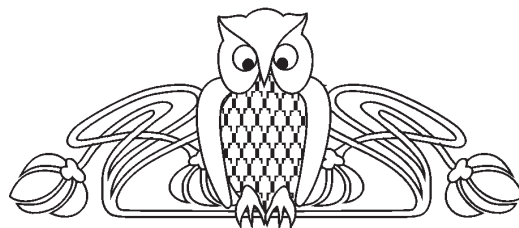




Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2021. Т. 21, вып. 1. С. 58–68
Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Physics, 2021, vol. 21, iss. 1, pp. 58–68

Научная статья
УДК 530.182:537.86
<https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-58-68>

Разработка цифрового датчика пальцевой фотоплетизмограммы



Д. Д. Кульминский¹✉, А. В. Курбако², В. В. Сказкина², М. Д. Прохоров¹,
В. И. Пономаренко¹, А. Р. Киселев^{2,3}, Б. П. Безручко¹, А. С. Караваев¹

¹Саратовский филиал Института радиотехники и электроники имени В. А. Котельникова РАН, Россия, 410019, г. Саратов, ул. Зеленая, д. 38

²Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83

³Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Большая Казачья, д. 112

Кульминский Данил Дмитриевич, кандидат физико-математических наук, научный сотрудник лаборатории моделирования в нелинейной динамике; доцент кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии, kulminskydd@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-3936-2813>

Курбако Александр Васильевич, магистрант кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии, kurbako.sasha@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-3479-4609>

Сказкина Виктория Викторовна, аспирант кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии, skazkinavv@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-9380-8292>

Прохоров Михаил Дмитриевич, доктор физико-математических наук, заведующий лабораторией моделирования в нелинейной динамике, mdprokhorov@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4069-9410>

Пономаренко Владимир Иванович, доктор физико-математических наук, ведущий научный сотрудник лаборатории моделирования в нелинейной динамике; профессор кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии, ponomarenkovi@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-1579-6465>

Киселев Антон Робертович, доктор медицинских наук, заведующий отделом продвижения новых информационных кардиологических технологий НИИ кардиологии; профессор кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии, kiselev@cardio-it.ru, <https://orcid.org/0000-0003-3967-3950>

Безручко Борис Петрович, доктор физико-математических наук, профессор кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии; ведущий научный сотрудник лаборатории моделирования в нелинейной динамике, bezruchkobp@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-6691-8653>

Караваев Анатолий Сергеевич, доктор физико-математических наук, старший научный сотрудник лаборатории моделирования в нелинейной динамике; профессор кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии, karavaevas@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-4678-3648>

Аннотация. Благодаря развитию методов анализа сигналов автономного контроля кровообращения, нарушения в работе сердечно-сосудистой системы могут быть диагностированы сегодня на ранних стадиях. Для персонализированной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы и мониторинга ее показателей перспективно использовать специализированные устройства. Исследования систем автономного контроля кровообращения являются сложной проблемой как с точки зрения физиологии, так и радиопизики. Для ее решения требуется разработка методов и специализированных устройств для анализа и регистрации сигналов сердечно-сосудистой системы. Поэтому целью работы является разработка датчика фотоплетизмограммы с цифровым каналом связи и полосой пропускания аналогового сигнала от 0 до 30 Гц, регистрирующего сигналы системы автономного контроля кровообращения. Разработан и реализован прототип устройства для регистрации и анализа сигнала фотоплетизмограммы, позволяющий регистрировать сигналы контуров автономной регуляции кровообращения. Проведен сравнительный анализ разработанного устройства с серийным аналоговым датчиком, продемонстрировавший преимущества разработанного нами устройства. Разработанный широкополосный цифровой датчик пальцевой фотоплетизмограммы может быть использован для диагностики функционального состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации контуров автономной регуляции кровообращения.

Ключевые слова: сердечно-сосудистая система, автономный контроль, датчик, фотоплетизмограмма

Благодарности: Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (проекты № 20-02-00702 и № 20-38-90067), а также в рамках государственного задания.



Для цитирования: Кульминский Д. Д., Курбако А. В., Сказкина В. В., Прохоров М. Д., Пономаренко В. И., Киселев А. Р., Безручко Б. П., Караваяев А. С. Разработка цифрового датчика пальцевой фотоплетизмограммы // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2021. Т. 21, вып. 1. С. 58–68. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-58-68>

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0)

Article

<https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-58-68>

Development of a digital finger photoplethysmogram sensor

D. D. Kulminskiy¹✉, A. V. Kurbako², V. V. Skazkina², M. D. Prokhorov¹, V. I. Ponomarenko¹,
A. R. Kiselev^{2,3}, B. P. Bezruchko¹, A. S. Karavaev¹

¹Saratov Branch of Kotel'nikov Institute of Radio Engineering and Electronics of the Russian Academy of Sciences, 38 Zelenaya St., Saratov 410019, Russia

²Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia

³Saratov State Medical University named after V. I. Razumovsky, 112 Bolshaya Kazachya St., Saratov 410012, Russia

Danil D. Kulminskiy, kulminskydd@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-3936-2813>

Aleksandr V. Kurbako, kurbako.sasha@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-3479-4609>

Viktoriiia V. Skazkina, skazkinavv@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-9380-8292>

Mikhail D. Prokhorov, mdprokhorov@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4069-9410>

Vladimir I. Ponomarenko, ponomarenkovi@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-1579-6465>

Anton R. Kiselev, antonkis@list.ru, <https://orcid.org/0000-0003-3967-3950>

Boris P. Bezruchko, bezruchkobp@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-6691-8653>

Anatoly S. Karavaev, karavaevas@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-4678-3648>

Abstract. Background and Objectives: Due to the development of methods for analyzing signals of autonomous blood circulation control, cardiovascular system disorders can be diagnosed today in the early stages. It is promising to use specialized devices for personalized diagnosis of the cardiovascular system and monitoring its state. Research on autonomous blood circulation control systems is a complex problem both from the point of view of physiology and radiophysics. Its solution requires the development of methods and specialized devices for the analysis and registration of signals from the cardiovascular system. Therefore the object of research is the development of a photoplethysmogram sensor with a digital communication channel with a band of 0.05–30 Hz, recording the signals from the autonomous blood circulation monitoring system. **Materials and Methods:** To compare the level of noise and nonlinear distortions in the center of the frequency range of interest to us (at a frequency of 0.1 Hz), the power spectra of the signals were analyzed, and the coherence function was also calculated. **Results:** a prototype of a device for recording and analyzing a photoplethysmogram signal was developed and implemented, which makes it possible to register the signals from the circuits of autonomous blood circulation regulation. A comparative analysis of the developed device with a serial analog sensor was carried out, which demonstrated the advantages of the developed device. **Conclusion:** The developed broadband digital sensor can be used in wearable devices to diagnose the functional state of the cardiovascular system based on the analysis of synchronization between the circuits of autonomous regulation of blood circulation.

Keywords: cardiovascular system, autonomous control, sensor, photoplethysmogram

Acknowledgements: This work was supported by the Russian Foundation for Basic Research (projects No. 20-02-00702 and No. 20-38-90067) and within the framework of the state assignment.

For citation: Kulminskiy D. D., Kurbako A.V., Skazkina V.V., Prokhorov M. D., Ponomarenko V. I., Kiselev A. R., Bezruchko B. P., Karavaev A. S. Development of a digital finger photoplethysmogram sensor. *Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Physics*, 2021, vol. 21, iss. 1, pp. 58–68 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-58-68>

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0)

Введение

Системы автономного контроля кровообращения, представляющие собой замкнутые контуры вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы (ССС), играют важную роль в обеспечении функционирования всей ССС. Установлено, что процессы симпатической регуляции частоты сердечных сокращений и вегетативной регуляции тонуса стенок артериальных сосудов протекают на частотах, близких

к 0.1 Гц. Хотя физиологическая природа данных контуров все еще остается дискуссионным вопросом, показано, что сигналы этих контуров имеют высокую информативность и прогностическую значимость для диагностики социально значимых патологий кровообращения [1–9]. Были разработаны нелинейные методы анализа сигналов контуров автономного контроля кровообращения, которые по экспериментальным данным позволяют получить оценку степени



синхронизации низкочастотных (0.05–0.4 Гц) [7] компонент фотоплетизмограммы (кровенаполнения сосудов пальцев) и сердечного ритма, имеющих характерные частоты около 0.1 Гц [10, 11]. В ряде работ была показана важность таких исследований для решения фундаментальных задач о понимании механизмов работы контуров автономного контроля [12, 13], а также прикладных задач диагностики медицинских патологий ССС на основе методов анализа синхронизации ее ритмов [11–17].

Фотоплетизмография (ФПГ) – одна из самых популярных технологий в последние десятилетия для наблюдения за физиологическим состоянием пациента и, поскольку это еще и неинвазивный метод, ФПГ широко применяется для развития методов экспресс-анализа состояния кровообращения и персонализированного мониторинга показателей ССС в составе компактных специализированных устройств [18–20]. За последние годы проведено значительное количество исследований [21–25], в которых и научные группы, и ведущие фирмы-производители мобильных устройств, как пытаются изготавливать диагностические устройства, так и встраивают диагностический функционал в смартфоны и фитнес-браслеты. Также было предложено большое количество модификаций устройств, в том числе микрооптический отражающий датчик с индивидуально подобранным пластиковым корпусом [26], датчик отраженного света с креплением на ухо [27], чип-датчик для установки непосредственно в ушную раковину [28], беспроводной магнитный датчик в форме серьги [29], шляпа для гольфа со встроенным беспроводным датчиком [30], беспроводной датчик в виде кольца [31], а также датчик, встроенный в часы Apple Watch. Помимо этого в настоящее время цифровые

интегральные датчики фотоплетизмограммы и пульсоксиметрии широко представлены на рынке и имеются в каталогах практически всех ведущих производителей. У большинства устройств широкий функционал для регистрации частоты сердечных сокращений, вариабельности сердечного ритма, степени насыщения крови кислородом, а также непосредственно самого сигнала фотоплетизмограммы. Но, тем не менее, устройств, дающих дополнительную диагностическую информацию о более сложных процессах, предложено недостаточно. Связано это, прежде всего, с тем, что исследования систем автономного контроля кровообращения – проблема комплексная. Помимо ответа на вопрос о физиологической природе процессов регуляции, требуется получение сигналов с этих контуров автономной регуляции, а это влечет за собой специфические требования для устройств, их регистрирующих. Отсюда цель данной работы – разработка датчика фотоплетизмограммы, регистрирующего полезный сигнал в полосе 0–30 Гц с цифровым каналом связи для регистрации требуемых регуляторных ритмов, а также проверка созданного датчика на тестовых и экспериментальных данных.

1. Разработанное устройство

Нами был разработан и реализован прототип устройства для регистрации и анализа сигнала кровенаполнения сосудов пальца. Блок-схема предложенного устройства представлена на рис. 1. Устройство содержит следующие основные элементы: разработанный нами датчик ФПГ, плата управления и сбора данных на основе микроконтроллера ARM Cortex™-M3, цифровые интерфейсы для передачи данных от датчика в блок управления, а также от этого блока в персональный компьютер (ПК).

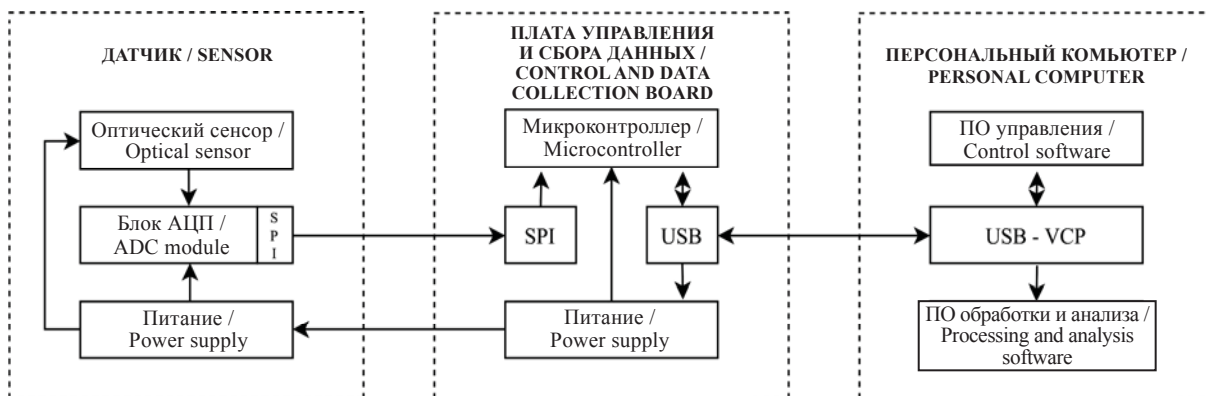


Рис. 1. Блок-схема устройства для регистрации ФПГ. Пояснение обозначений элементов схемы приведено в тексте Fig. 1. Block diagram of a photoplethysmogram (PPG) recording device. An explanation of the designations of the scheme elements is given in the text



Датчик ФПГ включает в себя фотосенсор на основе инфракрасного светодиода VD1 с длиной волны 940 нм. ИК диапазон был выбран, так как инфракрасный свет глубже проникает в ткань [17, 32]. Следовательно, есть возможность регистрации кровенаполнения в более крупных сосудах, содержащих больше информации о регуляторных процессах на частоте 0.1 Гц. Электрическая принципиальная схема датчика представлена на рис. 2, а. Отраженный свет попадает на фототранзистор VT1, напряжение на котором оцифровывается 24-битным аналого-цифровым преобразователем (АЦП) PV1 с частотой дискретизации 120 Гц. Далее полученные данные передаются на устройство

приема по шине serial peripheral interface (SPI). Также в схему включён П-образный фильтр аналогового питания, собранный на элементах C5–C7 и FB1. Разработанное устройство подразумевает компоновку малогабаритного АЦП непосредственно на плату датчика. Таким образом, по кабелю связи в блок управления передается уже цифровой сигнал. Кабель данных является основным источником электромагнитных помех и наводок, поэтому такая схема по сравнению со стандартными аналоговыми датчиками дает преимущество по соотношению сигнал/шум.

Электрическая принципиальная схема блока управления и сбора данных представлена на рис. 2, б. Данные с датчика по шине SPI посту-

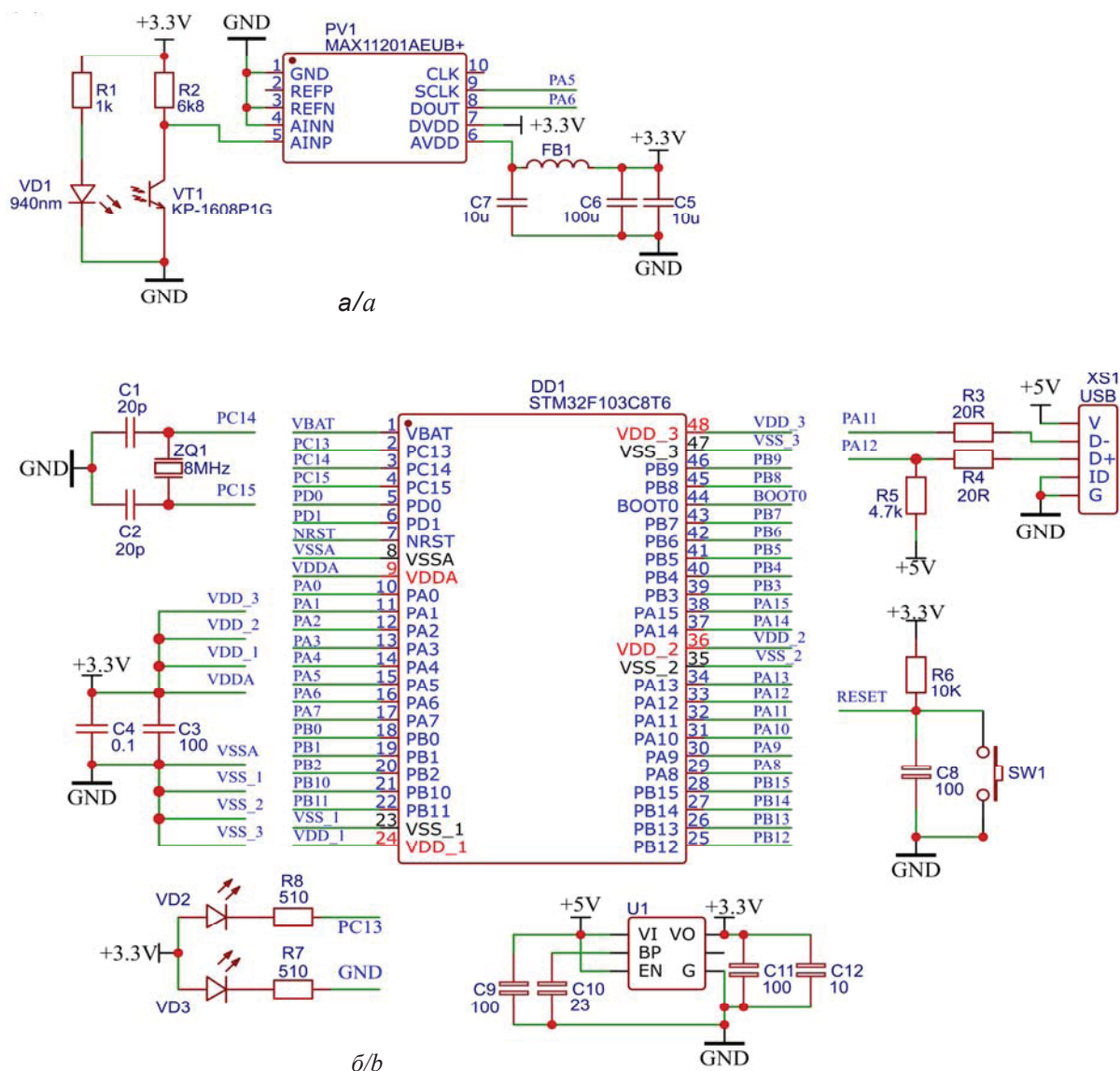


Рис. 2. Электрическая принципиальная схема устройства: а – датчик ФПГ, б – блок приема, обработки и передачи сигнала с датчика

Fig. 2. An electronic schematic diagram of the device: a – PPG sensor, b – unit for receiving, processing and transmitting a signal from a sensor



пают на микроконтроллер DD1 STM32F103, где они обрабатываются и отправляются на персональный компьютер по шине USB. Использование микроконтроллера позволяет осуществлять предобработку сигнала с датчика, сохранять информацию на энергонезависимые носители (SD карты, внутренняя флэш-память микроконтроллера) и передавать полученные данные по каналам беспроводной связи (Bluetooth, Wi-Fi и др.).

Также в схему блока управления и сбора данных включены индикационные светодиоды VD2 и VD3, стабилизатор напряжения U1, кварцевый резонатор QZ1, кнопка перезагрузки SW1 и разъем USB для подключения прибора к компьютеру. Датчик ФПГ и блок управления и сбора данных имеют малые габариты, наряду с этим обладают низким энергопотреблением, что позволяет использовать прибор в качестве носимого.

Специальное программное обеспечение (ПО), разработанное для ПК, обеспечивает управление устройством, собирает передаваемые данные с помощью драйвера виртуального COM-порта (VCP) и сохраняет их в энергонезависимой памяти ПК для дальнейшей обработки. Кроме того, ПО управления отображает данные с датчика в реальном времени для возможности корректировки положения датчика на пальце человека. ПО обработки и анализа данных осуществляет диагностику функционального состояния CCC. Питание прибора обеспечивается через порт USB.

Внешний вид разработанного устройства представлен на рис. 3. Устройство включает в себя датчик ФПГ (рис. 3, а), соединенный сигнальным кабелем с платой управления и сбора данных (рис. 3, б).

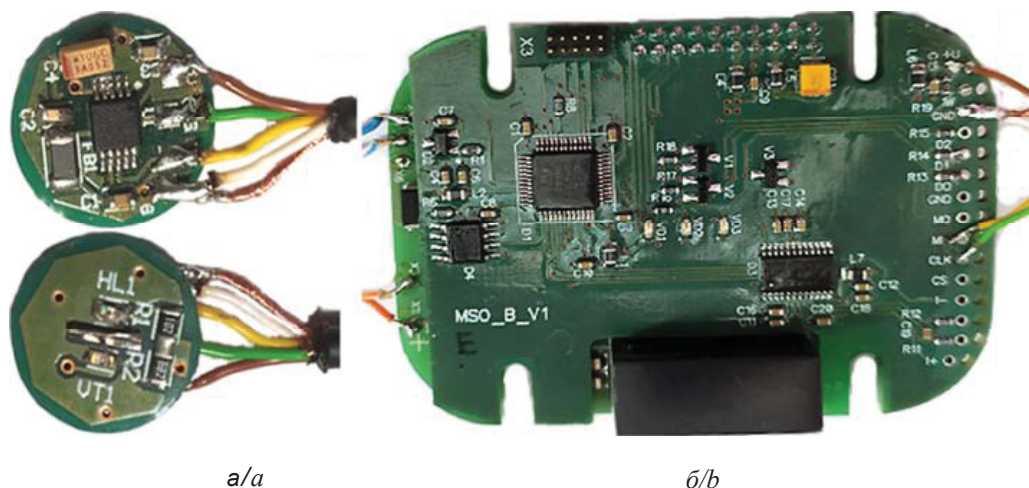


Рис. 3. Прототип разработанного устройства: а – фотография датчика с двух сторон монтажа, б – блок управления и сбора данных (цвет online)

Fig. 3. The prototype of the developed device: a – photograph of the sensor at both sides of the installation, b – control and monitoring unit (color online)

2. Экспериментальные данные и методы их обработки

Для проверки работоспособности датчика, а также сравнения его характеристик (амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) и нелинейные искажения) с имеющимся на рынке близким аналогом – датчиком ФПГ стандартного серийного, сертифицированного в РФ и за рубежом регистратора ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03» фирмы «Медиком» (регистрационное удостоверение на медицинское изделие ФСР 2008/02717 электроэнцефалограф-анализатор ЭЭГА-21/26-«Энцефалан-131-03» ТУ 9441-014-24176382-2008)

были проведены две серии специальных экспериментов. В этих экспериментах одновременно регистрировались сигналы с помощью разработанного устройства и регистратора «Энцефалан-131-03». Разработанное нами устройство обеспечивало регистрацию сигналов с разрешением 24 бита с частотой дискретизации 120 Гц, а прибор «Энцефалан-131-03» обеспечивал регистрацию сигналов с разрешением 12 бит с частотой дискретизации 250 Гц.

Для сопоставления характеристик датчиков была собрана тестовая установка, блок-схема которой приведена на рис. 4.

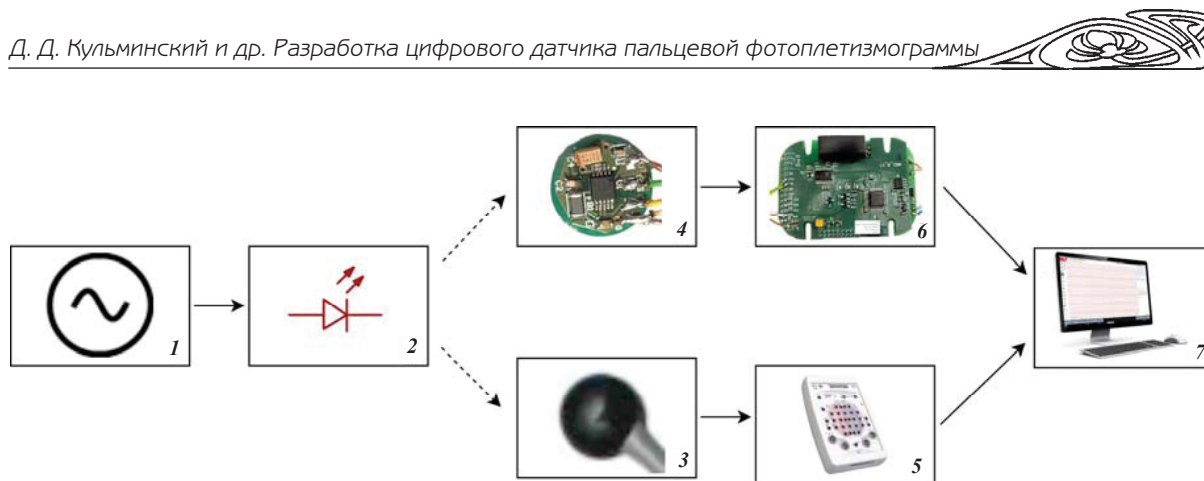


Рис. 4. Блок-схема тестовой установки: 1 – функциональный генератор, 2 – ИК светодиод, 3 – датчик ФПГ фирмы «Медиком», 4 – сконструированный датчик ФПГ, 5 – прибор «Энцефалан-131-03», 6 – сконструированный прибор, 7 – ПК
 Fig. 4. Block diagram of the test setup: 1 – functional generator, 2 – infrared LED, 3 – PPG sensor of Medicom company, 4 – designed PPG sensor, 5 – device Enchefalan-131-03, 6 – designed device, 7 – personal computer

Установка состоит из векторного генератора Agilent 33500B 1, который использовался для генерации синусоидальных сигналов различных частот, инфракрасного (ИК) светодиода 2, включенного в схему усиления на основе биполярного транзистора BC546, датчика ФПГ фирмы «Медиком» 3, сконструированного нами датчика ФПГ 4, прибора «Энцефалан-131-03» для регистрации сигнала 5, разработанного нами блока управления и сбора данных 6 и персонального компьютера 7 для записи сигналов. Светодиод, подключенный к выходу генератора через схему усилителя тока, собранную на транзисторе, излучал свет с длиной волны 940 нм и интенсивностью, меняющейся по гармоническому закону. Референтный датчик компании МТД «Медиком» работал в ИК диапазоне с длиной волны 950 нм. Датчики располагались на равном расстоянии от светодиода. Приборы синхронно регистрировали полученные сигналы и записывали их в файл на компьютер.

В ходе тестирования датчиков на первом этапе использовались сигналы гармонических колебаний различной частоты, формируемые векторным генератором Agilent 33500B Series, с амплитудой сигнала 15 мВ и сдвигом 670 мВ, канал работал в режиме высокого входного сопротивления. Длительность записей была выбрана таким образом, чтобы на каждой частоте тестового гармонического сигнала временной ряд включал 100 характерных периодов колебаний.

Сопоставление характеристик разработанного устройства и стандартного медицинского регистратора осуществлялось в ходе специального эксперимента с помощью построения АЧХ двух приборов. Для этого с функционального генератора на светодиод подавались гармонические сигналы, частота которых изменялась в диапа-

зоне 0–0.4 Гц. Данный диапазон был выбран не случайно, так как для нашей методики оценки состояния контуров автономного контроля мы анализируем процессы симпатической регуляции в полосе частот ~0.04–0.15 Гц (так называемый Low Frequency (LF) диапазон) и парасимпатической регуляции в полосе ~0.15 – 0.4 Гц (High Frequency (HF) диапазон) [7].

На втором этапе сигналы ФПГ регистрировались двумя устройствами одновременно с безымянного и среднего пальцев левой руки человека. В эксперименте приняли участие 30 добровольцев мужского пола, средний возраст которых 30.2 ± 5.3 года (среднее \pm стандартное отклонение). Регистрация проводилась в первой половине дня в покое в положении сидя, в тихой темной комнате примерно через 2 часа после принятия пищи. Длительность всех записей составляла 10 минут. Сопоставление сигналов ФПГ осуществлялось путем проведения их спектрального анализа и расчета корреляции между ними.

3. Результаты

На первом этапе сопоставления датчиков мы провели их тестирование путем подачи на фотоэлементы обоих датчиков сигнала светодиода, в цепи которого с помощью функционального генератора и усилителя тока формировались гармонические колебания тока. При помощи тестовой экспериментальной установки (см. рис. 4) датчиками обоих приборов были зарегистрированы сигналы при перестройке частоты генерации функционального генератора в диапазоне 0–0.4 Гц с шагом 0.01 Гц.

Рассчитанные АЧХ датчиков представлены на рис. 5, а. Сравнение АЧХ показывает, что при частотах выше 0.15 Гц АЧХ близки, а на более низких частотах АЧХ датчика «Медиком» снижа-



ется. Форма АЧХ датчика «Медиком» близка к характеристике фильтра верхних частот Баттерворта второго порядка, что в целом соответствует заявленным характеристикам устройства. АЧХ разработанного нами датчика не демонстрирует спада на низких частотах, однако наблюдаются пульсации в частотной области, уровень которых не превышает 0.25 дБ.

Было проведено также сопоставление уровня шумов и нелинейных искажений (по относительной интенсивности второй гармоники), для чего в центре интересующего нас частотного диапазона (на частоте 0.1 Гц) анализировались спектры мощности S сигналов на выходе разработанного и стандартного устройств (рис. 5, б).

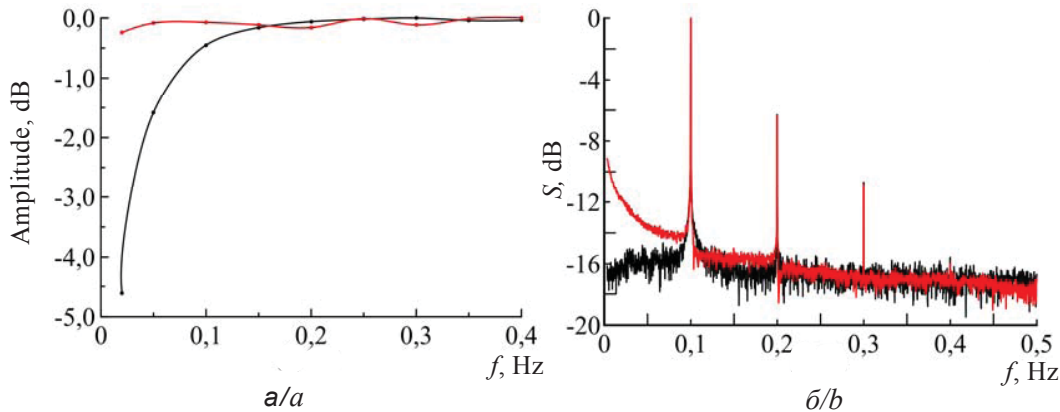


Рис. 5. Сравнение характеристик датчика фирмы «Медиком» и сконструированного датчика: а – сравнение АЧХ, б – сравнение спектров мощности. Черная линия – датчик фирмы «Медиком», красная линия – сконструированный датчик (цвет online)

Fig. 5. Comparison of the characteristics of the Medicom device and the designed sensor: а – comparison of the frequency response, б – comparison of the power spectra. The black line is the Medicom device and the red line is the designed sensor (color online)

Спектры мощности обоих сигналов демонстрируют близкий уровень шумов, обеспечиваемый устройствами в частотном интервале 0.15–0.4 Гц, называемым HF диапазоном [7], а в частотном интервале 0.04–0.15 Гц, называемым LF диапазоном [7], предложенное устройство демонстрирует несколько лучшее отношение сигнал/шум. Нелинейные искажения по уровню второй гармо-

ники для разработанного устройства составляют -10.2 дБ, что несколько лучше результатов, полученных для стандартного прибора -9.3 дБ.

На втором этапе были зарегистрированы 10-минутные одновременные записи сигналов ФПГ с соседних пальцев 30 добровольцев. Типичный вид записанных сигналов представлен на рис. 6. Видно, что разработанный датчик, так

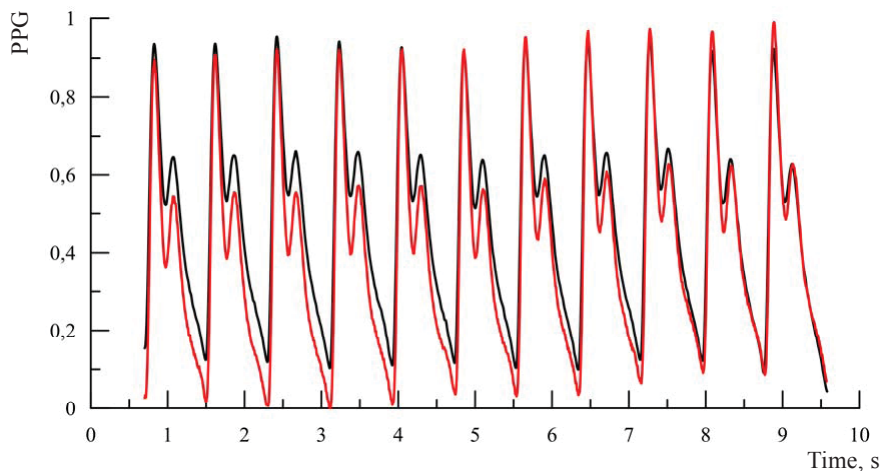


Рис. 6. Временные реализации записей ФПГ, снятых датчиком фирмы «Медиком» (черная линия) и сконструированным датчиком (красная линия) (цвет online)

Fig. 6. Time series of PPG records from the Medicom sensor (black line) and the developed sensor (red line) (color online)



же как и стандартный датчик «Медиком», полностью повторяет характерную форму сигнала ФПГ. Отчетливо видны пики пульсовой волны, соответствующие как анакротическому, так и диакротическому периодам.

Спектры мощности сигналов ФПГ представлены на рис. 7. Они имеют характерные пики

в HF диапазонах, также наблюдается близкий уровень шумов сигналов с обоих устройств. Следует отметить, что в LF диапазоне разработанное устройство обеспечивает хорошо выраженный пик в сигнале ФПГ на характерной частоте вблизи 0.1 Гц, соответствующей автономному контролю ССС.

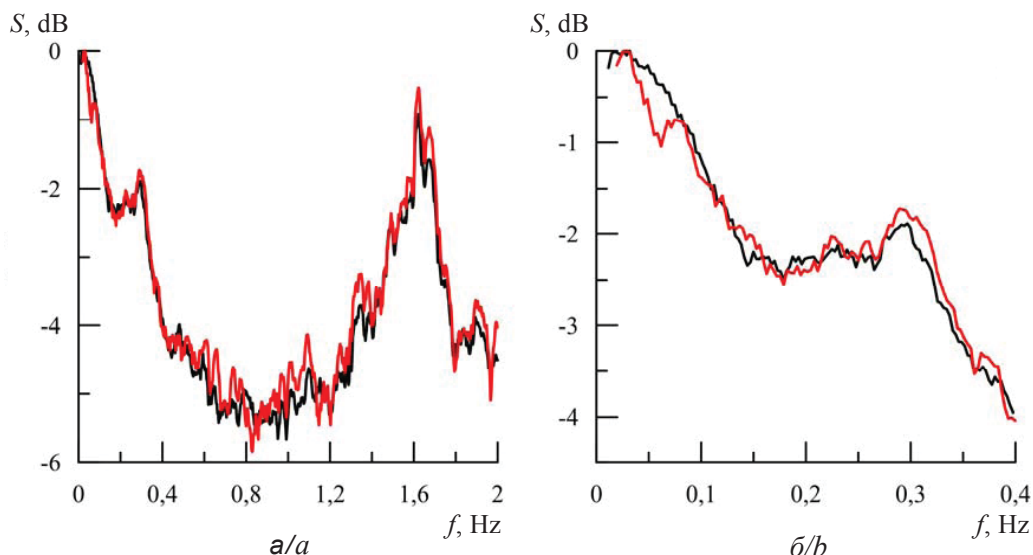


Рис. 7. Спектры мощности сигналов ФПГ. Черная линия – датчик фирмы «Медиком», красная линия – сконструированный датчик: *a* – диапазон частот [0–2] Гц, *b* – диапазон частот [0–0.4] Гц (цвет online)

Fig. 7. Power spectra of PPG. The black line is the Medicom sensor and the red line is the developed sensor: *a* – the frequency range [0–2] Hz, *b* – the frequency range [0–0.4] Hz (color online)

На рис. 8 приведена функция когерентности C_{xy} сигналов, снятых датчиком фирмы «Медиком» и сконструированным датчиком. Видно, что функция когерентности демонстрирует пики на частотах, связанных с работой контуров вегетативной регуляции кровообращения (около 0.1 Гц и около 0.25 Гц [7]). Однако абсолютное значение когерентности не превышает при этом 0.5. Это объясняется ограничением полосы пропускания серийным датчиком фирмы «Медиком» (см. рис. 5, *a*).

Заклучение

Разработан и создан датчик, регистрирующий сигнал ФПГ в полосе 0–30 Гц, который в отличие от серийного устройства компании МТД «Медиком» регистрирует низкочастотные составляющие, связанные с работой контуров автономного контроля кровообращения. Разработанное устройство протестировано в ходе специальных экспериментов, при которых проведено его сравнение со стандартным серийным аналоговым

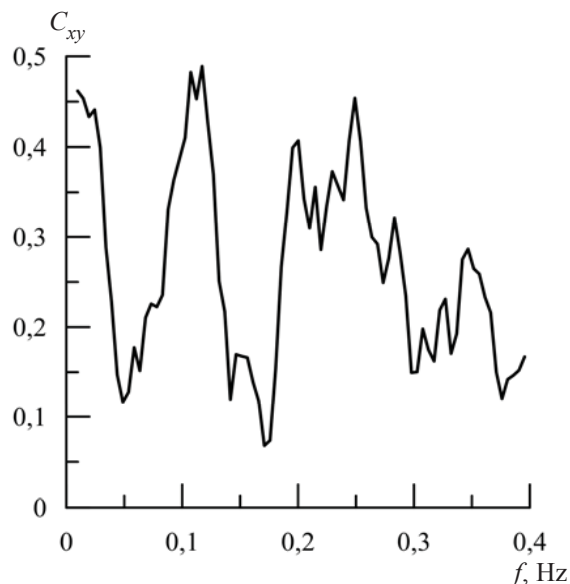


Рис. 8. Функция когерентности сигналов, снятых датчиком фирмы «Медиком» и сконструированным датчиком в диапазоне частот [0–0.4] Гц

Fig. 8. The coherence function of the signals recorded by the Medicom sensor and the designed sensor in frequency range [0–0.4] Hz



датчиком. Для этого была создана специальная экспериментальная установка. Показано, что предложенная схема датчика позволила обеспечить в полосе 0–0.4 Гц, связанной с активностью контуров регуляции кровообращения, плоскую АЧХ, что выгодно отличает разработанный авторами статьи датчик от серийных аналоговых устройств. Реализация АЦП в датчике в непосредственной близости от точки измерения и использование цифрового канала связи обеспечили его преимущества по соотношению сигнал/шум по сравнению с серийным датчиком, использующем передачу сигнала по аналоговому каналу. Проведенный анализ показывает целесообразность использования разработанного устройства в составе аппаратно-программного комплекса суточного мониторинга состояния контуров автономного контроля кровообращения.

Список литературы

1. *Cullis P.* The Personalized Medicine Revolution : How Diagnosing and Treating Disease Are About to Change Forever. Vancouver : Greystone Books, 2015. 176 p.
2. *Kiselev A. R., Borovkova E. I., Shvartz V. A., Skazkina V. V., Karavaev A. S., Prokhorov M. D., Ispiryay A. Y., Mironov S. A., Bockeria O. L.* Low-frequency variability in photoplethysmographic waveform and heart rate during on-pump cardiac surgery with or without cardioplegia // *Scientific Reports*. 2020. Vol. 10. 2118. DOI: 10.1038/s41598-020-58196-z
3. *Allen J.* Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28. P. R1–R39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01
4. *Nitzan M., Turivnenko S., Milston A., Babchenko A., Mahler Y.* Low-frequency variability in the blood volume and in the blood volume pulse measured by photoplethysmography // *Journal of Biomedical Optics*. 1996. Vol. 1. P. 223–229. DOI: 10.1117/12.231366
5. *Jain K.* Textbook of Personalized Medicine. N.Y. : Springer-Verlag, 2015. 430 p. DOI: 10.1007/978-1-4419-0769-1
6. *Karavaev A. S., Kiselev A. R., Gridnev V. I., Borovkova E. I., Prokhorov M. D., Posnenkova O. M., Ponomarenko V. I., Bezruchko B. P., Shvartz V. A.* Phase and Frequency Locking of 0.1 Hz Oscillations in Heart Rate and Baroreflex Control of Blood Pressure by Breathing of Linearly Varying Frequency as Determined in Healthy Subjects // *Human Physiology*. 2013. Vol. 39, № 4. P. 416–425. DOI: 10.1134/S0362119713010040
7. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology // *Circulation*. 1996. Vol. 93. P. 1043–1065. DOI: 10.1161/01.CIR.93.5.1043
8. *Orini M., Laguna P., Mainardi L. T., Bailyn R.* Assessment of the dynamic interactions between heart rate and arterial pressure by the cross time–frequency analysis // *Physiological Measurement*. 2012. Vol. 33, № 3. P. 315–331. DOI: 10.1088/0967-3334/33/3/315
9. *Bernardi L., Radaelli A., Solda P. L., Coats A. J. S., Reeder M., Calciati A., Garrard C. S., Sleight P.* Autonomic control of skin microvessels : Assessment by power spectrum of photoplethysmographic waves // *Clinical Science*. 1996. Vol. 90. P. 345–355. DOI: 10.1042/cs0900345
10. *Middleton P. M., Tang C. H., Chan G. S., Bishop S., Savkin A. V., Lovell N. H.* Peripheral photoplethysmography variability analysis of sepsis patients // *Med. Biol. Eng. Comput.* 2011. Vol. 49. P. 337–347. DOI: 10.1007/s11517-010-0713-z
11. *Karavaev A. S., Prokhorov M. D., Ponomarenko V. I., Kiselev A. R., Gridnev V. I., Ruban E. I., Bezruchko B. P.* Synchronization of low-frequency oscillations in the human cardiovascular system // *Chaos*. 2009. Vol. 19. 033112. DOI: 10.1063/1.3187794
12. *Karavaev A. S., Ishbulatov Yu. M., Ponomarenko V. I., Bezruchko B. P., Kiselev A. R., Prokhorov M. D.* Autonomic control is a source of dynamical chaos in the cardiovascular system // *Chaos*. 2019. Vol. 29. 121101. DOI: 10.1063/1.5134833.
13. *Kiselev A. R., Mironov S. A., Karavaev A. S., Kulminskiy D. D., Skazkina V. V., Borovkova E. I., Shvartz V. A., Ponomarenko V. I., Prokhorov M. D.* A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using photoplethysmograms recorded from earlobe and fingers // *Physiological Measurement*. 2016. Vol. 37. P. 580–595. DOI: 10.1088/0967-3334/37/4/580
14. *Ponomarenko V. I., Prokhorov M. D., Karavaev A. S., Kiselev A. R., Gridnev V. I., Bezruchko B. P.* Synchronization of low-frequency oscillations in the cardiovascular system : Application to medical diagnostics and treatment // *The European Physical Journal Special Topics*. 2013. Vol. 222. P. 2687–2696. DOI: 10.1140/epjst/e2013-02048-1
15. *Reisner A., Shaltis P. A., McCombie D., Asada H.* Utility of the Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring // *Anesthesiology*. 2008. Vol. 108. P. 950–958. DOI: 10.1097/ALN.0b013e31816c89e1
16. *Elgendi M., Fletcher R., Liang Y., Howard N., Lovell N. H., Abbott D., Lim K., Ward R.* The use of photoplethysmography for assessing hypertension // *Digital Medicine*. 2019. Vol. 2. P. 60. DOI: 10.1038/s41746-019-0136-7
17. *Bashkatov A., Genina E., Kochubey V., Tuchin V.* Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm // *J. Phys. D: Appl. Phys.* 2005. Vol. 38. P. 2543. DOI: 10.1088/0022-3727/38/15/004
18. *Moraes J. L., Rocha M. X., Vasconcelos G. G., Vasconcelos Filho J. E., De Albuquerque V. H. C., Alexandria A. R.* Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications // *Sensors*. 2018. Vol. 18. 1894. DOI: 10.3390/s18061894
19. *Sun Y., Thakor N.* Photoplethysmography revisited : from contact to noncontact, from point to imaging // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2015. Vol. 63. P. 463–477. DOI: 10.1109/TBME.2015.2476337



20. Tamura T., Maeda Y., Sekine M., Yoshida M. Wearable photoplethysmographic sensors – past and present // *Electronics*. 2014. Vol. 3. P. 282–302. DOI: 10.3390/electronics3020282
21. Brucal S. G. E., Clamor G. K. D., Pasillao L. A. O., Soriano J. P. F., Varilla L. P. M. Portable electrocardiogram device using Android smartphone // 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando, FL, USA, 2016. P. 509–512. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7590751
22. Hu J., Cui X., Gong Y., Xu X., Gao B., Wen T., Lu T. J., Xu F. Portable microfluidic and smartphone-based devices for monitoring of cardiovascular diseases at the point of care // *Biotechnology Advances*. 2016. Vol. 34. P. 305–320. DOI: 10.1016/j.biotechadv.2016.02.008
23. Sohn K., Merchant F. M., Sayadi O., Puppala D., Doddamani R., Sahani A., Singh J. P., Heist E. K., Is-selbacher E. M., Aroundas A. A. A novel point-of-care smartphone based system for monitoring the cardiac and respiratory systems // *Scientific Reports*. 2017. Vol. 7. 44946. DOI: 10.1038/srep44946
24. Villamil C. A., Landínez S. F., López D. M., Blobel B. A mobile ECG system for the evaluation of cardiovascular risk // *Stud. Health. Technol. Inform.* 2016. Vol. 228. P. 210–214. DOI: 10.3233/978-1-61499-678-1-210210
25. Dedov V. N., Dedova I. V. Development of the internet-enabled system for exercise telerehabilitation and cardiovascular training // *Telemed. J. E. Health*. 2015. Vol. 21. P. 575–580. DOI: 10.1089/tmj.2014.0163
26. Vogel S., Hulsbusch M., Hennig T., Blazek V., Leonhardt S. In-ear vital signs monitoring using a novel microoptic reflective sensor // *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2009. Vol. 13. P. 882–889. DOI: 10.1109/TITB.2009.2033268
27. Wang C. Z., Zheng Y. P. Home-telecare of the elderly living alone using an new designed ear-wearable sensor // *Proc. Int. Conf. Wearable Implantable Body Sens. Netw.* 2008. P. 280–283. DOI: 10.1109/ISSMDBS.2008.4575019
28. Shin K., Kim Y., Bae S., Park K., Kim S. A Novel Headset with a Transmissive PPG Sensor for Heart Rate Measurement // 13th International Conference on Biomedical Engineering. IFMBE Proceedings. 2009. Vol. 23. P. 519–522. DOI: 10.1007/978-3-540-92841-6_127
29. Poh M.-Z., Swenson N. C., Picard R. W. Motion-tolerant magnetic earring sensor and wireless earpiece for wearable photoplethysmography // *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2010. Vol. 14. P. 786–794. DOI: 10.1109/TITB.2010.2042607
30. Spigulis J., Erts R., Nikiforovs V., Kviesis-Kipge E. Wearable wireless photoplethysmography sensors // *Proc. SPIE*. 2008. Vol. 6991. P. 69912O-1–69912O-7. DOI: 10.1117/12.801966
31. Rhee S., Yang B.-H., Asada H. H. Artifact-resistant power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2001. Vol. 48. P. 795–805. DOI: 10.1109/10.930904
32. Elgendi M., Fletcher R., Liang Y., Howard N., Lovell N. H., Abbott D., Lim K., Ward R. The use of photoplethysmography for assessing hypertension // *Digital Medicine*. 2019. Vol. 2. P. 60. DOI: 10.1038/s41746-019-0136-7

References

1. Cullis P. *The Personalized Medicine Revolution: How Diagnosing and Treating Disease Are About to Change Forever*. Vancouver, Greystone Books, 2015. 176 p.
2. Kiselev A. R., Borovkova E. I., Shvartz V. A., Skazkina V. V., Karavaev A. S., Prokhorov M. D., Ispryan A. Y., Mironov S. A., Bockeria O. L. Low-frequency variability in photoplethysmographic waveform and heart rate during on-pump cardiac surgery with or without cardioplegia. *Scientific Reports*, 2020, vol. 10, 2118. DOI: 10.1038/s41598-020-58196-z
3. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 2007, vol. 28, pp. R1–R39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01
4. Nitzan M., Turivnenko S., Milston A., Babchenko A., Mahler Y. Low-frequency variability in the blood volume and in the blood volume pulse measured by photoplethysmography. *Journal of Biomedical Optics*, 1996, vol. 1, pp. 223–229. DOI: 10.1117/12.231366
5. Jain K. *Textbook of Personalized Medicine*. New York, Springer-Verlag, 2015. 430 p. DOI: 10.1007/978-1-4419-0769-1
6. Karavaev A. S., Kiselev A. R., Gridnev V. I., Borovkova E. I., Prokhorov M. D., Posnenkova O. M., Ponomarenko V. I., Bezruchko B. P., Shvartz V. A. Phase and Frequency Locking of 0.1 Hz Oscillations in Heart Rate and Baroreflex Control of Blood Pressure by Breathing of Linearly Varying Frequency as Determined in Healthy Subjects. *Human Physiology*, 2013, vol. 39, no. 4, pp. 416–425. DOI: 10.1134/S0362119713010040
7. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology. *Circulation*, 1996, vol. 93, pp. 1043–1065. DOI: 10.1161/01.CIR.93.5.1043
8. Orini M., Laguna P., Mainardi L. T., Bailyn R. Assessment of the dynamic interactions between heart rate and arterial pressure by the cross time–frequency analysis. *Physiological Measurement*, 2012, vol. 33, no. 3, pp. 315–331. DOI: 10.1088/0967-3334/33/3/315
9. Bernardi L., Radaelli A., Solda P. L., Coats A. J. S., Reeder M., Calciati A., Garrard C. S., Sleight P. Autonomic control of skin microvessels: Assessment by power spectrum of photoplethysmographic waves. *Clinical Science*, 1996, vol. 90, pp. 345–355. DOI: 10.1042/cs0900345
10. Middleton P. M., Tang C. H., Chan G. S., Bishop S., Savkin A. V., Lovell N. H. Peripheral photoplethysmography variability analysis of sepsis patients. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2011, vol. 49, pp. 337–347. DOI: 10.1007/s11517-010-0713-z
11. Karavaev A. S., Prokhorov M. D., Ponomarenko V. I., Kiselev A. R., Gridnev V. I., Ruban E. I., Bezruchko B. P. Synchronization of low-frequency oscillations in the human cardiovascular system. *Chaos*, 2009, vol. 19, 033112. DOI: 10.1063/1.3187794
12. Karavaev A. S., Ishbulatov Yu. M., Ponomarenko V. I., Bezruchko B. P., Kiselev A. R., Prokhorov M. D. Auto-



- onomic control is a source of dynamical chaos in the cardiovascular system. *Chaos*, 2019, vol. 29, 121101. DOI: 10.1063/1.5134833
13. Kiselev A. R., Mironov S. A., Karavaev A. S., Kulminskiy D. D., Skazkina V. V., Borovkova E. I., Shvartz V. A., Ponomarenko V. I., Prokhorov M. D. A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using photoplethysmograms recorded from earlobe and fingers. *Physiological Measurement*, 2016, vol. 37, pp. 580–595. DOI: 10.1088/0967-3334/37/4/580.
 14. Ponomarenko V. I., Prokhorov M. D., Karavaev A. S., Kiselev A. R., Gridnev V. I., Bezruchko B. P. Synchronization of low-frequency oscillations in the cardiovascular system: Application to medical diagnostics and treatment. *The European Physical Journal Special Topics*, 2013, vol. 222, pp. 2687–2696. DOI: 10.1140/epjst/e2013-02048-1
 15. Reisner A., Shaltis P. A., McCombie D., Asada H. Utility of the Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring. *Anesthesiology*, 2008, vol. 108, pp. 950–958. DOI: 10.1097/ALN.0b013e31816c89e1
 16. Elgendi M., Fletcher R., Liang Y., Howard N., Lovell N. H., Abbott D., Lim K., Ward R. The use of photoplethysmography for assessing hypertension. *Digital Medicine*, 2019, vol. 2, pp. 60. DOI: 10.1038/s41746-019-0136-7
 17. Bashkatov A., Genina E., Kochubey V., Tuchin V. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 2005, vol. 38, pp. 2543. DOI: 10.1088/0022-3727/38/15/004
 18. Moraes J. L., Rocha M. X., Vasconcelos G. G., Vasconcelos Filho J. E., De Albuquerque V. H. C., Alexandria A. R. Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications. *Sensors*, 2018, vol. 18, 1894. DOI: 10.3390/s18061894
 19. Sun Y., Thakor N. Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2015, vol. 63, pp. 463–477. DOI: 10.1109/TBME.2015.2476337
 20. Tamura T., Maeda Y., Sekine M., Yoshida M. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*, 2014, vol. 3, pp. 282–302. DOI: 10.3390/electronics3020282
 21. Brucal S. G. E., Clamor G. K. D., Pasilliao L. A. O., Soriano J. P. F., Varilla L. P. M. Portable electrocardiogram device using Android smartphone. *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Orlando, FL, USA, 2016, pp. 509–512. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7590751
 22. Hu J., Cui X., Gong Y., Xu X., Gao B., Wen T., Lu T. J., Xu F. Portable microfluidic and smartphone-based devices for monitoring of cardiovascular diseases at the point of care. *Biotechnology Advances*, 2016, vol. 34, pp. 305–320. DOI: 10.1016/j.biotechadv.2016.02.008
 23. Sohn K., Merchant F. M., Sayadi O., Puppala D., Doddamani R., Sahani A., Singh J. P., Heist E. K., Isselbacher E. M., Armoundas A. A. A novel point-of-care smartphone based system for monitoring the cardiac and respiratory systems. *Scientific Reports*, 2017, vol. 7, 44946. DOI: 10.1038/srep44946
 24. Villamil C. A., Landínez S. F., López D. M., Blobel B. A mobile ECG system for the evaluation of cardiovascular risk. *Stud. Health. Technol. Inform.*, 2016, vol. 228, pp. 210–214. DOI: 10.3233/978-1-61499-678-1-210210
 25. Dedov V. N., Dedova I. V. Development of the internet-enabled system for exercise telerehabilitation and cardiovascular training. *Telemed. J. E. Health*, 2015, vol. 21, pp. 575–580. DOI: 10.1089/tmj.2014.0163
 26. Vogel S., Hulsbusch M., Hennig T., Blazek V., Leonhardt S. In-ear vital signs monitoring using a novel microoptic reflective sensor. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 2009, vol. 13, pp. 882–889. DOI: 10.1109/TITB.2009.2033268
 27. Wang C. Z., Zheng Y. P. Home-telecare of the elderly living alone using an new designed ear-wearable sensor. In: *Proc. Int. Conf. Wearable Implantable Body Sens. Netw.*, 2008, pp. 280–283. DOI: 10.1109/ISSMDBS.2008.4575019
 28. Shin K., Kim Y., Bae S., Park K., Kim S. A Novel Headset with a Transmissive PPG Sensor for Heart Rate Measurement. *13th International Conference on Biomedical Engineering. IFMBE Proceedings*, 2009, vol. 23, pp. 519–522. DOI: 10.1007/978-3-540-92841-6_127
 29. Poh M.-Z., Swenson N. C., Picard R. W. Motion-tolerant magnetic earring sensor and wireless earpiece for wearable photoplethysmography. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 2010, vol. 14, pp. 786–794. DOI: 10.1109/TITB.2010.2042607
 30. Spigulis J., Erts R., Nikiforovs V., Kviesis-Kipge E. Wearable wireless photoplethysmography sensors. *Proc. SPIE*, 2008, vol. 6991, pp. 69912O-1–69912O-7. DOI: 10.1117/12.801966
 31. Rhee S., Yang B.-H., Asada H. H. Artifact-resistant power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2001, vol. 48, pp. 795–805. DOI: 10.1109/10.930904
 32. Elgendi M., Fletcher R., Liang Y., Howard N., Lovell N. H., Abbott D., Lim K., Ward R. The use of photoplethysmography for assessing hypertension. *Digital Medicine*, 2019, vol. 2, pp. 60. DOI: 10.1038/s41746-019-0136-7

Поступила в редакцию 22.07.2020, после рецензирования 25.09.2020, принята к публикации 02.10.2020

Received 22.07.2020, revised 25.09.2020, accepted 02.10.2020