Гринчук И.И., Булгак А.Г. ✉, Усс Н.Л.

Республиканский научно-практический центр «Кардиология», Минск, Беларусь

Современные возможности трансторакальной эхокардиографии в оценке систолической функции левого желудочка

Конфликт интересов: не заявлен.

Вклад авторов: Гринчук И.И. – концепция и дизайн статьи, сбор и анализ данных, написание текста; Булгак А.Г. – дизайн и редактирование; Усс Н.Л. – редактирование.

Submitted: 03.11.2021

Accepted: 31.01.2022

Contacts: bulag@mail.ru

Резюме

Для оценки прогноза сердечно-сосудистых заболеваний, выбора тактики консервативного лечения и мониторинга эффективности лекарственной терапии, стратификации риска, определения объема кардиохирургического вмешательства важна точная и достоверная информация об анатомии и функционировании сердца в целом и левого желудочка в частности. Многочисленные мультицентровые исследования показывают тесную связь между снижением систолической функции левого желудочка и ухудшением прогноза сердечно-сосудистых заболеваний. Наиболее часто используемой визуализирующей методикой на сегодняшний день является трансторакальная эхокардиография. Оценка глобальной и локальной систолической функции левого желудочка занимает центральное место в эхокардиографическом исследовании. Для этого используются различные методики: М-режим, двухмерная эхокардиография, трехмерная эхокардиография, speckle tracking эхокардиография. В статье представлен обзор актуальных методик трансторакальной эхокардиографии, используемых для оценки систолической функции левого желудочка, каждая из которых имеет свои преимущества и недостатки.

Ключевые слова: трансторакальная эхокардиография, трехмерная эхокардиография, 2D speckle tracking эхокардиография, деформация, глобальная продольная деформация, левый желудочек, фракция выброса

Hrynchuk I., Bulgak A. ✉, Uss N.

Republican Scientific and Practical Centre "Cardiology", Minsk, Belarus

Modern Possibilities of Transthoracic Echocardiography in the Assessment of Left Ventricular Systolic Function

Conflict of interest: nothing to declare.

Authors' contribution: Hrynchuk I. – research concept and design, collection and processing of the material, text writing; Bulgak A. – design of the article and editing; Uss N. – editing.

Submitted: 03.11.2021

Accepted: 31.01.2022

Contacts: bulag@mail.ru

Abstract

For assessment of the prognosis of cardiovascular diseases, the choice of conservative treatment tactics and monitoring the medicinal therapy effectiveness, risk stratification and determination of cardiac surgery volume, it is important to have accurate and reliable information about the anatomy and functioning of the heart in general and the left ventricle in particular. Numerous large multicenter studies indicate the close relation between declining of the left ventricular function and poorer prognosis of cardiovascular diseases. Visualizing technique being the most commonly used nowadays is transthoracic echocardiography. Assessment of left ventricular global and regional systolic function has a central role in the echocardiographic examination. Numerous methods can be used in this assessment: M-mode, two-dimensional echocardiography, three-dimensional echocardiography, speckle tracking echocardiography. The paper provides an overview of current echocardiographic techniques used in the evaluation of left ventricular systolic function, each of which has its own advantages and disadvantages.

Keywords: transthoracic echocardiography, three-dimensional echocardiography, 2D-speckle tracking echocardiography, strain, global longitudinal strain, left ventricle, ejection fraction

■ ВВЕДЕНИЕ

Неинвазивные методы визуализации сердечно-сосудистой системы являются важным компонентом в диагностике и ведении пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями. Для оценки прогноза сердечно-сосудистых заболеваний, выбора тактики консервативного лечения и мониторинга эффективности лекарственной терапии, стратификации риска, определения объема кардиохирургического вмешательства важна точная и достоверная информация об анатомии и функционировании сердца в целом и левого желудочка (ЛЖ) в частности [1, 4]. Использование для этих целей таких современных методик, как МРТ, КТ, ПЭТ, значительно расширяет возможности в диагностике сердечно-сосудистых заболеваний, повышает точность полученных результатов, но высокая стоимость, ограниченная доступность, необходимость применения радионуклидных средств и невозможность использования у некоторых групп пациентов ограничивает применение данных технологий [2].

На сегодняшний день наиболее часто используемой визуализирующей методикой является трансторакальная эхокардиография (ЭхоКГ) из-за своей уникальной способности обеспечивать получение изображения сердца в режиме реального времени, а также из-за высокой распространенности, доступности и мобильности [3]. Благодаря совершенствованию эхокардиографического оборудования стало возможным, помимо рутинных одно- и двухмерных режимов визуализации, исследовать сердце в трехмерном режиме (3D-эхокардиография, 3D-ЭхоКГ), а также с использованием 2D-speckle Tracking эхокардиографии (2D-STE) [4, 5]. У каждой из применяемых методик есть ряд ограничений, достоинств и недостатков.

В любом эхокардиографическом исследовании одно из центральных мест занимает оценка глобальной и локальной систолической функции ЛЖ [4, 6]. Различные исследования показывают тесную связь между снижением систолической функции ЛЖ и ухудшением прогноза сердечно-сосудистых заболеваний, независимо от метода визуализации, выбранного для оценки систолической функции ЛЖ [7]. Кроме того, информация о сократительной способности миокарда необходима для определения тактики ведения пациента и выбора терапии. Одним из основных параметров глобальной систолической функции левого желудочка является фракция выброса (ФВ), рассчитанная с использованием различных методик, исходя из конечного диастолического (КДО) и конечного систолического (КСО) объемов ЛЖ по формуле:

$$\text{ФВ (\%)} = (\text{КДО ЛЖ} - \text{КСО ЛЖ}) / \text{КДО ЛЖ} [3].$$

■ М-РЕЖИМ

Первым режимом в ЭхоКГ, который позволил оценить размеры камер сердца и их функцию, был М-режим [3, 8]. Объемы ЛЖ (конечный диастолический и конечный систолический) рассчитываются автоматически путем возведения в 3-ю степень конечного диастолического или систолического диаметров на уровне базальных сегментов ЛЖ в парастернальной позиции по формуле Teichholz [9]:

$$V = [7 / 2,4 + D] \times D^3,$$

где D – диаметр (конечно-диастолический или конечно-систолический) левого желудочка в мм,

V – объем полости в мл.

К достоинствам М-режима можно отнести простоту его использования, превосходное временное разрешение, которое улучшает отображение движущихся объектов [5, 10, 11]. Благодаря высокой частоте кадров М-режим позволяет лучше дифференцировать трабекулы, дополнительные хорды, прилежащие к задней стенке ЛЖ от эндокарда. Кроме того, методы оценки размеров, функции ЛЖ по двухмерному изображению хорошо валидированы, легко воспроизводимы [12].

Вместе с тем оценка объемов и ФВ в М-режиме имеет определенные недостатки, связанные с геометрическими допущениями, лежащими в основе методики. Во-первых, главным условием проведения измерений является перпендикулярность курсора М-режима задней стенке ЛЖ, что не всегда возможно практически, а при несоблюдении этого правила рассчитываемые по формуле Teichholz объемы будут значительно завышаться при возведении диаметра ЛЖ в 3-ю степень и не отражать истинных [4, 7]. Во-вторых, предполагается, что ЛЖ имеет форму вытянутого эллипса, объем его рассчитывается по одному диаметру ЛЖ, что приводит к ошибочным результатам, так как не учитываются истинная форма и размеры левого желудочка [12].

Рис. 1. Линейные размеры левого желудочка в М-режиме (слева) [7] и в 2D-режиме (справа) [4]
Fig. 1. Linear left ventricular dimensions by M-mode (left) [7] and in 2D-mode (right) [4]

Большая погрешность в значениях объемов и ФВ ЛЖ имеет место при ремоделировании левого желудочка у пациентов с региональной дисфункцией, когда измерение одного диаметра на уровне двух противоположных базальных сегментов ЛЖ не отражает общую функцию ЛЖ [7]. Учитывая ряд существенных недостатков, в настоящее время рекомендуется воздержаться от определения объемов на основании линейных измерений в М-режиме [4].

Согласно рекомендациям American Society of Echocardiography (ASE) и European Association of Cardiovascular Imaging (EACI) возможно измерение внутренних диаметров ЛЖ (конечно-диастолического и конечно-систолического) в М-режиме под контролем 2D-режима или непосредственно в 2D-режиме в парастернальной позиции по длинной оси, при этом папиллярные мышцы в срезе должны отсутствовать, что наглядно показано на рис. 1 [4, 10]. Измерения толщины стенок и внутренних диаметров левого желудочка (конечно-диастолического и конечно-систолического) проводятся на уровне кончиков створок митрального клапана строго перпендикулярно длинной оси левого желудочка, избегая косых срезов.

■ 2D-РЕЖИМ

Предпочтительным методом определения объемов и ФВ ЛЖ при проведении трансторакальной эхокардиографии является биплановый метод дисков (модифицированный метод Simpson) [4, 10]. В основе метода лежит принцип расчета объема ЛЖ из объемов множества дисков (обычно 20) одинаковой высоты, на которые автоматически делится полость ЛЖ. Высота каждого диска рассчитывается как часть (1/20) длинной оси ЛЖ по результатам наибольшего измерения в четырех- и двухкамерной позициях [4, 12]. Измерения проводятся в апикальной четырехкамерной и двухкамерной позициях, как это показано на рис. 2. Необходимо получить максимальное по площади двумерное эхокардиографическое изображение, избегая

Рис. 2. Измерение конечно-диастолического и конечно-систолического объемов левого желудочка в апикальной 4-камерной и 2-камерной позициях [4]

Fig. 2. Measuring of end-diastolic (EDV) and end-systolic (ESV) LV volume in apical 4-chamber (A4C) and 2-chamber (A2C) [4]

укорочения левого желудочка, так как это неизбежно приведет к занижению его объема. Для этого необходимо установить датчик в самое нижнее межреберье, где еще можно получить изображение ЛЖ. Полость ЛЖ обводится на границе компактного слоя миокарда и собственно полости ЛЖ в конце диастолы и систолы, папиллярные мышцы и трабекулы остаются в полости ЛЖ [4, 10]. На уровне митрального клапана контур образуется путем соединения двух противоположных участков митрального кольца прямой линией. Длина ЛЖ определяется как расстояние между серединой линии кольца митрального клапана и верхушечной точкой контура ЛЖ, наиболее удаленной от нее. Разница в длине ЛЖ между четырех- и двухкамерной проекциями должна быть $<10\%$ [10].

Таким образом, к преимуществам данной методики можно отнести минимизацию геометрических допущений по сравнению с измерениями в М-режиме и, соответственно, получение более точных данных, что особенно важно при ремоделировании левого желудочка, так как учитывается форма желудочка. К ограничениям можно отнести сложность выведения верхушки ЛЖ у некоторых групп пациентов, часто плохую визуализацию границы «эндокард – полость ЛЖ».

■ 3D-ЭХОКАРДИОГРАФИЯ

Оценка объемов и массы трехмерных структур, основанная на линейных или двухмерных измерениях, несовершенна, так как предполагает определенные геометрические модели и допущения [7, 10]. Решить эти проблемы может измерение объемов в 3D-режиме. Изначально трехмерная реконструкция представляла собой трудоемкий и длительный процесс получения полного набора 2D-изображений хорошего качества, с синхронизацией сердечного и дыхательного циклов, что ограничивало применение методики у пациентов с аритмией.

Появление возможности проведения 3D-эхокардиографии (3D-ЭхоКГ) в режиме реального времени упростило проведение исследования. Для этого необходимо получить полный объем ЛЖ из апикальной позиции датчика на протяжении 4–5 сердечных циклов с задержкой дыхания. При использовании полуавтоматического алгоритма дополнительно указываются анатомические точки кольца митрального клапана и верхушки ЛЖ. Под полностью автоматизированной 3D-ЭхоКГ понимается получение количественных результатов без какого-либо взаимодействия с пользователем (например, выбора видов, позиционирования маркеров) [13, 14]. Программное обеспечение автоматически определяет границы эндокарда, конечную диастолическую и конечную систолическую фазы, производит расчеты, и формируется так называемый слепок ЛЖ, правильность построения которого может корректироваться оператором (рис. 3) [13, 14]. При использовании полностью автоматизированного алгоритма 3D-ЭхоКГ оценка параметров ЛЖ может проводиться как в одном, так и в нескольких циклах, что позволяет использовать алгоритм у пациентов с аритмией (рис. 4) [15, 16].

Таким образом, вычисление объемов ЛЖ в 3D-режиме не основано на геометрических моделях и не подвержено ошибкам выведения позиций, приводящим к укорочению полости ЛЖ, что является главным преимуществом данной методики [4, 13, 14]. Оценка анатомических структур сердца, изучение движения, расчет объемов возможны в любых плоскости и сечении. Кроме того, положение эндокарда измеряется во многих сотнях точек поверхности ЛЖ, поэтому расчет объема является более точным и воспроизводимым, чем при использовании только одной или двух плоскостей 2D-эхосигнала [14].

Рис. 3. Трехмерная эхокардиография. Математическая модель или слепок ЛЖ, созданный с использованием всех трехмерных точек данных (слева); с использованием полуавтоматического отслеживания границ эндокарда, автоматически сегментированная на 16 или 17 сегментов (справа) [14]

Fig. 3. Three-dimensional echocardiography. apical full volume dataset. A mathematical model or cast of the LV is created using all 3D data points (left); using semi-automated endocardial border tracking from the 3D dataset, automatically segmented into the standard 16 or 17 segments (right) [14]

Рис. 4. Автоматизированная трехмерная эхокардиография [15]
Fig. 4. Automated 3D-Echocardiography [15]

Существует ряд исследований, которые показывают высокую корреляцию объемов и ФВ ЛЖ, полученных при помощи 3D-ЭхоКГ, в сравнении с «золотым стандартом» – МРТ [7, 17–19]. У пациентов с хорошим качеством изображения ФВ, рассчитанная с использованием 3D, является точным и воспроизводимым параметром.

Определенные сложности и ограничения в использовании 3D-эхокардиографии могут быть связаны с необходимостью специального программного обеспечения, отсутствием опыта использования методики у врача, неоптимальным качеством визуализации у некоторых пациентов, низким временным и пространственным разрешением, артефактами из-за аритмий или движения датчика или пациента, меньшим количеством опубликованных данных по нормативным значениям [4, 19].

Методика расчета объемов с использованием 3D-ЭхоКГ является предпочтительной при условии хорошего качества изображения и наличия опыта использования этой методики у врача [4].

■ 2D-SPECKLE TRACKING ЭХОКАРДИОГРАФИЯ

Сокращение и расслабление миокарда ЛЖ во время сердечного цикла обеспечивается разнонаправленным движением волокон миокарда. При помощи 2D-speckle tracking эхокардиографии (2D-STЕ) можно оценивать движение (деформацию) волокон миокарда в радиальном, циркулярном и продольном направлениях, которое невозможно оценить визуально [6].

В основе методики «speckle tracking эхокардиография» (STE) лежит отслеживание траектории движения (tracking) акустических маркеров миокарда (speckle) в ходе сердечного цикла в 2D-режиме эхокардиографии с формированием определенного «рисунка акустических пятен» (speckle pattern) для конкретного участка миокарда в течение сердечного цикла (рис. 5) [7, 20].

Рис. 5. Теоретическая основа speckle tracking эхокардиографии [6]
Fig. 5. The theoretical concept of speckle tracking echocardiography [6]

Наиболее изученной на сегодняшний день является глобальная продольная деформация (global longitudinal strain, GLS), которая оценивает деформацию продольно ориентированных субэндокардиальных волокон миокарда, наиболее подверженных ишемии, и позволяет обнаруживать субклиническую дисфункцию ЛЖ еще до снижения ФВ [6, 7, 20]. Продольная деформация (strain) представляет собой изменение длины (укорочение) волокон миокарда в систолу вдоль длинной оси ЛЖ (от основания к верхушке), поэтому показатель продольной деформации имеет отрицательное значение [6]:

$$GLS (\%) = (MLs - MLd) / MLd,$$

где MLs – длина миокарда в конце систолы,

MLd – длина миокарда в конце диастолы [5].

В результате компьютерной обработки траектории движения серошальных маркеров получают цифровые значения, графики и диаграммы деформации и скорости деформации ЛЖ (глобальная деформация) и его сегментов (региональная деформация) (рис. 6). График деформации «Strain bulls'eye» может состоять из 16, 17 или 18 сегментов в зависимости от программного обеспечения [4, 6].

Обязательным условием для проведения STE является хорошее качество визуализации на протяжении сердечного цикла для четкого определения границ эндокарда и эпикарда, что повышает достоверность полученных результатов и их воспроизводимость [6]. Кроме того, весь миокард желудочка должен попадать в сектор визуализации, что не всегда достижимо при значительной дилатации полости ЛЖ. Когда визуализация не оптимальна более чем в 2 сегментах в одной позиции, вычисления GLS следует избегать [4, 7]. Необходимым условием для расчета GLS является сопоставимая частота сердечных сокращений и частота кадров изображения на всех трех необходимых для расчетов эхокардиографических изображениях, что ограничивает использование этой методики при нарушениях ритма, например, при фибрилляции

Рис. 6. Оценка деформации в 2D-режиме: А – параметрическая карта региональной деформации в апикальной позиции по длинной оси показывает значения региональной деформации, наложенные на серошкальное изображение. В – кривая деформации показывает синхронное изменение деформации во всех сегментах. С – цветной график деформации в М-режиме. D – график деформации «яблочко» показывает нормальную региональную продольную деформацию во всех сегментах миокарда [7]

Fig. 6. Assessment of 2D-mode. A – parametric regional strain map in the apical long-axis view shows regional strain values superimposed on the grayscale image. B – strain curve shows synchronous change strain in all segments. C – color M-mode strain plot. D – strain bull's-eye plot shows normal regional longitudinal strain in all the myocardial segments [7]

предсердий [21]. Для получения адекватных результатов при получении изображения частота кадров (frame rate) должна быть в пределах 40–90 кадров/с [22]. При увеличении ЧСС требуется пропорциональное увеличение частоты кадров, так как низкая частота кадров может привести к занижению значений деформации [6]. После оптимизации изображения, увеличения частоты кадров проводятся измерения в трех стандартных апикальных позициях, включая четырехкамерную (A4CH), двухкамерную (A2CH) и длинную ось (APLAX) [6]. Измерения начинаются с апикальной позиции по длинной оси ЛЖ для визуализации закрытия аортального клапана.

Методика особенно информативна для оценки локальной и глобальной систолической функции пациентов с сердечной недостаточностью с сохраненной фракцией выброса, на ранних стадиях изменений систолической функции ЛЖ при артериальной гипертензии, ишемической болезни сердца, гипертрофической кардиомиопатии, сахарном диабете, амилоидозе сердца на ранних стадиях, когда фракция выброса не коррелирует с тяжестью клинического состояния пациентов [5–7, 20].

В метаанализе 24 исследований норма GLS варьировала от –15,9% до –22,1% [23]. Американское общество эхокардиографии предлагает считать за норму значение GLS –20% со стандартным отклонением $\pm 2\%$ [4]. При этом у женщин абсолютные значения продольной глобальной деформации миокарда выше, чем у мужчин, а с возрастом значения глобальной деформации уменьшаются [4]. Для пациентов с нарушением ФВ ЛЖ GLS и LVEF имеют линейную зависимость, значение GLS –11–12%

соответствует ФВ ЛЖ 35% [24, 25]. Напротив, при сохранной ФВ ЛЖ зависимость становится непрямолинейной [25].

В ряде исследований было показано, что показатели продольной деформации по 2D-STE могут быть надежными и воспроизводимыми и имеют дополнительную прогностическую ценность в прогнозировании послеоперационной функции ЛЖ у пациентов с клапанной патологией [20]. При снижении значений 2D-GLS повышается риск послеоперационной летальности. Cho et al. сообщили, что значения GLS менее отрицательные, чем $-10,3\%$, были связаны с повышенной частотой повторных госпитализаций по поводу хронической сердечной недостаточности и повышением риска сердечной смертности у пациентов с острой сердечной недостаточностью [26]. Таким образом, методика 2D-STE вносит дополнительный вклад в оценку систолической функции ЛЖ, так как позволяет выявлять более ранние нарушения функции миокарда еще до снижения фракции выброса ЛЖ.

Преимуществом данной методики является независимость от угла сканирования (в отличие от тканевой доплерографии), что позволяет оценивать различные виды деформации; прямое измерение деформации, множество измерений в плоскости сканирования, возможность обработки данных в любое время после проведения измерений. 2D-STE имеет низкую меж- и внутриоператорскую вариабельность [27]. При оценке региональной деформации имеет хорошую корреляцию с МРТ. Ограничениями для использования методики являются невозможность получения изображений высокого качества, нарушения ритма у пациента. Также следует отметить, что нормативы параметров региональной деформации, оцениваемых с помощью STE, являются предметом продолжающихся научных исследований [4, 7, 10].

3D-speckle tracking (3D-STE) эхокардиография может устранить ограничения 2D-STE. Используя только один апикальный вид для получения изображения, 3D-STE позволяет отслеживать деформацию в нескольких направлениях во время постобработки, таким образом решается проблема разной ЧСС и плохой визуализации при использовании методики 2D-STE. 3D-STE имеет свои ограничения: требует адекватного временного разрешения с рекомендуемой оптимальной частотой кадров 35–50 кадров в секунду [6, 7]. Для получения набора трехмерных данных с адекватной частотой кадров требуется соблюдение пациентом техники многоударной задержки дыхания. Если эти условия не соблюдаются, то значения деформации занижаются [6].

■ ОЦЕНКА ЛОКАЛЬНОЙ СОКРАТИМОСТИ МИОКАРДА ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА

Эхокардиография используется для оценки локальной сократимости при инфаркте и ишемии миокарда с 70-х годов прошлого века [12]. Стенки левого желудочка делятся на сегменты, которые соотносятся с бассейном кровоснабжения одной из главных коронарных артерий с некоторой вариабельностью (рис. 7).

Существует 16-, 17- 18-сегментная модели ЛЖ (рис. 8). Согласно 16-сегментной модели ЛЖ, предложенной экспертами ASE еще в 1989 г., ЛЖ делится на 6 базальных, 6 средних и 4 апикальных сегмента [28]. Границы МЖП определяются местом присоединения стенок правого желудочка. МЖП на базальном и среднем уровне делится на передне-перегородочные и нижне-перегородочные сегменты. В направлении против часовой стрелки остальные сегменты на базальном и среднем уровнях получили название нижних, нижне-боковых, передне-боковых и передних. В верхушке

Рис. 7. Типичное распределение правой коронарной артерии (RCA), левой передней нисходящей артерии (LAD) и огибающей коронарной артерии (CX). Некоторые сегменты имеют переменную коронарную перфузию [4]

Fig. 7. Typical distributions of the right coronary artery (RCA), the left anterior descending coronary artery (LAD) and the circumflex coronary artery (CX). Some segments have variable coronary perfusion [4]

ЛЖ выделяют перегородочный, нижний, боковой и передний сегменты. Данная сегментарная модель широко используется в эхокардиографии [4].

Главное отличие 17-сегментной модели от предыдущей 16-сегментной модели заключается в выделении дополнительного 17-го сегмента – собственно верхушки ЛЖ, которая не контактирует с полостью ЛЖ [29].

Любая из предложенных моделей достаточно удобна для клинического применения: 17-сегментная модель ЛЖ может использоваться в качестве универсальной для всех визуализирующих методов, 16-сегментная модель широко используется для оценки нарушений локальной сократимости миокарда при проведении трансторакальной эхокардиографии [4].

Сократимость каждого сегмента оценивается по количественной шкале, учитывающей подвижность и систолическое утолщение миокарда, полипозиционно по длинной и короткой оси левого желудочка. На основании комплексной оценки каждому сегменту присваивается определенный балл согласно рекомендациям ASE/EACI [4]:

- 1) нормокинез или гиперкинез;
- 2) гипокинез (сниженное, но определяемое движение и утолщение стенки);
- 3) акинез (отсутствие движения или утолщения, например, рубец);
- 4) дискинез (систолического истончения или растяжения, например, аневризма).

Для аневризмы ЛЖ отдельной оценки нет. Аневризма является морфологическим образованием, которое представляет собой очаговую дилатацию и истончение (ремоделирование) стенки с акинетической или дискинетической систолической деформацией [4]. Путем сложения баллов для каждого сегмента и последующего деления на число визуализированных сегментов можно получить индекс нарушения локальной сократимости миокарда [3, 4].

Рис. 8. Схемы различных моделей деления ЛЖ на сегменты: 16-сегментная модель (слева), 17-сегментная модель (справа) [4]

Fig. 8. Schematic diagram of the different LV segmentation models: 16-segment model (left), 17-segment model (right) [4]

К преимуществам данной методики можно отнести простоту использования и малые временные затраты.

Недостатком является проблема субъективизма, а следовательно, высокая вероятность межисследовательской ошибки и низкая воспроизводимость, так как оценка локальной сократимости миокарда ЛЖ осуществляется качественно.

Наиболее перспективной методикой количественной оценки локальной сократимости миокарда является анализ региональной деформации с использованием 2D-speckle tracking echocardiography (2D-STE). Возможности 2D-STE не ограничиваются только оценкой GLS. 2D-STE позволяет количественно оценить сегментарную продольную деформацию миокарда, дополняя качественную оценку локальной сократимости в покое и при проведении стресс-эхокардиографии, что позволяет предсказать сегментарную жизнеспособность миокарда с хорошей чувствительностью и специфичностью в сравнении с MPT сердца [7].

■ ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На сегодняшний день трансторакальная эхокардиография обладает широкими возможностями в оценке локальной и глобальной систолической функции миокарда ЛЖ. Каждая из используемых методик имеет свои положительные стороны, преимущества, что повышает качество исследования. В то же время у каждой из методик имеется ряд недостатков и ограничений. Поэтому, в зависимости от оборудования, имеющегося в медицинском учреждении, программного обеспечения, опыта работы, врач должен использовать максимальное количество наиболее подходящих в каждом конкретном случае методик, что позволит с наименьшей погрешностью оценить анатомию и функцию сердца.

■ ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Camm A.J., Lüscher Th.F., Serruys P.W. (2011) *The ESC Textbook of Cardiovascular medicine second edition*. Moscow: GEOTAR-media. (in Russian)
2. Yaroschuk N., Kosmasheva V., Dityatev V. (2012) Assessment of systolic function and dyssynchrony parameters in patients with myocardial infarction. *Russian Journal of Cardiology*, 4, pp. 13–17.
3. Flachskampf F.A. (2007) *Practical echocardiography. 2nd edition*. Moscow: MEDpress-inform. (in Russian)
4. Lang R.M., Badano L.P., Mor-Avi V. (2015) Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 28 (1), pp. 1–39. doi: 10.1016/j.echo.2014.10.003.
5. Zherko O. (2016) *Clinical transthoracic echocardiography*. Minsk: Al'fakniga. (in Russian)
6. Johnson C., Kuyt K., Oxborough D. (2019) Practical tips and tricks in measuring strain, strain rate and twist for the left and right ventricles. *Echo Research and Practice*, 6 (3), pp. 87–98. doi: 10.1530/ERP-19-0020.
7. Luis S.A., Chan J., Pellikka P.A. (2019) Echocardiographic assessment of left ventricular systolic function: an overview of contemporary techniques, including speckle-tracking echocardiography. *Mayo Clinic Proceedings*, 94 (1), pp. 125–138. doi: 10.1016/j.mayocp.2018.07.017.
8. Schiller N. (2005) *Clinical echocardiography. 2nd edition*. Moscow: Praktika. (in Russian)
9. Teichholz L.E. (1976) Problems in echocardiographic volume determinations: echocardiographic-angiographic correlations in the presence of absence of asynergy. *The American Journal of Cardiology*, 37 (1), pp. 7–11. doi: 10.1016/0002-9149(76)90491-4.
10. Mitchell C., Rahko P.S., Blauwet L.A. (2019) Guidelines for Performing a Comprehensive Transthoracic Echocardiographic Examination in Adults: Recommendation from the American Society of Echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 32 (1), pp. 1–64. doi: 10.1016/j.echo.2018.06.004.
11. Otto C.M. (2013) *Textbook of clinical echocardiography. 5th ed*. Philadelphia: Elsevier Saunders.
12. Lang R.M., Bierig M., Devereux R.B. (2005) Recommendations for Chamber Quantification: A report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18 (12), pp. 1440–1463. doi: 10.1016/j.echo.2005.10.005.
13. Spitzer E., Ren B., Zijlstra F. (2017) The role of automated 3D echocardiography for left ventricular ejection fraction assessment. *Cardiac failure review*, 3 (2), pp. 97–102.
14. Monaghan M.G. (2006) Role of real time 3D echocardiography in evaluating the left ventricle. *J Heart*, 92 (1), pp. 131–136. doi: 10.1136/hrt.2004.058388.
15. Thavendiranathan P., Liu S., Verhaert D. (2012) Feasibility, accuracy, and reproducibility of real-time full-volume 3D transthoracic echocardiography to measure LV volumes and systolic function: a fully automated endocardial contouring algorithm in sinus rhythm and atrial fibrillation. *JACC Cardiovascular Imaging*, 5 (3), pp. 239–251. doi: 10.1016/j.jcmg.2011.12.012.
16. Otani K., Nakazono A., Salgo I.S. (2016) Three-dimensional echocardiographic assessment of left heart chamber size and function with fully automated quantification software in patients with atrial fibrillation. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 29 (10), pp. 955–965. doi: 10.1016/j.echo.2016.06.010.
17. Tamborini G., Piazzese C., Lang R.M. (2017) Feasibility and accuracy of automated software for transthoracic three-dimensional left ventricular volume and function analysis: comparisons with two-dimensional echocardiography, three-dimensional transthoracic manual method, and cardiac magnetic resonance imaging. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 30 (11), pp. 1049–1058. doi: 10.1016/j.echo.2017.06.026.
18. Matskeshvili S., Buziashvili Yu. (2006) New perspectives of three-dimensional echocardiography in left ventricular assessment. *Cardiovascular therapy and prevention*, 5 (8). (in Russian)
19. Lang R.M., Badano L.P., Tsang W. (2012) EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 25 (1), pp. 3–46. doi: 10.1016/j.echo.2011.11.010.
20. Nikiforov V., Nikischenkova L. (2017) Modern possibilities of Speckle Tracking Echocardiography in clinical practice. *Rational Pharmacotherapy in cardiology*, 13 (2), pp. 248–255. (in Russian)
21. Kusunose K., Yamada H., Nishio S. (2012) Index-beat assessment of left ventricular systolic and diastolic function during atrial fibrillation using myocardial strain and strain rate. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 25 (9), pp. 953–959. doi: 10.1016/j.echo.2012.06.009.
22. Mor-Avi V., Lang R.M., Badano L.P. (2011) Current and evolving echocardiographic techniques for the quantitative evaluation of cardiac mechanics: ASE/EAE consensus statement on methodology and indications endorsed by the Japanese Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr*, 24 (3), pp. 277–313. doi: 10.1016/j.echo.2011.01.015.
23. Yingchoncharoen T., Agarwal S., Popovich Z. (2013) Normal ranges of left ventricular strain: a meta-analysis. *J Am Soc Echocardiogr*, 26 (2), pp. 185–191. doi: 10.1016/j.echo.2012.10.008.
24. Stanton T., Leano R., Marwick T.H. (2009) Prediction of all-cause mortality from global longitudinal speckle strain: comparison with ejection fraction and wall motion scoring. *Circ Cardiovasc Imaging*, 2 (5), pp. 356–364. doi: 10.1161/CIRCIMAGING.109.862334.
25. Onishi T., Saha S.K., Delgado-Montero A. (2015) Global longitudinal strain and global circumferential strain by speckle-tracking echocardiography and feature-tracking cardiac magnetic resonance imaging: comparison with left ventricular ejection fraction. *J Am Soc Echocardiogr*, 28 (5), pp. 587–596. doi: 10.1016/j.echo.2014.11.018.
26. Cho G.Y., Marwick T.H., Kim H.S. (2009) Global 2-dimensional strain as a new prognosticator in patients with heart failure. *J Am Coll Cardiol*, 54 (7), pp. 618–624. doi: 10.1016/j.jacc.2009.04.061.
27. Nagata Y., Takeuchi M., Mizukoshi K. (2015) Intervendor variability of two-dimensional strain using vendor-specific and vendor-independent software. *J Am Soc Echocardiogr*, 28 (6), pp. 630–641. doi: 10.1016/j.echo.2015.01.021.
28. Schiller N.B., Shan P.M., Crawford M. (1989) Recommendation for quantitation of left ventricle by two-dimensional echocardiography. American Society of Echocardiography Committee on Standards, Subcommittee on Quantitation of Two-Dimensional Echocardiograms. *J Am Soc Echocardiogr*, 25 (3), pp. 358–367. doi: 10.1016/s0894-7317(89)80014-8.
29. Cerqueira M.D., Weissman N.J., Dilsizian V. (2002) Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the council on clinical cardiology of the American heart association. *Circulation*, 105 (4), pp. 539–542. doi: 10.1161/hc0402.102975.