

ИНФОРМАТИКА

Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2024. Т. 24, вып. 3. С. 423–431

Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics, 2024, vol. 24, iss. 3, pp. 423–431

<https://mmi.sgu.ru>

<https://doi.org/10.18500/1816-9791-2024-24-3-423-431>

EDN: SWTABZ

Обзорная статья

УДК 004.42

Методы получения информации биомедицинского мониторинга уровня оксигенации и артериального давления с использованием встроенных сенсоров смартфонной техники

А. А. Егорчев, Д. Е. Чикрин, А. Ф. Фахрутдинов,
М. Р. Шарипов, Р. А. Бурнашев✉

Казанский (Приволжский) федеральный университет, Россия, 420008, г. Казань, ул. Кремлевская, д. 18

Егорчев Антон Александрович, кандидат технических наук, директор Института вычислительной математики и информационных технологий, eanton090@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-8561-8616>, AuthorID: 797481

Чикрин Дмитрий Евгеньевич, доктор технических наук, директор Института искусственного интеллекта, робототехники и системной инженерии, dmitry.kfu@ya.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1358-8184>, AuthorID: 797533

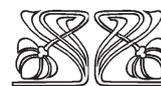
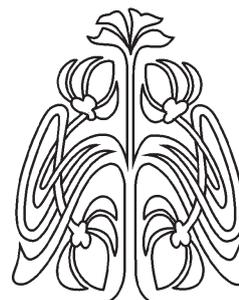
Фахрутдинов Адель Фердинандович, ведущий инженер-программист Института вычислительной математики и информационных технологий, AdFFahrutdinov@kpfu.ru, AuthorID: 1191691

Шарипов Марсель Ривкатович, ведущий инженер-программист Института вычислительной математики и информационных технологий, MaRSharipov@kpfu.ru, AuthorID: 1190064

Бурнашев Рустам Арифович, кандидат технических наук, доцент кафедры анализа данных и технологий программирования Института вычислительной математики и информационных технологий, r.burnashev@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1057-0328>, AuthorID: 955990

Аннотация. Статья посвящена актуальной проблеме неинвазивного самостоятельного мониторинга показателей оксигенации и артериального давления пациентами. Представлен обзор имеющихся перспективных подходов по мониторингу рассматриваемых биомаркеров, а также продемонстрированы основные проблемы, как связанные с применением рассматриваемых подходов, так и обусловленные самой выборкой для испытаний.

Ключевые слова: артериальное давление, оксигенация, биомониторинг, смартфон, неинвазивный мониторинг



Научный
отдел





Благодарности: Работа выполнена за счет средств Программы стратегического академического лидерства Казанского (Приволжского) федерального университета («Приоритет-2030»).

Для цитирования: Егорчев А. А., Чикрин Д. Е., Фахрутдинов А. Ф., Шарипов М. Р., Бурнашев Р. А. Методы получения информации биомедицинского мониторинга уровня оксигенации и артериального давления с использованием встроенных сенсоров смартфонной техники // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2024. Т. 24, вып. 3. С. 423–431. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2024-24-3-423-431>, EDN: SWTABZ

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

Review

Methods for obtaining information for biomedical monitoring of the level of oxygenation and blood pressure using built-in sensors of smartphone technology

A. A. Egorchev, D. E. Chickrin, A. F. Fakhrutdinov, M. R. Sharipov, R. A. Burnashev[✉]

Kazan (Volga region) Federal University, 18 Kremlevskaya St., Kazan 420008, Russia

Anton A. Egorchev, eanton090@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-8561-8616>, AuthorID: 797481

Dmitry E. Chickrin, dmitry.kfu@ya.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1358-8184>, AuthorID: 797533

Adel F. Fakhrutdinov, AdFFakhrutdinov@kpfu.ru, AuthorID: 1191691

Marcel R. Sharipov, MaRSharipov@kpfu.ru, AuthorID: 1190064

Rustam A. Burnashev, r.burnashev@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1057-0328>, AuthorID: 955990

Abstract. The article is devoted to the actual problem of non-invasive self-monitoring of oxygenation and blood pressure indicators by patients. The article provides an overview of the available promising approaches for monitoring the biomarkers under consideration. Also, it demonstrates the main problems associated with applying the approaches under consideration and those caused by the test sample itself.

Keywords: blood pressure, oxygenation, biomonitring, smartphone, non-invasive monitoring

Acknowledgements: This paper has been supported by the Kazan Federal University Strategic Academic Leadership Program (“Priority-2030”).

For citation: Egorchev A. A., Chickrin D. E., Fakhrutdinov A. F., Sharipov M. R., Burnashev R. A. Methods for obtaining information for biomedical monitoring of the level of oxygenation and blood pressure using built-in sensors of smartphone technology. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2024, vol. 24, iss. 3, pp. 423–431 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2024-24-3-423-431>, EDN: SWTABZ

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

Введение

Высокая плотность населения нашей планеты требует применения более современных подходов в здравоохранении. Недавняя пандемия оказала очень высокое давление на медицинских работников из-за заразности вируса и привела к снижению взаимодействий между людьми. В связи с этим необходимо расширение методов диагностики с большим охватом пациентов, которые позволят людям самостоятельно проводить измерение базовых биометрических показателей.

Цифровизация поспособствовала высокой популярности проведения исследований в области неинвазивного мониторинга биомаркеров за последние 10 лет.

В области определения стрессового состояния было проведено множество исследований. В [1] был предложен подход, основанный на использовании дискретной скрытой марковской модели для анализа времени использования смартфона пациентом, однако данный подход в



полной мере дает высокую точность на дистанции. В работе [2] авторы применяют алгоритм случайного дерева, где в качестве признаков выступают функции плотности вероятности оцененных наклонов спектра на амплитудно-частотной характеристике (АЧХ).

Для определения частоты дыхания авторы в работе [3] используют подход, основанный на анализе эллипсоида вращения показаний вектора магнитометра. Данный подход требует соблюдения строгих условий: человек должен лежать, а измерительное устройство располагаться на его животе, что является существенным недостатком.

В целом существует ряд серьезных проблем, которые хорошо описаны в работе [4]. Первая проблема связана с тем, что в повседневности человек постоянно находится в движении, и эти движения существенно влияют на качество измерений. Ко второй относится обеспечение питания компактного устройства. Третья проблема обусловлена габаритами и комплектностью системы.

С точки зрения биомедицинского мониторинга наиболее важны базовые биомаркеры. Поэтому в рамках данной обзорной статьи будут рассмотрены исследования, посвященные измерению таких жизненно важных медицинских показателей, которые являются потенциально реализуемыми на смартфонах, а именно: уровень оксигенации и артериальное давление.

Обзор основных исследований по методам фиксирования показателей уровня оксигенации и артериального давления приводится в разделе 1 и 2 соответственно. В разделе 3 обсуждаются проведенные исследования и открытые проблемы. В заключении приводится потенциал для дальнейших исследований и разработок.

1. Уровень оксигенации

Насыщение кислородом (сатурация, оксигенация) — процент насыщенного кислородом гемоглобина в крови пациента относительно общего гемоглобина в крови. Нормальным показателем оксигенации взрослого человека являются значения в диапазоне 95–100%. Значения ниже свидетельствуют о различных степенях дыхательной недостаточности, вплоть до гипоксической комы. Своевременное выявление снижения значения данного биомаркера позволяет оказать своевременную медицинскую помощь и спасти жизнь человека.

В работе Т. У. Абай и П. А. Курьякоу [5] описывается возможность использования фотоплетизмографии для оценки уровня оксигенации. Для оценки уровня оксигенации используют палец человека, а также излучатель с фотодетектором красного и синего цвета. При расчете уровня оксигенации используется формула

$$\Delta[tHb] = \Delta[HbO_2] + \Delta[HHb],$$

где $\Delta[HbO_2]$ вычисляется по формуле

$$\Delta[HbO_2] = \frac{\Delta A_R * \alpha_{IR_{HHb}} - \Delta A_{IR} * \alpha_{R_{HHb}}}{\alpha_{R_{HbO_2}} * \alpha_{IR_{HHb}} - \alpha_{IR_{HbO_2}} * \alpha_{R_{HHb}}},$$

$\Delta[HHb]$ — по формуле

$$\Delta[HHb] = \frac{\Delta A_{IR} * \alpha_{R_{HbO_2}} - \Delta A_R * \alpha_{IR_{HbO_2}}}{\alpha_{R_{HbO_2}} * \alpha_{IR_{HHb}} - \alpha_{IR_{HbO_2}} * \alpha_{R_{HHb}}}.$$

В работах [6, 7] предлагается применять метод анализа фотоплетизмограмм на базе смартфонной техники. Авторы используют для анализа фотоплетизмограмм красный и синий полосы оптического сигнала. Вычисление уровня оксигенации происходит по следующей формуле:

$$SpO_2 = A - B \frac{AC_{RED}/DC_{RED}}{AC_{BLUE}/DC_{BLUE}}, \quad (1)$$

где A и B — параметры, полученные при сопоставлении данных фотоплетизмограмм с показателями пульсоксиметра.



В [6] авторы работают с 20-секундным видео, в котором запечатлен приложенный палец к камере с включенной вспышкой. При обработке видеоданных для каждого кадра вычисляются следующие параметры:

- математическое ожидание красной компоненты изображения, что соответствует DC_{RED} ;
- математическое ожидание синей компоненты изображения, что соответствует DC_{BLUE} ;
- стандартное отклонение для красной компоненты изображения, что соответствует AC_{RED} ;
- стандартное отклонение для синей компоненты изображения, что соответствует AC_{BLUE} .

Затем по формуле (1) вычисляется SpO_2 . Авторы работы провели испытания своего приложения на пользователях различных возрастных групп: начиная с 10–20-летних, заканчивая группой 70–80 лет. Максимальная разница показателей по сравнению со стандартными пульсоксиметрами составила не более 2%.

Похожее решение, представленное Д. Л. Карни, Ф. Ламонака, В. Спрагноло [8], призвано улучшить методику расчета уровня оксигенации, компенсируя внешнее освещение. Авторы используют красный и зеленый спектры изображения, обосновывая это тем, что влияние внешнего ИК шума компенсируется путем правильного расчета масштабных коэффициентов для каждой цветовой полосы. В своей работе они представили алгоритм, состоящий из следующих этапов:

- запись видео;
- извлечение красной и зеленой компонент;
- валидационный тест, заключающийся в анализе 1 и 2 гармоник сигналов;
- фильтрация данных при помощи полосового фильтра в соответствии со значением 1 гармоники;
- расчет частоты сердечных сокращений, используя 1 гармонику и локальные экстремумы;
- расчет компенсированного сигнала.

Коэффициент D рассчитывается как разница максимумов между значениями красной и зеленой компоненты, а коэффициент B — как ширина полосы, в которую попадают и красный, и зеленый сигнал.

По таблице коэффициентов, предлагаемой авторами (которая была получена экспериментальным путем), представлены значения коэффициентов C'_{Red} и C'_{Green} для рассчитанных значений D и B .

Расчет компенсированного сигнала проводится по формуле

$$\begin{cases} (C'_{Red}, C'_{Green}) = L(D', B'), \\ PPG'_{Red} = C'_{Red} * PPG_{Red}, \\ PPG'_{Green} = C'_{Green} * PPG_{Green}, \end{cases}$$

где $L(D', B')$ — значения из таблицы коэффициентов.

Расчет SpO_2 (%) производится по следующей формуле:

$$SpO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb, Red} * \sqrt{m_{Green} * \ln(PPG'_{Green})} - \varepsilon_{Hb, Green} * \sqrt{m_{Red} * \ln(PPG'_{Red})}}{\sqrt{m_{Green} * \ln(PPG'_{Green})} * (\varepsilon_{Hb, Red} - \varepsilon_{HbO, Red}) - \sqrt{m_{Red} * \ln(PPG'_{Red})} * (\varepsilon_{Hb, Green} - \varepsilon_{HbO, Green})}$$

Решение было протестировано на людях в возрастном диапазоне от 43 до 83 лет, максимальная ошибка составила 1%.

Нестандартный подход показали К. Ченг, Дж. Джуен, Б. Шац в работе [9]. Авторы предложили использовать показания акселерометра телефона для машинного обучения. В качестве обучающих данных используются показания трехосевого акселерометра мобильного телефона, полученные в процессе прохождения человеком теста 6-минутной ходьбы с частотой измерения показания 60 Гц. Исследовались 15 пациентов. В качестве признаков использовались следующие 15 параметров:

- математическое ожидание показаний акселерометра;



- дисперсия показаний акселерометра;
- частота пересечения математического ожидания;
- коэффициент вариации;
- коэффициент автокорреляции;
- среднее квадратическое;
- частота пиков;
- энтропия по Шеннону;
- энергия полос ($B1 - (0 - 1]$ Гц, $B2 - (1 - 4]$ Гц, $B3 - (4 - 10]$ Гц, $B4 - (10 - 30]$ Гц);
- отношение энергий ($B1/B2, B3/B4, (B1\&B2/B3\&B4)$).

Валидация модели проводилась методом кросс-валидации. В результате обученная модель показала значение средней ошибки 0.0113, т.е. 1.13% (табл. 1).

Таблица 1 / Table 1

Сравнительная таблица решений по измерению уровня оксигенации
Comparative table of solutions for measuring the level of oxygenation

Решение	Вид решения	Точность
[5]	Аппаратное решение	Абсолютная ошибка до 20%
[6]	ПО для мобильного устройства	Абсолютная ошибка до 2%
[8]	ПО для мобильного устройства	Абсолютная ошибка до 1%
[9]	ПО для мобильного устройства	Средняя абсолютная ошибка 1.13%

2. Артериальное давление

Артериальное давление является одним из самых важных биомаркеров для человека, показывает давление крови на стенки кровеносных сосудов. Оно определяется объемом крови, перекачиваемым сердцем в единицу времени, и сопротивлением сосудистого русла, поскольку кровь движется под влиянием градиента давления в сосудах, которое создает сердце. Данный биомаркер состоит из двух значений: систолического и диастолического давления.

В. Чандрасекаран с соавт. [10] представили решение для измерения кровяного давления двумя способами: используя два смартфона или один смартфон и внешний микрофон. Основа их методики измерения давления заключается в измерении двух параметров:

- пульс — камерой смартфона;
- биение сердца — микрофоном смартфона или внешним микрофоном, подключенным к смартфону.

Для измерения биений сердца авторы записывают звук биения, располагая микрофон максимально близко к сердцу человека, с частотой дискретизации 8 кГц. Сердечный цикл, рассматриваемый авторами, состоит из двух компонент:

- сигнал S1, который сочетает в себе работу митрального и трехстворчатого клапанов;
- сигнал S2, который сочетает в себе работу аортального клапана и клапана легочной артерии.

Пульс авторы в своей работе измеряют на основе метода, предложенного в [11], при частоте 24 кадр/с. Общее временное окно сбора данных составляет 20 секунд после установки синхронизации по времени. Аудиоданные сначала обрабатываются полосовым фильтром, настроенным на полосу 10–250 Гц, так как там располагаются основные звуки сердца, и производится ресемплирование на частоту 1 кГц. Далее алгоритм определяет пики сигналов с микрофона и видеоданных, где максимальное значение пульса является систолой, что соответствует сигналу S2. Для расчета систолического давления используется формула

$$\Delta P_S = -0.425 * \Delta VTT.$$

Для определения диастолического давления сначала производится расчет ударного объема по формуле

$$SV(mL) = -6.6 + 0.25 * (ET - 35) - 0.62 * HR + 40.4 * BSA - 0.51 * Age,$$



где BSA — параметр, определяемый по формуле

$$BSA = 0.007184 * Weight^{0.425} * Height^{0.725}.$$

Далее определяется пульсовое давление по формуле

$$P_p = \frac{SV}{(0.013 * Wt - 0.007 * Age - 0.004 * HR) + 1.307}.$$

Расчет диастолического давления в результате вышеописанных вычислений определяется по формуле

$$P_d = P_s - P_p.$$

Для оценки точности предлагаемой системы авторами были проведены обширные испытания на пациентах в возрастном диапазоне от 22 до 28 лет. В результате точность определения кровяного давления составила 95–100%.

Другой подход предлагают И. Морси, А. Гавад в [12], а именно использовать аппаратное решение для измерения артериального давления. На базе микроконтроллера ATMEGA авторы разработали электрические схемы обвязки, которые содержат в себе ИК-сенсор, фоторезистор, а также датчик деформации и пьезоэлектрический сенсор и манжету.

В рамках работы авторы определяют только частоту сердечных сокращений, используя метод анализа фотоплетизмограмм, определяя объем крови, проходящий через артерии на пальце, по данным фоторезистора и ИК-сенсора. Для определения диастолического давления они используют датчики деформации (и пьезоэлектрические датчики), подключенные к мостовой схеме Уитстона. Определения показания основаны на детектировании так называемых тонов Короткова, которые используют для аускультативного измерения артериального давления. Разработанный российским ученым Коротковым, данный метод является единственным методом определения артериального давления, принятым Всемирной организацией здравоохранения.

В результате проведенных испытаний ошибка определения пульса составила 0.9% для ИК-датчика, 1.5% — для фоторезистора, 0.9% — для датчиков деформации и 0.1% — для пьезоэлектрических сенсоров. Сравнение проходило с дорогостоящим тонометром NEM-907XL.

Ц. Цзин и М. Сан предложили метод определения артериального давления с помощью только данных фотоплетизмограмм с использованием нейросетевых алгоритмов [13]. Они довольно хорошо обосновали корреляцию между фотоплетизмограммой и артериальным давлением, применяя формулу взаимосвязи модуля Юнга и давления

$$E = E_0 * e^{\gamma P}$$

и формулу определения объема крови в сосудах

$$V = C * \pi * r^2 + V_0,$$

а также приводя формулу нормированного значения фотоплетизмограммы

$$PPG_{norm} = \frac{V - V_{min}}{V_{min}} = \frac{2 * (e^{-\gamma P_{min}} - e^{-\gamma P})}{b - 2 * e^{-\gamma P_{min}}}.$$

Для лучшей визуализации авторы приводят масштабированный вариант определения фотоплетизмограммы по формуле

$$PPG_{scaled} = k_s * PPG_{norm} + V_{off} \approx k * (e^{-\gamma P_{min}} - e^{-\gamma P}) + V_{off},$$

где k — коэффициент масштабирования, V_{off} — коэффициент компенсации.



Для обучения нейронной сети они использовали признаки из частотной области сигнала фотоплетизмограмм, а именно амплитуды и фазы гармоник, извлекаемые с помощью быстрого преобразования Фурье. В качестве верхней частоты используется 10.8 Гц. Архитектура нейронной сети имеет вид многослойной нейронной сети прямого распространения с обратным распространением ошибки. Для обучения использовался алгоритм Левенберга – Марквардта, обучающими данными являлись показания 69 пациентов из базы данных MIMIC II. В результате проведения испытаний среднеквадратическая ошибка составила 0.06 мм рт.ст. для систолического и 0.01 мм рт.ст. для диастолического давления.

Г. Слапникер, Н. Млакар и М. Лустрек использовали другую конфигурацию нейронной сети [14]. Они наиболее разборчиво подошли к обучающей выборке из базы данных MIMIC III. В рамках их работы были использованы данные 510 пациентов. Признаками для обучения являются:

- время цикла;
- время от начала цикла до систолического пика;
- время от систолического пика до конца цикла;
- время от начала цикла до первого максимума первой производной;
- время от начала цикла до второго максимума первой производной;
- время от систолического пика до второго максимума первой производной;
- время от второго максимума первой производной до конца цикла;
- отношение между систолической и диастолической амплитудой;
- три самые большие значения амплитуд гармоник спектра;
- энергия;
- энтропия;
- нормализованная гистограмма амплитуд по 10 интервалам;
- асимметрия и эксцесс.

В качестве архитектуры использовалась спектро-темпоральная остаточная нейронная сеть. В результаты проведенных испытаний средняя абсолютная ошибка составила 9.43 мм рт.ст для систолического и 6.88 мм рт.ст для диастолического давления (табл. 2).

Таблица 2 / Table 2

Сравнительная таблица решений по измерению артериального давления
Comparative table of solutions for measuring blood pressure

Решение	Вид решения	Точность
[10]	ПО для мобильного устройства + дополнительная аппаратура	Абсолютная ошибка до 5%
[12]	Аппаратное решение	Среднеквадратическая ошибка до 0.9111% для датчиков деформации и 0.1% для пьезоэлектрических сенсоров
[13]	ПО для мобильного устройства	Среднеквадратическая ошибка 0.06 мм рт.ст. для систолического давления и 0.01 мм рт.ст. для диастолического давления
[14]	ПО для мобильного устройства	Средняя абсолютная ошибка 9.43 мм рт.ст. для систолического давления и 6.88 мм рт.ст. для диастолического давления

3. Обсуждение и открытые проблемы

В большинстве работ подходы измерений для определения уровня оксигенации и показателя артериального давления опираются на использование фотоплетизмограмм. К сожалению, испытания показанных решений не являются всеобъемлющими, ввиду того что возрастной диапазон пациентов не является достаточно обширным. Существует необходимость проведения испытаний на более пожилых испытуемых, ввиду того что продолжительность жизни людей увеличилось далеко за 60 лет. В большинстве решений для расчетов представлены



формулы, имеющие эмпирически полученные константы. К сожалению, авторами таких работ не было представлено параметров, которые влияют на значения констант. Можно предположить, что аппаратная реализация сенсорики смартфонной техники может потенциально влиять на данные показатели.

В целом решения по определению уровня насыщенности кислородом и артериального давления показали, что в большей степени представлены решения с использованием смартфонной техники, и это позволяет реализовать доступное для большого количества людей комплексное решение по определению рассматриваемых биометрических показателей. Однако такие решения могут быть неприемлемыми для организации системы мониторинга состояния здоровья сотрудников предприятий, особенно на режимных объектах, где их деятельность сопряжена с высокими рисками для здоровья. На режимных объектах зачастую вводится ограничение на использование смартфонной техники в связи с политикой обеспечения информационной безопасности сведений, относящихся к государственной тайне.

Заключение

В результате проведенного обзора можно заключить, что основной платформой, на которой реализуются решения по мониторингу основных биомаркеров, таких как уровень оксигенации и артериальное давление, являются смартфоны. К основным проблемам показанных решений относятся недостаточная выборка испытуемых, их малый возрастной диапазон, а также отсутствие калибровочных алгоритмов для оптимизация решения под конкретное устройство. Данные проблемы решаемы путем дополнительных испытаний с использованием расширенного спектра испытуемых, а также разработки процедуры калибровки алгоритмов на устройствах с различной аппаратной реализацией сенсорики.

Список литературы / References

1. Vildjiounaite E., Kallio J., Kyllönen V., Nieminen M., Määttänen I., Lindholm M., Mäntyjärvi J., Gimel'farb G. Unobtrusive stress detection on the basis of smartphone usage data. *Personal and Ubiquitous Computing*, 2018, vol. 22, pp. 671–688. <https://doi.org/10.1007/s00779-017-1108-z>
2. Simantiraki O., Giannakakis G., Pampouchidou A., Tsiknakis M. Stress detection from speech using spectral slope measurements. In: Oliver N., Serino S., Matic A., Cipresso P., Filipovic N., Gavrilovska L. (eds) *Pervasive Computing Paradigms for Mental Health* (FABULOUS 2016, MindCare 2016, IIOT 2015). Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering, vol. 207. Cham, Springer, 2018, pp. 41–50. https://doi.org/10.1007/978-3-319-74935-8_5
3. Pili U. Measurement of breathing rate with a smartphone magnetometer: An engaging classroom activity in physics and biology. *Physics Education*, 2019, vol. 54, iss. 6, art. 063001. <https://doi.org/10.1088/1361-6552/ab393f>
4. Xu C., Yang Y., Gao W. Skin-interfaced sensors in digital medicine: From materials to applications. *Matter*, 2020, vol. 2, iss. 6, pp. 1414–1445. <https://doi.org/10.1016/j.matt.2020.03.020>
5. Abay T., Kyriacou P. Photoplethysmography for blood volumes and oxygenation changes during intermittent vascular occlusions. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2018, vol. 32, pp. 447–455. <https://doi.org/10.1007/s10877-017-0030-2>
6. Kanva 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)*. Calcutta, India, 2014, pp. 237–241. <https://doi.org/10.1109/CIEC.2014.6959086>
7. Scully C., Lee J., Meyer J., Gorbach A., Granquist-Fraser D., Mendelson Y., Chon K. Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, vol. 59, iss. 2, pp. 303–306. <https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2163157>
8. Carni D. L., Grimaldi D., Sciammarella P. F., Lamonaca F., Spagnuolo V. Setting-up of PPG scaling factors for SpO₂% evaluation by smartphone. *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. Benevento, Italy, 2016, pp. 1–5. <https://doi.org/10.1109/MeMeA.2016.7533775>
9. Cheng Q., Juen J., Schatz B. Using mobile phones to simulate pulse oximeters: Gait analysis predicts oxygen saturation. *Proceedings of the 5th ACM Conference on Bioinformatics, Computational*



- Biology and Health Informatics*, 2014, iss. 1, pp. 331–340. <https://doi.org/10.1145/2649387.2649403>
10. Chandrasekaran V., Dantu R., Jonnada S., Thiyagaraja S., Subbu K. Cuffless differential blood pressure estimation using smart phones. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, vol. 60, iss. 4, pp. 1080–1089. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2211078>
 11. 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 Aires, Argentina, 2010, pp. 5488–5491. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626580>
 12. Morsi I., Gawad Y. Z. A. E. Measurement of blood pressure and heart beat based on sensors and microcontrollers. *Applied Mechanics and Materials*, 2012, vol. 249–250, pp. 193–201. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.249-250.193>
 13. Xing X., Sun M. Optical blood pressure estimation with photoplethysmography and FFT-based neural networks. *Biomedical Optics Express*, 2016, vol. 7, iss. 8, pp. 3007–3020. <https://doi.org/10.1364/BOE.7.003007>
 14. Slapničar G., Mlakar N., Luštrek M. Blood pressure estimation from photoplethysmogram using a spectro-temporal deep neural network. *Sensors*, 2019, vol. 19, iss. 15, art. 3420. <https://doi.org/10.3390/s19153420>

Поступила в редакцию / Received 04.03.2023

Принята к публикации / Accepted 17.07.2023

Опубликована / Published 30.08.2024