

Методические особенности выполнения, обработки результатов и интерпретации данных радионуклидной равновесной томовентрикулографии

К. В. Завадовский*, В. В. Саушкин, А. Н. Панькова, Ю. Б. Лишманов

ГУ «Научно-исследовательский институт кардиологии» Томского научного центра Сибирского отделения РАМН, лаборатория радионуклидных методов исследования, г. Томск

Methodological features of gated blood pool spect data acquisition, imaging processing and results interpretation

K. V. Zavadovskiy, V. V. Saushkin, A. N. Pankova, Yu. B. Lishmanov

Реферат

Работа посвящена методическим аспектам проведения и обработки результатов ЭКГ-синхронизированной радионуклидной равновесной томовентрикулографии, одной из современных методик оценки сократимости сердца. Приводится информация о способах радиоактивной метки эритроцитов, о факторах, которые могут отрицательно сказаться на качестве изображения.

Последовательно обсуждаются вопросы выбора оптимальной орбиты вращения детекторов при использовании двух- и трехдетекторных гамма-камер, приводится информация о рекомендуемых для получения качественного изображения коллиматорах. Излагаются нюансы ЭКГ-синхронизации, записи изображения кровяного пула сердца и его реконструкции. В заключительной части статьи обсуждаются методические вопросы оценки локальных нарушений сократимости, определения объемов, фракции выброса и скоростных систоло-диастолических показателей левого и правого желудочков сердца.

Ключевые слова: радионуклидная равновесная томовентрикулография, гемодинамика сердца, нарушение сократимости желудочков.

Abstract

Work is devoted methodical aspects of carrying out and processing of results of an ECG-gated blood pool single photon emission computer tomography, one of method of cardiac contractility assessment.

The aim of the work is to highlight methodological aspects of conducting and analyzing the results of a modern. The work reveals information about red blood cells radioactive labeling and the factors that may affect the image quality. There consistently discussed the issues of choice of optimal detectors orbit rotation in two- and three-headed gamma-cameras and the choice of optimal collimators. The article reveals the nuances of ECG-synchronization, heart blood pool images recording and reconstruction. The final part of the article is devoted to the methodological issues of evaluation of local contractility disorders, volumes, ejection fraction and velocity indices of left and right ventricles calculations.

Key words: gated blood pool SPECT, cardiac contractility disorders.

* Завадовский Константин Валерьевич, канд. мед. наук, старший научный сотрудник лаборатории радионуклидных методов исследования, ГУ «Научно-исследовательский институт кардиологии» Томского научного центра Сибирского отделения РАМН.

Тел.: +7 (3822) 55-82-98.

Электронная почта: konstz@cardio.tsu.ru

Актуальность

В последнее время ЭКГ-синхронизированная радионуклидная равновесная томоэнтрикулография (РТВГ) признается многими исследователями в качестве одного из методов выбора для оценки сократимости сердца.

Достоинствами этого метода являются неинвазивность, возможность выполнения исследования в условиях спонтанного дыхания, низкая лучевая нагрузка, вычисление основных систолических и диастолических показателей обоих желудочков без введения контрастных средств.

При этом во многих публикациях показано, что данный метод по точности вычисления основных показателей гемодинамики не уступает другим диагностическим модальностям, таким, как эхокардиография (эхоКГ) и магнитно-резонансная томография.

В то же время запись и обработка нативных данных РТВГ имеют ряд методологических нюансов, которые недостаточно полно освещены в отечественной и зарубежной литературе.

В частности, ЭКГ-синхронизированная запись кровяного пула сердца возможна как в режиме коррекции аритмии, так и без использования последнего. Представительный сердечный цикл может быть сформирован из 8 или 16 кадров.

Кроме того, при расчете основных показателей сердечной деятельности могут быть использованы различные алгоритмы постпроцессинговой обработки изображений.

Цель: осветить методические аспекты проведения и обработки результатов ЭКГ-синхронизированной радионуклидной равновесной томоэнтрикулографии.

Радиофармпрепараты и лучевая нагрузка

В качестве радиофармпрепарата (РФП) для выполнения РТВГ используются эритроциты, меченные *in vivo* или *in vitro* технецием-99m (^{99m}Tc).

В практической работе отдано предпочтение метке эритроцитов *in vivo* как методически более просто выполняемой. Для этого на первом этапе в вену пациента вводят раствор Sn (II) пирофосфата, а затем спустя 15–20 мин ^{99m}Tc -пертехнетат активностью 13–15 МБк/кг. Эффективность связывания ^{99m}Tc с эритроцитами при использовании такого подхода составляет 85–95 %. Неудовлетворительное качество метки может быть визуально выявлено на мониторе предварительной укладки еще до начала проведения записи.

Наличие свободного технеция (Tc) проявляется в виде его накопления в щитовидной железе, а также слизистой желудка и кишечника.

Наряду с техническими погрешностями приготовления РФП, на эффективность мечения эритроцитов могут негативно влиять некоторые фармакологические средства, получаемые пациентом.

Например, не следует вводить РФП в ту же вену, в которую производилась инъекция гепарина, а также через катетер, промытый накануне гепарином. Эти же правила следует соблюдать при использовании раствора глюкозы или декстрозы.

При проведении РТВГ лучевая нагрузка на все тело составляет 0,0021 мЗв/МБк, что не превышает предельно допустимого уровня для данной категории пациентов (в соответствии с СанПиН 2.6.1.2523-09 «Нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009»).

Методические нюансы проведения РТВГ

Запись РТВГ начинают через 15–20 мин после инъекции ^{99m}Tc -пертехнетата — данный временной интервал необходим для равномерного распределения меченых эритроцитов в кровеносном русле. При проведении РТВГ рекомендуется использовать либо двудетекторные гамма-камеры с позиционированием детекторов под углом 90° по отношению друг к другу (с поворотом гентри на 90°), либо трехдетекторные гамма-камеры с ориентацией детекторов под углом 120° (поворот гентри на 120°). Желательно использовать высокоразрешающие параллельные коллиматоры с пространственным разрешением 8–10 мм и выше. Чувствительность коллиматора должна составлять приблизительно 108–135 сцинтилляций/с/1 МБк. При использовании РФП на основе ^{99m}Tc рекомендуется использовать энергетическое окно дифференциального дискриминатора $140 \text{ кэВ} \pm 15 \%$.

Особенности ЭКГ-синхронизации и настройки режима коррекции аритмии

Как правило, допустимый разброс длительности регистрируемого RR-интервала при исследовании в томографическом режиме устанавливается от ± 15 до $\pm 45 \%$, однако она может варьировать в зависимости от частоты и ритма сердечных сокращений пациента. При значительных вариациях продолжительности сердечного цикла (например, у пациентов с синусовой аритмией или экстрасистолией) может потребоваться увеличение ширины окна допустимого разброса RR-интервала. Следует отметить, что исследование в томографическом режиме требует со-

блюдения правила, согласно которому время записи каждой проекции должно быть одинаковым. Если ряд сердечных циклов не включаются в исследование по причине того, что их продолжительность выходит за пределы допустимого разброса RR-интервала, могут возникать значимые артефакты, в частности, выраженная неоднородность реконструированных поперечных срезов. По этой причине рекомендуется использовать один из двух критериев для остановки сбора данных на каждую проекцию:

- 1) по фактическому («чистому») времени сбора данных, затраченного на запись «принятых» сердечных сокращений (accepted beats), длительность которых укладывается в ширину окна допустимого разброса RR-интервала;
2. по заданному оператором числу «принятых» сердечных сокращений.

Оба указанных режима прекращения сбора данных (как по количеству принятых сокращений, так и по фактическому времени на проекцию) обеспечивают идентичные условия для каждой проекции.

Если у пациента имеется выраженное нарушение сердечного ритма, но исследование выполнить необходимо, коррекция аритмии может быть отключена и представительный сердечный цикл будет сформирован из всех сердечных сокращений, независимо от их продолжительности. В то же время необходимо акцентировать внимание на том, что значения фракции выброса (ФВ) и объемных показателей, определенные у одних и тех же пациентов при использовании метода коррекции аритмии или без него, достоверно различаются друг от друга по критерию Bland — Altman. Это необ-

ходимо иметь в виду при сравнении результатов РТВГ, полученных в динамике лечения, или при сравнении с результатами, полученными в отделениях лучевой диагностики других стационаров.

Формирование представительного сердечного цикла

В процессе формирования представительного сердечного цикла предпочтительнее разбивать последний на 16 кадров, так как 8-кадровая модель характеризуется низким временным разрешением, а значения фракции выброса желудочков при этом могут оказаться заниженными. С другой стороны, необходимость получения хорошей плотности сцинтилляционного счета исключает использование большего, чем 16, числа кадров на сердечный цикл.

Количество проекций и время на проекцию

При использовании двудетекторной гамма-камеры оптимально использовать следующие параметры сбора данных: всего 60 или 64 проекции (30 или 32 на детектор), оборот гентри 180° (от правой передней косой проекции до левой задней косой); 30 с на проекцию (общее время сбора данных 15 или 16 мин). В некоторых ситуациях, для повышения плотности сцинтилляционного счета у пациентов с выраженной аритмией или высоким функциональным классом недостаточности кровообращения можно использовать 30 или 32 проекции (15 или 16 на детектор) с экспозицией 60 и более секунд на кадр.

Параметры реконструкции изображений

Формирование поперечных срезов кровяного пула сердца из нативных изобра-

жений осуществляют методом обратных проекций Фурье (Fourier Backprojection Method – FBP) или итеративным методом реконструкции, если последний реализован в пакете прикладных программ гамма-томографа. Для «сглаживания» поперечных срезов при использовании 16-кадровой модели представительного сердечного цикла рекомендуется фильтр Баттерворта (Butterworth) с параметром частоты отсечки (frequency cutoff) 0,55 и порядком (order) 7.

В дальнейшем из ЭКГ-синхронизированных поперечных изображений сердца с помощью специализированных программ формируют его срезы по короткой оси. Кроме того, можно реконструировать фронтальные проекции по длинной оси (которые чаще называют горизонтальными срезами по длинной оси) и сагиттальные срезы по длинной оси (вертикальные срезы по длинной оси).

Определение объемов и фракции выброса желудочков сердца

Современные программные пакеты обработки изображений позволяют в автоматическом или полуавтоматическом режиме быстро и в большинстве случаев достаточно точно «оконтурить» границы желудочков. Однако результаты такой обводки следует подвергать визуальной проверке и при необходимости модифицировать. По нашим наблюдениям, 10–15 % венстрикулограмм обрабатываются в автоматическом режиме некорректно, что обусловлено ошибками в идентификации границ между полостями желудочков, предсердий и крупных сосудов. В этой связи необходимо заметить, что последняя, третья, версия программы QBS (Quantitative Blood Pool SPECT 3.0 Cedars-Sinai Medical Center) лишена

указанных недостатков, так как позволяет оператору на конечно-систолических и конечно-диастолических кардах самостоятельно указывать области атриовентрикулярных клапанов, а также границу между правым желудочком и легочным стволом.

Вычисление конечно-диастолического (КДО), конечно-систолического (КСО) объемов и фракции выброса желудочков сердца проводят, используя один из трех алгоритмов:

- 1) count based calculation algorithm – алгоритм, основанный на анализе суммарного счета импульсов в полости желудочков в систолу и диастолу;
- 2) count based volumes algorithm – алгоритм, основой которого является определение КДО и КСО по числу вокселей в зоне интереса желудочков;
- 3) surfaced based calculations algorithm – алгоритм, в котором объемные показатели высчитываются, исходя из оценки площади поверхности трехмерных зон интереса желудочков сердца.

Здесь необходимо отметить, что, по нашим данным, значения ФВ как левого, так правого желудочков, определенные по алгоритму count based calculation, достоверно выше (по критерию Bland – Altman) таковых, вычисленных с использованием двух других алгоритмов. Другой особенностью данных алгоритмов является то, что значения объемных показателей (КДО, КСО и ударный объем) обоих желудочков, определенные по алгоритму surfaced based calculations, достоверно меньше таковых, полученных при использовании алгоритмов count based volumes calculations и count-based

calculation. Мы считаем, что в клинической практике объемы и сократительную функцию желудочков необходимо оценивать с использованием алгоритма count based volumes calculations. Связано это с тем, что волюметрический подход к вычислениям наименее подвержен артефактам, так как на него не оказывает влияния снижение плотности сцинтилляционного счета на последних кадрах представительного сердечного цикла, а также в случаях variability сердечного ритма.

Анализ движения стенок желудочков

Региональный кинез стенок желудочков по данным РТВГ может быть оценен в процессе визуального анализа срезов по короткой и длинной осям, а также при просмотре трехмерной модели реконструкции камер сердца (рис. 1) в режиме «кино» (последний режим более предпочтителен).

Трехмерное представление лучше просматривать в нескольких проекциях или произвольно вращая его.

Результаты фазового анализа данных РТВГ могут быть использованы в аритмологии для оценки последовательности активации стенок желудочков, идентификации дополнительных путей проведения и топической оценки очагов эктопического возбуждения.

Новейшие приложения для обработки данных РТВГ позволяют изучать последовательность активации отделов миокарда для вычисления параметров внутрижелудочковой синхронии, такие, как области поздней активации, оцениваемые при планировании кардиоресинхронизирующей терапии у пациентов с застойной сердечной недостаточностью [19].

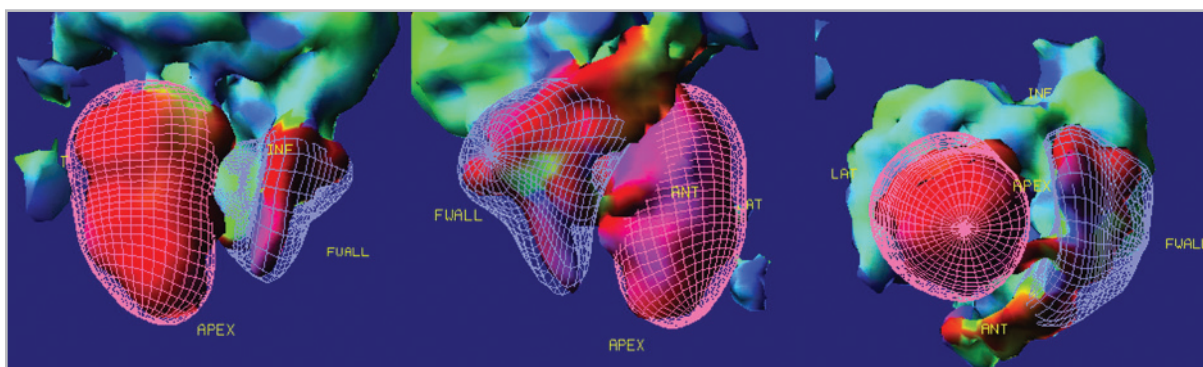


Рис. 1. Трехмерная модель реконструкции камер сердца в различных проекциях: АРЕХ – верхушки желудочков; FWALL – свободная стенка правого желудочка; АНТ – передняя поверхность сердца; ИНФ – задняя поверхность сердца; LAT – боковая стена левого желудочка

Определение скоростных параметров изгнания ЛЖ

Максимальную скорость изгнания, выраженную в единицах КДО/с, вычисляют путем определения максимального

угла наклона производной кривой изгнания с области интереса желудочка (рис. 2).

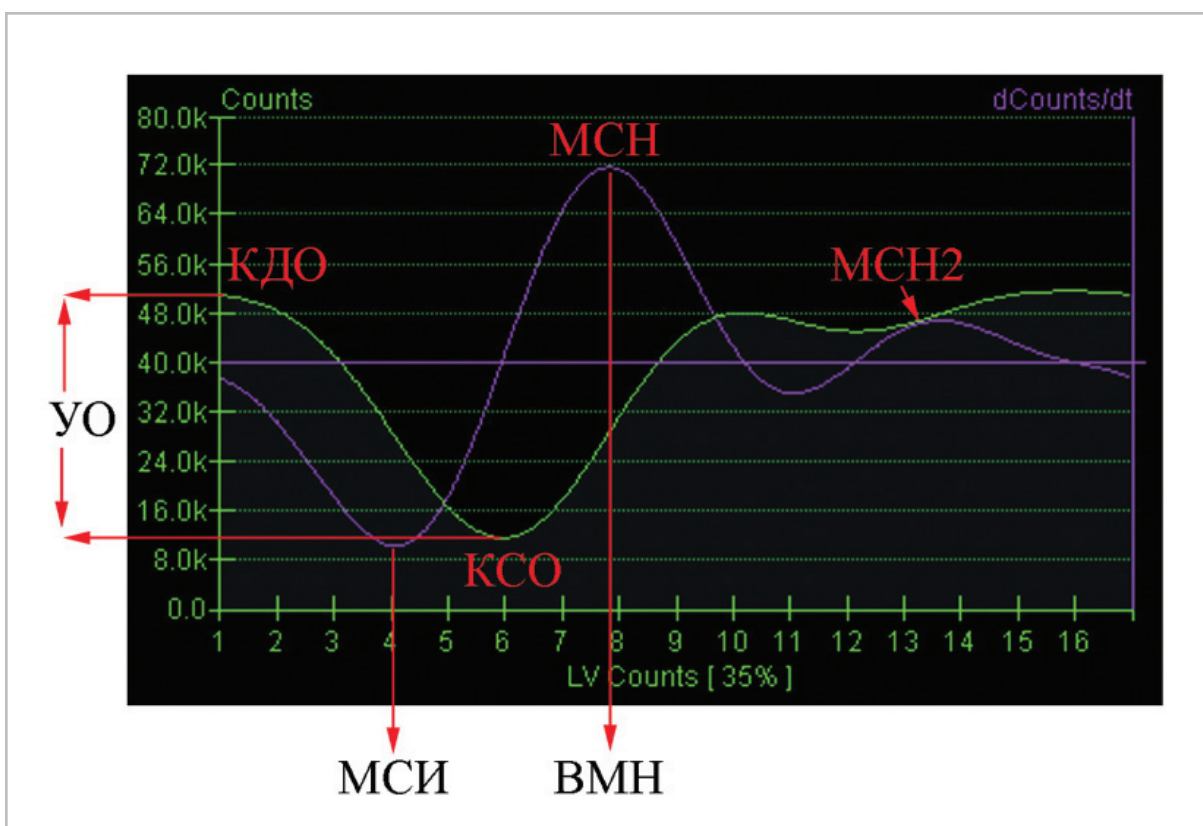


Рис. 2. Вычисление основных систолических и диастолических показателей по кривой изгнания левого желудочка (зеленая линия) и ее производной (фиолетовая линия)

Счет импульсов в конечно-диастолической зоне интереса используется для оценки КДО, после чего с этим значением соотносится счет в последующих кадрах для вычисления КДО/с. Кроме того, по конечно-диастолическому отрезку кривой объема ЛЖ может быть рассчитано время максимума изгнания, выраженное в миллисекундах. При вычислении времени пика изгнания предпочтительнее использовать максимально возможное число кадров на сердечный цикл. Наклон линии, соединяющей конечно-систолическую и конечно-диастолическую точки, используется для вычисления средней скорости изгнания ЛЖ.

Определение скоростных параметров наполнения и диастолической функции ЛЖ

Требования к ЭКГ-синхронизации для адекватного определения диастолических параметров более жесткие, чем для вычисления систолических показателей, ввиду возможной потери плотности сцинтилляционного счета на конечных кадрах сердечного цикла. Количественный анализ кривой наполнения дает возможность рассчитать максимальную скорость наполнения (МСН) по первой производной диастолического отрезка кривой «активность — время» желудочка. Для получения достоверных значений диастолического наполнения кривая объема должна иметь достаточное временное разрешение, т.е. представительный сердечный цикл должен быть представлен 16 кадрами. Нормальные значения МСН, полученные в разных исследованиях, различаются, однако общепринятой нижней границей нормы этого параметра является 2,5 КДО/с. Максимальная скорость диастоличе-

ского наполнения имеет тенденцию к уменьшению у пожилых людей, что является для них возрастной нормой. Кроме МСН, по производной кривой «активность — время» может быть измерено время максимума наполнения (ВМН) желудочка в миллисекундах. Так же как и для МСН, нормальные значения этого показателя неодинаковы в разных исследованиях (Corbett, 2006), но в среднем он не должен превышать 180 мс.

Относительный вклад предсердий в наполнение ЛЖ может быть вычислен как отношение предсердного пика кривой (точка МСН2 на рис. 2) к пику фазы быстрого наполнения (точка МСН на рис. 2) на первой производной кривой «активность — время». Величина данного отношения менее 1 : 4 является нормой, но может увеличиваться с возрастом.

Заключение

Использование ЭКГ-синхронизированной РТВГ позволяет визуально оценить нарушение региональной сократимости желудочков сердца, при этом качество изображения и точность вычисления параметров гемодинамики не зависят от особенностей геометрии желудочков и «экранирующих» их структур (грудина, ребра, легкие, послеоперационные изменения мягких тканей и т.д.).

К достоинствам данного метода следует также отнести высокую воспроизводимость (по сравнению с эхоКГ) и возможность обследования пациентов с имплантированными электрокардиостимуляторами (по сравнению с магнитно-резонансной томографией). Благодаря указанным особенностям метод радионуклидной томовентрикулографии, наряду с другими визуализирующими ме-

тодиками, может быть использован для неинвазивной оценки функционального состояния сердца у широкого круга пациентов кардиологического и кардиохирургического профиля.

Список литературы

1. Бугрий М. Е., Сергиенко В. Б. Роль радионуклидной 4D-томографики в диагностике нарушений насосной функции сердца // Кардиология. 2009. № 4. С. 18–33.
2. Завадовский К. В., Лишманов Ю. Б. Диагностические возможности сцинтиграфии правого желудочка сердца // Мед. радиология и радиационная безопасность. 2010. Т. 55. № 1. С. 45–51.
3. Завадовский К. В., Панькова А. Н. Сцинтиграфическая оценка дисфункции правого желудочка у пациентов с тромбоэмболией легочной артерии // Мед. визуализация. 2009. Т. 3. С. 24–30.
4. Завадовский К. В., Панькова А. Н., Лишманов Ю. Б. Показатели перфузионной пульмонографии и радионуклидной томографии при немассивной тромбоэмболии легочной артерии // Ангиология и сосудистая хирургия. 2010. Т. 16. № 2. С. 31–35.
5. Лишманов Ю. Б., Чернов В. И., Кривоногов Н. Г. и др. Радионуклидные методы исследования в диагностике сердечно-сосудистых заболеваний // Сиб. мед. журн. 2010. Т. 25. № 4. С. 8–13.
6. Сошин Л. Д., Кузьмин В. П., Бирюков А. П. и др. Равновесная радионуклидная вентрикулография // Стандартизированные методики радиоизотопной диагностики // Обнинск, 1987. С. 138–141.
7. Bacharach S. L., Green M. V., Borer J. S. et al. Left ventricular peak ejection rate, filling rate and ejection fraction: frame rate requirements at rest and exercise // J. Nucl. Med. 1979. № 20. P. 189–193.
8. Bauch T. D., Rubal B. J., Lecce M. D. et al. S2 triggered gated blood pool imaging for assessment of diastole // Biomed. Sci. Instrum. 1995. № 31. P. 201–206.
9. Bland J. M., Altman D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement // Lancet. 1986. Feb. № 8. V. 1 (8476). P. 307–310.
10. Bondt De. P., Claessens T., Rys B. et al. Accuracy of 4 different algorithms for the analysis of tomographic radionuclide ventriculography using a physical, dynamic 4-chamber cardiac phantom // Ibid. V. 46 (1). P. 165–171.
11. Botvinick E. H. Scintigraphic blood pool and phase image analysis: the optimal tool for the evaluation of resynchronization therapy // J. Nucl. Cardiol. 2003. V. 10. P. 424–428.
12. Cedar-sinay Cedars-Sinai is a non-profit hospital and research institution delivering world-class care to patients from around the world. [Электронный ресурс]: Сайт разработчика программного обеспечения Quantitative Blood Pool SPECT – Elektron. dan. Los Anzheles, 1997. URL: <http://www.cedars-sinai.edu/index.aspx>.
13. Chen J., Faber T. L., Cooke C. D., Garcia E. V. Temporal resolution of multiharmonic phase analysis of ECG-gated myocardial perfusion SPECT studies // J. Nucl. Cardiol. 2008. May. – Jun. V. 15 (3). P. 383–391. Epub. Apr. 2008. P. 16.
14. Chin B. B., Bloomgarden D. C., Xia W. et al. Right and left ventricular volume and ejection fraction by tomographic gated blood-pool scintigraphy // J. Nucl. Med. 1997. 38. P. 942–948.
15. Corbett J. R., Akinboboye O. O., Bacharach S. L. et al. Equilibrium radionuclide angiocardiology // J. Nucl. Cardiol. 2006. Nov. 13 (6). P. 56–79.

16. *Daou D., Coaguila C., Helal B. O. et al.* Repeatability of left and right ventricular function measured with ECG-gated blood-pool SPECT versus planar radionuclide cardiac angiography // *J. Nucl. Med.* 2001. V. 42. P. 137.
17. *De Puey E. G.* Evaluation of cardiac function with radionuclides // *Gottschalk A., Hoffer P. B., Potchen E. J. ed. Diagnostic nuclear medicine.* Baltimore: Williams & Wilkins, 1998.
18. *De Puey E. G., Nichols K., Dobrinsky C.* Left ventricular ejection fraction assessed from gated technetium-99m-sestamibi SPECT // *J. Nucl. Med.* 1993. 34. P. 1871–1876.
19. *Ficaro E. P., Corbett J. R.* Gated blood-pool SPECT // *DePuey E. G., Berman D. S., Garcia E. V., editors. Cardiac SPECT imaging, 2nd ed.* Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. P. 321–337.
20. *Gill J. B., Moore R. H., Tamaki N. et al.* Multigated blood-pool tomography: new method for the assessment of left ventricular function // *Ibid.* 1986. 27. P. 1916–1924.
21. *Groch M. W.* Cardiac function: gated cardiac blood pool and first pass imaging. St. Louis: Mosby, 1996.
22. *Kim S. J., Kim I. J., Kim Y. S. et al.* Automatic quantification of right ventricular volumes and right ventricular ejection fraction with gated blood pool SPECT: Comparison of 8- and 16-frame gated blood pool SPECT with first-pass radionuclide angiography // *J. Nucl. Cardiol.* 2005. Sep.–Oct. 12 (5). P. 553–559.
23. *Kim S. J., Kim I. J., Kim Y. S., Kim Y. K.* Gated blood pool SPECT for measurement of left ventricular volumes and left ventricular ejection fraction: comparison of 8- and 16-frame gated blood pool SPECT // *Ibid.*
24. *Kjaer A., Lebech A. M., Hesse B. et al.* Right-sided cardiac function in healthy volunteers measured by first-pass radionuclide ventriculography and gated blood-pool SPECT: comparison with cine MRI // *Clin. Physiol. Funct. Imaging.* 2005. V. 25 (6). P. 344–349.
25. *Le Guludec D., Gauthier H., Porcher R. et al.* Prognostic value of radionuclide angiography in patients with right ventricular arrhythmias // *Circul.* 2001. 103. P. 1972–1976.
26. *Le Guludec D., Slama M. S., Frank R. et al.* Evaluation of radionuclide angiography in diagnosis of arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy // *J. Am Coll. Cardiol.* 1995. 26. P. 1476–1483.
27. *Liu Y. H., Sinusas A. J., Khaimov D. et al.* New hybrid count- and geometry-based method for quantification of left ventricular volumes and ejection fraction from ECG-gated SPECT: methodology and validation // *Ibid.* 2005. Jan. – Feb. 12 (1). P. 55–65.
28. *Patel D., Robinson V. J., Arteaga R. B. et al.* Diastolic filling parameters derived from myocardial perfusion imaging can predict left ventricular end-diastolic pressure at subsequent cardiac catheterization // *Ibid.* 2008. May. 49 (5). P. 746–751. Epub. 2008. 15 Apr.
29. *Quaife R. A., Corbett J. R.* Radionuclide ventriculography. In: McGhie AI, editor. *Handbook of non-invasive cardiac testing.* N Y: Oxford University Press, 2001. P. 55–98.
30. *Vitarelli A., Penco M., Ferro-Luzzi M. et al.* Assessment of diastolic left ventricular filling by echocardiographic automated border detection and comparison with radionuclide ventriculography // *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 1996. № 9 (2). P. 135–146.