокарда. Наложение

полученных изображений друг на друга позволило четко определить пространственное расположение и протяженность включения ^{99m}Tc-пирофосфата в миокарде левого желудочка, что соответствовало, по мнению автора, воспалительному процессу. Позднее Ando H. et al применили двуизотопный метод у пациентов с острым инфарктом миокарда. Однако изображения не совмещались, а анализировались отдельно. Автор отметил существенное снижение качества изображений ^{201}Tl после введения ^{99m}Tc, что может привести к неправильному анализу визуальных данных и ошибкам в определении размеров инфаркта и жизнеспособности миокарда. Причиной этому являются схожие энергетические характеристики гамма-излучения радионуклидов ^{99m}Tc и ^{201}Tl [6]. Поэтому для корректной регистрации необходимо выдерживать интервал между введениями РФП не менее суток.

Однако это не единственный недостаток использования двуизотопного метода. Известно, что ^{201}Tl является долгоживущим нуклидом, что существенно повышает лучевую нагрузку на пациента. Кроме того, он является циклотронным гамма-излучателем, дорогостоящим и доступным только для крупных медицинских центров. По этой причине Фадеев Н.П. разработал методику совмещения функциональных и анатомических изображений, где ^{201}Tl-хлорид был заменен на ^{99m}Tc-технетрил[1]. Такой подход оказался более оправданным не только из экономических соображений, но и технических. Однако, согласно методике, запись сцинтиграфических изображений должна проводиться при неизменном положении пациента под детектором Гамма-камеры через 10 мин после введения ^{99m}Tc-технетрила и могла использоваться только для получения анатомических контуров миокарда с целью определения расположения очага воспаления, что не позволяло получить дополнительную информацию о состоянии микроциркуляторного русла. Дело в том, что оптимальное время для проведения перфузионной сцинтиграфии с ^{99m}Tc-технетрилом составляет 1–2 часа [7]. Для точного совмещения изображений по трем плоскостям было необходимо, чтобы запись изображений проводилась на одном и том же уровне сканирования. В этом случае время нахождения пациента под гамма-камерой значительно увеличилось и составило бы около 2-х ч.

Данная методика была усовершенствована Сазоновой С.И. с соавт[2] [8], которая предложила использовать двухдневный протокол исследования с использованием радиоактивных меток для совмещения изображений, что позволило проводить 2 полноценных сцинтиграфических исследования без увеличения диагностического времени. Также появилась возможность оценки перфузии миокарда на фоне стресс-теста или в состоянии функционального покоя. Дополнительно перфузионную сцинтиграфию возможно регистрировать в ЭКГ-синхронизированном режиме и оценить сократительную способность миокарда. Новый подход позволил сократить время обследования пациента и снизить себестоимость исследования, получить более полную информацию о состоянии миокарда левого желудочка (ЛЖ), а также повысить диагностическую эффективность выявления очаговых поражений миокарда [9].

Несмотря на доказанную эффективность [9], представленные комплексные методы радионуклидной диагностики миокардита являются многоэтапными, включают применение двух РФП и не позволяют точно оценить анатомическую принадлежность выявленных очагов накопления индикатора, находящихся вне контуров ЛЖ. В частности за пределами сканирования остаются правый желудочек (ПЖ), предсердия, клапанные структуры и крупные сосуды средостения. Перечисленных недостатков можно избежать путем применения гибридных систем, сочетающих в себе 2 модальности.

С момента внедрения в клиническую практику первого гибридного ОФЭКТ/КТ-сканера [10] сцинтиграфическая диагностика, основанная на функциональной интерпретации изображений, повысила свой диагностический потенциал за счет возможности дополнительной оценки структурно-анатомических изменений в исследуемой области. Также добавление КТ повысило диагностическую точность, специфичность и положительную прогностическую ценность исследований ядерной медицины. К сожалению, на сегодняшний день гибридные ОФЭКТ-системы ограничены интеграцией только рентгеновкой трубки, чего нельзя сказать про позитронно-эмиссионную визуализацию, для которой существуют системы, совместимые с компьютерной томографией и магнитно-резонансной томографией. Это связано с техническими трудностями разработки МРТ-совместимого оборудования и необходимостью создания компактного модуля гамма-детекции для ОФЭКТ [11]. Кроме того, запись ОФЭКТ- и КТ–изображений возможна только в последовательном режиме опять же, из-за конструктивных особенностей системы [12].

В настоящее время ОФЭКТ/КТ-системы активно используются для диагностики заболеваний различных органов и систем [13, 14], в том числе у больных кардиологического и кардиохирургического профиля [15–17]. Показана эффективность данного метода совмещения изображений для визуализации очагов патологического накопления РФП большого размера, соответствующих активному воспалительному процессу в сердечно-сосудистых структурах [15, 18, 19]. Так, по данным Erba P. et al, чувствительность ОФЭКТ/КТ с ^{99m}Tc–HMPAO-лейкоцитами в диагностике инфекционного эндокардита и инфицирования кардиостимуляторов достигает 94 % [14, 15]. Аналогичный показатель эффективности в диагностике миокардита составляет 90 % [19].

В то же время существует ряд ограничений, влияющих на точность топической диагностики очагов воспалительного генеза преимущественно мелких размеров, характерных для миокардитов. В первую очередь это невозможность полностью устранить пространственное рассогласование изображений ОФЭКТ и КТ, которые возникают ввиду следующих факторов:

1. Изменение анатомических параметров сердца и крупных сосудов ввиду их сократительной активности.
2. Дыхательные движения грудной клетки.
3. Движения пациента.

Причины накопления большого количества двигательных артефактов во время сбора первичных сцинтиграфических данных связаны с длительность записи (до 10 мин) [20]. На результирующее ОФЭКТ–изображение влияет не только частота движения, но и характер (неравномерная глубина и продолжительность вдоха и выдоха, нерегулярная ЧСС). Известно, что каждый сердечный цикл приводит к смещению миокарда на 12–13 мм [21, 22]. Кроме того, линейное движение диафрагмы во время дыхания создает условия для дополнительного движения сердца [23, 24]. В фантомных исследованиях Okuda K. et al было показано, что дыхательное смеще-

[1] Способ топической диагностики воспалительных заболеваний сердца. Пат. 2136218 Рос Федерация. №98112348/14 / Фадеев Н.П.; заявл. 08.07.98; опубл. 10.09.99.

[2] Способ диагностики миокардита. Пат. 2508051 Рос Федерация. № 2013107807/14 / Сазонова С.И.;. заявл. 21.02.13; опубл. 27.02.14, Бюл. № 6. 8 с.

ние сердца может достигать 27 мм в кранио-куадальном направлении и до 12 мм в дорсо-вентральном [25]. Это приводит к так называемому эффекту размытия (blurring artifact) на сцинтиграфических изображениях миокарда, что особенно критично для последующего определения локализации зон очагового накопления РФП малых размеров [26]. Поэтому коррекция движения имеет ключевое значение для уменьшения диагностических ошибок и увеличения клинической пользы ОФЭКТ. На практике устранение двигательных артефактов – чрезвычайно трудная задача, что требует использования дополнительных методов коррекции и постобработки исходных данных [27–29].

Livieratos L. предлагает несколько методологических подходов для минимизации несоответствия ОФЭКТ- и КТ-сканов. Коррекция движения пациента (в том числе дыхательных) предусматривает использование средств позиционирования и иммобилизации; использование физиологических ориентиров при совмещении изображений; использование респираторного стробирования (гейтинга) и программного обеспечения для коррекции движения сердца и тела пациента [12].

Артефакты, обусловленные движением сердца, являются одними из определяющих факторов в ошибочной интерпретации изображений не только перфузионной сцинтиграфии миокарда, но и любого другого радионуклидного исследования сердца. Это обусловлено тем, что итоговый анализ проводится на суммационных сцинтиграммах, сформированных по данным всего сердечного цикла, в течение которого непрерывно изменяется геометрия ЛЖ [21, 30, 31]. Устранение таких артефактов стало возможным благодаря внедрению в практику синхронизации записи сцинтиграфических изображений с зубцом R сердечного цикла посредством ЭКГ-стробирования (strobing – метод выделения определенных интервалов на временной оси, шкале частот и т.д. для увеличения вероятности обнаружения полезных сигналов на фоне помех). Предполагалось, что выделение конечно-диастолических кадров для последующего анализа позволит нивелировать размытость контуров изображений миокарда и улучшить результаты количественной оценки перфузии миокарда, уменьшая вероятность ошибок при интерпретации перфузионных сцинтиграмм [21]. Однако данный подход привел к ухудшению качества изображения ввиду снижения статистики счета импульсов [32]. Решением данной проблемы стала разработка метода «замороженного сердца», который включает избирательный анализ конечно-диастолических фаз и удаление из массива данных конечно-систолических кадров [21]. Метод дает возможность устранить артефакты, связанные с движением сердца, не снижая качества изображения. Необходимо отметить, что значимым условием для качественного ЭКГ-стробирования является регулярный сердечный ритм. Запись ОФЭКТ с ЭКГ-синхронизацией у пациентов с различными видами нарушениями ритма сердца нежелательна ввиду увеличения времени сбора информации с последующим некорректным определением границ ЛЖ.

В то же время остается нерешенной проблема движения грудной клетки, обусловленная дыханием, решением которой является метод респираторного стробирования (РС) [33]. Существует два способа реализации этого метода: по времени и по амплитуде. Метод, основанный на временном анализе, разделяет каждый дыхательный цикл между двумя точками глубочайшего вдоха. При этом глубина дыхания не принимается во внимание, а максимальные фазы вдоха из двух различных циклов будут сложены вместе, если они попадают в одну и ту же временную фазу, даже если они не соответствуют друг другу относительно положения основания легкого. При использовании амплитудного метода дыхательный цикл разделяют в зависимости от величины дыхательного сигнала. В этом случае происходит суммирование данных из различных дыхательных фаз, которые соответствуют амплитуде дыхательного сигнала. Таким образом, максимальные фазы вдоха из разных циклов будут суммироваться только в том случае, если они достигнут одинаковой величины во время дыхания [33, 34]. На сегодняшний день доказано, что использование амплитудных гейтинговых схем приводит к получению изображений, содержащих наименьшее движение внутри каждого дыхательного цикла [35–37], а значит, уменьшается влияние артефактов и повышается качество исследования. Параметры РС определяются путем мониторинга дыхательного движения пациентов с помощью использования сигнальных маркеров внешнего дыхания. Первые прототипы, разработанные с 1980-х по 2000-е гг., основывались на применении дыхательного флоуметра [38], электроимпедансной плетизмографии [39], пояса с датчиками перемещения диафрагмы [40]. Современные синхронизирующие девайсы практически не отличаются от прототипов, но являются более усовершенствованными с позиции применяемых алгоритмов обработки сигналов.

Разумеется, одновременное использование ЭКГ- и респираторного стробирования выгодно с точки зрения максимального устранения двигательных артефактов. В 2009 г. Kavalski G. et al был предложили метод двойного стробирования «motion-frozen heart», основанный на анализе сцинтиграфических изображений миокарда в фазу диастолы, которые получены с использованием респираторного стробирования, то есть в одну и ту же фазу дыхания. Таким образом производилась полная компенсация движения сердца [31, 41]. В 2014 году Chan C. et al усовершенствовали двойную дыхательную и кардиальную стробирующую систему для кардиосканера высокого разрешения с целью улучшения качества изображения и обнаружения дефектов перфузии. Дыхательное движение контролировалось с помощью компрессионной сенсорной подушки, соединенной с двойным респираторно-сердечным гейтинг-блоком, который посылает сердечные триггеры только во время фазы окончания выдоха на сердечный триггер, входящий в сканеры ОФЭКТ (EXG-SPECT). Такой подход значительно улучшил визуализацию миокарда и мелких структур (на 24 %), а также уменьшил эффект размытия [42].

При выполнении ОФЭКТ/КТ существует еще одно ограничение, которое негативно влияет на точность определения локализации очаговых включений РФП малых размеров в миокард ЛЖ, – это отсутствие контрастности между стенками сердца и его полостями на рентгеновсих изображениях. В связи с этим, о границе полость/миокард можно судить только приблизительно и при визуальной оценке повышается вероятность ложных результатов, поскольку радиоактивный пул крови может располагаться непосредственно близко к миокарду. Этот недостаток легко устранить, используя ангиографические протоколы. Однако применение контрастных препаратов должно быть обосновано в каждом случае, а вся полученная диагностическая информация использована в интересах пациента [19].

Изложенное выше справедливо для диагностики воспалительного процесса в ЛЖ. Вопрос визуализации воспаления в миокарде других камер сердца все еще

остается открытым. Индикация очаговых накоплений РФП в ПЖ методом ОФЭКТ затруднительна, что связано с анатомическими особенностями его расположения (свободная стенка ПЖ прилежит к передним отрезкам ребер и грудине) и толщиной его передней стенки (не более 3 мм). Используемые для индикации воспаления и повреждения РФП, ввиду своего химического состава, накапливаются в костных структурах средостения, создавая препятствия для адекватной оценки поглощения РФП миокардом ПЖ [19].

В последние годы изучается возможность молекулярной визуализации воспаления в стенке левого предсердия. Существует мнение, что индикация воспаления у пациентов с фибрилляцией предсердий помогла бы разработать индивидуальные стратегии для противовоспалительной терапии и профилактики ФП [45, 46]. В то же время, опубликованные клинические исследования были выполнены при помощи позитронно-эмиссионной томографии, которая отличается более высокой разрешающей способностью, чем ОФЭКТ. Возможно, использование гамма-камер нового поколения, оснащенных детекторами CZT, которые обладают высокой чувствительностью (в 3-5 раз выше по сравнению с кристалами NaI(Tl) и пространственной разрешающей способностью (в 1,7–2,5 раза) [46], поможет решить проблему сцинтиграфической визуализции воспаления в миокарде левого предсердия.

Топическая диагностика воспалительных поражений миокарда и сосудистых структур средостения является методически трудной задачей. Разработанные и внедренные в практику способы совмещения изображений дают возможность повысить точность исследования при соблюдении ряда условий. Прежде всего, это отсутствие пространственно-временной несогласованности. Методы совмещения двух сцинтиграфических изображений лишены этого недостатка, поскольку сбор и обработка данных происходит в одинаковых условиях и не нуждаются в дополнительных методах коррекции. Основным минусом таких подходов является область визуализации, которая ограничена контурами ЛЖ. Увеличение общего времени исследования, необходимость введения РФП дважды нельзя отнести к негативным свойствам методов, поскольку использование перфузионных РФП позволяет получить информацию и о сократительной способности ЛЖ и о состоянии его микроциркуляторного русла. Основное преимущество мультимодального подхода заключается в регистрации функциональных и структурно-анатомических изображений в одном сеансе сканирования, что облегчает интерпретацию данных, повышает эффективность молекулярной визуализации и уменьшает время диагностического исследования. Недостаток заключается в том, что в ОФЭКТ/КТ-системах запись изображений проводится последовательно, что является основной причиной пространственно-временной несогласованности между разными модальностями. В связи с этим имеет место необходимость использования дополнительных устройств коррекции и мониторинга, что приводит к усложнению протоколов исследования и алгоритмов реконструкции изображений, увеличению лучевой нагрузки. В перспективе, разработка компактных гамма-детекторов, способных к синхронной работе с рентгеновской трубкой, поможет значительно снизить выраженность двигательных и дыхательных артефактов без применения сложных систем стробирования.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Puntmann V.O., Zeiher A.M., Nagel E. T1 and T2 Mapping in Myocarditis: Seeing Beyond the Horizon of Lake Louise Criteria and Histopathology // Expert Rev Cardiovasc Ther. 2018. V.16, No. 5. P. 319-330. DOI: 10.1080/14779072.2018.1455499.
2. Lishmanov Yu.B., Sazonova S.I., Chernov V.I., et al. The Scintigraphic Diagnosis of Inflammatory Heart Disease // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2004. Т.49, № 2. С. 59-66.
3. Kircher M., Lapa C. Novel Noninvasive Nuclear Medicine Imaging Techniques for Cardiac Inflammation // Curr. Heart Fail. Rep. 2017. V.10. No. 2. P. 1-6. DOI: 10.1007/s12410-017-9400-x.
4. Сазонова С.И., Лишманов Ю.Б., Проскокова И.Ю. Сцинтиграфическая визуализация воспалительных очагов в сердце // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2011. Т.56, № 5. С. 31-36.
5. Kitahara K., Suzuki S., Takayama Y., et al. New Color Imaging of 99mTc-Pyrophosphate and 201Tl-Chloride Dual Isotope Single Photon Emission Computed Tomography in Acute Myocarditis // Kaku Igaku. 1989. V.26, No. 6. P. 773-779.
6. Ando H., Fukuyama T., Mitsuoka W., et al. Influence of Downscatter in Simultaneously Acquired Thallium-201/Technetium-99m-PYP SPECT // J. Nucl. Med. 1996. V.37, No. 5. P. 781-785.
7. Wu M.C., Tsai C.T., Lin H.C., et al. Thallium-201 is Comparable to Technetium-99m-Sestamibi for Estimating Cardiac Function in Patients with Abnormal Myocardial Perfusion Imaging // Kaohsiung J. Med. Sci. 2015. V.31, No. 11. P. 562-567. DOI: 10.1016/j.kjms.2015.09.002. PubMed PMID: 26678935.
8. Сазонова С.И., Ильюшенкова Ю.Н., Лишманов Ю.Б. Методика радионуклидного исследования воспалительных процессов в сердце // Сибирский медицинский журнал (г. Томск). 2015. Т.30, № 4. С. 32-35.
9. Sazonova S.I., Ilyushenkova Yu.N., Lishmanov Yu.B., et al. Assessment of Radiological Techniques Application Possibility for Non-Invasive Diagnostics of Latent Inflammatory Processes in Myocardium in Patients with Atrial Fibrillation // Ann. Nucl. Med. 2016. V.30, No. 10. P. 738-748. DOI: 10.1007/s12149-016-1120-9.
10. Hasegawa B.H., Stebler B., Rutt B.K., et al. A Prototype High-Purity Germanium Detector System with Fast Photon-Counting Circuitry for Medical Imaging // Med. Phys. 1991. V.18, No. 5. P. 900-909. DOI: 10.1118/1.596606.
11. Hutton B.F., Occhipinti M., Kuehne A., et al. Development of Clinical Simultaneous SPECT/MRI // Br. J. Radiol. 2018. V.91, No. 1081. P. 20160690. DOI: 10.1259/bjr.20160690.
12. Livieratos L. Technical Pitfalls and Limitations of SPECT/CT // Semin. Nucl. Med. 2015. V.45, No. 6. P. 530-540. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2015.06.002.
13. Israel O., Pellet O., Biassoni L., et al. Two Decades of SPECT/CT - the Coming of Age of a Technology: An Updated Review of Literature Evidence // Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2019. V.46, No. 10. P. 1990-2012. DOI: 10.1007/s00259-019-04404-6.
14. Erba P.A., Glaudemans A.W., Veltman N.C., et al. Image Acquisition and Interpretation Criteria for 99mTc-HMPAO-Labelled White Blood Cell Scintigraphy: Results of a Multicentre Study // Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2014. V.41, No. 4. P. 615-623. DOI: 10.1007/s00259-013-2631-4.
15. Erba P.A., Leo G., Sollini M., et al. Radiolabelled Leucocyte Scintigraphy Versus Conventional Radiological Imaging for the Management of Late, Low-Grade Vascular Prosthesis Infections // Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2014. V.41, No. 2. P. 357-368. DOI: 10.1007/s00259-013-2582-9.
16. Erba P.A., Lancellotti P., Vilacosta I., et al. Recommendations on Nuclear and Multimodality Imaging in IE and CIED Infections // Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2018. V.45, No. 10. P. 1795-1815. DOI: 10.1007/s00259-018-4025-0.
17. Мочула А.В., Завадовский К.В., Андреев С.Л., и др. Динамическая однофотонная эмиссионная компьютерная томография миокарда как метод идентификации многососудистого поражения коронарного русла // Вестник рентгенологии и радиологии. 2016. Т.97, № 5. С. 289-295. DOI: 10.20862/0042-4676-2016-97-5-289-295.
18. Gomes A., Glaudemans A.W.J.M., Touw D.J., et al. Diagnostic Value of Imaging in Infective Endocarditis: a Systematic Review // Lancet Infect Dis. 2017. V.17, No. 1. P. e1-e14. DOI: 10.1016/S1473-3099(16)30141-4.
19. Ilyushenkova J., Sazonova S., Zavadovsky K., et al. Diagnostic Efficacy of Cardiac Scintigraphy with 99mTc-Pyrophosphate for Latent Myocardial Inflammation in Patients with Atrial Fibrillation // Cardiol. Res. Pract. 2020. No .2020. P. 5983751. DOI: 10.1155/2020/5983751.

20. Polycarpou I., Chrysanthou-Baustert I., Demetriadou O., et al. Impact of Respiratory Motion Correction on SPECT Myocardial Perfusion Imaging Using a Mechanically Moving Phantom Assembly with Variable Cardiac Defects // J. Nucl. Cardiol. 2017. V.24, No. 4. P. 1216-1225. DOI: 10.1007/s12350-015-0323-0.
21. Slomka P.J., Nishina H., Berman D.S., et al. «Motion-Frozen» Display and Quantification of Myocardial Perfusion // J. Nucl. Med. 2004. V.45, No. 7. P. 1128-1134.
22. O'Dell W.G., Moore C.C., Hunter W.C., et al. Three-Dimensional Myocardial Deformations: Calculation with Displacement Field Fitting to Tagged MR Images // Radiology. 1995. V.195, No. 3. P. 829-835. DOI: 10.1148/radiology.195.3.7754016.
23. Livieratos L., Rajappan K., Stegger L., et al. Respiratory Gating of Cardiac PET Data in List-Mode Acquisition // Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2006. V.33, No. 5. P. 584-588. DOI: 10.1007/s00259-005-0031-0.
24. Wang Y., Riederer S.J., Ehman R.L. Respiratory Motion of the Heart: Kinematics and the Implications for the Spatial Resolution in Coronary Imaging // Magn. Reson. Med. 1995. V.33, No. 5. P. 713-719. DOI: 10.1002/mrm.1910330517.
25. Okuda K., Sakimoto S., Fujii S., et al. Influence of the Pixel Sizes of Reference Computed Tomography on Single-Photon Emission Computed Tomography Image Reconstruction Using Conjugate-Gradient Algorithm // Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi. 2017. V.73, No. 10. P. 1039-1044. DOI: 10.6009/jjrt.2017_JSRT_73.10.1039.
26. Zhang D., Ghaly M., Mok G.S.P. Interpolated CT for Attenuation Correction on Respiratory Gating Cardiac SPECT /CT — A Simulation Study // Med. Phys. 2019. V.46, No. 6. P. 2621-2628. DOI: 10.1002/mp.13513.
27. Depuey E.G., Mahmarian J.J., Miller T.D., et al. Patient-Centered Imaging // J. Nucl. Cardiol. 2012. V.19, No. 2. P. 185-215. DOI: 10.1007/s12350-012-9523-z.
28. Slomka P.J., Berman D.S., Germano G. New Imaging Protocols for New Single Photon Emission CT Technologies // Curr. Heart. Fail. Rep. 2010. V.3, No. 3. P. 162-170. DOI: 10.1007/s12410-010-9021-0.
29. Rubeaux M., Doris M.K., Alessio A., Slomka P.J. Enhancing Cardiac PET by Motion Correction Techniques // Curr. Cardiol. Rep. 2017. V.19, No. 2. P. 14. DOI: 10.1007/s11886-017-0825-2.
30. Завадовский К.В., Мишкина А.И., Мочула А.В., и др. Методика устранения артефактов движения сердца при выполнении перфузионной сцинтиграфии миокарда // Российский электронный журнал лучевой диагностики. 2017. Т.7, № 2. С. 56-64. DOI: 10.21569/2222-7415-2017-7-2-56-64.
31. Kovalski G., Keidar Z., Frenkel A., et al. Dual «Motion-Frozen Heart» Combining Respiration and Contraction Compensation in Clinical Myocardial Perfusion SPECT Imaging // J. Nucl. Cardiol. 2009. V.16, No. 3. P. 396-404. DOI: 10.1007/s12350-008-9034-0.
32. Taillefer R., DePuey E.G., Udelson J.E., et al. Comparison between the End-Diastolic Images and the Summed Images of Gated 99mTc-Sestamibi SPECT Perfusion Study in Detection of Coronary Artery Disease in Women // J. Nucl. Cardiol. 1999. V.6, No. 2. P. 169-176. DOI: 10.1016/s1071-3581(99)90077-6.
33. Bitarafan A., Rajabi H., Gruy B., et al. Respiratory Motion Detection and Correction in ECG-Gated SPECT: A New Approach // Korean J. Radiol. 2008. V.9, No. 6. P. 490-497. DOI: 10.3348/kjr.2008.9.6.490.
34. Schäfers K.P., Stegger L. Combined Imaging of Molecular Function and Morphology with PET/CT and SPECT/CT: Image Fusion and Motion Correction // Basic Res. Cardiol. 2008. V.103, No. 2. P. 191-199. DOI: 10.1007/s00395-008-0717-0.
35. Dawood M., Lang N., Jiang X., Schäfers K.P. Lung Motion Correction on Respiratory Gated 3-D PET/CT Images // IEEE Trans. Med. Imaging. 2006. V.25, No. 4. P. 476-485. DOI: 10.1109/TMI.2006.870892.
36. Zhang D., Pretorius P.H., Ghaly M., et al. Evaluation of Different Respiratory Gating Schemes for Cardiac SPECT // J. Nucl. Cardiol. 2020. V.27, No. 2. P. 634-647. DOI: 10.1007/s12350-018-1392-7.
37. Zhang D., Sun J., Pretorius P.H., et al. Clinical Evaluation of three Respiratory Gating Schemes for Different Respiratory Patterns on Cardiac SPECT // Med. Phys. 2020. V.47, No. 9. P. 4223-4232. DOI: 10.1002/mp.14354.
38. Kim B.H., Ishida Y., Tsuneoka Y., et al. Effects of Spontaneous Respiration on Right and Left Ventricular Function: Evaluation by Respiratory and ECG Gated Radionuclide Ventriculography // J. Nucl. Cardiol. 1987. V.28, No. 2. P. 173-177.
39. Cho K., Kumiata S., Okada S., Kumazaki T. Development of Respiratory Gated Myocardial SPECT System // J. Nucl. Cardiol. 1999. V.6, No. 1. Pt 1. P. 20-28. DOI: 10.1016/s1071-3581(99)90061-2.
40. Tada, Hosono M., Fujioka T., et al. Monitoring of Respiratory Movement of the Diaphragm for Gated Radiotherapy // Radiat. Med. 2005. V.23, No. 1. P. 10-13.
41. Kovalski G., Israel O., Keidar Z., et al. Correction of Heart Motion Due to Respiration in Clinical Myocardial Perfusion SPECT Scans Using Respiratory Gating // J. Nucl. Cardiol. 2007. V.48, No. 4. P. 630-636. DOI: 10.2967/jnumed.106.037390.
42. Chan C., Harris M., Le M., et al. End-Expiration Respiratory Gating for a High-Resolution Stationary Cardiac SPECT System // Phys. Med. Biol. 2014. V.59, No. 20. P. 6267-6287. DOI: 10.1088/0031-9155/59/20/6267.
43. Lange P.S., Avramovic N., Frommeyer G., et al. Routine 18F-FDG PET/CT Does not Detect Inflammation in the Left Atrium in Patients with Atrial Fibrillation // Int. J. Cardiovasc Imaging. 2017. V.33, No. 8. P. 1271-1276. DOI: 10.1007/s10554-017-1094-2.
44. Kiuchi K., Fukuzawa K., Mori S., et al. Feasibility of Imaging Inflammation in the Left Atrium Post AF Ablation Using PET Technology // JACC Clin. Electrophysiol. 2017. V.3, No. 12. P. 1466-1467. DOI: 10.1016/j.jacep.2017.02.004.
45. Watanabe E., Miyagawa M., Uetani T., et al. Positron Emission Tomography/Computed Tomography Detection of Increased 18F-Fluorodeoxyglucose Uptake in the Cardiac Atria of Patients with Atrial Fibrillation // Int. J. Cardiol. 2019. No. 283. P. 171-177. DOI: 10.1016/j.ijcard.2018.10.106.
46. Harrison S.D., Harrison M.A., Duvall W.L. Stress Myocardial Perfusion Imaging in the Emergency Department-New Techniques for Speed and Diagnostic Accuracy // Curr. Cardiol. Rep. 2012. V.8, No. 2. P. 116-1 22. DOI: 10.2174/157340312801784916.

REFERENCES

1. Puntmann V.O., Zeiher A.M., Nagel E. T1 and T2 Mapping in Myocarditis: Seeing Beyond the Horizon of Lake Louise Criteria and Histopathology. Expert Rev Cardiovasc Ther. 2018;16;5:319-330. DOI: 10.1080/14779072.2018.1455499.
2. Lishmanov Yu.B., Sazonova S.I., Chernov V.I., et al. The Scintigraphic Diagnosis of Inflammatory Heart Disease. *Meditsinskaya Radiologiya i Radiatsionnaya Bezopasnost* = Medical Radiology and Radiation Safety. 2004;49;2:59-66 (In Russian).
3. Kircher M., Lapa C. Novel Noninvasive Nuclear Medicine Imaging Techniques for Cardiac Inflammation. Curr. Heart Fail. Rep. 2017;10;2:1-6. DOI: 10.1007/s12410-017-9400-x.
4. Sazonova S.I., Lishmanov Yu.B., Proskokova I.Yu. Scintigraphic Imaging of Inflammatory Focuses in the Heart. *Meditsinskaya Radiologiya i Radiatsionnaya Bezopasnost* = Medical Radiology and Radiation Safety. 2011;56;5:31-36 (In Russian).
5. Kitahara K., Suzuki S., Takayama Y., et al. New Color Imaging of 99mTc-Pyrophosphate and 201Tl-Chloride Dual Isotope Single Photon Emission Computed Tomography in Acute Myocarditis. Kaku Igaku. 1989;26;6:773-779.
6. Ando H., Fukuyama T., Mitsuoka W., et al. Influence of Downscatter in Simultaneously Acquired Thallium-201/Technetium-99m-PYP SPECT. J. Nucl. Med. 1996;37;5:781-785.
7. Wu M.C., Tsai C.T., Lin H.C., et al. Thallium-201 is Comparable to Technetium-99m-Sestamibi for Estimating Cardiac Function in Patients with Abnormal Myocardial Perfusion Imaging. Kaohsiung J. Med. Sci. 2015;31;11:562-567. DOI: 10.1016/j.kjms.2015.09.002. PubMed PMID: 26678935.
8. Sazonova S.I., Ilyushenkova Yu.N., Lishmanov Yu.B. The Technique of Radionuclide Studies of Inflammatory Processes in the Heart. *Sibirskiy Meditsinskiy Zhurnal* = The Siberian Medical Journal. 2015;30;4:32-35 (In Russian).
9. Sazonova S.I., Ilyushenkova Yu.N., Lishmanov Yu.B., et al. Assessment of Radiological Techniques Application Possibility for Non-Invasive Diagnostics of Latent Inflammatory Processes in Myocardium in Patients with Atrial Fibrillation. Ann. Nucl. Med. 2016;30;10:738-748. DOI: 10.1007/s12149-016-1120-9.
10. Hasegawa B.H., Stebler B., Rutt B.K., et al. A Prototype High-Purity Germanium Detector System with Fast Photon-Counting Circuitry for Medical Imaging. Med. Phys. 1991;18;5:900-909. DOI: 10.1118/1.596606.
11. Hutton B.F., Occhipinti M., Kuehne A., et al. Development of Clinical Simultaneous SPECT/MRI. Br. J. Radiol. 2018;91;1081:20160690. DOI: 10.1259/bjr.20160690.
12. Livieratos L. Technical Pitfalls and Limitations of SPECT/CT. Semin. Nucl. Med. 2015;45;6:530-540. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2015.06.002.
13. Israel O., Pellet O., Biassoni L., et al. Two Decades of SPECT/CT - the Coming of Age of a Technology: An Updated Review of Literature Evidence. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2019;46;10:1990-2012. DOI: 10.1007/s00259-019-04404-6.
14. Erba P.A., Glaudemans A.W., Veltman N.C., et al. Image Acquisition and Interpretation Criteria for 99mTc-HMPAO-Labelled White Blood Cell Scintigraphy: Results of a Multicentre Study. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2014;41;4:615-623. DOI: 10.1007/s00259-013-2631-4.

15. Erba P.A., Leo G., Sollini M., et al. Radiolabelled Leucocyte Scintigraphy Versus Conventional Radiological Imaging for the Management of Late, Low-Grade Vascular Prosthesis Infections. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2014;41;2:357-368. DOI: 10.1007/s00259-013-2582-9.
16. Erba P.A., Lancellotti P., Vilacosta I., et al. Recommendations on Nuclear and Multimodality Imaging in IE and CIED Infections. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2018;45;10:1795-1815. DOI: 10.1007/s00259-018-4025-0.
17. Mochula A.V., Zavadovskiy K.V., Andreyev S.L., et al. Dynamic Single-Photon Emission Computed Tomography as a Method of Identification of Multivessel Coronary Artery Disease. *Vestnik Rentgenologii i Radiologii* = Journal of Radiology and Nuclear Medicine. 2016;97;5:289-295. DOI: 10.20862/0042-4676-2016-97-5-289-295 (In Russian).
18. Gomes A., Glaudemans A.W.J.M., Touw D.J., et al. Diagnostic Value of Imaging in Infective Endocarditis: a Systematic Review. Lancet Infect Dis. 2017;17;1:e1-e14. DOI: 10.1016/S1473-3099(16)30141-4.
19. Ilyushenkova J., Sazonova S., Zavadovsky K., et al. Diagnostic Efficacy of Cardiac Scintigraphy with 99mTc-Pyrophosphate for Latent Myocardial Inflammation in Patients with Atrial Fibrillation. Cardiol. Res. Pract. 2020;2020:5983751. DOI: 10.1155/2020/5983751.
20. Polycarpou I., Chrysanthou-Baustert I., Demetriadou O., et al. Impact of Respiratory Motion Correction on SPECT Myocardial Perfusion Imaging Using a Mechanically Moving Phantom Assembly with Variable Cardiac Defects. J. Nucl. Cardiol. 2017;24;4:1216-1225. DOI: 10.1007/s12350-015-0323-0.
21. Slomka P.J., Nishina H., Berman D.S., et al. «Motion-Frozen» Display and Quantification of Myocardial Perfusion. J. Nucl. Med. 2004;45;7:1128-1134.
22. O'Dell W.G., Moore C.C., Hunter W.C., et al. Three-Dimensional Myocardial Deformations: Calculation with Displacement Field Fitting to Tagged MR Images. Radiology. 1995;195;3:829-835. DOI: 10.1148/radiology.195.3.7754016.
23. Livieratos L., Rajappan K., Stegger L., et al. Respiratory Gating of Cardiac PET Data in List-Mode Acquisition. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2006;33;5:584-588. DOI: 10.1007/s00259-005-0031-0.
24. Wang Y., Riederer S.J., Ehman R.L. Respiratory Motion of the Heart: Kinematics and the Implications for the Spatial Resolution in Coronary Imaging. Magn. Reson. Med. 1995;33;5:713-719. DOI: 10.1002/mrm.1910330517.
25. Okuda K., Sakimoto S., Fujii S., et al. Influence of the Pixel Sizes of Reference Computed Tomography on Single-Photon Emission Computed Tomography Image Reconstruction Using Conjugate-Gradient Algorithm. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi. 2017;73;10:1039-1044. DOI: 10.6009/jjrt.2017_JSRT_73.10.1039 (In Japan).
26. Zhang D., Ghaly M., Mok G.S.P. Interpolated CT for Attenuation Correction on Respiratory Gating Cardiac SPECT /CT — A Simulation Study. Med. Phys. 2019;46;6:2621-2628. DOI: 10.1002/mp.13513.
27. Depuey E.G., Mahmarian J.J., Miller T.D., et al. Patient-Centered Imaging. J. Nucl. Cardiol. 2012;19;2:185-215. DOI: 10.1007/s12350-012-9523-z.
28. Slomka P.J., Berman D.S., Germano G. New Imaging Protocols for New Single Photon Emission CT Technologies. Curr. Heart. Fail. Rep. 2010;3;3;162-170. DOI: 10.1007/s12410-010-9021-0.
29. Rubeaux M., Doris M.K., Alessio A., Slomka P.J. Enhancing Cardiac PET by Motion Correction Techniques. Curr. Cardiol. Rep. 2017;19;2:14. DOI: 10.1007/s11886-017-0825-2.
30. Zavadovskiy K.V., Mishkina A.I., Mochula A.V., et al. The Method for Correction of Motion Artefacts to Improve Myocardial Perfusion Imaging. *Rossiyskiy Elektronnyy Zhurnal Luchevoy Diagnostiki* = Russian Electronic Journal of Radiology. 2017;7;2:56-64. DOI: 10.21569/2222-7415-2017-7-2-56-64 (In Rassian).
31. Kovalski G., Keidar Z., Frenkel A., et al. Dual "Motion-Frozen Heart" Combining Respiration and Contraction Compensation in Clinical Myocardial Perfusion SPECT Imaging. J. Nucl. Cardiol. 2009;16;3:396-404. DOI: 10.1007/s12350-008-9034-0.
32. Taillefer R., DePuey E.G., Udelson J.E., et al. Comparison between the End-Diastolic Images and the Summed Images of Gated ^{99m}Tc-Sestamibi SPECT Perfusion Study in Detection of Coronary Artery Disease in Women. J. Nucl. Cardiol. 1999;6;2:169-176. DOI: 10.1016/s1071-3581(99)90077-6.
33. Bitarafan A., Rajabi H., Gruy B., et al. Respiratory Motion Detection and Correction in ECG-Gated SPECT: A New Approach. Korean J. Radiol. 2008;9;6:490-497. DOI: 10.3348/kjr.2008.9.6.490.
34. Schäfers K.P., Stegger L. Combined Imaging of Molecular Function and Morphology with PET/CT and SPECT/CT: Image Fusion and Motion Correction. Basic Res. Cardiol. 2008;103;2:191-199. DOI: 10.1007/s00395-008-0717-0.
35. Dawood M., Lang N., Jiang X., Schäfers K.P. Lung Motion Correction on Respiratory Gated 3-D PET/CT Images. IEEE Trans. Med. Imaging. 2006;25;4:476-485. DOI: 10.1109/TMI.2006.870892.
36. Zhang D., Pretorius P.H., Ghaly M., et al. Evaluation of Different Respiratory Gating Schemes for Cardiac SPECT. J. Nucl. Cardiol. 2020;27;2:634-647. DOI: 10.1007/s12350-018-1392-7.
37. Zhang D., Sun J., Pretorius P.H., et al. Clinical Evaluation of three Respiratory Gating Schemes for Different Respiratory Patterns on Cardiac SPECT. Med. Phys. 2020;47;9:4223-4232. DOI: 10.1002/mp.14354.
38. Kim B.H., Ishida Y., Tsuneoka Y., et al. Effects of Spontaneous Respiration on Right and Left Ventricular Function: Evaluation by Respiratory and ECG Gated Radionuclide Ventriculography. J. Nucl. Cardiol. 1987;28;2:173-177.
39. Cho K., Kumiata S., Okada S., Kumazaki T. Development of Respiratory Gated Myocardial SPECT System. J. Nucl. Cardiol. 1999;6;1;Pt 1:20-28. DOI: 10.1016/s1071-3581(99)90061-2.
40. Tada, Hosono M., Fujioka T., et al. Monitoring of Respiratory Movement of the Diaphragm for Gated Radiotherapy. Radiat. Med. 2005;23;1:10-13.
41. Kovalski G., Israel O., Keidar Z., et al. Correction of Heart Motion Due to Respiration in Clinical Myocardial Perfusion SPECT Scans Using Respiratory Gating. J. Nucl. Cardiol. 2007;48;4:630-636. DOI: 10.2967/jnumed.106.037390.
42. Chan C., Harris M., Le M., et al. End-Expiration Respiratory Gating for a High-Resolution Stationary Cardiac SPECT System. Phys. Med. Biol. 2014;59;20:6267-6287. DOI: 10.1088/0031-9155/59/20/6267.
43. Lange P.S., Avramovic N., Frommeyer G., et al. Routine 18F-FDG PET/CT Does not Detect Inflammation in the Left Atrium in Patients with Atrial Fibrillation. Int. J. Cardiovasc Imaging. 2017;33;8:1271-1276. DOI: 10.1007/s10554-017-1094-2.
44. Kiuchi K., Fukuzawa K., Mori S., et al. Feasibility of Imaging Inflammation in the Left Atrium Post AF Ablation Using PET Technology. JACC Clin. Electrophysiol. 2017;3;12:1466-1467. DOI: 10.1016/j.jacep.2017.02.004.
45. Watanabe E., Miyagawa M., Uetani T., et al. Positron Emission Tomography/Computed Tomography Detection of Increased 18F-Fluorodeoxyglucose Uptake in the Cardiac Atria of Patients with Atrial Fibrillation. Int. J. Cardiol. 2019;283:171-177. DOI: 10.1016/j.ijcard.2018.10.106.
46. Harrison S.D., Harrison M.A., Duvall W.L. Stress Myocardial Perfusion Imaging in the Emergency Department-New Techniques for Speed and Diagnostic Accuracy. Curr. Cardiol. Rep. 2012;8;2:116-1 22. DOI: 10.2174/157340312801784916.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.
Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.
Поступила: 30.11.2021. Принята к публикации: 30.03.2022.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.
Financing. The study had no sponsorship.
Contribution. Article was prepared with equal participation of the authors.
Article received: 30.11.2021. Accepted for publication: 30.03.2022.