

УДК 004.9:621.317:53.08:612.172.4

М.А. Петровский¹, А.В. Кузьмин², П.П. Чураков²¹ООО «Сура-Кардио», Пенза, Россия²Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

ОСОБЕННОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ANALOG FRONT-END В МОБИЛЬНЫХ СИСТЕМАХ ЭКГ-МОНТОРИНГА

Рассмотрено применение аналоговых интерфейсов (AFE) при построении интеллектуальных ЭКГ-сенсоров. Проблема сердечно-сосудистых заболеваний является одной из наиболее острых медицинских и социальных проблем. Одним из современных подходов к ее решению является мониторинг ЭКГ людей из группы риска с помощью специальных портативных устройств. Крупные компании по производству электронных компонентов уже поставляют на мировой рынок готовые решения для производства таких устройств в виде analog front-end. Авторами проанализированы характеристики и возможности схемотехнических решений от Analog Devices и Texas Instruments, а именно ADS1298ECG для построения на их основе ЭКГ-сенсора. Исследованы параметры энергопотребления и уровня шума ЭКГ интерфейса фирмы Texas Instruments. Рассмотрены особенности современного интеллектуального ЭКГ-сенсора и требования к ним для обеспечения должного уровня качества регистрации сигнала в различных условиях работы. Авторами предлагается алгоритм работы интеллектуального ЭКГ-сенсора, включающий шаги самотестирования и контроля сигнала в процессе регистрации. В статье предлагается работающий макет интеллектуального беспроводного ЭКГ-сенсора, построенный на основе выбранного аналогового интерфейса для работы под управлением микроконтроллера в составе сети сбора данных медицинского учреждения. В дальнейшем подобные устройства планируется использовать в качестве источника первичной информации для диагностики различных заболеваний сердца и анализа его электрической активности по данным электрокардиографии, а также в рамках единой беспроводной интеллектуальной сети медицинского учреждения или в режиме автономной работы. Учет рассмотренных особенностей применения analog front-end и использование предложенного алгоритма работы устройств регистрации ЭКГ позволят разрабатывать и внедрять в практическую работу современные мобильные системы мониторинга ЭКГ.

Ключевые слова: ЭКГ-сенсор, портативное устройство, аналоговый интерфейс, алгоритм.

M.A. Petrovskiy¹, A.V. Kuzmin², P.P. Churakov²¹Sura-Cardio Ltd., Penza, Russia²Penza State University, Penza, Russia

FEATURES OF USE OF ANALOG FRONT-END IN MOBILE ECG-MONITORING SYSTEMS

The article is devoted to issue of use of analog front-end interfaces (AFE) to construct intellectual ECG-sensors. Problem of cardiovascular disease is one of most important medical and social problems. One of approaches to it's decision is ECG-monitoring for people among risk group by means of special portative devices. Big companies that produce electronic components are supplying to world market spe-

cialized solutions for manufacturing of such devices as analog front-end. Authors analyzed features and possibilities of circuits of Analog Devices and Texas Instruments, especially, ADS1298ECG for constructing ECG-sensors on its base. Power consumption and noise level parameters of ECG – interface of Texas Instruments circuit are tested. Features of up-to-date intellectual ECG-sensor and corresponding requirements are examined. These requirements ensure the good level of quality of registration of signal in different conditions of work. Authors offer an algorithm of work of intellectual ECG-sensor, including steps of self-testing and monitoring of signal during the process of registration. The article considers a working model of intellectual wireless ECG-sensor based on selected analog front-end interface for operating under control of microcontroller in the network of data capturing of medical institution. In a future it is planned to use such devices as a source of initial information for diagnostics of different heart diseases and for analyzing of its electrical activity on a base of electrocardiographic data as well as for construction of wireless intellectual network of medical institution or for autonomous work. Taking into account viewed features of analog front-end and application of proposed algorithm of ECG devices allow to develop and engrain into practical usage modern mobile systems of ECG monitoring.

Keywords: ECG-sensor, portative device, analog front-end interface, algorithm.

Введение. Проблема сердечно-сосудистых заболеваний – это одна из наиболее острых медицинских и социальных проблем. Среди современных подходов к ее решению находится мониторинг ЭКГ людей из группы риска, для чего создаются специализированные системы и методы обработки и анализа ЭКГ [1, 2]. Необходимыми элементами такой системы являются портативное устройство, регистрирующие ЭКГ [3] и мобильная вычислительная платформа (часто эту роль играет планшет или смартфон), отвечающий за управление, первичный анализ данных, визуализацию информации, передачу зарегистрированных данных на сервер медицинского учреждения и взаимодействие с пользователем [4, 5].

При разработке медицинских систем измерения и обработки медицинско-биологической информации разработчикам необходимо решать сложные задачи в виде измерения сигналов очень малой амплитуды при наличии существенной постоянной составляющей и шумов [6]. В электрокардиографии и электроэнцефалографии используются многоканальные системы, осуществляющие измерение потенциалов с поверхности тела человека. Электрокардиографические сигналы (ЭКС) имеют диапазон изменения напряжения от 0,5 до 5 мВ и постоянную составляющую величины до ± 300 мВ [7], обусловленную контактом электрода с поверхностью тела, кроме того, имеется синфазная составляющая амплитудой до 1,5 В между контактами отведений и общим проводником. С точки зрения частотного спектра обработке и анализу подлежит полоса частот от 0,05 до 100 Гц, иногда и до 1 кГц.

Типовая схема предполагает использование на входе инструментального операционного усилителя (ОУ), ряда фильтров и аналого-

цифрового преобразователя (АЦП). Обработку данных выполняет микроконтроллер или цифровой сигнальный процессор (ЦСП). Дополнительно используют схему компенсации синфазного сигнала. Реализация всех этих модулей на отдельных микросхемах занимает достаточно много пространства на печатной плате, усложняет ее разводку и увеличивает энергопотребление. Решением данной проблемы является интеграция всех аналоговых микросхем в одну в виде аналоговых интерфейсов – analog front-end interfaces (AFE).

1. Особенности аналоговых интерфейсов. Такие решения начали появляться на рынке в 2012 г. Одной из первых компаний, представивших целую линейку подобных микросхем, была Texas Instruments. Наибольший интерес представляет функциональная микросхема в линейке AFE для ЭКГ – ADS1298 [8]. Данная микросхема реализует специализированные функции, необходимые для измерения и обработки биологических сигналов, а именно электрокардосигналов и электроэнцефалографических сигналов (ЭЭС). Данная микросхема включает набор аналоговых компонентов (инструментальный усилитель, аналоговый фильтр), необходимых для разработки медицинских приборов, и 24-разрядный АЦП. Схема ADS1298 может обрабатывать одновременно до восьми каналов на входе и предоставлять на выходе соответствующее количество каналов цифрового сигнала с частотой дискретизации 32 000 отсчетов в секунду. Разрешение каждого канала составляет до 24 разрядов, кроме того, для каждого канала предусмотрены собственные настройки усиления (коэффициент усиления может составлять от 1 до 12).

Особенностью является возможность установки максимального разрешения сигнала при частоте дискретизации до 8 кГц, при частотах дискретизации 16 и 32 кГц оно может составлять до 19 и 17 бит соответственно. Кроме того, несмотря на возможность данной микросхемы использовать биполярное питание, рекомендуют питание однополярное в диапазоне от 2,8 до 5,25 В. Что касается синфазной помехи, то микросхема обеспечивает ее подавление 115 dB. Связь с внешними устройствами осуществляется с помощью последовательного периферийного интерфейса (SPI), что позволяет настраивать устройство с помощью микроконтроллера.

Производитель Analog Devices так же имеет в своей линейке микросхему для построения устройств регистрации ЭКС и ЭЭС – AFEADAS1000. Ее возможности в целом аналогичны той, что рас-

смотрена выше. Среди основных отличий можно отметить 5 каналов АЦП, а также использование особой схемы, позволяющей формировать на экранах защитное напряжение.

Конструктивные особенности AFEADAS1000 (рис. 1):

- наличие 5 предварительных усилителей сигналов;
- наличие 5 АЦП, функционирующих параллельно;
- потребляемая мощность – 21 мВт [9], что превышает в 3 раза потребляемую мощность ADS1298.

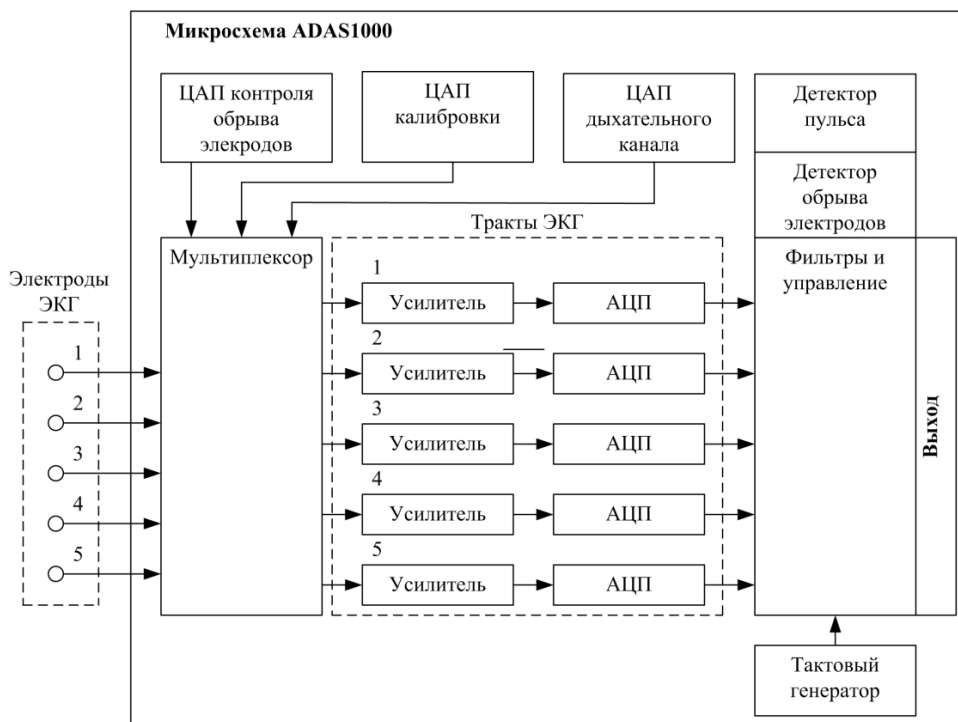


Рис. 1. Упрощенная схема AFE ADAS1000

Кроме указанных решений существуют микросхемы иных производителей, но в большинстве своем эти решения представляют собой закрытые разработки, информация по которым не доступна широкому кругу пользователей. Примером может служить фирма IMEC, которая, среди прочего, разрабатывает и производит портативные устройства медицинского назначения [10]. Подобные микросхемы главным образом предназначены для использования в портативных устройствах и идеально подходят для нательных ЭКГ-сенсоров. Структура аналоговых интерфейсов способствует созданию на их основе легко

программируемых, интеллектуальных средств регистрации и обработки ЭКГ-сигнала. Рассмотрим это подробнее на примере ADS1298.

Для управления аналоговыми интерфейсами в устройствах целесообразно использовать микроконтроллеры или цифровые сигнальные процессоры. Связь осуществляется через интерфейс SPI. Изменение настроек AFE осуществляется записью соответствующих регистров, считывание результатов аналого-цифрового преобразования может происходить либо в непрерывном режиме, либо по запросу.

Одной из особенностей AFE является наличие операционных усилителей с программируемым коэффициентом усиления. Анализируя поступающие данные, можно легко подобрать требуемый коэффициент усиления в зависимости от уровня помех и уровня полезного сигнала. В ADS1298 можно установить коэффициент усиления, равный 1, 2, 3, 4, 6, 8 или 12, причем отдельно для каждого канала [8]. При максимальном усилении в 12 раз и опорном напряжении АЦП, равном 2,4 В, максимальная амплитуда на входе усилителя составляет 200 мВ. Достоинством аналоговых интерфейсов является наличие входного мультиплексора, с помощью которого можно переключать каналы или замыкать вход, а также встроенного генератора тестового сигнала. Например, можно измерить внутренний шум усилителей и АЦП для того, чтобы учитывать его уровень в дальнейшем.

Для исследования характеристик аналогового интерфейса воспользуемся демонстративным набором ADS1298ECG Front End Performance Demonstration Kit от Texas Instruments [11]. Набор представляет собой непосредственно плату с ADS1298 и плату с цифровым сигнальным процессором для управления интерфейсом и связью с ПК. В первую очередь исследуем потребление тока микросхемой ADS1298 в различных режимах работы. Полученные данные указаны в таблице.

Энергопотребление микросхемы ADS1298

Частота дискретизации	Потребляемый ток, мА, при различном числе задействованных каналов ЭКГ				
	0	1	2	4	8
4 кГц	1	1,25	1,56	2,15	3,2
18 кГц	1	1,25	1,56	2,16	3,32
216 кГц	1,1	1,25	1,56	2,16	3,5

Как видно из таблицы, микросхема обладает низким энергопотреблением, полученные значения близки к заявленным производителем.

лем. Данный аналоговый интерфейс обладает достаточно низким внутренним шумом, на рис. 2 показаны графики зависимости приведенного ко входу шума от коэффициента усиления для различных режимов работы микросхемы.

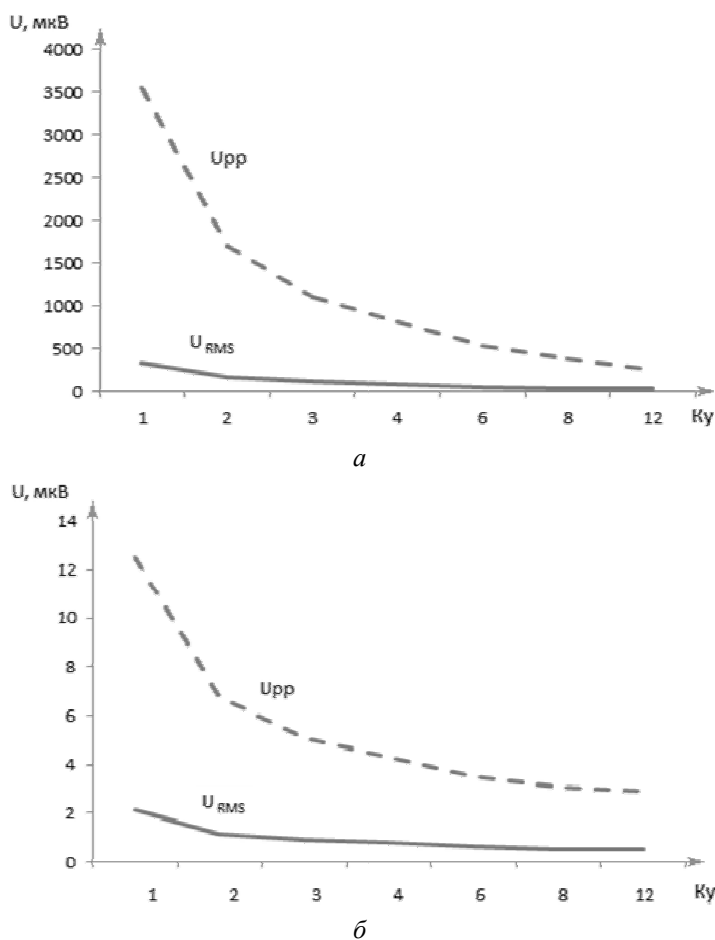


Рис. 2. Графики зависимости уровня шума от коэффициента усиления (пунктирной линией показаны значения размаха, сплошной – среднеквадратичные): a – при дискретизации 32 000 отсчетов, $б$ – при дискретизации 500 отсчетов, $с$

При расчете значений использовалось не менее 1000 показаний. Измерения происходили при напряжении питания 3 В и работе в режиме высокого разрешения [8]. Из анализа графиков на рис. 2 можно сделать вывод, что при увеличении коэффициента усиления и уменьшении частоты дискретизации приведенный шум снижается. В режиме низкого

энергопотребления шум возрастает в среднем на 5 % по сравнению с режимом высокого разрешения [8]. Очень важно найти баланс между точностью измерения и энергопотреблением системы, и в этом плане аналоговые интерфейсы дают широкий набор настроек, что является несомненным преимуществом. Для стандартного режима регистрации 500 отсчетов в секунду, без применения сложных алгоритмов обработки сигнала (для которых требуется высокое разрешение), оптимальным будет режим пониженного энергопотребления и малого коэффициента усиления. Для непродолжительных высокоточных регистраций сигнала можно выбирать режим высокого разрешения с наибольшим коэффициентом усиления.

2. Портативный ЭКГ-сенсор. Рассмотрим особенности современного интеллектуального ЭКГ-сенсора. Он должен обладать малыми размерами и не причинять дискомфорт пользователю, должен иметь возможность самодиагностики и самокалибровки, определять качество поступающего сигнала и сообщать о возникающих ошибках и неисправностях. К таким случаям можно отнести обрыв электрода, наличие сильной помехи, внутренние неисправности отдельных блоков устройства.

Рассматриваемый ЭКГ-сенсор в общем случае состоит из блока оцифровки сигнала, в роли которого выступает аналоговый интерфейс, и блока контроля и обработки сигнала, который может строиться на базе микроконтроллера или цифрового сигнального процессора. На рис. 3 приведен обобщенный алгоритм работы ЭКГ-сенсора.

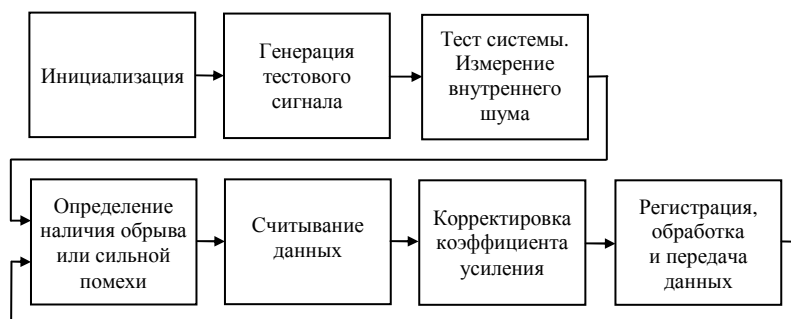


Рис. 3. Обобщенный алгоритм работы ЭКГ-сенсора

Работа сенсора происходит следующим образом. При подаче питания происходит инициализация устройства – выставляются начальные значения регистров, налаживается связь между отдельными частями устройства. Далее для проверки работоспособности устройства и всех

блоков необходимо запустить генерацию тестового сигнала, эта возможность предусмотрена в аналоговом интерфейсе. С помощью этого действия можно убедиться, что сигнал при передаче между блоками не искажается и не теряется, в последнем случае выводится сообщение о неисправности устройства или его части.

Следующий шаг – это измерение уровня внутреннего шума для каждого канала, происходит путем «закорачивания» входов. Если уровень шума не позволяет производить регистрацию данных с заданной точностью, то об этом сообщается пользователю, в противном случае уровень шума запоминается и учитывается в дальнейшем при обработке сигнала.

После этого начинается основной цикл программы – проверка наличия контакта кожи с электродом. Это также является встроенной функцией аналогового интерфейса и может выполняться амплитудным или частотным методом. Данная функция имеет немаловажное значение, так как обрыв электрода является частым явлением при свободной двигательной активности пользователя. При отсутствии такового происходит считывание данных в течение определенного количества времени, далее массив данных проверяется по формальным признакам на наличие сильной помехи. Если таковой не обнаружено, то проверяется уровень сигнала, при необходимости производится регулировка усиления. Затем в зависимости от реализации устройства и программы данные могут обрабатываться, записываться на запоминающее устройство либо передаваться на другое устройство. Основной цикл повторяется до тех пор, пока не поступил сигнал к выключению устройства.

На основе выбранного аналогового интерфейса спроектирован и собран экспериментальный образец интеллектуального ЭКГ-сенсора на базе AFE ADS1292 фирмы Texas Instruments и беспроводного модуля Bluetooth Low Energy BLE112 фирмы Bluegiga [12]. Фото сенсора представлено на рис. 4.

Спроектированный сенсор позволяет регистрировать одно отведение ЭКГ, измерять частоты дыхания пользователя и передавать данные по беспроводному каналу на мобильное вычислительное устройство. Устройство имеет размер 45×35 мм и вес около 45 г. Время автономной работы от аккумулятора до 72 ч.

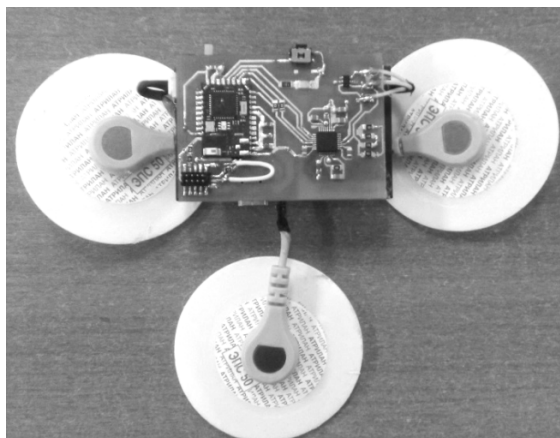


Рис. 4. Экспериментальный образец ЭКГ-сенсора

Выводы. В настоящее время на экспериментальном образце производится отработка способов и алгоритмов регистрации и обработка электрокардиосигнала. В дальнейшем подобные устройства планируется использовать в качестве источника первичной информации для диагностики различных заболеваний сердца [13] и анализа его электрической активности по данным электрокардиографии, а также в рамках единой беспроводной интеллектуальной сети медицинского учреждения [14], «умного пространства» [15–20] или в режиме автономной работы. Предварительные результаты показывают существенные преимущества предложенной схемы, определяемые использованием аналогового интерфейса и предложенным алгоритма работы устройства.

Библиографический список

1. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. / под ред. G. Clifford, F. Azuaje, P. McSharry. – Boston/London: Artech House Publishing. – 2006. – 384 p.
2. Architectural Approach to the Multisource Health Monitoring Application Design / A. Borodin, Y. Zavyalova, A. Zaharov, I. Yamushev // 17th Conference of Open Innovations Association FRUCT. – Helsinki, Finland: FRUCT Oy, 2015. – P. 16–21.
3. Kakria P., Tripathi N., Kitipawang P. A Real-Time Health Monitoring System for Remote Cardiac Patients Using Smartphone and Wearable Sensors // International Journal of Telemedicine and Applications. – 2015. – № 2015. – P. 1–11.

4. Grier J.W. Comparison and review of portable, handheld, 1-lead/channel ECG. EKG Recorders [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/Comparison-handheld-ECG-EKG.html> (дата обращения: 13.12.2017).

5. Walsh J.A., Topol E.J., Steinhubl S.R. Novel Wireless Devices for Cardiac Monitoring // *Circulation*. – 2014. – № 130. – P. 573–575.

6. Suresh S., Kumar K., Kamakoti V. Portable Low Cost 3 Lead Wireless Wearable ECG Device // *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering IFMBE*. – Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2013. – P. 1331–1334,

7. Task Force of the E-cardiology Working Group. Acquisition and Analysis of Cardiovascular Signals on Smartphones: Potential, Pitfalls and Perspectives / N. Bruining, E. Caiani, C. Chronaki, P. Guzik, E. van der Velde // *European Journal of Preventive Cardiology*. – 2014. – № 21. – P. 4–13.

8. Wireless Smartphone ECG Enables Large-Scale Screening in Diverse Populations / Z.C. Haberman, R.T. Jahn, R. Bose, H. Tun, J.S. Shinbane, R.N. Doshi // *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*. – 2015. – № 26. – P. 520–526.

9. Commercial Smartphone-Based Devices and Smart Applications for Personalized Healthcare Monitoring and Management / S. Kumar, E. Vashist, M. Schneider, J. Luong // *Diagnostics*. – 2014. – № 4. – P. 104–128.

10. Diagnostic, Patient Monitoring and Therapy Applications Guide (Rev. A) [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.ti.com/lit/pdf/slyb147a> (дата обращения: 13.12.2017).

11. Компани-Бош Э., Хартман Э. Электрокардиограф на базе микроконвертора [Электронный ресурс] // *Компоненты и технологии*. – 2004. – № 6. – URL: http://kit-e.ru/articles/elcomp/2004_06_104.php (дата обращения: 13.12.2017).

12. Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements (Rev. I) [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf> (дата обращения: 13.12.2017).

13. ADAS1000 DataSheetRevPrE [Электронный ресурс]. – URL: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADAS1000.pdf (дата обращения: 13.12.2017).

14. Innovative Wireless Automations Sensors for Arrhythmia Monitoring [Электронный ресурс]. – URL: <http://davidhoglund.typepad.com/>

integra_systems_inc_david/2008/08/innovative-wireless-automations-sensors-for-arrhythmia-monitoring.html (дата обращения: 13.12.2017).

15. ADS1298ECG Front End Performance Demonstration Kit [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.ti.com/tool/ADS1298ECGFE-PDK> (дата обращения: 13.12.2017).

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. – Iss. 1. – P. 64–84. DOI: 10.4018/IJERTCS.2016010104

17. Повышение достоверности оценки состояния сердца в компьютерной диагностической системе «Кардиовид» / С.А. Балахонова, О.Н. Бодин, А.Г. Иванчуков, В.Г. Полосин, А.Г. Убиенных // *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки*. – 2016. – № 2(38). – С. 61–71.

18. Иващенко А.В., Минаев А. А., Модель посредника-медиатора в подвижных сенсорных сетях распределенной диагностики // *Известия Самарского научного центра РАН*. - 2015. - Т. 17. - № 2(5). – С. 1004–1009.

19. Digital Assistance Services for Emergency Situations in Personalized Mobile Healthcare: Smart Space Based Approach / D.G. Korzun, A.V. Borodin, I.A. Timofeev, I.V. Paramonov, S.I. Balandin // *International Conference on Biomedical Engineering and Computational Technologies (SIBIRCON)*. – Novosibirsk, Russia: IEEE. – 2015. – P. 1–6.

20. Towards the Development of Smart Spaces-Based Socio-Cyber-Medicine Systems / Y.V. Zavyalova, D.G. Korzun, A.Yu. Meigal, A.V. Borodin // *International Journal of Embedded and Real-Time Communication Systems*. – 2017. – № 8(1). – P. 45–63.

References

1. Clifford G., Azuaje F., McSharry P. (Eds.) *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Boston/London: Artech House Publishing, 2006. 384 p.

2. Borodin A., Zavyalova Y., Zaharov A., Yamushev I. Architectural Approach to the Multisource Health Monitoring Application Design. *17th Conference of Open Innovations Association FRUCT*. Helsinki, Finland: FRUCT Oy, 2015, pp. 16-21.

3. Kakria P., Tripathi N., Kitipawang P. A Real-Time Health Monitoring System for Remote Cardiac Patients Using Smartphone and Wearable Sensors. *International Journal of Telemedicine and Applications*, 2015, vol. 2015, pp. 1-11.

4. Grier J.W. Comparison and Review of Portable, Handheld, 1-lead/channel ECG. EKG Recorders, available at: <https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/Comparison-handheld-ECG-EKG.html> (accessed 13 December 2017).

5. Walsh J.A., Topol E.J., Steinhubl S.R. Novel Wireless Devices for Cardiac Monitoring. *Circulation*, 2014, no. 130, pp. 573–575.

6. Suresh S., Kumar K., Kamakoti V. Portable Low Cost 3 Lead Wireless Wearable ECG Device. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering IFMBE*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2013, pp. 1331-1334.

7. Bruining N., Caiani E., Chronaki C., Guzik P., van der Velde E. Task Force of the E-cardiology Working Group. Acquisition and Analysis of Cardiovascular Signals on Smartphones: Potential, Pitfalls and Perspectives. *European Journal of Preventive Cardiology*, 2014, no. 21, pp. 4–13.

8. Haberman Z.C., Jahn R.T., Bose R., Tun H., Shinbane J.S., Doshi R.N. Wireless Smartphone ECG Enables Large-Scale Screening in Diverse Populations. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 2015, no. 26, pp. 520–526.

9. Kumar S., Vashist E., Schneider M., Luong J. Commercial Smartphone-Based Devices and Smart Applications for Personalized Healthcare Monitoring and Management. *Diagnostics*, 2014, no. 4, pp. 104-128.

10. Diagnostic, Patient Monitoring and Therapy Applications Guide (Rev. A), available at: <http://www.ti.com/lit/pdf/slyb147a> (accessed 13 December 2017).

11. Kompani-Bosh E., Khartman E. Elektrokardiograf na baze mikrokonvertora [Electrocardiograph on the base of microconverter] *Komponenty i tekhnologii*, 2004, no. 6, available at: http://kit-e.ru/articles/elcomp/2004_06_104.php (accessed 13 December 2017).

12. Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements (Rev. I), available at: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf> (accessed 13 December 2017).

13. ADAS1000 DataSheetRevPrE, available at: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADAS1000.pdf (accessed 13 December 2017).

14. Innovative Wireless Automations Sensors for Arrhythmia Monitoring, available at: http://davidhoglund.typepad.com/integra_systems_inc_david/2008/08/innovative-wireless-automations-sensors-for-arrhythmia-monitoring.html (accessed 13 December 2017).

15. ADS1298ECG Front End Performance Demonstration Kit, available at: <http://www.ti.com/tool/ADS1298ECGFE-PDK> (accessed 13 December 2017).

16. Kuzmin A., Safronov M., Bodin O., Petrovsky M., Sergeenkov A. Mobile Heart Monitoring System Prototype Based on the Texas Instruments Hardware: Energy Efficiency and J-point Detection. *International Journal of Embedded and Real-Time Communication Systems*, 2016, vol. 7, iss. 1, pp. 64-84. DOI: 10.4018/IJERTCS.2016010104

17. Balakhonova S.A., Bodin O.N., Ivanchukov A.G., Polosin V.G., Ubiennykh A.G. Povyshenie dostovernosti otsenki sostoianiiia serdtsa v komp'iuternoi diagnosticheskoi sisteme "Kardiovid" [Increasing of the reliability of estimation of heart conditions in computer diagnostic system "CardioView"]. *Izvestiia vysshikh uchebnykh zavedenii. Povolzhskii region. Tekhnicheskie nauki*, 2016, no. 2(38), pp. 61-71.

18. Ivashchenko A.V., Minaev A.A. Model' posrednika-mediatora v podviznykh sensorykh setiakh raspredelennoi diagnostiki [Model of the agent-mediator in mobile networks for distributable diagnostics]. *Izvestiia Samarskogo nauchnogo tsentra RAN*, 2015, vol. 17, no. 2(5), pp. 1004-1009.

19. Korzun D.G., Borodin A.V., Timofeev I.A., Paramonov I.V., Balandin S.I. Digital Assistance Services for Emergency Situations in Personalized Mobile Healthcare: Smart Space Based Approach. *2015 International Conference on Biomedical Engineering and Computational Technologies (SIBIRCON)*, Novosibirsk, Russia: IEEE, pp. 1-6.

20. Zavyalova Y.V., Korzun D.G., Meigal A.Yu., Borodin A.V. Towards the Development of Smart Spaces-Based Socio-Cyber-Medicine Systems. *International Journal of Embedded and Real-Time Communication Systems*, 2017, no. 8(1), pp. 45-63.

Сведения об авторах

Петровский Михаил Александрович (Пенза, Россия) – кандидат технических наук, генеральный директор ООО «Сура Кардио» (440026, Пенза, ул. Красная, 40, e-mail: mikerma36@gmail.com).

Кузьмин Андрей Викторович (Пенза, Россия) – кандидат технических наук, доцент кафедры «Информационно-вычислительные системы» Пензенского государственного университета (440026, Пенза, ул. Красная, 40, e-mail: flickerlight@inbox.ru).

Чураков Петр Павлович (Пенза, Россия) – доктор технических наук, профессор кафедры «Информационно-измерительная техника и метрология» Пензенского государственного университета (440026, Пенза, ул. Красная, 40, e-mail: snpbi-pgu@mail.ru).

About the authors

Petrovskiy Mikhail Alexandrovich (Penza, Russian Federation) is a Ph.D. in Technical Sciences general director of “Sura Cardio” Ltd. (440026, Penza, 40, Krasnaya st., e-mail: mikepma36@gmail.com).

Kuzmin Andrey Viktorovich (Penza, Russian Federation) is a Ph.D. in Technical Sciences, Ass. Professor Department of Information and computing systems, Penza State University (440026, Penza, 40, Krasnaya st., e-mail: flickerlight@inbox.ru).

Churakov Pyotr Pavlovich (Penza, Russian Federation) is a Doctor of Technical Sciences, Professor Department of Information and measurement techniques and metrology Penza State University (440026, Penza, 40, Krasnaya st., e-mail: snpbi-pgu@mail.ru).

Получено 25.04.2018