

5. *Rosas S.F.P.* Lag correction for Cone-Beam CT / Master's thesis. – Tecnico Lisboa, 2016.
 6. *Sato H. et al.* Evaluation of image lag in a flat panel, detector equipped cardiovascular X-ray machine using a newly developed dynamic phantom // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2015. Vol. 16. № 2. PP. 366-375.
 7. *Shaw C.C. (ed.)* Cone beam computed tomography. – Taylor & Francis, 2014. PP. 9-19.
 8. *Клюев В.В., Соснин Ф.Р., Аертс В.* Рентгенотехника / Справочник. 2-е изд. – М.: Машиностроение, 1992. С. 9.
 9. *Shafiei S.A., Hasanzadeh H.* A simple calculation method for determination of equivalent square field // *Journal of Medical Physics*. 2012. Vol. 37. № 2. PP. 107.
 10. *Avakyan A.K., Zvestovskaya I.N., Lobzhanidze T.K., Polikhov S.A., Smirnov V.P.* Digital Flat Panel Detectors in Medical Imaging Systems // *Bulletin of the Lebedev Physics Institute*. 2018. Vol. 45. № 11. PP. 356-359.
 11. *Keuschnigg P. et al.* Flat-Field Correction Pipeline for a Cone-Beam Computed Tomography Imaging Device with Independently Movable Source and Detector // *Med. Phys.* 2017. Vol. 44. № 1. PP. 132-142.
 12. *Лобжанидзе Т.К., Полихов С.А., Авакян А.К.* Способ определения передаточных характеристик пикселей плоскопанельного детектора / Патент 2690105 РФ. № 2018137860. Заявл. 26.10.2018. Оpubл. 30.05.2019.
- Артем Каренович Авакян,*
ведущий инженер,
Ирина Леонидовна Дергачева,
ст. научный сотрудник,
Александр Александрович Еланчик,
ведущий инженер,
Татьяна Алексеевна Крылова,
руководитель проекта,
Тенгиз Константинович Лобжанидзе,
ст. научный сотрудник,
Степан Александрович Полихов,
руководитель проектного офиса,
Валентин Пантелеймонович Смирнов,
научный руководитель института,
АО «Научно-исследовательский институт
технической физики и автоматизации»,
г. Москва,
e-mail: AKAvakyan@niitfa.ru

*В.Э. Олейников, Ю.Г. Смирнов, А.В. Голубева,
Л.Ю. Кривоногов, В.А. Галимская, Е.А. Гундарев*

Оценка сократительной способности миокарда на основе технологий 2D- и 3D-Speckle Tracking

Аннотация

Раннее выявление повреждения миокарда у пациентов без клинической симптоматики является важным достоинством технологии определения деформации миокарда. В настоящем обзоре авторами рассмотрены современные аспекты оценки сократительной функции миокарда левого желудочка на основе ультразвукового исследования с дополнительными методиками. Преодолевая ограничения предыдущего метода – тканевой доплерографии, двухмерный и трехмерный speckle tracking позволяет быстро, в полуавтоматическом режиме с высокой воспроизводимостью определить деформации миокарда. Эти методы предоставляют уникальную информацию об ориентации волокон миокарда, что позволяет оценить новый параметр – деформацию площади, на что рекомендовано обратить внимание российским производителям ультразвукового оборудования. Дополнительно представлены ограничения и перспективы данных диагностических методов.

Введение

Изучение биомеханики сердца является важнейшим в познании функции всей сердечно-сосудистой системы в норме и при патологии. Ранее были предприняты попытки оценки функции миокарда на основе гемодинамических индексов. Однако они не нашли широкого применения, поскольку позволяют судить о сократимости сердца косвенно и обладают достаточно низкой прогностической ценностью. Внедрение некоторых методик (магнитно-резонансная томография, сцинтиграфия, тканевой доплер, методика speckle tracking) несколько улучшило оценку сократительной функции, так как они позволяют наблюдать движение структур сердца в реальном времени.

Знание анатомической структуры и трехмерной механики миокарда левого желудочка (ЛЖ) является ключевым для понимания и интерпретации трехмерной деформации в клинической практике. Стенка ЛЖ образована поперечными и продольными мышечными волокнами. Продольные волокна миокарда ЛЖ ориентированы в правую спираль в субэндокарде и левую спираль в субэпикарде, а поперечные волокна лежат между ними.

Эта сложная анатомическая структура миокарда объясняет различные закономерности деформации миокарда.

Изменение деформационных характеристик миокарда ЛЖ может быть признаком раннего обнаружения дисфункции

миокарда различной этиологии [1]. Их измерение позволяет провести топическую оценку поражения миокарда после перенесенного инфаркта, оценить эффективность реваскуляризационных вмешательств, сформировать прогноз для пациентов с сердечной недостаточностью [2].

Деформация миокарда и ее параметры

Когда две соседние точки миокарда движутся с разными скоростями, миокард меняет свою форму (деформируется). В противном случае миокард движется, но не деформируется. Когда скорость движения стенки миокарда известна, можно получить несколько параметров.

Смещение является интегралом скорости во времени:

$$d = \int_{T_0}^T v(t) dt.$$

Деформация и скорость деформации связаны с изменением формы ЛЖ.

Для одномерных деформаций, т. е. укорочения или удлинения, простейшим измерением является обычная, или лагранжева, деформация:

$$\epsilon(t) = \frac{L(t) - L_0}{L_0}.$$

Обычно ϵ используется в качестве общепринятого символа для деформации. Значение деформации является безразмерным и может быть представлено в виде числа или в процентах. Для лагранжевой деформации определяется эталонная длина L_0 , по которой будет измеряться вся последующая функция деформации $L(t)$. Деформация положительная, если $L > L_0$ (объект удлинился), и отрицательная, если $L < L_0$ (укорочение). Если $L = L_0$, то деформация равна нулю.

Истинная деформация ϵ' определяется следующей формулой [3]:

$$\epsilon' = \ln \frac{L}{L_0}.$$

Истинная деформация использует эталонную длину, которая изменяется по мере деформации объекта. Поэтому она описывает мгновенное изменение длины и не зависит от контрольных времен. По сравнению с лагранжевой деформацией амплитуда истинной деформации меньше для положительных деформаций и больше для отрицательных деформаций. Эта концепция в принципе применима ко всем трем одномерным (продольным, циркулярным и радиальным) компонентам смещения и деформации.

В двух или трех измерениях мы также должны учитывать деформацию сдвига, т. е. измерение деформации в зависимости от угла. Двухмерная деформация включает в себя две истинные деформации и две деформации сдвига. Трехмерная модель позволяет оценить три истинные деформации и шесть деформаций сдвига по осям. Также обязательно указывать направление и величины максимальной и минимальной деформаций.

Скорость деформации является производной по времени деформации:

$$SR = \frac{d\epsilon}{dt} \left[c^{-1} \right].$$

Это эквивалентно изменению деформации на единицу времени. Пространственный градиент скоростей миокарда представляет собой скорость деформации миокарда. Единица скорости деформации измеряется в c^{-1} , так как деформация относительная. Скорость деформации более равномерно распределена по разным областям ЛЖ, тогда как скорость ткани миокарда уменьшается от основания к апикальным частям ЛЖ. Впоследствии деформация может быть получена путем интегрирования по времени скорости деформации. Действительно, если скорость деформации известна в каждый момент времени в течение сердечного цикла, то общая величина деформации может быть легко рассчитана. Положительная скорость деформации означает, что длина объекта увеличивается, тогда как отрицательная скорость деформации означает, что длина уменьшается. Если длина постоянна, то скорость деформации равна нулю. Следовательно, оба вида деформации явля-

ются измерением деформации относительно эталонного состояния, скорость деформации является мгновенным значением.

Когда скорость деформации рассчитана для каждой временной точки, деформацию можно найти как интеграл по времени от скорости деформации:

$$\epsilon' = \int_{t_0}^t \frac{d\epsilon}{dt} dt.$$

Деформация сердца, как и любого трехмерного объекта, происходит в трех плоскостях. В эхокардиографии показатели деформации традиционно определяют в продольной (от верхушки до основания), радиальной (по радиусу к центру) и циркулярной (вдоль по периметру окружности) плоскостях (рис. 1).

Методы количественной оценки деформации миокарда

В настоящее время существует несколько технологий, позволяющих осуществить количественную оценку деформации миокарда. Рассмотрим некоторые технологии подробнее.

Тканевая доплерография (DTI)

Тканевая доплерография для эхокардиографической оценки функции миокарда была впервые описана в 1989 году и произвела революцию в количественной оценке функции миокарда [4]. Ультразвуковая доплерография основана на обнаружении сдвига частоты ультразвуковых сигналов, отраженных от движения объекта. Основным принципом является то, что кровь имеет высокую скорость (обычно выше 50 см/с), но низкую плотность, что приводит к низкой интенсивности (амплитуде) отраженных сигналов. Ткань имеет высокую плотность, что приводит к сигналам высокой интенсивности, но низкой скорости (обычно ниже 20 см/с). Разница в приложениях, используемых для двух наборов сигналов, заключается главным образом в различиях в фильтрации, применении фильтра верхних частот в доплеровском потоке и фильтра нижних частот в тканевом доплере.

Данная методика позволяет рассчитывать следующие количественные параметры: скоростные, линейные (амплитуда систолического смещения), временные (продолжительность фаз кардицикла), а также скорость и амплитуду деформации миокарда. Они могут быть зарегистрированы в режиме реального времени посредством импульсно-волнового режима (PW-TDI) или автономно, посредством тканевого цветного доплеровского картирования (CTDI).

Расчет градиента скорости миокарда (MVG) позволяет оценить движение стенки ЛЖ независимо от поступательного движения сердца:

$$MVG(c^{-1}) = \frac{(V_2 - V_1)}{d} \times \cos \theta,$$

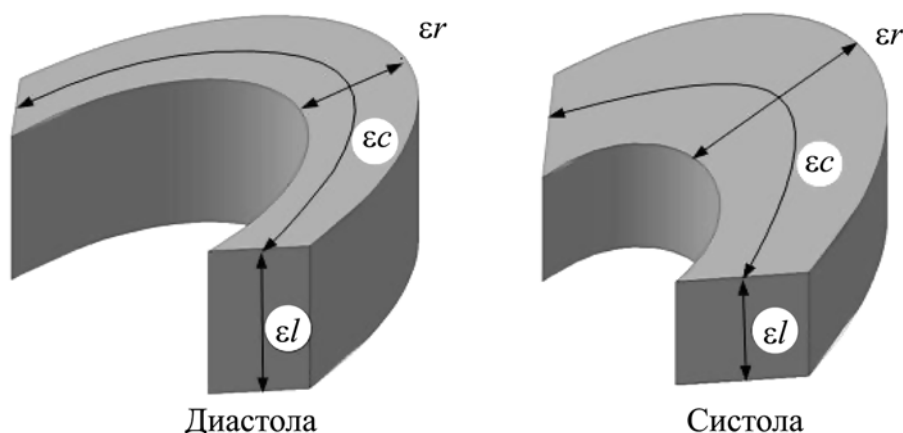


Рис. 1. Показатели деформации левого желудочка: ϵ_l – продольная деформация (longitudinal strain); ϵ_r – радиальная деформация (radial strain); ϵ_c – циркулярная деформация (circumferential strain)

где ($V_2 - V_1$) – разность скоростей; d – расстояние между двумя измеренными точками; $\cos\theta$ – косинус угла между ультразвуковым лучом и направлением движения миокарда.

Методика DTI имеет ряд серьезных ограничений в практическом плане: зависимость от угла сканирования (если угол сканирования превышает 15° , то будет недооценка скорости на 4 %) [5]; реверберации, артефакты боковой доли, ослабление эхосигнала значительно занижают данные скорости движения участков миокарда, что приводит к значительным погрешностям измерения; зависимость миокардиальных скоростей от расположения сегмента. Точное формирование изображений TDI дополнительно требует высокой частоты кадров (более 100 кадр/с) для получения изображений с превосходным временным разрешением [4].

Speckle Tracking (STE)

В настоящее время наиболее предпочтительной является методика STE, которая позволяет в автономном режиме рассчитывать значения деформации миокарда, используя совершенно другой алгоритм. Типичные необработанные данные представляют собой временную последовательность изображений в В-режиме (кадры). Для оценки движения ткани используется покадровое отслеживание изображения. Ультразвуковое изображение ткани содержит много мелких элементов – естественных акустических маркеров, которые движутся вместе с тканью. Эти естественные акустические маркеры представляют собой стабильные акустические пятна, статистически равномерно распределенные в миокарде. Размер каждого пятна составляет от 20 до 40 пикселей (точек). Положение каждого пятна определяется и точно прослеживается в последовательных кадрах [6]. Геометрическое смещение каждого пятна представляет локальное движение ткани. Известная частота кадров позволяет определить скорость их смещения. Таким образом, картина движения ткани миокарда отражается картиной движения пятен (рис. 2). Отслеживая их, можно рассчитать скорость, деформацию, скорость деформации и параметры вращения ЛЖ.

Проведение данной методики по вычислению деформационных характеристик технически значительно проще, чем TDI. Запись кинопетли, ведется с высокой частотой кадров, опти-

мально 60...100 кадр/с. Обработка ультразвуковых изображений проводится в режиме offline.

По сравнению с TDI STE является угломнезависимой методикой, не требует высокой частоты кадров, не зависит от эффекта подтягивания, обладает большой воспроизводимостью данных [7].

Основное ограничение STE – некорректный анализ параметров при получении неудовлетворительного качества визуализации сердца; затруднение оценки верхушечных сегментов при увеличении камер ЛЖ; стационарный эффект реверберации и выпадение данных, приводящие к некорректному расчету деформационных показателей; отсутствие единого алгоритма вычисления данных деформации у разных производителей УЗИ-сканеров [8].

Трехмерная (3D) STE

Механика ЛЖ по своей природе является трехмерным явлением, поскольку миокардиальные волокна имеют сложную пространственную ориентацию [9] и сжимаются одновременно в разных направлениях. Таким образом, для ее точной оценки требуется метод трехмерной визуализации. В последние годы для измерения деформации был внедрен трехмерный спекл-трекинг (3DSTE), который стал более физиологически обоснованным инструментом для анализа сложной механики ЛЖ, преодолевая присущие 2DSTE ограничения. Из-за превосходства, обеспечиваемого добавлением третьего измерения для анализа деформации миокарда, 3DSTE имеет потенциал стать золотым стандартом для оценки систолической функции ЛЖ в ближайшем будущем [10].

Последовательность анализа набора 3D-данных начинается с автоматической генерации области интереса (ROI) из сетки эндокарда и эпикарда (используемой также для 3D-расчета объема и массы ЛЖ), после чего следует автоматическое разделение ЛЖ на 17-сегментную модель. Каждая ROI содержит кубы с определенными трехмерными структурами естественных акустических маркеров, которые сопоставляются и ищутся в сердечном цикле с помощью алгоритма 3DSTE-процесса, называемого «сопоставление блоков» (рис. 3).

Алгоритм 3DSTE рассчитывает совпадения и выявляет любые неточности, удаляя их перед выполнением простран-

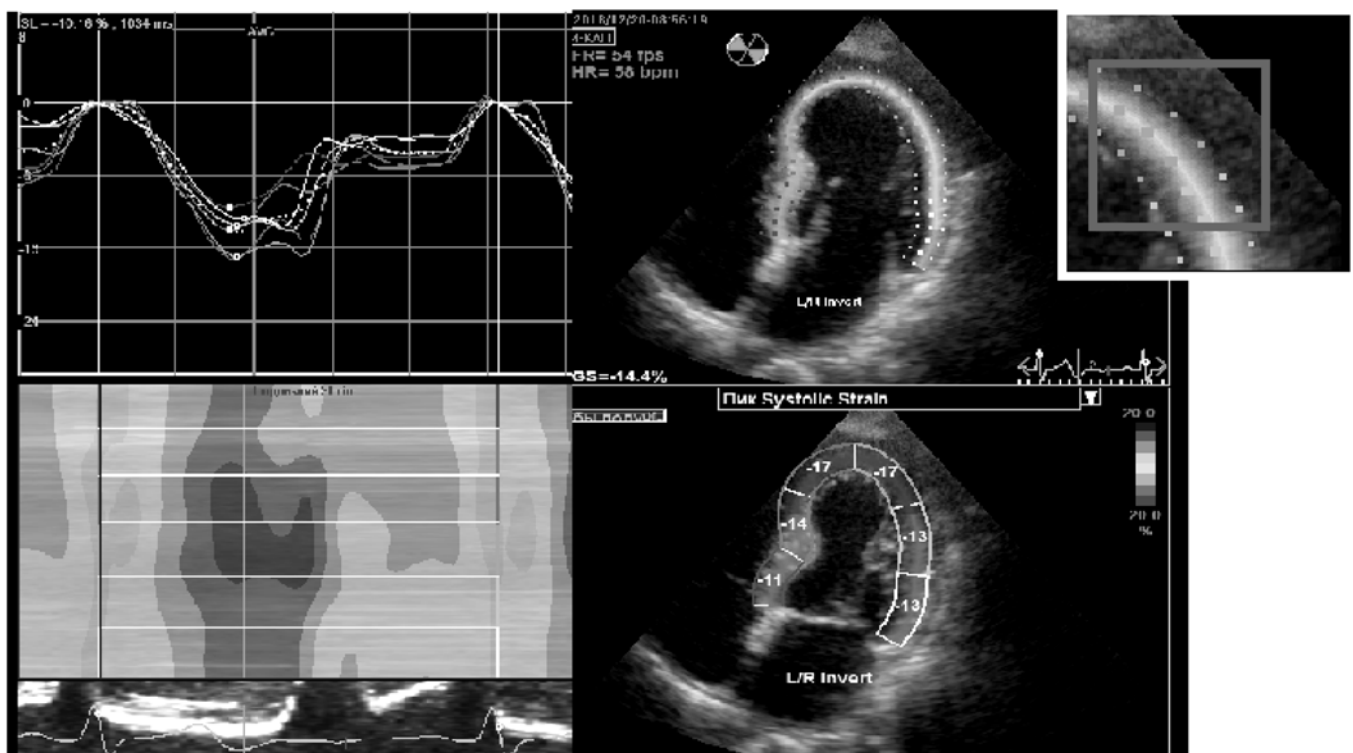


Рис. 2. Пример использования программного обеспечения 2DSTE: идентификация естественных акустических маркеров в миокарде (вверху справа)

ственного усреднения результатов. Затем результаты сопоставляются со средней сеткой миокарда, так что форма модели сетки ЛЖ может быть обновлена для всех кадров. Количественные результаты деформации ЛЖ получают из этой модели сетки [11].

3DSTE – это метод экономии времени, так как он позволяет вычислять все параметры трехмерной деформации ЛЖ из одного набора объемных данных и позволяет избежать ошибок, вызванных изменчивостью сердечного ритма, которые могут возникнуть при необходимости многократного получения данных, как в случае 2DSTE [12]. Используя 3DSTE-анализ, можно определить количественное значение площади деформации – новый параметр, который отражает относительное изменение площади. Он объединяет эффект как продольного, так и циркулярного сокращений. Площадь деформации рассчитывается путем измерения площади сегмента в конце диастолы A_{ed} и в конце систолы A_{es} с использованием формулы

$$\frac{A_{es} - A_{ed}}{A_{ed}} \cdot 100 [\%].$$

Поскольку площадь деформации является результатом сочетания двух видов деформации, ее можно рассматривать как интегральный параметр деформации [13], что делает этот показатель привлекательным для изучения субклинической дисфункции ЛЖ.

В нескольких исследованиях 3DSTE показал высокую воспроизводимость данных [14]. Деформация площади, уникальная для 3DSTE, по-видимому, обладает наилучшей воспроизводимостью среди всех параметров трехмерной деформации. По сравнению с 2DSTE воспроизводимость 3DSTE эквивалентна или выше, особенно для радиальной и циркулярной деформаций [15].

В клинических исследованиях 3D- и 2D-глобальная продольная деформация показала тесную корреляцию ($r = 0,72; 0,91$), однако значения сегментарной деформации показали только умеренные корреляции ($r = 0,43; 0,49$) для продольных и циркулярных значений и низкие – для радиальной деформации ($r = 0,24$) [15], [16]. Трехмерная глобальная циркулярная деформация также показала хорошую корреляцию с MPT [17]. Однако следует подчеркнуть, что значения деформации, полученные посредством различных методов визуализации, не являются взаимозаменяемыми.

Основным недостатком 3DSTE является его зависимость от оптимального качества изображения с достаточной частотой кадров, что требует специальной подготовки и навыков исследователя. Немаловажным является сотрудничество с пациентами для удержания дыхания, что ограничивает его выполнение у некоторых пациентов. Было показано, что опти-

мальная частота кадров для 3DSTE составляет от 35 до 50 кадр/с и что трехмерный анализ деформации, выполняемый при частоте кадров ниже 18 кадр/с, приведет к значительной недооценке величины деформации [12].

Другие ограничения относятся к отдельным программным пакетам 3DSTE и включают в себя: невозможность ручной корректировки положения ROI после отслеживания для оптимизации оценки деформации; отсутствие автоматической проверки качества отслеживания спеклов; отсутствие возможности исключить плохо отслеживаемые сегменты из вычисления глобальных значений деформации оператором.

Однако основным препятствием для более широкого использования 3DSTE является большая вариабельность измерений деформации, используемых алгоритмов и определений, а также нормативных значений среди производителей [18].

Возможности 2DSTE не ограничиваются изучением параметров деформации, и уже появились программные решения для оценки нового показателя – работы миокарда (MW), который учитывает давление в ЛЖ. Как нам представляется, будущие разработки и внедрение MW в 3D-визуализацию позволят учитывать геометрию ЛЖ, толщину стенки и локальные радиусы кривизны ЛЖ, что позволит получить более полную информацию о зависимости сократительной способности миокарда от постнагрузки на ЛЖ.

Заключение

При анализе клинических валидационных исследований следует иметь в виду, что не существует согласованного стандарта для измерения деформации миокарда и сравнение можно проводить только с помощью одного из существующих в настоящее время методов для оценки функции миокарда ЛЖ. Отслеживание спеклов – это реальность в эхокардиографии. Простые протоколы сбора данных и новые пакеты обработки сделали доступным анализ деформации в повседневной клинической практике. Российским производителям ультразвуковой техники имеет смысл разработать и установить программное обеспечение STE ввиду того, что методика дает кардиологам потенциальную выгоду от надежной, быстрой и легко воспроизводимой динамики движения стенок миокарда. 3DSTE – наиболее актуальный метод визуализации для оценки деформации миокарда, который обещает значительно повысить точность и воспроизводимость анализа функции ЛЖ посредством эхокардиографии, а также снизить субъективность в визуальной интерпретации регионального движения стенки [19]. Разумеется, необходимы дальнейшие клинические испытания и надежные доказательства с использованием этой методики, чтобы оптимизировать ее клиническое применение и выявить преимущества по сравнению с другими методами.

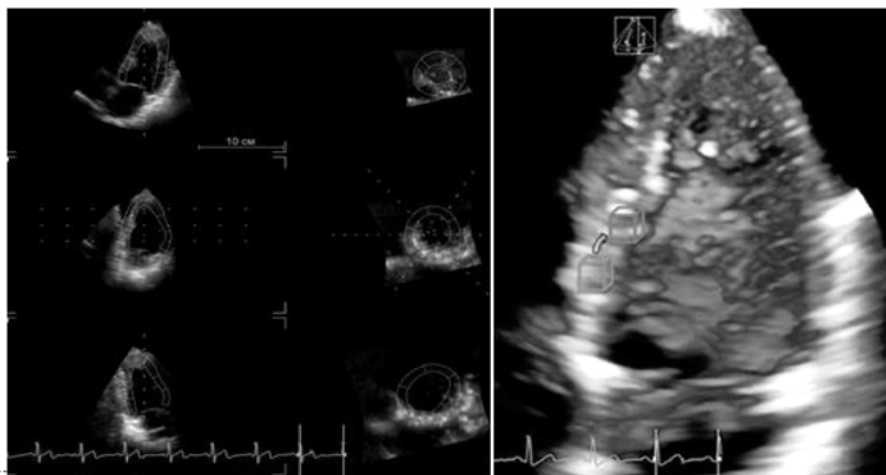


Рис. 3. Пример трехмерного измерения спекл-трекинга на УЗИ-аппарате «General Electric Vivid E95» (собственные данные)

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований в рамках научного проекта «Биомеханика сердца у здоровых и больных острым инфарктом миокарда, исследуемая методом 3D-спекл-эхокардиографии» (№ 19-315-90031119).

Список литературы:

1. Dandel M., Hetzer R. Echocardiographic strain and strain rate imaging – Clinical applications // Int. J. Cardiol. 2009. Vol. 132. PP. 11-24.
2. Oleynikov V.E., Galinskaya V.A., Kupriyanova S.N., Burko N.V. Use of the Speckle tracking method for determining global parameters of heart contractility in healthy individuals // MethodsX. 2018. № 5. PP. 125-135.
3. Urbano-Moral J.A., Patel A.R., Maron M.S., Arias-Godinez J.A., Pandian N.G. Three-dimensional speckle-tracking echocardiography: Methodological aspects and clinical potential // Echocardiography. 2012. № 29. PP. 997-1010.
4. Kadappu K.K., Thomas L. Tissue Doppler Imaging in Echocardiography: Value and Limitations // Heart, Lung and Circulation. 2014. № 24 (3). PP. 224-233.
5. Fabiani I., Pugliese N.R., Santini V. Speckle-Tracking Imaging, Principles and Clinical Applications: A Review for Clinical Cardiologists // Echocardiography in Heart Failure and Cardiac Electrophysiology. 2016.
6. Leitman M., Lysyansky P., Sidenko S., Shir V., Peleg E. et al. Two-dimensional strain – a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function // Journal of the American Society of Echocardiography. 2004. № 17(10). PP. 1021-1029.
7. Ingul C.B. Automated strain and strain rate in myocardial imaging: Tissue Doppler and speckle tracking // Blackwell Publishing. 2007. PP. 278-287.
8. Leitman M., Lysyansky P., Gurevich J. et al. Real-time quantitative automatic assessment of left ventricular ejection fraction and regional wall motion by speckle tracking // IMAJ. 2007. № 9. PP. 281-285.
9. Buckberg G., Hoffman J.I., Mahajan A. et al. Cardiac mechanics revisited: The relationship of cardiac architecture to ventricular function // Circulation. 2008. № 118. PP. 2571-2587.
10. Muraru D., Niero A., Rodriguez-Zanella H., Cherata D., Badano L. Three-dimensional speckle-tracking echocardiography: Benefits and limitations of integrating myocardial mechanics with three-dimensional imaging // Cardiovasc. Diagn. Ther. 2018. № 8(1). PP. 101-117.
11. Heimdal A. 4D Strain: Advanced research application for quantitative echocardiography / GE Healthcare White Paper. 2011.
12. Yodanis C., Weinert L., Klas B. et al. Effects of frame rate on three-dimensional speckle-tracking-based measurements of myocardial deformation // J. Am. Soc. Echocardiogr. 2012. № 25. PP. 978-985.
13. Seo Y., Ishizu T., Enomoto Y. et al. Endocardial surface area tracking for assessment of regional LV wall deformation with 3D speckle tracking imaging // JACC Cardiovasc. Imaging. 2014. PP. 358-365.
14. Saito K., Okura H., Watanabe N. et al. Comprehensive evaluation of left ventricular strain using speckle tracking echocardiography in normal adults: Comparison of three-dimensional and two-dimensional approaches // J. Am. Soc. Echocardiogr. 2009. № 22. PP. 1025-1030.
15. Reant P., Barbot L., Touche C. et al. Evaluation of global left ventricular systolic function using three-dimensional speckle-tracking strain parameters // J. Am. Soc. Echocardiogr. 2012. № 25. PP. 68-79.
16. Hayat D., Kloeckner M., Nahum J. et al. Comparison of real-time three-dimensional speckle tracking to magnetic resonance imaging in patients with coronary heart disease // Am. J. Cardiol. 2012. № 109. PP. 180-186.
17. Kleijn S.A., Brouwer W.P., Aly M.F. et al. Comparison between three-dimensional speckle-tracking echocardiography and cardiac magnetic resonance imaging for quantification of left ventricular volumes and function // Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging. 2012. № 13. PP. 834-839.
18. Badano L.P., Cucchini U., Muraru D. et al. Use of three-dimensional speckle tracking to assess left ventricular myocardial mechanics: Inter-vendor consistency and reproducibility of strain measurements // Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging. 2013. № 14. PP. 285-293.
19. Voigt J.U., Pedrizzetti G., Lysyansky P., Marwick T.H., Houle H. et al. Definitions for a common standard for 2D speckle tracking echocardiography: Consensus document of the EACVI/ASE/Industry Task Force to standardize deformation imaging // Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging. 2015. № 16. PP. 1-11.

Валентин Элиевич Олейников,
д-р мед. наук, профессор,
зав. кафедрой «Терапия»,
Юрий Геннадьевич Смирнов,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. кафедрой «Математика
и суперкомпьютерное моделирование»,
Алена Владимировна Голубева,
ассистент,
кафедра «Терапия»,
Леонид Юрьевич Кривоногов,
д-р техн. наук, доцент,
кафедра «Медицинская
кибернетика и информатика»,
Вера Александровна Галимская,
канд. мед. наук, доцент,
кафедра «Терапия»,
Евгений Андреевич Гундарев,
аспирант,
кафедра «Математика
и суперкомпьютерное моделирование»,
ФГБОУ ВО «Пензенский
государственный университет»,
г. Пенза,
e-mail: v.oleynikov@gmail.com

* * * * *