

УДК 681.518.3

DOI 10.52167/1609-1817-2023-125-2-354-362

А.А. Савостин<sup>1</sup>, А.В. Ларгин<sup>1</sup>, Г.В. Савостина<sup>1</sup>, Д.В. Риттер<sup>1</sup>, А.К. Кошеков<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Северо-Казахстанский университет им. М. Козыбаева, Петропавловск, Казахстан

<sup>2</sup>Академия гражданской авиации, Алматы, Казахстан

E-mail: asavostin@ku.edu.kz

## РАЗРАБОТКА ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОЦЕНКИ УРОВНЯ КРОВЯНОГО ДАВЛЕНИЯ ПО ДАННЫМ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ

**Аннотация.** Определение уровня кровяного давления (КД) неинвазивным способом и без манжеты сфигмоманометра имеет большую актуальность при проведении непрерывного мониторинга или скрининговых исследованиях. В данной работе представлена концепция построения и описание опытного образца нового измерительного устройства для оценки параметров КД по данным сигналов фотоплетизмограммы и электрокардиограммы. Для определения параметров КД используются предобученные модели машинного обучения. Устройство реализовано в виде электронного блока сбора данных и программного обеспечения для расчета параметров КД на стороне персонального компьютера. Электронный блок выполнен в виде микроконтроллерной системы, в котором снижение влияния помех при регистрации сигналов достигается за счет использования беспроводного канала связи с компьютером. Разработанное программное обеспечение имеет графический интерфейс пользователя, реализует задачи фильтрации и анализа сигналов, извлечения информативных признаков, прогнозирования систолического и диастолического уровней КД и хранения информации. Разработанное устройство может быть эффективно использовано для контроля над распространением гипертонии среди населения за счет более простой процедуры проведения измерений на базе устройств носимой электроники.

**Ключевые слова.** Кровяное давление, фотоплетизмограмма, электрокардиограмма, микроконтроллерная система, программное обеспечение.

### Введение.

Во всем мире за последние 30 лет число взрослых людей, с диагностированной гипертонией, увеличилось вдвое и достигло отметки 1,278 миллиарда в 2019 г [1]. Кроме этого, по данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), 46 % людей с гипертонией не подозревают о наличии у себя этого опасного заболевания [2].

Как известно [3], гипертония характеризуется патологическим повышением кровяного (артериального) давления. Под КД понимают силу, действующую на артерии при циркуляции крови. Регулярное измерение КД позволяет обеспечить эффективный контроль и предупреждение развития гипертонии.

На практике для неинвазивного измерения КД в основном используются сфигмоманометры, в которых применяется специальная манжета, надеваемая на руку, а также нагнетатель воздуха. Использование манжеты приносит определенные неудобства пациенту из-за сдавливания артерии. В этой связи данный способ неудобен для скрининга, где требуется максимальная простота и быстрота измерений.

Кроме этого, сфигмоманометры не могут быть использованы для мониторинга КД, так как постоянная компрессия манжеты может повлиять на тонус сосудов и кожных покровов пациента. Поэтому в задачах мониторинга применяется инвазивное измерение

КД, являющееся болезненной и сложной процедурой, так как требует ввода катетера непосредственно в артериальное русло.

Таким образом, разработка новых методов и технических средств для неинвазивной оценки уровня КД приемлемой точности без использования манжеты сфигмоманометра, является своевременной и актуальной задачей. В связи с этим в данной работе представлена новая концепция построения измерительного прибора для оценки уровня систолического (СД) и диастолического давления (ДД) на основе инструментов машинного обучения (МО) и современного радиоэлектронного оборудования.

### Материалы и методы.

На основании сформулированной проблемы при разработке новых методов определения уровня КД выгодно использовать косвенные измерения, базирующиеся на данных о скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) [4].

Пульсовая волна (ПВ) представляет собой воздействие движущейся крови на эластичные стенки сосудов и воспринимается наблюдателем как пульс сердечно-сосудистой системы (ССС).

Установлено, что время, необходимое ПВ для прохождения по определенному участку артерии (время распространения ПВ, ВРПВ), может быть использовано для определения уровня КД. Выражение (1) показывает существующую зависимость уровня КД от ВРПВ и других параметров ССС [5]:

$$P = -\frac{2}{\alpha} \ln PTT + \frac{1}{\alpha} \ln \left( \frac{\rho d L^2}{t E_0} \right). \quad (1)$$

где  $PTT$  – ВРПВ;  $E_0$  – эластичность стенок сосуда при нулевом давлении;  $\alpha$  – коэффициент, зависящий от состояния сосудов;  $L$  – длина участка артерии;  $t$  – толщина стенки сосуда;  $\rho$  – плотность крови;  $d$  – диаметр просвета сосуда.

Величину ВРПВ  $PTT$  для выражения (1) можно определить по данным сигналов электрокардиограммы (ЭКГ) и фотоплетизмограммы (ФПГ), снимаемых синхронно. За величину  $PTT$  принимается временной интервал между зубцом R на ЭКГ и систолическим пиком импульса ФПГ, снимаемой оптическим способом с пальца руки, как показано на рисунке 1.

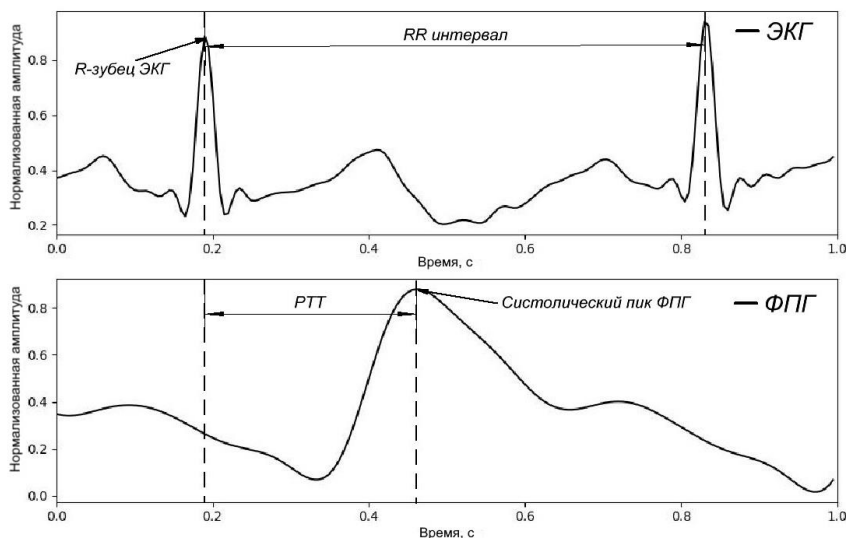


Рисунок 1 – Использование синхронных сигналов ЭКГ и ФПГ для определения ВРПВ  $PTT$

Таким образом, в соответствии с выражением (1) через значение  $PTT$ , можно получить следующую нелинейную зависимость для КД:

$$P = a \ln PTT + b, \quad (2)$$

где  $a$  и  $b$  – некоторые константы, изменяющиеся от человека к человеку.

Для модели (2) значения  $a$  и  $b$  могут быть получены путем первичной калибровки, процедура которой описана в литературе и опробована на практике [7].

Для устранения необходимости выполнять индивидуальную калибровку в процессе измерения КД авторами данной работы были предложены и протестированы специальные регрессионные модели МО, процесс синтеза которых подробно рассмотрен в исследовании [8].

Для учета индивидуальных особенностей ССС в качестве информативных признаков в процессе обучения моделей, помимо значения ВРПВ, также были использованы величина частоты сердечных сокращений (ЧСС) и 21 параметр, описывающий уникальные свойства импульса ФПГ. Параметры импульса ФПГ были отобраны по критерию максимального прироста информации при обучении моделей МО. Среди отобранных параметров импульса присутствуют его временные характеристики, относительные величины значений амплитуд в характерных точках (точки минимумов, систолический максимум, диастолический максимум, диакритическая выемка, точка максимального наклона и точка перегиба), а также отношения сегментов площадей криволинейных трапеций импульса и тангенсы характерных углов [8].

Использование отношений амплитудных значений сигнала и площадей при построении информативных признаков позволило обеспечить независимость признакового описания от постоянной составляющей сигнала ФПГ и параметров регистрирующей аппаратуры. Это, в свою очередь, дало возможность обучить модели МО на имеющихся наборах данных, а их использование сделать возможным для сигналов с датчиков с различными характеристиками.

Обучение моделей МО выполнялось на подготовленных данных из набора [9]. В результате, при помощи стекинга алгоритмов были получены две регрессионные метамоделей [8], соответственно выполняющие прогноз СД и ДД используя регистрируемые сигналы ЭКГ и ФПГ. На формирование прогноза не влияет тип используемого оптического датчика ФПГ и номер отведения ЭКГ, а длительность анализируемых сигналов может быть ограничена 10 секундами.

Для оценки точности прогнозирования КД на базе полученных регрессионных моделей был использован протокол Британского общества гипертонии (British Hypertension Society, BHS) [10]. Данный протокол применяется для оценки точности измерения КД различными устройствами и широко используется на практике. BHS-протокол основан на расчете перцентилей для абсолютной ошибки при ее значениях 5, 10 и 15 мм рт. ст. При этом по результатам измерений определяются три класса точности устройств – А, В и С.

В таблице 1 представлены требования BHS и соответствующие результаты прогнозирования, полученные при тестировании моделей МО.

Таблица 1 – Результаты прогнозирования в сравнении с требованиями BHS

Абсолютная ошибка		$\leq 5$ мм рт. ст.	$\leq 10$ мм рт. ст.	$\leq 15$ мм рт. ст.
Данная работа	СД	52,26 %	72,71 %	83,33 %
	ДД	71,8 %	89,44 %	95,80 %
BHS	класс А	60 %	85 %	95 %
	класс В	50 %	75 %	90 %
	класс С	40 %	65 %	85 %

## Результаты.

На основании предложенного метода измерения КД с использованием полученных моделей был разработан прототип измерительного устройства, структурная схема которого показана на рисунке 2.

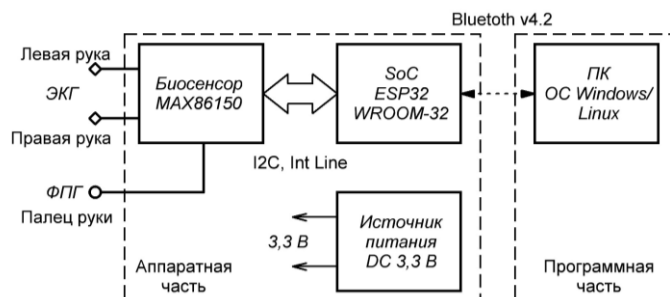


Рисунок 2 – Структурная схема измерительного устройства

Как следует из рисунка 2, спроектированный прибор состоит из аппаратной части в виде электронного блока, отвечающей за регистрацию сигналов ЭКГ и ФПГ, их первичную обработку и передачу на персональный компьютер (ПК), а также программной части на стороне ПК. Разработанное программное обеспечение (ПО) может быть установлено на компьютер с операционной системой (ОС) Windows 10 или Linux (Ubuntu 20.04) и выполняет функции предоставления графического интерфейса пользователя, цифровой фильтрации сигналов, извлечения информативных признаков, прогнозирования уровней СД и ДД на базе моделей МО, а также хранения регистрируемых данных.

Аппаратная часть реализована в виде микроконтроллерного (МК) устройства на базе системы на кристалле (SoC на рисунке 2) ESP32-WROOM-32 с интегрированными приемопередатчиками Wi-Fi 802.11 b/g/n и Bluetooth v4.2 BR/EDR и BLE [11].

МК ESP32 по готовности данных производит чтение и управление работой биосенсора MAX86150 (США, Maxim Integrated) [12]. Данный биосенсор реализован в виде интегральной схемы (ИС), при помощи которой может быть выполнена синхронная регистрация сигналов ЭКГ и ФПГ (рисунок 2).

Модуль регистрации ЭКГ в MAX86150 рассчитан специально для использования в устройствах носимой электроники и оптимизирован для работы с сухими электродами. Для этого в нем предусмотрена схема аналого-цифрового преобразования ( $\Sigma\Delta$ -АЦП), усиления и фильтрации для подавления сопутствующих регистрации помех и артефактов. Кроме этого, учтены требования по электробезопасности и совместимости с другим оборудованием, реализована программная установка коэффициента усиления.

Разрядность  $\Sigma\Delta$ -АЦП биосенсора MAX86150 составляет 18 бит, что позволяет выполнять требуемую цифровую фильтрацию ЭКГ на программном уровне.

Регистрация ФПГ осуществляется благодаря наличию в ИС MAX86150 модуля  $\text{SpO}_2$ . Данный модуль ориентирован на выполнение измерения сатурации крови и ЧСС посредством оптической оксиметрии [13]. Для этого сенсор оснащен красным (RED LED) и инфракрасным (IR LED) светодиодами с длиной волны 660 и 880 нм соответственно.

Как следует из рисунка 2 связь биосенсора с МК осуществляется по шине I2C. Кроме линий SDA и SCL шины может быть задействована линия прерывания по готовности данных Int Line.

В разработанном устройстве МК считывает из регистра данных биосенсора отсчеты сигналов ЭКГ и ФПГ, регистрируемые с частотой дискретизации 200 Гц. Расположение ЭКГ электродов на устройстве подразумевает снятие электрокардиографического сигнала по схеме правая рука – левая рука, т.е. первое стандартное отведение. ФПГ регистрируется по отраженной схеме на пальце правой или

левой руки для излучения инфракрасного светодиода (IR LED). На рисунке 3а показана печатная плата устройства с распаянными на ней компонентами.

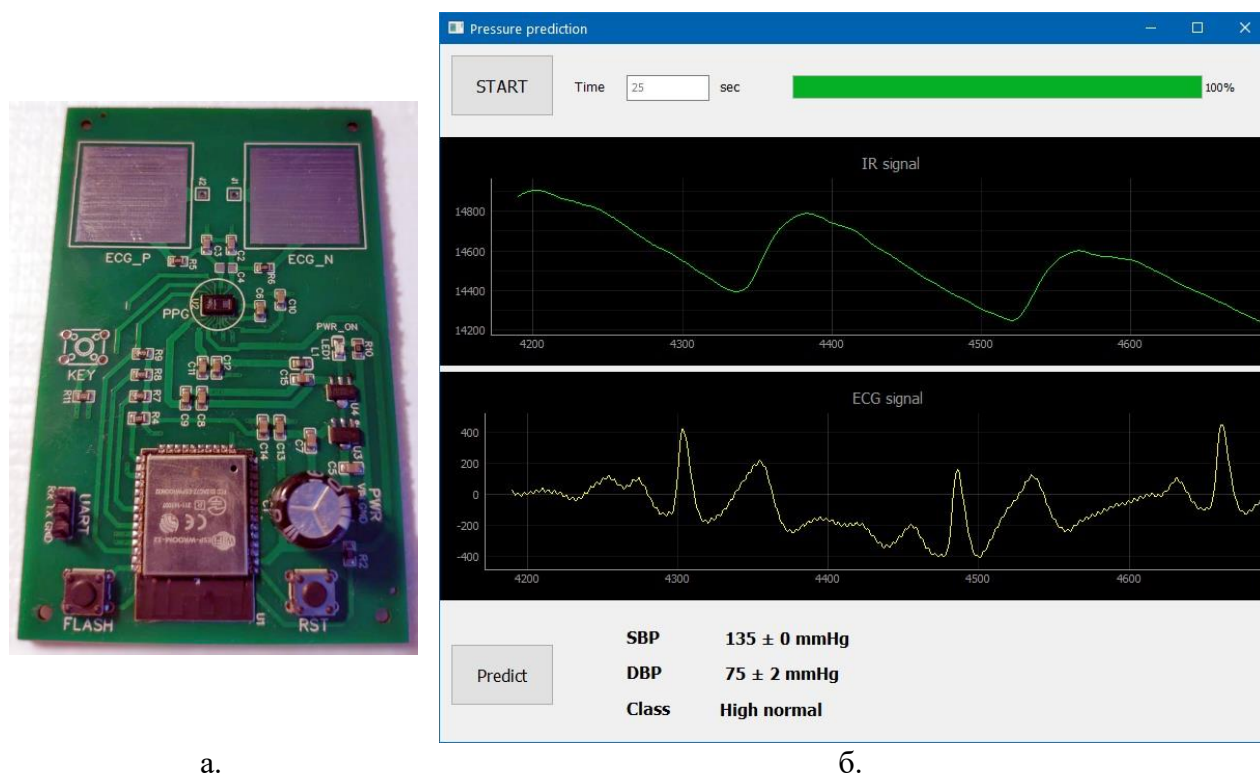
Биосенсор MAX86150 имеет миниатюрный размер 3,3x5,6x1,3 мм, а электроды для ЭКГ представляют собой квадратные металлизированные контактные площадки с возможностью подключения выносных электродов (в задачах мониторинга).

МК также выполняет передачу данных по беспроводному каналу связи на ПК (рисунок 2). Беспроводная передача данных осуществляется по протоколу Bluetooth v4.2 при помощи встроенного в SoC ESP32 приемопередатчика. Использование беспроводного соединения позволяет снизить влияние сетевой наводки и обеспечить мобильность устройства.

На стороне ПК ПО устройства для измерения КД представляет собой приложение с графическим интерфейсом пользователя, написанное на языке python 3.10 при помощи библиотеки PyQt5. Внешний вид окна программы показан на рисунке 3б.

Данное приложение позволяет выполнять запуск процесса записи сигналов на диск ПК с отображением их формы в реальном времени. Для демонстрации неискаженной формы сигналов применяется банк цифровых фильтров, работающих в режиме реального времени.

При нажатии кнопки START (рисунок 3б) ПО выполняет чтение данных из последовательного порта, ассоциированного с Bluetooth устройством ПК.



а.

б.

Рисунок 3 – Плата электронного блока устройства (а) и Внешний вид окна программы (б)

Сигналы сохраняются на диск компьютера в формате CSV. Время записи сигналов может быть выставлено произвольно, но не менее 10 с. После окончания записи сигналов ЭКГ и ФПГ, о чем свидетельствует прогресс-бар, может быть выполнен прогноз КД на базе имеющихся моделей МО [8]. На рисунке 4 показан обобщенный алгоритм работы программы формирования прогноза.



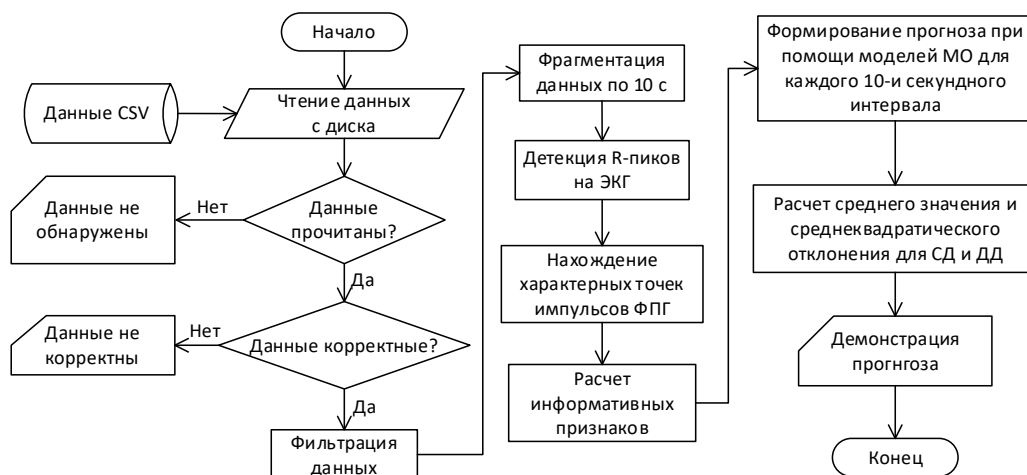


Рисунок 4 – Алгоритм работы программы по формированию прогноза

При нажатии на кнопку Predict (рисунок 3б) алгоритм программы считывает данные с диска и анализирует корректность полученных данных. Для анализа корректности данных применяются пороговые процедуры, позволяющие предварительно оценить структуру данных сигналов. В случае положительного исхода выполняется вейвлетная фильтрация ЭКГ для удаления низкочастотной составляющей в диапазоне 0 – 0,7 Гц. Также, при помощи низкочастотного фильтра Баттерворта с частотой среза 30 Гц устраняются высокочастотные артефакты из сигналов ЭКГ и ФПГ.

Далее, в соответствии с рисунком 4, записи сигналов делятся на 10-ти секундные фрагменты и для каждого из них производится извлечение информативных признаков. Для этого сначала детектируются R-пики на ЭКГ и характерные точки импульсов ФПГ, и на основании полученных данных рассчитываются значения признаков. При помощи извлеченных информативных признаков модели МО выполняют прогноз СД и ДД для каждого 10-и секундного фрагмента записи.

Поскольку 10-ти секундных интервалов в записи может быть несколько, то окончательные величины КД вычисляются как среднее с указанием среднеквадратического отклонения. Эти данные демонстрируются пользователю в мм. рт. ст. (mmHg) как SBP (Systolic Blood Pressure) и DBP (Diastolic Blood Pressure) с округлением до целых (рисунок 3б). Вместе с числовыми значениями КД ПО показывает пользователю соответствующий класс гипертонии (поле Class на рисунке 3б).

### Обсуждение.

Таким образом, в соответствии с данными таблицы 1 можно утверждать, что разработанное устройство и метод измерения КД удовлетворяют требованиям протокола BHS по классу С для прогнозирования СД и по классу А для ДД. Достигнутое качество прогнозирования дает возможность использовать разработанный тип устройства для скрининговой оценки уровня КД или для мониторинга КД в аппаратуре соответствующего класса точности.

Минимальное число радиоэлектронных компонентов и использование распространённой модели МК с низкой себестоимостью, и интегрированным беспроводным интерфейсом, отсутствие в конструкции подвижных механических частей существенно снижает ее конечную цену, и повышает надежность.

Отказ от использования манжеты и инвазивных измерений делает процедуру оценки уровня КД простой, и способствует ее более широкому распространению. Компактность биосенсора и тип использованного ЭКГ отведения позволяют встраивать

измерительную систему в мобильные устройства. Реализованное ПО, благодаря использованию языка python, может также быть портировано на ОС Android, а модели МО могут быть развернуты на удаленном сервере и использоваться с применением REST API (REpresentational State Transfer for Application Programming Interface) для снижения вычислительной нагрузки.

### **Заключение.**

Предложенная концепция построения измерительного устройства для оценки уровня КД может использоваться для большего контроля над распространением гипертонии среди населения за счет более быстрой и простой процедуры проведения измерений на базе устройств носимой электроники. Использование при разработке свободного программного обеспечения (языки программирования python и C++) и распространенных радиоэлектронных компонентов позволяют снизить себестоимость устройства.

К ограничениям предложенного метода измерения следует отнести невозможность использования устройства для измерения КД у детей. Так как параметры КД в детском возрасте отличаются от взрослых.

Благодарности. Авторы выражают благодарность Институту механики и машиноведения имени академика У.А. Джолдасбекова за оказанную поддержку.

### **ЛИТЕРАТУРА**

[1] NCD Risk Factor Collaboration (NCD-RisC). Worldwide trends in hypertension prevalence and progress in treatment and control from 1990 to 2019: a pooled analysis of 1201 population-representative studies with 104 million participants. *Lancet* Vol. 398, Issue 10304, PP. 957-980, September 11, 2021. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(21\)01330-1](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(21)01330-1).

[2] “Hypertension”. May 17, 2021. World Health Organization (WHO). 30.11.2022. URL: <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/hypertension>.

[3] Bryan Williams, Giuseppe Mancia, Wilko Spiering, Enrico Agabiti Rosei et al. 2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension: The Task Force for the management of arterial hypertension of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Society of Hypertension (ESH). *European Heart Journal*, Vol. 39. Issue 33. 01 September 2018. PP. 3021–3104. DOI: <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehy339>.

[4] Jay A. Pandit, Enrique Lores and Daniel Batlle Cuffless Blood Pressure Monitoring. Promises and Challenges. *CJASN* October 2020, 15 (10) 1531-1538. DOI: <https://doi.org/10.2215/CJN.03680320>.

[5] Stergiou, George S., Mukkamala, Ramakrishna, Avolio, Alberto et al. Cuffless blood pressure measuring devices: review and statement by the European Society of Hypertension Working Group on Blood Pressure Monitoring and Cardiovascular Variability. *Journal of Hypertension*: August 2022. Vol. 40. Issue 8. PP. 1449–1460. DOI: <https://doi.org/10.1097/HJH.0000000000003224>.

[6] Valeria Figini, Sofia Galici, Daniele Russo, Ilenia Centonze, Monica Visintin and Guido Pagana Improving Cuff-Less Continuous Blood Pressure Estimation with Linear Regression Analysis. *Electronics* 2022, Vol. 11(9), 1442. DOI: <https://doi.org/10.3390/electronics11091442>.

[7] Ramakrishna Mukkamala, George S. Stergiou, and Alberto P. Avolio Cuffless Blood Pressure Measurement. *Annual Review of Biomedical Engineering*. Vol. 24: PP. 203–230. April 1, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-110220-014644>.

[8] Savostin A., Tuleshov A., Koshekov K., Savostina G., & Largin A.. Devising a method for predicting a blood pressure level based on electrocardiogram and

photoplethysmogram signals. Eastern-European Journal of Enterprise Technologies, 2022, 5(2(119)), 62–74. DOI: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2022.265066>.

[9] Kachuee, M., Kiani, M. M., Mohammadzade, H., & Shabany, M. (2015). Cuff-less high-accuracy calibration-free blood pressure estimation using pulse transit time. 2015 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS). DOI: <https://doi.org/10.1109/ISCAS.2015.7168806>.

[10] O'Brien, Eoin et al. The British Hypertension Society protocol for the evaluation of automated and semi-automated blood pressure measuring devices with special reference to ambulatory systems. Journal of hypertension 1993. Vol. 11 PP. 543–562. DOI: <https://doi.org/10.1097/00004872-199007000-00004>.

[11] Espressif Systems. ESP32 Series Datasheet v3.8. 30.11.2022. URL: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf).

[12] Maxim Integrated. MAX86150 Integrated Photoplethysmogram and Electrocardiogram Bio-Sensor Module For Mobile Health Datasheet. 19-8402; Rev 2; 12/18. 30.11.2022. URL: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX86150.pdf>.

[13] Kyriacou P., Budidha K., & Abay T. Y. Optical Techniques for Blood and Tissue Oxygenation. Encyclopedia of Biomedical Engineering. 2019. PP. 461-472. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.10886-4>.

**Алексей Савостин**, т.ғ.к., профессор, М. Қозыбаев атындағы Солтүстік Қазақстан университеті, Петропавл, Қазақстан, [asavostin@ku.edu.kz](mailto:asavostin@ku.edu.kz)

**Александр Ларгин**, докторант, М. Қозыбаев атындағы Солтүстік Қазақстан университеті, Петропавл, Қазақстан, [sasha.largin@gmail.com](mailto:sasha.largin@gmail.com)

**Галина Савостина**, PhD, доцент, М. Қозыбаев атындағы Солтүстік Қазақстан университеті, Петропавл, Қазақстан, [gvshubina@ku.edu.kz](mailto:gvshubina@ku.edu.kz)

**Дмитрий Риттер**, т.ғ.к., профессор, М. Қозыбаев атындағы Солтүстік Қазақстан университеті, Петропавл, Қазақстан, [dritter@ku.edu.kz](mailto:dritter@ku.edu.kz)

**Абай Кошеков**, PhD, Азаматтық авиация академиясы, Алматы, Қазақстан, [a.k.koshekov@gmail.com](mailto:a.k.koshekov@gmail.com)

## ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММА ЖӘНЕ ФОТОПЛЕТИСМОГРАМАЛЫҚ СИГНАЛДАР НЕГІЗІНДЕ ҚАН ҚЫСЫМЫНЫҢ ДЕҢГЕЙІН БАҒАЛАУҒА АРНАЛҒАН ӨЛШЕУ ҚҰРЫЛҒЫН ӨЗІРЛЕУ

**Андатпа.** Қан қысымының (ҚҚ) деңгейін инвазиялық емес түрде және сфигмоманометр манжетасыз анықтау үздіксіз мониторинг немесе скринингтік зерттеулер жүргізу кезінде үлкен өзектілікке ие. Бұл жұмыста фотоплетизмограмма және электрокардиограмма сигналдары бойынша ҚҚ параметрлерін бағалауға арналған жаңа өлшеу құрылғысының тәжірибелік үлгісін құру тұжырымдамасы мен сипаттамасы келтірілген. ҚҚ параметрлерін анықтау үшін машиналық оқытудың алдын ала дайындалған модельдері қолданылады. Құрылғы дербес компьютер жағында ҚҚ параметрлерін есептеу үшін деректерді жинаудың электрондық блогы және бағдарламалық жасақтама түрінде жүзеге асырылады. Электрондық блок микроконтроллер жүйесі түрінде жасалады, онда сигналдарды тіркеу кезінде кедергілердің әсерін азайтуға компьютермен сымсыз байланыс арнасын пайдалану арқылы қол жеткізіледі. Өзірленген бағдарламалық жасақтама графикалық пайдаланушы интерфейсіне ие, сигналдарды сүзу және талдау, ақпараттық белгілерді алу, ҚҚ систолалық және диастолалық деңгейлерін болжау және ақпаратты сақтау міндеттерін жүзеге асырады. Өзірленген құрылғы киілетін электроника құрылғыларына негізделген



қарапайым өлшеу процедурасы арқылы гипертонияның халық арасында таралуын бақылау үшін тиімді пайдаланылуы мүмкін.

**Түйінді сөздер.** Қан қысымы, фотоплетизмограмма, электрокардиограмма, микроконтроллерлік жүйе, бағдарламалық жасақтама.

**Aleksey Savostin**, candidate of technical sciences, professor, M. Kozybayev North Kazakhstan University, Petropavlovsk, Kazakhstan, asavostin@ku.edu.kz

**Aleksandr Largin**, doctoral student, M. Kozybayev North Kazakhstan University, Petropavlovsk, Kazakhstan, sasha.largin@gmail.com

**Galina Savostina**, PhD, docent, M. Kozybayev North Kazakhstan University, Petropavlovsk, Kazakhstan, gvshubina@ku.edu.kz.

**Dmitriy Ritter**, candidate of technical sciences, professor, M. Kozybayev North Kazakhstan University, Petropavlovsk, Kazakhstan, dritter@ku.edu.kz.

**Abai Koshekov**, PhD, Academy of Civil Aviation, Almaty, Kazakhstan, a.k.koshekov@gmail.com

## **DEVELOPMENT OF A MEASURING DEVICE FOR ASSESSING BLOOD PRESSURE LEVEL BASED ON ELECTROCARDIOGRAM AND PHOTOPLETHYSMOGRAM SIGNALS**

**Abstract.** The determination of the blood pressure (BP) level by non-invasive way and without a sphygmomanometer cuff is highly relevance for continuous monitoring or screening studies. This paper presents the concept of construction and description of a prototype of a new measuring device for assessment of BP parameters according to signals of photoplethysmogram and electrocardiogram. Pre-trained machine learning models are used to determine the BP parameters. The device is implemented as an electronic block of data acquisition and software for calculating BP parameters on the personal computer side. The electronic block is made in the form of a microcontroller system, which reduces the influence of interference when registering signals is achieved by using a wireless channel of communication with a computer. The developed software has a graphical user interface, implements the tasks of signal filtering and analysis, extraction of informative features, prediction of systolic and diastolic BP levels and information storage. The developed device can be effectively used to control the prevalence of hypertension in the population due to a simpler measurement procedure based on wearable electronics devices.

**Keywords.** Blood pressure, photoplethysmogram, electrocardiogram, microcontroller system, software.

\*\*\*\*\*