

Bugakova Anna Vitalievna – Don State Technical University; e-mail: annabugakova.1992@mail.ru; Rostov-on-Don, Russia; phone: +79094169380; cand. of eng. sc.; junior research fellow of the Office of scientific research; associate professor of the department of information systems and radio engineering.

Kuznetsov Dmitry Vladimirovich – e-mail: dkuznetsov2000@mail.ru; phone: +79525816170; master's student of the department of information systems and radio engineering.

Chumakov Vladislav Evgenievich – e-mail: chumakov.dssa@mail.ru; phone: +79895020032; graduate student of the department of information systems and radio engineering; research engineer of scientific research.

Kleimenkin Dmitriy Vladimirovich – e-mail: k-dima-01@mail.ru; phone: +79281970049; master's student of the department of information systems and radio engineering.

Sergeenko Marsel Alexeyevich – e-mail: mars1327el@gmail.com; phone: +79185704519; student of the department of information systems and radio engineering.

УДК 616-71; 519.688

DOI 10.18522/2311-3103-2023-4-254-264

М.Р. Шарипов, А.Ф. Фахрутдинов, П.А. Кокунин**МЕТОДЫ ВЫЧИСЛЕНИЯ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ
С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВСТРАИВАЕМЫХ В СМАРТФОНЫ СЕНСОРОВ**

Неинвазивный мониторинг является перспективным направлением в медицине для определения биометрических показателей. Целью предлагаемого исследования является обзор современных неинвазивных методов определения биометрического показателя, такого как частота сердечных сокращений. Рассмотрены проблемные вопросы имеющихся решений, связанные с методами проведения расчетов и методиками проведения испытаний. В настоящее время смартфон является неотъемлемой частью жизни любого человека. С помощью этих устройств пользователи могут выполнять практически любые действия, не выходя из дома, например, делать покупки, смотреть фильмы и развлекаться, что делает их жизнь гораздо проще, удобнее и эффективнее. Кроме того, современные смартфоны имеют широкие возможности в сфере телекоммуникаций, позволяя группам людей часто общаться в режиме реального времени. В связи с пандемией COVID-19 актуальной стала необходимость мониторинга состояния здоровья, а также постоянного контроля биомедицинских показателей сотрудников, которые находятся на рабочем месте. Одним из важнейших показателей является частота сердечных сокращений, анализ этого показателя позволяет характеризовать работу важнейшей сердечно-сосудистой системы. В настоящем обзоре рассматриваются методики контроля частоты сердечных сокращений на основе методов, которые могут быть использованы на базе смартфонов, с использованием датчиков, которыми оснащаются все современные смартфоны. Основным подходом, который может быть применен в смартфонах для определения частоты сердечных сокращений является использование источника света и светочувствительного устройства, которое принимает свет, проходящий через капилляры, чаще всего пальца, человека у которого измеряется частота сердечных сокращений. Отличие подходов заключается в аппаратной части – какой источник света используется и что используется в качестве приемника отраженного света. В качестве источника света может использоваться светодиод, в смартфонах это мощные светодиоды, которые используются в фотовспышке, в качестве приемника либо фотодиод, либо видеокамера. В части обработки получаемого сигнала существует несколько подходов в настоящем обзоре они рассмотрены.

Частота сердечных сокращений; биомониторинг; смартфон; неинвазивный мониторинг; сенсор.

M.R. Sharipov, A.F. Fahrutdinov, P.A. Kokunin

**METHODS FOR OBTAINING INFORMATION FOR BIOMEDICAL
MONITORING OF HEART RATE USING BUILT-IN SMARTPHONE
SENSORS**

Non-invasive monitoring is a promising direction in medicine for determining biometric indicators. The purpose of the study is to review modern non-invasive methods for determining such biometric indicators as heart rate. The problems of existing solutions related to calculation formulas, as well as those related to testing are shown. Nowadays, a smartphone is an integral part of any person's life. With the help of these devices, users can perform almost any activity from the comfort of their homes, such as shopping, watching movies and entertainment, making their lives much easier, more convenient and efficient. In addition, today's smartphones have extensive telecommunication capabilities, allowing groups of people to communicate frequently in real time. With the COVID-19 pandemic, the need for health monitoring has become relevant, as well as the need to constantly monitor the biomedical indicators of employees who are on the job. One of the most important indicators is the heart rate, the analysis of this indicator allows to characterize the performance of the most important cardiovascular system. This review discusses techniques for monitoring heart rate based on methods that can be utilized on smartphones, using sensors that all modern smartphones are equipped with. The basic approach that can be applied in smartphones to detect heart rate is to use a light source and a light-sensitive device that receives light passing through capillaries, most commonly the finger of the person whose heart rate is being measured. The difference between the approaches lies in the hardware - what light source is used and what is used as a receiver of reflected light. As a light source can be used LED, in smartphones it is powerful LEDs, which are used in the photoflash, as a receiver or photodiode or video camera. In terms of processing the received signal there are several approaches in this review they are considered.

Heart rate; biomonitoring; smartphone; non-invasive monitoring.

Введение. Важным фактором, определяющим продуктивность работников и благоприятный климат любого предприятия, является хорошее здоровье его сотрудников. В исследовании Каратаевой [1] показано, что здоровье людей является важнейшим условием для полноценной жизни в обществе, а здоровье населения непосредственно влияет на экономику страны, что показано в исследовании [2].

Исследования в области мониторинга состояния человека неинвазивным путем в течение последних 10 лет обрели высокую популярность в связи с всеобщей цифровизацией. Также с началом пандемии COVID-19 появилась потребность мониторинга медицинских параметров сотрудников – при работе в транспорте, в офисе и на производстве.

В целом решения для мониторинга биомаркеров можно разделить на два класса:

- 1) реализуемые на основе специального медицинского оборудования;
- 2) реализуемые на основе смартфонов, в этом случае используются различные виды датчиков, которые есть в смартфонах или их комбинация.

Подходы для контроля и анализа показателей жизнедеятельности с использованием датчиков носимых устройств, таких как умные часы или фитнес-браслеты представлены в работах [10–12], для контроля такого важного биомаркера, как частота сердечного сокращения [3], наиболее распространены подходы на основе анализа фотоплетизмограмм, реализация методов на основе такого анализа представлены в работах [6–9], здесь на аппаратном уровне используется фотодиод для приема сигнала от инфракрасного излучателя, который освещает поверхность пальца. Частота ритма определяется количеством пиков сигнала в минуту, при прохождении света через капилляры пальца.

В области неинвазивного мониторинга состояния здоровья человека существует ряд существенных проблем, решения на основе неинвазивного мониторинга представлены в работах [16–20], проблемы при этом следующие:

1) проблема движения человека – на показатели измерения некоторых биомаркеров существенно влияет изменения положения тела человека, его перемещение;

2) проблема датчиков – некоторые биомаркеры могут быть измерены, при использовании нескольких отдельных устройств, размеры которых могут быть большими;

3) проблема батареи – датчики, требуют электрического питания, а для компактного устройства требуются небольшие гибкие батареи, которых пока не так много на потребительском рынке.

Большое количество исследований основано на узкоспециализированных решениях, при этом комплексные подходы для мониторинга с применением смартфонов предлагаются реже. С точки зрения биомедицинского мониторинга наиболее важны базовые биомаркеры, выход за пределы, допустимых значений которых чревато негативными последствиями для человека. В рамках данной статьи рассматриваются исследования по измерению частоты сердечных сокращений, которые являются потенциально реализуемыми на смартфонах.

Обзор основных исследований по методам фиксирования биомедицинских показателей приводится во второй части. В третьей части обсуждаются проведенные исследования и открытые проблемы. В заключении обозначены направления для дальнейших исследований и разработок.

Методы вычисления частоты сердечных сокращений. Частота сердечных сокращений (ЧСС) является одним из самых простых и самых важных показателей состояния здоровья человека, так как проблемы с сердцем могут повлечь за собой фатальные последствия. ЧСС позволяет определить такие отклонения как, брадикардию и тахикардию, которые в определенных обстоятельствах могут свидетельствовать, о предобморочном состоянии, возможной аритмии, которая может повлечь за собой такие осложнения как инфаркт миокарда, острую сердечную недостаточность, ишемический инсульт. Мониторинг ЧСС позволяет вовремя обратиться к специалисту, для предотвращения или минимизации негативных последствий.

В работе [3] Туви Орбач и Костас Мариас предложили метод мобильного мониторинга на примере детектирования ЧСС при помощи мобильного телефона. В своей статье авторы обращают внимание на то, что на момент публикации уже существовали системы, которые имели в своем составе мобильные телефоны, однако они лишь выполняли функцию демонстрации результатов измерений с датчиков, а также могли выполнять дополнительные вычисления [8]. Поэтому подход авторов статьи заключался в реализации решения с использованием сенсоров мобильного телефона. В их решении датчиком для измерения сердечных сокращений используется камера мобильного телефона со вспышкой, в результате анализа данных с которой получается фотоплетизмограммы. Прижимая палец к вспышке и к камере смартфона, измеряется показатель средней яркости каждого кадра изображения, при просвечивании пальца вспышкой. Сокращение сердца создает волну крови, которая достигает капилляр, на кончиках пальца, создавая препятствие свету, что влечет за собой снижения средней яркости изображения. Путем подсчета локальных экстремумов на графике зависимости средней яркости изображения от времени вычисляется ЧСС по следующей формуле:

$$HR = \frac{60 \cdot n}{t}, \quad (1)$$

где n – количество локальных экстремумов, соответствующих притоку крови к капиллярам пальца, t – размер временного окна в секундах. Для определения точности предложенного авторами подхода, был поставлен эксперимент, по получе-

нию значений фактической ЧСС и показателей, полученных при помощи камеры смартфона с частотой кадров 25 кадров в секунду. При хорошем освещении средняя ошибка подхода составила 4.13%, а максимальная ошибка 8.11%. При плохом освещении средняя ошибка составила 4.67%, а максимальная ошибка 10.13%. Авторы исследования заложили концепт недорогого решения для простейшего медицинского обследования, которое может провести большинство людей самостоятельно.

П.Т. Тунггал, А. Латиф, Исванто в своей работе [22] движимые целью создания более мобильного аппаратного решения для измерения ЧСС разработали компактный вариант датчика сердечных сокращений. Их решение состоит из инфракрасного (ИК) излучателя, фотодиода, усилителя, фильтра, одновибратора и микроконтроллера.

Принцип работы их решения заключается в следующем: ИК излучатель испускает ИК сигнал, проходящий через палец пациента, после чего фиксируется фотодиодом. Ввиду малой амплитуды сигнала на фотодиоде он подается на не инвертирующий усилитель, затем для избавления от шумовой составляющей сигнала происходит обработка фильтром низких частот и наконец поступает на одновибратор, формирующий импульсы для подсчета ЧСС.

Подсчет импульсов выполняется с помощью микроконтроллера AVR ATMEGA8, приходящих на вход микроконтроллера за минуту, рассчитанное значение ЧСС микроконтроллер выводит на LCD дисплей. Так же их алгоритм определяет брадикардию и тахикардию. Аппаратное решение было проверено на группе добровольцев.

В работе [10] Викрам Чандрасекаран использует метод схожий с [3], но имеющий отличия. Для анализа автор использует лишь квадрант кадра изображения, аргументируя это тем, что там находятся самые значимые флуктуации яркости. Из полученной области интереса, которая представляется в цветовой схеме RGB, рассматривается только R пиксели, которые отображают интенсивность красного цвета, и производится расчет средней интенсивности. Значения интенсивности, полученные во временном окне, обрабатываются фильтром скользящего среднего, чтобы выявить наиболее значимые локальные экстремумы и минимизировать побочные экстремумы, которые использовались для расчета частоты сердечных сокращений по формуле (1). В результате испытаний, автор выяснил, что размер временного окна влияет на точность определения частоты сердечных сокращений (чем больше, тем точнее). Ввиду этого автор разработал алгоритм калибровки, для улучшения результатов, с целью минимизации размера временного окна. Алгоритм калибровки рассчитывает калибровочный коэффициент по следующей формуле:

$$Ex = t - N * pk2pk, \quad (2)$$

где t – размер временного окна в секундах, N – число пиков, $pk2pk$ – время между двумя соседними пиками.

Калибровка выполняется следующим образом:

1. Если значение калибровочного коэффициента больше или равен $pk2pk$, значение N корректируется по формуле:

$$N = N + 1. \quad (3)$$

2. Если значение калибровочного коэффициента больше или равен $pk2pk / 2$, значение N корректируется по формуле:

$$N = N - (pk2pk - Ex) * \frac{60}{t}. \quad (4)$$

Далее, частота сердечных сокращений, вычисляется по формуле (1). Эксперименты по определению точности разработанного алгоритма показали, среднюю ошибку равную 2%, при временном окне 15 секунд.

Как и в работах [3, 10, 14, 15], Луис Фелипе Хименес, Авинаш Парнанди и Рикардо Гутьеррес Осуна [13] предлагают измерять ЧСС при помощи камеры и вспышки смартфона, в их случае использовался смартфон Apple iPhone 4. Испытуемого инструктировали дышать с контролируемой частотой дыхания 6, 10, 12 дыханий в минуту, что соответствует 0,16; 0,1 и 0,2 Гц. Задавая ритм для дыхания, испытуемого указывали делать вдох и выдох в соответствующее время для поддержания желаемой частоты дыхания. Кроме того, у того же испытуемого были записаны три набора неконтролируемых данных: дыхание в обычном темпе, при упражнении выполняемых сидя и при ходьбе. Видео записывалось с частотой дискретизации 29,97 кадров в секунду при плотности пикселей изображения 1280 x 720. После того как видеозаписи были записаны, для анализа полученных данных использовалась среда Matlab. Инструмент VideoReading, предлагаемый в Matlab, был использован для извлечения кадров из перекодированного видео. Затем из каждого кадра были извлечены компоненты RGB. Однако для данного исследования использовались только значения зеленого цвета для расчета среднего значения уровня светового потока, поглощенного тканями пальца в каждом кадре. Таким образом, получен сигнал фотоплетизмографии (PPG), который используется для определения ЧСС. Из записанного видео были извлечены значения зеленого цвета из каждого кадра, чтобы получить сигнал PPG. Средние значения интенсивности зеленого цвета в сигнале PPG формировали пики, которые соответствовали сердечному пульсу. Для поиска всех кардиологических пиков в сигнале использовался алгоритм обнаружения пиков. Как только пик был найден, вычислялась разница во времени между последовательными пиками. Эта разница во времени известна как вариабельность сердечного ритма (BCR). По значениям BCR оценивалась ЧСС по формуле:

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{\text{BCR}}. \quad (5)$$

Собранные данные с мобильного телефона и биопояса были синхронизированы и пересчитаны для поддержания единой частоты дискретизации. Оценка ЧСС с помощью камеры мобильного телефона была сопоставлена с измерениями биопояса, и была выявлена высокая корреляция. Сигналы с биопояса появлялись с опережением, авторы объясняют это тем, что он пояс расположен ближе к сердцу, чем палец на камере мобильного телефона.

Для количественной оценки точности частоты сердечных сокращений, полученных с помощью камеры мобильного телефона (с автономной обработкой на Matlab) в реальном времени, были оценены абсолютная средняя ошибка (АСР), стандартное отклонение ошибки (СОО), среднеквадратичная ошибка (СКО) и коэффициенты корреляции. Три набора контролируемых и неконтролируемых данных были записаны с помощью камеры мобильного телефона и коммерческого датчика (BioHarness). Контролируемые данные записывались на трех различных частотах 0,1, 0,2 и 0,16 Гц, что соответствует 6, 12 и 10 вдохов в минуту.

Как и в работе [3], авторы Авнеендра Канва, Чандан Шарма и Суджай Деб [10] используют камеру и вспышку смартфона и вычисляют ЧСС по формуле (1). Результаты измерения ЧСС авторы не предоставили.

В работе [24] авторы также используют метод получения ЧСС на основе анализа фотоплетизмографии, полученной с применением камеры и вспышки смартфона, но каких-либо формул для вычисления ЧСС не приводят.

В качестве критериального показателя авторы использовали среднее значение ЧСС в минуту, полученное с помощью биоимпедансного кардиографа BioZ с использованием скользящего среднего за 4 такта. Значения ЧСС, записанные с мобильного телефона и пульсоксиметра Nonin, усреднялись и сравнивались с ЭКГ в соответствующие периоды времени. Были рассчитаны коэффициенты корреляции Пирсона (r) и стандартные ошибки оценки (SEE). Поскольку ожидается, что получаемые данные от различных устройств будут иметь высокую корреляцию при измерении одного и того же сигнала, согласованность показаний трех устройств оценивалась для каждого вида деятельности с помощью графиков Бланда-Альмана для повторных измерений с 95% границами согласия. Значение ЧСС при чтении вслух и в процессе игры в видеоигру увеличивалось по сравнению с условиями покоя, когда пациент сидел, что ожидаемо. Показатели ЧСС, полученные с помощью мобильного телефона, имели высокую корреляцию с показателями ЭКГ BioZ ($r \geq 0,99$), а SEE, рассчитанные между ЭКГ смартфоном и BioZ, составляли ≤ 1 уд/мин во всех условиях. Также наблюдалась высокая корреляция между смартфоном и Nonin 9560BT во всех условиях ($r_s \geq .99$, $SEE \leq 2,09$ уд/мин). Авторы отмечают, что высокая корреляция при измерении различными устройствами не обязательно означает адекватное согласие, поскольку данные с двух устройств измерения ЧСС могут совпадать в любой линейной плоскости и приводить к высоким коэффициентам корреляции.

В работе [25] авторы используют микроконтроллер, на котором установлен датчик измерения ЧСС, который получает результат из сигнала фотоплетизмографии. Датчик измерения ЧСС пять раз вычислял частоту кровотока двух пациентов в течение 60 секунд. В качестве сравнения авторы использовали прибор – оксиметр Mindray.

Таблица 1

Сравнительная таблица решений по измерению частоты сердечных сокращений

Решение	Вид решения	Точность
[3]	ПО для мобильного устройства	Ошибка: 4.13%
[21]	Компактное аппаратное решение	Представлено не было
[10]	ПО для мобильного устройства	Ошибка: 2%
[13]	ПО для мобильного устройства	Ошибка от 5.35 до 8.71 уд./мин.
[22]	ПО для мобильного устройства	Представлено не было
[24]	ПО для мобильного устройства	Ошибка не более 2.09 уд./мин.
[25]	Аппаратное решение	Ошибка: 3.1%

Обсуждение и открытые проблемы. Рассмотренные решения определения основных биометрических показателей человека в большей степени направлены на широкое распространение доступных способов определения этих показателей. Сегодня преобладают решения по вычислению ЧСС на базе смартфонов. Однако, с глобальной точки зрения, основная проблема заключается в отсутствии единой системы по измерению указанных показателей ввиду того, что в основном решения сочетают в себе определения 1-2 биометрических показателей.

Более того, отсутствуют решения для определения этих показателей на одном устройстве полностью выполненных на доступной элементной базе в виде отдельных устройств, где более 80% компонентов являются продуктами отечественного производства, что важно для работников предприятий, находящихся на режимных объектах, связанных с опасным производством, где своевременное выявление нарушения показателей биометрии может сэкономить время для оказания первой медицинской помощи и спасти жизнь человека.

Самым распространенным решением является использование фотоплетизмографии для определения основных показателей биометрии. Стоит отметить, что испытания рассмотренных решений были проведены недостаточно полно. Не хватает данных по испытаниям на испытуемых детского-подросткового возраста (до 16 лет), а также пожилых людей (от 60 лет). К тому же, расчет самих показателей часто связан с использованием эмпирически полученных констант, что приводит к ухудшению точности измерений, если рассматривать реализацию систем на смартфонах неизбежно возникает вопрос о необходимости разработки корректной процедуры калибровки, не только под каждого пользователя, но и под каждое устройство, в виду различия типов используемых датчиков и соответственно отличия их основных параметров. В большей степени калибровка требуется для систем определения артериального давления. Стоит отметить, что алгоритмы машинного обучения позволяют получать решения с хорошей точностью определения значения показателей, однако такие алгоритмы требуют больших вычислительных мощностей при реализации на конечном компактном устройстве, либо требуется использование вычислительного сервера, при со сложной архитектурой моделей машинного обучения, а также соответствующие объемы обучающих данных, которая будет содержать в себе большое количество биометрических параметров.

Выводы. В обзоре были рассмотрены методы определения частоты сердечных сокращений основанные на фиксации изменения яркости света при прохождении его через капилляры, которое происходит вследствие изменения потока крови в капиллярах. Такой метод позволяет использовать относительно простые датчики, которые могут быть реализованы на базе смартфонов. В аппаратной части среди рассмотренных подходов выделено два, в одном в качестве источника света используется инфракрасный излучатель, в качестве приемника фотодиод, во втором подходе – в качестве источника света используется мощный фотодиод, используемый в фотовспышке телефона, а в качестве приемника видео камера. Основное различие в подходах заключается в обработке получаемых с камеры или фотодиода данных, это либо анализ изменения яркости светового потока без выделения каких-либо его компонент, либо выделения определенных компонент, в рассмотренных работах выделяются компоненты красной и зеленой составляющих в цветовой схеме RGB и анализ проводится уже по этим составляющим. Все рассмотренные в обзоре методы могут быть реализованы на базе смартфонов.

Одной из проблем при использовании различных моделей смартфонов является то, что параметры сенсоров могут отличаться, что приводит к необходимости калибровки, также в рассмотренных решениях мало затронуты испытания на людях, находящихся в группе риска. К тому же отсутствуют комплексные компактные аппаратные решения по неинвазивному повседневному мониторингу биомаркеров. Данные проблемы потенциально решаемы и требуют дополнительных исследований и разработок.

Благодарность: Работа выполнена за счет средств Программы стратегического академического лидерства Казанского (Приволжского) федерального университета ("ПРИОРИТЕТ-2030").

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Каратаева Т.А.* Здоровье населения как важный фактор экономической безопасности // Вестник Алтайской академии экономики и права. – 2018. – № 5. – С. 142-145.
2. Влияние здоровья на экономическое развитие // Киберленинка. – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/vliyanie-zdorovya-na-ekonomicheskoe-razvitiye> (дата обращения: 10.10.2021).
3. *Pelegris P., Banitsas K., Orbach T., Marias K.* A novel method to detect Heart Beat Rate using a mobile phone // 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. – Буэнос-Айрес: IEEE, 2010. – P. 5488-5491.
4. *Antoniou P.; Nestoros M.; Polycarpou A.C.* Calculation of Heartbeat Rate and SpO2 Parameters Using a Smartphone Camera: Analysis and Testing // Sensors. – 2023, 23, 737. – <https://doi.org/10.3390/s23020737>.
5. *Moïse N. Sydney, Flanders Wyatt H., Pariaut Romain.* Beat-to-Beat Patterning of Sinus Rhythm Reveals Non-linear Rhythm in the Dog Compared to the Human // Frontiers in Physiology. – 2020. – Vol. 10. – DOI: 10.3389/fphys.2019.01548. – ISSN=1664-042X.
6. Low-cost portable heart rate monitoring based on photoplethysmography and decision tree // AIP Publishing. – URL: <https://aip.scitation.org/doi/pdf/10.1063/1.4958522> (дата обращения: 10.11.2021).
7. *Sun Biao & Zhang Zhilin.* Photoplethysmography-Based Heart Rate Monitoring Using Asymmetric Least Squares Spectrum Subtraction and Bayesian Decision Theory // IEEE Sensors Journal. – 2015. – 15. – 1-1. – 10.1109/JSEN.2015.2473697.
8. *Zhang Zhilin.* Photoplethysmography-Based Heart Rate Monitoring in Physical Activities via Joint Sparse Spectrum Reconstruction // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2015. – 62. – P. 1902-1910. – 10.1109/TBME.2015.2406332.
9. *Riaz Mubarak.* Design and Fabrication of Arduino Based Heart Rate Monitoring System Using Reflectance Photoplethysmography Mubarak Riaz. – 2019.
10. Measuring Vital Signs Using Smart Phones // Digital Library. – URL: https://digital.library.unt.edu/ark:/67531/metadc33139/m2/1/high_res_d/thesis.pdf (дата обращения: 10.11.2021).
11. *Sowmya G.* IOT Based Health Monitoring System // International Journal for Research in Applied Science and Engineering Technology. – 2021. – 9. – P. 1176-1178. – 10.22214/ijraset.2021.37363.
12. *Baskar Thyla & Bhuvanesh G. & Jacob A. & Abishek M.* Smart Stretcher for Measuring Vital Signs of Unconscious Persons // ECS Transactions. – 2022. – 107. – P. 533-541. – 10.1149/10701.0533ecst.
13. Extracting heart rate and respiration rate using a cell phone camera // Dreuarchive. – URL: <https://www.dreuarchive.cra.org/2013/Jimenez/documents/EXTRACTING%20HEART%20RATE%20AND%20RESPIRATION%20RATE%20USING%20A%20CELL%20PHONE%20CAMERA.pdf> (дата обращения: 10.11.2021).
14. *Kshirsagar Shruti & Chhajed Gyankamal.* Heart Rate, Respiration Rate and Oxygen Saturation Level Monitoring from Video Recording by Smart phone camera. – 2021. – 2884.
15. *Van den Broek, Naomi & Van Meulen, Fokke & Ross M. & Cerny A. & Anderer P. & Gilst M. & Pillen S. & Overeem Sebastiaan & Fonseca Pedro.* Automated sleep staging in people with intellectual disabilities using heart rate and respiration variability // Journal of Intellectual Disability Research. – 2023. – 10.1111/jir.13060.
16. *Xu C., Yang Y., Gao W.* Skin-Interfaced Sensors in Digital Medicine: from Materials to Applications // Matter. – 2020. – No. 2. – P. 1414-1445.
17. *Wang X. & Liu Yangchengyi & Cheng Huanyu & Ouyang Xiaoping.* Surface Wettability for Skin-Interfaced Sensors and Devices // Advanced Functional Materials. – 2022. – 32. – 10.1002/adfm.202200260.
18. *Min Jihong & Tu Jiaobing & Xu Changhao & Lukas Heather & Shin Soyoung & Yang Yiran & Solomon Samuel & Mukasa Daniel & Gao Wei.* Skin-Interfaced Wearable Sweat Sensors for Precision Medicine // Chemical Reviews. – 2023. – 123. – 10.1021/acs.chemrev.2c00823.
19. *Yangzhi Zhu & Li Jinghang & Kim Jinjoo & Li Shaopei & Zhao Yichao & Bahari Jamal & Eliahoo Payam & Li Guanghui & Kawakita Satoru & Haghniaz Reihaneh & Gao Xiaoxiang & Falcone Natasha & Ermis Menekse & Kang Heemin & Liu Hao & Kim Hanjun & Tabish Tanveer & Yu Haidong & Li Bingbing & Khademhosseini Ali.* Skin-interfaced electronics: A promising and intelligent paradigm for personalized healthcare // Biomaterials. – 2023. – 296. – 122075. – 10.1016/j.biomaterials.2023.122075.

20. Liu Claire & Kim Jin-Tae & Yang, Da & Cho Donghwi & Yoo Seonggwang & Madhvapathy Surabhi & Jeong Hyoyoung & Yang Tianyu & Luan Haiwen & Avila Raudel & Park Jihun & Wu Yunyun & Bryant Kennedy & Cho Min & Lee JiYong & Kwak Jay & Ryu WonHyoung & Huang Yonggang & Nuzzo Ralph & Rogers John. Multifunctional Materials Strategies for Enhanced Safety of Wireless, Skin-Interfaced Bioelectronic Devices // *Advanced Functional Materials*. – 2023. – 10.1002/adfm.202302256.
21. Pantelopoulos A., Bourbakis N. A Survey on Wearable Biosensor Systems for Health Monitoring // 30th Annual International IEEE EMBS Conference. – Columbia: IEEE, 2008. – P. 4887-4890.
22. Mengelkoch L., Martin D., Lawlew J. A review of the principles of pulse oximetry and accuracy of pulse oximeter estimates during exercise // *Physical Therapy*. – 1994. – No. 74. – P. 40-49.
23. Kanwa A., Sharma C., Deb S. Determination of SpO2 and Heart-rate using Smartphone Camera // *Proceedings of the 2014 International Conference on Control, Instrumentation, Energy and Communication (CIEC)*. – 2014. – P. 40-49.
24. Development and Validation of a Smartphone Heart Rate Acquisition Application for Health Promotion and Wellness Telehealth Applications // *Semantics Scholar*. – URL: <https://www.semanticscholar.org/paper/Development-and-Validation-of-a-Smartphone-Heart-Gregoski-Mueller/6e5cfb91e1bbab624a47238cf3c1475ae1c08014> (дата обращения: 06.11.2021).
25. Wijaya N., Fauzi F., Helmy E., Nguyen P., Atmoko R. The Design of Heart Rate Detector and Body Temperature Measurement Device Using ATMega16 // *Journal of Robotics and Control (JRC)*. – 2020. – No. 2. – P. 40-43.

REFERENCES

1. Karataeva T.A. Zdorov'e naseleniya kak vazhnyy faktor ekonomicheskoy bezopasnosti [Population health as an important factor of economic security], *Vestnik Altayskoy akademii ekonomiki i prava* [Bulletin of the Altai Academy of Economics and Law], 2018, No. 5, pp. 142-145.
2. Vliyanie zdorov'ya na ekonomicheskoe razvitiye [The influence of health on economic development], *Kiberleninka* [Cyberleninka]. Available at: <https://cyberleninka.ru/article/n/vliyanie-zdorovya-na-ekonomicheskoe-razvitiye> (accessed 10 October 2021).
3. Pelegris P., Banitsas K., Orbach T., Marias K. A novel method to detect Heart Beat Rate using a mobile phone, *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. Buenos Ayres: IEEE, 2010, pp. 5488-5491.
4. Antoniou P.; Nestoros M.; Polycarpou A.C. Calculation of Heartbeat Rate and SpO2 Parameters Using a Smartphone Camera: Analysis and Testing, *Sensors*, 2023, 23, 737. Available at: <https://doi.org/10.3390/s23020737>.
5. Moïse N. Sydney, Flanders Wyatt H., Pariaut Romain. Beat-to-Beat Patterning of Sinus Rhythm Reveals Non-linear Rhythm in the Dog Compared to the Human, *Frontiers in Physiology*, 2020, Vol. 10. DOI: 10.3389/fphys.2019.01548. – ISSN=1664-042X.
6. Low-cost portable heart rate monitoring based on photoplethysmography and decision tree, *AIP Publishing*. Available at: <https://aip.scitation.org/doi/pdf/10.1063/1.4958522> (accessed 10 October 2021).
7. Sun Biao & Zhang Zhilin. Photoplethysmography-Based Heart Rate Monitoring Using Asymmetric Least Squares Spectrum Subtraction and Bayesian Decision Theory, *IEEE Sensors Journal*, 2015, 15, 1-1, 10.1109/JSEN.2015.2473697.
8. Zhang Zhilin. Photoplethysmography-Based Heart Rate Monitoring in Physical Activities via Joint Sparse Spectrum Reconstruction, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2015, 62, pp. 1902-1910. 10.1109/TBME.2015.2406332.
9. Riaz Mubarak. Design and Fabrication of Arduino Based Heart Rate Monitoring System Using Reflectance Photoplethysmography Mubarak Riaz., 2019.
10. Measuring Vital Signs Using Smart Phones, *Digital Library*. Available at: https://digital.library.unt.edu/ark:/67531/metadc33139/m2/1/high_res_d/thesis.pdf (accessed 10 November 2021).
11. Sowmya G. IOT Based Health Monitoring System, *International Journal for Research in Applied Science and Engineering Technology*, 2021, 9, pp. 1176-1178. 10.22214/ijraset.2021.37363.
12. Baskar Thyla & Bhuvanesh G. & Jacob A. & Abishek M. Smart Stretcher for Measuring Vital Signs of Unconscious Persons, *ECS Transactions*, 2022, 107, pp. 533-541. 10.1149/10701.0533ecst.

13. Extracting heart rate and respiration rate using a cell phone camera, *Dreuarhive*. Available at: <https://www.dreuarhive.cra.org/2013/Jimenez/documents/EXTRACTING%20HEART%20RATE%20AND%20RESPIRATION%20RATE%20USING%20A%20CELL%20PHONE%20CAMERA.pdf> (accessed 10 November 2021).
14. Kshirsagar Shruti & Chhajed Gyankamal. Heart Rate, Respiration Rate and Oxygen Saturation Level Monitoring from Video Recording by Smart phone camera, 2021, 2884.
15. Van den Broek, Naomi & Van Meulen, Fokke & Ross M. & Cerny A. & Anderer P. & Gilst M. & Pillen S. & Overeem Sebastiaan & Fonseca Pedro. Automated sleep staging in people with intellectual disabilities using heart rate and respiration variability, *Journal of Intellectual Disability Research*, 2023. 10.1111/jir.13060.
16. Xu C., Yang Y., Gao W. Skin-Interfaced Sensors in Digital Medicine: from Materials to Applications, *Matter.*, 2020, No. 2, pp. 1414-1445.
17. Wang X. & Liu Yangchengyi & Cheng Huanyu & Ouyang Xiaoping. Surface Wettability for Skin-Interfaced Sensors and Devices, *Advanced Functional Materials*, 2022, 32. 10.1002/adfm.202200260.
18. Min Jihong & Tu Jiaobing & Xu Changhao & Lukas Heather & Shin Soyoung & Yang Yiran & Solomon Samuel & Mukasa Daniel & Gao Wei. Skin-Interfaced Wearable Sweat Sensors for Precision Medicine, *Chemical Reviews*, 2023, 123. 10.1021/acs.chemrev.2c00823.
19. Yangzhi Zhu & Li Jinghang & Kim Jinjoo & Li Shaopei & Zhao Yichao & Bahari Jamal & Eliahoo Payam & Li Guanghui & Kawakita Satoru & Haghnaz Reihaneh & Gao Xiaoxiang & Falcone Natasha & Ermis Menekse & Kang Heemin & Liu Hao & Kim Hanjun & Tabish Tanveer & Yu Haidong & Li Bingbing & Khademhosseini Ali. Skin-interfaced electronics: A promising and intelligent paradigm for personalized healthcare, *Biomaterials*, 2023, 296, 122075. 10.1016/j.biomaterials.2023.122075.
20. Liu Claire & Kim Jin-Tae & Yang, Da & Cho Donghwi & Yoo Seonggwang & Madhvapathy Surabhi & Jeong Hyoyoung & Yang Tianyu & Luan Haiwen & Avila Raudel & Park Jihun & Wu Yunyun & Bryant Kennedy & Cho Min & Lee JiYong & Kwak Jay & Ryu WonHyoungh & Huang Yonggang & Nuzzo Ralph & Rogers John. Multifunctional Materials Strategies for Enhanced Safety of Wireless, Skin-Interfaced Bioelectronic Devices, *Advanced Functional Materials*, 2023. 10.1002/adfm.202302256.
21. Pantelopoulos A., Bourbakis N. A Survey on Wearable Biosensor Systems for Health Monitoring, *30th Annual International IEEE EMBS Conference*. Columbia: IEEE, 2008, pp. 4887-4890.
22. Mengelkoch L., Martin D., Lawlew J. A review of the principles of pulse oximetry and accuracy of pulse oximeter estimates during exercise, *Physical Therapy*, 1994, No. 74, pp. 40-49.
23. Kanwa A., Sharma C., Deb S. Determination of SpO2 and Heart-rate using Smartphone Camera, *Proceedings of the 2014 International Conference on Control, Instrumentation, Energy and Communication (CIEC)*, 2014, pp. 40-49.
24. Development and Validation of a Smartphone Heart Rate Acquisition Application for Health Promotion and Wellness Telehealth Applications, *Semantics Scholar*. Available at: <https://www.semanticscholar.org/paper/Development-and-Validation-of-a-Smartphone-Heart-Gregoski-Mueller/6e5cfb91e1bbab624a47238cf3c1475ae1c08014> (accessed 06 November 2021).
25. Wijaya N., Fauzi F., Helmy E., Nguyen P., Atmoko R. The Design of Heart Rate Detector and Body Temperature Measurement Device Using ATmega16, *Journal of Robotics and Control (JRC)*, 2020, No. 2, pp. 40-43.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор Б.Г. Коноплев.

Шарипов Марсель Ривкатович – Казанский (Приволжский) федеральный университет; e-mail: marselsharipov@live.ru; г. Казань, Россия; тел.: +79179324478; старший лаборант лаборатории малой вычислительной техники, кафедры системного анализа и информационных технологий Института вычислительной математики и информационных технологий.

Фахрутдинов Адель Фердинандович – e-mail: timvaz@yandex.ru; тел.: +79872934153; ведущий инженер-программист сектора высокоуровневой разработки Научно-исследовательского центра «Центр превосходства Специальная робототехника и искусственный интеллект» Института вычислительной математики и информационных технологий.

Кокунин Петр Анатольевич – e-mail: pkokunin@mail.ru; тел.: +79178732217; к.т.н.; ведущий научный сотрудник лаборатории медицинского интернета вещей Института вычислительной математики и информационных технологий.

Sharipov Marsel Rivkatovich – Kazan (Volga Region) Federal University; e-mail: marselsharipov@live.ru; Kazan, Russia; phone: +79179324478; senior laboratory at the Laboratory of small computing equipment, department of system analysis and information technologies, the Institute of Computer Mathematics and Information Technologies.

Fahrutdinov Adel Ferdinandovich – e-mail: timvaz@yandex.ru; phone: +79872934153; leading engineer-programmer of the high-level development sector of the Research Center "Center of excellence Special robotics and artificial intelligence" of the Institute of computer mathematics and information technologies.

Kokunin Petr Anatolevich – e-mail: pkokunin@mail.ru; phone: +79178732217; cand. of eng. sc.; leading researcher at the laboratory of the medical internet of things of the Institute of Computer Mathematics and Information Technologies.