

Ю. Г. Смирнов, В. Э. Олейников, С. Н. Куприянова,  
В. А. Галимская, Е. А. Гундарев, А. В. Голубева

## ЧИСЛЕННЫЙ МЕТОД РАСЧЕТА РАБОТЫ СЕГМЕНТОВ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА<sup>1</sup>

### Аннотация.

*Актуальность и цели.* Оценка работы каждого сегмента левого желудочка характеризует эффективность сокращения миокарда и фактический сердечный выброс левого желудочка. Целью настоящего исследования является разработка и обоснование новых показателей работы левого желудочка по данным продольной, радиальной и циркулярной деформаций, полученных с помощью 3D-спекл-эхокардиографии.

*Материалы и методы.* Сегментарные данные были получены с помощью ультразвукового исследования аппаратом «Vivid™ E95» в 2D- и в 3D-режимах. Для расчета работы отдельных сегментов левого желудочка реализован численный метод.

*Результаты.* В данной работе изучена взаимосвязь между деформационными характеристиками левого желудочка и его объемными показателями. Полученные показатели работы более точно отражают систолическую функцию левого желудочка.

*Выводы.* Предложенные показатели эффективности работы левого желудочка дают более точную оценку состояния миокарда. Математический аппарат открывает уникальные возможности для дальнейшего изучения сократительной функции миокарда.

**Ключевые слова:** сегментарная продольная деформация, сегментарная циркулярная деформация, сегментарная радиальная деформация, функция миокарда, 3D-спекл-эхокардиография.

*Yu. G. Smirnov, V. E. Oleynikov, S. N. Kupriyanova,  
V. A. Galimskaya, E. A. Gundarev, A. V. Golubeva*

## NUMERICAL METHOD FOR CALCULATING THE SEGMENTS' WORK OF THE LEFT VENTRICLE

### Abstract.

*Background.* Estimation of the work of each segment of the left ventricle (LV) characterizes the effectiveness of myocardial contraction and the actual cardiac output of the LV. The aim of this study is to develop and justify new indicators based on longitudinal, radial and circular deformations obtained using 3D speckles echocardiography.

---

<sup>1</sup> 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).

© Смирнов Ю. Г., Олейников В. Э., Куприянова С. Н., Галимская В. А., Гундарев Е. А., Голубева А. В., 2020. Данная статья доступна по условиям всемирной лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International License (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>), которая дает разрешение на неограниченное использование, копирование на любые носители при условии указания авторства, источника и ссылки на лицензию Creative Commons, а также изменений, если таковые имеют место.

*Materials and methods.* Segmented data was obtained using an ultrasound machine «Vivid™ E95» in 2D- and 3D-modes. To calculate the operation of individual LV segments, a numerical method is implemented.

*Results.* In this paper, studied the relationship between the deformation characteristics of the left ventricle and its volumetric indices. The obtained performance indicators can more accurately reflect LV systolic function.

*Conclusion.* The proposed indicators of the effectiveness of the LV provide a more accurate assessment of the state of the myocardium. The mathematical apparatus opens up unique opportunities for further study of the contractile function of the myocardium.

**Keywords:** segmental longitudinal strain, segmental circumferential strain, segmental radial strain, myocardial function, 3D speckle echocardiography.

### Введение

На сегодня наиболее доступным методом диагностики контрактильной функции миокарда левого желудочка (ЛЖ) является трансторакальная эхокардиография (эхоКГ). Стандартный протокол эхоКГ исследования не дает представления о сократительной функции сердца. Косвенным показателем контрактильности ЛЖ является фракция выброса (ФВ). Этот показатель является глобальным индексом без учета сегментарных взаимодействий, которые вносят немаловажный вклад в насосную функцию сердца. ФВ ЛЖ может зависеть от многих факторов: объема желудочка, клапанной регургитации, пред- и постнагрузки и др. Кроме того, методика определения ФВ учитывает преимущественно радиальное смещение миокарда, практически оставляя без внимания продольную и циркулярную деформацию. Определение ФВ методом *Simpson* является полуколичественным, зависит от оператора и требует оптимальной визуализации верхушки сердца и границы эндокарда.

Сократительная способность миокарда является одним из важнейших компонентов, обеспечивающих насосную функцию сердца.

### Деформация миокарда

Напряжение является мерой деформации сегмента миокарда по отношению к его первоначальному размеру. Величина деформации (англ. *strain*) – показатель, который характеризует степень изменения линейного размера сегмента миокарда в систолу по отношению к его конечно-диастолическому размеру [1]. Он выражается в процентах и определяется по формуле

$$\varepsilon = (\text{КСР}_c - \text{КДР}_c) / \text{КДР}_c \cdot 100 \%, \quad (1)$$

где  $\text{КСР}_c$  – конечно-систолический размер сегмента миокарда;  $\text{КДР}_c$  – конечно-диастолический размер сегмента миокарда.

Скорость деформации – скорость, при которой происходит деформация миокарда. Это эквивалентно изменению деформации на единицу времени.

$$SR = \frac{d\varepsilon}{dt}. \quad (2)$$

Деформация сердца, как и любого трехмерного объекта, происходит в трех плоскостях (рис. 1). В эхокардиографии показатели деформации tradi-

ционно определяют в продольной (от верхушки до основания), радиальной (по радиусу к центру) и циркулярной (вдоль по периметру окружности) плоскостях.

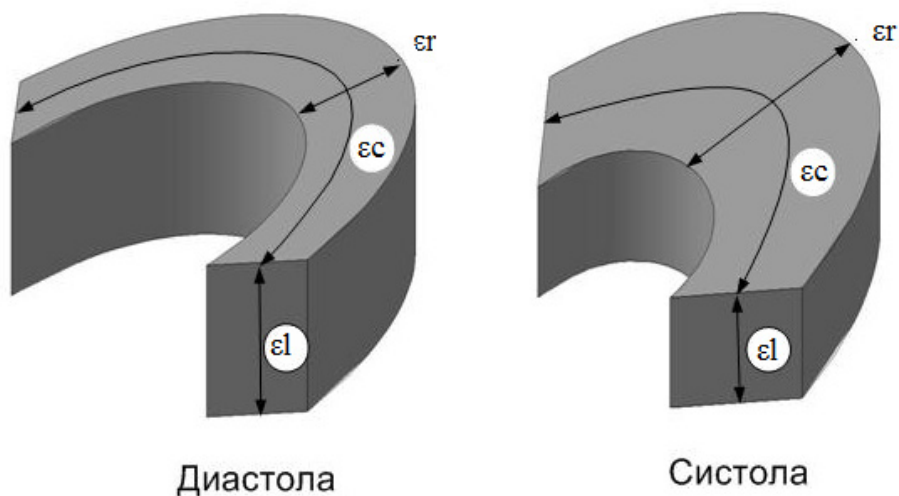


Рис. 1. Плоскости деформации левого желудочка:  $\epsilon_l$  – продольная деформация (*Longitudinal strain*);  $\epsilon_r$  – радиальная деформация (*Radial strain*);  $\epsilon_c$  – циркулярная деформация (*Circumferential strain*)

Продольная деформация  $\epsilon_l$  представляет собой деформацию миокарда, направленную от основания до верхушки сердца. Во время систолы волокна миокарда желудочков укорачиваются с поступательным движением от основания к верхушке.

Радиальная деформация представляет собой деформацию миокарда в радиальном направлении, т.е. по направлению к центру полости левого желудочка, и, таким образом, отражает утолщение и истончение стенок левого желудочка при движении во время сердечного цикла.

Циркулярная деформация представляет собой укорочение волокон миокарда левого желудочка по циркулярному периметру в плоскости короткой оси сердца.

Одновременная деформация в разных плоскостях – это сложный процесс, изучение которого необходимо для объяснения различных закономерностей деформации миокарда. Во время систолы левый желудочек укорачивается (продольное и циркулярное измерение, которое осуществляется за счет работы внутренних и наружных продольных волокон) и скручивается вдоль своей длинной оси. При этом стенка левого желудочка утолщается (радиальное измерение, которое осуществляется за счет работы поперечных волокон). Изучение такой упрощенной модели является важнейшим этапом математического моделирования работы ЛЖ.

Работа ЛЖ в целом представляет собой синхронную деформацию во всех плоскостях. Что говорит о необходимости исследования функции сократимости миокарда в разных направлениях. Математическая трехмерная модель должна принимать во внимание сложную пространственную ориентацию волокон [2, 3]. Для точной оценки деформации сегментов ЛЖ в трех

направлениях был внедрен трехмерный спекл-трекинг (3DSTE), который является более физиологически обоснованным инструментом для анализа сложной механики ЛЖ, поскольку преодолевает присущие 2DSTE ограничения.

### Расчет работы отдельного сегмента ЛЖ

Остается малоизученным вопрос зависимости деформационных характеристик ЛЖ от его объемных показателей. Именно показатель работы ЛЖ может отражать зависимость «объем – деформация», основанный на анализе взаимосвязи «петля давления – объем» и «давление – деформация». Показатели работы могут более тонко отражать систолическую функцию ЛЖ при недостаточной информативности ФВ и GLS.

В программном обеспечении для вычисления работы ЛЖ используются подходы Russell K. и et al. [4]. Полезная работа  $W_{cons}$  (constructive work) включает определение положительной работы отдельных сегментов при укорочении волокон миокарда во время систолы и отрицательной работы при удлинении волокон миокарда во время изоволюметрического расслабления. Аналогично, удлинение волокон во время систолы и их укорочение во время изоволюметрического расслабления считается бесполезной и обозначается  $W_{wast}$  (wasted work). С помощью программного обеспечения генерируются числовые и графические значения показателей работы ЛЖ:

$$(W_{total}, W_{positive}, W_{negative}, W_{cons}, W_{wast}).$$

Представим работу сегмента  $A(t)$  как функцию, зависящую от времени. Пусть  $P_{LV}(t)$  – это функция, характеризующая давление в ЛЖ в момент времени  $t$ , пусть  $\varepsilon(t)$  – деформация сегмента.

Скорость деформации  $i$ -го сегмента в момент времени  $t$ :

$$v^i(t) = -\frac{d\varepsilon^i}{dt}(t). \quad (3)$$

Сегментарная мощность в момент времени  $t$  определяется как произведение давления левого желудочка и скорости сокращения сегмента. В здоровом сердце все сегменты сокращаются почти одновременно. Все сегменты ЛЖ сокращаются в систолу. Однако в ЛЖ с региональными нарушениями в систолу происходят сегментарные растяжения. Для сравнения работы между сегментами необходима информация как о степени укорочения, так и о давлении  $P_{LV}(t)$  во время укорочения. Функция, характеризующая давление в левом желудочке, получена неинвазивным методом Короткова. Кривая давления ЛЖ определялась с помощью эмпирической эталонной кривой, которая была скорректирована в соответствии с продолжительностью изоволюметрической фазы и фазы выброса, определенной с помощью эхокардиографии [5].

Мгновенная мощность  $i$ -го сегмента определяется формулой

$$P^i(t) = v^i(t) \cdot P_{LV}^i(t) = -\frac{d\varepsilon^i}{dt}(t) \cdot P_{LV}^i(t). \quad (4)$$

Работа сегмента рассчитывается интегрированием функции мощности на интервале  $[0, t]$ . Работа  $i$ -го сегмента рассчитывается по формуле

$$A^i(t) = \int_0^t P^i(t') dt' = - \int_0^t \frac{d\varepsilon^i}{dt}(t') \cdot P_{LV}^i(t') dt', \quad (5)$$

где  $t'$  – переменная интегрирования.

При вычислении работы на ЭВМ для аппроксимирования площади под кривой мгновенной мощности воспользуемся правилом трапеций. 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 [6]:

$$\bar{A} = \frac{1}{2}(p_0 + p_1)(t_1 - t_0) + \dots + \frac{1}{2}(p_{n-1} + p_n)(t_n - t_{n-1}). \quad (6)$$

Площадь  $j$ -й трапеции находится следующим образом:

$$\bar{A}_j = \frac{1}{2}(p_{j-1} + p_j)(t_j - t_{j-1}). \quad (7)$$

Накопленная работа  $i$ -го сегмента определяется формулой

$$A^i(t_n) = \sum_{j=0}^n \bar{A}_j. \quad (8)$$

Погрешность метода:

$$R(P) = \max_{[a,b]} |P''(t)| \frac{\Delta t^3}{12}, \quad (9)$$

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

Таким образом, мы получили функцию накопленной работы отдельного сегмента за один сердечный цикл. Деформационные кривые отдельных сегментов, которые используются при расчете работы левого желудочка, рассматриваются в разные фазы сердечного цикла, в частности асинхронного и изоволюметрического сокращения, фазы выброса и изоволюметрического расслабления.

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

Трехмерный спекл-трекинг (3DSTE) позволяет одномоментно вычислять все параметры трехмерной деформации ЛЖ и тем самым избегать ошибок, вызванных изменчивостью сердечного ритма и возникающих при необходимости многократного получения данных, как в случае 2DSTE [7]. Используя 3DSTE-анализ, можно определить количественное значение продольной, циркулярной, радиальной деформации, а также новый параметр – площадь деформации, который объединяет как продольные, так и циркулярные сокращения и отражает относительное изменение площади ЛЖ. Данные параметры позволяют моделировать работу ЛЖ в трех направлениях одновременно.

По техническим причинам получение значений давления в ЛЖ в 3DSTE невозможно. Данное ограничение обходится путем синхронизации функции давления ЛЖ, полученной с помощью 2DSTE, и функции деформации каждого сегмента, полученной с помощью 3DSTE. Объединение данных эхоКГ, полученных в 2DSTE и в 3DSTE, возможно, если и в 2D- и в 3D-режимах нам известна хотя бы одна общая точка момента времени открытия (закрытия) одного из клапанов ЛЖ.

По функции объема ЛЖ в 3D можно определить момент времени, при котором происходит закрытие аортального клапана (AVC). В момент AVC значение объема ЛЖ будет минимальным. Таким образом, становится известным момент AVC в 3D.

Пусть время в 3D-режиме задано на промежутке  $t_{3d} \in [a, b]$ , а в 2D – на  $t_{2d} \in [c, d]$ . Найдем коэффициент сжатия временной шкалы в данных 2D следующим образом:

$$K_{2d} = \frac{AVC_{2d} - c}{d - c}. \quad (10)$$

Найдем аналогично коэффициент сжатия временной шкалы в данных 3D:

$$K_{3d} = \frac{AVC_{3d} - a}{b - a}. \quad (11)$$

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

$$K_t = \frac{d - c}{a - b}. \quad (12)$$

С помощью полученных значений  $K_{2d}$ ,  $K_{3d}$ ,  $K_t$  мы можем установить взаимно однозначное соответствие между значениями времени в данных, полученных с помощью 2DSTE и 3DSTE формулой

$$t_{3d} = \frac{(t_{2d} - a) \cdot K_{2d} \cdot K_t}{K_{3d}} + c. \quad (13)$$

По формуле (13) мы можем синхронизировать функцию давления ЛЖ  $P_{LV}(t)$  из 2DSTE с сегментарными данными из 3DSTE.

На рис. 2 представлен расчет работы по сегментарным данным 3DSTE на примере сегмента циркулярной деформации. Работа представлена как функция, зависящая от времени на протяжении всего сердечного цикла. По формуле (3) получим скорость сегментарного укорочения (скорость деформации). Далее по формуле (4) определим мгновенную мощность и по формуле (5) найдем работу сегмента.

Найдем неизвестные моменты времени закрытия (открытия) клапанов ЛЖ в 3D с помощью данных в 2D.

Момент открытия аортального клапана (AVO):

$$AVO_{3d} = \frac{K_{3d} \cdot (AVO_{2d} - c)}{K_{2d} \cdot K_t} + a. \quad (14)$$

Момент закрытия митрального клапана (MVC):

$$MVC_{3d} = \frac{K_{3d} \cdot (MVC_{2d} - c)}{K_{2d} \cdot K_t} + a. \quad (15)$$

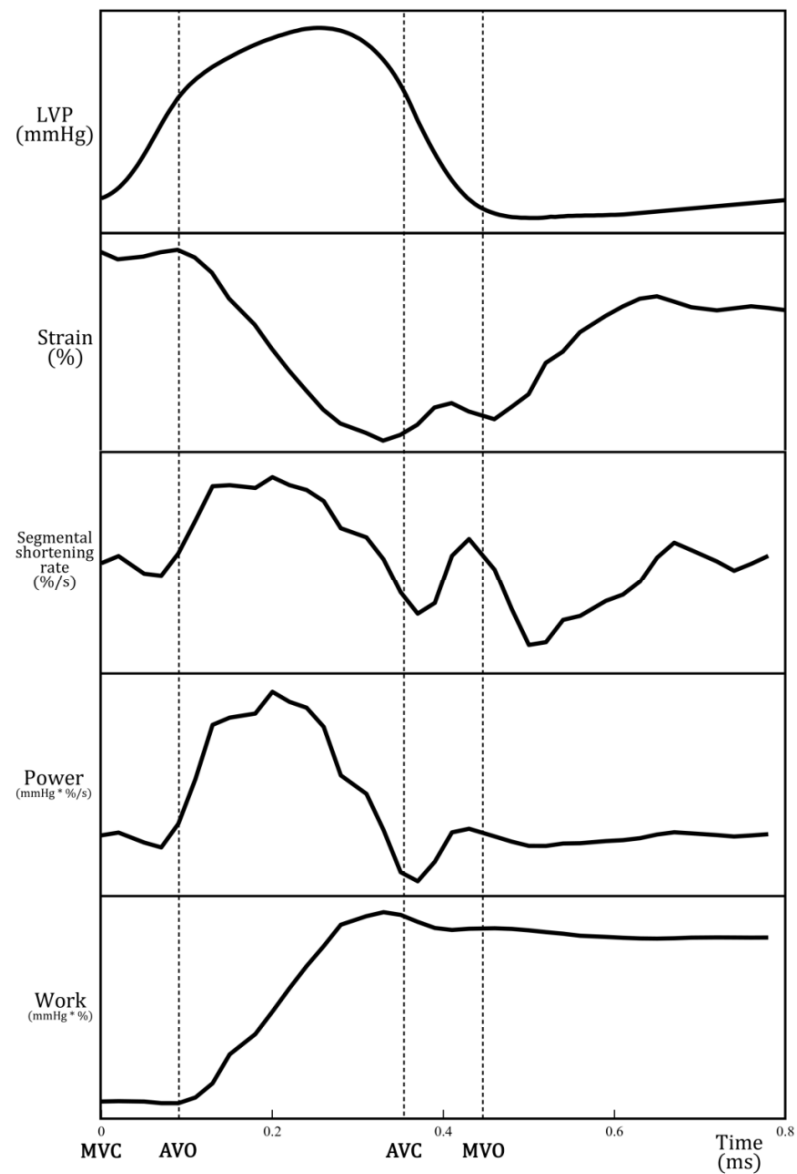


Рис. 2. Этапы вычисления работы сегмента по сегментарным данным 3DSTE. LVP (Left Ventricle Pressure) – давление в ЛЖ

Момент открытия митрального клапана (MVO):

$$MVO_{3d} = \frac{K_{3d} \cdot (MVO_{2d} - c)}{K_{2d} \cdot K_t} + a. \quad (16)$$

## Показатели эффективности работы ЛЖ

Пусть  $W_{pos}$  – общая положительная работа, сумма всех работ, выполненных в ходе укорочения сегмента,  $W_{neg}$  – общая отрицательная работа, сумма всех работ, выполненных при удлинении сегмента. На рис. 3 показаны позитивная работа и негативная работа.

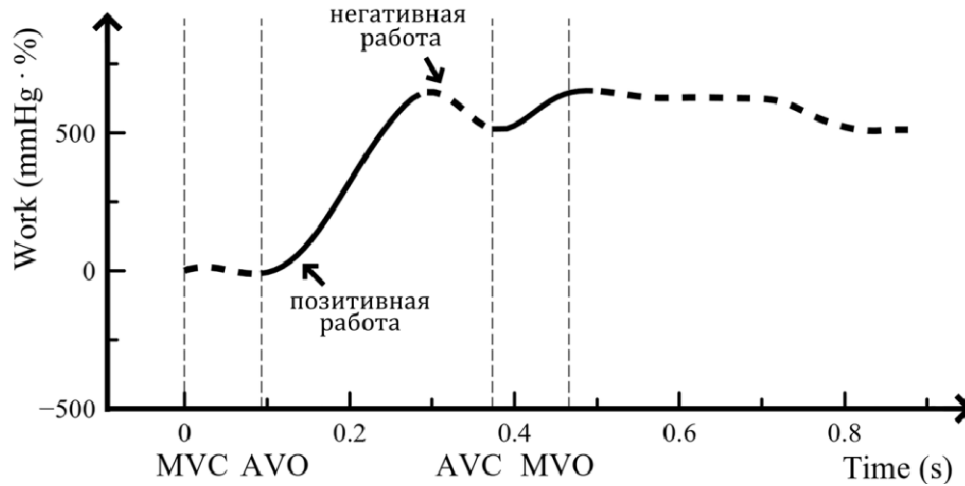


Рис. 3. Позитивная и негативная работа

Глобальный WWR (wasted work ratio) рассчитывается из суммы работ по всем сегментам следующим образом :

$$WWR_G = \frac{\sum W_{neg}}{\sum W_{pos}}. \quad (17)$$

Работа, способствующая систолическому выбросу для каждого сегмента:

$$A_{net} = W_{pos} - W_{neg}. \quad (18)$$

WWR для каждого сегмента:

$$WWR^i = \frac{W_{neg}^i}{W_{pos}^i}. \quad (19)$$

Полученные сегментарные кривые работы будем рассматривать в течение интервала времени, охватывающего моменты от закрытия митрального клапана до открытия митрального клапана. Причина этого заключается в том, что потери работы могут возникать при растяжении сегментов в изоволюметрических фазах, особенно в сердцах с дисинхронной схемой сокращения.

Работа  $i$ -го сегмента в фазу выброса (рис. 4)  $W_{ej}^i$  (Ejection work) определяется следующей формулой:

$$W_{ej}^i = A^i(AVC) - A^i(AVO). \quad (20)$$

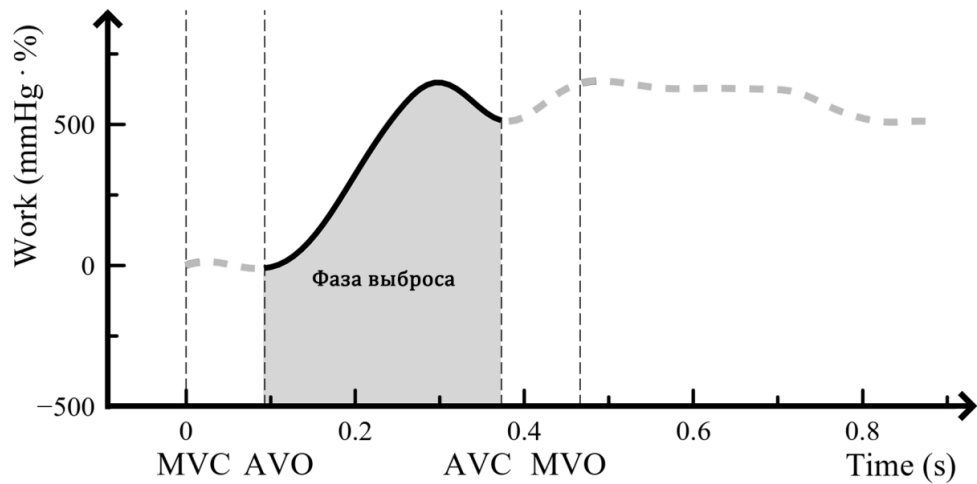


Рис. 4. Работа ЛЖ на интервале времени от AVO до AVC (в фазу выброса)

Полная работа сегмента  $W_{total}^i = W_{pos}^i + W_{neg}^i$  – сумма положительной и отрицательной работы сегмента, взятых по величине на временном промежутке сердечного цикла от MVC до MVO.

Тогда индекс работы  $i$ -го сегмента в фазу выброса  $I_{ej}^i$  определяется соотношением

$$I_{ej}^i = \frac{W_{ej}^i}{W_{total}^i}. \quad (21)$$

Для расчета индекса работы левого желудочка в фазу выброса  $I_{ej}$  (Index of LV ejection work) предложена формула

$$I_{ej} = \frac{W_{ej}}{W_{total}}, \quad (22)$$

где  $W_{ej}$  – работа левого желудочка в фазу выброса (total ejection work of LV), определяемая следующей формулой:

$$W_{ej} = \sum_{i=1}^{18} W_{ej}^i; \quad (23)$$

$W_{total}$  – работа ЛЖ на временном промежутке от MVC до MVO (total work of LV), определяемая формулой

$$W_{total} = \sum_{i=1}^{18} W_{total}^i. \quad (24)$$

В работах [7–9] определение полезной работы  $W_{cons}$  (constructive work) включает положительную работу отдельных сегментов при укорочении воло-

кон миокарда во время систолы и отрицательную работу при удлинении волокон миокарда во время изоволюметрического расслабления. Аналогично, положительная работа во время систолы и отрицательная во время изоволюметрического расслабления считается бесполезной и обозначается  $W_{wast}$  (wasted work).

На рис. 5 представлены графические результаты сравнения показателей  $W_{total}^i$ ,  $W_{ej}^i$  с традиционным показателем  $W_{cons}^i$  в отдельных сегментах левого желудочка у здорового лица А.

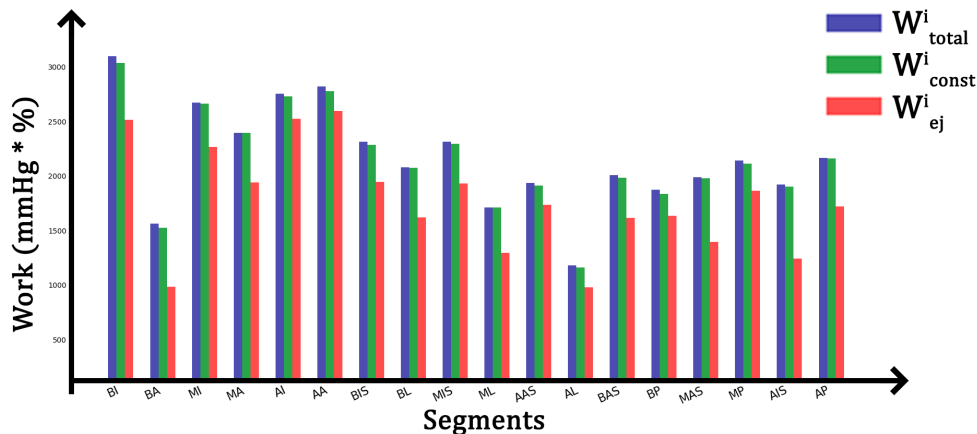


Рис. 5. Сравнительная характеристика показателей  $W_{total}^i$ ,  $W_{ej}^i$  с традиционным показателем работы  $W_{cons}^i$  в отдельных сегментах левого желудочка у здорового лица А

На рис. 6 представлены графические результаты сравнения показателей  $W_{total}^i$ ,  $W_{ej}^i$  с традиционным показателем  $W_{cons}^i$  в отдельных сегментах ЛЖ у пациента через 3 месяца после STEMI.

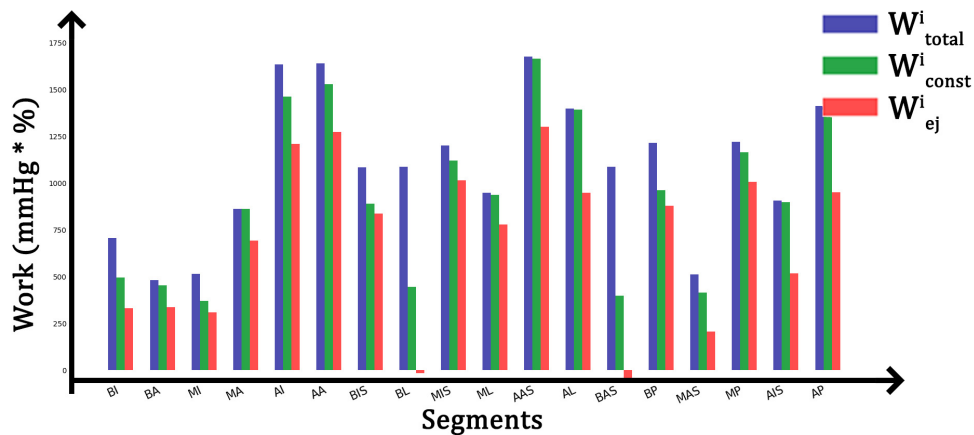


Рис. 6. Сравнительная характеристика показателей  $W_{total}^i$ ,  $W_{ej}^i$  с традиционным показателем работы  $W_{cons}^i$  в отдельных сегментах ЛЖ у пациента В через 3 месяца после STEMI

Из рис. 5 и 6 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. сегменты BL, BAS, рис. 6).

Отрицательные значения  $W_{ej}^i$  и  $I_{ej}^i$  сегментов BAS и BL у пациента В свидетельствуют об удлинении волокон в этих сегментах в период, когда неповрежденные сегменты укорачиваются. Работа, выполняемая пораженными сегментами у пациента В, является потерянной, что говорит о непродуктивной работе сегмента.

### **Заключение**

Рассматриваемые показатели характеризуют эффективную работу сегментов, выполняемую в фазу выброса крови из ЛЖ, что позволяет более детально изучить сократимость сегментов ЛЖ. Реализован численный метод нахождения работы сегментов ЛЖ. Скорость деформации находится путем численного дифференцирования сегментарных кривых двухсторонней разностью. Интегрирование мощности для нахождения работы проводится методом трапеций.

### **Библиографический список**

1. **Marwick, T. H.** Measurement of strain and strain rate by echocardiography: ready for prime time? / T. H. Marwick // J. Am. Coll. Cardiol. – 2006. – Vol. 47 (7). – P. 1313–1327.
2. Three-dimensional speckle-tracking echocardiography: benefits and limitations of integrating myocardial mechanics with three-dimensional imaging / D. Muraru, A. Niero, H. Rodriguez-Zanella, D. Cherata, L. Badano // Cardiovasc. Diagn. Ther. – 2018. – № 8 (1). – P. 101–117.
3. Cardiac mechanics revisited: the relationship of cardiac architecture to ventricular function / G. Buckberg, J. I. Hoffman, A. Mahajan et al. // Circulation. – 2008. – № 118. – P. 2571–2587.
4. Assessment of wasted myocardial work: a novel method to quantify energy loss due to uncoordinated left ventricular contractions / K. Russell, M. Eriksen, L. Aaberge, N. Wilhelmsen, H. Skulstad, O. Gjesdal et al. // Am J Physiol Heart Circ Physiol. – 2013. – Vol. 305 (7). – P. 996–1003.
5. A novel clinical method for quantification of regional left ventricular pressure-strain loop area: a non-invasive index of myocardial work / K. Russell, M. Eriksen, L. Aaberge, N. Wilhelmsen, H. Skulstad, E. W. Remme, K. H. Haugaa, A. Opdahl, J. Gunnar Fjeld, O. Gjesdal, T. Edvardsen, O. A. Smiseth // European Heart Journal. – 2012. – Vol. 33, iss. 6. – P. 724–733.
6. **Бахвалов, Н. С.** Численные методы / Н. С. Бахвалов, Н. П. Жидков, Г. М. Кобельков. – Москва : Бином. Лаборатория знаний, 2003. – 640 с.
7. Effects of frame rate on three-dimensional speckle-tracking-based measurements of myocardial deformation / C. Yodwut, L. Weinert, B. Klas, et al. // J. Am. Soc. Echocardiogr. – 2012. – Vol. 25. – P. 978–85.
8. **Бое, Е.** Myocardial work by echocardiography: a novel method ready for clinical testing / E. Boe, H. Skulstad, O. A. Smiseth // Eur Heart J Cardiovasc Imaging. – 2019. – Vol. 20 (1). – P. 18–20.
9. 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 / E. Boe, O. A. Smiseth, P. Storsten, O. S. Andersen, J. Aalen, M. Eriksen et al. // Europace. – 2019. – Vol. 21 (2). – P. 347–355.

10. **Галимская, В. А.** Глобальная деформация миокарда левого желудочка у больных с сохраненной и со сниженной фракцией выброса. / В. А. Галимская, А. В. Голубева, С. Н. Куприянова // РКО для профессионалов и пациентов – от первичной помощи к новейшим технологиям : материалы Рос. нац. конгр. кард. 2019 (с междунар. уч.). – Екатеринбург, 2019. – С. 258.
11. **Oleynikov, V. E.** Use of the Speckle tracking method for determining global parameters of heart contractility in healthy individuals / V. E. Oleynikov, V. A. Galimskaya, S. N. Kupriyanova, N. V. Burko // *MethodsX*. – 2018. – Vol. 5. – P. 125–135.
12. **Galinskaya, V.** Myocardial deformation in STEMI patients with different types of left ventricle remodeling / V. Galinskaya, A. Golubeva, S. Kupriyanova, V. Oleinikov // *European Journal of Heart Failure*. – 2018. – Vol. 20 (suppl. S1). – P. 42.
13. Новые характеристики продольной сократимости, определенные методом Speckle Tracking / В. Э. Олейников, Ю. Г. Смирнов, В. А. Галимская, С. Н. Куприянова, Л. И. Салымова, А. В. Голубева // *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки*. – 2019. – № 1 (49). – С. 27–39. – DOI 10.21685/2072-3032-2019-1-3.

### References

1. Marwick T. H. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2006, vol. 47 (7), pp. 1313–1327.
2. Muraru D., Niero A., Rodriguez-Zanella H., Cherata D., Badano L. *Cardiovasc. Diagn. Ther.* 2018, no. 8 (1), pp. 101–117.
3. Buckberg G., Hoffman J. I., Mahajan A. et al. *Circulation*. 2008, no. 118, pp. 2571–2587.
4. Russell K., Eriksen M., Aaberge L., Wilhelmsen N., Skulstad H., Gjesdal O. et al. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2013, vol. 305 (7), pp. 996–1003.
5. Russell K., Eriksen M., Aaberge L., Wilhelmsen N., Skulstad H., Remme E. W., Haugaa K. H., Opdahl A., Gunnar Fjeld J., Gjesdal O., Edvardsen T., Smiseth O. A. *European Heart Journal*. 2012, vol. 33, iss. 6, pp. 724–733.
6. Bakhvalov N. S., Zhidkov N. P., Kobel'kov G. M. *Chislennyye metody* [Numerical methods]. Moscow: Binom. Laboratoriya znaniy, 2003, 640 p. [In Russian]
7. Yodwut C., Weinert L., Klas B. et al. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2012, vol. 25, pp. 978–85.
8. Boe E., Skulstad H., Smiseth O. A. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2019, vol. 20 (1), pp. 18–20.
9. Boe E., Smiseth O. A., Storsten P., Andersen O. S., Aalen J., Eriksen M. et al. *Europace*. 2019, vol. 21 (2), pp. 347–355.
10. Galinskaya V. A., Golubeva A. V., Kupriyanova S. N. *RKO dlya professionalov i patsientov – ot pervichnoy pomoshchi k noveyshim tekhnologiyam: materialy Ros. nats. kongr. kard. 2019 (s mezhdunar. uch.)* [Russian Society of Cardiology for professionals and patients - from primary care to the latest technology: proceedings of the Russian national congress of cardiology 2019 (with international participation)]. Ekaterinburg, 2019, p. 258. [In Russian]
11. Oleynikov V. E., Galinskaya V. A., Kupriyanova S. N., Burko N. V. *MethodsX*. 2018, vol. 5, pp. 125–135.
12. Galinskaya V., Golubeva A., Kupriyanova S., Oleinikov V. *European Journal of Heart Failure*. 2018, vol. 20 (suppl. S1), p. 42.
13. Oleynikov V. E., Smirnov Yu. G., Galinskaya V. A., Kupriyanova S. N., Salyamova L. I., Golubeva A. V. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Povolzhskiy region. Meditsinskie nauki* [University proceedings. Volga region. Medical sciences]. 2019, no. 1 (49), pp. 27–39. DOI 10.21685/2072-3032-2019-1-3. [In Russian]

***Смирнов Юрий Геннадьевич***

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

E-mail: mmm@pnzgu.ru

***Smirnov Yuriy Gennad'evich***

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

***Олейников Валентин Эливич***

доктор медицинских наук, профессор,  
заведующий кафедрой терапии,  
Медицинский институт, Пензенский  
государственный университет (Россия,  
г. Пенза, ул. Красная, 40)

E-mail: v.oleynikof@gmail.com

***Oleynikov Valentin Elivich***

Doctor of medical sciences, professor,  
head of the sub-department of therapeutics,  
Medical Institute, Penza State University  
(40, Krasnaya street, Penza, Russia)

***Куприянова Светлана Николаевна***

кандидат физико-математических наук,  
доцент, кафедра математики  
и суперкомпьютерного моделирования,  
Пензенский государственный  
университет (Россия,  
г. Пенза, ул. Красная, 40)

E-mail: snkupr@yandex.ru

***Kupriyanova Svetlana Nikolaevna***

Candidate of physical and mathematical  
sciences, associate professor,  
sub-department of mathematics  
and supercomputer modeling,  
Penza State University  
(40, Krasnaya street, Penza, Russia)

***Галимская Вера Александровна***

кандидат медицинских наук, доцент,  
кафедра терапии, Медицинский  
институт, Пензенский государственный  
университет (Россия, г. Пенза,  
ул. Красная, 40)

E-mail: Vera-budanova@mail.ru

***Galinskaya Vera Aleksandrovna***

Candidate of medical sciences, associate  
professor, sub-department of therapeutics,  
Medical Institute, Penza State University  
(40, Krasnaya street, Penza, Russia)

***Гундарев Евгений Андреевич***

аспирант, Пензенский  
государственный университет (Россия,  
г. Пенза, ул. Красная, 40)

E-mail: psu.gun@mail.ru

***Gundarev Evgeniy Andreevich***

Postgraduate student, Penza State  
University (40, Krasnaya street,  
Penza, Russia)

***Голубева Алена Владимировна***

ассистент, кафедра терапии,  
Медицинский институт, Пензенский  
государственный университет (Россия,  
г. Пенза, ул. Красная, 40)

E-mail: Fialmy@mail.ru

***Golubeva Alena Vladimirovna***

Assistant, sub-department of therapeutics,  
Medical Institute, Penza State University  
(40, Krasnaya street, Penza, Russia)

**Образец цитирования:**

Численный метод расчета работы сегментов левого желудочка / Ю. Г. Смирнов, В. Э. Олейников, С. Н. Куприянова, В. А. Галимская, Е. А. Гундарев, А. В. Голубева // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Физико-математические науки. – 2020. – № 1 (53). – С. 22–35. – DOI 10.21685/2072-3040-2020-1-2.