

КЛАССИФИКАЦИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ ПОМЕХ И РАЗРАБОТКА СПОСОБА СЕГМЕНТАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

А. Ю. Бодин¹, М. Н. Крамм², Л. Ю. Кривоногов³,
Н. А. Сержантова⁴, Чыонг Тхи Лан Нхи⁵

^{1,2,5} Национальный исследовательский университет «МЭИ», Москва, Россия

³ Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

⁴ Пензенский государственный технологический университет, Пенза, Россия

¹ Bodin98@mail.ru, ² KrammMN@mail.ru, ³ leonidkrivonogov@yandex.ru,

⁴ itmmbpsgta@yandex.ru, ⁵ truongthilannhi@gmail.com

Аннотация. *Актуальность и цели.* Рассматривается классификация электрокардиографических помех и разработка способа сегментации электрокардиосигнала. Повышение помехоустойчивости при обработке ЭКС позволяет повысить достоверность автоматических заключений и в конечном счете способствует повышению качества диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний. *Материалы и методы.* Выполнена классификация электрокардиографических помех и разработан способ сегментации электрокардиосигнала, позволяющие повысить возможности существующих методов помехоустойчивой обработки электрокардиосигнала. *Результаты и выводы.* Представленная классификация и разработанный способ сегментации электрокардиосигнала позволяют повысить возможности существующих методов помехоустойчивой обработки ЭКС; оценить возможность внедрения новых математических аппаратов в приведенные решения.

Ключевые слова: помехи, электрокардиосигнал, классификация электрокардиографических помех, сегментация электрокардиосигнала

Для цитирования: Бодин А. Ю., Крамм М. Н., Кривоногов Л. Ю., Сержантова Н. А., Чыонг Тхи Лан Нхи. Классификация электрокардиографических помех и разработка способа сегментации электрокардиосигнала // Изменение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2023. № 4. С. 64–71. doi: 10.21685/2307-5538-2023-4-8

CLASSIFICATION OF ELECTROCARDIOGRAPHIC INTERFERENCE AND REVIEW OF METHODS FOR NOISE-INSTANT PROCESSING OF ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL

A.Yu. Bodin¹, M.N. Kramm², L.Yu. Krivonogov³,
N.A. Serzhantova⁴, Truong Thi Lan Nhi⁵

^{1,2,5} National Research University "MPEI", Moscow, Russia

³ Penza State University, Penza, Russia

⁴ Penza State Technological University, Penza, Russia

¹ Bodin98@mail.ru, ² KrammMN@mail.ru, ³ leonidkrivonogov@yandex.ru,

⁴ itmmbpsgta@yandex.ru, ⁵ truongthilannhi@gmail.com

Abstract. *Background.* The article is devoted to the classification of electrocardiographic interference and the development of termination of electrocardiographic signal segmentation. Increasing noise immunity when processing ECS allows you to increase the accuracy of automatic conclusions and, in the traditional sense, ensure the quality of diagnosis and treatment of cardiovascular diseases. *Materials and methods.* In this work, a classification of electrocardiographic interference was carried out and a method for segmenting the electrocardiographic signal was developed, which makes it possible to increase the capabilities of these methods of noise-resistant processing of the electrocardiographic signal. *Results and conclusions.* The presented classification and the developed method for segmenting the electrocardiosignal make

it possible to increase the capabilities of existing methods of noise-resistant processing of ECS; evaluate the possibility of developing new mathematical tools in the proposed solutions.

Keywords: interference, electrocardiographic signal, classification of electrocardiographic interference, segmentation of electrocardiographic signal

For citation: Bodin A.Yu., Kramm M.N., Krivonogov L.Yu., Serzhantova N.A., Truong Thi Lan Nhi. Classification of electrocardiographic interference and review of methods for noise-resistant processing of electrocardiographic signal. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measuring. Monitoring. Management. Control.* 2023;(4):64–71. (In Russ.). doi: 10.21685/2307-5538-2023-4-8

Введение

Сравнение эффективности различных диагностических методов показывает, что наиболее полезная информация о функционировании внутренних органов и физиологических систем организма содержится в биоэлектрических сигналах, снимаемых с различных участков под кожным покровом или с поверхности тела [1]. Прежде всего это относится к электрической активности сердца, электрическому полю головного мозга, электрическим потенциалам мышц. Именно эти важнейшие электрофизиологические процессы требуют особого внимания и создания электронной аппаратуры для решения конкретных задач их анализа в диагностических целях.

Электрокардиосигналы (ЭКС) проявляются как слабые сигналы в окружении многих других сигналов различного происхождения. Это и есть помехи, существенно искажающие (маскирующие) полезный сигнал и затрудняющие обработку и выявление диагностических признаков в ЭКС. Классическое определение помехи относится к технике связи: «Помехой называется стороннее возмущение, действующее в системе передачи и препятствующее правильному приему сигналов» [2]. В работе [3] дано определение помехи как стороннего возмущения, действующего на средство измерения и искажающего результаты измерения.

Вместе с термином «помеха» широко распространен термин «шум». Шумами принято называть случайные аддитивные помехи, при этом обычно речь идет о помехах, имеющих более высокочастотный спектр, чем полезный сигнал [4].

Основные источники шумов и помех в ЭКС – это:

- влияние сетевых помех с частотой 50 Гц (или 60 Гц) и гармоник сетевого напряжения;
- влияние изменений параметров контакта электрода с кожей, что приводит к дрейфу постоянных составляющих;
- мышечные сокращения: на ЭКС накладываются сигналы типа миограммы;
- дыхательные движения вызывают смещение постоянной составляющей;
- электромагнитные наводки от других электронных устройств, когда провода электродов отведений при регистрации ЭКС играют роль антенн;
- высокочастотные шумы от других электронных устройств.

Предсказать характеристики помех на конкретном участке ЭКС не представляется возможным, поэтому принципиальной особенностью обработки электрокардиосигналов является априорная неопределенность сигнально-помеховой обстановки (СПО).

Разнообразие электрокардиографических помех, их негативное влияние на полезный сигнал и результат автоматической диагностики требуют рассмотрения и анализа методов и алгоритмов помехоустойчивой обработки ЭКС.

По мнению авторов, необходимо различать понятия «помехозащищенность» и «помехоустойчивость».

Под помехозащищенностью радиотехнического устройства (системы) понимается способность выполнять функциональные задачи и противостоять в условиях воздействия внешних и внутренних помех, а под помехоустойчивостью радиотехнического устройства (системы) понимается способность устройства (системы) выполнять свои функции при наличии помех. Помехоустойчивость оценивают интенсивностью помех, при которых нарушение функций устройства (системы) еще не превышает допустимых пределов [5]. Помехоустойчивость, таким образом, является основной составляющей помехозащищенности.

Данная статья посвящена классификации существующих электрокардиографических помех и разработке способа сегментации электрокардиосигнала, необходимого при помехоустойчивой обработке ЭКС.

Помехи маскируют и искажают полезный сигнал, что затрудняет выявление диагностической информации. Следовательно, важнейшим показателем системы неинвазивной ЭКГ-диагностики является ее помехоустойчивость.

Классификация электрокардиографических помех по источникам формирования

Классификация источников электрокардиографических помех приведена на рис. 1.



Рис. 1. Источники электрокардиографических помех

Согласно рис. 1 источники электрокардиографических помех разделяются на внешние и внутренние.

Внешние источники помех. Внешние источники помех делятся на природные и техногенные. Природными источниками помех являются электромагнитные атмосферные и космические явления и электростатические поля природного происхождения. Помехи от этих источников представляют собой смесь импульсных и флуктуационных процессов. Техногенные помехи вызваны электромагнитными и электростатическими полями, а также токами гальванической связи. Источниками этих полей являются провода силовой электрической сети, электродвигатели, системы радиосвязи, электрохирургическая и физиотерапевтическая аппаратура. Максимальное влияние на ЭКС оказывают помехи от сети переменного тока и импульсные помехи, возникающие при коммутации мощной аппаратуры. Вероятность помехового воздействия от электростатических полей возрастает при увеличении межэлектродного сопротивления и входного сопротивления биоусилителя [6].

Внутренние источники помех могут быть подразделены на инструментальные, биологические и согласования. Инструментальными источниками помех являются шумы электронных узлов и линий связи, а также импульсы электрокардиостимуляторов. Наибольший вклад вносят собственные шумы электродов [6], некоторые узлы (усилители, защитные резисторы, АЦП) и линии связи (в первую очередь кабель отведений). Применительно к измерительным цепям эти помехи рассмотрены в работах [7, 8].

Источниками биологических помех (внутренних помех самого биообъекта) являются биопотенциалы мышц (в меньшей степени и других органов) и двигательная активность пациента. Движения приводят не только к появлению мышечных потенциалов, но и к перемещению органов и тканей относительно друг друга, изменению разности потенциалов между внутренними слоями ткани и внешней поверхностью кожи, что ведет к изменению распределения электрического поля сердца на поверхности тела. Кроме того, движения приводят к увеличению помех согласования.

Источниками помех согласования являются кожно-электродные и поляризационные потенциалы, изменения межэлектродного импеданса, электрокинетические явления [9].

Классификация электрокардиографических помех по характеру воздействия на полезный сигнал

Классификация электрокардиографических помех по характеру воздействия на полезный сигнал приведена на рис. 2.



Рис. 2. Классификация электрокардиографических помех

Электрокардиографические помехи по характеру воздействия на ЭКС разделяются на аддитивные и мультипликативные помехи.

Аддитивные помехи суммируются с измерительным сигналом.

Мультипликативные помехи изменяют параметр одного из элементов контура передачи сигнала, (например, сопротивление электрод-кожа) и меняют коэффициент передачи полезного сигнала. При этом возникает модуляция величины полезного сигнала помехой.

По механизму воздействия на измерительные цепи различают: *помехи нормального вида (поперечные)* и *помехи общего вида (продольные)*. Поперечные помехи возникают в измерительной цепи, как в электромагнитном контуре. Они обусловлены наличием кондуктивных, емкостных и индуктивных связей измерительных цепей с внешними источниками электрических и электромагнитных сигналов. Это могут быть наводки от силовых кабелей, коммутационных процессов, радиостанций, других измерительных цепей. Такие помехи имеют преимущественно аддитивный характер и называются также дифференциальными, так как по-разному действуют на входы измерительного устройства (мгновенные значения напряжения помехи на входах измерительного устройства равны по величине и противоположны по знаку). К помехам нормального вида относятся составляющие за счет биоэлектрической активности соседних органов, неравенства поляризационных потенциалов электродов, изменения сопротивления кожи [6].

Продольные помехи вызваны наличием разности потенциалов между общими точками измерительной цепи. Эти помехи также называют помехами из-за неэквипотенциальности или помехами заземленных контуров. По характеру воздействия на входы измерительного устройства они являются синфазными – мгновенные значения напряжения помехи на входах совпадают. Наличие емкости между проводами силовой сети и пациентом приводит к появлению на поверхности тела (относительно земли) помехи частотой 50/60 Гц, амплитуду и фазу которой вследствие относительно хорошей проводимости тканей можно считать практически одинаковыми во всех точках тела. Инфранизкочастотные синфазные помехи создаются средним уровнем

поляризационных потенциалов электродов, а средне- и высокочастотные – средним уровнем биоэлектрической активности соседних органов и напряжением кожно-гальванической реакции [6].

В зависимости от возможности точного предсказания мгновенных значений помех в любые моменты времени их можно разделить на *детерминированные* и *случайные*. Детерминированные помехи представляют собой полигармонические паразитные сигналы. Чаще всего это – наводки с частотами питающих сетей, гармоники этих частот, импульсные последовательности. Случайные (флуктуационные) помехи представляют собой случайные процессы, вызванные одновременным действием множества источников.

Помехоустойчивая обработка ЭКС невозможна без рассмотрения вопросов сегментации ЭКС.

Разработка алгоритма сегментации ЭКС

Сегментация сигналов является необходимым действием для определения временных паттернов и выявления диагностических признаков [10].

Для повышения точности сегментации ЭКС целесообразно перейти от одномерного сигнала к двумерному. Наиболее простым способом такого перехода является построение по одномерному сигналу его фазовой траектории на фазовой плоскости. Такое представление ЭКС позволяет одновременно оценивать не только амплитудные, но и скоростные параметры сигнала, что дает возможность повышения достоверности и точности сегментации ЭКС.

Анализ ЭКС на фазовой плоскости основан на оценке скоростных показателей сигнала, при этом координатами фазовой плоскости является амплитуда ЭКС $X(t)$ и производная по времени от ЭКС $X'(t)$. Такой подход в кардиодиагностике известен еще с 70-х гг. прошлого века, когда Н. М. Амосов и его коллеги в работе [11] указывали на возможность исследования сократительной функции миокарда в фазовом пространстве, координатами которого является амплитуда и производная по времени наблюдаемого процесса. Диагностическая ценность представления и анализа ЭКС в координатах $X(t) - X'(t)$ состоит в использовании дополнительной информации, содержащейся в скоростных характеристиках исследуемого процесса. При этом появляется возможность с высокой точностью оценить форму отдельных информативных элементов сигнала и обнаружить в ней такие отклонения, которые обычно скрыты при традиционном анализе ЭКС во временной области [12].

Для сегментации ЭКС разработан алгоритм, который заключается в построении и анализе фазовой траектории (ФТ) кардиоцикла ЭКС в координатах $X_i - \Delta X_i$, где X_i – отсчеты ЭКС, $\Delta X_i = X_i - X_{i+1}$. Участок ФТ, соответствующий QRS комплексу, всегда ярко выражен и представляет собой петлю значительного размера с большими интервалами между значениями соседних отсчетов. Изображение участка ЭКС и соответствующей ему фазовой траектории показано на рис. 3.

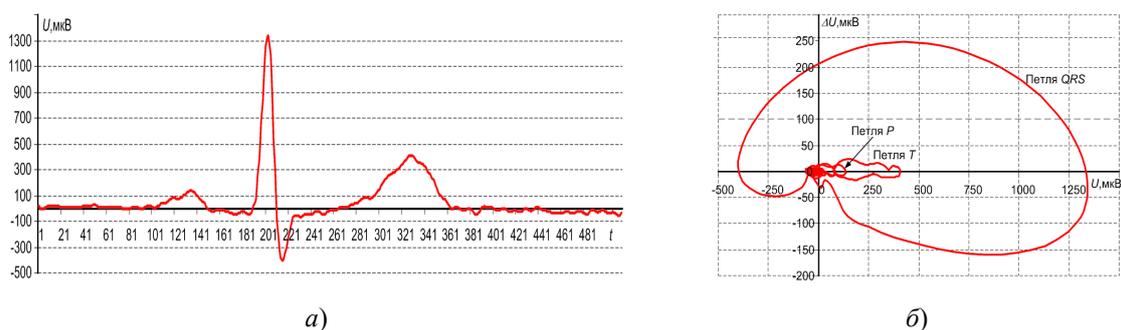


Рис. 3. Фрагмент ЭКС (а) и соответствующая ему фазовая траектория (б)

Основой сегментации ЭКС являются алгоритмы обнаружения информационных участков (ИУ) ЭКС. После обнаружения ИУ ЭКС выделяются R-R интервалы и кардиоциклы. В выделенном кардиоцикле осуществляется обработка ЭКС в фазовом пространстве, координатами которого являются амплитуда и производная по времени от электрокардиосигнала. Полученный график является фазовым портретом (ФП) ЭКС.

Для анализа ФП ЭКС и выделения отсчетов, принадлежащих петле QRS комплекса, каждый отсчет характеризуется тремя составляющими: D – расстояние от значения отсчета на ФП

до начала координат; P – расстояние от значения исследуемого отсчета до значения следующего отсчета на ФП; L – удаленность отсчета от пика зубца R на ЭКС.

Составляющие P и L имеют малые веса по сравнению с D , поэтому при их учете в совокупной характеристике необходимо применять весовые коэффициенты. Для P весовой коэффициент K_P принимается равным отношению максимального расстояния от значения отсчета на ФП до начала координат к максимальному расстоянию между соседними отсчетами на ФП. Для L весовой коэффициент K_L принимается как отношение максимального расстояния от значения отсчета на ФП до начала координат к количеству отсчетов в исследуемом кардиоцикле.

Для выделения отсчетов, принадлежащих петле QRS комплекса, формируются два вектора:

$S1$ – вектор характеристик отсчетов, расположенных слева от отсчета l (пик зубца R), $k = 1 \dots l - 1$, $t = 1 \dots n - 1$ определяется следующим образом:

$$S1 = [D_1 + K_P P_1 + K_L (l - 1); D_2 + K_P P_2 + K_L (l - 2); \dots; D_k + K_P P_k + K_L (l - k)], \quad (1)$$

где $k = 1 \dots l - 1$ – номер отсчета, $t = 1 \dots n - 1$ – дискретное время.

$S2$ – вектор характеристик отсчетов, расположенных справа от отсчета l , определяется выражением

$$S2 = [D_{l+(l+1)} + K_P P_{l+(l+1)} + K_L; D_{2+(l+1)} + K_P P_{2+(l+1)} + K_L; \dots; D_{k+(l+1)} + K_P P_{k+(l+1)} + K_L k]. \quad (2)$$

где $k = 1 \dots (n - 1) - (l - 1)$.

Границам QRS комплекса соответствуют отсчеты с минимальными значениями: $QRS_{start} = \min_k(S1_k)$ – отсчет, соответствующий началу, $QRS_{stop} = \min_k(S2_k)$ – отсчет, соответствующий окончанию.

Для выделения отсчетов, соответствующих P и T зубцам, проводится аналогичный анализ ФП участков кардиоцикла слева и справа от выделенного QRS комплекса.

На рис. 4 приведены примеры сегментации ЭКС (выделения QRS комплекса, P и T зубцов) с помощью разработанного алгоритма.

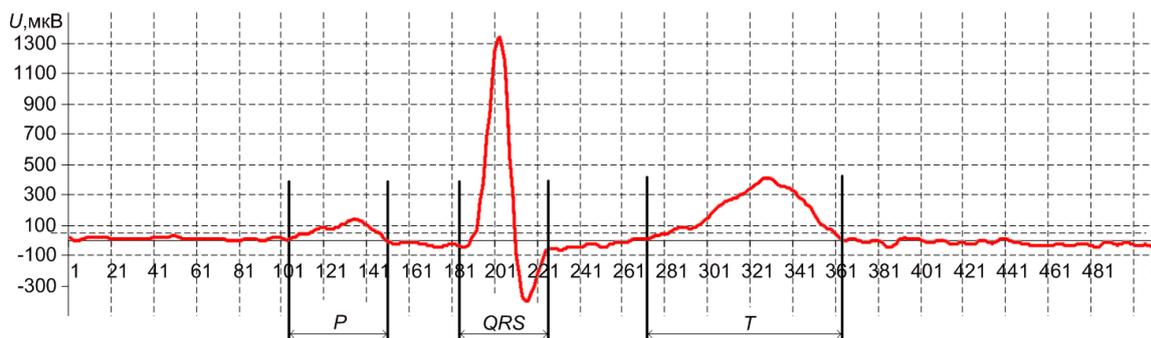


Рис. 4. Пример сегментации ЭКС

Разработанный алгоритм обеспечивает достоверное выделение QRS комплекса ЭКС независимо от вариаций параметров и формы QRS комплексов, а также дрейфа изолинии ЭКС под действием аддитивных низкочастотных помех, что способствует улучшению условий последующей помехоустойчивой обработки и анализа ЭКС.

Заключение

Представленная классификация и разработанный способ сегментации кардиоцикла электрокардиосигнала позволяют повысить возможности существующих методов помехоустойчивой обработки ЭКС и оценить возможность внедрения новых математических аппаратов в неинвазивную кардиодиагностику.

Список литературы

1. Зайченко К. В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов. СПб., 2001. С. 5–25.
2. Харкевич А. А. Борьба с помехами. М. : Наука, 1965. 144 с.

3. Шахов Э. К. Повышение помехоустойчивости цифровых средств измерения. Пенза : ППИ, 1983. 48 с.
4. Бодин О. Н., Кривоногов Л. Ю., Ломтев Е. А. Ожигенов К. А. Помехоустойчивая обработка электрокардиосигналов в системах неинвазивной кардиодиагностики. Алматы : Lem, 2016. 216 с.
5. Гоноровский И. С. Радиотехнические цепи и сигналы. 4-е изд., перераб. и доп. М, 1986. 512 с.
6. Янушкевичус З. И., Чирейкин Л. В., Праневичюс А. А. Дополнительно усиленная электрокардиограмма. Л. : Медицина: Ленингр. отд-ние, 1982. 184 с.
7. Барнс Дж. Электронное конструирование: Методы борьбы с помехами : пер с англ. М. : Мир, 1990. 238 с.
8. Букингем М. Шумы в электронных приборах и системах. М. : Мир, 1986. 399 с.
9. Кривоногов Л. Ю. Метод и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов на основе эмпирической модовой декомпозиции // Известия ЮФУ. Технические науки. Медицинские информационные системы. 2014. № 10. С. 104–114.
10. Алимуратов А. К., Тыхков А. Ю., Чураков П. П. Способ автоматизированной сегментации речевых сигналов для определения временных паттернов естественно выраженных психоэмоциональных состояний // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2019. № 3. С. 48–60.
11. Амосов Н. М., Агапов Б. Т., Паничкин Ю. В. Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // Доклады АН СССР. 1972. 202. № 1. С. 245–247.
12. Файнзилберг Л. С., Лебедушко Т. Ю. Исследование диагностической ценности фазовых портретов ЭКГ по данным специализированных баз // Кибернетика и вычислительная техника. 2012. Вып. 169. С. 34–50.

References

1. Zaychenko K.V. *S'em i obrabotka bioelektricheskikh signalov = Removal and processing of bioelectric signals*. Saint Petersburg, 2001:5–25. (In Russ.)
2. Kharkevich A.A. *Bor'ba s pomekhami = Anti-interference*. Moscow: Nauka, 1965:144. (In Russ.)
3. Shakhov E.K. *Povyshenie pomekhoustoychivosti tsifrovyykh sredstv izmereniya = Improving the noise immunity of digital measuring instruments*. Penza: PPI, 1983:48. (In Russ.)
4. Bodin O.N., Krivonogov L.Yu., Lomtev E.A. Ozhigenov K.A. *Pomekhoustoychivaya obrabotka elektrokardiosignalov v sistemakh neinvazivnoy kardiadiagnostiki = Noise-resistant processing of electrocardiosignals in noninvasive cardiadiagnostics systems*. Almaty: Lem, 2016:216. (In Russ.)
5. Gonorovskiy I.S. *Radiotekhnicheskie tsepi i signaly. 4-e izd., pererab. i dop. = Radio engineering circuits and signals. 4th ed., reprint. and add.* Moscow: 1986:512. (In Russ.)
6. Yanushkevichus Z.I., Chireykin L.V., Pranevichyus A.A. *Dopolnitel'no usilennaya elektrokardiogramma = Additionally enhanced electrocardiogram*. Leningrad: Meditsina: Leningr. otd-nie, 1982:184. (In Russ.)
7. Barns Dzh. *Elektronnoe konstruirovaniye: Metody bor'by s pomekhami: per s angl. = Electronic engineering: Anti-interference methods : translated from English*. Moscow: Mir, 1990:238. (In Russ.)
8. Bukingem M. *Shумы v elektronnykh priborakh i sistemakh = Noises in electronic devices and systems*. Moscow: Mir, 1986:399. (In Russ.)
9. Krivonogov L.Yu. Method and algorithms of noise-resistant processing of electrocardiosignals based on empirical mode decomposition. *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki. Meditsinskie informatsionnye sistemy = Proceedings of the Southern Federal University. Technical sciences. Medical information systems*. 2014;(10):104–114. (In Russ.)
10. Alimuradov A.K., Tyhkov A.Yu., Churakov P.P. Method of automated segmentation of speech signals for determining time patterns of naturally expressed psychoemotional states. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measurement. Monitoring. Management. Control*. 2019;(3):48–60. (In Russ.)
11. Amosov N.M., Agapov B.T., Panichkin Yu.V. Investigation of myocardial contractile function by the method of phase coordinates. *Doklady AN SSSR = Reports of the USSR Academy of Sciences*. 1972;202(1):245–247. (In Russ.)
12. Faynzil'berg L.S., Lebedushko T Yu. Investigation of the diagnostic value of ECG phase portraits according to specialized databases. *Kibernetika i vychislitel'naya tekhnika = Cybernetics and computer engineering*. 2012;(169):34–50. (In Russ.)

Информация об авторах / Information about the authors

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)

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)

Леонид Юрьевич Кривоногов

доктор технических наук, доцент,
профессор кафедры медицинской
кибернетики и информатики,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: leonidkrivonogov@yandex.ru

Leonid Yu. Krivonogov

Doctor of technical sciences, associate professor,
professor of the sub-department of medical
cybernetics and informatics,
Penza State University, Penza, Russia
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Наталья Александровна Сержантова

кандидат технических наук, доцент,
доцент кафедры биомедицинской инженерии,
Пензенский государственный
технологический университет
(Россия, г. Пенза, пр-д Байдукова/
ул. Гагарина, 1а/11)
E-mail: itmmbspgta@yandex.ru

Natalya A. Serzhantova

Candidate of technical sciences, associate professor,
associate professor of the sub-department
of biomedical engineering,
Penza State Technological University
(1a/11 Baidukova passage/Gagarina street,
Penza, Russia)

Чьонг Тхи Лан Нхи

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

Truong Thi Lan Nhi

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 20.09.2023

Поступила после рецензирования/Revised 20.10.2023

Принята к публикации/Accepted 17.11.2023