

ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ СОВМЕСТИМОСТИ В СИСТЕМЕ РЕГИСТРАЦИИ МНОЖЕСТВЕННЫХ ОТВЕДЕНИЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

А. С. Батяев¹, О. Н. Бодин², Чьонг Тхи Лан Нхи³, М. Н. Крамм⁴, А. Ю. Бодин⁵

¹ Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

² Пензенский государственный технологический университет, Пенза, Россия

^{3,4,5} Национальный исследовательский университет "МЭИ", Москва, Россия

¹ batayev81@gmail.com, ² bodin_o@inbox.ru, ³ truongthilannhi@gmail.com, ⁴ KrammMN@mail.ru, ⁵ Bodin98@mail.ru

Аннотация. *Актуальность и цели.* Рассматриваются особенности оценки электромагнитной совместимости в системе регистрации множественных отведений электрокардиосигнала. По мнению авторов, регистрация множественных отведений электрокардиосигнала при скрининговых обследованиях достаточно информативна для пространственного представления электрической активности сердца. В связи с большим количеством электродов потенциально возможны существенные временные затраты на установку электродов. При этом усложняющим фактором является необходимость установки электродов в соответствующих местах торса при имеющемся разбросе размеров торса пациентов. *Материалы и методы.* Авторами предлагается оригинальная, защищенная патентом, система регистрации множественных отведений электрокардиосигнала, конструктивно выполненная в виде жилета с электродами, заранее предустановленными (закрепленным) на его внутренней поверхности и в которой осуществляется беспроводная передача цифрового кода электрокардиосигналов. Ставится и решается задача электромагнитной совместимости в системе регистрации множественных отведений электрокардиосигнала на внутриаппаратурном уровне. При решении задачи электромагнитной совместимости в системе регистрации множественных отведений электрокардиосигнала учитываются особенности конструкции и технологии производства жилета с предустановленными электродами. *Результаты и выводы.* Благодаря применению жилета с предустановленными электродами повышается эффективность диагностики состояния сердца при скрининговом обследовании.

Ключевые слова: скрининговая электрокардиодиагностика, регистрации множественных отведений электрокардиосигнала, помехи при регистрации множественных отведений электрокардиосигнала, электромагнитная совместимость, методика расчета электромагнитной совместимости

Для цитирования: Батяев А. С., Бодин О. Н., Чьонг Тхи Лан Нхи, Крамм М. Н., Бодин А. Ю. Обеспечение электромагнитной совместимости в системе регистрации множественных отведений электрокардиосигнала // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2023. № 2. С. 89–96. doi: 10.21685/2307-5538-2023-2-11

PROVISION OF ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY IN THE REGISTRATION SYSTEM OF MULTIPLE ELECTROCARDIAC SIGNAL LEADS

A.S. Batyaev¹, O.N. Bodin², Truong Thi Lan Nhi³, M.N. Kramm⁴, A.Yu. Bodin⁵

¹ Penza State University, Penza, Russia

² Penza State Technological University, Penza, Russia

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

¹ batayev81@gmail.com, ² bodin_o@inbox.ru, ³ truongthilannhi@gmail.com, ⁴ KrammMN@mail.ru, ⁵ Bodin98@mail.ru

Abstract. *Background.* The article is devoted to the peculiarities of the assessment of electromagnetic compatibility in the registration system of multiple leads of the electrocardiosignal. According to the authors, the registration of multiple leads of the electrocardiosignal during screening examinations is quite informative for the spatial representation of the electrical activity of the heart. Due to the large number of electrodes, significant time costs for the installation of electrodes are potentially possible. At the same time, a complicating factor is the need to install electrodes in the corresponding places of the torso with the existing variation in the size of the patient's torso. *Materials and methods.* The authors propose an original, patent-protected system for recording multiple leads of an electrocardiosignal, structurally made in the form

of a vest with electrodes pre-installed (fixed) on its inner surface and in which a digital code of electrocardiosignals is transmitted wirelessly. The problem of electromagnetic compatibility in the system for recording multiple derivations of the electrocardiosignal at the internal hardware level is posed and solved. When solving the problem of electromagnetic compatibility in the system for recording multiple leads of the electrocardiosignal, the design features and production technology of the vest with pre-installed electrodes are taken into account. *Results and conclusions.* Thanks to the use of a vest with pre-installed electrodes, the efficiency of diagnosing the state of the heart during a screening examination increases.

Keywords: screening electrocardiodiagnostics, registration of multiple leads of the electrocardiosignal, interference in the registration of multiple leads of the electrocardiosignal, electromagnetic compatibility, method for calculating electromagnetic compatibility

For citation: Batyaev A.S., Bodin O.N., Truong Thi Lan Nhi, Kramm M.N., Bodin A.Yu. Provision of electromagnetic compatibility in the registration system of multiple electrocardiac signal leads. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measuring. Monitoring. Management. Control.* 2023;(2):89–96. (In Russ.). doi: 10.21685/2307-5538-2023-2-11

Введение

Согласно ГОСТ 23611–79 под электромагнитной совместимостью радиоэлектронных средств (ЭМС РЭС) понимается «Способность радиоэлектронных средств одновременно функционировать в реальных условиях эксплуатации с требуемым качеством при воздействии на них непреднамеренных радиопомех и не создавать недопустимых радиопомех другим радиоэлектронным средствам»¹.

Задача обеспечения ЭМС РЭС сохраняет свою актуальность при:

- непрерывном возрастании общего числа РЭС;
- усложнении сигнально-помеховой обстановки из-за усложнения функций и состава РЭС, сосредоточении различных видов РЭС в ограниченном пространстве и миниатюризации РЭС.

Меры по обеспечению ЭМС подразделяются на организационные и технические. К организационным относятся: применение пространственного разделения (разноса) РЭС – одновременного использования одних и тех же частотных диапазонов в различных зонах земного шара, если это не грозит взаимными радиопомехами; временного разноса – поочередной работы РЭС на одной несущей частоте по определенной программе во времени: частотного разноса – одновременной работы на различных несущих частотах и др. К техническим относятся: создание радиопередающих и электротехнических устройств, более совершенных с точки зрения уменьшения мешающих излучений; разработка радиоприемных устройств, обладающих меньшей чувствительностью к таким излучениям и др. [1–3].

Целью статьи является разработка технических мер по обеспечению электромагнитной совместимости в системе регистрации множественных отведений электрокардиосигнала.

Постановка проблемы

Причин возникновения помех при регистрации электрических полей сердца электрокардиографом много [4]. При регистрации множественных отведений электрокардиосигнала (ЭКС) межэлектродные наводки неизбежны. Интенсивность помех при регистрации множественных отведений ЭКС определяется количеством и взаимным расположением в пространстве электродов, мощностью электрокардиосигнала и т.д. [5, 6]. Основными источниками помех при регистрации множественных отведений ЭКС являются плохой электрический контакт между кожей и электродами, индуктивное и емкостное воздействия.

Плохой электрический контакт между кожей и электродами

«Плавающая изолиния» на ЭКГ свидетельствует о наличии плохого электрического контакта между кожей и электродами. Причина плохого электрического контакта между кожей и электродами устраняется нанесением на кожу пациента проводящего геля в местах наложения электродов.

¹ ГОСТ 23611–79. Совместимость радиоэлектронных средств электромагнитная. Термины и определения.

Также плохой электрический контакт между кожей и электродами возможен из-за коррозии электродов, вызванной неправильной очисткой электродов и высыханием проводящего геля на поверхности электродов.

Некачественный или поврежденный электрод, в первую очередь, ловит малейшие наводки.

Индуктивное воздействие

Вокруг каждого проводника с током создается магнитное поле B , которое пропорционально току в проводнике I_L . Если это магнитное поле пронизывает перпендикулярно к нему расположенный проводящий контур, то при изменении напряженности магнитного поля там индуцируется напряжение (принцип трансформатора). Напряжение пропорционально площади проводящего контура и изменению напряженности магнитного поля. Это означает, что напряжение помехи индуцируется, только если изменяется сила тока в цепи нагрузки.

Емкостное воздействие

Две соседние линии обладают паразитной емкостью. Если на одной из линий происходит изменение напряжения, то через паразитную емкость C_p ток помехи I_s течет в соседнюю линию и вызывает на измерительном сопротивлении напряжение помехи. Для тока помехи действует следующая формула: $I_s = C_p \Delta U / \Delta t$.

Обеспечение электромагнитной совместимости при регистрации множественных отведений электрокардиосигнала сводится к созданию условий для нормальной совместной эксплуатации электродов.

Материалы и методы

В работе рассмотрены вопросы построения системы электрокардиологического скрининга на основе регистрации множественных отведений ЭКС, одним из основных блоков которой является модуль регистрации множественных отведений ЭКС (МРМО), содержащий аналоговую и цифровую части [7] (рис. 1). При этом аналоговая часть включает:

- узел регистрации электрокардиосигналов с электродами, закрепленными определенным образом с внутренней стороны жилета и расположенными равномерно по длине контура поперечного сечения торса в ряды;
- жгут, изделие, состоящее из изолированных и экранированных проводников, закрепленных определенным образом на жилете, наконечников проводников, подключаемых к электродам, и разъема для подключения к другим узлам модуля регистрации множественных отведений ЭКС [9];
- узел защиты от импульсов дефибриллятора;
- узел усиления электрокардиосигналов;
- узел определения обрыва электродов при регистрации электрокардиосигналов;
- мультиплексор, предназначенный для переключения одного из зарегистрированных электрокардиосигналов с входных линий на одну общую выходную линию с помощью управляющего сигнала, а цифровая часть содержит:
 - аналого-цифровой преобразователь электрокардиосигналов;
 - первое вычислительное устройство;
 - блок индикации и контроля;
 - внешнее запоминающее устройство;
 - радиоприемопередатчик.

Одним из основных узлов модуля регистрации множественных отведений ЭКС (МРМО) является узел электродов, ориентированный на сокращение временных затрат при установке электродов и учет необходимости установки электродов в соответствующих местах торса при имеющемся разбросе размеров торса пациентов. Для решения этой задачи предлагается осуществлять надевание обследуемым жилета с электродами, заранее предустановленными (закрепленными) на его внутренней поверхности (рис. 2).

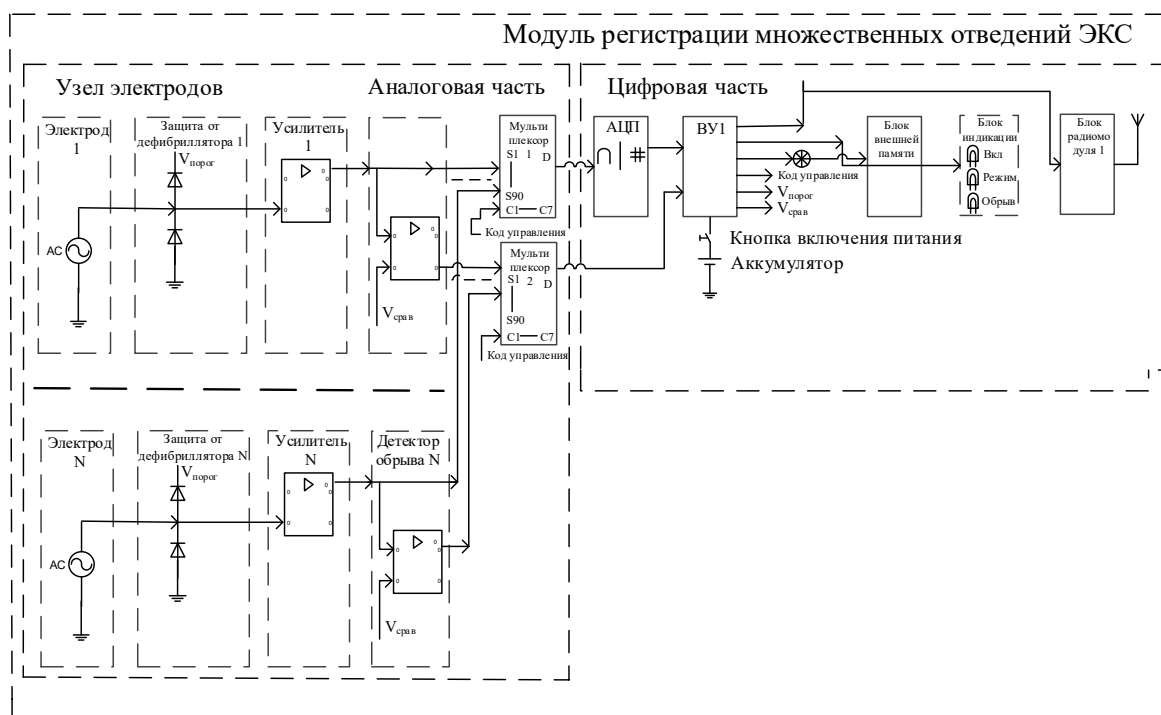


Рис. 1. Структурная схема блока регистрации множественных отведений (МРМО).

Предложенные типы элементов: микроконтроллер – STM32L151; АЦП – ADS1298; MRAM – MR25H40; модуль связи – SIM 868; акселерометр – LIS3DH; Li-Ion зарядник – BQ24070

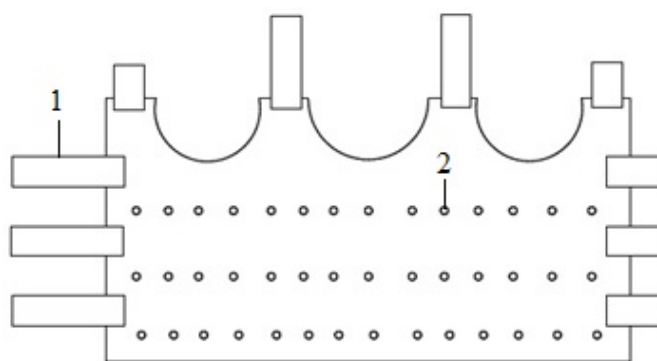


Рис. 2. Плоская развертка жилета:

1 – ремни крепления жилета; 2 – предустановленные электроды

При этом предлагается использовать жилеты нескольких типоразмеров в зависимости от длины периметра торса. Так, жилет размером **Small** надевается при длине периметра торса в поперечном сечении $l = 70 \div 90$ см, жилет размером **Medium** при $l = 90 \div 110$ см, жилет размером **Large** при $l = 110 \div 130$ см с предустановленными электродами (табл. 1) [7].

Таблица 1

Размеры жилета с электродами

Размер жилета с электродами	S		M		L	
	1	2	1	2	1	2
Окружность грудной клетки, см	70–80	80–90	90–100	100–110	110–120	120–130
Высота жилета, см	25					

Блок приема/передачи данных выполнен с возможностью осуществления беспроводной передачи цифрового кода электрокардиосигналов.

Блок внешней памяти выполнен с возможностью записи цифрового кода электрокардио-сигналов; блок питания выполнен с возможностью обеспечения автономным электропитанием.

В рамках рассмотренных материалов и методов перейдем к обсуждению полученных результатов по устранению основных источников помех при регистрации множественных отведений ЭКС.

Плохой электрический контакт между кожей и электродами

Для регистрации ЭКС в множественных отведениях электроды жилета должны прочно фиксироваться на теле человека и в то же время не доставлять дискомфорта. Диагностика состояния сердца пациента начинается с проверки наличия контакта «кожа–электрод». Для определения наличия контакта электродов с кожей предлагается измерять сопротивление этого контакта с помощью измерения амплитуды высокочастотного сигнала, подаваемого на тело через эти электроды. При обрыве электрода сопротивление возрастает, что в свою очередь увеличивает амплитуду сигнала возбуждения.

Для того, чтобы сигнал возбуждения не имел влияния на полезный сигнал ЭКГ, его частоту следует выбирать как можно дальше от граничной частоты, которая обычно составляет 100 Гц. Для разделения сигналов удобно использовать цифровые фильтры.

На рис. 3 показан входящий сигнал при использовании данного метода определения нарушения контакта до и после фильтрации (графики сдвинуты относительно друг друга для лучшей наглядности).

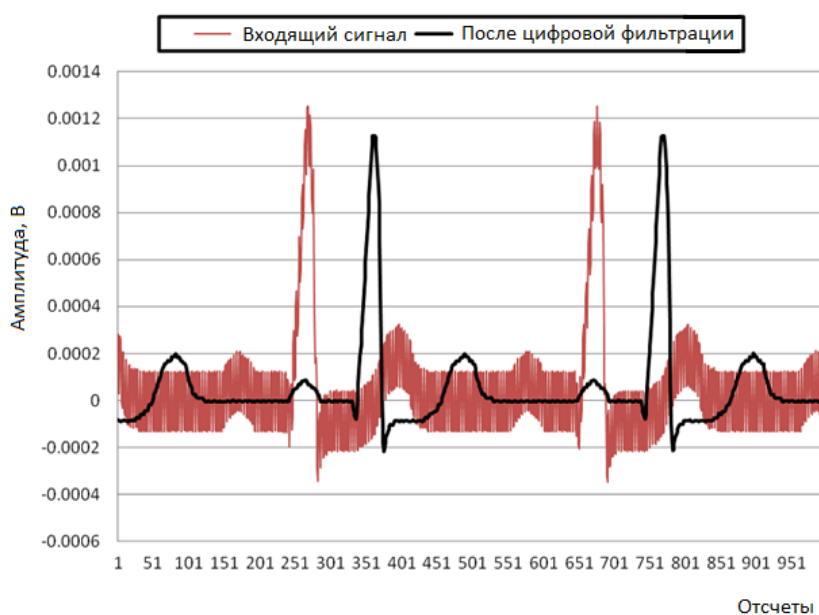


Рис. 3. ЭКС при использовании частотного метода определения нарушения контакта «кожа–электрод»

В предлагаемой системе кардиодиагностики обработка сигналов может происходить непосредственно в момент сбора информации, либо после окончания сбора порции информации. Решение о срабатывании детектора обрыва может выноситься, основываясь как на аппаратной обработке сигналов, так и на цифровом анализе.

Индуктивное воздействие

Основным методом обеспечения электромагнитной совместимости в части устойчивости к воздействию электромагнитным полем, а также соответствию требованиям к уровню излучаемых помех является электромагнитное **экранирование**. В общем случае коэффициент экранирования K_e – это отношение интенсивности электромагнитного поля, измеренного до установки экрана и после его установки. На рис. 4 приведены формулы для его расчета при измерении напряженности поля в различных величинах.

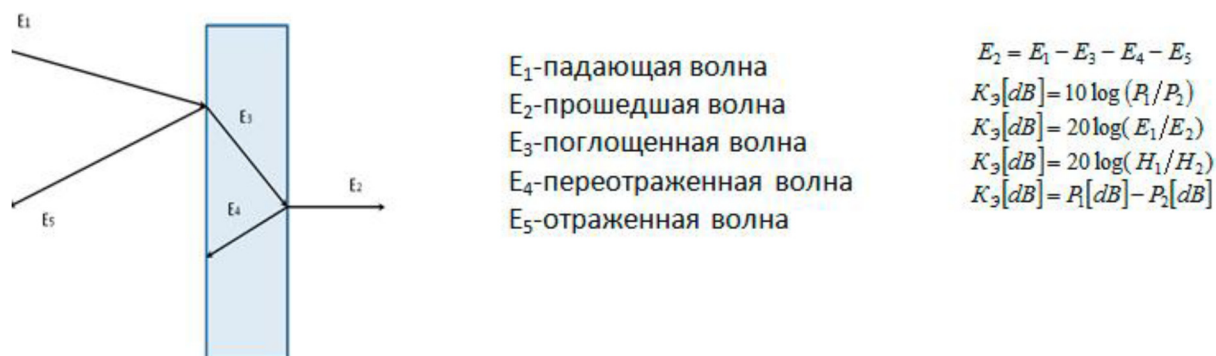


Рис. 4. Иллюстрация коэффициента экранирования K , и формулы для его расчета

От каждой границы раздела сред происходит отражение электромагнитной волны, при этом в толще материала происходит поглощение. На высоких частотах коэффициент экранирования определяется коэффициентом отражения E_5 , который для электромагнитного поля близок к 100 %.

Для создания эффективного экрана необходимо подобрать материал, его структуру и толщину в зависимости от составляющей электромагнитного поля, которую необходимо экранировать.

Емкостное воздействие

Основываясь на методике расчета электромагнитной совместимости, представленной в работе [8], осуществляется расчет для проводников, расположенных на одной стороне и идущих параллельно (рис. 5).

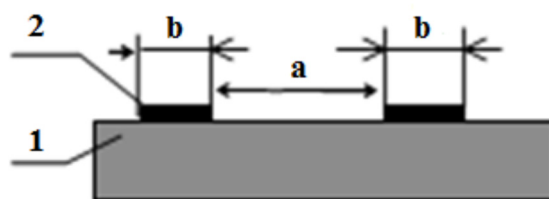


Рис. 5. Схема расположения проводников на жилете:
1 – жилет; 2 – проводники от электродов

Сопротивление проводника рассчитывается по формуле [6]:

$$R = \rho \frac{l_{con}}{bd} = 0,0175 \frac{50}{0,25 \cdot 35} = 0,1 \text{ Ом}, \quad (1)$$

где ρ – удельное объемное электрическое сопротивление проводника, равное $\rho = 0,0175$ мкОм/м – для медных проводников, полученных химическим методом; l_{con} – длина проводника, мм; b – ширина проводника, мм; d – толщина проводника, мкм.

Рассчитывается допустимый ток в проводнике по формуле [6]:

$$I_{max} = 10^{-3} \gamma_{lim} bd = 10^{-3} \cdot 30 \cdot 0,25 \cdot 35 = 0,26 \text{ мА},$$

где γ_{lim} – допустимая плотность тока, $\gamma_{lim} = 30$ А/мм² для проводников, полученных химическим методом.

Рассчитывается паразитная емкость в выбранном участке жгута, где она наибольшая. Емкость между двумя выбранными проводящими элементами определяется по формуле

$$C = \frac{0,12 \epsilon_r l_{con}}{\lg \left(\frac{2a}{b+d} \right)} = \frac{0,12 \cdot 5 \cdot 20}{\lg \left(\frac{2 \cdot 0,85}{0,25 + 35 \cdot 10^{-3}} \right)} = \frac{12}{0,78} \approx 15 \text{ пФ}, \quad (2)$$

где ϵ_r – диэлектрическая проницаемость среды между проводниками, расположенными на наружных поверхностях жгута; l_{con} – длина участка, на котором проводники параллельны друг другу, мм ($l_{con} = 50$ мм); b – ширина проводника, мм ($b = 0,25$ мм); d – толщина проводника, мм ($d = 35$ мкм); a – толщина диэлектрика, мм ($a = 0,85$ мм).

Из приведенных расчетов следует, что паразитная емкость имеет достаточно малые значения и можно пренебречь мерами защиты при регистрации множественных отведений электрокардиосигнала от влияния емкостного воздействия.

Заключение

В результате выполненного исследования авторами получены следующие основные научные результаты:

1. Разработан модуль регистрации электрокардиосигналов множественных отведений, защищенный патентом и использующий жилеты нескольких типоразмеров с предустановленными электродами и позволяющий проводить электрокардиологический скрининг с предоставлением пространственных характеристик электрической активности сердца.

2. Установлено, что основными источниками помех при регистрации множественных отведений ЭКС являются плохой электрический контакт между кожей и электродами, индуктивное и емкостное воздействия.

3. Разработанный алгоритм самодиагностики для определения нарушения контакта «кожа–электрод» включает контроль обрыва контакта электрода и позволяет повысить энергоэффективность системы неинвазивной электрокардиодиагностики.

4. Показано, что основным методом обеспечения электромагнитной совместимости при индуктивном воздействии, а также соответствии требованиям к уровню излучаемых помех является электромагнитное экранирование.

5. На основе расчета паразитной емкости для проводников, расположенных на одной стороне и идущих параллельно, установлено, что значение паразитной емкости имеет достаточно малые значения и можно пренебречь мерами защиты при регистрации множественных отведений электрокардиосигнала от влияния емкостного воздействия.

Список литературы

1. Уайт Д. Электромагнитная совместимость радиоэлектронных средств и непреднамеренные помехи : пер. с англ. / под ред. А. Д. Князева. М. : Сов. радио, 1979. Вып. 3. 464 с.
2. Князев А. Д., Пчелкин В. Ф. Проблемы обеспечения совместной работы радиоэлектронной аппаратуры. М. : Советское радио, 1971. 200 с.
3. Гришко А. К., Жумабаева А. С., Юрков Н. К. Управление электромагнитной устойчивостью радиоэлектронных систем на основе вероятностного анализа динамики информационного конфликта // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2016. № 4. С. 66–75.
4. Бодин О. Н., Кривоногов Л. Ю., Ломтев Е. А. Ожигенов К. А. Помехоустойчивая обработка электрокардиосигналов в системах неинвазивной кардиодиагностики : монография. Алматы : Изд-во LEM, 2016. 216 с.
5. Крамм М. Н. Анализ влияния выбора количества электродов на карты распределения электрического потенциала на поверхностях торса и квазиэпикарда // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2019. № 3. С. 61–68.
6. Крамм М. Н. Биоэлектрические особенности перехода к эквивалентному электрическому генератору сердца для задач неинвазивной электрокардиодиагностики // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2021. № 2. С. 53–59. doi: 10.21685/2307-5538-2021-2-7
7. Патент 2764498 Российская Федерация. Способ и устройство регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / Бодин О. Н., Бодин А. Ю., Крамм М. Н. [и др.]. № 2020122154 ; заявл. 03.07.2020 ; опубл. 17.01.2022, Бюл. № 2.
8. Piskun G. A., Alexeev V. F., Avakov S. M. et al. The Impact of ESD on Microcontrollers / ed. by PhD, associate professor V. F. Alexeev. Minsk : Kolorgrad, 2018. 184 p.

References

1. White D. *Elektromagnitnaya sovместimost' radioelektronnykh sredstv i neprednamerennye pomekhi: per. s angl. = Electromagnetic compatibility of radio-electronic means and unintended interference: trans. from English.* Moscow: Sov. radio, 1979;(3):464. (In Russ.)
2. Knyazev A.D., Pchelkin V.F. *Problemy obespecheniya sovместnoy raboty radioelektronnoy apparatury = Problems of ensuring the joint operation of radio-electronic equipment.* Moscow: Sovetskoe radio, 1971:200. (In Russ.)
3. Grishko A.K., Zhumabaeva A.S., Yurkov N.K. Control of electromagnetic stability of radioelectronic systems based on probabilistic analysis of the dynamics of information conflict. *Izmerenie. Monitoring. Up-ravlenie. Kontrol' = Measurement. Monitoring. Management. Control.* 2016;(4):66–75. (In Russ.)
4. Bodin O.N., Krivonogov L.Yu., Lomtev E.A. Ozhigenov K.A. *Pomekhoustoychivaya obrabotka elektrokardiosignalov v sistemakh neinvazivnoy kardiadiagnostiki: monografiya = Noise-resistant processing of*

electrocardiosignals in noninvasive cardiodiagnostics systems : monograph. Almaty: Izd-vo LEM, 2016:216. (In Russ.)

5. Kramm M.N. Analysis of the influence of the choice of the number of electrodes on the distribution maps of the electric potential on the surfaces of the torso and quasi-epicardium. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measurement. Monitoring. Management. Control.* 2019;(3):61–68. (In Russ.)
6. Kramm M.N. Bioelectric features of the transition to an equivalent electrical generator of the heart for non-invasive electrocardiodiagnostics. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measurement. Monitoring. Management. Control.* 2021;(2):53–59. (In Russ.). doi: 10.21685/2307-5538-2021-2-7
7. Patent 2764498 Russian Federation. *Sposob i ustroystvo registratsii mnozhestvennykh otvedeniy elektrokardiosignala = Method and device for recording multiple leads of an electrocardiosignal.* Bodin O.N., Bodin A. Yu., Kramm M.N. et al. № 2020122154; appl. 03.07.2020; publ. 17.01.2022, Bull. № 2. (In Russ.)
8. Piskun G.A., Alexeev V.F., Avakov S.M. et al. *The Impact of ESD on Microcontrollers.* Ed. by PhD, associate professor V.F. Alexeev. Minsk: Kolograd, 2018. 184 p.

Информация об авторах / Information about the authors

Александр Сергеевич Батяев

бакалавр,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: batayev81@gmail.com

Aleksandr S. Batyaev

Bachelor,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Олег Николаевич Бодин

доктор технических наук, профессор, профессор
кафедры технического управления качеством,
Пензенский государственный технологический
университет
(Россия, г. Пенза, проезд 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)

Чыонг 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 degree student, assistant of the sub-department
of radio engineering fundamentals,
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)

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)

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

Поступила в редакцию / Received 02.02.2023

Поступила после рецензирования / Revised 02.03.2023

Принята к публикации / Accepted 03.04.2023