

СПОСОБ И АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА АНАЛИЗА БИОИМПЕДАНСА ДЛЯ СИСТЕМ МОБИЛЬНОГО МОНИТОРИНГА ЭКГ

*М. И. Сафронов, А. В. Кузьмин, О. Н. Бодин,
В. А. Баранов, О. А. Тимохина, О. Д. Чебан*

METHOD AND HARDWARE-SOFTWARE MEANS OF BIOIMPEDANCE ANALYSIS FOR MOBILE ECG MONITORING SYSTEM

*M. I. Safronov, A. V. Kuz'min, O. N. Bodin,
V. A. Baranov, O. A. Timokhina, O. D. Cheban*

Аннотация. *Предмет и цель работы.* Данное исследование посвящено решению одной из важных проблем мониторинга ЭКГ в условиях свободного движения, связанной с искажением формы сигнала под влиянием изменений биоимпеданса. *Методы.* Для анализа искажений формы ЭКГ биоимпедансом тканей и органов тела, которые расположены между сердцем и электродами электрокардиографа, построена модель в виде эквивалентной электрической схемы. На основе эквивалентной схемы предложен способ снижения влияния биоимпеданса на форму ЭКГ путем применения восстанавливающего фильтра, измерения параметров паразитного электрического фильтра биоимпеданса и расчета передаточной характеристики восстанавливающего цифрового фильтра. *Результаты и выводы.* Представлены результаты разработки аппаратных и программных средств коррекции формы ЭКГ, описан портативный электрокардиограф, имеющий канал измерения биоимпеданса между электродами. Программные средства обеспечивают обработку и отображение сигнала ЭКГ на мобильном устройстве. Даны результаты вычислительного эксперимента по коррекции формы ЭКГ. Результаты показывают, что предлагаемый способ может быть использован в современных портативных интеллектуальных системах амбулаторного кардиомониторинга для снижения влияния биоимпеданса на форму ЭКГ.

Ключевые слова: мобильный мониторинг ЭКГ, биоимпеданс, восстанавливающий фильтр.

Abstract. *Subject and goals.* This study is devoted to solving one of the important problems of ECG monitoring in free movement conditions related to the distortion of the signal form under the influence of changes in bioimpedance. *Methods.* For analysis of ECG form distortion caused by the bioimpedance of the tissues and organs of the body that are located between the heart and the electrodes of the ECG device the model is designed in a form of equivalent electric circuit. The method of decreasing the influence of bioimpedance on the ECG form based on this equivalent circuit is proposed. It includes application of a reconstruction filter, measurement of the parameters of the bioimpedance parasitic electric filter, and estimation of the transfer characteristics of the correction digital filter. *Results and conclusions.* The results of hardware and software development for correction of the ECG form are presented. A portable ECG device with a bioimpedance measurement channel between the electrodes is described. Software provides processing and representation of the ECG on the mobile device. The simulation results of the correction procedure of the ECG form are presented. The results show that the proposed method can be used in modern

portable heart monitoring systems for decreasing the influence of bioimpedance on the ECG form.

Keywords: mobile ECG monitoring, bioimpedance, reconstruction filter.

Введение

В настоящее время широкую популярность приобретают цифровые устройства сегмента *mHealth*, предназначенные для мониторинга состояния сердца, такие как носимые измерители артериального давления [1] и электрокардиографы [2]. Одна из проблем носимых устройств регистрации электрокардиосигнала (ЭКС) заключается в высокой сложности минимизации шумов, связанных с движением пациента, приводящим к смещению чувствительных элементов устройства регистрации. ЭКС, регистрируемый электрокардиографом, является одним из основных источников информации, на основе которой формируется оценка состояния сердца. Электрокардиограф измеряет ряд временных и амплитудных параметров электрокардиосигнала: частотный диапазон, амплитуду, форму *QRS*-кривой, *ST*-сегмента и регулярность *R-R* интервала. Выявляемость отклонений функционирования сердца от нормы и достоверность идентификации типа отклонения определяются точностью измерений этих параметров ЭКС.

Примерами мобильных систем мониторинга состояния сердца являются eMotion Faros Cardiac Monitors [3], Astrocard – Telemetry [4], Multi-purpose ECG telemetry system [5]. В современных портативных системах регистрации ЭКГ применяются липкие электроды диаметром до 50 мм. Подобные электроды с покрытием коннектора из Ag/AgCl обеспечивают приемлемое качество регистрируемого сигнала в неподвижном положении, однако они также смещаются с мест первоначальной установки на тело в процессе свободной двигательной активности. Схема подключения портативного электрокардиографа к телу пациента показана на рис. 1.

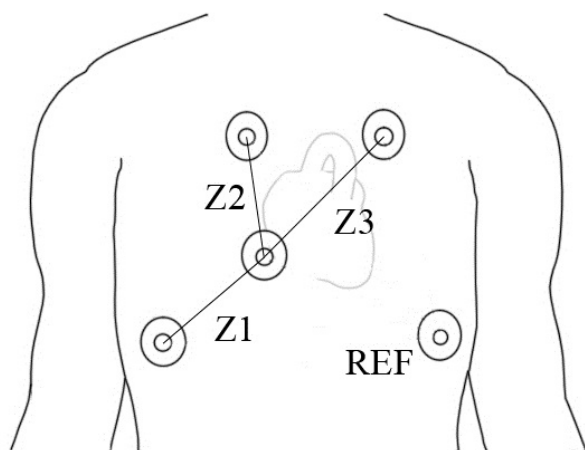


Рис. 1. Подключение портативного электрокардиографа к телу пациента

Помимо движений пациента, значительное влияние на форму ЭКГ оказывает состояние кожного покрова, на котором расположены электроды. Изменения электрических параметров кожного покрова обычно не учитываются при стационарной регистрации ЭКГ, так как поверхность кожи предвари-

тельно обезжиривается спиртосодержащими составами, время регистрации ЭКГ относительно невелико и пациент находится преимущественно в неподвижном положении. В системах амбулаторного мониторинга ЭКГ обезжиривание кожи либо проводится достаточно редко (≤ 1 раза в день), либо не проводится совсем, что неизбежно приводит к искажениям регистрируемого сигнала из-за потовыделения, загрязнения и т.п. [2].

Материалы и методы

Ткани тела и органы обладают электрическим сопротивлением [6], влияющим на регистрируемый кардиографом электрический сигнал. Прохождение электрического сигнала от источника – сердца к входу электрокардиографа можно представить в виде модели (рис. 2).

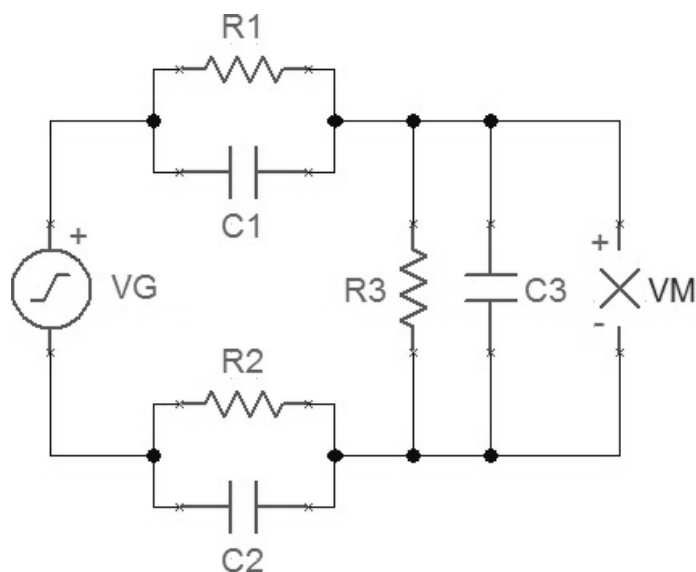


Рис. 2. Модель источника электрического сигнала сердца

Моделью сердца при формировании и регистрации ЭКГ является идеальный источник напряжения V_G . Этот источник напряжения подключается к двум электродам электрокардиографа через четырехполюсник, образованный тремя двухполюсниками $RC1-3$. Каждый двухполюсник составлен из резисторов $R1-3$ и конденсаторов $C1-3$. Двухполюсники $RC1-2$, комплексные сопротивления которых считаются равными $Z1 = Z2$, моделируют комплексное сопротивление органов и тканей между сердцем и электродом. Двухполюсник $RC3$ моделирует комплексное сопротивление между приклеенными к телу электродами.

Таким образом, на вход электрокардиографа поступает не напряжение V_G , а напряжение VM :

$$VM = \frac{Z3}{Z1 + Z2 + Z3} V_G = K \cdot V_G, \quad (1)$$

где Zn – это параллельно соединенные резистор Rn и конденсатор Cn (см. рис. 2), где $n = 1, 2, 3$.

Комплексный коэффициент K можно рассматривать как передаточную характеристику паразитного электрического фильтра, искажающего форму напряжения $VG1$.

Искажения биоимпедансом формы электрического сигнала сердца негативно влияют на обнаруживаемость диагностических признаков сердечно-сосудистых заболеваний. Например, диагностическим признаком инфаркта миокарда является смещение J -точки и т.д. [7].

Очевидным путем минимизации искажений формы электрического сигнала сердца представляется включение в электрокардиограф восстанавливающего (реконструирующего) фильтра с передаточной характеристикой, обратной передаточной характеристике K паразитного фильтра ($S = 1/K$).

Анализ модели источника электрического сигнала сердца позволяет принять следующие допущения. Комплексные сопротивления $Z1$ и $Z2$ можно считать одинаковыми у всех пациентов и неизменными в процессе формирования ЭКГ. Типичные значения сопротивлений резисторов $R1,3$ лежат в диапазоне от 10^2 до 10^4 Ом, значения емкости конденсаторов $C1,3$ – в диапазоне 5–500 пФ [8]. Комплексное сопротивление $Z2$, напротив, индивидуально для каждого пациента и существенно меняется в процессе мониторинга. Это вызывает необходимость периодического измерения параметров двухполюсника $RC2$ для определения актуальных значений коэффициента K .

Вариабельность коэффициента K в процессе амбулаторного мониторинга практически исключает возможность аппаратной реализации реконструирующего фильтра. Реконструирующий фильтр должен быть реализован программно в виде цифрового фильтра. Авторами предлагается использовать для амбулаторного мониторинга сердца портативный электрокардиограф с каналом измерения биоимпеданса тканей пациента и цифровой фильтрацией электрического сигнала сердца [9, 10]. Алгоритм восстановления формы ЭКС, зарегистрированного портативным электрокардиографом ЭКГ с исключением влияния на его форму изменений биоимпеданса тела пациента представлен на рис. 3.

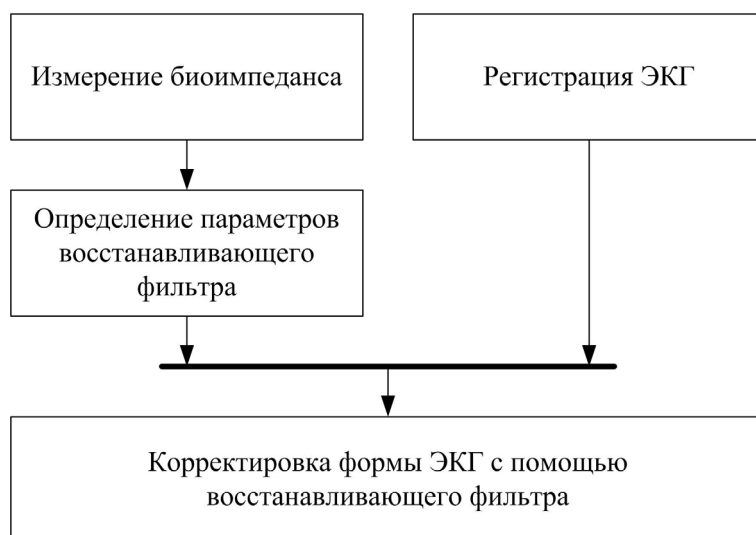


Рис. 3. Алгоритм регистрации ЭКГ с учетом биоимпеданса

Реализовать данный алгоритм предлагается в портативном электрокардиографе. Структурная схема такого электрокардиографа представлена на рис. 4. Прибор имеет двухканальную структуру: канал формирования ЭКГ и канал измерения биоимпеданса. Микропроцессор регистрирует текущие значения электрического сигнала сердца и биоимпеданса и осуществляет на их основе реконструкцию ЭКГ путем цифровой обработки сигналов.

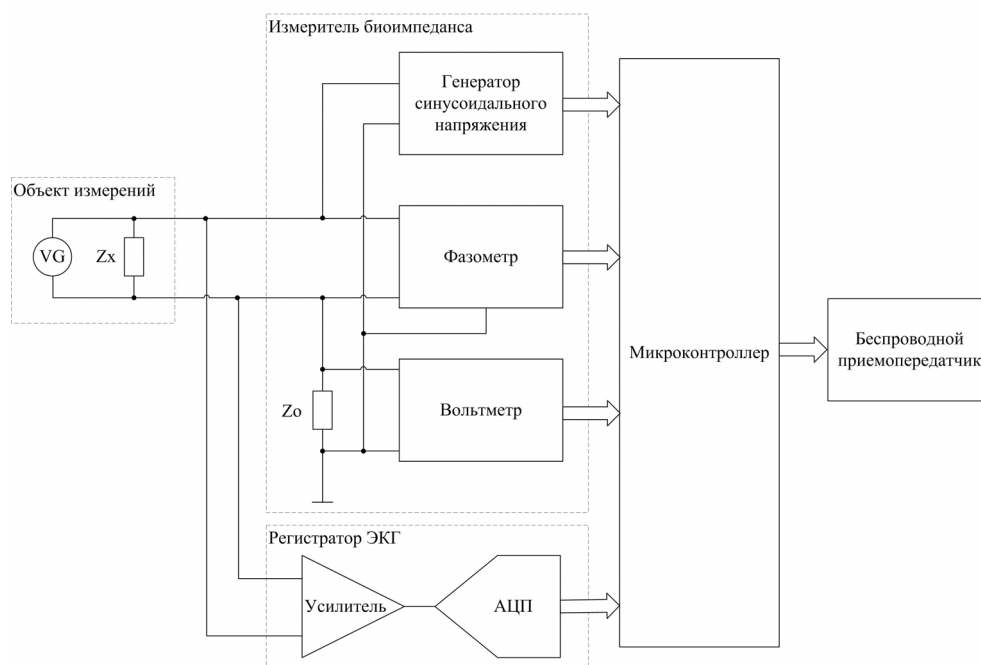


Рис. 4. Структурная схема канала измерения импеданса

Одновременно с регистрацией значений электрического сигнала сердца прибор периодически производит измерение импеданса Z_x источника сигнала. Также схема включает в себя опорный резистивный элемент Z_0 .

В процессе измерения биоимпеданса цифровой вольтметр измеряет действующее значение напряжения U_0 на опорном элементе Z_0 . Результат измерения напряжения U_0 используется микропроцессором для вычисления действующего значения напряжения U_n на измеряемом импедансе Z_x и затем для вычисления самого импеданса Z_x :

$$Z_x = \frac{(U_s - U_0)Z_0}{U_0}, \quad (2)$$

где U_s – гармоническое напряжение с действующим значением 1 В и частотой 1 кГц, подаваемое с генератора.

Одновременно цифровой фазометр измеряет фазовый сдвиг PH между выходным напряжением генератора $VG1$ и напряжением на опорном элементе Z_0 (напряжением в средней точке измерительной схемы). На основе результатов измерения действующего значения напряжения на объекте измерения, прямо пропорционального модулю (z_x) измеряемого импеданса, фазового сдвига напряжений, синтезируется показательная форма импеданса:

$$Zx = zxe^{jPH}, \quad (3)$$

где $e = 2, 718, \dots, j$ – мнимая единица.

Импеданс Zx связан с компонентами паразитного фильтра зависимостью

$$Zx = \frac{2Z1Z2}{2Z1 + Z2} = 2Z1K. \quad (4)$$

Следовательно, передаточная характеристика S реконструирующего фильтра может быть определена как

$$S = 1 / K = 2Z1 / Zx. \quad (5)$$

Реконструкция формы электрического сигнала сердца осуществляется микропроцессором путем умножения зарегистрированных значений сигнала на передаточную характеристику S . Скорректированная числовая последовательность, описывающая неискаженную биоимпедансом тела пациента форму сигнала, передается на автоматизированное рабочее место кардиолога для представления в форме ЭКГ.

Результаты

Предложен вариант реализации аппаратно-программной системы для мобильного мониторинга состояния сердца, включающий устройство регистрации ЭКГ и программное обеспечение для обработки, отображения, хранения и передачи кардиографической информации.

Техническая реализация разрабатываемого устройства, реализующего предложенный авторами способ, основана на специализированной микросхеме (*ECG Analog Front End*) от компании *Texas Instruments – ADS1298R* [10], которая поддерживает функцию регистрации дыхания человека, основанную на непрерывном измерении импеданса кожи. Центральным узлом системы был выбран хорошо зарекомендовавший себя микроконтроллер с интегрированной поддержкой технологии *Bluetooth Low Energy (BLE)* от компании *Nordic Semiconductor – NRF52832* [11].

Программная часть системы реализована на языке *Java* в среде разработки *Android Studio* [12]. Одной из основных задач при разработке мобильного приложения для мониторинга состояния сердца является отображение ЭКГ. Важным является возможность работы в масштабе времени, близком к реальному. Для решения данной задачи использована библиотека *GraphView* [13], написанная на языке *Java* и предназначенная для создания графиков и диаграмм.

Перед началом работы с библиотекой *GraphView* происходит обмен данными с устройством регистрации ЭКГ по протоколу *Bluetooth*. Входными данными при создании каждого типа графика являются значения типа *Date* или *Double*. Важным является то, что библиотека поддерживает возможность работы в реальном времени. Это означает, что по готовности поступления данных ЭКГ на график добавляются данные, поступающие от устройства регистрации ЭКГ. Еще одной полезной реализованной функцией является увеличение выбранного участка графика. Пример отображения ЭКГ с использованием разработанного мобильного приложения приведен на рис. 5.

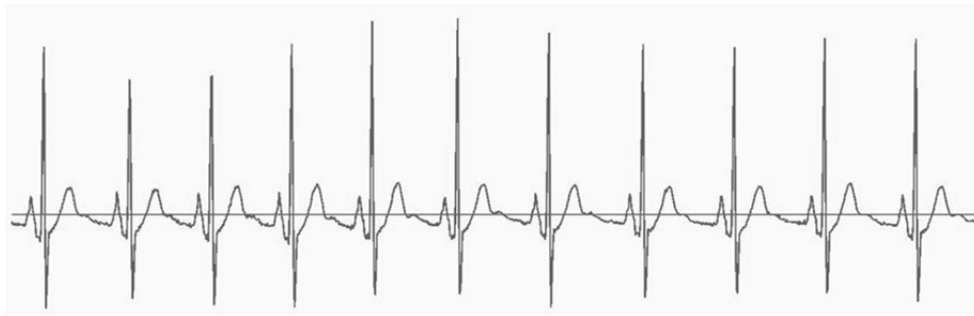


Рис. 5. Отображение графика ЭКГ

Паразитный импеданс кожи приводит к изменению формы регистрируемого сигнала ЭКГ. С целью тестирования было проведено компьютерное моделирование процессов эквивалентной схемы биоимпеданса кожи в среде *TINA* [14]. В качестве исходного сигнала была принята запись *100.dat* из открытой базы данных физиологических сигналов *PhysioNet* (раздел *MIT-BH Arrhythmia Database*) [15]. Этот сигнал пропусклся через эквивалентную схему биоимпеданса кожи со средними значениями допустимых диапазонов всех элементов и регистрировался с помощью узла *VM*. На рис. 6 представлены кривые исходного и отфильтрованного сигналов.

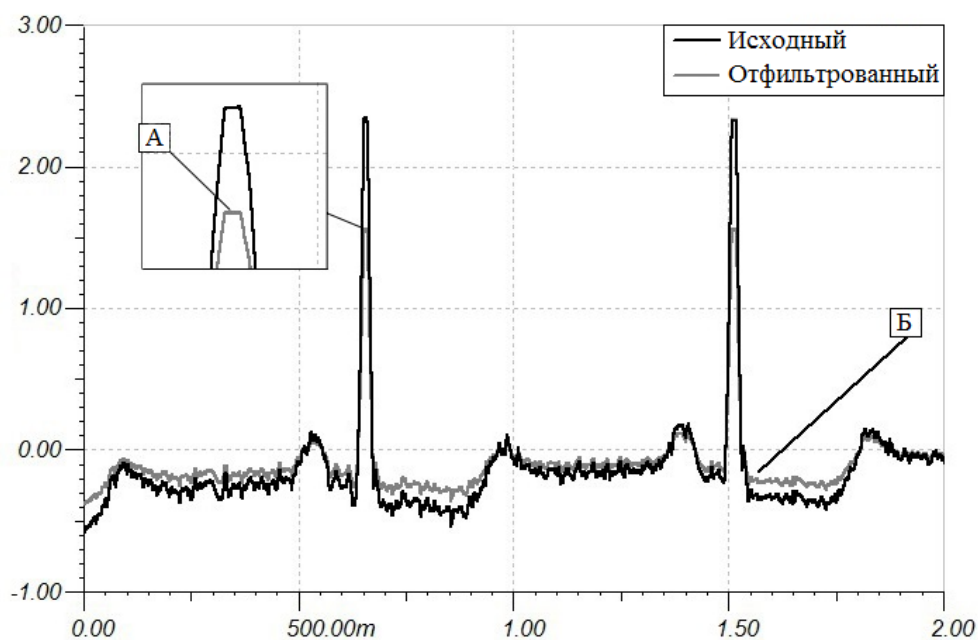


Рис. 6. Исходные и отфильтрованные кривые ЭКГ

Рисунок 6 показывает два резких различия между опорной и фильтрованной кривыми, отмеченными буквами «А» – амплитуда зубца *R* и «Б» – изменение (в данном случае подъем) точки *J* (начало сегмента *ST*), используемые при автоматизированном анализе ЭКГ [16, 17]. Это может привести к неправильной диагностике таких заболеваний, как экссудативный перикар-

дит, миокардиофиброз, микседема и кахексия и инфаркт миокарда. Таким образом, по результатам моделирования видно, что паразитный биоимпеданс кожи может быть причиной неправильной диагностики, а использование восстанавливающего фильтра позволяет снизить искажения формы ЭКС.

Выводы

Результаты работы показывают, что биоимпеданс может оказывать влияние на форму ЭКГ, особенно при использовании портативных приборов для осуществления мониторинга ЭКС в условиях свободной двигательной активности. Эти изменения сигнала могут привести к неправильной диагностике. По этой причине портативные электрокардиографы должны обладать функцией коррекции сигнала для снижения влияния биоимпеданса.

Предложен способ анализа биоимпеданса при регистрации ЭКГ с использованием дополнительного канала измерения биоимпеданса расчета параметров специального восстанавливающего фильтра. Прототип портативного электрокардиографа с возможностью измерения биоимпеданса был реализован на основе микроконтроллеров AFE ADS1298R и NRF52832 и соответствующего мобильного программного обеспечения. Результаты вычислительного эксперимента показывают применимость предложенного способа снижения влияния биоимпеданса на форму ЭКС.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-38-90165.

Библиографический список

1. Heartguide – Wearable Blood Pressure Monitor // Официальный сайт компании Omron. – URL: <https://omronhealthcare.com/products/heartguide-wearable-blood-pressure-monitor-bp8000m/>
2. Steinberg, J. S. ISHNE-HRS expert consensus statement on ambulatory ECG and external cardiac monitoring/telemetry / J. S. Steinberg, N. Varma, I. Cygankiewicz, P. Aziz, et al // Annals of Noninvasive Electrocardiology. – 2017. – Vol. 22, issue 3. – P. 1–40.
3. eMotion mobile FAROS sensor for ECG, HRV // Официальный сайт компании Biomation. – URL: <http://ecg.biomation.com/faros.htm>
4. Комплекс для проведения холтеровского мониторирования ЭКГ/АД // Официальный сайт компании Астрокард. – URL: <https://astrocard.ru/produktsiya/holterovskoe-monitorirovanie/holterovski-analiz.html>
5. Marouf, M. Multi-purpose ECG telemetry system / M. Marouf, G. Vukomanovic, L. Saranovac, M. Bozic. // BioMedical Engineering OnLine. – 2017. – Vol. 16. – P. 80.
6. Rossi, S. Bioimpedance sensing in wearable systems: From hardware integration to model development / S. Rossi, C. Mancarella, C. Mocenni, L. Della Torre // IEEE 3rd International Forum on Research and Technologies for Society and Industry (RTSI). – 2017. – P. 1–6.
7. Clifford, G. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis / G. Clifford, F. Azuaje, P. McSharry // ArtechHouse, 2006. – 384 p.
8. Validation of thoracic impedance cardiography by echocardiography in healthy late pregnancy / J. McIntyre, K. M. Ellyett, E. A. Mitchell, G. M Quill, J. Thompson, A. W Stewart, R. N Doughty, P. R Stone // BMC Pregnancy and Childbirth. – 2015. – Vol. 15. – P. 70.
9. Mobile ECG Monitoring Device with Bioimpedance Measurement and Analysis / M. Safronov, A. Kuzmin, O. Bodin, V. Baranov, A. Trofimov, A. Tychkov // Proceed-

ings of the 24th Conference of Open Innovations Association FRUCT, Moscow, Russia. – Helsinki (Finland) : FRUCT Oy, 2019. – P. 375–380.

10. ADS129xR Low Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements // Texas Instruments official website. – URL: <https://www.ti.com/product/ADS1298r>
11. NRF52832 Flexible, efficient Bluetooth 5 and Bluetooth mesh multiprotocol SoC // Nordic Semiconductor official website. – URL: <https://www.nordicsemi.com/Products/Low-power-short-range-wireless/nRF52832>
12. Leiva, A. Kotlin for Android Developers / A. Leiva. – Lean Publishing, 2017 – 189 p.
13. GraphView. Android Graph Library for creating zoomable and scrollable line and bar graphs // GraphView GitHub page. – URL: <https://github.com/jjoe64/GraphView/wiki>
14. PhysioBank, PhysioToolkit and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals / A. Goldberger, L. Amaral, L. Glass, J. Hausdorff, P. Ivanov, R. Mark, J. Mietus, G. Moody, C.-K. Peng, H. Stanley. // Circulation. – 2000. – Vol. 101 (23). – P. 215–220.
15. TINA Circuit Simulator for Analog, RF, Digital, MCU, HDL, Symbolic & Mixed Circuit Simulation with Integrated PCB Design // Designsoft official website. – URL: <https://www.tina.com>
16. Mobile Heart Monitoring System Prototype Based on the Texas Instruments Hardware: Energy Efficiency and J-point Detection / A. Kuzmin, M. Safronov, O. Bodin, M. Petrovsky, A. Sergeenkov // International Journal of Embedded and Real-Time Communication Systems. – 2016. – Vol. 7 (1). – P. 64–84.
17. Shin, Y.-S. Small-area low-power heart condition monitoring system using dual-mode SAR-ADC for low-cost wearable healthcare systems / Y.-S. Shin, J.-K. Wee, I. Song, S. Lee // 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Technology (iCBEB 2014). – Beijing, China, 2014 – P. S277–S284.

References

1. Heartguide – Wearable Blood Pressure Monitor. Omron official website. Available at: <https://omronhealthcare.com/products/heartguide-wearable-blood-pressure-monitor-bp8000m/>
2. Steinberg J. S., Varma N., Cygankiewicz I., Aziz P. et al *Annals of Noninvasive Electrocardiology*. 2017, vol. 22, issue 3, pp. 1–40.
3. eMotion mobile FAROS sensor for ECG, HRV. Biomation official website. Available at: <http://ecg.biomation.com/faros.htm>
4. *Kompleks dlya provedeniya kholterovskogo monitorirovaniya EKG/AD* [Complex for holter ECG/blood pressure monitoring]. Astrocord official website. Available at: <https://astrocard.ru/produktsiya/holterovskoe-monitorirovanie/holterovskiy-analiz.html> [In Russian]
5. Marouf M., Vukomanovic G., Saranovac L., Bozic. M. *BioMedical Engineering OnLine*. 2017, vol. 16, p. 80.
6. Rossi S., Mancarella C., Mocenni C., Della Torre L. *IEEE 3rd International Forum on Research and Technologies for Society and Industry (RTSI)*. 2017, pp. 1–6.
7. Clifford G., Azuaje F., McSharry P. *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. ArtechHouse, 2006, 384 p.
8. McIntyre J., Ellyett K. M., Mitchell E. A., Quill G. M., Thompson J., Stewart A. W., Doughty R. N., Stone P. R. *BMC Pregnancy and Childbirth*. 2015, vol. 15, p. 70.
9. Safronov M., Kuzmin A., Bodin O., Baranov V., Trofimov A., Tychkov A. *Proceedings of the 24th Conference of Open Innovations Association FRUCT, Moscow, Russia*. Helsinki (Finland): FRUCT Oy, 2019, pp. 375–380.
10. ADS129xR Low Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements. Texas Instruments official website. Available at: <https://www.ti.com/product/ADS1298r>

11. *NRF52832 Flexible, efficient Bluetooth 5 and Bluetooth mesh multiprotocol SoC*. Nordic Semiconductor official website. Available at: <https://www.nordicsemi.com/Products/Low-power-short-range-wireless/nRF52832>
12. Leiva A. *Kotlin for Android Developers*. Lean Publishing, 2017, 189 p.
13. *GraphView. Android Graph Library for creating zoomable and scrollable line and bar graphs*. GraphView GitHub page. Available at: <https://github.com/jjoe64/GraphView/wiki>
14. Goldberger A., Amaral L., Glass L., Hausdorff J., Ivanov P., Mark R., Mietus J., Moody G., Peng C.-K., Stanley H. *Circulation*. 2000, vol. 101 (23), pp. 215–220.
15. *TINA Circuit Simulator for Analog, RF, Digital, MCU, HDL, Symbolic & Mixed Circuit Simulation with Integrated PCB Design*. Designsoft official website. Available at: <https://www.tina.com>
16. Kuzmin A., Safronov M., Bodin O., Petrovsky M., Sergeenkov A. *International Journal of Embedded and Real-Time Communication Systems*. 2016, vol. 7 (1), pp. 64–84.
17. Shin Y.-S., Wee J.-K., Song I., Lee S. *3rd International Conference on Biomedical Engineering and Technology (iCBEB 2014)*. Beijing, China, 2014, pp. S277–S284.

Сафронов Максим Игоревич

инженер,
кафедра информационно-измерительной
техники и метрологии,
Пензенский государственный
университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: safronov.maxim@inbox.ru

Safronov Maksim Igorevich

engineer,
sub-department of information-measuring
technique and metrology,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Кузьмин Андрей Викторович

кандидат технических наук, доцент,
кафедра информационно-
вычислительных систем,
Пензенский государственный
университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: a.v.kuzmin@pnzgu.ru

Kuz'min Andrey Viktorovich

candidate of technical sciences,
associate professor,
sub-department of information
and computing systems,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Бодин Олег Николаевич

доктор технических наук, профессор,
кафедра информационно-измерительной
техники и метрологии,
Пензенский государственный
университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: bodin_o@inbox.ru

Bodin Oleg Nikolaevich

doctor of technical sciences, professor,
sub-department of information-measuring
technique and metrology,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Баранов Виктор Алексеевич

кандидат технических наук, доцент,
кафедра информационно-измерительной
техники и метрологии,
Пензенский государственный
университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: baranov_va2202@mail.ru

Baranov Viktor Alekseevich

candidate of technical sciences,
associate professor,
sub-department of information-measuring
technique and metrology,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Тимохина Ольга Алексеевна
магистрант,
Пензенский государственный
университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: olga.timokhina.14.12@mail.ru

Timokhina Ol'ga Alekseevna
master degree student,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Чебан Олег Дмитриевич
магистрант,
Пензенский государственный
университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: odcheban@gmail.com

Cheban Oleg Dmitrievich
master degree student,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Образец цитирования:

Способ и аппаратно-программные средства анализа биоимпеданса для систем мобильного мониторинга ЭКГ / М. И. Сафронов, А. В. Кузьмин, О. Н. Бодин, В. А. Баранов, О. А. Тимохина, О. Д. Чебан // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2020. – № 3 (35). – С. 118–128. – DOI 10.21685/2227-8486-2020-3-10.