

А. В. Кузьмин

РАСЧЕТ МОДИФИКАЦИИ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА

A. V. Kuzmin

ESTIMATION OF GEOMETRICAL PARAMETERS MODIFICATION FOR MODELING OF ELECTRICAL ACTIVITY OF HEART

А н н о т а ц и я. *Цель исследования.* Целью настоящего исследования является разработка способа динамического изменения геометрических параметров трехмерной модели в процессе моделирования электрической активности сердца с использованием многодипольной модели эквивалентного электрического генератора сердца, предложенной Л. И. Титомиром, и электрокардиографических данных. *Материалы и методы.* Теоретическую и методологическую основу исследования представляют фундаментальные труды в области эквивалентного электрического генератора сердца и взаимосвязи электрофизиологических характеристик сердца. В работе используются трехмерные модели на основе опорных точек, схематично представляющие сердце и расположение диполей, при этом используются методы геометрического моделирования. *Результаты работы.* В данной работе описан способ динамического изменения геометрических параметров модели сердца на основе электрокардиографических данных. Представлен процесс расчета модификации геометрических параметров модели электрической активности сердца. Определены значения потенциала на поверхности модели сердца. На основе упрощенной электромеханической модели миокарда рассчитаны значения смещения точек пространственного расположения диполей. Выполнен численный эксперимент с использованием электрокардиографических данных и схематичной трехмерной модели пространственного расположения диполей. Приведенные результаты вычислительного эксперимента показали возможность решения поставленной задачи. *Выводы.* В статье рассмотрены этапы расчета геометрических параметров расположения диполей и изменения параметров геометрической модели, раскрыт этап получения значения трансмембранного потенциала действия на основе данных дипольных моментов, проведен вычислительный эксперимент. Результаты исследования позволяют разработать способ динамического изменения геометрических параметров трехмерной модели сердца для использования в качестве программного компонента систем неинвазивной диагностики и симуляционного обучения.

A b s t r a c t. *Background.* The aim of this research is the development of method of dynamic modification of heart 3D model geometrical parameters during the process of electrical activity of heart on the base of multi-dipole model of equivalent electric generator of heart proposed by L.I. Titomir and non-invasive electrocardiographic data. *Materials and methods.* Theoretical and methodological base of the investigation consists of fundamental works in the areas of equivalent electrical generator of the heart and interrelation of electrocardiographic parameters of heart. 3D models methods based on reference points that schematically represent heart and spatial location of dipoles and geometrical modeling methods in general are used in

the research. *Results of the work.* In the current work the method of dynamic modification of geometrical parameters of model of heart on the base of electrocardiographic data is described. The process of estimating the dynamic modification of geometric parameters of model of electrical activity of the heart. The author determined the values of electric potential on the surface of the model of the heart. The values of modification of points of spatial location of dipoles are determined on the base of simplified electromechanical model. Computational experiment with electrocardiographic data and schematic 3D model of dipole spatial location is fulfilled. The results of the computational experiment showed the possibility of solving the task. **Conclusions.** In the paper the steps of estimation of parameters dipoles location and modification of parameters of geometric model are considered, the step of estimation of values of action transmembrane potential on the base of dipole moments is experimentally demonstrated. The results allow developing the method of dynamic modification of geometric model of heart for application as a part of software component of non-invasive diagnostic and simulation training systems.

К л ю ч е в ы е с л о в а: электрическая активность сердца, дипольные моменты, многодипольная модель, трехмерная модель сердца, геометрические параметры.

К e y w o r d s: electrical activity of a heart, dipole moments, multi-dipole model, 3D model of a heart, geometrical parameters.

Введение

Одним из актуальных и перспективных подходов к диагностике состояния сердца является моделирование его электрической активности с использованием электрических параметров, неинвазивно зарегистрированных на поверхности тела человека [1].

Решение задачи моделирования электрической активности сердца (ЭАС) является важным не только для диагностики, но и для симуляционного обучения. Примерами этого могут служить система топической диагностики «Дэкарто» [2] и программная система моделирования и визуализации ЭАС ECGSim [3].

При моделировании ЭАС важную роль играют геометрические параметры модели сердца, активность сердца напрямую связана с изменением его геометрических параметров [4]. В существующих системах геометрическая трехмерная модель сердца принимается статичной. Таким образом, задача динамической модификации геометрических параметров трехмерной модели сердца является актуальной [5].

Описание модели ЭАС с динамической составляющей

В данном исследовании используется многодипольная модель эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС), разработанная Л. И. Титомиром [6]. Она связывает электрический потенциал, зарегистрированный на поверхности тела, с электрическими параметрами ЭЭГС, представленного набором диполей, расположенных на поверхности сердца. Важной особенностью данной модели является явное использование геометрических параметров взаимного пространственного расположения поверхностей сердца и торса [7]: α_{ji} – углы между векторами дипольных моментов D_i ($i = 1 \dots N$) и прямыми, соединяющими j точку отведения с i диполем сердца; r_{ji} – расстояния от i диполя до j точки отведения. Они зависят от момента времени t в случае динамического изменения геометрической модели. С учетом этого общий алгоритм моделирования ЭАС сердца содержит следующие этапы [7]:

- регистрация ЭКС в 12 стандартных отведениях с использованием цифрового электрокардиографа (возможно использование альтернативных систем отведений);
- сегментация ЭКС с выявлением основных элементов ЭКГ на оси времени t ;
- получение геометрических параметров моделей сердца и торса, соответствующих индивидуальным особенностям;
- синтез поверхностных моделей сердца и торса пациента;
- расчет геометрических параметров $a(t)$ и $r(t)$;
- определение дипольных моментов $D_i(t)$;

- определение потенциалов участков поверхности сердца на основе значения дипольных моментов;
- расчет параметров модификации геометрической модели сердца;
- модификация геометрических параметров трехмерной модели сердца.

При этом расчет параметров проводится для каждого временного отсчета ЭКС t (0.. T). Исследуемый кардицикл разбивается на 100 отсчетов.

В исследовании [7] подробно рассмотрен этап получения дипольных моментов с использованием тестовых моделей, имеющих 12 вершин и трехуровневую структуру (по оси y), по четыре вершины на каждом уровне. В вершинах расположены диполи D_1 – D_{12} , векторы дипольных моментов соответствуют нормальным к рассматриваемым вершинам. В соответствии с условиями исследования электрическая активность предсердий определяется диполями D_9 – D_{12} , электрическую активность желудочков отражают диполи D_1 – D_8 .

Определение потенциалов участков поверхности

Для определения потенциалов участков поверхности дипольных нужно воспользоваться соотношением, связывающим значения дипольного момента и потенциал участка поверхности сердца [8]:

$$\phi_i = \frac{\Omega_i}{4\pi} \cdot \frac{D_i}{\Delta S_i \sigma}, \quad (1)$$

где ϕ_i [В] – потенциал i участка поверхности модели; Ω_i – телесный угол, образуемый i участком поверхности модели; D_i [А·м] – дипольный момент i диполя модели ($i = 1...12$); ΔS_i [м²] – площадь i участка поверхности модели; σ [См/м] – средняя удельная проводимость тела; I – количество диполей модели сердца, соответствующее количеству участков поверхности модели.

Следует сразу оговориться, что в соответствии с многодипольной моделью ЭАС геометрическое место диполя определяется точкой пространства, в данном исследовании учитывается, что диполь отражает электрическую активность некоторого участка поверхности модели сердца, т.е. точки и ее окрестности. Таким образом, чем больше используется диполей, тем более детальная модель может быть построена.

Используемые тестовые модели включают 12 вершин, в которых расположены диполи, следовательно, имеется 12 участков поверхности модели, потенциалы которых требуется определить. Схема расположения диполей и участков поверхности на примере модели сферы приведена на рис. 1.

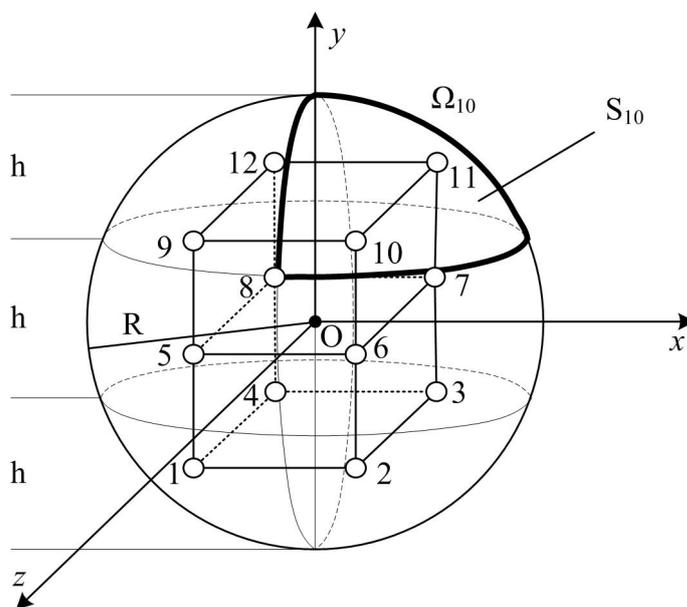


Рис. 1. Схема расчета телесных углов

Из рис. 1 видно, что условная сфера своим центром совмещена с центром тестовой модели O , а ее радиус R выбран так, чтобы вершины 1–4 и 9–12 принадлежали поверхности сферы. Для удобства расчета телесных углов сфера разделена по высоте на три равные высотой h части, соответствующие трем уровням тестовой модели. Чтобы каждой вершине тестовой модели соответствовал участок поверхности сферы, каждая из трех частей разделяется на четыре равных участка плоскостями xoy и zoy , а также двумя плоскостями параллельными xoz (см. рис. 1).

Площадь сферического сегмента определяется по формуле [9]

$$\Delta S = 2\pi R h, \quad (2)$$

где R [м] – радиус сферы; h [м] – высота сферического сегмента.

В случае высоты h равной одной трети диаметра сферы ($1/3 \cdot 2R$) площадь верхнего и нижнего сегментов равна $4/3 \cdot \pi \cdot R^2$ (это одна треть от полной площади сферы $4 \cdot \pi \cdot R^2$). Если вычесть площади верхнего и нижнего сегментов сферы из общей площади, то площадь среднего пояса сферы также будет равна $4/3 \cdot \pi \cdot R^2$. Как было сказано выше, каждая из трех частей разделена координатными плоскостями на четыре равных участка, таким образом, получено 12 участков с равной площадью $4/12 \cdot \pi \cdot R^2$.

Телесный угол, образованный сферическим сегментом, определяется по формуле [9], подставив в которую полученное выше значение площади, получим решение

$$\Omega_i = \frac{\Delta S_i}{R^2} = \frac{4\pi}{12}. \quad (3)$$

После подстановки реальных значений в уравнение (2) радиуса сферы $R = 0,1031$ м получено значение $\Delta S_i = 0,0028$ м². При использовании полигональной модели поверхности сердца, полученной методом триангуляции (см. рис. 2), площадь участка определяется площадями треугольников, образующих рассматриваемый участок, телесный угол определяется с учетом квадрата расстояния от центра геометрической модели (начало координат на рис. 2) до соответствующего участка поверхности.

После подстановки в уравнение (1) значений в общем виде и упрощения получено следующее выражение для расчета ϕ_i :

$$\phi_i = \frac{D_i}{4\pi R_i^2 \sigma}. \quad (4)$$

Значение средней удельной проводимости $\sigma = 0,216$ см/м для расчетов получено как обратная величина к среднему удельному сопротивлению $\rho = 4,63$ Ом·м [10].

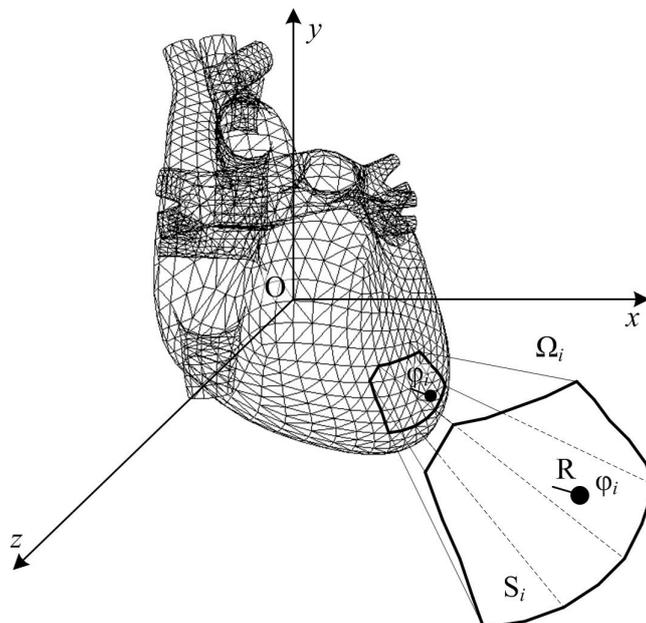


Рис. 2. Схема расчета телесных углов в полигональной модели сердца

Результат расчета по формуле (4) необходимо проинтегрировать для получения значений трансмембранного потенциала действия (ТМПД) [8]. Предлагается использовать кусочное интегрирование методом трапеций по времени t в цикле для каждого участка кривой φ_i . При интегрировании параметр t , который в цифровом представлении сигнала играет роль безразмерного номера отсчета (в рассматриваемом случае $t = 1 \dots 100$), заменяется на реальный временной параметр, измеряемый в секундах (в рассматриваемом случае $\Delta t = 0,0082$ с, определяется как $1/100$ длительности кардиоцикла в секундах).

Кроме того, целесообразно нормировать полученную величину ТМПД путем отображения в диапазон $[0..1]$, как сделано в работе [11]. Это обусловлено тем, что многие разработанные биофизические модели [12, 13] описывают электрические, химические и механические процессы на уровне клеток миокарда, а в данном случае рассматривается участок поверхности сердца, интегрально отражающий электрическую активность большого количества клеток миокарда. Такое приведение позволит согласовать значение потенциала участка поверхности сердца со значениями, принятыми для моделей электрической активности на клеточном уровне.

Результаты исследований электрической активности клетки миокарда [14, 15] позволяют определить взаимосвязь параметров ТМПД, величины сокращения мышечных волокон и развиваемого усилия. Данные графики, совмещенные с полученными нормализованными значениями потенциала участка поверхности сердца, относящимися к диполью D_{10} и рассчитанными на основе формулы (3) для интервала времени, соответствующего зубцу P ($t = 0$ в момент начала зубца P), приведены на рис. 3.

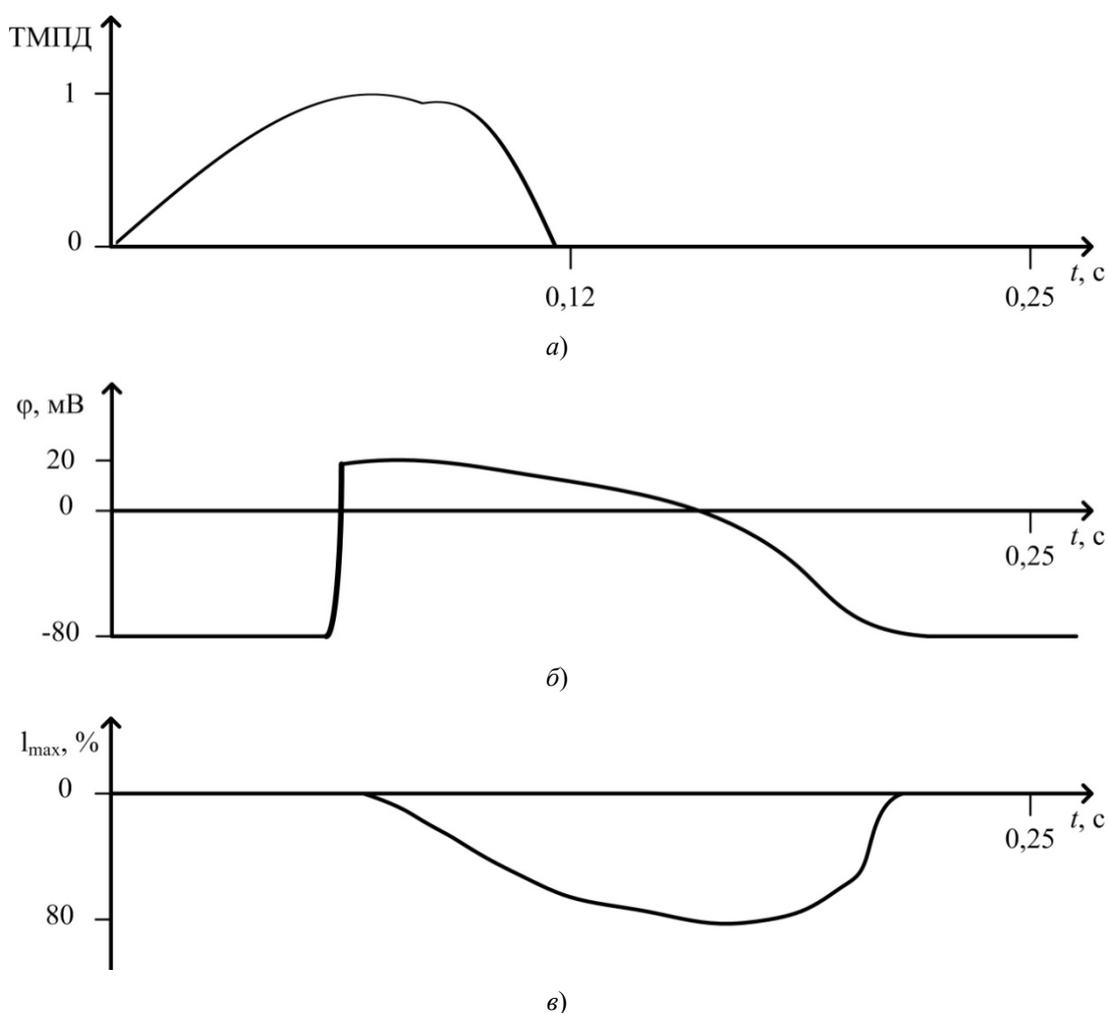


Рис. 3. Временные диаграммы: *a* – нормализованный рассчитанный потенциал участка поверхности сердца D_{10} ; *б* – ТМПД миокарда; *в* – изменение длины волокна миокарда

Для расчета смещений может использоваться упрощенная электромеханическая модель миокарда, предложенная в работе [15], включающая активный элемент изменяемой длины, который управляется нормализованным значением ТМПД (см. рис. 3,а), и вязкоупругий элемент. Применяя подобную модель к исследуемой модели пространственного расположения диполей (см. рис 1) с учетом полученных нормализованных значений потенциала на участке поверхности миокарда (см. рис. 3,а) в интервал времени, соответствующий пику P на ЭКГ, получено значение модуля смещения рассматриваемых точек расположения диполей (в данном случае D_9 – D_{12}). В качестве направлений смещения точек расположения диполей в работе [16] предлагается использовать нормали к этим точкам. Полученный результат приведен на рис. 4.

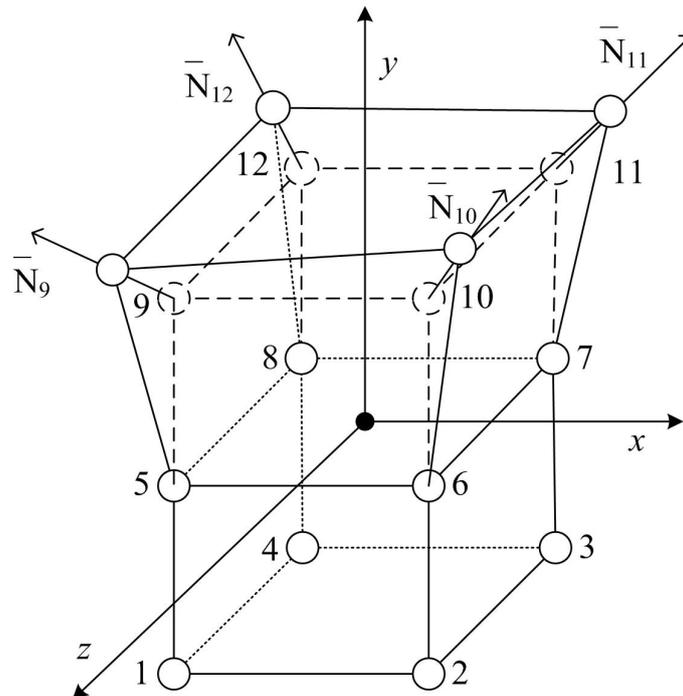


Рис. 4. Трехмерная модель пространственного расположения диполей с модифицированными координатами D_9 – D_{12}

После изменения точек пространственного расположения диполей перед переходом к следующему $t + 1$ отсчету ЭКС производится перерасчет геометрических параметров $\alpha(t)$ и $r(t)$ трехмерной модели сердца и визуализация результата средствами компьютерной графики [17].

Заключение

Предложен алгоритм моделирования ЭАС с модификацией геометрических параметров модели. Рассмотрен этап расчета модификации геометрических параметров модели. Показано вычисление ТМПД на основе имеющихся значений дипольных моментов. На основе нормализованных значений ТМПД с использованием упрощенной электромеханической модели получены значения смещения точек пространственного расположения диполей. Результаты вычислительного эксперимента показывают возможность решения поставленной задачи.

Статья подготовлена при поддержке Российского научного фонда (мероприятие «Проведение исследований научными группами под руководством молодых ученых» Президентской программы исследовательских проектов, реализуемых ведущими учеными, в том числе молодыми учеными, номер проекта 17-71-20029).

Библиографический список

1. Понизовкина, Е. Для диагностики будущего / Е. Понизовкина // Наука Урала. – 2004. – № 25. – С. 4. – URL: http://www3.uran.ru/gazetanu/2004/10/nu25/nu_252004.pdf (дата обращения: 15.01.2019).
2. Официальный сайт проекта ECGSim. – URL: <http://www.ecgsim.org> (дата обращения: 15.01.2018).

3. *Mateasik, A.* DECARTO – a tool for superposition of functional and structural characteristics of the heart / A. Mateasik, L. Bacharova, J. Kniz, L. I. Titomir // *Biomedizinische Technik*. – 2001. – Вып. 46, № 2. – С. 79–81.
4. *Титомир, Л. И.* Электрический генератор сердца / Л. И. Титомир. – Москва : Наука, 1980. – 371 с.
5. *Кузьмин, А. В.* Анализ и моделирование электрической активности сердца с динамическим изменением геометрических параметров модели / А. В. Кузьмин // *Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета*. – 2018. – № 1 (63). – С. 95–102.
6. *Титомир, Л. И.* Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца / Л. И. Титомир, П. Кнеппо. – Москва : Наука ; Физматлит, 1999. – 447 с.
7. *Кузьмин, А. В.* Определение дипольных моментов при моделировании электрической активности сердца с модификацией геометрических параметров / А. В. Кузьмин // *Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль*. – 2019. – № 1. – С. 87–94.
8. *Полосин, В. Г.* Система стохастического мониторинга состояния электрофизиологических характеристик сердца на основе энтропийно-параметрического анализа : дис. ... д-ра техн. наук / Полосин В. Г. – Пенза, 2017. – 368 с.
9. *Выгодский, М. Я.* Справочник по элементарной математике / М. Я. Выгодский. – 7-е изд. – Москва : Гос. изд-во техн.-теор. лит., 1954. – 412 с.
10. *Rush, S.* Resistivity of body tissues at low frequencies / S. Rush, J. A. Abildskov, R. McFree // *Circulation Res.* – 1963. – № 12. – С. 40–50.
11. Inter-model consistency and complementarity: Learning from ex-vivo imaging and electrophysiological data towards an integrated understanding of cardiac physiology / O. Camara, M. Sermesant, P. Lamata, L. Wang, M. Pop, J. Relan, M. De Craene, H. Delingette, H. Liu, S. Niederer, A. Pashaei, G. Plank, D. Romero, R. Sebastian, K. C. L. Wong, H. Zhang, N. Ayache, A. F. Frangi, P. Shi, N. P. Smith, G. A. Wright // *Progress in Biophysics and Molecular Biology*. – 2011. – № 107. – С. 122–133.
12. *Дещеревский, В. И.* Математические модели мышечного сокращения / В. И. Дещеревский ; под ред. акад. Г. М. Франка. – Москва : Наука, 1977. – 160 с.
13. *Типанс, И. О.* Математическое моделирование процессов возбуждения и сокращения в клетках сердца : дис. ... канд. физ-мат. наук / Типанс И. О. – Рига, 1984. – 169 с.
14. *Brutsaert, D. L.* Load clamp analysis of maximal force potential of mammalian cardiac muscle / D. L. Brutsaert, P. R. Housmans // *The Journal of Physiology*. – 1977. – Вып. 271, № 3. – С. 587–603.
15. *Sermesant, M.* An Electromechanical Model of the Heart for Image Analysis and Simulation / M. Sermesant, H. Delingette, N. Ayache // *IEEE transactions on medical imaging*. – 2006. – Вып. 25, № 5. – С. 612–625.
16. *Кузьмин, А. В.* Моделирование и визуализация работы сердца в компьютерных приложениях / А. В. Кузьмин // *Известия Самарского научного центра Российской академии наук*. – 2015. – Т. 17, № 2 (5). – С. 1031–1035.
17. *Kosnikov, Yu. N.* Morphing of spatial objects in real time with interpolation by functions of radial and orthogonal basis / Yu. N. Kosnikov, A. V. Kuzmin, Hoang Thai Ho // *Journal of Physics: Conference Series*. – 2018. – Вып. 1015. – С. 032066.

References

1. Ponizovkina E. *Nauka Urala* [Science Of The Urals]. 2004, no. 25, p. 4. Available at: http://www3.urana.ru/gazetanu/2004/10/nu25/nu_252004.pdf (accessed Jan. 15, 2019). [In Russian]
2. *Ofitsial'nyy sayt proekta ECGSim* [Official site of ECGSim project]. Available at: <http://www.ecgsim.org> (accessed Jan. 15, 2018).
3. Mateasik A., Bacharova L., Kniz J., Titomir L. I. *Biomedizinische Technik* [Biomedical engineering]. 2001, iss. 46, no. 2, pp. 79–81.
4. Titomir L. I. *Elektricheskiy generator serdtsa* [Electric generator heart]. Moscow: Nauka, 1980, 371 p. [In Russian]
5. Kuz'min A. V. *Vestnik Ryazanskogo gosudarstvennogo radiotekhnicheskogo universiteta* [Bulletin of Ryazan State Radio Engineering University]. 2018, no. 1 (63), pp. 95–102. [In Russian]
6. Titomir L. I., Kneppo P. *Matematicheskoe modelirovanie bioelektricheskogo generatora serdtsa* [Mathematical modeling of bioelectric generator hearts]. Moscow: Nauka; Fizmatlit, 1999, 447 p. [In Russian]
7. Kuz'min A. V. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol'* [Measurement. Monitoring. Management. Control]. 2019, no. 1, pp. 87–94. [In Russian]
8. Polosin V. G. *Sistema stokhasticheskogo monitoringa sostoyaniya elektrofiziologicheskikh kharakteristik serdtsa na osnove entropiyno-parametricheskogo analiza: dis. d-ra tekhn. nauk* [System of stochastic monitoring of the state of electrophysiological characteristics of the heart on the basis of entropy-parametric analysis: dis. ... dr. techn. sciences]. Penza, 2017, 368 p. [In Russian]

9. Vygodskiy M. Ya. *Spravochnik po elementarnoy matematike* [Handbook of elementary mathematics]. 7th ed. Moscow: Gos. izd-vo tekhn.-teor. lit., 1954, 412 p. [In Russian]
10. Rush S., Abildskov J. A., McFree R. *Circulation Res.* 1963, no. 12, pp. 40–50.
11. Camara O., Sermesant M., Lamata P., Wang L., Pop M., Relan J., De Craene M., Delingette H., Liu H., Niederer S., Pashaei A., Plank G., Romero D., Sebastian R., Wong K. C. L., Zhang H., Ayache N., Frangi A. F., Shi P., Smith N. P., Wright G. A. *Progress in Biophysics and Molecular Biology.* 2011, no. 107, pp. 122–133.
12. Deshcherevskiy V. I. *Matematicheskie modeli myshechnogo sokrashcheniya* [Mathematical models of muscle contraction]. Moscow: Nauka, 1977, 160 p. [In Russian]
13. Tipans I. O. *Matematicheskoe modelirovanie protsessov vzbuzhdeniya i sokrashcheniya v kletkakh serdtsa: dis. kand. fiz-mat. nauk* [Mathematical modeling of excitation and contraction processes in heart cells: dis. ... cand. phys. sciences]. Riga, 1984, 169 p. [In Russian]
14. Brutsaert D. L., Housmans P. R. *The Journal of Physiology.* 1977, iss. 271, no. 3, pp. 587–603.
15. Sermesant M., Delingette H., Ayache N. *IEEE transactions on medical imaging.* 2006, iss. 25, no. 5, pp. 612–625.
16. Kuz'min A. V. *Izvestiya Samarskogo nauchnogo tsentra Rossiyskoy akademii nauk* [Proceedings of the Samara scientific center of the Russian Academy of Sciences]. 2015, vol. 17, no. 2 (5), pp. 1031–1035. [In Russian]
17. Kosnikov Yu. N., Kuzmin A. V., Hoang Thai Ho *Journal of Physics: Conference Series.* 2018, iss. 1015, p. 032066.

Кузьмин Андрей Викторович

кандидат технических наук, доцент,
кафедра информационно-вычислительных систем,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40),
E-mail: flickerlight@inbox.ru

Kuz'min Andrey Viktorovich

candidate of technical sciences, associate professor,
sub-department of information and computing systems,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Образец цитирования:

Кузьмин, А. В. Расчет модификации геометрических параметров при моделировании электрической активности сердца / А. В. Кузьмин // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2019. – № 3 (29). – С. 69–76. – DOI 10.21685/2307-5538-2019-3-8.