

УДК 616.125.2

ОЦЕНКА МЕХАНИЧЕСКОЙ ФУНКЦИИ ЛЕВОГО ПРЕДСЕРДИЯ У ЗДОРОВЫХ ВЗРОСЛЫХ

Т. В. Матановская^{2}, А. В. Туев¹, Е. Н. Орехова^{1,2}, С. Г. Суханов^{1,2}*

¹Пермская государственная медицинская академия им. ак. Е. А. Вагнера,

²Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии, г. Пермь, Россия

ASSESSMENT OF LEFT ATRIUM MECHANICAL FUNCTION IN HEALTHY ADULTS

T. V. Matanovskaya^{2}, A. V. Tuev¹, E. N. Orekhova^{1,2}, S. G. Sukhanov^{1,2}*

¹Perm State Academy of Medicine named after Academician E. A. Wagner,

²Federal Center of Cardiovascular Surgery, Perm, Russian Federation

Цель. Накопление фактических данных о диапазоне нормальных значений показателей механической функции левого предсердия (ЛП), полученных методом векторного анализа скорости движения эндокарда у здоровых взрослых.

Материалы и методы. Обследованы 144 здоровых взрослых добровольцев от 18 до 64 лет (в среднем – 40,4±13,0 г.). Всем проводили эхокардиографию с использованием технологии векторного анализа скорости движения эндокарда. Получали показатели глобальной (интегральной) скорости движения эндокарда (*vel*), скорости деформации (*strain rate, SR*) и продольной деформации (*strain, S*) ЛП. Эти же показатели изучались для оценки локальных (сегментарных) значений из выбранных точек.

Результаты. При изучении механической функции здоровых лиц получили данные, характеризующие глобальную механическую функцию ЛП, и показатели, демонстрирующие вклад каждого сегмента в разные фазы цикла работы ЛП. Было выявлено, что показатели крыши ЛП имеют более низкие значения скорости деформации, в свою очередь, мы отмечаем более высокие цифровые значения региональных показателей боковой и нижней стенок, а также межпредсердной перегородки.

Выводы. Полученные данные скорости деформации и продольной деформации могут быть использованы как нормативные для оценки механической функции ЛП.

Ключевые слова. Левое предсердие, механическая функция, вектор скорости визуализации, деформация, скорость деформации.

Aim. To accumulate the data on the range of standard values of the left atrium (LA) mechanical function indices using the technique of vector analysis of endocardium movement velocity in healthy adults.

Materials and methods. 144 healthy adult volunteers aged 18–64 (40,4±13) years were examined. All of them underwent echocardiography using the technique of vector analysis of endocardium movement velocity. The global (integral) endocardium movement velocity (*vel*), strain rate (*SR*) and longitudinal strain (*LS*) indices of the left atrium were obtained. These indices were studied to assess the local (segmental) values from the chosen points.

© Матановская Т. В., Туев А. В., Орехова Е. Н., Суханов С. Г., 2014

e-mail: tania-larigina@yandex.ru

тел. 8 (342) 239 87 85

[Матановская Т. В. (*контактное лицо) – врач-кардиолог; Туев А. В. – академик РАЕН, заслуженный деятель науки РФ, доктор медицинских наук, заведующий кафедрой госпитальной терапии №1; Орехова Е. Н. – доктор медицинских наук, доцент кафедры сердечно-сосудистой хирургии и инвазивной кардиологии, врач-кардиолог; Суханов С. Г. – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой сердечно-сосудистой хирургии и инвазивной кардиологии, главный врач].

Results. While studying mechanical function in healthy subjects, indices characterizing a global mechanical function of the left atrium and those demonstrating contribution of each LA segment during different phases of LA cycle were received. The left atrium roof indices were found to have lower strain rate and strain indices and higher figures of regional side and low wall indices.

Conclusion. The obtained data on the strain rate and longitudinal strain can be used as standard ones to assess LA mechanical function.

Key words. Left atrium, mechanical function, visualization velocity vector, strain, strain rate.

ВВЕДЕНИЕ

Нормальная функция левого предсердия (ЛП) обеспечивает адекватное наполнение левого желудочка (ЛЖ), в значительной мере определяя его насосную функцию [6]. Способность ЛП модулировать наполнение ЛЖ посредством динамических изменений его фаз (резервуара, кондукта, сокращения и всасывания) является важнейшим адаптационным механизмом, позволяющим оптимизировать функцию ЛЖ в зависимости от гемодинамических условий как в норме, так и при различных сердечно-сосудистых заболеваниях [12]. Неинвазивная оценка геометрии, структуры и функции ЛП ограничена небольшим количеством приемлемых методик, позволяющих выполнить количественные измерения. Двухмерная эхокардиография (ЭхоКГ) остаётся наиболее распространённым и доступным методом в практике кардиолога. Традиционно ЭхоКГ-оценка геометрии ЛП выполняется путем измерения линейных размеров и максимального объема в период систолы ЛЖ. Для оценки наличия систолической фазы ЛП используется трансмитральный доплеровский кровоток (пик А) и кровоток через легочные вены (пик А *pv*). О функции ЛП можно косвенно судить по динамике изменения объемов ЛП в разные фазы сердечного цикла (индекс расширения, фракции активного и пассивного опустошения) [5]. Большинство показателей, использующихся для оценки механической функции ЛП (скорость (*Vel*), деформация (*S*) и скорость деформации (*SR*)), основаны на доплеровской визуализации тканей (*DTI*), что

зависит от угла ультразвукового сканирования, и являются маловоспроизводимым способом объективной количественной оценки продольной деформации ЛП. Векторный анализ скорости движения эндокарда (*Vector velocity imagine, VI*) является относительно новым ЭхоКГ-методом для оценки механики ЛП, основанным на двухмерном *B*-режиме серо-шкальных изображений, где вектор показывает направление и скорость движения, без зависимости от доплеровского угла и/или частоты кадров. При помощи *VI* возможно изучить следующие параметры: отображение вектора скорости в *B*-режиме изображения, который указывает направление и относительную скорость движения ткани в течение сердечного цикла, цветной *M*-режим отображения по выбранным пользователем линиям, графическое изображение скорости, продольной деформации и скорости деформации ткани в разные фазы сердечного цикла, динамику изменения объема ЛП в каждую фазу деятельности ЛП, а также глобальные и региональные показатели механики ЛП. Вопросы оценки геометрии и структуры левого предсердия (ЛП) методом конвенциональной двухмерной ЭхоКГ изучены хорошо. Однако получаемая информация о размерах и объемах предсердия не даёт представления о его механических свойствах, а значит в полной мере и о функции. Неизвестно, каким образом связаны показатели скорости и деформации ЛП – как механические аспекты деятельности предсердия и его геометрия во все фазы цикла. Имеются единичные данные о диапазоне нормальных значений для оценки продольной скорости смещения, дефор-

мации и скорости деформации с использованием векторного анализа скорости движения эндокарда (*VVI*).

Цель исследования – накопление фактических данных о диапазоне нормальных значений показателей механической функции ЛП, полученных с помощью векторного анализа скорости движения эндокарда у здоровых взрослых.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В исследование были включены 144 взрослых добровольца – мужчин (54,2%) и женщин (45,8%) в возрасте от 18 до 64 лет (в среднем – 40,4±13,0 г.). В соответствии с целью исследования критерии включения были следующие: отсутствие жалоб со стороны сердечно-сосудистой системы, анамнестических данных о каком-либо хроническом заболевании, наличие синусового ритма во время регистрации ЭКГ, отсутствие патологических изменений на ЭКГ покоя, нормальные показатели конвенциональной ЭхоКГ. В исследование не включались лица с указаниями на подъёмы АД, нарушения ритма сердца в анамнезе, ЧСС больше 89 или меньше 59 в минуту на момент получения ЭКГ и ЭхоКГ данных. Общая характеристика обследуемых представлена в табл. 1.

Таблица 1

Общая характеристика участников исследования

Показатель	Обследуемые, <i>n=144/(M±SD)</i>
Возраст, лет	40,4±13
Мужской пол, <i>n</i> (%)	78 (54,2)
ППТ, м ²	1,77±0,18
ЧСС, уд./мин	72,9±8,7
Е, см	0,83±0,19
А, см	0,58±0,17
Е', см	0,18±0,13
КДО ЛЖ, мл (метод Simpson)	86±19,9
ФВ ЛЖ, % (метод Simpson)	58±9,7

Трансторакальную ЭхоКГ проводили на аппарате Acuson S 2000 (Siemens Medical Systems, Mountain View, USA), оснащённом датчиком 4V1с. Для мультифакторной ЭхоКГ-оценки ЛП мы исследовали показатели, характеризующие геометрию (линейные размеры, площади, объёмы), функцию (изменение объёмов) и механику ЛП (скорость движения эндокарда, деформацию и скорость деформации). Для характеристики геометрии ЛП измерялись линейные размеры: переднезадний, медиально-латеральный и длинник ЛП (в разные фазы цикла), оценивали площадь ЛП в 4-, 2-камерной позициях, одновременно с началом зубца *T* на ЭКГ измеряли максимальные площади ЛП, во время зубца *Q* регистрировали минимальный объём ЛП, зубец *P* на ЭКГ соответствовал *P*-площади ЛП [2]. Объёмы предсердий рассчитывались по формуле: $V=8 \cdot A4 \cdot A2 / 3 \cdot p \cdot L$, где *A4* и *A2* – площадь предсердия в апикальной четырех- и двухкамерной позиции, а *L* – длинная ось ЛП (усредненная из двух- и четырехкамерной позиций). Измерения линейных размеров ЛП, расчет объёма ЛЖ, ФВ ЛЖ и диастолической скорости наполнения проводились в соответствии с текущими рекомендациями [9]. Для изучения функции ЛП оценивали: фракцию пассивного опустошения (как характеристику проводниковой функции), фракцию активного опустошения (как характеристику насосной функции), а также индекс расширения ЛП (как показатель резервуарной функции). Путем синхронизации записи ЭхоКГ-данных с ЭКГ изучались четыре фазы работы ЛП: 1) фаза накопления (характеризует поступление крови из легочных вен во время систолы ЛЖ, когда створки МК закрыты, регистрация производилась синхронно с сегментом *ST* на ЭКГ); 2) фаза протекания (или кондуктная, связана с поступлением крови из ЛП в ЛЖ во время ранней диастолы, створки МК открываются, что соответствует периоду *IVRT*); 3) фаза собственной систолы ЛП (или контрактиль-

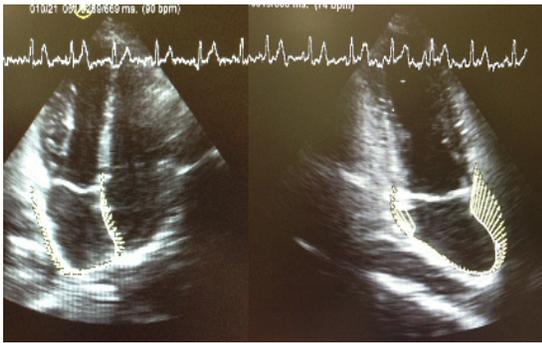


Рис. 1. Трассировка внутреннего контура ЛП для проведения векторного анализа скорости движения эндокарда (слева – в позиции 4 камер, справа – в позиции 2 камер)

ная фаза, отображает активное поступление крови из ЛП в позднюю диастолу ЛЖ, связана с сокращением предсердия, обеспечивает 15–30% объема наполнения ЛЖ, соответствует зубцу *P* на ЭКГ); 4) фаза всасывания (отражает притекание крови из легочных вен и наполнение ЛП в раннюю систолу ЛЖ, измеряется от начала комплекса *QRS* на ЭКГ) [11].

Векторный анализ скорости движения эндокарда, продольной деформации и скорости деформации ЛП проводился на основе динамической оценки двухмерного ЭхоКГ серо-шкального изображения с использованием патентованной технологии *speckle tracking Syngo VVI* (Siemens Medical Systems, Mountain View, USA). В любой момент сердечного цикла проводилась ручная трассировка внутреннего контура ЛП (эндокарда), отступая 1–2 мм от уровня фиброзного кольца митрального клапана (ФК МК), начиная от боковой стенки ЛП и заканчивая на медиальной стенке ЛП, исключая легочные вены и в 2-камерной позиции ушко ЛП (рис. 1). В результате смещения пикселей эндокарда во времени записывали кривые «объем–время». Выбирались три точки в позиции четырёх камер, в которых оценивалась скорость смещения точек боковой стенки ЛП, крыши и межпредсердной перегородки, в позиции двух камер измерялась скорость смещения точек передней и нижней стенок ЛП. В режиме

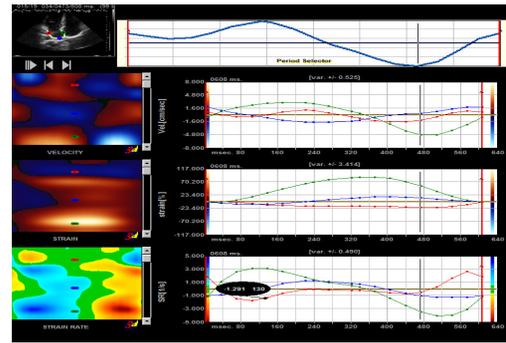


Рис. 2. Оценка локальных значений продольной скорости смещения (*vel*), скорости деформации (*strain rate, SR*) и продольной деформации (*strain, S*) ЛП в разные фазы сердечного цикла

постобработки данных получали показатели глобальной (интегральной) скорости движения эндокарда (*vel*), скорости деформации (*strain rate, SR*) и продольной деформации (*strain, S*) ЛП. Эти же показатели изучались для оценки локальных (сегментарных) значений из выбранных точек (рис. 2).

Статистический анализ материала проведен при помощи программы Statistica версии 6.0. Для описания количественных признаков полученных данных использовались значения среднего (*M*) и стандартного отклонения (*SD*). Оценка статистической достоверности различий (*p*) между группами проводилась с использованием параметрических данных (при нормальном распределении признака) – двухвыборочный *t*-критерий Стьюдента для сравнений средних ($M \pm SD$). Различия показателей считались достоверными при уровне значимости $p < 0,05$. Определение зависимости между изучаемыми количественными признаками осуществлялось с помощью коэффициента линейной корреляции Спирмена (*R*). Достоверными считали различия при $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Данные традиционных двухмерных ЭхоКГ-показателей для оценки геометрии и функции ЛП у здоровых лиц представлены в табл. 2, 3.

Таблица 2

ЭхоКГ-характеристики геометрии ЛП у здоровых

Показатель	Мужчины (n=78), p ₁ , M±SD	Женщины (n=66), p ₂ , M±SD	p ₁ -p ₂	Все обследо- уемые (n=144), M±SD
L (длинник) max (мм)	51,0±5,8	47,0±5,0	0,01*	49,0±5,7
L (длинник) min (мм)	41,0±6,8	38,0±6,1	0,09	39,0±6,6
Lp (мм)	46,0±6,9	43,0±5,7	0,06	44,0±6,5
S, max (мм)	18,1±3,47	15,5±2,7	0,007*	16,7±3,3
S, min (мм)	11,4±2,6	9,6±2,5	0,03*	10,4±2,7
S.p (мм)	14,4±3,2	12,5±2,9	0,04*	13,3±3,1
S,max (мм)	17,7±3,5	15,5±2,0	0,01*	16,5±3,0
S,min (мм)	12,0±2,9	9,9±2,0	0,007*	10,9±2,6
S.p (мм)	15,0±3,0	12,1±2,2	0,0006*	13,4±2,9
Vmax (мл)	52,0±15,0	44,0±9,0	0,03*	48,0±13,0
Vmin (мл)	27,0±9,4	21,0±6,6	0,03*	24,0±8,4
Vp (мл)	38,0±10,0	30,0±7,5	0,01*	34,0±9,8

Примечание: * – статистически значимые различия показателей в сравниваемых группах

Таблица 3

ЭхоКГ-характеристики функции ЛП у здоровых

Функциональные показатели ЛП	Мужчины (n=78), p ₁ , M±SD	Женщины (n=66), p ₂ , M±SD	p ₁ -p ₂	Общая группа (n=144) M±SD
Пассивный объем (ПО, мл)	14,0±8,5	13,0±6,6	0,8	13,9±7,6
Фракция ПО (%)	25,0±11,0	31,0±13,0	0,1	28,6±12,4
Активный объем (АО, мл)	10,0±4,0	8,7±4,0	0,08	9,7±4,2
Фракция АО (%)	29,0±11,0	29,0±13	0,8	29,0±12,2
Объем заполнения (ОЗ, мл)	24,0±8,5	22,0±5,7	0,3	23,0±7,1
Индекс расширения (ИР)	1,0±0,58	1,1±0,49	0,5	1,01±0,5

Таблица 4

ЭхоКГ-характеристики глобальной механической функции ЛП у здоровых

Показатель	Позиция 4-камер	Позиция 2-камер
Vel, см/с	2,5±0,5	2,6±0,6
S, %	-3,6±1,3	-3,7±1,4
SR, с ⁻¹	-1,6±0,5	-1,8±0,6

Такие параметры, как максимальный длинник ЛП, максимальная, минимальная и p-площади ЛП, максимальный, минимальный и p-объемы ЛП были достоверно меньше у женщин по сравнению с мужчинами. Однако по основным характеристикам функции ЛП статистической разницы в зависимости от пола не выявлено. Обнаружена умеренная корреляция возраста обследуемых и максимального объема ЛП ($R_s=0,63$, $p=0,01$), возраста и переднезаднего размера ЛП ($R_s=0,6$, $p=0,048$) и слабая корреляция возраста и p-объема ЛП ($R_s=0,26$, $p=0,5$).

При изучении ЭхоКГ-показателей 144 обследованных здоровых мы получили следующие данные, характеризующие глобальную механическую функцию ЛП (табл. 4).

Показатели глобальной (суммарной для всех фаз деятельности ЛП) продольной скорости смещения, деформации и скорости деформации из позиций четырех и двух камер достоверно не различались ($p>0,05$ для всех показателей). Выявлена сильная обратная корреляция возраста обследуемого и глобальной продольной деформации ЛП ($R_s=-0,81$, $p=0,02$), умеренная обратная корреляция глобальной деформации ЛП и максимального объема ЛП ($R_s=-0,51$, $p=0,04$), p-объема ЛП и продольной скорости смещения ($R_s=-0,71$, $p=0,04$), минимального объема ЛП и скорости деформации ($R_s=-0,66$, $p=0,01$), максимального объема ЛП и скорости деформации ($R_s=-0,6$, $p=0,03$). Не выявлено корреляционной связи площади поверхности тела пациента и показателей продольной скорости смещения, деформации и скорости деформации, тогда как анализ данных геометрических характеристик ЛП обнаружил тесную связь с площадью поверхности тела (ППТ – максимальный объем ЛП, $R_s=0,76$, $p=0,02$; ППТ – максимальный длинник ЛП, $R_s=0,63$, $p=0,04$, ППТ – максимальная площадь ЛП в позиции 4 камер, $R_s=0,6$, $p=0,01$ и ППТ – максимальная площадь ЛП в позиции 2 камер, $R_s=0,5$, $p=0,02$). Следовательно,

Таблица 5

Региональные показатели механической функции ЛП

Область исследования ЛП	Зубец P (насос)	Q (всасывание)	QRS-T (накопление)	T-PVRT (протекание)
Vel боковая, см/с	0,8±0,83	0,74±2,6	2,4±1,3	0,7±0,5
Vel МПП, см/с	1,3±1,9	0,01±1,8	0,01±1	1,7±1,1
Vel крыша, см/с	0,19±0,6	0,14±1,4	0,2±1,2	0,19±0,5
Vel нижняя, см/с	0,6±1,2	0,71±5,2	0,46±1,3	0,2±1,0
Vel передняя, см/с	0,63±1,5	0,17±2,2	1,4±1,6	0,4±1,7
S боковая, %	-8,1±2,1	1,8±0,8	31±3,2	24±2,8
S МПП, %	-14,3±1,9	-0,28±0,5	52±4,2	40±3,8
S крыша, %	-1,72±9,0	-0,9±2,9	7,9±2,0	8,8±1,9
S нижняя, %	-14,4±2,0	-1,1±1,0	49±3,6	41±3,5
S передняя, %	-19,7±2,2	2,4±1,5	39±3,4	33±3,1
SR боковая, с ⁻¹	-0,3±3,8	2,4±1,5	2,7±1,0	0,23±0,83
SR МПП, с ⁻¹	-0,25±5,9	0,94±6,5	1,2±0,8	0,4±0,7
SR крыша, с ⁻¹	-0,18±0,88	0,41±1,7	0,49±2,6	0,21±0,7
SR нижняя, с ⁻¹	-0,44±3,4	0,16±1,5	1,9±0,9	0,38±1
SR передняя, с ⁻¹	-0,32±2,6	0,29±1,3	1,68±0,9	0,26±0,8

показатели глобальной механической функции ЛП у здоровых взрослых лиц не зависят от ППТ, в отличие от геометрических характеристик, зависящих от ППТ.

Региональные показатели демонстрируют вклад скорости продольного смещения, деформации и скорости деформации каждого сегмента ЛП (табл. 5) в разные фазы цикла работы ЛП.

Максимальная скорость продольного смещения выявлена в фазу накопления ЛП для сегментов боковой стенки (2,4±1,3 см/с); максимальная скорость деформации – у сегментов боковой (2,7±1,0 с⁻¹), нижней (1,9±0,9 с⁻¹) и передней (1,68±0,9 с⁻¹) стенок ЛП в фазу накопления ЛП. Максимальная отрицательная продольная деформация ЛП обнаружена у сегментов нижней (-14,4±2%), передней (-19,7±2,2%) стенок ЛП и межпредсердной перегородки (-14,3±1,9%). Таким образом, вклад именно этих сегментов в большей степени обуславливает механическую деформацию в систолическую фазу ЛП. Интересным представляется нам зафиксированный разнонаправленный характер деформации стенок

предсердия в фазу всасывания: межпредсердная перегородка (-0,28±0,5%), сегменты нижней стенки ЛП (-1,1±1%) и крыши предсердия (-0,9±2,9%) в эту фазу все ещё отрицательные, то есть в них происходит укорочение, тогда как деформация сегментов боковой (1,8±0,8%) и передней (2,4±1,5%) стенок ЛП положительная, следовательно, там происходит растяжение. Данные различия деформации в рамках одной фазы направлены на оптимизацию всасывания за счёт улучшения наполнения предсердия. Максимальная позитивная деформация выявлена в фазу накопления предсердия с наибольшим вкладом межпредсердной перегородки (52,0±4,2%), сегментов нижней (49,0±3,6%) и передней (39,0±3,4%) стенок ЛП. Показатели крыши ЛП продемонстрировали более низкие значения скорости деформации и деформации во все фазы работы ЛП. Вероятно, это связано с расположением в глубоком пласте миокарда крыши предсердия кольцевидных пучков, которые охватывают устья легочных вен (их функция заключается в активном раскрытии устьев легочных вен), тем самым не дают произойти деформации в продольном направлении. Петлеобразные пучки располагаются более вертикально и достигают гребенчатые мышцы, поэтому отмечаются более высокие цифровые значения региональных показателей боковой, нижней стенок ЛП, а также межпредсердной перегородки.

Выявлена сильная прямая корреляционная связь показателей деформации в фазу протекания (в момент поступления крови из ЛЖ в раннюю диастолу) и деформации в фазу сокращения для сегментов передней ($R_s=0,81, p=0,01$) и нижней ($R_s=0,83, p=0,02$) стенок ЛП. Получена корреляция умеренной силы показателей деформации в фазу накопления и деформации в фазу сокращения для тех же сегментов (для сегментов передней – $R_s=0,53, p=0,04$, нижней – $R_s=0,5, p=0,05$) стенок ЛП. Следовательно, чем больше положительная

деформация сохраняется в фазу накопления и, в большей мере, в фазу протекания, тем больше отрицательная деформация в фазу сокращения предсердия. Значит, эффективность механической систолы ЛП зависит от деформационных растяжимых свойств предсердия.

Точная и доступная для повседневной практики ЭхоКГ-оценка механических свойств ЛП остается актуальной для современной кардиологической практики как с точки зрения получения данных о функции предсердия, так и с позиции интерпретации и информативности результатов. Конвенциональный методологический подход к оценке функции ЛП базируется только на циклическом измерении его размеров и объемов. Общеизвестно, что размеры и объемы ЛП являются независимыми прогностическими показателями сердечно-сосудистых событий, однако геометрические изменения не достаточно хорошо характеризуют функцию ЛП, так как зависят от уровня волеми и не отражают механических аспектов деятельности предсердия в различные фазы сердечного цикла [8, 11]. Оценка скорости, продольной деформации и скорости деформации ЛП необходима в связи с тем, что лишь эти показатели демонстрируют механическую функцию предсердия [4]. Проведенное исследование показывает циклическое изменение показателей деформации ЛП во все фазы сердечного цикла и характеризуется максимальной положительной деформацией (то есть удлинением, растяжением) в фазу накопления и протекания (максимально – в фазу накопления) и отрицательной деформацией (то есть укорочением, сокращением) в насосную фазу. Показано, что во время фазы всасывания, которая следует за фазой сокращения, ряд сегментов предсердия продолжают отрицательную деформацию, что способствует лучшему наполнению предсердия. Вклад стенок предсердий в циклическую работу значительно варьируется: максимально подвержены деформации сегмен-

ты нижней, передней стенок ЛП, в меньшей степени – боковой стенки ЛП. Значительные значения деформации демонстрирует межпредсердная перегородка, тогда как показатели деформации крыши ЛП – самые низкие.

Количественный анализ тканевого доплеровского изображения с помощью измерения сегментарной и глобальной скорости движения всё более широко используется для оценки механической функции миокарда. В настоящее время большое количество эхо-сканеров экспертного класса имеют собственные программы (*soft*) для получения показателей механической функции. Они различаются по способу получения данных, возможностям их постобработки и, наконец, по получаемым значениям показателей скорости и скорости деформации. Векторный анализ скорости движения эндокарда ЛП и его продольной деформации является адекватной количественной ЭхоКГ-методикой, требующей только одного кадра отслеживания эндокардиальной границы для извлечения полного объема данных обо всем цикле. Одним из преимуществ *VI* является простота и скорость получения данных: на 62% снижаются временные затраты по сравнению с двухмерной ЭхоКГ [14].

К настоящему времени методики оценки показателей деформации ЛП не стандартизированы с точки зрения интерпретации и воспроизводимости получения данных с различных ЭхоКГ-сканеров. Следует отметить, что полученные нами значения глобальной и локальной деформации и скорости деформации при использовании технологии *VI* не в полной мере сопоставимы с таковыми, получаемыми при отслеживании пятен серой шкалы ультразвукового изображения миокарда, где используются другие подходы. При первом варианте получения данных проводится от начала комплекса *QRS* ЭКГ с регистрацией максимального положительного продольного стрейна интегрально по 12 сегментам, отражающим фазу накоп-

ления. Пиковая позитивная деформация ЛП является индикатором растяжимости предсердия, то есть его резервуарной функции. При сравнении полученных нами значений локального максимального положительного стрейна в фазу накопления и данных, представленных M. Cameli по средним значениям продольной деформации ЛП у здоровых лиц при регистрации данных от начала комплекса *QRS* на ЭКГ, порядок цифр сопоставим [4]. Однако оценка всех прочих фаз циклической работы ЛП (как глобально, так и локально) при описанном M. Cameli et al. способе невозможна. При втором варианте, предложенном R. M. Saraiva для изучения деформации ЛП методом двухмерного отслеживания пятен, регистрация данных проводится от зубца *r* на ЭКГ с оценкой первого отрицательного пика (систола предсердия) и второго положительного пика (фаза протекания) [15]. Но и при таком способе интегральная оценка четырех фаз деятельности предсердия невозможна. Следовательно, диапазон получаемой информации методами двухмерного отслеживания пятен, по сравнению с технологией *VI*, ограничен.

Продольная деформация и скорость деформации ЛП являются более ранними маркерами при сердечно-сосудистых заболеваниях, по сравнению с изменением размеров и объемов предсердия [1]. Как показано в исследованиях Z. Guan et al., параметры механической функции ЛП снижаются прежде, чем произойдет увеличение объема предсердия [7]. Аналогичные данные получены в работе P. A. Gerard et al., продемонстрировавших снижение показателей резервуарной и пассивной кондуктивной фаз ЛП при отсутствии увеличения размеров и объемов ЛП и уменьшение показателей систолической фазы ЛП при увеличении размеров и объемов ЛП [5]. Особенно важными являются возможности векторного анализа скорости деформации и деформации в оценке механического аспекта, отражающего кондуктивную функцию ЛП в раннюю диастолу,

в наибольшей степени зависящую от compliance ЛЖ [3]. Следовательно, изменения механической функции ЛП (продольной деформации и скорости деформации) предшествуют геометрическим. Однако в нашей работе не выявлено существенных изменений деформации, связанной с возрастом, тогда как геометрические характеристики ЛП увеличивались пропорционально возрасту и ППТ. Возможно, это связано с некоторыми компенсаторными механизмами, значение которых еще предстоит установить.

Не ясно, какое клиническое значение имеет оценка показателей деформации ЛП, и есть ли существенные преимущества этого дополнительного метода исследования по сравнению со стандартными измерениями размеров и объемов предсердия. Однако имеющиеся на сегодняшний день исследования свидетельствуют о потенциальной пользе неинвазивной оценки механического аспекта функции ЛП методом *VI* [4, 14]. Получение диапазона нормальных значений показателей механической функции ЛП у здоровых имеют не только теоретическое значение; изучение показателей деформации может использоваться как инструмент количественной характеристики функции ЛП у пациентов с ИБС, нарушениями ритма сердца, артериальной гипертензией и многими другими сердечно-сосудистыми заболеваниями.

Выводы

1. Полученные данные векторного анализа скорости деформации и продольной деформации могут быть использованы как нормативные для оценки глобальной и региональной механической функции ЛП.

2. Использование векторного анализа скорости движения эндокарда дает возможность объективно и количественно оценивать механическую функцию ЛП тремя параметрами: продольной скоростью смещения, деформацией и скоростью деформации как

глобально (во все фазы работы предсердия), так и в каждую фазу цикла и в любой точке предсердия (локально) – в зависимости от поставленных перед исследователем задач.

3. Максимальная отрицательная продольная деформация происходит в фазу сокращения ЛП у сегментов нижней, передней стенок предсердия – основных «участников» механической систолы предсердия в норме.

4. Максимальная положительная продольная деформация отмечается у сегментов нижней и передней стенок ЛП и МПП в фазу накопления предсердия.

5. Положительная деформация в фазу накопления и протекания определяют эффективность отрицательной деформации в систолическую фазу ЛП.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Алехин М.Н.* Ультразвуковые методы оценки деформации миокарда и их клиническое значение. М.: Видар-М 2012; 88.
2. *Anwar A. M., Soliman O. I., Geleijnse M. L.* Assessment of left atrial volume and function by real-time three-dimensional echocardiography. *J. Cardiol.* 2008; 123: 155–161.
3. *Arat M., Sokmen Y., Altay H.* Left and right atrial myocardial deformation properties with an atrial septal defect. *Echocardiogr.* 2008; 25: 401–407.
4. *Cameli M., Caputo M., Mondillo S.* Feasibility and reference values of left atrial longitudinal strain imaging by two-dimensional speckle tracking. *Cardiovascular ultrasound* 2009; 8: 7–8.
5. *Gerard P. A., John S. G., Alice M. A.* Left atrial volume and geometry in healthy aging. *The cardiovascular healthy study. Circ. Cardiovascular imaging* 2009; 2: 282–289.
6. *Grant C., Bunnell I. L., Greene D. G.* The reservoir function of the left atrium during ventricular systole. *Am. J. Med.* 1964; 37: 36–43.
7. *Guan Z., Zhang D., Huang R.* Association of left atrial myocardial function with left ventricular diastolic dysfunction in subjects with preserved systolic function: a strain rate imaging study. *Clin. Cardiol.* 2010; 33: 643–649.
8. *Kizer J., Bella J. N., Palmieri V.* Left atrial diameter as an independent predictor of first clinical cardiovascular events in middle-aged and elderly adults: the strong heart study (SHS). *Am Heart J.* 2006; 151: 412–418.
9. *Lang Roberto M., Bierig M., Richard B.* 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. *J. Am. Soc. Echocardiogr* 2005; 18: 1440–1463.
10. *Leung D. Y., Boyd A.* Echocardiographic evaluation of left atrial size and function: current understanding, pathophysiologic correlates, and prognostic implications. *Am. Heart J.* 2008; 156: 1056–1064.
11. *Mor-Avi V., Lang R. M., Badano L. P.* Current and evolving echocardiographic techniques for the quantitative evaluation of cardiac mechanics: ASE/EAE consensus statement on methodology and indication endorsed by the Japanese Society of Echocardiography. *Eur. J. Echocardiogr* 2011; 3: 167–205.
12. *Stefanadis C. J., Dernellis J., Toutouzas P.* A clinical appraisal of left atrial function. *Eur. Heart Journal* 2001; 22: 22–36.
13. *Ujino K., Barnes M. E., Cha S. S.* Two-dimensional echocardiographic methods for assessment of left atrial volume. *Am. J. Cardiol.* 2006; 98: 1185–1188.
14. *Valocik G., Druzbacká L., Valocikova I.* Velocity vector imaging to quantify left atrial function. *Int. J. Cardiovasc. Imaging* 2010; 26 (6): 641–649.
15. *Saraiva R. M., Demirkol S., Buakbamsri A.* Left atrial strain measured by two-dimensional speckle tracking represents a new tool to evaluate left atrial function. *J. Am. Soc. Echocardiogr* 2010; 23: 172–180.

Материал поступил в редакцию 17.12.2013