МЕДИЦИНСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

УДК 612.173; 536.758

В. Г. Полосин, О. Н. Бодин, А. Г. Иванчуков

АНАЛИЗ ИОННЫХ ТОКОВ ЭПИКАРДА В ПЕРИОД РЕФРАКТЕРНОСТИ

V. G. Polosin, O. N. Bodin, A. G. Ivanchukov

THE ANALYSIS OF IONIC CURRENTS FOR REFRACTORY MYOCARDIUM PHASES

А н н о т а ц и я. Рассмотрена возможность оценки относительной интенсивности протекания ионных токов через поверхность эпикарда в различные моменты времени развития потенциала действия и восстановления формы потенциала действия. На основе уравнений Максвелла получена взаимосвязь потенциала на поверхности эпикарда и объемной плотности униполярных источников тока. Показано, что потенциал поверхности эпикарда обусловлен распределением объемной плотностью униполярных источников и распространением токов в проводящей среде, зависящей от распределения проводимости в пространстве. Разработана модель объемной плотностью униполярных источников и эпикарда, основанная на смеси статистических распределений. Так как диагностическая ценность при формировании медицинского диагноза содержится в оценке интенсивности и характера обмена ионных токов в миокарде, в работе показана связь кумулятивных функций плотностей ионных токов с составляющими смеси распределения. Модель учитывает характерную особенность биологического строения для мышечных биологических тканей, которая состоит в сохранении размеров отдельных единиц ткани мышц (саркомеров), необходимых для размещения актин-миозинового комплекса.

A b s t r a c t. The paper considers the possibility of assessing the relative intensity of the ion current flowing through the epicardial surface at different times of the building and restoration of the form of the action potential. On the basis of Maxwell's equations is obtained interconnection capacity at the epicardial surface and bulk density unipolar current sources. It is shown that the epicardial surface potential due to the distribution of bulk density unipolar sources and distribution of currents in the conductive medium, depending on the conductivity distribution in space. A model of the bulk density of the ion current to the epicardial surface, based on a mixture of statistical distributions. Since the formation of the diagnostic value of a medical diagnosis contained in the evaluation of the intensity and nature of the exchange of ionic currents with the components of the mixture distribution. The model takes into account the characteristic feature of the structure to biological muscle tissue, which is to maintain the size of the individual units of muscle tissue (sarcomere) required for actin-myosin accommodation complex.

Ключевые слова: ионные токи, поверхность эпикарда, потенциал действия, рефрактерность, униполярные источники ионных токов, смесь статистических распределений.

K e y w o r d s: the ion currents, the epicardial surface, the action potential, the refractory, unipolar sources of ionic currents, the mixture of statistical distributions.

Введение

Основной фактор смертности в развитых странах связан с заболеваниями сердца и нарушениями распространения потенциала действия в миокарде. Электрокардиография является наиболее доступным диагностическим инструментом для пациентов с болезнями сердца. Важнейшая практическая задача электрокардиографии заключается в диагностике и выявлении патологических состояний сердца на основе анализа потенциалов электрического поля, генерируемого клетками миокарда в объемном проводнике тканей тела человека [1].

Среди математических задач, возникающих в медицинской диагностике, большое значение имеет обратная задача электрокардиографии, под которой понимается задача вычислительной реконструкции потенциала электрического поля сердца на его внешней (эпикардиальной) поверхности по данным регистрации потенциала на поверхности грудной клетки [2, 3].

Для применения современных клинических методов лечения нарушений сердечного ритма недостаточно информации, полученной при регистрации поверхностных электрокардиограмм. В медицинской практике диагностики заболевания широко используется информация, содержащаяся в распределении потенциала электрического поля непосредственно внешней (эпикардиальной) или внутренней (эндокардиальной) поверхностей сердца. В последнее время получение такой информации стало возможным на основе решения обратной задачи электрокардиографии, т.е. без кардиохирургического вмешательства. В качестве основы численных методов определения потенциала на эпикардиальной или эндокартиальной поверхностях используется алгоритм регуляризации Тихонова [4–7].

В целях повышения разрешающей способности при выявлении места повреждения миокарда разработана компьютерная диагностическая система «Кардиовид», которая по сравнению с существующим в функциональной диагностике методом амплитудно-временного анализа ЭКС позволяет исследовать электрическую активность для 816 опорных точек (областей поверхности) сердца пациента [4, 8]. Для этого через интервалы времени, равные 0,001 с, записываются результаты измерения потенциалов на отведениях, и решается обратная задача, с использованием диофантовых приближений [8–10]. После проведения решения системы линейных алгебраических уравнений с применением сингулярного разложения или регуляризации Тихонова по изменению дипольного момента в опорной точке делается вывод о ее состоянии [4].

В связи с тем, что результат решения обратной задачи чувствителен к небольшим воздействиям, полученные результаты неустойчивые и сингулярные. Такое поведение результатов указывает на их случайный характер, для описания и анализа возможно использование методов статистики.

Потенциал эпикардиальной поверхности сердца

В течение времени возбужденного состояния миокарда в окружающей его среде протекают электрические токи, генерируемые биологическими клетками. Эти токи могут быть зарегистрированы по изменению электрического поля в окружающей проводящей среде. Количественно электрическая активность миокарда оценивается с помощью объемной плотности *I* дипольных моментов, непрерывно распределенных токовых диполей, т.е. источников тока в области, где имеются биоэлектрические генераторы. Теоретические основы образования электрического поля миокарда во внешней проводящей среде основаны на классических уравнениях Максвелла и подробно рассмотрены в работах Л. И. Титомира [1, 2].

Особенность формирования магнитного поля при рассмотрении электрокардиографических задач состоит в отсутствии магнитного поля. Упрощенная система уравнений Максвелла, связывающая основные векторы магнитных и электрических полей, имеет вид [2]

$$\begin{cases} rot \vec{H} = \vec{j}, \\ rot \vec{E} = 0, \\ div \vec{D} = \rho, \\ div \vec{B} = 0, \end{cases}$$
(1)

где \vec{H} , \vec{E} – напряженности магнитного и электрического полей; \vec{D} – вектор электрического смещения; \vec{B} – вектор магнитной индукции; \vec{j} – вектор плотности стороннего тока; ρ – удельная плотность распределения заряда.

Свойства среды содержат материальные уравнения, связывающие векторные величины электрического и магнитного полей:

$$\vec{D} = \varepsilon_0 (\vec{E} + \vec{E}_l);$$
$$\vec{B} = \mu_0 \vec{H};$$
$$\vec{j} = \sigma (\vec{E} + \vec{E}_l).$$

Здесь \vec{E} , \vec{E}_l – векторы напряженности электрического поля и поля сторонних сил; σ – проводимость тел человека; ε_0 и μ_0 – электрическая и магнитная постоянные.

В связи с тем, что ткани тела обладают хорошо выраженными свойствами проводника с удельным сопротивлением порядка 1000 Ом см и проницаемостью среды, приближающейся к единице, уравнения Максвелла имеют стационарный вид. Это отражается и в работе биологических источников, частотные свойства которых не превышают 1000 Гц. Система уравнений Максвелла (1) определяет синхронное изменение поля во всех точках среды в отдельно взятый момент времени.

Выразим с помощью уравнений (1) связь потенциала поля с векторными свойствами поля. Напряженность потенциального электрического поля равна градиенту потенциала, взятого со знаком минус:

$$\vec{E} = -\text{grad}\boldsymbol{y}.$$
 (2)

Подставив выражение (2) в формулу дифференциального закона Ома (1), получим выражение вида

$$\vec{j} = \sigma \left(-\operatorname{grad} \varphi + \vec{E}_l \right). \tag{3}$$

Применив к обеим частям полученного уравнения операцию дифференцирования и учитывая, что дивергенция вихревого магнитного поля равна нулю

$$\operatorname{div}_{\vec{j}} = 0, \tag{4}$$

получим выражение вида

$$\Delta \varphi + \frac{1}{\sigma} \operatorname{grad}_{\sigma} \cdot \operatorname{grad}_{\varphi} = \frac{1}{\sigma} \operatorname{div} \left(\sigma \vec{E}_{l} \right).$$
(5)

В уравнении (5) произведение проводимости среды σ на векторы напряженности поля сторонних сил \vec{E}_l представляет собой плотность стороннего тока неэлектрического происхождения, порождаемого биохимическими процессами в мембранах живых клеток:

$$\vec{j} = \sigma \vec{E}_{l}.$$
(6)

Плотность стороннего тока имеет размерность отношения дипольного момента к единице объема. Эту величину принято называть объемной плотностью дипольного момента

и использовать для количественной характеристики непрерывно распределенных дипольных источников тока в области, где имеются биологические генераторы.

Для задания объемной плотности униполярных источников тока I (плотности источников) используют величину дивергенции вектора объемной плотности дипольного момента, взятой со знаком минус:

$$I = -\operatorname{div}\left(\sigma \vec{E}_{l}\right) = -\operatorname{div}\left(\vec{j}\right). \tag{7}$$

Подставив объемную плотность источников (7) в выражение (5), получим дифференциальное уравнение потенциала электрического поля для стационарных токов, создаваемого сердцем в пространстве неоднородного проводника как функции координат, вида [2]

$$\Delta \varphi + \frac{1}{\sigma} \operatorname{grad} \sigma \cdot \operatorname{grad} \varphi = -\frac{I}{\sigma}.$$
(8)

Биологические генераторы тока содержатся с плотностью дипольного момента \vec{j} и с объемной плотностью униполярных источников тока *I* в мышцах сердца. В других областях тела генераторы отсутствуют, т.е. $\vec{j} = 0$, I = 0. Так как внутри каждой отдельной области удельная электропроводность остается постоянной величиной, градиент проводимости равен нулю. При этих условиях уравнение (8) принимает вид уравнения Пуассона:

$$\Delta \varphi = -\frac{I}{\sigma}.$$
 (9)

Подстановка выражения (7) в уравнение Пуассона (9) преобразует его для области сердца к виду

$$\Delta \varphi = \frac{1}{\sigma} \operatorname{div}(\vec{j}). \tag{10}$$

Для остального пространства уравнение имеет форму Лапласа:

$$\Delta \varphi = 0. \tag{11}$$

Наиболее простая формулировка задачи кардиографии состоит в рассмотрении однородной и неограниченной среды, в которой условно заданы геометрические соотношения между областью генераторов тока в форме сердца и точками поверхности, где проводится измерение потенциала. Формула для расчета потенциала в такой проводящей структуре имеет вид [2]

$$\varphi = -\frac{1}{4\pi\sigma} \int_{V} \frac{\operatorname{div}(\vec{j})}{r} dV.$$
(12)

Здесь *r* – расстояние от точки наблюдения до точек области источников, ограниченной объемом *V*.

Для дальнейшего преобразования выражения (12) используем векторное тождество:

$$\operatorname{div}(\Psi \vec{j}) = \vec{j} \operatorname{grad} \Psi + \Psi \operatorname{div}(\vec{j}).$$
(13)

Здесь Ψ – скалярная функция радиуса:

$$\Psi = r^{-1}.\tag{14}$$

Для левой части записанного выражения применим теорему Остроградского – Гаусса, согласно которой интеграл, взятый по объему от дивергенции вектора, равен интегралу, взятому от этого же вектора по поверхности, ограничивающей этот объем:

$$\int_{V} \operatorname{div}(\Psi \vec{j}) dV = \int_{S} (\Psi \vec{j}) dS.$$
(15)

Если на поверхности *S* генераторы тока отсутствуют, то вектор объемной плотности дипольного момента источников на этой поверхности будет равен нулю $(\vec{j}=0)$, и, как следствие, интеграл по поверхности будет равен нулю.

Тогда подставив выражение (13) в теорему Гаусса (15) и выполнив замену (14), можно записать интегральное выражение вида

$$-\int_{V} \frac{\operatorname{div}\left(\vec{j}\right)}{r} dV = \int_{V} \vec{j} \operatorname{grad}\left(r^{-1}\right) dV.$$
(16)

Подставив выражение (16) в выражение (12), получим формулу для расчета потенциала электрического поля униполярных источников тока в точках, где генераторы поля отсутствуют:

$$\varphi = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_{V} \vec{j} \operatorname{grad}\left(r^{-1}\right) dV.$$
(17)

Градиент функции, обратной расстоянию от точки наблюдения до точек области источников, ограниченной объемом *V*, есть векторная величина, убывающая пропорционально квадрату этого расстояния:

$$\left|\operatorname{grad}(r^{-1})\right| \sim r^{-2}$$
.

Объемная плотность униполярного источника тока определена взятой с отрицательным знаком дивергенцией вектора плотности стороннего тока \vec{j} :

$$V = -\operatorname{div}(\vec{j}). \tag{18}$$

Плотность стороннего тока, т.е. тока неэлектрического происхождения, порожденного биохимическими процессами в мембранах живых клеток, пропорциональна проводимости мембраны $g_{\rm M}$ и напряженности электрического поля \vec{E}_{a} в мембране:

$$\vec{j} = g_{\rm M} \vec{E}_q. \tag{19}$$

Значение напряженности \vec{E}_q электрического поля в мембране пропорционально избыточному электрическому заряду, расположенному на внутренней ее стороне. Проводимость мембраны определена различием количества открытых ионных каналов через мембрану и имеет селективный (избирательный для ионов) характер. В течение времени развития потенциала действия селективная проводимость мембраны изменяется, что обусловливает усиление или ослабление протекания ионных токов через ее поверхность.

Характер и величина ионных токов, генерируемых в клетках миокарда, обусловливают появление распределенного потенциала в окружающей проводящей среде тела человека. Потенциал ϕ электрического поля стационарных токов, создаваемого в объемном неоднородном проводнике с удельной проводимостью *g*, является функцией координаты и может быть найден из дифференциального уравнения при заданных граничных условиях [1, 2, 11]:

$$\Delta \varphi + g \cdot \operatorname{grad} g \cdot \operatorname{grad} \varphi = -gI. \tag{20}$$

Из правой части уравнения (3) можно видеть, что электрический потенциал φ зависит от распределения проводимости в пространстве. Тогда если проводимость внешней среды остается неизменной, то значение потенциала в каждой произвольной точке пространства пропорционально объемной плотности тока миокарда. Изменение потенциала электрического поля сердца на его эпикардиальной (внешней) поверхности содержит две составляющие: медленно изменяющуюся составляющую дрейфа, обусловленную протеканием во внешней среде суммарного электрического тока, генерируемого всеми клетками миокарда, и быстро изменяющуюся, явно выраженную составляющую, которая пропорциональна генерируемому ионному току на контролируемом участке миокарда. Выделение быстрой составляющей потенциала

эпикардиальной поверхности позволяет получить оценку относительного изменения объемной плотности тока через исследуемую поверхность.

Модель объемной плотности ионных токов для поверхности эпикарда

Возможность получения потенциала непосредственно на эпикардиальной поверхности сердца по результатам электрокардиографического исследования путем решения обратной задачи ЭКГ позволяет провести оценку ионных токов миокарда. На рис. 1 приведен результат решения обратной задачи, где видны характерные для микро-ЭКГ три отдельные элемента: l – потенциал, наведенный вследствие протекания ионов калия из клетки и ионов хлора внутрь клетки; 2 – потенциал, наведенный нескомпенсированным движением ионов кальция Ca^{2+} внутрь клетки; 3 – потенциал, наведенный ионами калия K^+ через открытые каналы во время относительной рефрактерности миокарда.



Рис. 1. Микро-ЭКГ на поверхности миокарда

Из (3) следует, что при условии сохранения проводимости внешней среды потенциалы, найденные на эпикардиальной поверхности, пропорциональны плотности ионных токов униполярных источников через эту поверхность. Кумулятивная функция для токов на поверхности миокарда позволяет оценить относительное количество заряда, проходящего через эпикардиальную поверхность в течение рефрактерного периода, и восстановить форму потенциала действия на внутренней стороне мембраны клетки миокарда. Следует отметить, что форма кривой для общего ионного тока, протекающего через эпикардиальную поверхность, соответствует форме кривой потенциала эпикардиальной поверхности, приведенной к значению интеграла, найденному от потенциала по времени:

$$f_{\varphi}(t) = \frac{\varphi(t)}{B_{\varphi}},\tag{21}$$

где *B*_φ – значение интеграла от потенциала по времени, рассчитанного для рефрактерного промежутка времени τ развития потенциала действия:

$$B_{\varphi} = \int_{0}^{\phi} \phi(t) dt$$

По аналогии форма кривой для плотности ионных токов униполярных источников определяется в виде отношения

$$f_I(t) = \frac{I(t)}{B_I},\tag{22}$$

где B_I – значение интеграла от плотности тока по времени, рассчитанного для рефрактерного промежутка времени τ развития потенциала действия:

$$B_I = \int_0^{\phi} I(t) dt.$$

Вследствие того, что при условии неизменности проводимости внешней среды плотность ионных токов через поверхность миокарда пропорциональна потенциалу эпикардиальной поверхности опорной точки, для приведенных функций формы кривой плотности ионных токов униполярных источников (22) и формы кривой потенциала эпикардиальной поверхности (20) справедливо равенство

$$f_I(t) = f_{\mathfrak{g}}(t). \tag{23}$$

Записанное равенство (23) позволяет получить зависимость плотности ионных токов от времени для опорной точки эпикардиальной поверхности как произведение приведенной функции плотности токов на значение интеграла *B*₁

$$I(t) = f_I(t)_{\omega} B_I. \tag{24}$$

В выражении (24) значение интеграла B_I от функции плотности ионных токов по времени соответствует максимальному количеству заряда, проходящему через эту поверхность за время развития τ потенциала действия

$$B_I = \Delta q_{\max}.$$
 (25)

Так как суммарное количество заряда в системе клетки за один цикл развития потенциала действия должно остаться неизменным, количество заряда ионов натрия $\Delta q_{\rm Na}$, поступающего в клетки миокарда во время ее деполяризации, равно количеству заряда ионов, выходящих из клеток миокарда во время ее реполяризации:

$$\Delta q_{\rm max} = \Delta q_{\rm Na}. \tag{26}$$

Электрический ток в объеме миокарда порождается униполярными источниками тока, в качестве которых выступают мембраны клеточных структур. Характерная особенность строения мышечных биологических тканей состоит в сохранении размеров отдельных единиц ткани мышц (саркомеров), необходимых для размещения актин-миозинового комплекса. Это означает, что плотность униполярных источников тока, приходящихся на единицу ткани миокарда, сохраняется для всех подобных биологических объектов независимо от их возраста. Количество заряда ионов натрия, необходимое для деполяризации мембраны отдельного саркомера при его возбуждении имеет «унифицированное» значение, на разброс которого незначительно влияет различие концентраций ионов цитоплазмы и протоплазмы. Подобие биологических структур делает возможным оценку количества заряда ионов натрия, необходимого для деполяризации единицы объема ткани миокарда с погрешностью 20 %. Равенство (26) сопоставляет количество заряда, необходимого для работы униполярных источников тока реполяризации во время рефрактерной фазы, и количество заряда натрия, требуемого для деполяризации миокарда в период фазы возбуждения. Тогда для оценки ионных токов во время рефрактерной фазы достаточно определить формы функций ионных токов, приведенных к значению интеграла *B*_{*I*}.

Для построения модели, приведенной к значению B_I функции плотности ионных токов униполярных источников $f_I(t)$, воспользуемся аддитивным свойством электрического тока, со-

гласно которому ток, протекающий на любом участке электрической цепи, определяется в виде суммы его отдельных составляющих. Тогда для функции $f_i(t)$ имеет место выражение

$$f_I(t) = K_1 f_{K1}(t) + K_4 f_{Ca}(t) + K_2 f_{K2}(t) + K_3 f_{K3}(t),$$
(27)

где $f_{K1}(t)$ – приведенная к значению B_{K1} функция составляющей исходящего тока калия фазы быстрой реполяризации; $f_{Ca}(t)$ – приведенная к значению B_{Ca} функция составляющей входящего деполяризирующего тока кальция во время фазы абсолютной рефрактерности опорной точки миокарда; $f_{K2}(t)$, $f_{K3}(t)$ – приведенные к значениям B_{K2} и B_{K3} функции составляющих токов калия медленной реполяризации во время фазы относительной рефрактерности миокарда; K_1 , K_2 , K_3 , K_4 – коэффициенты составляющих ионных токов калия и кальция, для которых согласно условию нормировки, записанному с учетом направления протекания тока, справедливо выражение

$$K_1 + K_2 + K_3 - K_4 = 1. (28)$$

Значения приведения B_{K1} , B_{K2} , B_{K3} и B_{Ca} для функций составляющих тока связаны со значением интеграла B_I с помощью соотношений

$$B_{K1} = K_1 B_I; \ B_{K2} = K_2 B_I; \ B_{K3} = K_3 B_I; \ B_{Ca} = K_4 B_I.$$
(29)

Кумулятивная функция $F_I(t)$ для выражения (27) представляет собой модель изменения во времени количества заряда, прошедшего через эпикардиальную поверхность опорной точки во время рефрактерной фазы, приведенной к его максимальному значению $\Delta q_{\rm max}$. Соотношение между кумулятивными функциями плотности ионного тока $F_I(t)$ и кумулятивными функциями его составляющих $F_{\rm K1}(t)$, $F_{\rm Ca}(t)$, $F_{\rm K2}(t)$, $F_{\rm K3}(t)$ имеет вид

$$F_{I}(t) = K_{1}F_{K1}(t) + K_{4}F_{Ca}(t) + K_{2}F_{K2}(t) + K_{3}F_{K3}(t).$$
(30)

Количество заряда, прошедшего через эпикардиальную поверхность во время рефрактерной фазы, определяет изменение количества заряда деполяризации внутри клеток миокарда. Взаимосвязь между количеством избыточного заряда на внутренней поверхности клетки миокарда и значением трансмембранного потенциала действия для модели мембраны как плоской структуры неизменной толщины имеет вид [12]

$$\varphi_{\Pi \mathcal{I}}(t) = \frac{d}{e_0 es} q(t). \tag{31}$$

На основе выражения (31) запишем зависимость потенциала действия от кумулятивной функции ионных токов:

$$\varphi_{\Pi \mathcal{A}}(t) = \frac{d}{e_0 es} B_I \left(1 - F_I(t) \right). \tag{32}$$

Таким образом, анализ потенциала на эпикардиальной поверхности опорных точек сердца позволяет получить информацию об ионном обмене в клетках миокарда во время его возбужденного состояния. Полученная информация об ионном обмене в миокарде имеет огромное значение при установлении медицинского диагноза [13, 14].

Список литературы

- Биофизические основы электрокардиофизических методов / Л. И. Титомир, П. Кнеппо, В. Г. Трунов, Э. А. И. Айду. – М. : Физматлит, 2009. – 224 с.
- Титомир, Л. И. Электрический генератор сердца / Л. И. Титомир. М. : Наука, 1980. – 371 с.
- Численные методы электрофизиологической оценки состояния сердца / Л. А. Бокерия, В. В. Шакин, Г. В. Мирский, И. П. Полякова. – М. : Вычислительный центр АН СССР, 1987. – 300 с.

- 4. Митрохина, Н. Ю. Регуляризация решения обратной задачи электрокардиографии в компьютерной диагностической системе «Кардиовид» / Н. Ю. Митрохина, О. Н. Бодин // Мехатроника, автоматизация, управление. 2008. № 11. С. 37–40.
- Denisov, M. Numerical Solution of the Inverse Electrocardiography Problem with the Use of the Tikhonov Regularization Method / M. Denisov, E. V. Zakharov, A. V. Kalinin, V. V. Kalinin // Vestnik Moskovskogo Universiteta. Computational Mathematics and Cybernetics. – 2008. – Vol. 32, № 2. – P. 61–68.
- MacLeod, R. S. Recent Progress in Inverse Problems in Electocardiology / R. S. MacLeod, D. H. Brooks // IEEE Eng. Med. Biol. Mag. – 1998. – № 17 (1). – P. 73–83.
- Пеккер, Я. С. Компьютерные технологии в медико-биологических исследованиях. Сигналы биологического происхождения и медицинские изображения : учеб. пособие / Я. С. Пеккер, К. С. Бразовский. – Томск : Изд-во ТПУ, 2002. – 240 с.
- Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ «Компьютерная диагностическая система "Кардиовид"» / О. Н. Бодин, И. О. Жулев, Д. С. Логинов, Е. А. Гладкова, А. В. Кузьмин, Н. Ю. Митрохина, И. В. Строкова, В. В. Прошкин. – № 2008610570 от 31.01.2008.
- 9. Zeeman, E. C. Differential equations for the heartbeat and nerve impulses / E. C. Zeeman. Mathematical Institute, University of Warvick, Coventry, 1972.
- 10. Класселс, Дж. В. С. Введение в теорию диофантовых приближений / Дж. В. С. Класселс. М. : Иностранная литература, 1961. 213 с.
- 11. Krohn, L. H. The ECG field equation / L. H. Krohn // Bull. Math. Biophys. 1962. Vol. 24, № 3. P. 277–278.
- 12. Биофизика / В. Ф. Антонов, А. М. Черныш, В. И. Пасечник, С. А. Вознесенский, Е. К. Козлова. М. : Владос, 1999. 288 с.
- Барр, Р. Решения обратной задачи, выраженные непосредственно в форме потенциала / Р. Барр, М. Спэк // Теоретические основы электрокардиологии. – М. : Медицина, 1979. – 200 с.
- Денисов, А. М. Метод определения проекции точечного очага аритмии на поверхность сердца на основе решения обратной задачи электрокардиографии / А. М. Денисов, Е. В. Захаров, А. В. Калинин // Математическое моделирование. 2012. Т. 24, № 4. С. 22–30.

Полосин Виталий Германович

кандидат технических наук, докторант,

кафедра информационно-измерительной техники и метрологии, Пензенский государственный университет

E-mail: iit@pnzgu.ru

Бодин Олег Николаевич

доктор технических наук, профессор, кафедра информационно-измерительной техники и метрологии, Пензенский государственный университет E-mail: bodin_o@inbox.ru

Иванчуков Антон Геннадьевич

аспирант, кафедра информационно-измерительной техники и метрологии, Пензенский государственный университет E-mail: anton@dezigner.ru

Polosin Vitaliy Germanovich

candidate of technical sciences, doctoral student, sub-department of information and measuring equipment and metrology, Penza State University

Bodin Oleg Nikolaevich

doctor of technical sciences, professor, sub-department of information and measuring equipment and metrology, Penza State University

Ivanchukov Anton Gennad'evich

postgraduate student, sub-department of information and measuring equipment and metrology, Penza State University УДК 612.173; 536.758

Полосин, В. Г.

Анализ ионных токов эпикарда в период рефрактерности / В. Г. Полосин, О. Н. Бодин, А. Г. Иванчуков // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2015. – № 3 (13). – С. 54–63.