Кулагина Т. Ю.¹, Беленков Ю. Н.², Сандриков В. А.¹

¹ ФГБНУ «Российский научный центр хирургии им. акад. Б. В. Петровского», Москва, Россия

² ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет им. И. М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), Москва, Россия

Новые алгоритмы оценки функции миокарда по данным эхокардиографии

Ключевые слова: эхокардиография, функция левого желудочка, векторный анализ, внутрисердечные потоки крови.

Ссылка для цитирования: Кулагина Т.Ю., Беленков Ю.Н., Сандриков В.А. Новые алгоритмы оценки функции миокарда по данным эхокардиографии. Кардиология. 2019;59(11):48–55.

Резюме

Статья посвящена новому методологическому подходу к оценке функции миокарда и левого желудочка в целом с помощью современных методов обработки ультразвуковых изображений, получаемых с помощью эхокардиографии. Представлены теоретические предпосылки для разработки нового направления и математические выкладки, на основе которых получены количественные параметры оценки функции миокарда и потоков крови внутри полостей сердца. Основополагающим принципом в оценке этих параметров послужило использование фазовой структуры сердечного цикла.

Kulagina T. Yu.¹, Belenkov Yu. N.², Sandrikov V. A.¹

¹ Petrovsky National Research Centre of Surgery, Moscow, Russia

² Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russia

New Algorithms for Evaluation Myocardial Function According to Echocardiography

Keywords: echocardiography; left ventricular function; vector analysis technique; intracardiac blood flows. For citation: Kulagina T. Yu., Belenkov Yu. N., Sandrikov V. A. New Algorithms for Evaluation Myocardial Function According to Echocardiography. Kardiologiia. 2019;59(11):48–55.

SUMMARY

The article is devoted to the novel methodological approach to assessment of function of the myocardium and the left ventricle as a whole with the help of modern methods of processing ultrasound images obtained by echocardiography. It contains presentation of theoretical prerequisites for elaboration of a new direction, as well as mathematical computations basing on which quantitative parameters for assessment of myocardial function and blood flows within chambers of the heart were obtained. The fundamental principle in assessing these parameters was the use of the phase structure of the cardiac cycle.

Information about the corresponding author: Kulagina Tatyana Yu. - MD. E-mail: takula@list.ru

Феноменологические закономерности функции сердца во многом определяются состоянием и работой его мышечных волокон в пространстве координат длина– сила–скорость–время [1]. Как правило, изменения в механизмах регуляции функции сердца в норме и при патологии носят адаптивный характер. Это гиперфункция, гипертрофия, перегрузка сердца объемом, сопротивлением и коронарная недостаточность. Все они могут привести к острой и хронической сердечной недостаточности [2, 3]. Тем не менее существуют разногласия в интерпретации и оценке функции сердца, что приводит к трудностям в определении характеризующих их параметров.

Известно, что сокращение сердца сопровождается циклическими изменениями его объемов и конфигу-

раций, которые отражают механическую деятельность этого органа. Вполне естественно, что между геометрией этих изменений и внутрисердечной гемодинамикой должна прослеживаться количественная взаимосвязь. Объективная регистрация сокращений сердца с одновременной оценкой гемодинамики служит ключом к анализу поцикловой работы сердца. Однако на практике проблема заключается в том, что точная документация стереометрической динамики достаточно сложна. Изучение линейных и нелинейных характеристик сокращений сердца выполняли с помощью построения и оценки векторов смещения. Отдавая себе отчет в сложности проблемы, мы подошли к ее решению с новых позиций, позволивших на основе регистрации локальных изменений скорости

∫ обзоры

смещения миокарда воссоздавать целостную картину механики сердца не только по направлению и величине векторов, но и с помощью построения диаграмм.

Ультразвуковые методы исследования в настоящее время обладают наибольшим преимуществом перед другими методами (неинвазивность, радиологическая безопасность и пр.), а знание физических свойств ультразвука, а также использование различных физических и медикаментозных нагрузок дает возможность получения достаточного представления о функции миокарда и сердца в целом. Таким образом, данное направление, несомненно, является перспективным со многих точек зрения и, в первую очередь, это возможность точного диагноза и оценки функции миокарда на текущий момент исследования [4, 5].

Цель исследования: разработка новых методологических подходов в оценке функции миокарда левого желудочка (ЛЖ) по данным эхокардиографии с учетом поцикловой работы сердца.

Анализ и методика алгоритмов оценки функции миокарда

Работа основана на клинических исследованиях с патологией сердца более чем у 2 тыс. пациентов (приобретенные пороки сердца, ишемическая болезнь, гипертрофическая и дилатационная кардиомиопатия), а также более 100 здоровых добровольцах. В исследовании использовали приборы Vivid E9.

Метод слежения за движением контура ЛЖ по образующим его точкам на сериях ультразвуковых изображений

Рассматривая движение точки на серии ультразвуковых изображений, мы подразумеваем слежение за отдельными спекл-структурами изображений (рис. 1).

Фрагмент перегородки желудочка (с увеличением) на двух соседних кадрах динамической серии отражает следующую картину: часть пикселей, которые образуют текстурные (пятнистые) или спекл-структуры, на изображении находятся в движении, т. е. существуют сдвиг и изменение формы текстурных образований при смене кадров. На двух соседних кадрах обведены исходный и измененный (из-за движения) спеклы ультразвукового изображения. Считается, что движение спеклов на ультразвуковом изображении совпадает с движением тканей в исследуемой области.

В настоящее время существует несколько математических методов слежения за объектами на динамических сериях изображений. Идеология всех этих методов представляется в виде решения задачи на поиск минимума функционала, представляющего разность между последовательно расположенными изображениями серии. Пусть яркость пикселя в точке (x, y) на кадре с индексом п будет обозначаться In (x, y). Тогда при рассматривании небольшой области спекла вокруг точки (x, y) на двух соседних кадрах возможно минимизировать следующую функцию:

 $Y(x, y) = \sum_{\alpha} (I_n(x + \Delta x, y + \Delta y) - I_{n+1}(x, y))^2$ [1], где Ω – небольшая (сопоставимая с размером спекла) прямоугольная область на изображении вокруг точки (x, y). Под минимизацией функционала подразумевается необходимость найти такие значения Δx и Δy , чтобы функция Y (x, y) приняла минимальное значение. Структура спеклов является достаточно гладкой, однако для более надежной работы и избавления от случайных шумов изображения перед обработкой сглаживаются фильтром Гаусса.

Основная проблема слежения за контуром эндокарда желудочка состоит в том, что ультразвуковой сигнал нестабилен на протяжении всего цикла сокращения. В различные фазы сокращения определенные сегменты могут сильно деформироваться, и точки, за которыми производится слежение, могут сближаться настолько, что, с точки зрения алгоритма слежения, они сливаются. Разработан метод, который сохраняет гладкость контура и удерживает точки, не позволяя им как соединяться, так и «разбегаться» друг от друга. С подобной задачей хорошо справляется сглаживание ядром Гаусса, только в дан-

Рисунок 1. Детализация спекл-структур ультразвукового изображения (с использованием увеличения) в области перегородки левого желудочка (А), отслеживание движения спекл-структуры миокарда в выбранной области: оконтуренная область спекл-структуры (Б), она же видоизмененная в последующем кадре (В)



ном случае необходимо на каждой итерации алгоритма сглаживать как пространственное положение точек, так и временное (из соображений, что на двух ближайших по времени регистрации изображениях скорость движения точки меняется незначительно).

обзоры

Пусть $P_N(J)$ – координата J-й точки контура на изображении с индексом N, а G – ядро Гаусса с размером M, тогда сглаживание по пространственным координатам может быть описано соотношением:

$$P_{N}(J) = \frac{1}{M} \sum_{K-1}^{M} G(K) \times P_{N}(J + K - \frac{M}{2})$$
[2].

Такое же соотношение, только для временно́го сглаживания, будет иметь вид:

$$P_{N}(J) = \frac{1}{M} \sum_{K=1}^{M} G(K) \times P_{(N+K-\frac{M}{2})}(J)$$
[3].

Как видно из последнего соотношения, сглаживание по времени применяется после того, как становятся известны координаты контура на ближайших М-изображениях к кадру с индексом N.

Путем автоматического, интерактивного сегментирования описывается контур ЛЖ на динамических сериях ультразвуковых изображений (рис. 2, А). Построенный контур в каждом из апикальных сечений разбивается на 6 сегментов (рис. 2, Б) в соответствии с принятой 18-сегментной моделью анатомического строения ЛЖ (2 базальных, 2 срединных и 2 верхушечных сегмента):

При сканировании из апикальной позиции верхушечные сегменты ЛЖ находятся ближе всего к датчику, который плотно прилегает к поверхности тела, и совершают синхронные с датчиком движения. По этой причине получается, что верхушечные сегменты сердца как бы выключаются из сокращения, что не соответствует общепринятым представлениям о движении и сокращении верхушки желудочка. Чтобы включить в рассмотрение движение верхушки, мы перевели систему отсчета движения контура желудочка из точки контакта датчика с поверхностью тела в точку центра масс контура ЛЖ. Движение центра масс желудочка определяется соотношением:

$$M_N(x, y) = \frac{1}{J} \sum_J P_N(x, y) \qquad [4],$$

где ј – точки контура. Это позволяет оценивать скорость движения центра масс контура желудочка и более корректно рассматривать движение верхушечных сегментов наравне с остальными сегментами.

По информации о движении сегментов рассчитываются следующие параметры: скорость смещения миокарда (в каждом из сегментов); нормальная составляющая скорости смещения миокарда; тангенциальная составляющая скорости смещения миокарда; конечный систолический и конечный диастолический объемы ЛЖ; скорость и ускорение изменения объема полости ЛЖ; размер длинной оси ЛЖ; скорость изменения длинной оси ЛЖ в течение сердечного цикла и др.

Получаемая информация позволяет выполнять расчеты вращательного движения сердца и приблизиться к оценке силы сокращения миокарда через кинетическую энергию. Идеологически данное исследование связано с физиологическими и физическими свойствами сердца. Вязкоупругие свойства миокарда могут быть оценены по следующим параметрам: релаксация напряжения при постоянной деформации; изменение деформации при постоянной нагрузке; определение циклических «деформаций»; скорость распространения механических волн. По скорости вектора движения контура в зависимости от периода сердечного цикла определено 3 типа





А – сегменты левого желудочка с цветной маркировкой точек: 1 и 6 – базальный отдел; 2 и 5 – срединные сегменты; 3 и 4 – верхушечные сегменты: Б – кривые векторов скоростей смещения миокарда у здорового человека в течение одного сердечного цикла. Вертикальные маркеры: белые пунктирные линии соответствует обозначенным фазам, красная линия соответствует максимальному изгнанию (шкала справа отражает скорости в текущий момент времени). По оси Х – частота кадров в одном кардиоцикле, по оси У – скорость смещения миокарда (мм/с). Цвет векторов: желтый – перегородочный базальный сегмент; голубой – перегородочный средний; зеленый – перегородочный верхушечный; синий – боковой средний; красный – боковой базальный.

Рисунок 3. Типы сокращения миокарда: продольный (А), поперечный (Б) и смешанный (В) в фазу максимального изгнания



сокращения сердечной мышцы: продольный; поперечный и смешанный (рис. 3).

При этом максимальный угол ротации (ϕ) наблюдается только в период изгнания. Действительно, во время систолы срединный уровень миокарда вращается в противоположную сторону по сравнению с базальным отделом и верхушкой. При этом углы ротации в эндокардиальных и эпикардиальных слоях направлены также в противоположном направлении. Такое сокращение миокарда приводит к направленному изменения потоков крови во время систолы желудочков.

Вектор скорости движения точки контура определяется из соотношения:

$$V_{N}(J) = \frac{P_{N+1}(J) - P_{N}(J)}{\Delta t}$$
[5],

где время между кадрами Δt определяется по данным, сохраняемым вместе с ультразвуковой серией изображений, в стандарте DICOM.

На экране монитора отображается динамическая серия движения стенок ЛЖ за сердечный цикл, графики, характеризующие движение контура, годографы, средства управления с отображением информации, вычислением и графическим представлением характеристик сокращения миокарда.

Графики с кривыми разного цвета описывают характеристики различных сегментов желудочка; графики, отображающие одну кривую, – интегральную характеристику желудочка сердца.

Известно, что миокард – неоднородная сферическая оболочка, в связи с чем эластическая жесткость стенки миокарда желудочка зависит от напряжения, относительного объема миокарда, а также от величины объемной жесткости (Vdp/dv). Имея в своем распоряжении значения скорости смещения миокарда, а также скорости изменения объема и заполнения желудочка, мы дополнительно оценивали скорости по векторам – нормальную (V_n) и тангенциальную (V_t) .

Для определения проекций скорости вдоль контура желудочка находим прямую, которая наилучшим образом совпадает с касательной к контуру прямой. Эта прямая задает ось для вычисления тангенциальной составляющей вектора скорости (V_t). Перпендикулярная прямая к найденной прямой задает ось для вычисления нормальной составляющей вектора скорости (V_n):

$$V_{t}(J) = V_{N}(J) \times cos(a)$$

$$V_{N}(J) = V_{N}(J) \times sin(a)$$
[6]

Пара кривых V_t и V_n для любой точки контура задает точное направление и величину вектора скорости смещения миокарда. При этом скорость V_t определяет скорость движения вдоль длинной оси $\Lambda \mathcal{K}$, а скорость V_n определяет движение сегмента внутрь или наружу от полости желудочка.

Используя новый подход к оценке сокращения миокарда, мы выполнили обработку двухмерных серошкальных изображений в разработанной программе исследования скорости смещения миокарда.

Для более детальной оценки сократительной функции проведен поцикловый анализ сердечной механики. Он не только подразумевает временной анализ собственного движения, но включает также механику сокращения и расслабления стенок сердца, изменения его объемов и геометрии наружной и внутренней поверхности во все периоды сердечного цикла (рис. 4).

В фазу изоволюмического напряжения (см. рис. 4, Б) поддерживается постоянство объема и не отмечается выраженной динамики геометрии внутренних и внешних поверхностей сердца. Направление векторов ориентировано относительно верхушки ЛЖ, при этом длина и значение векторов небольшие.

В фазу максимального изгнания (см. рис. 4, В) мы видим максимально большие значения векторов и их длины, а направление векторов строго ориентировано к верхушке ЛЖ.

Фаза изоволюмического расслабления (см. рис. 4, Γ) – энергозависимый процесс, во время которого происходит обеспечиваемое АТФ расхождение актиномиозиновых нитей с уменьшением активных деформаций кардиомиоцитов. Однако на этом этапе имеются явления активного изменения геометрии желудочков, т. е. часть явлений не сводится к пассивному расслаблению миокарда. В этот период векторы смещения имеют минимальные значения и направлены к основанию сердца в базальном отделе. В фазу ранней диастолы (см. рис. 4, Д) все векторы сегментов ЛЖ направлены к основанию сердца, тем самым ЛЖ как бы «руками захватывает» притекающий объем крови. Таким образом, отмечается присасывающий момент сердца.

Для описания и оценки особенностей локальной сократимости ЛЖ в норме и при патологии, кроме количественной оценки скоростей смещения миокарда в каждом из сегментов ЛЖ, определялось время для каждого из сегментов. Этот анализ предлагается в качестве инструмента количественной оценки диссинхронности сокращения сегментов ЛЖ.



Рисунок 4. Поцикловый анализ сердечной механики



Схематичное изображение фазовой структуры сердечного цикла (из М. Noble. Circ Re 1968;23:663-670). (А) Норма. Векторы смещения миокарда: в фазу изоволюмического напряжения (Б – точки 1–2); в фазу максимального изгнания (В – от точки 2); в фазу изоволюмического расслабления (Г – точки 3–4); в фазу ранней диастолы (Д – от точки 4). Цвет векторов: желтый – перегородочный базальный сегмент; голубой – перегородочный средний; зеленый – перегородочный верхушечный; малиновый – боковой верхушечный; синий – боковой средний; красный – боковой базальный. Цвет векторов соответствует цвету кривых.



Рисунок 5. Кривые скоростей смещения миокарда у здорового человека в фазу максимального изгнания (А) и ранней диастолы (Б) за один сердечный цикл (маркеры)

Вертикальный маркер (красная линия) соответствует обозначенным фазам. По оси X – частота кадров, по оси У – скорость смещения. Цвет кривых см. обозначения к рис. 2, 4

На рис. 5 отражены кривые скоростей смещения миокарда за один сердечный цикл. Каждый сегмент АЖ кодируется определенным цветом соответственно 18-сегментной модели. Устанавливается вертикальный маркер (красная линия) на интересующую фазу или пик, в результате регистрируются количественные значения скорости на текущий момент.

Диаграмма поток–объем

Для поциклового анализа механики сердца применили новый метод регистрации деформаций эпикарда, основываясь на построении двух- и трехмерных рабочих диаграмм [1, 6].

Диаграмма (рис. 6) представляет собой график, показывающий взаимосвязанные процессы по изменению



Рисунок 6. Диаграммный метод оценки механики сердца за сердечный цикл

А – схема диаграммы поток–объем. ОМК – открытие митрального клапана; ЗАК – закрытие аортального клапана; ОАК – открытие аортального клапана; Б – диаграмма поток–объем. По оси абсцисс – значения объема левого желудочка (мл), по оси ординат – скорость изменения объема (мл/с); В – диаграмма, описывающая изменение геометрии и величины длинной оси желудочка сердца за цикл; Г – изменение нормальных скоростей сегментов в зависимости от изменения объема.

двух параметров, характеризующих процесс сокращения сердца во время сердечного цикла.

Диаграмма строится автоматически по временны́м графикам параметров. Годограф представляет собой замкнутую кривую, описывающую фазы систолы (часть кривой, расположенная под осью абсцисс) и диастолы (верхняя часть кривой, расположенная над осью абсцисс). Фазы определяются автоматически по электрокардиограмме, динамике изменения объема и скорости изменения объема. На диаграмме различными цветами обозначены фазы сокращения и расслабления желудочка.

Диаграмма включает все периоды сокращения, но наиболее значимыми для количественной оценки являются фаза максимального изгнания и фаза ранней диастолы. Вид и форма (ее паттерн) кривой характерны для описания сокращения здорового сердца и имеют значимые отличия при различной патологии.

Площадь (объем ЛЖ) была представлена в виде диаграммы вместе с первой производной (скоростью изменения площади, отражающей поток) с целью получения графика петли для всего желудочка. У петель, созданных таким образом, по оси абсцисс отображены значения объема ЛЖ (см. рис. 6, А), а по оси ординат – скорость изменения объема ЛЖ за единицу времени (dVol/dt). Следовательно, выражения, указывающие на ранний/ поздний диастолический/систолический максимум потоков, означают на самом деле максимум потооков при малых/больших объемах ЛЖ соответственно.

Для раскрытия физиологического смысла диаграммы необходимо ее формализованное описание. С этой целью на диаграмме отмечаем характерные точки, имеющие физиологический смысл: периоды открытия и закрытия клапанов желудочка, систолу левого предсердия и ЛЖ и экстремальное значение давления и длин сегментов миокарда. Экстремальные значения длин сегментов миокарда в норме совпадают с окончанием систолы и диастолы. Максимальное значение длины приходится на область конечных диастолических значений, минимальное – на область конечных систолических.

У здоровых людей диаграмма поток-объем состоит из систолического изменения потока и объема крови, которые приходятся на фазу ранней систолы. При этом самая нижняя точка на диаграмме соответствует систоле (dVol/dt [s]). Диастолические изменения потока и объема при наполнении ЛЖ наблюдаются преимущественно в фазу ранней диастолы или пассивного всасывания.

С одной стороны, полученные изображения характеризуют изменения потока и объема желудочка за сердечный цикл, а с другой – скорости смещения миокарда в базальном, срединном и верхушечном отделах ЛЖ.

Кроме визуальной информации данная диаграмма содержит и количественную информацию, отражающую функцию миокарда и клапанного аппарата сердца. К числу таких критериев, присутствующих в диаграммах, относятся отклонение участков диаграммы, соответствующих заполнению и изгнанию крови из желудочков.

Так, на диаграмме поток–объем разница между конечным диастолическим и конечным систолическим объемами характеризует величину ударного выброса с характеристикой пред- и посленагрузки. Физический смысл диаграммы подразумевает эквивалент работы сердца за один цикл, в связи с тем, что площадь под диаграммой является отражением работы. Такая диаграмма имеет большое

∬ обзоры

значение для понимания механизма сокращения ремоделированного ЛЖ у больных с дисфункцией миокарда. Диаграмма на рис. 6, Г отражает особенности регионарной сократимости ЛЖ и вклад каждого из сегментов в общее изменение объема ЛЖ.

Использование графиков скорости и ускорения изменения объема ЛЖ в течение сердечного цикла позволяет выделить изменения кинетической энергии ЛЖ, ускорения изменения объема ЛЖ и скорости изменения объема ЛЖ.

Количественная характеристика кровотока в $\Lambda \mathcal{K}$

Для количественных характеристик кровотока в ЛЖ выполняли цветовое допплеровское картирование (ЦДК) с полями скоростей изменяющихся потоков внутри полости на протяжении нескольких сердечных циклов. Для верификации, корректировки и оценки турбулентности в ЛЖ регистрировали скорости кровотока в различных отделах ЛЖ – в области фиброзного кольца, срединной и верхушечной областях. Специфика допплеровского исследования имеет ряд ограничений. Во-первых, данная методика позволяет измерить только скорости в направлении к датчику или от датчика. Во-вторых, существует ограничение на максимальную скорость, которую способен определить датчик. Если интервал между импульсами мал, а измеряемая скорость велика, то изменение фазы может превысить полный период и происходит так называемое заворачивание. Для восстановления фазы использовались априорные знания об исследуемом поле. Поскольку исследуемое поле – поток жидкости, то берутся гладкость и непрерывность искомого решения. Для поиска фазы решается задача минимизации функционала с регуляризирующими членами, отвечающими за решения. Минимизация проводится с помощью метода сопряженных градиентов. Выбор параметров метода и анализ результатов его работы были проведены на ультразвуковых снимках пациентов со здоровым сердцем и снимках пациентов с различными заболеваниями [7–10].

ЦДК имеет ограничение на скорость получения кадров – не более 15–20 кадров в секунду при измерении ЛЖ целиком. Для изучения внутрисердечных процессов этой скорости недостаточно. Для исследования потоков снимается видеофайл продолжительностью от 3 до 5 сердечных циклов, по которым генерируется усредненный цикл, содержащий 30 кадров.

Для определения потоков решается уравнение неразрывности жидкости в каждой точке внутри ЛЖ [3]. Предполагается, что наблюдаемые потоки являются двухмерными и лежат в плоскости исследования. Решение, как и при восстановлении фазы, ищется как минимизация функционала, на который накладываются ограничения на гладкость и непрерывность в виде регуляризирующих членов. Сложная геометрия полостей сердца в сочетании с пульсирующим потоком и нестационарным движением створок клапанного аппарата приводят к сложным процессам течения крови. В связи с этим возникает проблема по новому представлению пространственно-временно́й динамики кровотока в полостях сердца у пациентов с сердечной недостаточностью.

В целях определения градиентов давления решается уравнение движения из системы уравнений Навье– Стокса. Для решения уравнения необходимо знать характер течения и вязкость крови. Внешние силы (в данном случае гравитация) не учитывались, поскольку они не оказывают заметного влияния на давление в масштабах ЛЖ. Вязкость крови берется равной 3,88 мПа, что соответствует вязкости крови здорового человека. Для решения уравнения использовалось интегрирование через преобразование Фурье.

Обработка изображений, зарегистрированных в режиме ЦДК, производится в специально разработанном подмодуле программного комплекса «Мультивокс» в автоматизированном режиме (рис.7). После того как были вычислены трехмерные потоки крови, была зафиксирована двухмерная плоскость, для которой было сгенерировано виртуальное ультразвуковое исследование. Плоскость сканирования имитировала 3-камерное положение датчика. Скорость кадров была ограничена до 14,29 кадра в секунду (всего 100 кадров на 7 сердечных циклов). Такая частота кадров является обычной для реальных ультразвуковых исследований в режиме цветовой допплерографии.

В основе анализа лежит информация в виде скорости кровотока, векторов скорости смещения, линии оси кровотока, движения стенок и других переменных в течение сердечного цикла. Основополагающим в оценке этих параметров является использование фазовой структу-

Рисунок 7. Экран монитора персонального компьютера в режиме обработки цветовых допплеровских изображений на этапах оцифровки изображения: слева панель инструментов, в центре – рабочее окно, внизу – загружаемые из базы данных изображения



А – загрузка исходного изображения в рабочее окно программы; Б – оцифрованное изображение с полями скоростей внутри левого желудочка; В – окончательный вариант потоков крови в левом желудочке.

Побзоры

ры сердечного цикла. Реперными точками были выбраны фазы изоволюмического напряжения и расслабления, максимального изгнания, ранней и поздней (систолы предсердий) диастолы, в некоторых случаях для детализации процесса сокращения рассматривали более подробно систолу, выделяя в ней ранний, средний и поздний периоды. Оценивалась турбулентность потоков крови за сердечный цикл и динамика изменения объема ЛЖ.

Заключение

Кроме неоспоримых преимуществ ультразвуковых методов исследования перед другими визуализирующими методами у них есть и некоторые недостатки. Один из недостатков заключается в том, что ультразвуковое изображение является плоскостным (оно представляет собой изображение небольшой толщины сечения исследуемого объекта). Существуют и пространственные методы синтеза ультразвуковых изображений, но пока они дают весьма низкую частоту регистрации и низкое разрешение, т. е. небольшое количество 3D-изображений на сердечный цикл. Второй недостаток заключается в том, что качество получаемых ультразвуковых изображений сердца напрямую связано с ультразвуковым окном локации. Это затрудняет регистрацию изображения движения стенки, пригодного для последующей обработки и анализа.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

- Opie LH. Heart physiology: from cell to circulation. 4th. ed. -Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins; 2004. - 648p. ISBN: 978-0-7817-4278-8
- Belenkov Yu.N. Left ventricular dysfunction in patients with IHD: modern methods of diagnosis, drug and non-drug correction. Russian Medical Journal. 2000;17:685–93. [Russian: Беленков Ю.Н. Дисфункция левого желудочка у больных ИБС: современные методы диагностики, медикаментозной и немедикаментозной коррекции. Русский медицинский журнал. 2000;17:685–93]
- Garcia D, del Álamo JC, Tanné D, Yotti R, Cortina C, Bertrand É et al. Two-Dimensional Intraventricular Flow Mapping by Digital Processing Conventional Color-Doppler Echocardiography Images. IEEE Trans Med Imaging. 2010;29(10):1701–13. DOI:10.1109/ TMI.2010.2049656
- Belenkov Yu.N., Snezhitskiy V.A., Gizatulina T.P., Shpak N.V., Kuznetsov V.A., Martyanova L.U. et al. Update of the Diagnostic Criteria of J-Wave Syndrome: New Concepts and Their Relevance to Cardiology Practice (According to Materials of J-Wave Syndromes Expert Consensus Conference Report: Emerging Concepts and Gaps in Knowledge (2016). Kardiologiia. 2018;58(11):41–52. [Russian: Беленков Ю.Н., Снежицкий В.А., Гизатулина Т.П., Шпак Н.В., Кузнецов В.А., Мартьянова Л.У. и др. Пересмотр диагностических критериев синдромов J-волны: новые концепции и их актуальность для практики кардиолога (по материалам экспертного согласительного документа APHRS/EHRA/ HRS/SOLAEGE 2016 г.). Кардиология. 2018;58(11):41-52] DOI:10.18087/cardio.2018.11.10196

Таким образом, на основании клинических исследований созданы новая концепция и методика оценки функции миокарда, в основе которой лежат скорости смещения миокарда, скорости потоков крови в полостях сердца, характеризующих потенциальную и кинетическую энергию сокращения за сердечный цикл. Построение диаграммы поток-объем - новый неинвазивный метод, позволяющий оценивать насосную функцию сердца, работу сердца за цикл. Скорости изменения объема и длинной оси левого желудочка, регистрируемые в виде диаграмм, являются обобщенными показателями, в полной мере отражающими процесс изменения формы (объема и размера) левого желудочка в течение сердечного цикла. Оценка внутрисердечных потоков крови реалистично характеризует геометрические изменения левого желудочка. Формирование вихревых потоков в полостях сердца связано с сокращением стенок, деформациями миокарда, движением створок клапанного аппарата и отражает взаимосвязь этих процессов на протяжении сердечного цикла. Такой подход дает возможность оценивать энергетические возможности сердца с оценкой производительности (ударный выброс и скорости потока в левом желудочке) у пациентов с клапанной патологией, гипертонической болезнью и ишемическим повреждением миокарда.

- Sengupta PP, Narula J. RV Form and Function: a piston pump, vortex impeller, or hydraulic ram? JACC: Cardiovascular Imaging. 2013;6(5):636–9. DOI:10.1016/j.jcmg.2013.04.003
- Konstantinov B.A., Sandrikov V.A., Kulagina T.Yu. Myocardial deformation and pumping function of the heart. 1st изд. -M.: LLC «Firm STROM»; 2006. - 304р. [Russian: Константинов Б.А., Сандриков В.А., Кулагина Т.Ю. Деформация миокарда и насосная функция сердца. 1-е издание. - М.: ООО «Фирма СТРОМ», 2006. - 304c] ISBN: 978-5-900094-22-7
- Sengupta PP, Pedrizzetti G, Kilner PJ, Kheradvar A, Ebbers T, Tonti G et al. Emerging Trends in CV Flow Visualization. JACC: Cardiovascular Imaging. 2012;5(3):305–16. DOI:10.1016/j. jcmg.2012.01.003
- Sengupta PP, Pedrizetti G, Narula J. Multiplanar Visualization of Blood Flow Using Echocardiographic Particle Imaging Velocimetry. JACC: Cardiovascular Imaging. 2012;5(5):566–9. DOI:10.1016/j.jcmg.2011.09.026
- Sandrikov V.A., Dzemeshkevich S.L., Kulagina T.Yu., Yatchenko A.N., Van E.Yu. Noninvasive registration of turbulent flows in the left ventricle. Pirogov Russian Journal of Surgery. 2013;2:45–8. [Russian: Сандриков В.А., Дземешкевич С.А., Кулагина Т.Ю., Ятченко А.Н., Ван Е.Ю. Неинвазивная регистрация турбулентных потоков в левом желудочке. Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. 2013;2:45-8]
- Yatchenko AM, Krylov AS, Sandrikov VA, Kulagina TYu. Regularizing method for phase antialiasing in color doppler flow mapping. Neurocomputing. 2014;139:77–83. DOI:10.1016/j.neucom.2013.09.060

Поступила 23.03.19 (Received 23.03.19)