

УДК 615.471.03:616.1–073.96.001.2

DOI: 10.24160/1993-6982-2018-3-132-140

Моделирование карт наружных потенциалов для исследования алгоритмов решения обратных задач электрокардиографии

Я.А. Куприянова, Г.В. Жихарева, Е.П. Маралкина, Н.О. Стрелков

Работа посвящена вопросам моделирования электрической активности миокарда с помощью клеточных автоматов. Предложен алгоритм расчета электрокардиографических карт наружных потенциалов на поверхности грудной клетки, в том числе и при патологических изменениях в сердечной мышце. Под патологическими изменениями, характерными для ишемизированных участков сердца, понимается наличие областей миокарда с задержанным проведением возбуждения.

В качестве модели поверхности грудной клетки использован круговой цилиндр конечной длины. Рассмотрено две модели: проводящий цилиндр в проводящей среде (однородная модель грудной клетки и окружающего ее пространства) и проводящий цилиндр, окруженный воздухом, (модель, учитывающая границу тело–воздух). Поверхность сердца представлена сферой, покрытой одиночным слоем клеточных автоматов. При моделировании электрического поля сердца каждый клеточный автомат интерпретируется как точечный электрический диполь. Вектор дипольного момента ориентирован по нормали к поверхности сердца, а величина дипольного момента определяется состоянием клеточного автомата в каждый дискретный момент времени в ходе процесса возбуждения миокарда. В разработанной модели заложены возможности изменения размеров сердца и грудной клетки, положения сердца в грудной клетке и электрической оси сердца, размеров и локализации патологических областей.

По результатам моделирования проведено сравнение электрокардиографических карт наружных потенциалов в однородной среде и при учете границы тело–воздух для типичных размеров грудной клетки и сердца взрослого человека. Рассчитаны и проанализированы относительные отклонения и коэффициенты корреляции карт наружных потенциалов в дискретные моменты времени одиночного кардицикла. Исследовано влияние границы тело–воздух и наличия и расположения патологических областей миокарда на результаты моделирования.

С помощью разработанной модели создан банк электрокардиографических карт наружных потенциалов, необходимых для апробации алгоритмов решения обратной задачи электрокардиографии, т. е. для разработки и исследования алгоритмов реконструкции эквивалентных пространственно-распределенных источников сердца по электрокардиографическим сигналам многоэлектродной ЭКГ-системы. Применение данных алгоритмов позволит повысить чувствительность и надежность электрокардиографической диагностики, особенно на ранних стадиях заболеваний сердца.

Ключевые слова: моделирование электрического поля сердца, электрокардиографические карты наружных потенциалов, патологические изменения миокарда, клеточные автоматы.

Для цитирования: Куприянова Я.А., Жихарева Г.В., Маралкина Е.П., Стрелков Н.О. Моделирование карт наружных потенциалов для исследования алгоритмов решения обратных задач электрокардиографии // Вестник МЭИ. 2018. № 3. С. 132—140. DOI: 10.24160/1993-6982-2018-3-132-140.

Modeling the Maps of External Potentials for Studying Electrocardiography Inverse Problem Solution Algorithms

Ya.A. Kuprianova, G.V. Zhikhareva, E.P. Maralkina, N.O. Strelkov

The article addresses matters concerned with modeling the electrical activity of a myocardium using cellular automata. An algorithm for calculating the electrocardiographic maps of external potentials on the chest surface, including those observed in case of heart muscle pathologies, is proposed. Pathological changes characteristic for ischemic heart areas are understood to mean the presence of myocardium zones with delayed excitation. A finite length circular cylinder is used as the chest surface model. Two versions of the model are considered. The first version is represented by a conducting cylinder placed in conducting medium (the homogeneous model of a chest and its surrounding space). The second version is represented by a conducting cylinder surrounded by air (the model that takes into account the body-air boundary). The heart surface is represented

by a sphere covered with a single layer of cellular automata. In modeling the heart electric field, each cellular automaton is interpreted as a point electric dipole. The dipole moment vector is oriented normally to the heart surface. The dipole moment value is determined by the cellular automaton state at each discrete instant of time in the course of myocardium excitation process. The developed model offers the possibilities to change the heart and chest sizes, heart position in the chest, heart electric axis position, and the size and locations of pathologic areas.

Based on the simulation results, the electrocardiographic maps of external potentials were compared in a homogeneous medium and taking into account the body-air boundary for typical chest and heart sizes of an adult human. Relative deviations and correlation coefficients for the maps of external potentials at discrete instants of time of a single cardiocycle are calculated and analyzed. The effect of the body-air boundary and the presence and location of pathological areas in the myocardium on the simulation results is studied.

The developed model was used to set up a bank of the electrocardiographic external potential maps necessary for testing the ECG inverse problem solution algorithms, that is, for developing and studying algorithms for reconstructing equivalent spatially distributed heart sources based on the electrocardiographic signals obtained from a multi-electrode ECG system. Application of such algorithms will make it possible to enhance the sensitivity and reliability of electrocardiographic diagnostics, especially in the early heart disease stages.

Key words: heart electric field simulation, electrocardiographic maps of external potentials, pathological changes in the myocardium, cellular automata.

For citation: Kuprianova Ya.A., Zhikhareva G.V., Maralkina E.P., Strelkov N.O. Modeling the Maps of External Potentials for Studying Electrocardiography Inverse Problem Solution Algorithms. MPEI Vestnik. 2018;3:132—140. (in Russian). DOI: 10.24160/1993-6982-2018-3-132-140.

Введение

Радиотехнические методы обработки сигналов широко применяются в медицинской диагностике, в том числе в электрокардиографии (ЭКГ). На современном этапе развития электроники и вычислительной техники актуально решение обратной задачи электрокардиографии, которая, по сути, является обратной задачей электродинамики квазистационарных токов и состоит в реконструкции эквивалентных источников сердца по электрическим потенциалам, измеренным на поверхности грудной клетки [1]. Такой подход к ЭКГ-диагностике позволяет детализировать информацию об электрическом состоянии различных областей миокарда в различные моменты времени кардицикла и, следовательно, повысить информативность и чувствительность ЭКГ-обследований [2, 3].

Алгоритмы решения обратной задачи электрокардиографии используют различное представление об эквивалентных источниках. Это могут быть как одиночные точечные монополярные и дипольные источники [4], так и пространственно распределенные по поверхности сердца их ансамбли [5, 6].

Исходными данными для работы алгоритмов реконструкции пространственно распределенных эквивалентных источников являются распределения электрических потенциалов поля сердца на поверхности грудной клетки, то есть ЭКГ-сигналы множества электродов, расположенных по всей поверхности грудной клетки [7, 8]. При разработке и апробации алгоритмов решения обратной задачи электрокардиографии необходимы такие сигналы, а также точные сведения об их источниках: размере, расположении в грудной клетке, наличии или отсутствии патологических изменений [9]. Но доступных баз реальных многоэлектродных ЭКГ-сигналов практически нет.

Настоящая работа посвящена моделированию испытательных ЭКГ-сигналов многоэлектродной ЭКГ-системы с помощью модели генератора сердца на базе

клеточных автоматов [10]. Данная модель позволяет рассчитывать электрические потенциалы, создаваемые сердцем, в дискретные моменты времени одиночного кардицикла в любой точке пространства, в том числе на поверхности грудной клетки, то есть моделировать электрокардиографические карты наружных потенциалов (КНП). При этом владение полной информацией об источнике позволит проводить оценку точности работы алгоритмов реконструкции эквивалентных источников сердца.

Кроме того, алгоритмы решения обратной задачи электрокардиографии часто формулируются в предположении об однородности среды, в которой расположены эквивалентные источники сердца [5]. Поскольку все ткани тела человека являются в той или иной степени проводящими, то основным источником погрешности при таком предположении будет являться граница «тело–воздух», т. е. граница «проводник–диэлектрик». Поэтому, для апробации алгоритмов реконструкции эквивалентных источников сердца актуально моделирование КНП как в однородной среде, так и с учетом границы «тело–воздух».

Алгоритм моделирования карт наружных потенциалов

В качестве поверхности для расчета КНП выбран круговой цилиндр с реалистичными размерами грудной клетки взрослого человека [11]: радиусом $r_{\text{ц}} = 15,5$ см и высотой $h_{\text{ц}} = 50,0$ см. На поверхности цилиндра равномерно расположены 1200 электродов (точек расчета потенциалов): 25 поясов по 48 электродов (рис. 1). Такое количество является достаточным для моделирования ЭКГ-сигналов различных систем отведений, поскольку максимальное число электродов многоэлектродных систем на сегодняшний день может достигать 240 [12].

Сердце представлено сферической поверхностью [13] радиусом $R = 5$ см, равномерно покрытой одиночным слоем клеточных автоматов — кубиков с ребром

1 мм [10]. Центр сферы смещен относительно начала координат в точку с координатами $x = 3,6$ см, $y = 3,2$ см, $z = 33,3$ см, электрическая ось сердца повернута относительно оси z вправо на угол 45° и назад, на угол 10° (рис. 1).

При моделировании электрического поля сердца каждый клеточный автомат интерпретируется как точечный электрический диполь, расположенный в центре клеточного автомата, с вектором дипольного момента, направленным по нормали к сферической поверхности сердца.

Процесс формирования КНП сводится к следующим шагам:

- расчету массива модулей дипольных моментов клеточных автоматов $\{M_{KAij}\}$ в дискретные моменты времени одиночного кардиоцикла; $i = 1 \dots 38186$ — номера клеточных автоматов; $j = 1 \dots 1001$ — номера отсчетов моментов времени одиночного кардиоцикла при частоте дискретизации 2 кГц. Алгоритм расчета основан на анализе электрического состояния мембран клеток миокарда в различных отделах сердца в различные моменты времени и представлен в статье [10];

- расчету массива потенциалов, создаваемых каждым клеточным автоматом в точках расположения электродов, $\{\varphi_{KAik}\}$; $i = 1 \dots 38186$ — номера клеточных автоматов; $k = 1 \dots 1200$ — номера электродов. При этом величины дипольных моментов всех клеточных автоматов полагаются равными единице ($M_0 = 1$).

Для однородной проводящей среды (при отсутствии границы «тело–воздух») потенциалы определяются формулой:

$$\tilde{\varphi}_{KA ik} = \frac{(x_k - x_{KAi})M_{0xi} + (y_k - y_{KAi})M_{0yi} + (z_k - z_{KAi})M_{0zi}}{4\pi\sigma\sqrt{(x_k - x_{KAi})^2 + (y_k - y_{KAi})^2 + (z_k - z_{KAi})^2}}, \quad (1)$$

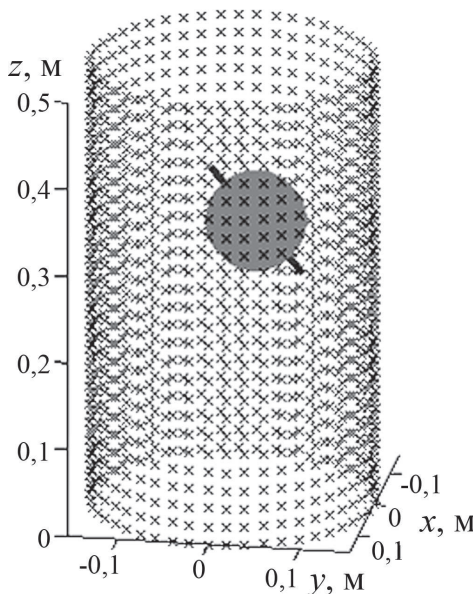


Рис. 1. Геометрия модели грудной клетки и сердца

где x_k, y_k, z_k — координаты электродов; $x_{KAi}, y_{KAi}, z_{KAi}$ — координаты центров клеточных автоматов; $M_{0xi}, M_{0yi}, M_{0zi}$ — проекции единичных векторов, расположенных в центрах клеточных автоматов и направленных по нормали к сферической поверхности генератора; $\sigma = 0,22$ См/м — удельная проводимость среды, среднее значение удельной проводимости тканей грудной клетки [1].

Для проводящего цилиндра, окруженного воздухом (при учете границы «тело–воздух»), потенциалы рассчитываются по формуле [11]:

$$\begin{aligned} \phi_{KA ik} = & \frac{M_{0pi}}{h_u r_u \pi \sigma} \sum_{n=1}^N \cos \frac{n\pi z_{KAi}}{h_u} \cos \frac{n\pi z_k}{h_u} \times \\ & \times \sum_{m=0}^{M-1} (2 - \delta_m^0) \frac{I_{m-1} \left(\frac{n\pi \rho_{KAi}}{h_u} \right) + I_{m+1} \left(\frac{n\pi \rho_{KAi}}{h_u} \right)}{I_{m-1} \left(\frac{n\pi r_u}{h_u} \right) + I_{m+1} \left(\frac{n\pi r_u}{h_u} \right)} \cos [m(\varphi_k - \varphi_{KAi})] + \\ & + \frac{M_{0pi}}{2\pi h_u r_u \sigma} \left\{ \frac{\rho_{KAi}}{r_u} + 2 \sum_{m=1}^M \left(\frac{\rho_{KAi}}{r_u} \right)^{m-1} \right\} \cos [m(\varphi_k - \varphi_{KAi})] + \\ & + \frac{M_{0\phi i}}{\pi h_u r_u \sigma} \sum_{n=1}^N \cos \frac{n\pi z_{KAi}}{h_u} \cos \frac{n\pi z_k}{h_u} \times \\ & \times \sum_{m=0}^{M-1} (2 - \delta_m^0) \frac{I_{m-1} \left(\frac{n\pi \rho_{KAi}}{h_u} \right) - I_{m+1} \left(\frac{n\pi \rho_{KAi}}{h_u} \right)}{I_{m-1} \left(\frac{n\pi r_u}{h_u} \right) + I_{m+1} \left(\frac{n\pi r_u}{h_u} \right)} \sin [m(\varphi_k - \varphi_{KAi})] + \\ & + \frac{M_{0\phi i}}{\pi h_u \sigma} \sum_{m=1}^M \left(\frac{\rho_{KAi}}{r_u} \right)^{m-1} \sin [m(\varphi_k - \varphi_{KAi})] - \\ & - \frac{2M_{0zi}}{h_u r_u \pi \sigma} \sum_{n=1}^N \sin \frac{n\pi z_{KAi}}{h_u} \cos \frac{n\pi z_k}{h_u} \times \\ & \times \sum_{m=0}^{M-1} (2 - \delta_m^0) \frac{I_m \left(\frac{n\pi \rho_{KAi}}{h_u} \right)}{I_{m-1} \left(\frac{n\pi r_u}{h_u} \right) + I_{m+1} \left(\frac{n\pi r_u}{h_u} \right)} \cos [m(\varphi_k - \varphi_{KAi})], \end{aligned} \quad (2)$$

где $\rho_{KAi}, \varphi_{KAi}, z_{KAi}$ — координаты клеточных автоматов, $M_{0pi}, M_{0\phi i}, M_{0zi}$ — проекции единичных векторов клеточных автоматов; r_u, φ_k, z_k — координаты электродов в цилиндрической системе координат; I_m — модифицированные функции Бесселя первого рода; $\delta_m^0 = 0, m \neq 0$; $\delta_m^0 = 1, m = 0$.

- расчету карт наружных потенциалов в однородной среде $\{\tilde{\varphi}_{КНПjk}\}$ и с учетом границы «тело–воздух» $\{\varphi_{КНПjk}\}$ по формулам:

$$\tilde{\varphi}_{КНП} = \mathbf{M}_{КА}^T \tilde{\varphi}_{КАП}; \quad (3)$$

$$\varphi_{КНП} = \mathbf{M}_{КА}^T \varphi_{КАП}, \quad (4)$$

где $\mathbf{M}_{КА}^T$ — транспонированная матрица модулей дипольных моментов клеточных автоматов в дискретные моменты времени кардиоцикла, рассчитанных на первом шаге.

С помощью представленного алгоритма по модели генератора сердца на базе клеточных автоматов [10]

и формулам (1) — (4) были рассчитаны КНП в однородной среде и с учетом границы «тело–воздух» для всех дискретных моментов времени t_j одиночного кардиоцикла.

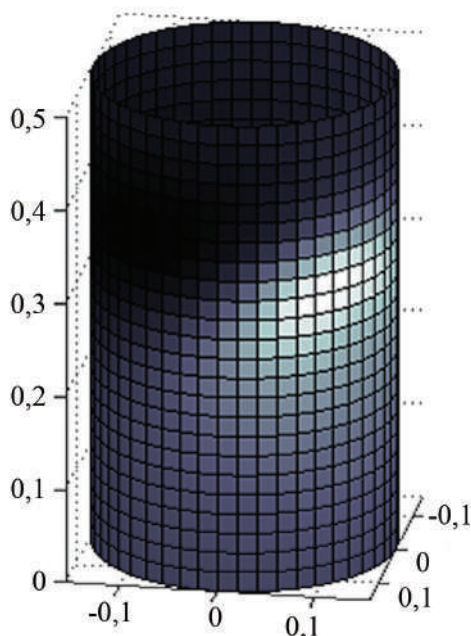
На рис. 2 представлены результаты работы алгоритма: рассчитанные КНП в дискретный момент времени, соответствующий вершине R-зубца кардиоцикла ($j = 333$) в однородной среде (рис. 2, а) и с учетом границы «тело–воздух» (рис. 2, б). Карты представлены в виде полутонных распределений на боковой поверхности кругового цилиндра. Расположение координатных осей соответствует рис. 1. Наибольшие значения потенциалов изображены белым цветом, наименьшие — черным.

Как следует из представленных результатов, наличие границы «тело–воздух» качественно влияет вид КНП, хотя характер распределений сохраняется.

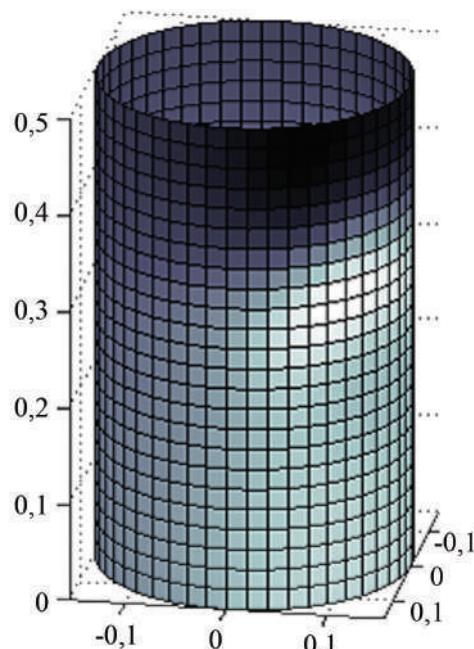
Сравнение результатов моделирования карт наружных потенциалов в однородной среде и с учетом границы «тело–воздух»

Для количественной оценки результатов были определены относительные отклонения $\delta_{\text{КНП}}$ и коэффициенты корреляции Пирсона $k_{\text{КНП}}$ во все дискретные моменты времени кардиоцикла t_j :

$$\delta_{\text{КНП}j} = \frac{\|\{\tilde{\phi}_{\text{КНП}jk} - \bar{\phi}_{\text{КНП}jk}\}\|}{\|\{\phi_{\text{КНП}jk}\}\|} 100\%; \quad (5)$$



а



б

Рис. 2. Карты наружных потенциалов в момент времени, соответствующий вершине R-зубца:

а — в однородной среде, $\{\tilde{\phi}_{\text{КНП}k}\}$; б — с учетом границы «тело–воздух», $\{\phi_{\text{КНП}k}\}$

$$k_{\text{КНП}j} = \frac{\sum_{k=1}^{1200} (\tilde{\phi}_{\text{КНП}jk} - \bar{\phi}_{\text{КНП}j})(\phi_{\text{КНП}jk} - \bar{\phi}_{\text{КНП}j})}{\sqrt{\sum_{k=1}^{1200} (\tilde{\phi}_{\text{КНП}jk} - \bar{\phi}_{\text{КНП}j})^2 \sum_{k=1}^{1200} (\phi_{\text{КНП}jk} - \bar{\phi}_{\text{КНП}j})^2}} \cdot (6)$$

Здесь $\|\{a_k\}\|$ — норма массива $\{a_k\}$; \bar{a} — среднее значение элементов массива $\{a_k\}$.

Относительное отклонение показывает, какой процент составляет норма разности между КНП, рассчитанными в однородной среде $\{\tilde{\phi}_{\text{КНП}k}\}$, и с учетом границы «тело–воздух» $\{\phi_{\text{КНП}k}\}$ от нормы КНП. Коэффициент корреляции Пирсона определяет степень схожести формы двух распределений. Графики полученных зависимостей на фоне моделированных ЭКГ-сигналов представлены на рис. 3, 4.

Для объяснения полученных зависимостей был проведен анализ распределений потенциалов на боковой поверхности цилиндра от каждого i -го клеточного автомата с единичным дипольным моментом. При этом были рассчитаны относительные отклонения $\{\delta_{\text{КА}i}\}$ и коэффициенты корреляции $\{k_{\text{КА}i}\}$ по формулам, аналогичным (5), (6).

В таблице 1 приведены максимальные, минимальные и средние значения рассчитанных массивов относительных отклонений и коэффициентов корреляции.

На рис. 5 представлены результаты определения областей расположения клеточных автоматов с большим относительным отклонением распределений потенциалов $\delta_{\text{КА}} > 57\%$ и низким коэффициентом корреляции

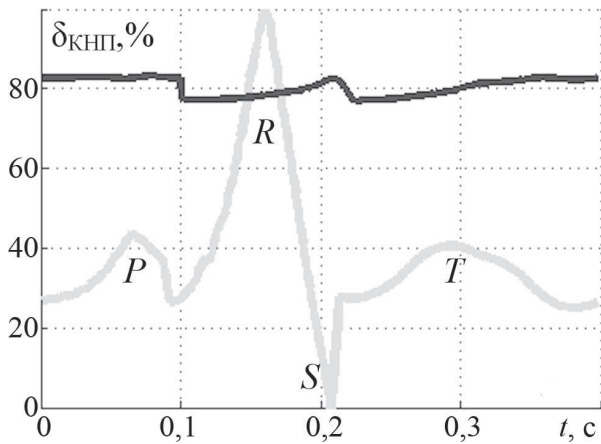


Рис. 3. График зависимости относительного отклонения КНП от времени на фоне моделированного ЭКГ-сигнала

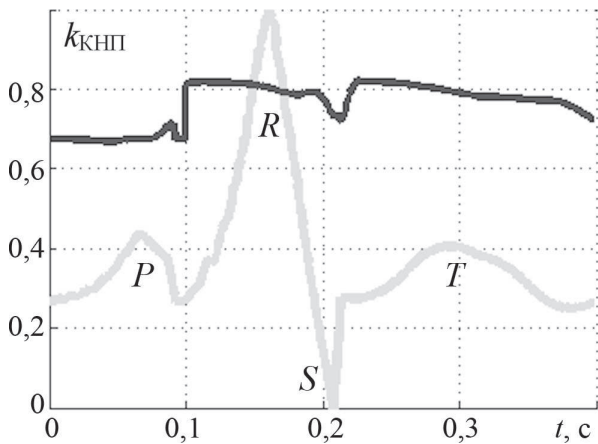


Рис. 4. График зависимости коэффициента корреляции КНП от времени на фоне моделированного ЭКГ-сигнала

Таблица 1

Значения относительных отклонений и коэффициентов корреляции

Показатели	max	min	mean
$\delta_{\text{КНП}}, \%$	83	77	80
$k_{\text{КНП}}$	0,82	0,67	0,76
$\delta_{\text{КА}}, \%$	93	36	57
$k_{\text{КА}}$	0,97	0,49	0,85

$k_{\text{КА}} < 0,85 \%$ (выделены черным цветом). Пороговые значения взяты равными средним значениям соответствующих величин из табл. 1. Для лучшего представления результата был выбран отличный от предыдущих рисунков ракурс изображения грудной клетки, а именно, вид справа.

Анализируя рис. 5, можно отметить, что наибольший вклад в различия КНП вносят области расположения клеточных автоматов, обращенные к торцевым поверхностям и внутрь цилиндра. Этим объясняется наибольшее различие КНП в моменты времени, со-

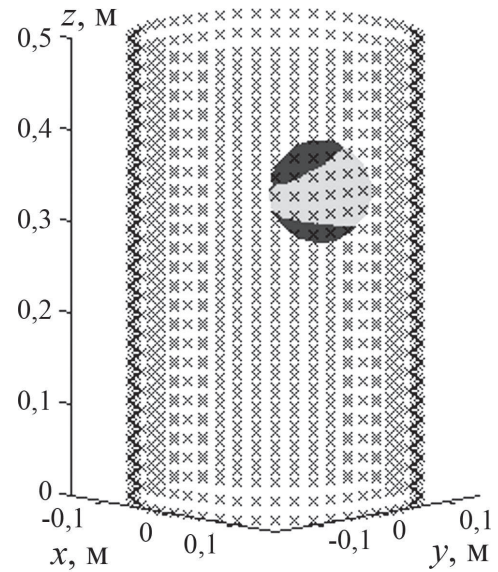


Рис. 5. Расположение областей клеточных автоматов с большим относительным отклонением и низким коэффициентом корреляции распределений потенциалов

ответствующие *P*-зубцу (см. рис. 3, 4), когда автоволна деполяризации проходит по клеточным автоматам предсердий, максимально захватывая верхнюю темную область сферы на рис. 5. Также наблюдается увеличение различий КНП в начале *T*-зубца (см. рис. 3, 4), в моменты времени, когда автоволна реполяризации проходит по желудочкам, охватывая в том числе и нижнюю темную область сферы на рис. 5.

Таким образом, при решении прямой задачи электрокардиографии — расчете КНП по известным характеристикам генератора сердца, влияние границы «тело–воздух» достаточно велико, о чем свидетельствуют значения относительных отклонений КНП порядка 80 %. В то же время, коэффициент корреляции КНП составляет порядка 0,76 и не опускается ниже 0,67, что говорит о хорошем воспроизведении формы распределений КНП. В процесс формирования КНП в каждый момент вносят вклад множество клеточных автоматов генератора сердца, поэтому итоговые оценки $\delta_{\text{КНП}}$ и $k_{\text{КНП}}$ достаточно стабильны во времени, о чем свидетельствуют графики рис. 3, 4.

Моделирование карт наружных потенциалов при патологических изменениях в миокарде

При апробации алгоритмов решения обратной задачи электрокардиографии важно иметь испытательные ЭКГ-сигналы, несущие информацию о патологических изменениях миокарда. В [10] изложены принципы моделирования ЭКГ-сигналов при патологиях миокарда в виде наличия областей с замедленным проведением возбуждения. Такие изменения характерны при некоторых формах ишемических повреждений миокарда, на месте которых может развиваться, впоследствии, инфаркт [14].

Для моделирования КНП при патологиях также можно использовать представленный выше алгоритм. Отличия будут состоять в исходных данных для расчета матрицы массивов дипольных моментов клеточных автоматов $\{M_{kAij}\}$, которая определяется на первом шаге. Остальные шаги алгоритма при этом остаются без изменения.

При моделировании области патологических участков были выбраны по месту локализации наиболее распространенных типов инфарктов миокарда: переднеперегородочного, переднебокового, заднедиафрагмального и заднебазального [15]. Сферические координаты положения центров патологических областей на поверхности генератора сердца представлены в табл. 2.

Результатом моделирования являются испытательные КНП в однородной среде и с учетом границы «тело–воздух» при наличии четырех типов патологий, представленных в табл. 2, пяти вариантов размеров — диаметром от 1 до 5 см.

Таблица 2

Координаты центров патологий различных локализаций в модели генератора сердца

Локализация патологии	Координаты центра патологии	
	$\theta, ^\circ$	$\varphi, ^\circ$
переднеперегородочная	130	0
переднебоковая	130	90
заднедиафрагмальная (нижняя)	130	270
заднебазальная	130	180

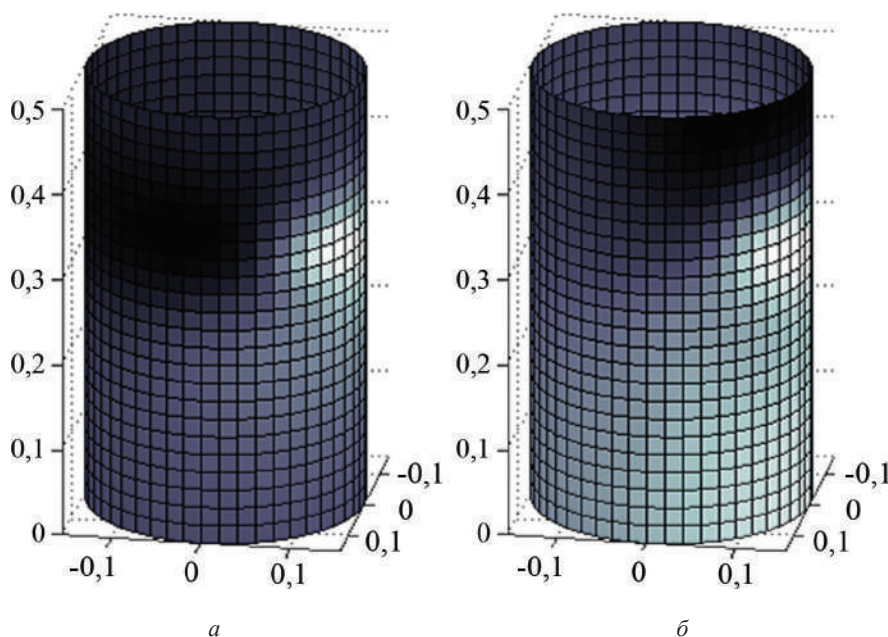


Рис. 6. Карты наружных потенциалов в момент времени, соответствующий вершине R -зубца, при наличии области патологии диаметром 5 см:

a — в однородной среде; b — с учетом границы «тело–воздух»

На рис. 6 представлены моделированные КНП в момент времени, соответствующий вершине R -зубца, при максимальном размере патологии переднеперегородочной локализации.

Из сравнения рис. 2 и 6 видно, что при большой области патологии на КНП заметны качественные отличия распределений, проявляющиеся в смещении областей максимальных и минимальных значений потенциалов. Такие изменения наблюдаются при моделировании как в однородной среде, так и с учетом границы «тело–воздух». Таким образом, наличие границы «тело–воздух» не влияет на качественные изменения распределений при моделировании КНП при патологиях миокарда рассмотренного типа.

Результаты количественной оценки для представленного случая патологии изображены на рис. 7, 8. На рисунке 7 показана зависимость относительного отклонения при сравнении КНП, моделированных в однородной среде при наличии патологии и ее отсутствии [16]. Аналогичная зависимость коэффициента корреляции дана на рис. 8. Из представленных графиков видно, что отличия между КНП при наличии и отсутствии патологий проявляются в моменты времени, когда автоволна возбуждения проходит по области патологии и в ней задерживается.

Наиболее ярко выражены эти изменения на ST -сегменте и в конце T -зубца, поскольку в эти временные интервалы здоровые участки миокарда уже не обладают собственной электрической активностью. Такие результаты моделирования не противоречат известным фактам: при диагностике в ЭКГ высокого разрешения признаки поздних потенциалов желудочков определя-

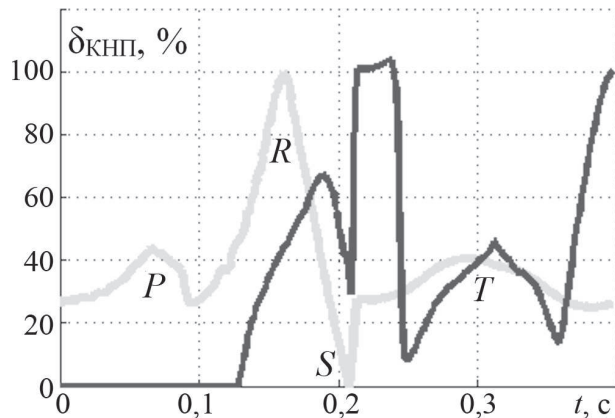


Рис. 7. График зависимости относительного отклонения КНП от времени на фоне моделированного ЭКГ-сигнала для однородной среды и патологии диаметром 5 см

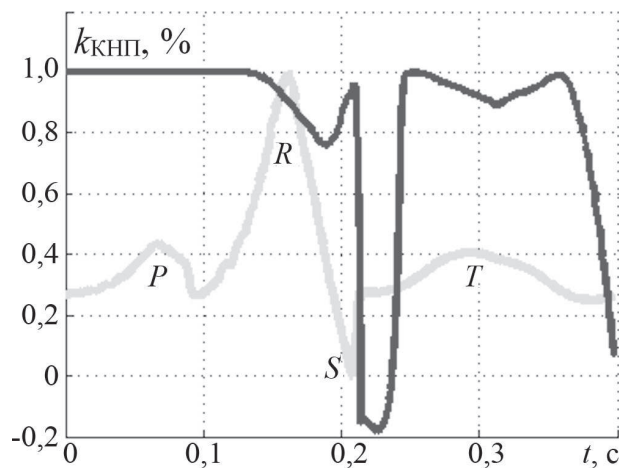


Рис. 8. График зависимости коэффициента корреляции КНП от времени на фоне моделированного ЭКГ-сигнала для однородной среды и патологии диаметром 5 см

ют, анализируя ЭКГ-сигналы в конце *QRS*-комплекса и на *ST*-сегменте [17].

Максимальные значения относительных отклонений и минимальные значения коэффициентов корреляции при сравнении распределений КНП в норме и при наличии патологий для всех четырех рассмотренных типов локализации патологий и двух размеров (1 и 5 см) представлены в табл. 3.

Анализируя данные табл. 3, нужно отметить, что порядок найденных величин не сильно зависит от типа и размера патологии, т.е. при любом рассмотренном размере патологии существуют моменты времени, когда отличия от нормы будут весьма значительными, но при малом диаметре патологий длительности таких моментов времени будут существенно меньше. Карты, моделированные с учетом границы «тело–воздух», в целом, немного чувствительнее к патологическим изменениям генератора. Однако корреляция КНП в однородной среде и с учетом границы «тело–воздух» существенно выше, чем корреляция КНП

при наличии и отсутствии патологических изменений миокарда (как в однородной среде, так и с учетом границы). Это обстоятельство позволяет сделать предположение о возможности пренебрежения границей при решении обратных задач электрокардиографии, направленных на выявление ранних патологических состояний миокарда.

Заключение

Результатом проделанной работы является банк испытательных КНП, рассчитанных по модели генератора сердца с заранее известными характеристиками (размерами, положением, ориентацией электрической оси, положением и размером патологической области).

Данные КНП позволят проводить разработку и апробацию различных алгоритмов решения обратной задачи электрокардиографии, а также исследовать их диагностическую значимость при выявлении патологических областей миокарда с замедленным проведением возбуждения.

Литература

1. Титомир Л.И. и др. Биофизические основы электрокардиографических методов. М.: Физматлит, 2009.
2. Бокерия Л.А. и др. Неинвазивное эндокардиальное картирование желудочков сердца на основе решения обратной задачи электрокардиографии // Вестник аритмологии. 2009. № 57. С. 24—28.
3. Клиническая кардиология: диагностика и лечение / под ред. Л.А. Бокерия, Е.З. Голухова. М.: Изд-во НЦССХ им. А.Н. Бакулева, 2011.
4. Крамм М.Н., Стрелков Н.О., Сушок М.В. Погрешности реконструкции параметров токового диполя сердца для неоднородной модели торса человека в виде кругового цилиндра // Журнал радиоэлектроники. 2012. № 12. [Электрон. ресурс] <http://jre.cplire.ru/jre/dec12/13/text.html> (дата обращения 30.06.2017).
5. Жихарева Г.В., Крамм М.Н. Реконструкция токовых источников сердца в обратной задаче ЭКГ. Saarbrücken: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2012.
6. Giffard-Roisin S. e. a. Non-Invasive Personalisation of a Cardiac Electrophysiology Model from Body Surface Potential Mapping // IEEE Trans. on Biomedical Eng., Institute of Electrical and Electronics Eng. 2017. V. 64 (9). Pp. 2206—2218.
7. Полякова И.П. Поверхностное ЭКГ-картирование и неинвазивная оценка электрофизиологических свойств миокарда у больных с нарушениями ритма сердца // Анналы аритмологии. 2006. № 6. С. 5—23.
8. Daly M.J. e. a. Epicardial Potentials Computed from the Body Surface Potential Map Using Inverse

Electrocardiography and an Individualised Torso Model Improve Sensitivity for Acute Myocardial Infarction Diagnosis // The European Soc. of Cardiology. 2016. Pp. 1—8.

9. **Schulze W.H.W.** ECG Imaging of Ventricular Activity in Clinical Applications. KIT Scientific Publ., 2015.

10. **Афшар Э., Жихарева Г.В., Куприянова Я.А.** Моделирование испытательных электрокардиографических сигналов при наличии ишемии миокарда // Вестник МЭИ. 2015. № 4. С. 86—91.

11. **Крамм М.Н., Стрелков Н.О.** Расчет электрических потенциалов, создаваемых дипольным источником в круговом проводящем цилиндре конечной длины // Радиотехника и электроника. 2015. Т. 60. № 2. С. 173—178.

12. **Григорьев М.Г., Бабич Л.Н.** Анализ методов неинвазивного исследования сердца для решения обратной задачи электрокардиографии // Молодой ученый. 2015. № 10. С. 184—188.

13. **Zettinig O. e. a.** Data-driven Estimation of Cardiac Electrical Diffusivity from 12-lead ECG Signals // Medical Image Analysis. 2014. V. 18 (8). Pp. 1361—1376.

14. **Патофизиология.** Т. 2. М.: Геоэтар-Медиа, 2009.

15. **Мурашко В.В., Струтынский А.В.** Электрокардиография. М.: МЕДпресс-информ, 2016.

16. **Полякова И.П., Феофанова Т.Б., Богданов А.Р., Дербенева С.А.** Ранняя неинвазивная диагностика ишемической болезни сердца у пациента с метаболическим синдромом, морбидным ожирением и сопутствующими нарушениями внутрижелудочкового проведения // Креативная кардиология. 2015. № 1. С. 70—79.

17. **Новые** методы электрокардиографии / под ред. С.В. Грачева, Г.Г. Иванова, А.Л. Сыркина. М.: Техносфера, 2007.

References

1. **Titomir L.I. i dr.** Biofizicheskie Osnovy Elektrokardiograficheskikh Metodov. М.: Fizmatlit, 2009. (in Russian).

2. **Bokeriya L.A. i dr.** Neinvazivnoe Endokardial'noe Kartirovanie Zheludochkov Serdtsa na Osnove Resheniya Obratnoy Zadachi Elektrokardiografii. Vestnik Aritmologii. 2009;57:24—28. (in Russian).

3. **Klinicheskaya** Kardiologiya: Diagnostika i Lechenie / pod red. L.A. Bokeriya, E.Z. Golukhova. М.: Izd-vo NTSSSKH im. A.N. Bakuleva, 2011. (in Russian).

4. **Kramm M.N., Strelkov N.O., Sushok M.V.** Pogreshnosti Rekonstruktsii Parametrov Tokovogo Dipolya Serdtsa dlya Neodnorodnoy Modeli Torsa Cheloveka v Vide Krugovogo Tsilindra. Zhurnal Radioelektroniki. 2012;12. [Elektron. Resurs] <http://jre.cplire.ru/jre/>

dec12/13/text.html (Data Obrashcheniya 30.06.2017). (in Russian).

5. **Zhikhareva G.V., Kramm M.N.** Rekonstruktsiya Tokovykh Istochnikov Serdtsa v Obratnoy Zadache EKG. Saarbrücken: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2012. (in Russian).

6. **Giffard-Roisin S. e. a.** Non-Invasive Personalisation of a Cardiac Electrophysiology Model from Body Surface Potential Mapping. IEEE Trans. on Biomedical Eng., Institute of Electrical and Electronics Eng. 2017;64 (9):2206—2218.

7. **Polyakova I.P.** Poverkhnostnoe EKG-kartirovanie i Neinvazivnaya Otsenka Elektrofiziologicheskikh Svoystv Miokarda u Bol'nykh s Narusheniyami Ritma Serdtsa. Annaly Aritmologii. 2006;6:5—23. (in Russian).

8. **Daly M.J. e. a.** Epicardial Potentials Computed from the Body Surface Potential Map Using Inverse Electrocardiography and an Individualised Torso Model Improve Sensitivity for Acute Myocardial Infarction Diagnosis. The European Soc. of Cardiology. 2016:1—8.

9. **Schulze W.H.W.** ECG Imaging of Ventricular Activity in Clinical Applications. KIT Scientific Publ., 2015.

10. **Afshar E., Zhikhareva G.V., Kupriyanova Ya.A.** Modelirovanie Ispytatel'nykh Elektrokardiograficheskikh Signalov pri Nalichii Ishemii Miokarda. Vestnik MPEI. 2015;4:86—91. (in Russian).

11. **Kramm M.N., Strelkov N.O.** Raschet Elektricheskikh Potentsialov, Sozdavaemykh Dipol'nykh Istochnikom v Krugovom Provodyashchem Tsilindre Konechnoy Dliny. Radiotekhnika i Elektronika. 2015;60;2:173—178. (in Russian).

12. **Grigor'ev M.G., Babich L.N.** Analiz Metodov Neinvazivnogo Issledovaniya Serdtsa dlya Resheniya Obratnoy Zadachi Elektrokardiografii. Molodoy Uchenyy. 2015;10:184—188. (in Russian).

13. **Zettinig O. e. a.** Data-driven Estimation of Cardiac Electrical Diffusivity from 12-lead ECG Signals. Medical Image Analysis. 2014. V. 18 (8). Pp. 1361—1376.

14. **Patofiziologiya.** Т. 2. М.: Geoetar-Media, 2009. (in Russian).

15. **Murashko V.V., Strutyanskiy A.V.** Elektrokardiografiya. М.: MEDpress-inform, 2016. (in Russian).

16. **Polyakova I.P., Feofanova T.B., Bogdanov A.R., Derbeneva S.A.** Rannaya Neinvazivnaya Diagnostika Ishemicheskoy Bolezni Serdtsa u Patsienta s Metabolicheskim Sindromom, Morbidnym Ozhireniem i Sopotstvuyushchimi Narusheniyami Vnutrizheludochkovogo Provedeniya. Kreativnaya Kardiologiya. 2015;1:70—79. (in Russian).

17. **Novye** Metody Elektrokardiografii / pod red. S.V. Gracheva, G.G. Ivanova, A.L. Syrkin. М.: Tekhnosfera, 2007. (in Russian).

Сведения об авторах

Куприянова Яна Анатольевна — аспирант, ассистент кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: Kupriyanovaya@bk.ru

Жихарева Галина Владимировна — кандидат технических наук, доцент кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: ZhikharevaGV@mpei.ru

Маралкина Евгения Петровна — магистр по направлению «Биотехнические системы и технологии», e-mail: MaralkinaYP@mpei.ru

Стрелков Николай Олегович — кандидат технических наук, доцент кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: StrelkovND@mpei.ru

Information about authors

Kuprianova Yana A. — Ph.D.-student, Assistant of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: Kupriyanovaya@bk.ru

Zhikhareva Galina V. — Ph.D. (Techn.), Assistant Professor of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: ZhikharevaGV@mpei.ru

Maralkina Evgenia P. — Master's Degree in Biotechnical systems and technologies, e-mail: MaralkinaYP@mpei.ru

Strelkov Nikolay O. — Ph.D. (Techn.), Assistant Professor of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: StrelkovND@mpei.ru

Статья поступила в редакцию 03.07.2017