

Деформация и скорость деформации — новые возможности количественной оценки регионарной функции миокарда

П.С. Козлов, Э.Г. Малев, М.Н. Прокудина, Е.С. Клокова, Н.В. Цай

ФГУ «Федеральный Центр сердца, крови и эндокринологии им. В.А. Алмазова Росмедтехнологий», Санкт-Петербург, Россия

Козлов П.С. — младший научный сотрудник НИЛ ультразвуковых методов исследования; Малев Э.Г. — заведующий НИЛ ультразвуковых методов исследования, кандидат медицинских наук; Прокудина М.Н. — ведущий научный сотрудник НИО клинической физиологии кровообращения, доктор медицинских наук; Клокова Е.С. — научный сотрудник НИЛ ультразвуковых методов исследования; Цай Н.В. — старший научный сотрудник НИЛ ультразвуковых методов исследования, кандидат медицинских наук.

Контактная информация: ФГУ «Федеральный Центр сердца, крови и эндокринологии им. В.А. Алмазова Росмедтехнологий», ул. Аккуратова, д. 2, Санкт-Петербург, Россия, 197341. Тел.: 8 (921) 910 13 94. E-mail: edwardmalev@hotmail.com (Малев Эдуард Геннадиевич).

Резюме

Недавние успехи в области визуализации тканевой деформации сделали возможной объективную количественную оценку регионарной и глобальной систолической и диастолической функций миокарда. Регионарная деформация (strain) и скорость деформации (strain rate) миокарда дает ценную информацию о регионарной функции миокарда при различных клинических состояниях. Хотя данная методика все больше используется в научных исследованиях и в практической деятельности, сведения об ее принципах, ограничениях и технических условиях применения являются необходимыми для успешной работы и получения достоверных и воспроизводимых результатов.

Ключевые слова: деформация миокарда, скорость деформации, тканевая доплерография, двухмерная деформация.

Strain and strain rate, a novel technique for quantification of regional myocardial function

P.S. Kozlov, E.G. Malev, M.N. Prokudina, E.S. Klokova, N.V. Tsai

Almazov Federal Heart, Blood and Endocrinology Centre, St Petersburg, Russia

Corresponding author: Almazov Federal Heart, Blood and Endocrinology Centre, 2 Akkuratov st., St Petersburg, Russia, 197341. Phone: 8 921 910 13 94. E-mail: edwardmalev@hotmail.com (Edward G. Malev, MD, PhD, the Chief of the Research Laboratory of Diagnostic Ultrasound).

Abstract

Recent developments in the tissue deformation imaging have allowed the cardiologist to objectively quantify regional and global myocardial function. Regional deformation (strain) and deformation rate (strain rate) can be calculated non-invasively in both the left and right ventricle, providing information on regional function in a variety of clinical settings. Although this promising novel technique is increasingly applied in clinical and preclinical research, knowledge about the principles, limitations and technical issues of this technique is mandatory for reliable results and for implementation both in the clinical as well as the scientific field.

Key words: strain, strain rate, tissue Doppler imaging, speckle tracking.

Статья поступила в редакцию: 01.03.10. и принята к печати: 12.03.10.

Первоначально тканевая доплерография использовалась с целью измерения количественных показателей регионарной функции миокарда — пика систолической и диастолической скорости в подлежащем сегменте миокарда [1]. Исследователи доказали, что пики систолических скоростей, полученные при использовании тканевой доплерографии, могут быть количественным и объективным показателем локальной систолической функции, как в покое, так и при применении стресс-агентов [2]. В последующем успехи в области визуализации тканевой деформации дали возможность объективно оценивать регионарную и глобальную систолическую и

диастолическую функции. Регионарная деформация и скорость деформации миокарда дают ценную информацию о регионарной функции миокарда при различных клинических состояниях. Хотя данная методика все больше применяется для научных исследований, сведения о принципах ее использования, ограничениях и технических условиях применения являются необходимыми для успешной работы специалистов в области эхокардиографии, для получения достоверных и воспроизводимых результатов в клинической практике.

Оценка систолической функции миокарда остается одной из насущных проблем эхокардиографии. Качест-

венная визуальная оценка сократимости миокарда требует наличия определенных практических навыков [3] и остается в большой степени субъективной [4]. Попытки объективизировать данный процесс привели к широкому распространению использования тканевой доплерографии при проведении рутинной эхокардиографии и стресс-эхокардиографии. К сожалению, движение миокарда, оцениваемое при использовании данной методики, может оказаться не только активным (обусловленным сокращением миокарда в оцениваемой зоне), но и пассивным (обусловленным сокращением миокарда соседних сегментов), что снижает возможность выявления локальных нарушений сократимости.

Основы оценки деформации и скорости деформации миокарда были разработаны сотрудниками Норвежского университета науки и технологии (Трондхейм) [5–6]. Под деформацией понимают изменение объекта относительно его исходной длины (рис. 1). Она обозначается буквой эpsilon (ϵ) и выражается в процентах (%).

Деформация миокарда в систолу, обусловленная сокращением саркомеров, приводит к уменьшению объема полости левого желудочка и состоит из трех составляющих: продольного укорочения, циркуферентного укорочения и радиального утолщения (рис. 2).

При укорочении миокарда деформация имеет отрицательную величину (поскольку ΔL приобретает отрицательные значения), при удлинении или утолщении — положительную. Соответственно, продольная и циркуферентная систолические деформации имеют отрицательную величину, а радиальная — положительную. Диастолическая деформация, приводящая к восстановлению исходной геометрии левого желудочка, обусловлена активной релаксацией миокарда и пассивным наполнением при сокращении левого предсердия. Продольная и циркуферентная диастолические деформации имеют положительную величину, а радиальная — отрицательную.

На рисунке 3 представлены кривые продольной деформации миокарда межжелудочковой перегородки и боковой стенки. В систолу деформация приобретает отрицательное значение (волна S), с пиком в момент закрытия аортального клапана, отражающим максимальное продольное укорочение миокарда. Пиковая систолическая деформация (ϵ) на данном примере равна -20%. В диастолу значение деформации возвращается к исходному значению (нулю), отражая восстановление исходной длины анализируемого сегмента миокарда. В диастолу выделяют три фазы, соответствующие фазе быстрого наполнения (волна E), диастазису (плато на графике) и фазе позднего наполнения (волна A).

Производным от деформации показателем является скорость деформации (strain rate). Скорость, с которой происходит деформация, выражается в 1/сек или c^{-1} . Скорость деформации приобретает отрицательные значения при укорочении миокарда в систолу и положительные — при удлинении в диастолу. На рисунке 4 представлена кривая скорости продольной деформации миокарда базального сегмента межжелудочковой перегородки. В систолу (S) скорость деформации приобретает

отрицательное значение с пиком в середине систолы (пиковая систолическая скорость деформации равна $-1,0 c^{-1}$). В начале и конце систолы скорость деформации имеет нулевое значение, поскольку деформация не возникает. В диастолу скорость деформации имеет положительное значение с двумя пиками, соответствующими фазе быстрого наполнения (E) и фазе позднего наполнения (A). В фазу диастазиса скорость деформации равна нулю из-за отсутствия деформации.

Пиковая систолическая скорость деформации обеспечивает достоверную информацию о локальной сократительной функции миокарда и коррелирует с показателями глобальной сократимости левого желудочка [8–9].

В настоящее время существует два метода расчета деформации и скорости деформации миокарда при проведении эхокардиографического исследования.

Один из них основан на методе тканевой доплерографии: расчет степени деформации базируется на разнице скоростей дистального ($v1$) и проксимального ($v2$) участков миокарда в пределах выбранной исследователем зоны интереса (рис. 5) по следующей формуле:

$$SR = \frac{v1-v2}{\Delta x} = \frac{\Delta v}{\Delta x}$$
 где Δx — расстояние между анализируемыми точками. Значение деформации вычисляется затем из показателя скорости деформации.

Как видно из формулы, если сегмент миокарда не деформируется во время систолы, например, из-за инфаркта миокарда, то не будет разницы в скоростях в пределах данного сегмента и скорость деформации будет равна нулю, хотя сегмент может производить впечатляющие подвижные (как визуально, так и при определении скорости движения миокарда) из-за подтягивания соседними функционирующими сегментами.

Рисунок 1. Расчет деформации (ϵ), где L_0 — исходная длина, ΔL — дополнительная длина, L — общая длина



Рисунок 2. Схематичное изображение деформации миокарда левого желудочка — продольная (L), радиальная (T) и циркуферентная (C)

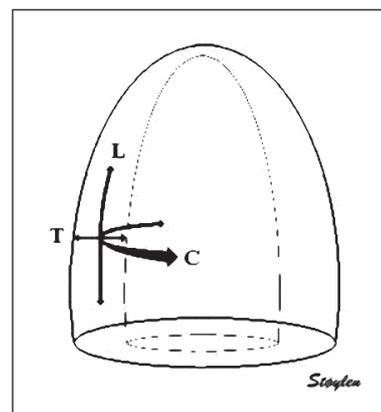


Рисунок 3. Продольная деформация сегментов межжелудочковой перегородки и боковой стенки, где AVC — момент закрытия аортального клапана, S — систолическая деформация, E — ранняя диастолическая деформация и A — поздняя диастолическая деформация

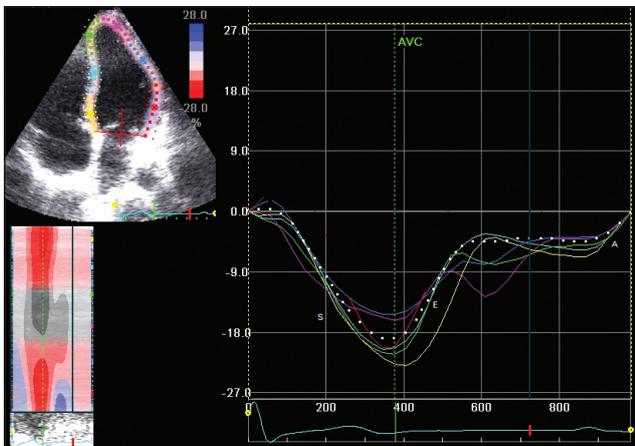


Рисунок 4. Скорость продольной деформации сегментов межжелудочковой перегородки и боковой стенки (обозначения см. рис. 3)

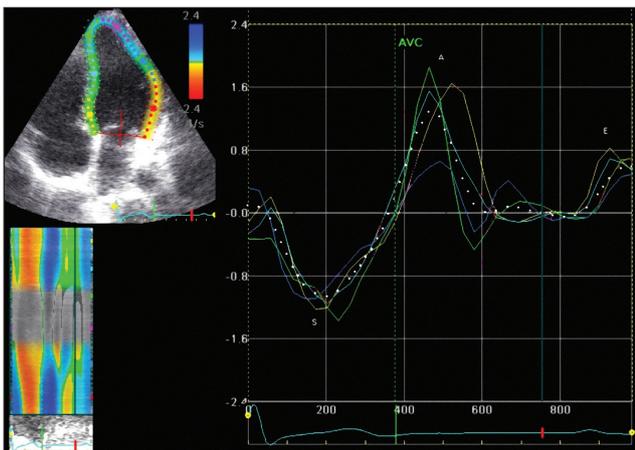


Рисунок 5. Продольный градиент скоростей, где v1 и v2 две различные скорости, измеряемые в точках 1 и 2, а L — расстояние между этими точками в данный момент времени

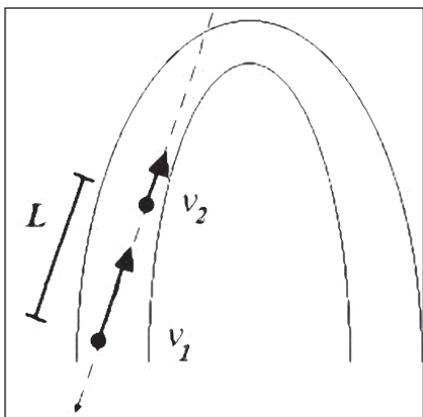


Рисунок 6. Пример отслеживания движения «вкраплений» в срединном сегменте межжелудочковой перегородки

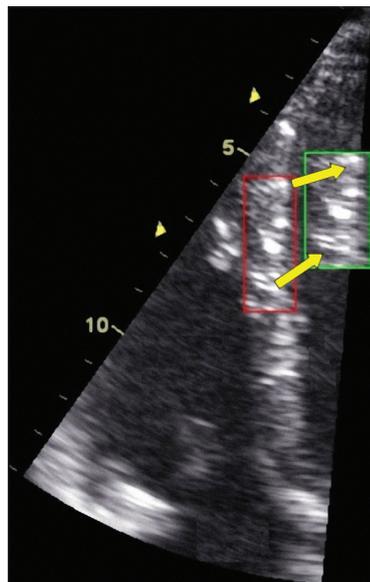


Рисунок 7. Циркуферентная деформация миокарда шести сегментов левого желудочка в коротком сечении на уровне папиллярных мышц

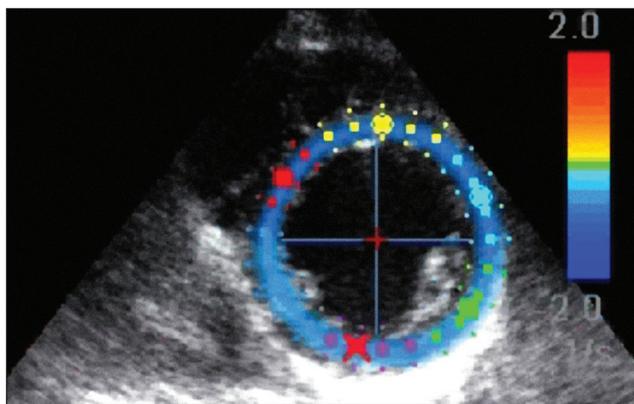
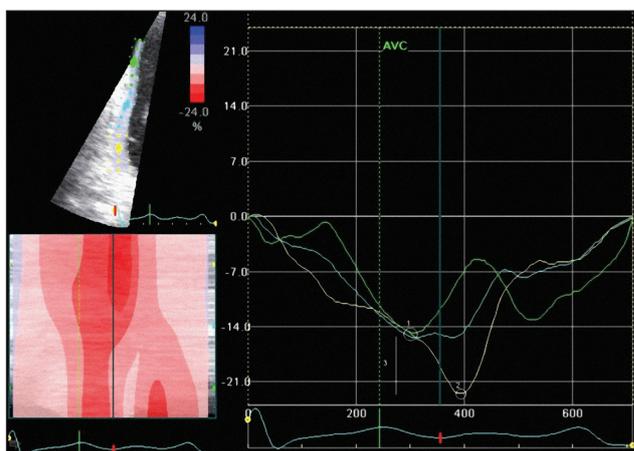


Рисунок 8. Оценка постсистолической деформации базального сегмента нижней стенки левого желудочка, где 1 — величина систолической деформации, 2 — величина постсистолической деформации, 3 — разница между величинами систолической и постсистолической деформации. ПСИ=(2)/(3)х100



Данная методика имеет ряд недостатков, в частности, она чувствительна к реверберациям — экстракардиальным артефактам, проецирующимся на миокард. Так как измеренная в области реверберации скорость движения равна нулю, то расчетная скорость деформации участка миокарда проксимальнее реверберации будет завышена, а дистальнее реверберации приобретет обратное (положительное) значение. Другой недостаток — зависимость от угла сканирования. Для корректной оценки необходимо параллельное направление ультразвуковых лучей и стенки миокарда (отклонение не более 15–20°). С увеличением угла между ними величина измеренной скорости продольной деформации будет снижаться. Также достоверность данной методики зависит от частоты кадров, с которой проводилась запись для последующей обработки (постпроцессинга). Требуемая частота кадров составляет более 180 в секунду. Требуемое временное разрешение может быть достигнуто на современных приборах лишь при сужении сектора изображения и последовательной записи каждой из стенок левого желудочка в отдельности.

Второй метод, делающий возможным определение деформации миокарда, основан на анализе двухмерного серошкального изображения, а именно на покадровом отслеживании движения неоднородных «вкраплений» (speckle tracking) в толще миокарда. При этом могут быть определены скорость, деформация и скорость деформации каждого участка миокарда. На рисунке 6 представлен пример отслеживания уникальных для данного участка миокарда «вкраплений» в течение одного цикла. Красным ограничен участок миокарда в диастолу, зеленым — в систолу, желтые стрелки отражают направление движения [7].

Метод лишен ряда недостатков, свойственных тканевой доплерографии: он менее зависим от частоты кадров (достаточно 50–80 кадров в секунду) [10], не зависит от угла сканирования, также существенно короче время последующей обработки изображения [11]. Основным преимуществом метода является возможность одновременной оценки продольной и поперечной деформации миокарда в верхушечных позициях и циркуферентной и радиальной при сканировании в коротких сечениях [12–13]. На рисунке 7 представлен пример оценки циркуферентной деформации шести сегментов левого желудочка в коротком сечении на уровне папиллярных мышц.

Однако метод speckle tracking также подвержен влиянию артефактов, в частности ревербераций, которые могут препятствовать верному отслеживанию «вкраплений». Хорошая визуализация эндокарда является важным условием достоверного определения радиальной и поперечной деформации миокарда. Усреднение значений деформации для целого сегмента миокарда может препятствовать определению небольших участков нарушения сократимости [6]. Тем не менее метод speckle tracking обладает хорошей воспроизводимостью и низкой вариабельностью среди исследователей [13].

Особое значение выявление зон нарушения локальной сократимости имеет при проведении стресс-эхокар-

диографии, одного из основных методов неинвазивной диагностики ишемической болезни сердца.

Для пациентов с ишемическим ответом на физическую нагрузку характерно отсутствие прироста деформации и скорости деформации миокарда, а также появление феномена постсистолической деформации миокарда, отражающей сокращение пораженного участка миокарда левого желудочка после закрытия аортального клапана [6]. На рисунке 8 представлены кривые деформации сегментов нижней стенки ЛЖ и расчет постсистолического индекса (ПСИ), равного отношению величины постсистолической деформации к разнице между постсистолической и пиковой систолической деформациями, выраженному в процентах.

Таким образом, использование оценки деформации и скорости деформации миокарда (как методом тканевой доплерографии, так и speckle tracking) может позволить повысить чувствительность и точность диагностики стенозирующего поражения коронарных артерий.

Литература

1. Palka P., Lange A., Fleming A.D. et al. Doppler tissue imaging: myocardial wall motion velocities in normal subjects // *J. Am. Soc. Echocardiogr.* — 1995. — Vol. 8, № 5, Pt. 1. — P. 659–668.
2. Katz W.E., Gulati V.K., Mahler C.M. et al. Quantitative evaluation of the segmental left ventricular response to dobutamine stress by tissue Doppler echocardiography // *Am. J. Cardiol.* — 1997. — Vol. 79, № 8. — P. 1036–1042.
3. Picano E., Lattanzi F., Orlandini A. et al. Stress echocardiography and the human factor: the importance of being expert // *J. Am. Coll. Cardiol.* — 1991. — Vol. 17, № 3. — P. 666–669.
4. Hoffmann R., Lethen H., Marwick T. et al. Analysis of interinstitutional observer agreement in interpretation of dobutamine stress echocardiograms // *J. Am. Coll. Cardiol.* — 1996. — Vol. 27, № 2. — P. 330–336.
5. Heimdal A., Stoylen A., Torp H. et al. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound // *J. Am. Soc. Echocardiogr.* — 1999. — Vol. 11, № 11. — P. 1013–1019.
6. Stoylen A. Strain rate imaging. Cardiac deformation imaging by ultrasound echocardiography. Tissue Doppler and Speckle tracking. — 2005.
7. Teske A.J., De Boeck B.W.L., Melman P.G. et al. Echocardiographic quantification of myocardial function using tissue deformation imaging, a guide to image acquisition and analysis using tissue Doppler and speckle tracking // *Cardiovasc. Ultrasound.* — 2007. — Vol. 5, № 1. — P. 27.
8. Weidemann F., Jamal F., Sutherland G.R. et al. Myocardial function defined by strain rate and strain during alterations in inotropic states and heart rate // *Am. J. Physiol.* — 2002. — Vol. 283, № 2. — P. H792–H799.
9. Greenberg N.L., Firstenberg M.S., Castro P.L. et al. Doppler-derived myocardial systolic strain rate is a strong index of left ventricular contractility // *Circulation.* — 2002. — Vol. 105, № 1. — P. 99–105.
- 10) Hanekom L., Cho G.Y., Leano R. et al. Comparison of two-dimensional speckle and tissue Doppler strain measurement during dobutamine stress echocardiography: an angiographic correlation // *Eur. Heart J.* — 2007. — Vol. 28, № 14. — P. 1765–1772.
11. Ingul C.B., Torp H., Aase S.A. et al. Automated analysis of strain rate and strain: feasibility and clinical implications // *J. Am. Soc. Echocardiogr.* — 2005. — Vol. 18, № 5. — P. 411–418.
12. Notomi Y., Lysyansky P., Setser R.M. et al. Measurement of ventricular torsion by two-dimensional ultrasound speckle tracking imaging // *J. Am. Coll. Cardiol.* — 2005. — Vol. 45, № 12. — P. 2034–2041.
13. Helle-Valle T., Crosby J., Edvardsen T. et al. New noninvasive method for assessment of left ventricular rotation: speckle tracking echocardiography // *Circulation.* — 2005. — Vol. 112, № 20. — P. 3149–3156.
14. Amundsen B.H., Helle-Valle T., Edvardsen T. et al. Noninvasive myocardial strain measurement by speckle tracking echocardiography: validation against sonomicrometry and tagged magnetic resonance imaging // *J. Am. Coll. Cardiol.* — 2006. — Vol. 47, № 4. — P. 789–793.