

© Л. А. БОКЕРИЯ, ГАЗАЛ БЕЛАЛ, 2012

УДК 616.126.52-089

## Методы эхокардиографической оценки гемодинамики аортального клапана после протезирования: методы и предостережения

Л. А. Бокерия\*, Газал Белал

ФГБУ «Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева» (директор – академик РАН и РАМН Л. А. Бокерия) РАМН, Москва

Эхокардиография является стандартным методом оценки гемодинамики пациента после протезирования аортального клапана (ПАК). Эхокардиографическое исследование ПАК включает в себя измерение среднего и пикового трансклапанных градиентов, определение эффективной площади отверстия, геометрической площади отверстия, а также коэффициента потери энергии выброса. Высокие градиенты после протезирования аортального клапана могут быть, но не обязательно, вызваны обструкцией выводного отдела левого желудочка (ВОЛЖ), однако не всегда обструкция выводного отдела ЛЖ связана с дисфункцией протеза. Понимание методов неинвазивной оценки анатомии, функции и гемодинамики аортального клапана может помочь врачам определить генез высокого градиента на аортальном клапане. Методика эхокардиографической оценки гемодинамики ПАК аналогична методике оценки нативного аортального клапана. Тем не менее существуют некоторые особенности. В настоящем обзоре обобщены различные методики эхокардиографической оценки гемодинамики ПАК и приведены преимущества и недостатки этих методов.

*Ключевые слова:* протезирование аортального клапана, средний и пиковый трансклапанные градиенты, эффективная площадь отверстия, геометрическая площадь отверстия, коэффициент потери энергии выброса.

Echocardiography is a standard method for assessing hemodynamic after aortic valve replacement. Echocardiography includes the measurement of the mean and peak gradient, the effective orifice area, the geometric orifice area, and the energy loss coefficient. High gradients after aortic valve replacement may be, but not necessarily caused by the left ventricle outflow tract obstruction, but not always left ventricular outflow obstruction due to dysfunction of the prosthesis. Understanding the methods of noninvasive assessment of the anatomy, function and hemodynamics of aortic valve may help to determine the genesis of the high gradient on the aortic valve. This review summarizes advantages and disadvantages of the various echocardiographic techniques for assessing hemodynamics of aortic prosthesis.

*Key words:* aortic valve replacement, mean and peak gradient, effective orifice area, geometric orifice area, energy loss coefficient.

### Введение

Эхокардиография (доплерография) является стандартным клиническим инструментом оценки гемодинамики пациента после протезирования аортального клапана. Эхокардиографическое исследование протезированного аортального клапана включает в себя измерение среднего и пикового трансклапанных градиентов, определение эффективной площади отверстия с помощью уравнения непрерывности, геометрической площади отверстия, а также коэффициента по-

тери энергии выброса. Высокие градиенты после протезирования аортального клапана могут быть, но не обязательно, вызваны обструкцией выводного отдела левого желудочка (ВОЛЖ), однако не всегда его обструкция связана с дисфункцией протеза. Понимание методов неинвазивной оценки анатомии, функции и гемодинамики на аортальном клапане может помочь врачам определить генез (обструктивный, необструктивный и т. д.) высокого градиента на аортальном клапане [1, 2].

\* E-mail: leoan@heart-house.ru

Градиент давления на аортальном клапане при аортальном стенозе и после протезирования аортального клапана, измеренный с помощью доплеровской эхокардиографии, обычно коррелирует с данными, полученными инвазивными методами исследования [6, 7, 10, 11]. Точность, неинвазивный характер, широкая доступность и отсутствие воздействия радиационного излучения позволили доплерографии стать стандартным методом оценки функции клапанов сердца, в частности гемодинамики после замены аортального клапана [1].

Методика эхокардиографической оценки гемодинамики протезированного аортального клапана аналогична методике оценки нативного. Тем не менее существуют некоторые особенности данной методики при оценке протезированного клапана. В настоящем обзоре обобщены различные методики эхокардиографической оценки гемодинамики после протезирования аортального клапана и приведены преимущества и недостатки этих методов.

## Методы оценки

### Градиенты

Самый основной неинвазивный метод оценки гемодинамики аортального клапана — это определение градиентов (пикового и среднего) на клапане. Согласно законам гидродинамики, давление возрастает проксимальнее ограниченного отверстия, разница значения давления между проксимальной и дистальной частями отверстия является отражением степени обструкции. Катетеризация сердца позволяет непосредственно измерить давление проксимальнее и дистальнее аортального клапана, разность между максимальными давлениями является пиковым градиентом, а средняя разница давления всего потока называется средним градиентом давления. Следует отметить, что при использовании инвазивных методов исследования давление измеряется впрямую в левом желудоч-

ке или в аорте. Для измерения градиента давления с помощью доплеровской эхокардиографии фиксируется скорость (ускорение) потока крови через ограниченное отверстие, и с применением уравнения Бернулли (соотношение между скоростью и давлением) вычисляется градиент давления [7]. Согласно уравнению Бернулли, градиент давления на ограниченном отверстии рассчитывается следующим образом:

$$\Delta P = P_1 - P_2 = 4(V_2^2 - V_1^2),$$

где,  $P_1$  и  $V_1$  ( $V_2$ ) — давление и скорость проксимальнее ограниченного отверстия, а  $P_2$  и  $V_2$  ( $V_1$ ) — давление и скорость соответственно дистальнее ограниченного отверстия.

Несмотря на неинвазивность измерения разницы давления между аортой и левым желудочком имеется хорошая корреляция между средними градиентами давления при определении инвазивно и с помощью эхокардиографии [6, 10, 11].

Независимо от метода определения (инвазивно или неинвазивно) средний градиент давления является хорошей мерой определения гемодинамики клапанов. Тем не менее градиенты чувствительны к чресклапанному потоку крови. Уравнение Горлина демонстрирует соотношения между градиентом и чресклапанным потоком. В уравнении Горлина учтены такие факторы, как частота сердечных сокращений, площадь отверстия ВОЛЖ, период систолического выброса и средний градиент на клапане. Согласно данному уравнению при любой фиксированной площади отверстия клапана градиент на клапане увеличивается при повышении потока крови через данный клапан и уменьшается при снижении потока. Увеличение потока крови наблюдается при тревоге, боли или лихорадочном состоянии, а также при анемии и гипертиреозе.

В отличие от среднего градиента, пиковый градиент является менее надежным показателем при оценке клапанной гемодинамики, что связано с существенным

влиянием сократимости ЛЖ в дополнение к влиянию чресклапанного потока крови. Пиковый градиент давления считается особенно ненадежным индикатором гемодинамики при оценке протеза аортального клапана в связи с высокой скоростью, которая, как правило, наблюдается сразу же после открытия клапана.

Характеристика изображений спектрального доплеровского исследования также может предоставить информацию, относящуюся к тяжести аортального стеноза. Изображение доплеровского исследования при нормальной функции протеза аортального клапана имеет треугольную форму, с пиком в начале систолы. При значительной обструкции аортального клапана контуры изображения становятся более округлыми, с пиком в конце систолы, с увеличением времени ускорения и выброса, с более высоким коэффициентом соотношения времени ускорения выброса [17]. Наиболее частые причины высоких градиентов после замены аортального клапана:

1. Обструкции выводного отдела ЛЖ нет:
  - 1) погрешность измерения:
    - загрязнение сигнала;
    - включение митральной недостаточности;
  - 2) состояние больного с высоким потоком крови:
    - лихорадка;
    - боль;
    - анемия;
    - гипертиреоз;
    - беспокойство;
    - значительная аортальная недостаточность;
  - 3) восстановление давления.
2. Обструкция выводного отдела ЛЖ:
  - 1) обструкция на аортальном клапане:
    - дисфункция протеза;
    - кальцификация биопротеза;
    - тромб или вегетация;
    - несоответствие размеров протеза и пациента;
  - 2) Подклапанная или надклапанная обструкция.

*Предостережение.* При доплерографии тяжесть стеноза аортального клапана может быть недооценена в трех случаях. Во-первых, отсутствие совпадения плоскости волн Допплера с высокой скоростью струи приводит к недооценке скорости на коэффициент косинуса угла между струей и плоскостью волн Допплера. Таким образом, направление струи с высокой скоростью не может быть надежно рассчитано. Во-вторых, градиенты могут меняться в зависимости от потока, при состоянии пациента с низким потоком крови тяжесть аортального стеноза может быть недооценена. Низкий поток с низким градиентом, как правило, наблюдается у пациентов с низкой фракцией выброса ЛЖ [13]. В-третьих, тяжесть аортального стеноза может быть недооценена у пациентов с повышенным уровнем системного артериального давления [12].

Допплерография может переоценить тяжесть аортального стеноза в пяти обстоятельствах, три из которых связаны с ошибками измерения. Во-первых, наложение непрерывно-доплеровского сигнала при наличии митральной регургитации, градиент давления ЛЖ–ЛП ошибочно может быть воспринят как градиент ЛЖ–аорта. Тем не менее продолжительность струи на спектральном доплере может быть полезна в дифференциации аортального стеноза с митральной регургитацией. Поскольку митральная регургитация начинается раньше и длится дольше, чем выброс ЛЖ, если изображение аортального потока на непрерывно-волновой доплерографии больше, чем на импульсно-волновой доплерографии ВОЛЖ, следует подозревать наложение митральной регургитации.

Во-вторых, попытки коррекции угла плоскости доплеровских волн по отношению к направлению кровотока может привести к переоценке градиента, что не рекомендуется, поскольку фактическое направление вектора скорости потока в турбулентной струе не может быть надежным. В-третьих, большая площадь ткани

вокруг клапана может быть включена в изображение потока на клапане при спектральной доплерографии, по сравнению с модальным профилем скорости [15]. В-четвертых, любое состояние пациента с высоким потоком может быть связано с градиентами, не пропорциональными фактической степени обструкции ЛЖ. Наконец, как уже говорилось выше, феномен восстановления давления может быть ответственен за высокий доплеровский градиент по сравнению с инвазивно измеренным градиентом давления.

#### **Эффективная площадь отверстия**

Эффективная площадь отверстия (ЭПО) определяется при помощи доплер-эхокардиографии и уравнения непрерывности и является отражением минимальной площади поперечного сечения струи — это так называемая вена контракта. ЭПО высчитывается из площади поперечного сечения ВОЛЖ (от диаметра в парастернальной позиции по длинной оси) и VTI в ВОЛЖ (импульсно-волновой режим в верхушечной, правой парастернальной или супрастернальной позиции). В отличие от градиентов ЭПО позволяет получить более точную оценку тяжести стеноза вне зависимости от гемодинамического состояния больного.

**Предостережения**, обусловленные использованием ЭПО, связаны в основном с не включением давления восстановления в расчет, а также невозможностью коррекции по размеру тела. Есть два вида возможных ошибок при расчете ЭПО с помощью уравнения непрерывности. Во-первых, ЭПО рассчитывается исходя из трех различных позиций, по крайней мере, из двух позиций, отсюда следует, что ошибки связаны с неудачей измерения в одном и том же месте из разных позиций. Во-вторых, расчет площади ВОЛЖ включает в себя возведение в квадрат его радиуса, что будет потенциально большой ошибкой, если диаметр измерен неточно. Для ВОЛЖ диаметром 2,0 см погрешность измерения составляет 10% (1,8 см), а это приводит к 19% погрешности при расчете ЭПО.

Хотя ЭПО отражает гемодинамику аортального клапана относительно независимо от потока крови, все же имеется исключение в условиях очень низкого потока, в котором аортальный клапан не может полностью раскрыться. Наконец, размер тела пациента влияет на интерпретацию оценки площади аортального клапана. Поскольку аортальный клапан обычно тем больше, чем больше размер тела человека, небольшой аортальный клапан имеет относительно высокую гемодинамику (соответственно градиенты будут выше) у индивидуумов с большим размером тела. Чтобы учесть данное обстоятельство, площадь клапана должна быть индексирована к площади поверхности тела, выраженным аортальным стенозом считается индекс площади клапана менее  $0,6 \text{ см}^2/\text{м}^2$  [5, 16].

#### **Геометрическая площадь отверстия**

Геометрическая площадь отверстия — минимальная площадь поперечного сечения отверстия аортального клапана. Геометрическая площадь отверстия аортального клапана определяется при помощи трансторакальной или чреспищеводной эхокардиографии по короткой оси. Определить данный параметр *in vivo* для механических протезов невозможно. Точность измерения данного параметра для биопротезов зависит от того, насколько хорошо визуализируется и прослеживается отверстие клапана при его минимальной площади поперечного сечения. Геометрическая и эффективная площади отверстия аортального клапана будут идентичны, только если минимальная площадь поперечного сечения потока струи (вена контракта) измеряется одновременно с площадью поперечного сечения клапана.

#### **Восстановление давления и коэффициент потери энергии**

Феномен восстановления давления может быть ответственен за значительные высокие градиенты, полученные при доплерографии, по сравнению с инвазивными

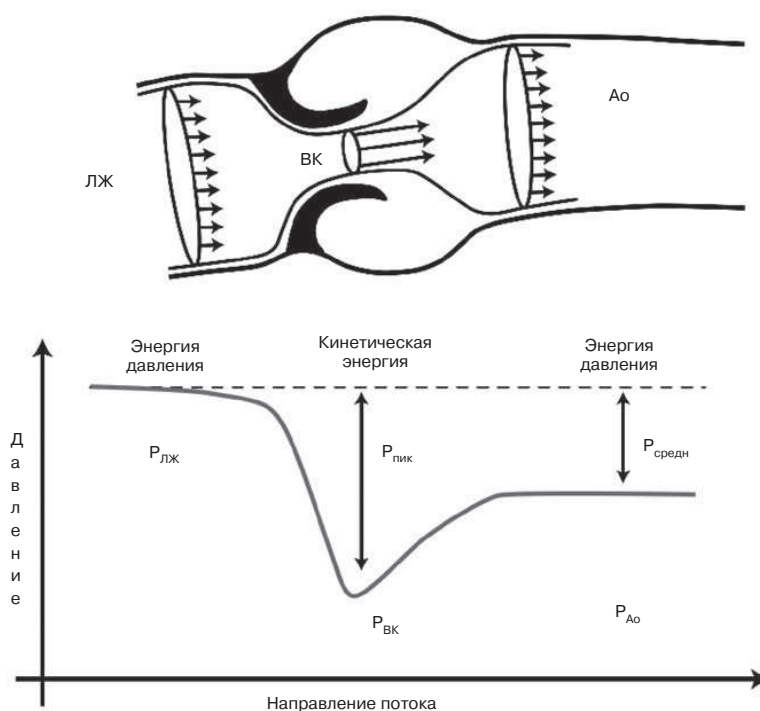


Рис. 1. Схема восстановления давления.

ЛЖ – левый желудочек; ВК – вена контракта; Ао – аорта;  $P_{лж}$  – давление в ЛЖ;  $P_{пик}$  – пиковый градиент давления;  $P_{средн}$  – средний градиент давления;  $P_{вк}$  – давление в вене контракта;  $P_{Ао}$  – давление в аорте

методами определения градиентов [3, 8, 9, 14]. Когда кровь ускоряется через ограниченное отверстие, энергия давления проксимальнее стеноза преобразуется в кинетическую энергию. Дистальнее стеноза ток крови замедляется. (У пациентов с тяжелым аортальным стенозом максимальная скорость крови через аортальный клапан приближается к 5 м/с, однако кровоток в нисходящей аорте обычно составляет не более 1 м/с.) Поскольку энергия не создается и не уничтожается в кровеносной системе, кинетическая энергия, выработанная во время ускорения потока крови, должна быть преобразована в другую форму энергии во время торможения потока. На практике кинетическая энергия частично преобразуется в тепловую или в энергию давления (так называемое восстановление давления) (рис. 1, 2). Преобразование кинетической энергии в тепловую доминирует, если имеется турбу-

лентное течение крови в расширенной восходящей аорте, что типично в условиях значительного аортального стеноза. В отличие от теплового преобразования, восстановление давления может преобладать при ламинарном чресклапанном потоке крови и нормальном калибре проксимальной восходящей аорты [4, 8, 9, 14].

С помощью непрерывно-волновой доплерографии можно измерить максимальную скорость в любом месте вдоль оси проекции и преобразовать в градиент давления с использованием уравнения Бернулли. А при катетеризации сердца давление определяется на несколько сантиметров дистальнее аортального клапана, то есть после того, как замедление потока крови и восстановление давления уже произошло (см. рис. 1) [3]. Клинически поздний градиент давления между ЛЖ и восходящей аортой (после восстановления дав-

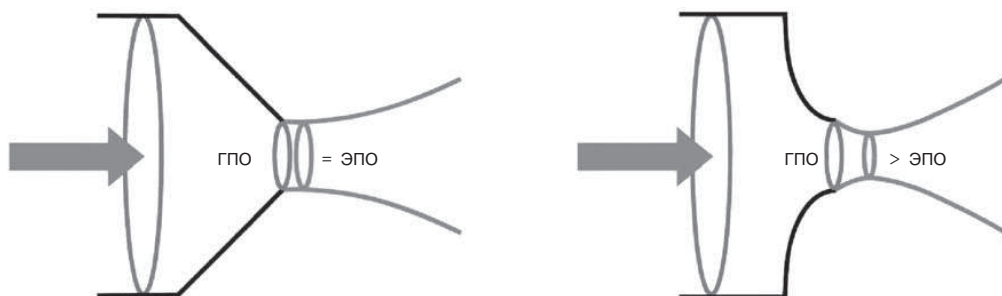


Рис. 2. Влияние формы клапана на ЭПО.

При постепенном сужении клапана ЭПО равна ГПО (слева). При более резком сужении клапана (дегенеративное изменение аортального клапана или биопротеза) поток струи продолжает ускоряться и ЭПО становится меньше ГПО. ЭПО – эффективная площадь отверстия; ГПО – геометрическая площадь отверстия

ления) более точно отражает фактическую гемодинамическую нагрузку на ЛЖ, чем максимальный градиент давления, определенного с помощью доплерографии.

Влияние восстановления давления на эффективную площадь отверстия и на градиенты может быть оценено и должно быть учтено для пациентов с диаметром проксимальной восходящей аорты 3,0 см или менее [4, 8, 9]. Коэффициент потери энергии также считается точным маркером гемодинамического состояния аортального клапана [9].

$$\text{КПЭ} = (\text{ЭПО} \times S_{\text{Ao}}) / (S_{\text{Ao}} - \text{ЭПО}),$$

где КПЭ – коэффициент потери энергии, ЭПО – эффективная площадь отверстия,  $S_{\text{Ao}}$  – площадь поперечного сечения проксимального отдела восходящей аорты (обычно на синотубулярном переходе или в проксимальной тубулярной части восходящей аорты, определяется по диаметру). Таким же образом высчитывается давление восстановления [10]:

$$\text{Давление восстановления (мм рт. ст.)} = \Delta P_{\text{макс}} \times 2 \times (\text{ЭПО} \times S_{\text{Ao}} \times (1 - \text{ЭПО}/S_{\text{Ao}})),$$

где  $\Delta P_{\text{макс}}$  – пиковый градиент.

### Заключение

Погрешности измерения, состояние с высоким потоком крови, а также наличие восстановления давления являются общи-

ми факторами, которые могут способствовать повышению доплеровского градиента при отсутствии обструкции ВОЛЖ. Дисфункция протеза, подклапанная обструкция и несоответствие размеров протеза и пациента могут быть причиной высокого градиента при наличии обструкции ВОЛЖ. Возможные причины высоких градиентов, которые не связаны с затруднением оттока ВОЛЖ, следует тщательно оценить и исключить, прежде чем делать вывод о наличии обструкции ВОЛЖ после замены аортального клапана.

### Литература

1. Бокерия Л. А., Голухова Е. З., Шанаурина Н. В. Недостаточность клапанов сердца: ультразвуковая диагностика. М.: НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН, 2008.
2. Клиническая кардиология: диагностика и лечение / Под ред. Л. А. Бокерия, Е. З. Голуховой. В 3 т. Т. 1. М.: НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН, 2011. С. 342.
3. Baumgartner H., Khan S., DeRobertis M. et al. Discrepancies between Doppler and catheter gradients in aortic prosthetic valves in vitro. A manifestation of localized gradients and pressure recovery // Circulation. 1990. Vol. 82, № 4. P. 1467–1475.
4. Baumgartner H., Stefenelli T., Niederberger J. et al. «Overestimation» of catheter gradients by Doppler ultrasound in patients with aortic stenosis: a predictable manifestation of pressure recovery // J. Am. Coll. Cardiol. 1999. Vol. 33, № 6. P. 1655–1661.
5. Bonow R. O., Carabello B. A., Kanu C. et al. ACC/AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart

- Association Task Force on Practice Guidelines (writing committee to revise the 1998 Guidelines for the Management of Patients With Valvular Heart Disease): developed in collaboration with the Society of Cardiovascular Anesthesiologists: endorsed by the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions and the Society of Thoracic Surgeons // *Circulation*. 2006. Vol. 114, № 5. P. e84–231.
6. *Burstow D. J., Nishimura R. A., Bailey K. R.* et al. Continuous wave Doppler echocardiographic measurement of prosthetic valve gradients. A simultaneous Doppler-catheter correlative study // *Circulation*. 1989. Vol. 80, № 3. P. 504–514.
  7. *Currie P. J., Seward J. B., Reeder G. S.* et al. Continuous-wave Doppler echocardiographic assessment of severity of calcific aortic stenosis: a simultaneous Doppler-catheter correlative study in 100 adult patients // *Circulation*. 1985. Vol. 71, № 6. P. 1162–1169.
  8. *Garcia D., Dumesnil J. G., Durand L. G.* et al. Discrepancies between catheter and Doppler estimates of valve effective orifice area can be predicted from the pressure recovery phenomenon: practical implications with regard to quantification of aortic stenosis severity // *J. Am. Coll. Cardiol.* 2003. Vol. 41, № 3. P. 435–442.
  9. *Garcia D., Pibarot P., Dumesnil J. G.* et al. Assessment of aortic valve stenosis severity: a new index based on the energy loss concept // *Circulation*. 2000. Vol. 101, № 7. P. 765–771.
  10. *Hatle L., Angelsen B. A., Tromsdal A.* Non-invasive assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound // *Br. Heart J.* 1980. Vol. 43, № 3. P. 284–292.
  11. *Hegrenaes L., Hatle L.* Aortic stenosis in adults. Non-invasive estimation of pressure differences by continuous wave Doppler echocardiography // *Br. Heart J.* 1985. Vol. 54, № 4. P. 396–404.
  12. *Kadem L., Dumesnil J. G., Rieu R.* et al. Impact of systemic hypertension on the assessment of aortic stenosis // *Heart*. 2005. Vol. 91, № 3. P. 354–361.
  13. *Monin J. L., Quere J. P., Monchi M.* et al. Low-gradient aortic stenosis: operative risk stratification and predictors for long-term outcome: a multicenter study using dobutamine stress hemodynamics // *Circulation*. 2003. Vol. 108, № 3. P. 319–324.
  14. *Niederberger J., Schima H., Maurer G.* et al. Importance of pressure recovery for the assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound. Role of aortic size, aortic valve area, and direction of the stenotic jet in vitro // *Circulation*. 1996. Vol. 94, № 8. P. 1934–1940.
  15. *Quinones M. A., Otto C. M., Stoddard M.* et al. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards Committee of the American Society of Echocardiography // *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2002. Vol. 15, № 2. P. 167–184.
  16. *Vahanian A., Baumgartner H., Bax J.* et al. Guidelines on the management of valvular heart disease: The Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology // *Eur. Heart J.* 2007. Vol. 28, № 2. P. 230–268.
  17. *Zoghbi W. A., Chambers J. B., Dumesnil J. G.* et al. Recommendations for evaluation of prosthetic valves with echocardiography and doppler ultrasound: a report From the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Task Force on Prosthetic Valves, developed in conjunction with the American College of Cardiology Cardiovascular Imaging Committee, Cardiac Imaging Committee of the American Heart Association, the European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, the Japanese Society of Echocardiography and the Canadian Society of Echocardiography, endorsed by the American College of Cardiology Foundation, American Heart Association, European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, the Japanese Society of Echocardiography, and Canadian Society of Echocardiography // *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2009. Vol. 22, № 9. P. 975–1014; quiz 1082–1084.

Поступила 20.06.2012