

ЧИСЛЕННЫЙ МЕТОД РАСЧЕТА РАБОТЫ СЕРДЦА ПО СЕГМЕНТАРНЫМ КРИВЫМ В ТРЕХ НАПРАВЛЕНИЯХ

Ю. Г. Смирнов¹, Е. А. Гундарев²

^{1, 2} Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

¹ smirnovyug@mail.ru, ² psu.gun@mail.ru

Аннотация. *Актуальность и цели.* Показатели работы левого желудочка (ЛЖ) с учетом сокращения волокон по трем направлениям позволяют моделировать и прогнозировать сократительную способность миокарда без хирургического вмешательства. Изучение работы сердца с учетом биомеханики позволит в клинической практике выявлять на ранних стадиях всевозможные отклонения и своевременно корректировать лечение сердечно-сосудистых заболеваний. Целью настоящего исследования является разработка численного метода для расчета работы сегментов ЛЖ по трем направлениям одновременно. *Материалы и методы.* Исследование пациентов проводилось с помощью УЗИ аппарата «Vivid™ E95» в режиме 4D-визуализации. Для расчета работы как отдельного сегмента, так и всего ЛЖ в целом реализован численный метод. *Результаты.* Разработан численный метод расчета предложенных показателей работы ЛЖ. Проведен сравнительный анализ полученных индексов работы с уже существующими показателями. *Выводы.* Предложенные показатели позволяют оценить эффективность сократительной функции миокарда. Разработанный численный метод расчета индекса работы учитывает все виды деформации: растяжение-сжатие, сдвиг, изгиб, кручение. Сегментарные взаимодействия открывают уникальные возможности для детального изучения сердца.

Ключевые слова: 3DSTE, миокардиальная работа, сегментарная продольная деформация, сегментарная циркулярная деформация, сегментарная радиальная деформация, функция миокарда

Финансирование: работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта «Биомеханика сердца у здоровых и больных острым инфарктом миокарда, исследуемая методом 3D-спекл-эхокардиографии» (№ 19-315-90031\19).

Для цитирования: Смирнов Ю. Г., Гундарев Е. А. Численный метод расчета работы сердца по сегментарным кривым в трех направлениях // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. 2023. № 2. С. 128–143. doi: 10.21685/2227-8486-2023-2-8

NUMERICAL METHOD FOR CALCULATING THE WORK OF THE HEART ALONG SEGMENTAL CURVES IN THREE DIRECTIONS

Yu.G. Smirnov¹, E.A. Gundarev²

^{1, 2} Penza State University, Penza, Russia,

¹ smirnovyug@mail.ru, ² psu.gun@mail.ru

Abstract. *Background.* The index of the work of the left ventricle, taking into account fiber contraction in three directions, allows modeling and predicting myocardial contractility without surgical intervention. The study of the work of the heart, taking into account biomechanics, will allow in clinical practice to identify all kinds of deviations at an early stage and timely correct the treatment of cardiovascular diseases. The aim of this study is to develop a numerical method for calculating the work of LV segments in three directions simultaneously. *Materials and methods.* The study of patients was carried out using the ultrasound machine "VividTM E95" in the 4D imaging mode. To calculate the work of both the specific segment and the entire LV, a numerical method is implemented. *Results.* A numerical method for calculating the proposed indicators of LV performance has been developed. A comparative analysis of the obtained work indices with existing indicators was carried out. *Conclusion.* The proposed indicators make it possible to evaluate the effectiveness of the contractile function of the myocardium. The developed numerical method for calculating the work index takes into account all types of deformation: tension-compression, shear, bending, torsion. Segmental interactions offer unique opportunities for detailed study of the heart.

Keywords: 3DSTE, myocardial work, segmental longitudinal strain, segmental circumferential strain, segmental radial strain, myocardial function

Financing: the work was carried out with the financial support of the RFBR in the framework of the scientific project "Biomechanics of the heart in healthy and patients with acute myocardial infarction, investigated by 3D speckle echocardiography" (№ 19-315-90031\19).

For citation: Smirnov Yu.G., Gundarev E.A. Numerical method for calculating the work of the heart along segmental curves in three directions. *Modeli, sistemy, seti v ekonomike, tekhnike, prirode i obshchestve = Models, systems, networks in economics, technology, nature and society.* 2023;(2):128–143. (In Russ.). doi: 10.21685/2227-8486-2023-2-8

Введение

Одной из актуальных проблем на сегодняшний день является изучение биомеханики сердца. Это, безусловно, важнейшее направление, которое является ключом для познания всей сердечно-сосудистой системы в целом как в норме, так и при различных патологиях.

На сегодняшний день для оценки контрактильной функции левого желудочка (ЛЖ) в клинической практике одним из важнейших показателей является фракция выброса (ФВ). Подобные глобальные индексы малоинформативны и не позволяют локализовывать возможные отклонения в работе сердца [1, 2]. Метод трехмерной визуализации 3D-спекл-трекинг (3DSTE) открывает новые возможности в изучении сегментарных взаимодействий и позволяет количественно оценить насосную функцию сердца [3]. Сегментация сокращений волокон миокарда с последующим получением величин деформации является одним из важнейших этапов моделирования работы сердца.

Деформационные характеристики остаются все еще малоизученными. Показатели работы, основанные на сегментарных данных, могут более тонко отражать систолическую функцию. Это достигается благодаря возможности оценивать работу ЛЖ с учетом взаимодействий не только всех миокардиальных волокон, но и каждого сегмента в отдельности.

Деформация миокарда

Датчики УЗИ аппарата фиксируют движения соседних точек волокон миокарда. Если векторы скорости точек имеют разные направления, то происходит изменение формы – деформация миокарда. Функция деформации $\epsilon(t)$ – это

зависимость степени изменения ЛЖ в систолу по отношению к его конечно-диастолическому размеру от момента времени t [4].

Изменение размера сегмента определяется путем интегрирования скорости деформации следующим образом:

$$\Delta d = \int_{t_0}^t \vartheta(t) dt. \quad (1)$$

Таким образом, смещение и скорость смещения характеризуют изменение формы и являются мерами деформации.

В каждый момент времени t изменение формы ЛЖ происходит сразу в трех направлениях (рис. 1). В эхокардиографии показатели деформации распределяются по плоскостям: продольной (от верхушки до основания), радиальной (по радиусу к центру) и циркулярной (вдоль по периметру окружности).

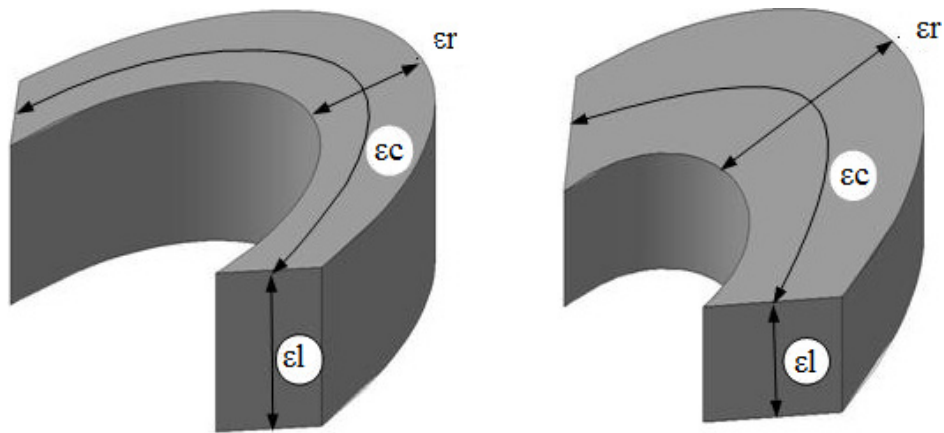


Рис. 1. Плоскости деформации левого желудочка:
слева – диастола, справа – систола

Продольная деформация ϵ_l – это сокращение сердечной мышцы, направленное от основания до верхушки сердца. Определим продольную деформацию миокарда следующим образом:

$$\epsilon_l = \frac{L_s - L_d}{L_d}, \quad (2)$$

где L_s – длина сегмента в систолу; L_d – длина сегмента в диастолу. Во время систолы $\epsilon_l < 0$, так как сегменты сжимаются от основания к верхушке.

Циркулярная деформация (англ. *circumferential strain*) характеризует укорочение окружности ЛЖ. Пусть длина окружности задается следующим образом:

$$C = \pi D, \quad (3)$$

где D – диаметр окружности.

Тогда определим циркулярную деформацию как

$$\epsilon_c = \frac{C_s - C_d}{C_d}, \quad (4)$$

где C_s – длина окружности сегмента в систолу; C_d – длина окружности в диастолу.

Во время деформации сегмента в продольном и циркулярном направлениях для сохранения объема ЛЖ стенка желудочка должна утолщаться в поперечном направлении. Такая деформация называется радиальной (англ. *radial strain*) и представляет собой деформацию, вектор которой направлен к центру полости миокарда. Радиальных волокон не существует, и данный тип деформации зависит от продольных и циркулярных деформаций. Но радиальная деформация является сегментарным показателем и определяется следующим образом:

$$\epsilon_r = \frac{(R_s - R_d)}{R_d}, \quad (5)$$

где R_s – ширина стенки ЛЖ в систолу; R_d – ширина стенки в диастолу.

При $\epsilon > 0$ сегмент растягивается и, соответственно, при $\epsilon < 0$ сжимается. Если $\epsilon = 0$, то сегмент не меняет свой размер.

Для расчета работы необходима скорость деформации на единицу времени. Определим скорость сокращения сегмента следующим образом:

$$\vartheta_\epsilon = \frac{d\epsilon}{dt}. \quad (6)$$

Во время систолы сердечные мышцы укорачиваются с помощью продольных волокон и скручиваются (деформация циркулярных мышц) вдоль своей оси. Одновременно с этим за счет работы поперечных волокон стенка ЛЖ утолщается (радиальная деформация).

Представленная упрощенная модель сегментарных сокращений позволяет математически смоделировать работу миокарда и является важнейшим этапом расчета показателей работы сегментов ЛЖ. Как уже отмечалось ранее, изменение формы ЛЖ происходит одновременно в трех плоскостях и, таким образом, представляет собой сложный процесс. При моделировании работы ЛЖ необходимо принимать во внимание трехмерную природу сокращения миокарда. Такой подход позволит объяснить многие закономерности деформации сегментов ЛЖ.

Расчет работы ЛЖ

Предложенные индексы работы основываются на идеях К. Russell [5], но отражают не конкретную патологию, а характеризует работу ЛЖ в целом, в том числе включая в себя уже существующие показатели.

Полезная работа W_{cons} (англ. *constructive work*) определяется сложением значений затраченных работ на сжатие отдельных сегментов в систолу во время укорочения волокон миокарда (положительная работа) и на удлинение волокон во время изоволюметрического расслабления. Аналогичным образом

определяется потраченная работа W_{wast} (англ. *wasted work*) – сумма работ при удлинении волокон во время систолы и их укорочение во время изоволюметрического расслабления.

Подходы К. Russell включены в пакет программ УЗИ аппарата «Vivid™ E95», но все показатели работы рассчитываются только в 2D-режиме. Для сравнения новых индексов работы с уже существующими показателями в 3D-режиме необходимо самостоятельно провести все расчеты.

Рассмотрим деформацию как перемещение Δd точек мышц сердца. Давление ЛЖ P_{LV} – важная составляющая в работе сердца. В сердечном цикле P_{LV} представляет собой силу, которую мышцам ЛЖ необходимо преодолеть для чередования сердечных циклов. В связи с тем, что мышцы должны преодолеть давление, будем рассматривать силу, с которой давление воздействует на волокна, с отрицательным знаком.

Механическая работа определяется следующей формулой:

$$A = F \Delta d \cos \gamma. \quad (7)$$

Пусть F – это давление P_{LV} с отрицательным знаком, Δd – это деформация. Предположим, что $\cos \gamma = 1$, так как сила давления равномерно распределена по поверхности ЛЖ и мы можем считать, что вектор силы действует под прямым углом. Тогда работа сегмента равна

$$A^e = -1 \cdot P_{LV} \epsilon. \quad (8)$$

Количество работы сегмента ЛЖ, которая совершается за единицу времени t , выражается следующим образом:

$$N^e = \frac{A^e}{t}. \quad (9)$$

Пусть $A^e(t)$ – это функция накопленной работы сегмента в момент времени t . Проинтегрируем N^e на интервале $[0, t]$ и получим работу сегмента

$$A^e(t) = \int_0^t N^e(t') dt'. \quad (10)$$

В дальнейших расчетах рассматриваем сегментарную работу только на интервале времени от момента закрытия митрального клапана до его открытия.

Пусть W_{pos} – накопленная сумма всех работ, выполненных в ходе укорочения сегмента, W_{neg} – накопленная сумма всех работ, выполненных при удлинении сегмента. Таким образом, W_{pos} – общая положительная работа, а W_{neg} – общая потраченная работа (рис. 2).

Тогда определим полную работу i -го сегмента как сумму положительной и отрицательной работы $W_{total}^i = W_{pos}^i + W_{neg}^i$. Значения позитивной и негативной работы взяты по величине на временном промежутке сердечного цикла от t_{MVC} до t_{MVO} .

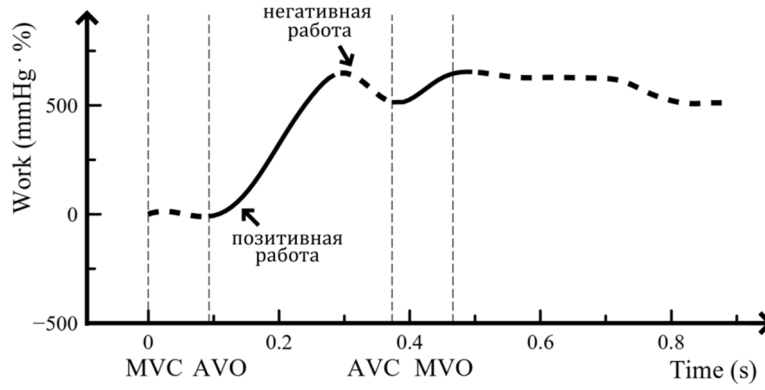


Рис. 2. Позитивная и негативная работа

Тогда показатель потерянной работы i -го сегмента определяется как сумма негативной работы в систолу и позитивной работы в диастолу

$$W_{wast}^i = W(t_s^i)_{pos}^i + W(t_d^i)_{neg}^i, \quad (11)$$

где t_s^i – момент времени в систолу, t_d^i – момент времени в диастолу.

Полезная работа i -го сегмента выражается следующим образом:

$$W_{cons}^i = \frac{W_{total}^i - W_{wast}^i}{W_{total}^i}. \quad (12)$$

Для расчета полезной работы левого желудочка предложена формула

$$W_{cons} = \sum_{i=1}^{17*3} W_{cons}^i. \quad (13)$$

Рассмотрим работу i -го сегмента в фазу выброса W_{ej}^i (англ. *Ejection work*) (рис. 3). В этот момент времени выполняется одна из важнейших работ сердца – выброс крови. Определим работу выброса следующим образом:

$$W_{ej}^i = A^i(AVC) - A^i(AVO). \quad (14)$$

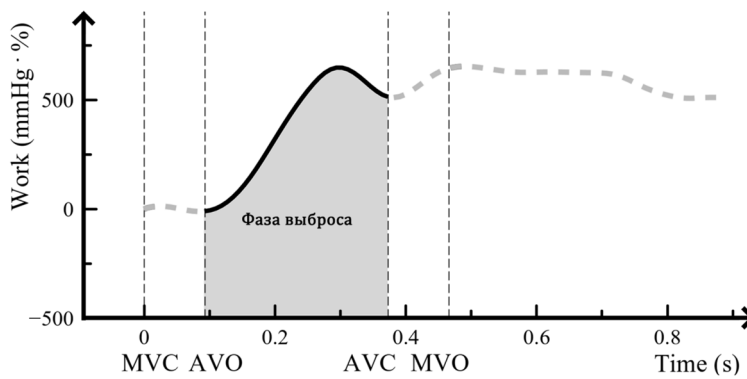


Рис. 3. Работа ЛЖ на интервале времени от AVO до AVC (в фазу выброса)

Теперь мы можем найти отношение работы, выполненной во время фазы выброса, к работе за сердечный цикл для каждого отдельного сегмента. Получим индекс работы i -го сегмента в фазу выброса I_{ej}^i следующим образом:

$$I_{ej}^i = \frac{W_{ej}^i}{W_{total}^i}. \quad (15)$$

Для расчета индекса работы всех сегментов ЛЖ предложена формула

$$I_{ej} = \frac{W_{ej}}{W_{total}}, \quad (16)$$

где W_{ej} – работа левого желудочка в фазу выброса, определяемая формулой

$$W_{ej} = \sum_{i=1}^{17*3} W_{ej}^i, \quad (17)$$

W_{total} – работа ЛЖ на временном промежутке от MVC до MVO задается формулой

$$W_{total} = \sum_{i=1}^{17*3} W_{total}^i. \quad (18)$$

Численный метод расчета работы ЛЖ

Скорость деформации i -го сегмента в момент времени t :

$$v^i(t) = -\frac{d\varepsilon^i}{dt}(t). \quad (19)$$

Количество работы i -го сегмента ЛЖ определяется формулой

$$P^i(t) = v^i(t) P_{LV}^i(t) = -\frac{d\varepsilon^i}{dt}(t) P_{LV}^i(t). \quad (20)$$

Работа сегмента рассчитывается интегрированием функции мощности на интервале $[0, t]$.

Работа i -го сегмента:

$$A^i(t) = \int_0^t P^i(t') dt' = -\int_0^t \frac{d\varepsilon^i}{dt}(t') \Delta P_{LV}^i(t') dt', \quad (21)$$

где t' – переменная интегрирования.

При вычислении работы на ЭВМ для аппроксимирования площади под кривой мгновенной мощности воспользуемся правилом трапеций [6]. Пусть $p = p_0, p_1, p_2, \dots, p_n$ – это заданные ординаты, а $t = t_0, t_1, t_2, \dots, t_n$ – соответствующие значения абсциссы функции $P^i(t)$. Тогда элементарная формула площади трапеций дает следующее выражение:

$$\bar{A} = \frac{1}{2}(p_0 + p_1)(t_1 - t_0) + \dots + \frac{1}{2}(p_{n-1} + p_n)(t_n - t_{n-1}). \quad (22)$$

Площадь j -й трапеции находится следующим образом:

$$\bar{A}_j = \frac{1}{2}(p_{j-1} + p_j)(t_j - t_{j-1}). \quad (23)$$

Накопленная работа i -го сегмента определяется формулой

$$A^i(t_n) = \sum_{j=0}^n \bar{A}_j. \quad (24)$$

Погрешность метода:

$$R(P) = \max_{[a,b]} |P''(t)| \frac{\Delta t^3}{12}, \quad (25)$$

где $\Delta t = \max_i (t_i - t_{i-1})$.

Расчет работы на основе сегментарных данных, полученных с помощью 3DSTE

Для получения давления ЛЖ необходимо синхронизировать временные сетки сердечного цикла, полученные в 2D и в 3D-режимах.

Пусть $V(t)$ – функция объема ЛЖ. Определим момент времени закрытия аортального клапана в данных, полученных в 3D-режиме следующим образом:

$$t_{avc} = \min_{t_{mvc} \leq t \leq t_{mvo}} V(t), \quad (26)$$

где t_{mvc} – момент времени закрытия митрального клапана и t_{mvo} – момент времени открытия митрального клапана.

Пусть временная сетка в данных, полученных в 3D-режиме, задана на промежутке $t_{3d} \in [a, b]$, аналогично в 2D – на $t_{2d} \in [c, d]$. Найдем систолический коэффициент (отношение интервала времени в систолу к интервалу времени в диастолу) в данных 2D следующим образом:

$$K_{2d} = \frac{AVC_{2d} - c}{d - c}. \quad (27)$$

Найдем аналогично систолический коэффициент в данных 3D:

$$K_{3d} = \frac{AVC_{3d} - a}{b - a}. \quad (28)$$

Отношение временных шкал в 2D и в 3D-режимах:

$$K_t = \frac{d - c}{b - a}. \quad (29)$$

С помощью полученных значений K_{2d} , K_{3d} , K_t мы можем синхронизировать временную сетку в данных 3D с данными 2D по формуле

$$t_{3d} = \frac{(t_{2d} - a) K_{2d} K_t}{K_{3d}} + c. \quad (30)$$

По формуле (30) мы можем синхронизировать временную сетку давления ЛЖ $P_{LV}(t)$ из 2DSTE с сегментарными данными из 3DSTE.

По полученной временной сетке восстановим функцию давления с помощью кубического сплайна. Пусть функция $g_3(t, P_{LV})$ – интерполяционный кубический сплайн для функции давления $P_{LV}(t)$ на $[a, b]$. Тогда

$$\begin{aligned} g_3(t, s) &\in C^2[a, b], \\ g_3(t_i, s) &= s(t_i), \\ g_3''(a) &= 0, \\ g_3''(b) &= 0, \end{aligned} \quad (31)$$

где $t_i \in [t_{i-1}, t_i]$ и $i = \overline{1, N}$.

Представим функцию давления $P_{LV}(t)$ на любом i -м отрезке через кубический сплайн $g_3(t, P_{LV})$:

$$g(t_i) = a_i + b_i(t - t_{i-1}) + c_i(t - t_{i-1})^2 + d_i(t - t_{i-1})^3, \quad (32)$$

где $t_{i-1} \leq t \leq t_i$.

Положим $h_i = t_i - t_{i-1}$. Коэффициенты на i -м отрезке представим в виде системы линейных уравнений:

$$c_1 = 0, \quad (33)$$

$$g(t_{i-1}) = s(t_{i-1}) = a_i, \quad 1 \leq i \leq N, \quad (34)$$

$$b_{i+1} = b_i + 2c_i h_i + 3h_i^2, \quad 1 \leq i \leq N-1. \quad (35)$$

$$c_{i+1} = c_i + 3d_i h_i, \quad 1 \leq i \leq N-1, \quad (36)$$

$$c_N + 3d_N h_N = 0. \quad (37)$$

Из уравнений (36) и (37) следует, что

$$\begin{aligned} d_i &= \frac{c_{i+1} - c_i}{3h_i}, \quad 1 \leq i \leq N-1, \\ d_N &= -\frac{c_N}{3h_N}. \end{aligned} \quad (38)$$

Таким образом, исключая a_i , мы можем представить систему линейных уравнений для коэффициентов c_i следующим образом:

$$c_1 = 0, \quad (39)$$

$$F_{i-1} = \frac{3(s_i - s_{i-1})}{h_i} - \frac{3(s_{i-1} - s_{i-2})}{h_{i-1}}, \quad 2 \leq i \leq N, \quad (40)$$

$$h_{i-1}c_{i-1} + 2(h_{i-1} + h_i)c_i + h_ic_{i+1} = F, \quad 2 \leq i \leq N, \quad (41)$$

$$c_{N+1} = 0. \quad (42)$$

Разностное уравнение решим методом прогонки, представив его в виде

$$Ax = F, \quad (43)$$

где x соответствует вектору $\{c_i\}$, матрица A имеет следующий вид:

$$A = \begin{pmatrix} C_1 & B_1 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ A_2 & C_2 & B_2 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & B_{N-1} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & A_n & C_N \end{pmatrix}. \quad (44)$$

Прогоночные коэффициенты находятся по формулам

$$\alpha_{i+1} = \frac{-B_i}{A_i\alpha_i + C_i}, \quad (45)$$

$$\beta_{i+1} = \frac{F_i - A_i\beta_i}{A_i\alpha_i + C_i}. \quad (46)$$

Получим решение системы

$$x_N = \frac{F_N - A_N\beta_N}{C_N + A_N\alpha_N}. \quad (47)$$

На рис. 4 представлены шаги расчета работы по сегментарным данным 3DSTE. Работа представлена как функция, зависящая от времени на протяжении всего сердечного цикла. Сначала интерполируется функция давления, далее по формуле (19) получим скорость сегментарного укорочения (скорость деформации). Далее по формуле (20) определим количество выполненной работы и по формуле (21) найдем работу сегмента.

Найдем моменты времени закрытия митрального клапана t_{MVC} , открытия аортального клапана t_{AVO} , открытия митрального клапана t_{MVO} по формуле (30).

Показатели эффективности работы ЛЖ

На рис. 5–7 представлены графические результаты сравнения показателей работы у здорового пациента. Полезная работа W_{cons}^i сопоставляется с предложенным показателем работы в фазу выброса I_{ej} . Для удобства сравнения добавлен индекс полной миокардиальной работы. Все индексы работы представлены в процентах. Данные деформации получены в 3D-режиме.

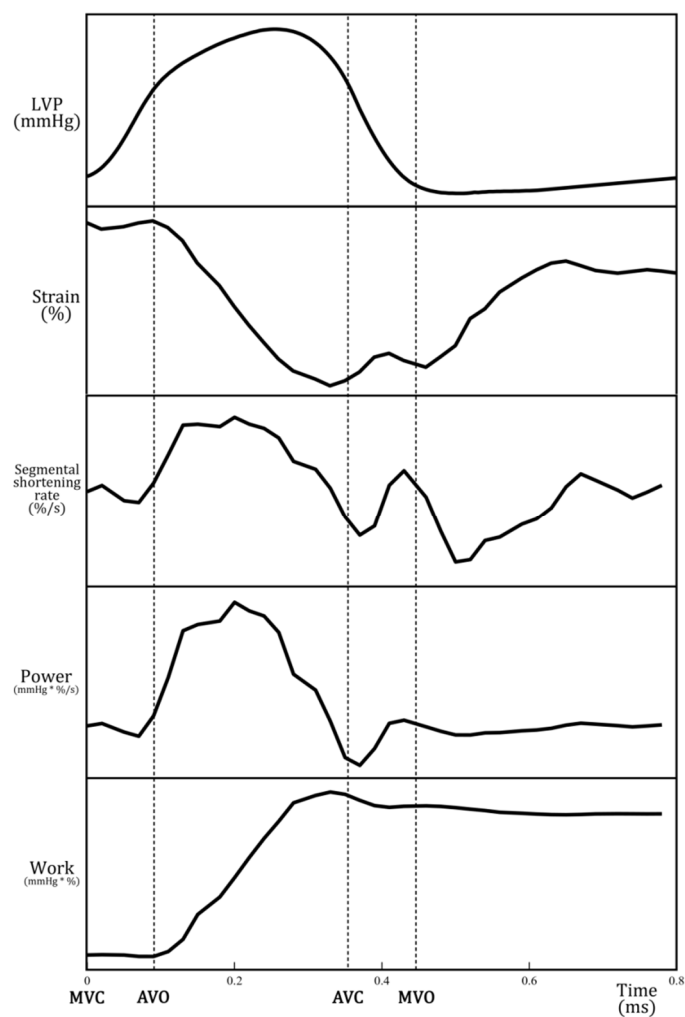


Рис. 4. Этапы вычисления работы сегмента по сегментарным данным 3DSTE.
LVP (Left Ventricle Pressure) – давление в ЛЖ

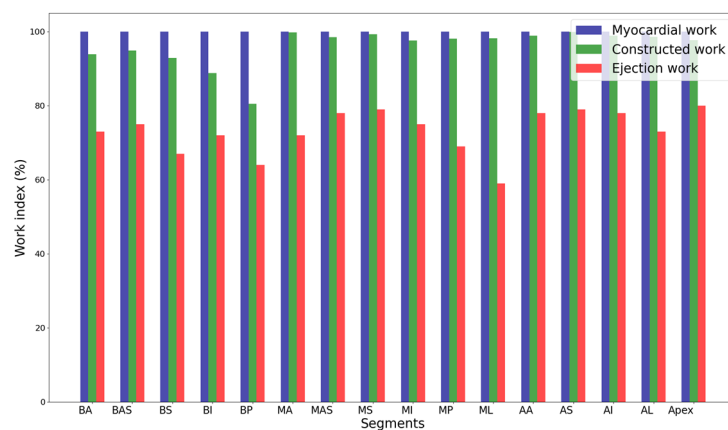


Рис. 5. Миокардиальная работа, W_{ej}^i и существующий показатель работы W_{cons}^i в отдельных сегментах ЛЖ продольной деформации у здорового пациента

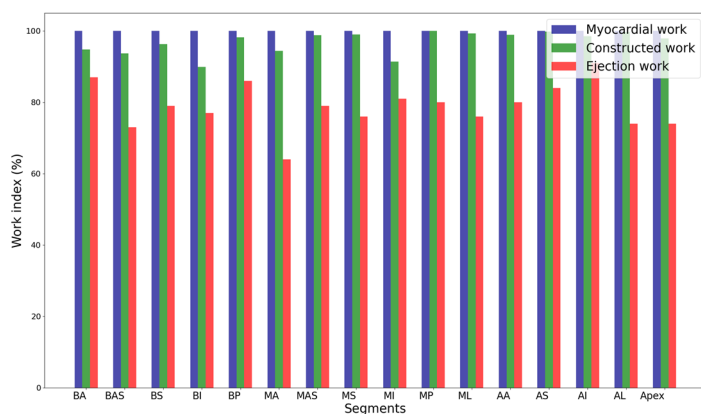


Рис. 6. Миокардиальная работа, W_{ej}^i и существующий показатель работы W_{cons}^i в отдельных сегментах ЛЖ циркулярной деформации у здорового пациента

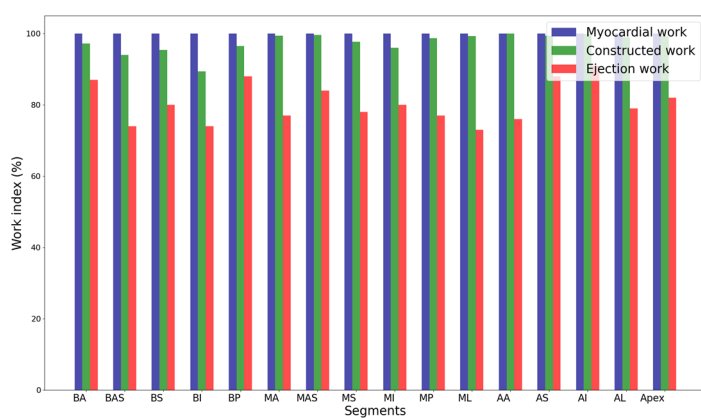


Рис. 7. Миокардиальная работа, W_{ej}^i и существующий показатель работы W_{cons}^i в отдельных сегментах ЛЖ радиальной деформации у здорового пациента

На рис. 8–10 представлены графические результаты сравнения тех же показателей работы, но у больного пациента.

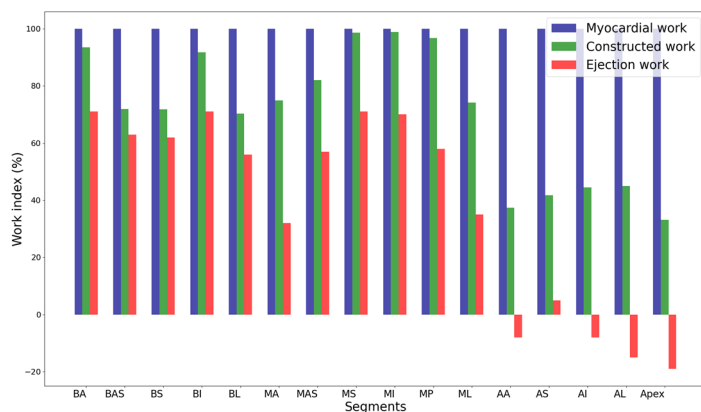


Рис. 8. Миокардиальная работа, W_{ej}^i и существующий показатель работы W_{cons}^i в отдельных сегментах ЛЖ продольной деформации у больного пациента

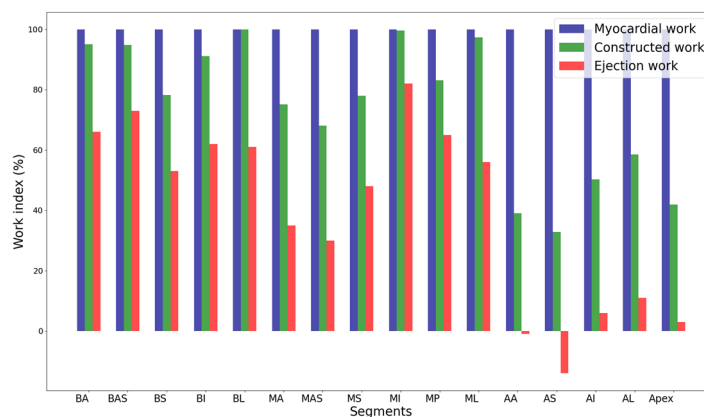


Рис. 9. Миокардиальная работа, W_{ej}^i и существующий показатель работы W_{cons}^i в отдельных сегментах ЛЖ циркулярной деформации у больного пациента

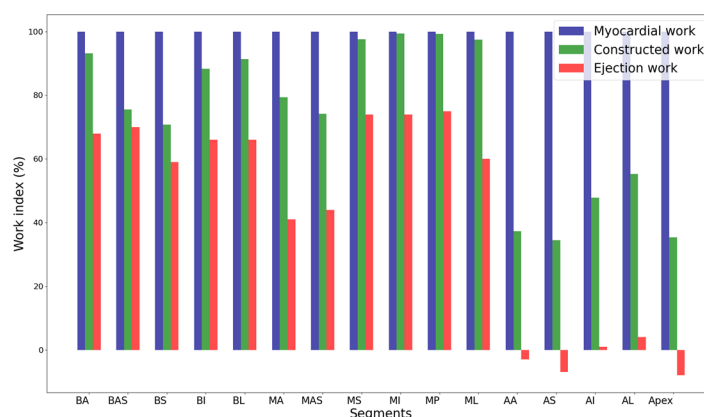


Рис. 10. Миокардиальная работа, W_{ej}^i и существующий показатель работы W_{cons}^i в отдельных сегментах ЛЖ радиальной деформации у больного пациента

Из рис. 8–10 видно, что для здорового человека показатели W_{ej}^i и W_{cons}^i близки по значениям, а для больного STEMI сильно различаются, особенно в пораженных сегментах (см. рис. 5, сегменты AI, AL, Apex).

Обсуждение результатов

Отрицательные значения W_{ej}^i и I_{ej}^i сегментов свидетельствуют об удлинении волокон в этих сегментах в период, когда неповрежденные сегменты укорачиваются. Тем самым предложенный показатель включает в себя уже существующий W_{cons}^i . При этом можно заметить, что W_{ej}^i значительно чувствителен к отклонениям работы сегментов, так как в целом характеризует эффективность работы мышц миокарда.

Выводы

Рассматриваемые показатели характеризуют сократительную способность сегментов ЛЖ. Основным вкладом в данный показатель является работа

в фазу выброса крови, что позволяет оценить эффективность волокон. Реализован численный метод нахождения работы сегментов ЛЖ. Скорость деформации находится путем численного дифференцирования сегментарных кривых двухсторонней разностью. Предложен метод синхронизации данных, полученных в 2D и 3D-режимах. Интегрирование мощности для нахождения работы проводится методом трапеций.

Список литературы

1. Олейников В. Э., Смирнов Ю. Г., Галимская В. А. [и др.]. Новые характеристики продольной сократимости, определенные методом Speckle Tracking // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. 2019. № 1.
2. Галимская В. А., Голубева А. В., Куприянова С. Н. Оценка деформационных характеристик миокарда технологией двумерного стрейна у больных с острым инфарктом миокарда с подъемом сегмента ST // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. 2015. № 2. С. 93–102.
3. Muraru D., Niero A., Rodriguez-Zanella H. [et al.]. Three-dimensional speckle-tracking echocardiography: benefits and limitations of integrating myocardial mechanics with three-dimensional imaging // Cardiovascular Diagnosis and Therapy. 2018. № 8. P. 101–117.
4. Олейников В. Э., Смирнов Ю. Г., Голубева А. В. [и др.]. Оценка сократительной способности миокарда на основе технологий 2D и 3D-Speckle Tracking // Медицинская техника. 2020. № 321. С. 21–25.
5. Russell K., Eriksen M., Aaberge L. [et al.]. Assessment of wasted myocardial work: a novel method to quantify energy loss due to uncoordinated left ventricular contractions // American Journal of Physiology – Heart and Circulatory Physiology. 2013. Vol. 305. P. 996–1003.
6. Бахвалов Н. С., Жидков Н. П., Кобельков Г. М. Численные методы. М. : Бином. Лаборатория знаний, 2003. 640 с.
7. Buckberg G., Hoffman J. I., Mahajan A. [et al.]. Cardiac mechanics revisited: the relationship of cardiac architecture to ventricular function // Circulation. 2008. № 118. P. 2571–2587. doi: 10.21685/2072-3032-2019-1-3
8. Russell K., Eriksen M., Aaberge L. [et al.]. A novel clinical method for quantification of regional left ventricular pressure-strain loop area: a non-invasive index of myocardial work // European Heart Journal. 2012. Vol. 33, iss. 6. P. 724–733.
9. Yodwut C., Weinert L., Klas B. [et al.]. Effects of frame rate on three-dimensional speckle-tracking-based measurements of myocardial deformation // Journal of the American Society of Echocardiography. 2012. № 25. P. 978–985.
10. Boe E., Skulstad H., Smiseth O. A. Myocardial work by echocardiography: a novel method ready for clinical testing // European Heart Journal. Cardiovascular Imaging. 2019. Vol. 20. P. 18–20.
11. Boe E., Smiseth O. A., Storsten P. [et al.]. Left ventricular end-systolic volume is a more sensitive marker of acute response to cardiac resynchronization therapy than contractility indices: insights from an experimental study // Europace. 2019. Vol. 21. P. 347–355.
12. Galimskaya V., Golubeva A., Kupriyanova S., Oleinikov V. Myocardial deformation in STEMI patients with different types of left ventricle remodeling // European Journal of Heart Failure. 2018. Vol. 20 (suppl. S1). P. 42.
13. Oleynikov V. E., Galimskaya V. A., Kupriyanova S. N., Burko N. V. Use of the Speckle tracking method for determining global parameters of heart contractility in healthy individuals // MethodsX. 2018. Vol. 5. P. 125–135.

References

1. Oleynikov V.E., Smirnov Yu.G., Galimskaya V.A. et al. New characteristics of longitudinal contractility determined by the Speckle Tracking method. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Povolzhskiy region. Meditsinskie nauki = Izvestiya of higher educational institutions. Volga region. Medical sciences*. 2019;(1):27–39. (In Russ.)
2. Galimskaya V.A., Golubeva A.V., Kupriyanova S.N. Evaluation of myocardial deformation characteristics by two-dimensional strain technology in patients with acute myocardial infarction with ST segment elevation. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Povolzhskiy region. Meditsinskie nauki = News of higher educational institutions. Volga region. Medical sciences*. 2015;(2):93–102. (In Russ.)
3. Muraru D., Niero A., Rodriguez-Zanella H. et al. Three-dimensional speckle-tracking echocardiography: benefits and limitations of integrating myocardial mechanics with three-dimensional imaging. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*. 2018;(8):101–117.
4. Oleynikov V.E., Smirnov Yu.G., Golubeva A.V. et al. Assessment of myocardial contractility based on 2D and 3D-Speckle Tracking technologies. *Meditsinskaya tekhnika = Medical equipment*. 2020;(321):21–25. (In Russ.)
5. Russell K., Eriksen M., Aaberge L. et al. Assessment of wasted myocardial work: a novel method to quantify energy loss due to uncoordinated left ventricular contractions. *American Journal of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*. 2013;305:996–1003.
6. Bakhvalov N.S., Zhidkov N.P., Kobel'kov G.M. *Chislennye metody = Numerical methods*. Moscow: Binom. Laboratoriya znaniy, 2003:640. (In Russ.)
7. Buckberg G., Hoffman J. I., Mahajan A. et al. Cardiac mechanics revisited: the relationship of cardiac architecture to ventricular function. *Circulation*. 2008;(118):2571–2587. doi: 10.21685/2072-3032-2019-1-3
8. Russell K., Eriksen M., Aaberge L. et al. A novel clinical method for quantification of regional left ventricular pressure-strain loop area: a non-invasive index of myocardial work. *European Heart Journal*. 2012;33(6):724–733.
9. Yodwut C., Weinert L., Klas B. et al. Effects of frame rate on three-dimensional speckle-tracking-based measurements of myocardial deformation. *Journal of the American Society of Echocardiography*. 2012;(25):978–985.
10. Boe E., Skulstad H., Smiseth O. A. Myocardial work by echocardiography: a novel method ready for clinical testing. *European Heart Journal. Cardiovascular Imaging*. 2019;20:18–20.
11. Boe E., Smiseth O.A., Storsten P. et al. Left ventricular end-systolic volume is a more sensitive marker of acute response to cardiac resynchronization therapy than contractility indices: insights from an experimental study. *Europace*. 2019;21:347–355.
12. Galimskaya V., Golubeva A., Kupriyanova S., Oleinikov V. Myocardial deformation in STEMI patients with different types of left ventricle remodeling. *European Journal of Heart Failure*. 2018;20(suppl. S1):42.
13. Oleynikov V.E., Galimskaya V.A., Kupriyanova S.N., Burko N.V. Use of the Speckle tracking method for determining global parameters of heart contractility in healthy individuals. *MethodsX*. 2018;5:125–135.

Информация об авторах / Information about the authors

Юрий Геннадьевич Смирнов

доктор физико-математических наук,
профессор, заведующий кафедрой
математики и суперкомпьютерного
моделирования,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: smirnovyug@mail.ru

Yuriy G. Smirnov

Doctor of physical and mathematical
sciences, professor,
head of the sub-department of mathematics
and supercomputer modelling,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Евгений Андреевич Гундарев

аспирант кафедры математики
и суперкомпьютерного моделирования,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: psu.gun@mail.ru

Evgeniy A. Gundarev

Postgraduate student of the sub-department
of mathematics and supercomputer
modelling,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /

The authors declare no conflicts of interests.

Поступила в редакцию/Received 14.04.2023

Поступила после рецензирования/Revised 24.05.2023

Принята к публикации/Accepted 07.06.2023