

УДК 615.47:616-072.7
doi:10.21685/2307-5538-2022-4-12

РЕКОНСТРУКЦИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА С ПОМОЩЬЮ МНОГОЭЛЕКТРОДНОЙ СИСТЕМЫ ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ

М. Н. Крамм¹, О. Н. Бодин², А. Ю. Бодин³, Г. В. Жихарева⁴, Чыонг Тхи Лан Нхи⁵

^{1,3,4,5} Национальный исследовательский университет «МЭИ», Москва, Россия

² Пензенский государственный технологический университет, Пенза, Россия

¹ KrammMN@mail.ru, ² bodin_o@inbox.ru, ³ Bodin98@mail.ru,

⁴ ZhikharevaGV@mpei.ru, ⁵ truongthilannhi@gmail.com

Аннотация. *Актуальность и цели.* Рассматривается медицинская информационная система неинвазивной электрокардиодиагностики, которая основана на регистрации и обработке электрокардиосигналов многоэлектродных отведений. Для повышения достоверности диагностики заболеваний сердца при электрокардиологическом скрининге предлагается проводить в динамическом режиме визуализацию карт электрической активности сердца на поверхности эпикарда. *Материалы и методы.* Рассмотрена функциональная схема информационной многоэлектродной скрининговой системы электрокардиодиагностики. Проводится реконструкция распределения электрического потенциала на поверхности сердца в течение кардиоцикла. При обработке используются как записанные электрокардиосигналы, так и координаты электродов на поверхности торса человека. *Результаты.* Приведена оценка количества и расположения электродов на поверхности торса. Определена скорость передачи данных при регистрации многоканальных электрокардиосигналов. Рассмотрены особенности 2D визуализации карт электрической активности сердца. *Выводы.* Медицинская информационная система неинвазивной электрокардиодиагностики предоставляет возможность наблюдения карт электрической активности на поверхности сердца, изменяющихся синхронно с изменением электрокардиограммы. Использование жилета нескольких типоразмеров с предустановленными электродами позволяет сократить время установки электродов для использования системы в скрининговых обследованиях.

Ключевые слова: медицинская информационная система, электрокардиодиагностика, электроды, электрокардиосигналы, карта распределения потенциалов, реконструкция, 2D визуализация

Для цитирования: Крамм М. Н., Бодин О. Н., Бодин А. Ю., Жихарева Г. В., Чыонг Тхи Лан Нхи. Реконструкция и визуализация электрической активности сердца с помощью многоэлектродной системы электрокардиодиагностики // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2022. № 4. С. 93–101. doi:10.21685/2307-5538-2022-4-12

RECONSTRUCTION AND VISUALIZATION OF THE HEART ELECTRICAL ACTIVITY USING A MULTIELECTRODE SYSTEM FOR ELECTROCARDIAGNOSTICS

M.N. Kramm¹, O.N. Bodin², A.Yu. Bodin³, G.V. Zhikhareva⁴, Truong Thi Lan Nhi⁵

^{1,3,4,5} National Research University «MPEI», Moscow, Russia

² Penza State Technological University, Penza, Russia

¹ KrammMN@mail.ru, ² bodin_o@inbox.ru, ³ Bodin98@mail.ru,

⁴ ZhikharevaGV@mpei.ru, ⁵ truongthilannhi@gmail.com

Abstract. *Background.* We consider the medical information system for non-invasive electrocardiodiagnosics, based on the registration and processing of electrocardiosignals from multielectrode leads. To improve the reliability of heart diseases diagnosing in electrocardiological screening, it is proposed to dynamically visualize maps of the heart electrical activity on the surface of the epicardium. *Materials and methods.* We propose the functional diagram of an information multielectrode screening system for electrocardiodiagnosics. The distribution of electrical potential on the heart surface during the cardiocycle is reconstructed. Within processing, both the recorded electrocardiosignals and the coordinates of the electrodes, placed on the human torso surface, are used. *Results.* We evaluated the number and location of electrodes on the torso surface. The data transfer rate was determined during the registration of multichannel electrocardiosignals. The features of 2D visualization for maps of the heart electrical activity are considered. *Conclusions.* The

medical information system for non-invasive electrocardiodiagnosics provides an opportunity to observe maps of electrical activity on the heart surface, changing synchronously with changes in the electrocardiogram. The usage of several sizes vests with pre-installed electrodes allows us to reduce the time of installation of electrodes for using the system in screening surveys.

Keywords: medical information system, electrocardiodiagnosics, electrodes, electrocardiosignals, potential distribution map, reconstruction, 2D visualization

For citation: Kramm M.N., Bodin O.N., Bodin A.Yu., Zhikhareva G.V., Truong Thi Lan Nhi. Reconstruction and visualization of the heart electrical activity using a multielectrode system for electrocardiagnosics. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measuring. Monitoring. Management. Control.* 2022;(4):93–101. (In Russ.). doi:10.21685/2307-5538-2022-4-12

Введение

Основную проблему для современного здравоохранения представляют болезни системы кровообращения, которые, по данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), прочно занимают первое место в мире по смертности населения. Так, по данным ВОЗ, в 2020 г. 17,9 миллионов людей умерли от болезней сердечно-сосудистой системы (ССЗ). Среди этих смертей 85 % связаны с сердечным инфарктом и инсультом [1]. Таким образом, важность усилий сообщества по борьбе с ССЗ невозможно переоценить. Основными путями снижения смертности от ССЗ являются профилактика и своевременная диагностика. При этом на первое место выступает профилактическое обследование (скрининг) населения. Актуальность электрокардиологического скрининга возрастает в условиях борьбы с эпидемией COVID-19 и ее последствиями в виде различных коморбидных осложнений. Поэтому важной социальной задачей является повышение достоверности и оперативности диагностики заболеваний сердца при электрокардиологическом скрининге [2, 3].

Одним из базовых методов проведения скрининговых электрокардиологических обследований является электрокардиография. Однако электрокардиограммы – графики изменения во времени электрокардиографических сигналов (ЭКС) в общепринятых отведениях – дают интегральную информацию об источниках электрической активности сердца (ЭАС), и поэтому они приближенно связаны с электрической активностью области миокарда, ближней к тому или иному электроду [4]. Методы чреспищеводного и эндокардиального ЭКГ-исследований сердца являются сложными и не ориентированы на использование в амбулаторных условиях [5]. Важное наглядное направление развития электрокардиографических систем связано с визуализацией пространственно-временной динамики ЭАС. Связанные с этим направлением методы анализа карт электрического потенциала на поверхности торса [6] имеют ограничения, связанные с эффектом ослабления мелких деталей в спектре пространственного распределения электрического потенциала при переходе от области миокарда к поверхности торса. В этой связи нас интересуют методы визуализации ЭАС на поверхности сердца, на основе регистрации и компьютерной обработки ЭКС, зарегистрированных многоэлектродной информационной системой электрокардиодиагностики.

Постановка задачи

Электрическая активность миокарда обусловлена функционированием специализированных клеток – кардиомиоцитов, порождающих электрическое поле и переносящих возбуждение за счет биохимических и биоэлектрических процессов. В связи с огромным (порядка 10^9) количеством кардиомиоцитов отследить их индивидуальное состояние не представляется технически возможным. Поэтому электрическое поле миокарда целесообразно представить как результат действия ансамбля элементарных дипольных электрических источников, пространственно распределенных в сердечной мышце и изменяющих свою активность в процессе перемещения волн возбуждения и реполяризации в сердце, как показано на рис. 1. Состояние данного ансамбля электрических источников характеризуется уровнем электрического потенциала на поверхности сердца, причем потенциал является функцией времени и пространственных координат на поверхности сердца [7]. Визуализация электрической активности сердца может быть наглядно представлена пространственными картами распределения потенциала на поверхности сердца (КППС), динамически изменяющимися во времени в течение кардиоцикла.

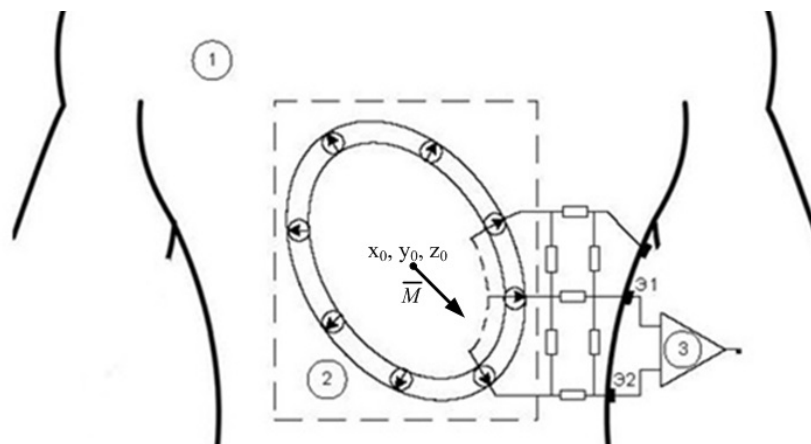


Рис. 1. Регистрация электрического поля, создаваемого ансамблем источников для отображения электрической активности сердца: 1 – торс; 2 – источники; 3 – устройство съема и регистрации разности потенциалов; Э1 и Э2 – отдельные электроды

Регистрация электрического поля миокарда неинвазивным путем осуществляется датчиками электрического потенциала – электродами, размещенными на поверхности торса человека. Поэтому целью нашей работы является переход от ЭКС, зарегистрированных многоэлектродной измерительной системой, к динамическим картам потенциала на поверхности сердца. В результате этого перехода должна быть проведена визуализация пространственных карт распределения потенциала, изменяющихся со временем в течение кардиоцикла. Такой подход отражен, в частности, в работах [8–10], однако описанные здесь системы требуют значительных аппаратных и временных затрат, в том числе с использованием томографов, и поэтому ориентированы на применение в клинических специализированных центрах. Наша работа направлена на использование жилетов стандартных размеров с предустановленными электродами и определение геометрии поверхности сердца на основании обработки электрокардиосигналов [11, 12]. Данный подход ориентирован на применение при скрининговых электрокардиологических обследованиях населения в амбулаторных условиях.

Материалы и методы

Основные этапы работы информационной многоэлектродной скрининговой системы электрокардиодиагностики представлены на рис. 2. Здесь в микропроцессорном блоке регистрации ЭКС, снимаемых с многоэлектродной системы, осуществляется усиление ЭКС, их оцифровка с помощью группы АЦП, формирование канальных групп отчетов ЭКС для каждого такта дискретизации, передача этих групп в последовательном коде на USB вход персонального компьютера (ПК) с помощью высокоскоростного микроконтроллера. В результате регистрации ЭКС в ПК формируется двумерный массив s_{ij} , где i – номер момента времени (номер такта дискретизации), j – номер электрода. Цифровая предварительная обработка ЭКС включает коррекцию дрейфа изолинии, фильтрацию нижних частот и режекцию сетевой помехи [11]. На основе известных координат электродов создается мелкая сетка координат точек поверхности торса, также создается мелкая сетка координат точек поверхности сердца. Далее на основе потенциалов в точках расположения электродов для каждого отчетного момента времени t_i проводится интерполяция потенциалов на мелкой сетке точек поверхности торса [13, 14]. Ключевой этап – этап реконструкции распределения потенциалов на мелкой сетке координат точек поверхности сердца для момента времени t_i , который реализуется в ходе итерационного алгоритма в рамках метода граничных элементов [15]:

$$\phi_k^h = (H^{hh})^{-1} (G^{hh} g_{k-1}^h - H^{bh} \phi^b); \quad g_k^h = (G^{hb})^{-1} (H^{hb} \phi_k^h + H^{bb} \phi^b),$$

где k – номер итерации; ϕ^b и ϕ^h – векторы потенциалов на поверхностях торса и сердца соответственно; g^h – вектор производной потенциала по направлению нормали к поверхности сердца; H^{hh} , G^{hh} , H^{bh} , G^{hb} , H^{hb} и H^{bb} – матрицы, которые определяются координатами то-

чек на поверхностях торса и сердца. На этапе визуализации электрической активности на экране монитора врача-кардиолога отображаются в динамическом режиме изменяющиеся со временем карты распределения потенциала на поверхности сердца в 2D или 3D форматах.

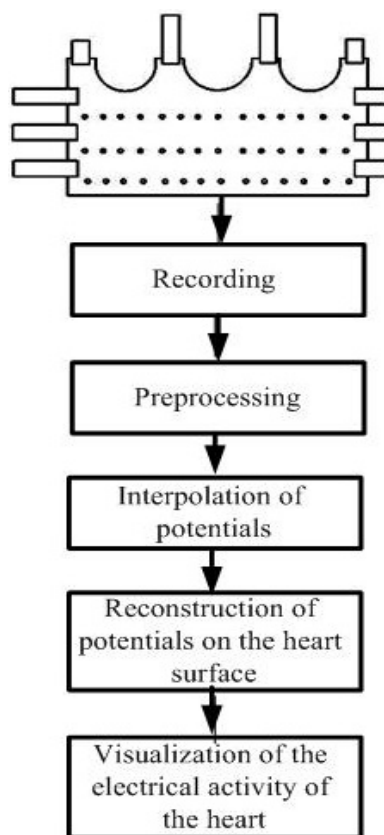


Рис. 2. Функциональная схема информационной многоэлектродной скрининговой системы электрокардиодиагностики

Существенным этапом при проведении регистрации ЭКС является установка электродов на поверхности торса. При достаточно большом количестве электродов (60–100) установка разовых электродов или электродов вакуумного типа в нужных местах поверхности торса занимает неоправданно большое время обследования. В этой ситуации решающее значение приобретает использование жилета нескольких типоразмеров с предустановленными электродами, показанного на рис. 3.



Рис. 3. Жилет с предустановленными электродами

При этом размер Small предлагается при длине периметра торса в поперечном сечении $l = 70 \div 90$ см, размер Medium – при $l = 90 \div 110$ см, размером Large – при $l = 110 \div 130$ см [12].

Использование эластичного материала жилета позволяет устанавливать электроды в нужных местах при вариациях размера торса в пределах типоразмера. При этом важно, что взаимное расположение электродов сохраняется. Система подтягивающих ремней обеспечивает нужный контакт электродов с кожей.

Результаты и обсуждение

Оценка количества и расположения электродов. Для оценки количества и расположения электродов на поверхности торса рассмотрим сферу радиуса $R_h = 5,5$ см, описанную вокруг сердца взрослого человека (в дальнейшем – сфера квазиэпикарда). Пусть l_{injury} – минимальный размер области повреждения на поверхности сердца, которое необходимо зарегистрировать (рис. 4).

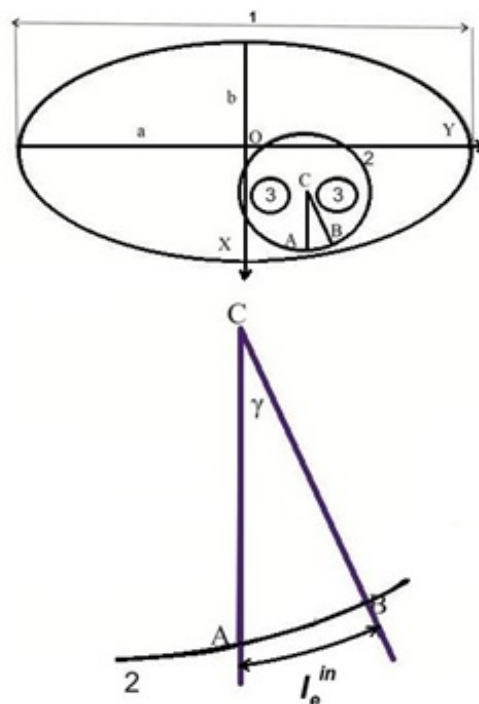


Рис. 4. Определение угла между направлениями на электроды:
1 – сечение торса; 2 – сечение сферы квазиэпикарда; 3 – правый и левый желудочки сердца

Тогда угол γ между радиусами сферы квазиэпикарда в плоскости поперечного сечения торса, соответствующий размеру l_{injury} , определяется соотношением:
$$\gamma = \frac{180^\circ \cdot l_{injury}}{\pi R_h}.$$

Поскольку угол между направлениями на электроды в плоскости поперечного сечения торса должен соответствовать углу γ , то количество электродов в этой плоскости $N_{trans} = \frac{360^\circ}{\gamma}.$

Поскольку пространственное разрешение по вертикали торса должно быть согласовано с разрешением в плоскости поперечного сечения, то расстояние между рядами электродов по вертикали $\Delta z = (b \cdot \operatorname{tg} \gamma) / 2$, где b – толщина торса. При этом количество рядов электродов по вертикали $N_z = \left[\frac{L_z}{\Delta z} + 1 \right]$, где L_z – размер области торса, охватывающей сердце в плоскости вертикального сечения торса, [] – обозначение целой части числа. Рассмотрим в качестве примера случай, когда площадь повреждения миокарда S_{injury} составляет 1 % от площади поверхности сердца. Тогда при площади поверхности сердца среднего мужчины, равной 385 см^2 [16], это составляет около $3,7 \text{ см}^2$. Данной площади соответствует размер повреждения

$l_{injury} = 2\sqrt{\frac{S_{injury}}{\pi}} = 2,2$ см. Тогда $\gamma = 22,5^\circ$, и $N_{trans} = 16$. При оценке размера охвата сердца в плоскости вертикального сечения торса $L_z = 18$ см [17] и при толщине торса $b = 15$ см получаем расстояние между рядами $\Delta z = 5,9$ см и количество рядов электродов $N_z = 4$. Таким образом, количество электродов $N_{el} = N_{trans} \cdot N_z = 64$. Регистрация ЭКС, снимаемых с этих электродов, может быть осуществлена с помощью 8 АЦП по 8 каналов в каждом АЦП.

Условия проведения регистрации ЭКС. Оценим скорость передачи данных при регистрации ЭКС. Общая частота оцифровки данных $f_{sample} = N_{chan} \cdot f_{sample/chan}$, где $N_{chan} = N_{el}$ – число каналов, равное числу активных электродов, $f_{sample/chan}$ – частота оцифровки на один канал. С частотой f_{sample} надо передавать в последовательном коде каналные группы байтов объемом $V = N_{chan} \cdot \rho + 2$, где ρ – количество байтов на одно отсчетное значение ЭКС, и в начале и конце каналной группы предусмотрены стартовые и стоповые байты. При этом скорость передачи данных $S = f_{sample/chan} \cdot (N_{chan} \cdot \rho + 2)$. В современных АЦП для цифровых электрокардиографов используют 24-разрядные сигма-дельта АЦП и $\rho = 3$ Bytes/sample. В результате, при частоте оцифровки на один канал $f_{sample} = 2$ кГц и $N_{chan} = 64$ получаем скорость передачи данных:

$$S = 388 \text{ kBytes/s} = 3,1 \text{ Mbps.}$$

Данный скоростной режим с удвоенным коэффициентом запаса поддерживается микропроцессорами типа STM32 и стандартом обмена данными между устройствами WI-FI. Максимальная ошибка из-за неодновременности передачи отсчетов в одной каналной группе при частоте оцифровки $f_{sample/chan} = 2$ кГц составляет 0,5 мс, что существенно меньше длительности характерных элементов электрокардосигнала.

Визуализация электрической активности сердца. Результат визуализации электрической активности сердца, проведенной при обработке реальных ЭКС по описанной выше методике, представлен на рис. 5. Здесь на рис. 5,а представлена 2D карта потенциала на плоской развертке поверхности квазиэпикарда для момента вершины R зубца.

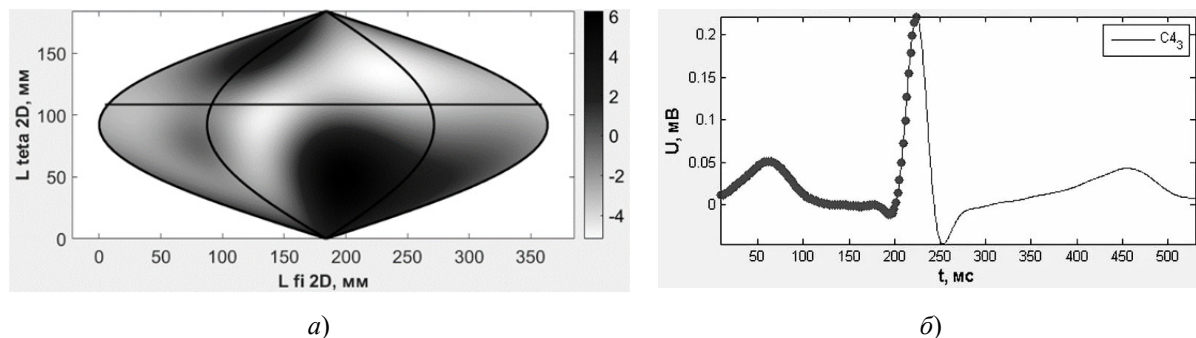


Рис. 5. Результат визуализации электрической активности сердца:

а – 2D карта потенциала на поверхности сердца в момент вершины R зубца;

б – ЭКС стандартного отведения с метками времени (последняя метка соответствует 2D карте слева)

При этом соответствие отделов сердца и областей плоской развертки показано на рис. 6, вертикальная ось симметрии проходит через центры левого предсердия и левого желудочка. Цветовая (как вариант – полутоновая) палитра с представленной шкалой цветов (яркостей) позволяет судить о величине потенциала. Карта строится на основе координатной сетки с равными длинами дуг элементов сетки в меридиональном и экваториальном направлениях. На рис. 5,б показан ЭКС в одном из стандартных отведений, причем временной маркер в виде жирной точки соответствует моменту времени 2D карты потенциала на рис. 5,а. Такая синхронизация 2D карт потенциала на поверхности сердца и известной кардиологу кардиограммы способствует наглядности при визуализации электрической активности сердца. Также достоинством 2D карты потенциала является возможность наблюдения временной динамики электрической активности во всех областях миокарда без дополнительной смены ракурса.

Из представленной карты вытекает возможность наблюдения неоднородностей в распределении потенциала на поверхности сердца порядка 20 мм, что соответствует приведенным выше оценкам размера области повреждения I_{injury} .

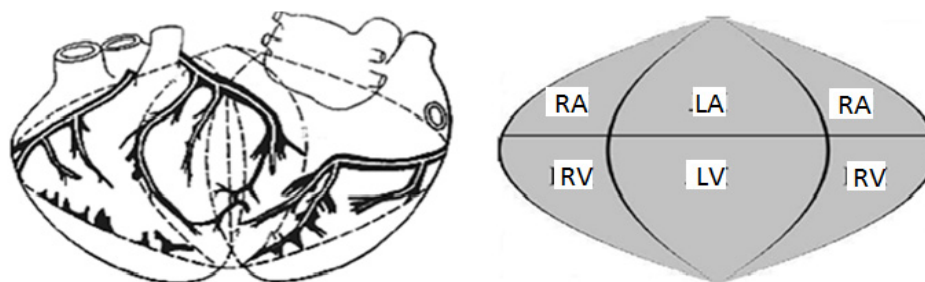


Рис. 6. Соответствие отделов сердца и областей на плоской развертке поверхности сердца: RA and LA – правое и левое предсердия; RV and LV – правый и левый желудочки

Выводы и заключение

Предложенный подход к реализации информационной системы электрокардиодиагностики позволяет в рамках скрининговых обследований предлагать врачу-кардиологу режим визуализации электрической активности сердца в виде динамически изменяющихся во времени карт распределения потенциала на поверхности сердца синхронно с изменением электрокардиограммы. Использование жилета нескольких типоразмеров с предустановленными электродами сокращает время установки электродов.

Список литературы

1. Statistics of cardiovascular diseases. URL: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
2. Přeučil T., Novotný M. Low-Cost Portable ECG // 8th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO) : proceedings – research monograph (June 10th–14th, 2019). Budva, Montenegro, 2019. P. 660–663.
3. Petrunina E., Istomina T., Istomin V. et al. Intelligent Information and Measurement System of Monitoring Results and BFB-Trainings // Moscow Workshop on Electronic and Networking Technologies, MWENT 2020 : proceedings. 2020.
4. Macfarlane P. W., van Oosterom A., Pahlm O. et al. Comprehensive Electrocardiology. 2nd ed. London : Springer, 2011. Chapter 1–3. 2291 p.
5. Рахматуллин Ф. К. Чреспищеводная электростимуляция сердца и клиническая электрофизиология антиаритмических средств. Пенза : Изд-во ПГУ, 2006. 111 с.
6. Полякова И. П. Поверхностное ЭКГ-картирование как метод диагностики нарушений ритма сердца // Неинвазивная диагностика в клинической аритмологии : монография. М. : Медицина, 2009. Гл. 6. С. 157–175.
7. Крамм М. Н. Биоэлектрические особенности перехода к эквивалентному электрическому генератору сердца для задач неинвазивной электрокардиодиагностики // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2021. № 2. С. 64–72.
8. Potyagaylo D., Cortes E. G., Schulze W. H. W., Dössel O. Binary optimization for source localization in the inverse problem of ECG // Medical & Biological Engineering & Computing. 2014. Vol. 52. P. 717–728.
9. Bockeria L., Revishvili F., Kalinin F. et al. Hardware and software complex for non-invasive electrophysiological examination of the heart based on solving the inverse problem of electrocardiography // Med. techn. 2009. № 6. P. 1–7.
10. Onak O. N., Dogrusoz Y. S., Weber G. W. Effects of a priori parameter selection in minimum relative entropy method on inverse electrocardiography problem // Inverse Problems in Science and Engineering. 2018. Vol. 26, № 6. P. 877–897.
11. Патент РФ 2651068. Способ неинвазивного определения электрофизиологических характеристик сердца / О. Н. Бодин, А. Ю. Бодин, Г. В. Жихарева, М. Н. Крамм, Ю. А. Палютина, Н. И. Стрелков, А. И. Черников. № 2017123613 ; заявл. 05.07.2017 ; опубл. 04.18.2018, Бюл. № 11.
12. Патент РФ 2764498. Способ и устройство регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / О. Н. Бодин, М. Н. Крамм, А. Ю. Бодин, Р. Ф. Рахматуллин, Ф. К. Рахматуллин,

- М. И. Сафронов, А. И. Федоренко, А. И. Черников. № 2020122154 ; заявл. 03.07.2020 ; опубл. 17.01.2022, Бюл. № 2.
13. Zhikhareva G. V., Kramm M. N., Bodin O. N. et al. Reconstruction of Equivalent Electrical Sources on Heart Surface // *Bioinformatics and Biomedical Engineering. IWBBIO. Lecture Notes in Computer Science* / ed. by I. Rojas, F. Ortuño. 2018. Vol 10814. URL: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-78759-6_30
 14. Ramanathan S., Ghanem R. N., Jia P. et al. Electrocardiographic Imaging (ECGI): A Noninvasive Imaging Modality for Cardiac Electrophysiology and Arrhythmia // *Nature Medicine*. 2004. Vol. 10. P. 422–428.
 15. Бреббия К., Теллес Ж., Вроубел Л. Методы граничных элементов. М. : Мир, 1987. 524 с.
 16. Гитун Т. В. Инфаркт миокарда. Диагностика, профилактика и методы лечения. М. : ЗАО Центрполиграф, 2004. 156 с.
 17. Бокерия Л. А., Беришвили И. И. Анатомия сердца человека : атлас. М. : Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева, 2012. 90 с.

References

1. *Statistics of cardiovascular diseases*. Available at: [https://www.who.int/news-room/factsheets/detail/cardio-vascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/factsheets/detail/cardio-vascular-diseases-(cvds))
2. Preučil T., Novotný M. Low-Cost Portable ECG. *8th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO) : proceedings – research monograph (June 10th–14th, 2019)*. Budva, Montenegro, 2019:660–663.
3. Petrunina E., Istomina T., Istomin V. et al. Intelligent Information and Measurement System of Monitoring Results and BFB-Trainings. *Moscow Workshop on Electronic and Networking Technologies, MWENT 2020: proceedings*. 2020.
4. Macfarlane P.W., van Oosterom A., Pahlm O. et al. *Comprehensive Electrocardiology*. 2nd ed. London: Springer, 2011;1–3:2291.
5. Rakhmatullov F.K. *Chrespishchevodnaya elektrostimulyatsiya serdtsa i klinicheskaya elektrofiziologiya antiaritmicheskikh sredstv = Transesophageal electrical stimulation of the heart and clinical electrophysiology of antiarrhythmic drugs*. Penza: Izd-vo PGU, 2006:111. (In Russ.)
6. Polyakova I.P. Surface ECG mapping as a method of diagnosing cardiac arrhythmias. *Neinvazivnaya diagnostika v klinicheskoy aritmologii: monografiya = Noninvasive diagnostics in clinical arrhythmology : monograph*. Moscow: Meditsina, 2009;6:157–175. (In Russ.)
7. Kramm M.N. Bioelectric features of the transition to an equivalent electrical heart generator for noninvasive electrocardiognostics. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measuring. Monitoring. Management. Control*. 2021;(2):64–72. (In Russ.)
8. Potyagaylo D., Cortes E.G., Schulze W.H.W., Dössel O. Binary optimization for source localization in the inverse problem of ECG. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2014;52:717–728.
9. Bockeria L., Revishvili F., Kalinin F. et al. Hardware and software complex for non-invasive electrophysiological examination of the heart based on solving the inverse problem of electrocardiography. *Med. techn.* 2009;(6):1–7.
10. Onak O.N., Dogrusoz Y.S., Weber G.W. Effects of a priori parameter selection in minimum relative entropy method on inverse electrocardiography problem. *Inverse Problems in Science and Engineering*. 2018;26(6):877–897.
11. Patent Russian Federation 2651068. *Sposob neinvazivnogo opredeleniya elektrofiziologicheskikh kharakteristik serdtsa = Method of noninvasive determination of electrophysiological characteristics of the heart*. O.N. Bodin, A.Yu. Bodin, G.V. Zhikhareva, M.N. Kramm, Yu.A. Palyutina, N.I. Strelkov, A.I. Chernikov. № 2017123613; appl. 05.07.2017; publ. 04.18.2018, Bull. № 11. (In Russ.)
12. Patent Russian Federation 2764498. *Sposob i ustroystvo registratsii mnozhestvennykh otvedeniy elektrokardiosignala = Method and device for recording multiple leads of an electrocardiosignal*. O.N. Bodin, M.N. Kramm, A.Yu. Bodin, R.F. Rakhmatullov, F.K. Rakhmatullov, M.I. Safronov, A.I. Fedorenko, A.I. Chernikov. № 2020122154; appl. 03.07.2020; publ. 17.01.2022, Bull. № 2. (In Russ.)
13. Zhikhareva G.V., Kramm M.N., Bodin O.N. et al. Reconstruction of Equivalent Electrical Sources on Heart Surface. *Bioinformatics and Biomedical Engineering. IWBBIO. Lecture Notes in Computer Science*. 2018;10814. Available at: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-78759-6_30
14. Ramanathan S., Ghanem R.N., Jia P. et al. Electrocardiographic Imaging (ECGI): A Noninvasive Imaging Modality for Cardiac Electrophysiology and Arrhythmia. *Nature Medicine*. 2004;10:422–428.
15. Brebbiya K., Telles Zh., Vroubel L. *Metody granichnykh elementov = Methods of boundary elements*. Moscow: Mir, 1987:524. (In Russ.)
16. Gitun T.V. *Infarkt miokarda. Diagnostika, profilaktika i metody lecheniya = Diagnostics, prevention and treatment methods*. Moscow: ZAO Tsentropoligraf, 2004:156. (In Russ.)
17. Bokeriya L.A., Berishvili I.I. *Anatomiya serdtsa cheloveka: atlas = Human heart anatomy : atlas*. Moscow: Nauchnyy tsentr serdechno-sosudistoy khirurgii im. A.N. Bakuleva, 2012:90. (In Russ.)

*Информация об авторах / Information about the authors***Михаил Николаевич Крамм**

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

Mikhail N. Kramm

Doctor of technical sciences, associate professor,
professor of the sub-department
of radio engineering fundamentals,
National Research University "MPEI"
(14 Krasnokazarmennaya street, Moscow, Russia)

Олег Николаевич Бодин

доктор технических наук, профессор,
профессор кафедры технического
управления качеством,
Пензенский государственный
технологический университет
(Россия, г. Пенза, пр. Байдукова/
ул. Гагарина, 1а/11)
E-mail: bodin_o@inbox.ru

Oleg N. Bodin

Doctor of technical sciences, professor,
professor of the sub-department
of technical quality management,
Penza State Technological University
(1a / 11 Baidukova passage/ Gagarina street,
Penza, Russia)

Андрей Юрьевич Бодин

аспирант,
Национальный исследовательский
университет «МЭИ»
(Россия, г. Москва, Красноказарменная ул., 14)
E-mail: Bodin98@mail.ru

Andrey Yu. Bodin

Postgraduate student,
National Research University "MPEI"
(14 Krasnokazarmennaya street, Moscow, Russia)

Галина Владимировна Жихарева

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

Galina V. Zhikhareva

Candidate of technical sciences, associate professor,
associate professor of the sub-department
of radio engineering fundamentals,
National Research University "MPEI"
(14 Krasnokazarmennaya street, Moscow, Russia)

Чьонг Тхи Лан Нхи

магистр, ассистент кафедры основ радиотехники,
Национальный исследовательский
университет «МЭИ»
(Россия, г. Москва, Красноказарменная ул., 14)
E-mail: truongthilannhi@gmail.com

Truong Thi Lan Nhi

Master,
assistant of the sub-department
of radio engineering fundamentals,
National Research University "MPEI"
(14 Krasnokazarmennaya street, Moscow, Russia)

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /
The authors declare no conflicts of interests.**

Поступила в редакцию/Received 15.04.2022

Поступила после рецензирования/Revised 17.05.2022

Принята к публикации/Accepted 20.06.2022