

МЕДИЦИНСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ
ИЗМЕРЕНИЯ

УДК 617-7

DOI 10.21685/2307-5538-2018-3-11

*М. Н. Крамм*РЕГУЛЯРИЗАЦИЯ СПОСОБА РЕКОНСТРУКЦИИ
ЭКВИВАЛЕНТНОГО ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ГЕНЕРАТОРА
СЕРДЦА ДИПОЛЬНОГО ТИПА*M. N. Kramm*REGULARIZATION FOR THE METHOD
OF RECONSTRUCTION OF EQUIVALENT ELECTRIC HEART
GENERATOR OF THE DIPOLE TYPE

Аннотация. Актуальность и цели. Рассматривается задача повышения информативности электрокардиографических обследований путем реконструкции параметров эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС). Предложена обработка электрокардосигналов многоканальных кардиоотведений с учетом известных координат электродов и геометрических параметров торса человека, что позволяет получить временную динамику изменений координат и вектора дипольного момента эквивалентного электрического генератора дипольного типа в течение кардиоцикла. **Материалы и методы.** С целью повышения устойчивости результатов реконструкции рассмотрен способ регуляризации алгоритма реконструкции с автоматическим определением коэффициента регуляризации. **Результаты.** Представлены примеры расчета коэффициента регуляризации. Предложена оценка устойчивости результатов реконструкции с помощью конечных разностей первого порядка. Рассмотрено влияние масштабного уровня регуляризации на устойчивость временной динамики координат ЭЭГС и на относительную погрешность аппроксимации электрокардосигналов модельным источником. **Выводы.** Представленные примеры работы регуляризированного алгоритма показывают возможность наблюдения устойчивой временной динамики параметров ЭЭГС. Алгоритм предназначен для повышения эффективности диагностики в электрокардиологии, в том числе диагностики преходящей ишемии миокарда.

Abstract. Background. The problem of increasing the informative value of electrocardiographic surveys by reconstructing the parameters of an equivalent electric heart generator (EEHG) is considered. The treatment of electrocardiosignals of multichannel electrocardiographic leads with allowance for the known coordinates of the electrodes and geometric parameters of the human torso is proposed, which makes it possible to obtain a temporal dynamics of the changes in the coordinates and the dipole moment vector of an equivalent electric dipole-type generator during a cardiocycle. **Materials and methods.** In order to increase the stability of the reconstruction results, a method for regularizing the reconstruction algorithm with an automatic determination of the regularization coefficient is considered. **Results.** Examples of calculating the regularization coefficient are presented. An estimation of the stability of reconstruction results

with the aid of finite first-order differences is proposed. The influence of the scale level of regularization on the stability of the temporal dynamics of the EEHG coordinates and on the relative error in the approximation of the electrocardiosignals by the model source is considered.

Conclusions. The examples of the operation of the regularized algorithm show the possibility of observing stable temporal dynamics of EEHG parameters. The algorithm is intended to increase the efficiency of diagnostics in electrocardiology, including the diagnosis of transient myocardial ischemia.

Ключевые слова: многоканальные электрокардиографические отведения, электрокардиосигналы, реконструкция, эквивалентный электрический генератор, дипольный момент, регуляризация.

Key words: multichannel electrocardiographic leads, electrocardiosignals, reconstruction, equivalent electric generator, dipole moment, regularization.

Введение

Одной из важных задач электрокардиологии является повышение информативности электрокардиографических (ЭКГ) обследований с помощью многоэлектродных отведений. Электрический потенциал, регистрируемый с некоторого электрода, является интегральной характеристикой электрических источников в сердце, и потому лишь качественно, оценочно связан с активностью ближайшего к электроду участка миокарда. Использование многоэлектродных отведений позволяет на количественном уровне ставить обратную задачу электрокардиологии – задачу пространственно-временной реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС) [1, 2].

В ЭКГ широкое распространение получила дипольная концепция, согласно которой при определенных допущениях электрическую деятельность сердца можно описывать с помощью единого электрического диполя, создающего в окружающем его объемном проводнике (теле человека) электрическое поле, которое может быть зарегистрировано с помощью электродов, расположенных на поверхности тела [1, 3].

Величина дипольного момента ЭЭГС определяется площадью возбужденной поверхности миокарда, а ориентация вектора момента – средним направлением нормали к возбужденной поверхности. Визуализация движения вектора дипольного момента с учетом изменения положения источника в пространстве позволят наблюдать динамические пространственные карты электрической активности сердца в течение кардиоцикла, что способствует повышению информативности электрокардиографических обследований.

Известен способ исследования электрической активности сердца путем реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС) дипольного типа и исследования пространственно-временных характеристик этого ЭЭГС [4]. В этом способе по измеренным ЭКС, снятым в определенных точках на поверхности торса человека, вычисляются координаты, ориентация и модуль дипольного момента (интенсивность) ЭЭГС дипольного типа. Однако некоторым недостатком этого подхода являются возможные неустойчивости в поведении координат и вектора дипольного момента этого ЭЭГС. В настоящей статье с целью снижения таких неустойчивостей рассматривается способ регуляризации алгоритма реконструкции ЭЭГС дипольного типа.

Алгоритм реконструкции

С помощью многоканального кардиоусилителя, сопряженного с ПК, в память ПК записываются электрокардиосигналы (ЭКС), снимаемые с системы электродов, распределенных на поверхности торса человека [4, 5].

С целью наблюдения временной динамики электрической активности сердца ЭЭГС дипольного типа реконструируется для каждого отсчетного момента времени кардиоцикла t_k . Исходными для реконструкции ЭЭГС для момента t_k является вектор измеренных ЭКС $U_k = (U_1(t_k), \dots, U_n(t_k), \dots, U_{N_l}(t_k))$, где $U_n(t_k)$ – ЭКС, снимаемый с n -го электрода, N_l – количе-

ство используемых электродов. Также должны быть измерены координаты электродов (x_{ln}, y_{ln}, z_{ln}) , $n \in (1, N_l)$ в системе координат торса [2].

ЭЭГС дипольного типа для всех временных отсчетов кардиоцикла t_k характеризуется вектором параметров $s_k = (x_{sk}, y_{sk}, z_{sk}, M_{xk}, M_{yk}, M_{zk})$, где (x_{sk}, y_{sk}, z_{sk}) – координаты ЭЭГС, (M_{xk}, M_{yk}, M_{zk}) – проекции вектора дипольного момента ЭЭГС.

Поскольку задача реконструкции относится к классу математически некорректных задач [6], то для ее решения необходимо решить оптимизационную задачу – найти для всех временных отсчетов кардиоцикла t_k вектор параметров ЭЭГС, при котором достигается минимум функционала

$$\Omega_\alpha = \|U_k - \tilde{U}(s_k)\|^2 + \alpha_k \|s'_k\|^2, \quad (1)$$

где $\tilde{U}(s_k) = (U_1(s_k), \dots, U_n(s_k), \dots, U_{N_l}(s_k))$, – вектор ЭКС, рассчитанных по дипольной модели ЭЭГС с вектором параметров s_k ; $U_n(s_k)$ – модельный ЭКС для n -го электрода; α_k – коэффициент регуляризации;

$$s'_k = \left(\frac{x_{sk} - x_{ce}}{R_H}, \frac{y_{sk} - y_{ce}}{R_H}, \frac{z_{sk} - z_{ce}}{R_H}, \frac{M_{xk}}{M_{HR}}, \frac{M_{yk}}{M_{HR}}, \frac{M_{zk}}{M_{HR}} \right) - \quad (2)$$

нормированный вектор параметров модели ЭЭГС; (x_{ce}, y_{ce}, z_{ce}) – координаты центра модели эпикарда пациента; R_H – усредненный радиус эпикарда; M_{HR} – модуль вектора дипольного момента ЭЭГС дипольного типа для временного отсчета максимума R -зубца кардиоцикла. Нормировка (2) необходима для того, чтобы при определении нормы вектора искомых параметров в функционале Ω_α выровнять масштабы изменения координат и проекций дипольного момента и тем самым выровнять базис многомерного поиска параметров ЭЭГС.

Поиск минимума функционала (1) с учетом (2) требует предварительных оценок параметров α_k , M_{HR} и R_H . Допустимо использовать средний анатомический радиус $R_H = 6$ см, вариабельность которого невелика. Что касается оценки важных параметров α_k и M_{HR} , то предлагается предварительно получить оценку вектора параметров ЭЭГС $s_{0k} = (x_{s0k}, y_{s0k}, z_{s0k}, M_{x0k}, M_{y0k}, M_{z0k})$ путем поиска минимума функционала

$$\Omega_0 = \|U_k - \tilde{U}(s_{0k})\|^2, \quad (3)$$

для моментов времени t_k . В итоге получаем следующие оценки параметров α_k и M_{HR} [7]:

$$M_{HR} = \sqrt{(M_{x0R})^2 + (M_{y0R})^2 + (M_{z0R})^2}; \quad (4)$$

$$\alpha_k = C_M \frac{\|U_k - \tilde{U}(s_{0k})\|^2}{(1/N_k) \sum_{k=k_{b0}}^{k_{e0}} \|s'_{0k}\|^2}, \quad (5)$$

где

$$s'_{0k} = \left(\frac{x_{s0k} - x_{ce}}{R_H}, \frac{y_{s0k} - y_{ce}}{R_H}, \frac{z_{s0k} - z_{ce}}{R_H}, \frac{M_{x0k}}{M_{HR}}, \frac{M_{y0k}}{M_{HR}}, \frac{M_{z0k}}{M_{HR}} \right), \quad (6)$$

C_M – масштабный уровень регуляризации, который влияет на баланс между слагаемыми в регуляризирующем функционале (1); k_{b0} и k_{e0} – номера временных отсчетов, соответствующих началу и концу анализируемого участка кардиоцикла; $N_k = k_{e0} - k_{b0} + 1$.

Анализ алгоритма регуляризации

В соответствии с (5) оценка коэффициента регуляризации возрастает на тех временных интервалах, где увеличивается относительная погрешность аппроксимации измеренных электрокардиосигналов модельными ЭКС

$$\delta_0 = \sqrt{\frac{\|U_k - \tilde{U}(s_{0k})\|^2}{\|U_k\|^2}}. \quad (7)$$

На рис. 1,а в качестве примера показан участок ЭКС III конечностного отведения, а на рис. 1,б – соответствующее изменение коэффициента корреляции α_k на этом же временном интервале при масштабном уровне $C_M = 1$.

Степень неустойчивости реконструкции координат дипольного ЭЭГС может быть оценена как среднеквадратическое отклонение конечных разностей координат 1-го порядка:

$$\sigma_{\Delta r} = \sqrt{\sigma_{\Delta X}^2 + \sigma_{\Delta Y}^2 + \sigma_{\Delta Z}^2}, \quad (8)$$

где, например,

$$\sigma_{\Delta X} = \sqrt{\frac{1}{k_{e0} - k_{b0}} \sum_{i=k_{b0}}^{k_{e0}-1} (\Delta X_i - \overline{\Delta X})^2}; \quad \overline{\Delta X} = \frac{1}{k_{e0} - k_{b0}} \sum_{i=k_{b0}}^{k_{e0}-1} \Delta X_i; \quad (9)$$

при этом $\Delta X_i = x_{i+1} - x_i$ – конечная разность 1-го порядка для изменения координаты x ЭЭГС, аналогично для других координат.

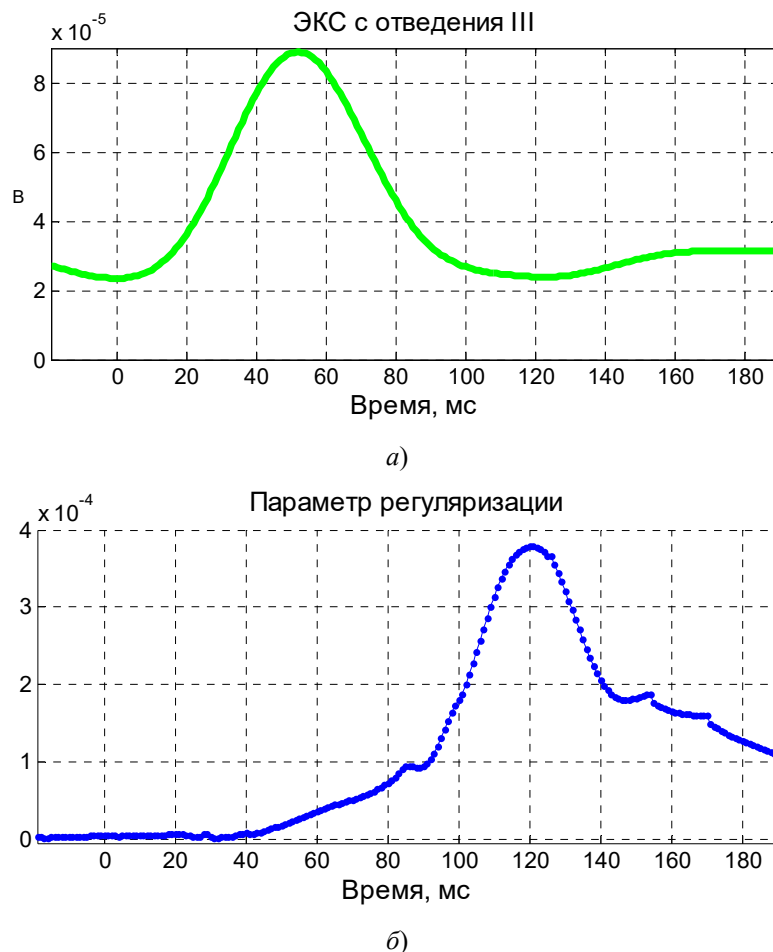


Рис. 1. Пример: а – электрокардосигнала с III отведения; б – зависимости параметра регуляризации от времени

На рис. 2 показан пример зависимости среднеквадратического отклонения конечных разностей координат от масштабного уровня регуляризации C_M , а на рис. 3 – зависимости относительной погрешности аппроксимации измеренных электрокардосигналов от C_M . Видно, что с ростом масштабного уровня регуляризации неустойчивости во временной динамике реконструируемых координат дипольного источника заметно снижаются, однако при этом относительная погрешность аппроксимации измеренных ЭКС возрастает. Поэтому масштабный уровень регуляризации следует выбирать из компромиссных соображений. Практика показывает, что приемлемые результаты реконструкции наблюдаются при $C_M \in (0,8; 1,5)$.

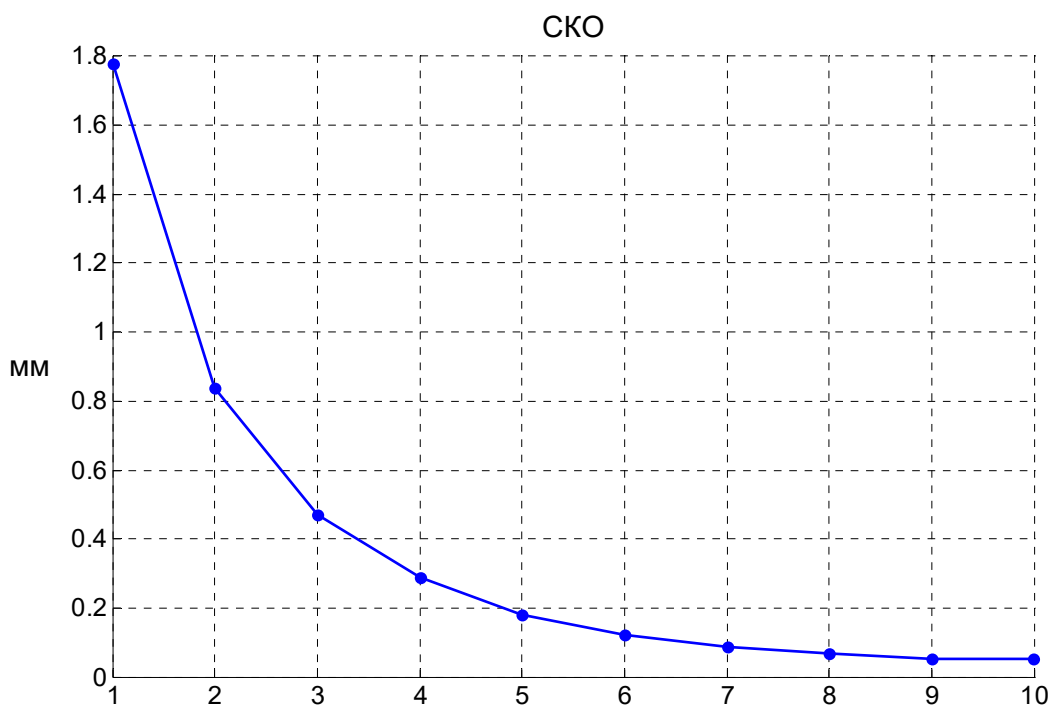


Рис. 2. Зависимость среднеквадратического отклонения конечных разностей 1-го порядка σ_{Δ} от масштабного уровня регуляризации

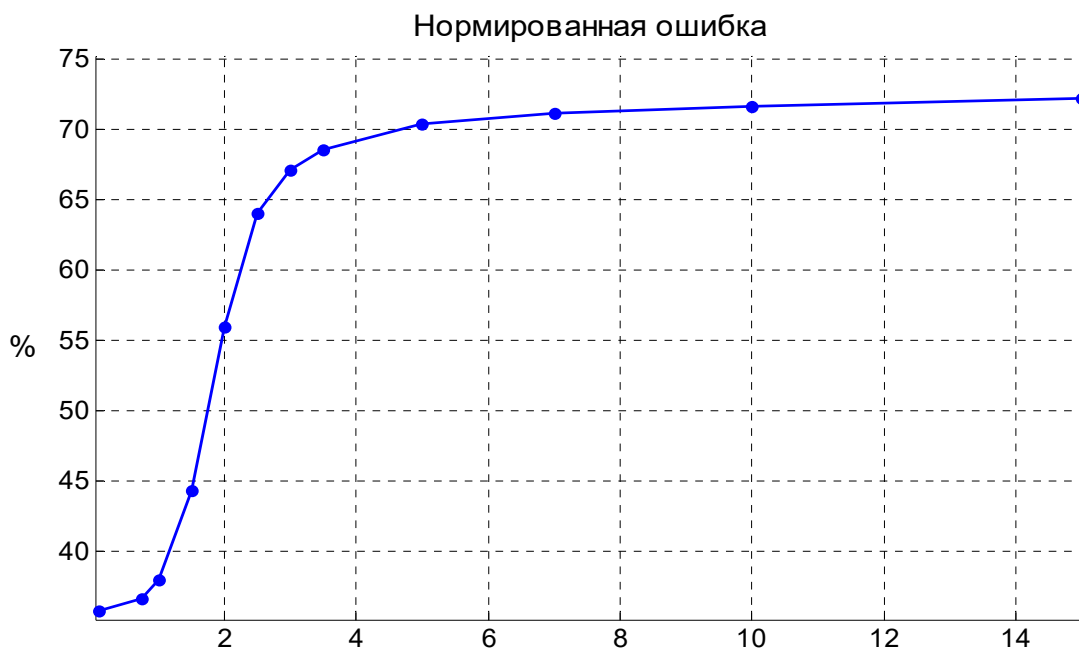


Рис. 3. Зависимость относительной ошибки аппроксимации измеренных ЭКС от масштабного уровня регуляризации

Пример реальных временных зависимостей реконструированных координат ЭЭГС дипольного типа представлен на рис. 4 и 5. Здесь координата x изменяется вдоль линии плеч в направлении от левого к правому плечу, а координата y изменяется в горизонтальной плоскости в направлении от спины к груди. Для привязки к фазам кардиоцикла показаны вертикальные прямые для моментов времени вершины R -зубца, середины ST -сегмента и вершины T -зубца соответственно.

На рис. 4 и 5 для сравнения представлена динамика изменения координат ЭЭГС, полученная при реконструкции без регуляризации ($C_M = 0$) и с регуляризацией по алгоритму, представленному формулами (1)–(6) с масштабным уровнем $C_M = 0,8$. Можно наблюдать заметное повышение устойчивости результатов реконструкции.

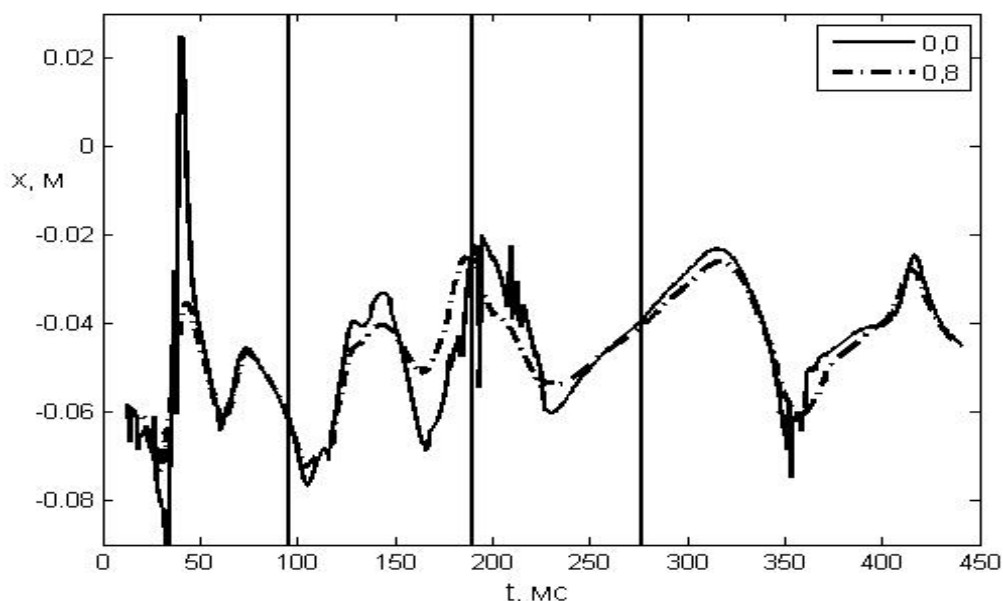


Рис. 4. Зависимость x координаты ЭЭГС от времени без проведения регуляризации ($C_M = 0$) и с регуляризацией ($C_M = 0,8$); показаны вертикальные прямые для моментов вершины R -зубца, середины ST -сегмента и вершины T -зубца соответственно

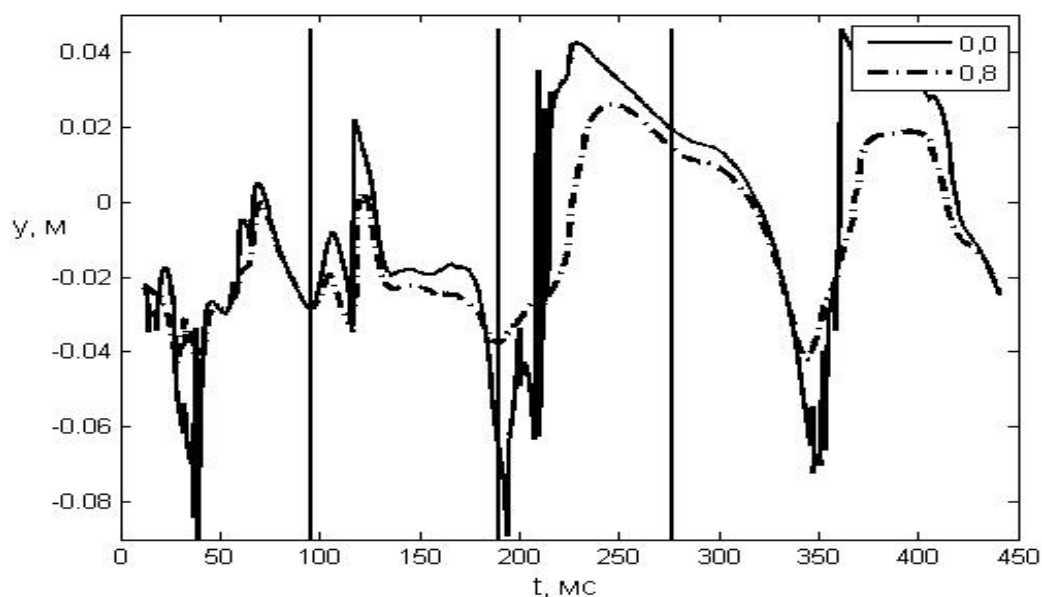


Рис. 5. Зависимость y координаты ЭЭГС от времени без проведения регуляризации ($C_M = 0$) и с регуляризацией ($C_M = 0,8$); показаны вертикальные прямые для моментов вершины R -зубца, середины ST -сегмента и вершины T -зубца соответственно

Заключение

Таким образом, предложенный подход к регуляризации способа реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца дипольного типа позволяет наблюдать устойчивую динамику изменения координат и вектора дипольного момента сердца в течение кардиоцикла, что дает информацию о движении и ориентации волн электрической активности миокарда.

Библиографический список

1. *Титомир, Л. И.* Неинвазивная электрокардиотопография / Л. И. Титомир, В. Г. Трунов, Э. А. И. Айду. – М. : Наука, 2003.
2. Reconstruction of equivalent electrical sources on heart surface / G. V. Zhikhareva, M. N. Kramm, O. N. Bodin, R. Seepold, A. I. Chernikov, Y. A. Kupriyanova, N. A. Zhuravleva // 6th International Work-Conference, IWBBIO 2018. – Granada, Spain, 2018. – Part I.
3. Comprehensive Electrocardiology / P. W. Macfarlane, A. van Oosterom, O. Pahlm, P. Kligfield, M. Janse, J. Camm : 2nd edn. – London : Springer, 2011. – Chapter 9. – P. 2291.
4. Пат. № 2448643 РФ. Электрокардиограф с измерением координат и параметров источника электрической активности сердца / Лебедев В. В., Крамм М. Н., Жихарева Г. В., Винокуров Д. С., Филонов Д. В., Стрелков Н. О. – 2012.
5. *Zhikhareva, G.* Reconstruction of Current Sources of Heart in the ECG Inverse Problem / G. Zhikhareva, M. Kramm. – Saarbrücken : LAP LAMBERT Academic Publishing GmbH & Co. KG, 2012.
6. *Леонов, А. С.* Решение некорректно поставленных обратных задач: Очерк теории, практические алгоритмы и демонстрации в МАТЛАБ / А. С. Леонов. – М. : Либроком, 2010. – 336 с.
7. Пат. № 2651068 РФ. Способ неинвазивного определения электрофизиологических характеристик сердца / Бодин О. Н., Бодин А. Ю., Жихарева Г. В., Крамм М. Н., Палютин Ю. А., Стрелков Н. И., Черников А. И. – 2018.

Крамм Михаил Николаевич

кандидат технических наук, доцент,
кафедра основ радиотехники,
Национальный исследовательский университет
«МЭИ»
(Россия, г. Москва, ул. Красноказарменная, 14)
E-mail: KrammMN@mail.ru

Kramm Mikhail Nikolayevich

candidate of technical sciences, associate professor,
sub-department of radio engineering fundamentals,
National Research University «MPEI»
(14 Krasnokazarmennaya street, Moscow, Russia)

УДК 617-7

Крамм, М. Н.

Регуляризация способа реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца дипольного типа / М. Н. Крамм // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2018. – № 3 (25). – С. 86–92. – DOI 10.21685/2307-5538-2018-3-11.