

Метод автоматического детектирования характерных точек пульсовой волны

¹**САВОСТИН Алексей Александрович**, к.т.н., профессор, asavostin@ku.edu.kz,

¹**РИТТЕР Дмитрий Викторович**, к.т.н., профессор, dritter@ku.edu.kz,

^{1*}**САВОСТИНА Галина Владимировна**, PhD, доцент, gvshubina@ku.edu.kz,

²**КОШЕКОВ Абай Кайратович**, PhD, постдокторант, a.k.koshekov@gmail.com,

¹**ЛАРГИН Александр Васильевич**, докторант, sasha.largin@gmail.com,

¹НАО «Северо-Казахстанский университет имени Манаша Козыбаева», ул. Пушкина, 86, Петропавловск, Казахстан,

²Академия гражданской авиации, ул. Ахметова, 44, Алматы, Казахстан,

*автор-корреспондент.

Аннотация. Большая распространенность сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) требует разработки новых методов для их своевременной предварительной диагностики. В данном направлении одним из перспективных подходов является анализ фотоплетизмограммы (ФПГ). В статье представлен алгоритмический метод цифровой обработки сигнала ФПГ для автоматического определения положения характерных точек на пульсовой волне. Данная задача является актуальной, так как амплитудные и временные характеристики расположения характерных точек позволяют получать информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы (ССС). Разработанный метод отличается низкой чувствительностью к изменчивости формы сигнала благодаря применению процедур дифференцирования и интерполяции. Предложенное решение может быть использовано для создания современных технических средств предварительной диагностики ССС.

Ключевые слова: фотоплетизмограмма, цифровая обработка сигналов, пульсовая волна, автоматический анализ.

Введение

По данным современных исследований в общемировом масштабе ССЗ в своей совокупности являются главными причинами инвалидизации и смертности среди населения [1]. Этот фактор оказывает существенное влияние на эффективность работы системы здравоохранения. Требуется повсеместное развитие методов ранней диагностики ССЗ для их успешного лечения на начальных стадиях. Одним из современных направлений развития методов скрининговых исследований ССС является фотоплетизмография [2].

Фотоплетизмография представляет собой оптический метод регистрации изменения объема крови в микрососудистом русле ткани. Исследуемый участок ткани (например, палец руки) просвечивается красным и/или инфракрасным светом, который затем регистрируется фотоприемником. Диапазон длин волн источника света выбирается таким образом, чтобы испускаемая волна поглощалась эритроцитами в артериальном русле. По этой причине количество крови в

исследуемом участке ткани будет влиять на интенсивность регистрируемого излучения фотоприемником. В результате из электрического сигнала $i(t)$, снимаемого с фотоприемника, можно получить сигнал ФПГ. Форма сигнала ФПГ представлена на рисунке 1.

Как видно из рисунка 1, ФПГ содержит информацию о движении крови в виде последовательности пульсовых волн (импульсов ФПГ), которая синхронизирована с периферическим пульсом. На пульсовой волне исследователи выделяют характерные точки [3] – специфические участки сигнала, параметры которых коррелируют с различными показателями ССС. Вследствие этого, амплитудные и временные параметры расположения характерных точек на ФПГ используются для конструирования информативных признаков в задачах автоматизированного диагностирования состояния ССС [2, 4].

Однако в ходе реализации подобные решения сталкиваются со значительными трудностями, связанными с необходимостью автоматического определения положения

упомянутых характерных точек. Это вызвано сильной изменчивостью формы ФПГ, возникновением большого числа артефактов и помех в процессе записи сигнала, а также присутствием постоянной составляющей [5, 6]. В соответствии с этим, в данной работе предлагается решение актуальной задачи по определению положения характерных точек ФПГ путем разработки специального алгоритмического метода цифровой обработки регистрируемых данных.

Возможность эффективного автоматического определения расположения характерных точек на импульсе ФПГ позволит создавать новые аппаратно-программные решения для скрининговой диагностики состояния ССС.

Материалы и методы

К характерным точкам импульса ФПГ относят (рисунок 2): точки минимума (Foot Point) F_i , систолического максимума (Systolic Peak) S , диастолического максимума (Diastolic Peak) D , дикротической выемки (Dicrotic Notch) N , точки перегиба (Inflection Point) I , а также точки максимального наклона (Max. Slope) M .

Как видно из рисунка 2, положение всех указанных точек не может быть определено при помощи простой пороговой процедуры. Требуется более сложные алгоритмы цифровой обработки и анализа данных.

В соответствии с этим на рисунке 3 представлена структура алгоритма предлагаемого метода автоматического детектирования точек F_i , M , S , N , I , D на импульсе ФПГ.

На рисунке 4 показана схема предварительной обработки данных с фотоприемника для получения сигнала ФПГ $P(t)$.

Для решения поставленной задачи в данном исследовании для регистрации ФПГ использовался биосенсор MAX86150 (Maxim Integrated, США) с частотой дискретизации 200 Гц и разрядностью аналого-цифрового преобразования (АЦП) 16 бит (фотоприемник на рисунке 4). Такие характеристики АЦП являются достаточными для выполнения последующих операций цифровой обработки сигналов и получения результатов приемлемой точности.

Как следует из рисунка 4, сигнал с фотоприемника $i(t)$ подвергается фильтрации для устранения артефактов и помех, возникающих в процессе записи. Для этой цели используется низкочастотный (ФНЧ) и высокочастотный фильтры (ФВЧ) Баттерворта 6 порядка. Частота среза ФНЧ равна 8 Гц, частота среза ФВЧ – 0,7 Гц. Данные частоты выбраны для удаления из сигнала низкочастотного дрейфа, связанного с дыханием, и высокочастотных артефактов, вызванных

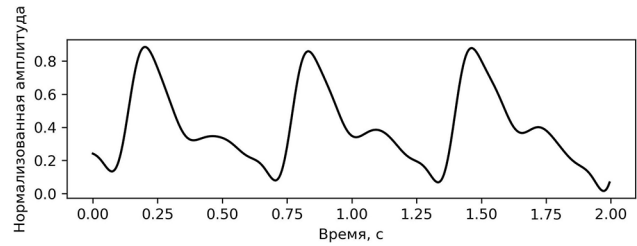


Рисунок 1 – Форма сигнала ФПГ

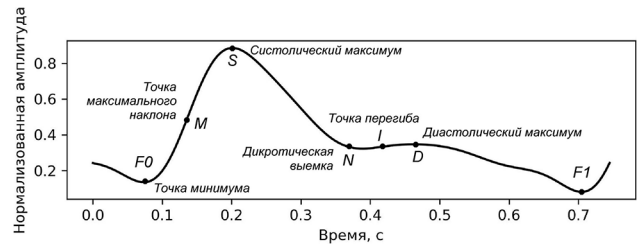


Рисунок 2 – Расположение характерных точек на импульсе ФПГ

сетевой наводкой, тремором мышц и другими составляющими. Для компенсации фазо-частотных искажений при выполнении цифровой фильтрации применяется обработка сигнала в прямом и обратном направлениях [7].

Далее для получения сигнала ФПГ (рисунок 4) необходимо из отфильтрованного сигнала $\hat{i}(t)$ удалить постоянную составляющую и выполнить инверсию оставшейся переменной составляющей.

Постоянная составляющая сигнала $\hat{i}_-(t)$ представляет собой поглощение света тканями, венозной и артериальной кровью. В противоположность этому переменная составляющая $\hat{i}_-(t)$ несет информацию об изменениях в объеме крови, вызванных сердечной активностью на протяжении систолической и диастолической фазы сердечного цикла. Инверсия переменной составляющей сигнала $-\hat{i}_-(t)$ необходима для получения максимумов на ФПГ в моменты максимального объема крови, а минимумов – при минимальном.

Кроме этого, амплитуда сигнала нормализуется в диапазоне [0, 1] (рисунок 4) в соответствии с выражением:

$$\hat{x}_i = \frac{x_i - x_{\min}}{x_{\max} - x_{\min}}, \quad (1)$$

где \hat{x}_i и x_i – нормализованное и исходное значение i -го отсчета сигнала соответственно; x_{\max} – максимальное значение сигнала; x_{\min} – минимальное значение сигнала.

Нормализация ФПГ выполняется для устранения необходимости согласования измерительных шкал при различных типах фотоприемников и параметрах АЦП. Данная

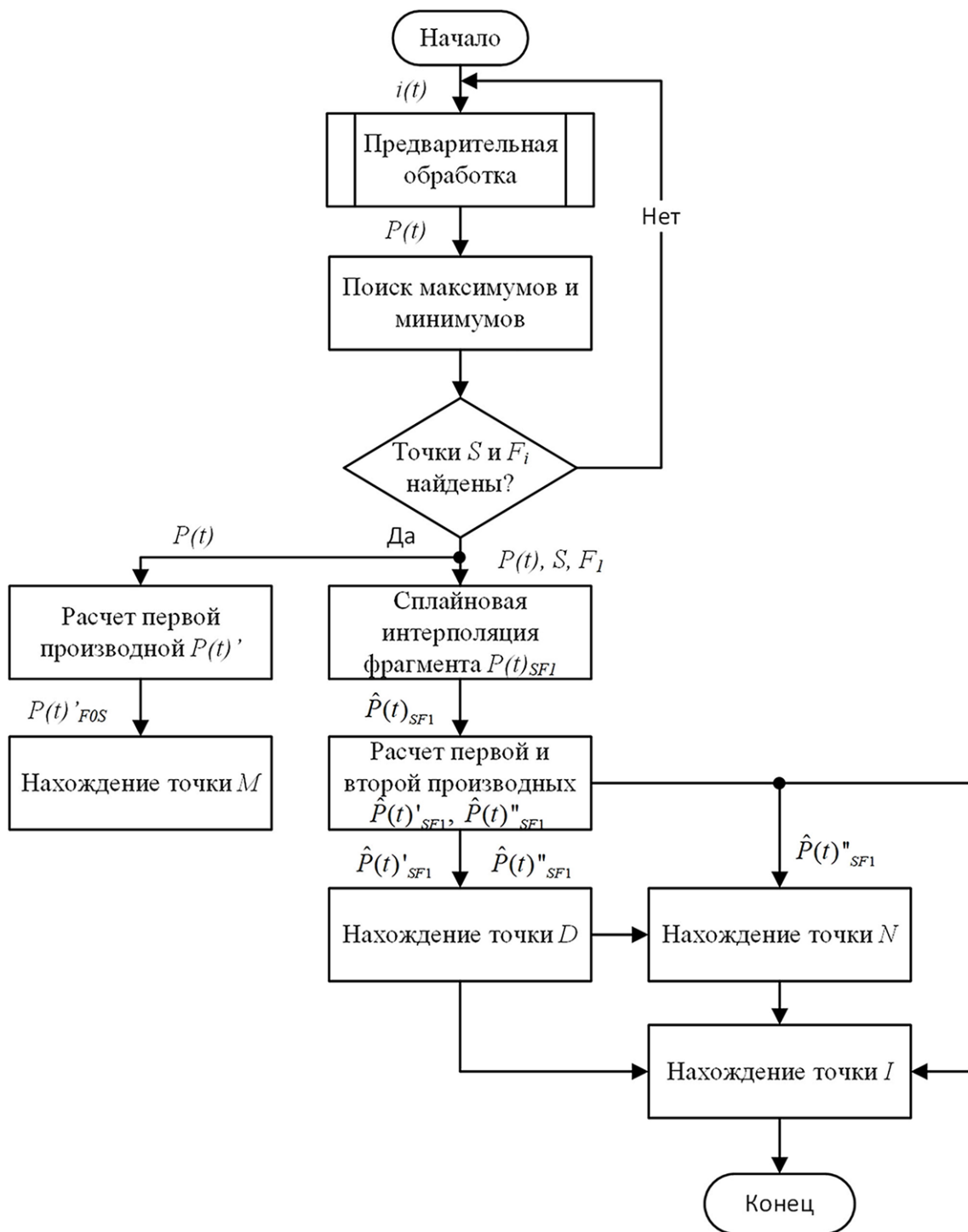


Рисунок 3 – Структурная схема метода автоматического детектирования характерных точек на ФПГ

процедура допустима, так как используемые на практике амплитудные признаки пульсовой волны выражаются в относительных единицах [2].

После предварительной обработки, в соответствии с рисунком 3, для сигнала ФПГ $P(t)$ выполняется поиск максимумов и минимумов, т.е. определяется положение точек S и F_i . Из-за сильной изменчивости формы пульсовой волны алгоритмы определе-

ния максимумов в сигнале, использующие фиксированные пороговые значения в заданном размера окна поиска, показывают низкую результативность. По этой причине в предложенном методе для поиска точек минимума F_i и систолического максимума S (рисунок 2) используется алгоритм автоматического многомасштабного обнаружения пиков в зашумленных периодических и квазипериодических сигналах, описанный в

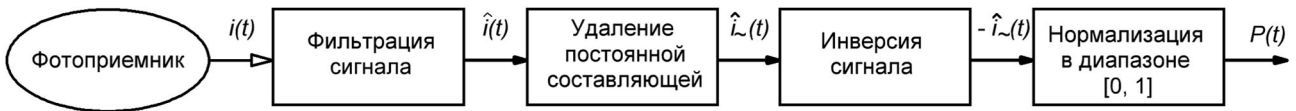


Рисунок 4 – Схема процесса предварительной обработки данных

работе [8]. Данный алгоритм не использует фиксированную пороговую процедуру, при этом окно поиска масштабируется автоматически. Для поиска точек минимумов F_i алгоритм [8] применяется для инвертированного сигнала ФПГ – $P(t)$.

В соответствии с рисунком 3, если определить точки S и F_i не удалось (сигнал сильно искажен, данные отсутствуют и т.п.), выполнение алгоритма прекращается. Информация о расположении точек S и F_i позволяет определить границы импульса и детектировать положение оставшихся характерных точек.

На следующем шаге алгоритма поиска (рисунок 3) определяется положение точки максимального наклона M в соответствии со схемой рисунка 5.

Характерная точка M всегда располагается на восходящем участке пульсовой волны между точками F_0 и S . Как показано на рисунке 5, точка M определяется по максимуму первой производной фрагмента сигнала $P(t)_{F_0S}$. Максимум первой производной $P(t)'$ на рисунке 5 обозначен как M' .

Последующие манипуляции с данными (рисунок 3) предполагают более сложные процедуры, так как точки D , N , I могут быть слабо выражены в различных формах импульса ФПГ.

В частности, для нисходящего участка пульсовой волны между точками S и F_1 выполняется сплайновая интерполяция полиномом 7-й степени – $\widehat{P}(t)_{SF1}$ на рисунке 3. Сплайновая интерполяция позволяет устранить возникающие искажения формы импульса в процессе регистрации [9].

Полученная аппроксимированная функция $\widehat{P}(t)_{SF1}$ используется для расчета первой $\widehat{P}(t)'_{SF1}$ и второй $\widehat{P}(t)''_{SF1}$ производных. При этом за момент диастолического максимума принимается положение точки D' , где первая производная аппроксимированной функции $\widehat{P}(t)'_{SF1}$ принимает нулевое значение, а вторая $\widehat{P}(t)''_{SF1}$ – отрицательное значение (рисунок 5).

Локальный максимум функции $\widehat{P}(t)''_{SF1}$ используется для определения положения дикротической выемки N . Для этого на второй производной ищется ближайшее максимальное значение (точка N'' на рисунке 5) к точке D (D').

Как следует из рисунка 2, точка перегиба

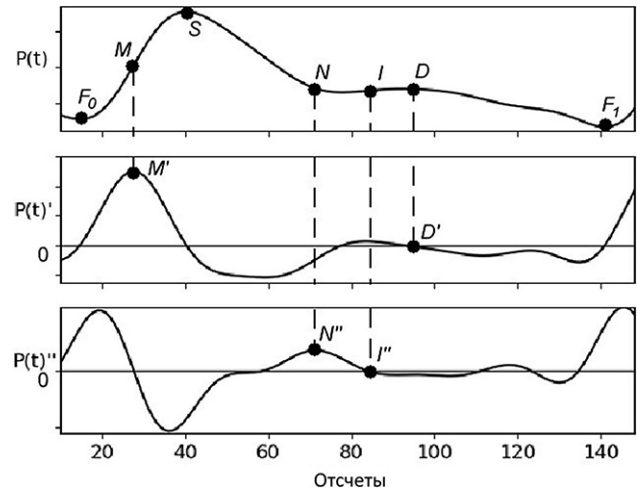


Рисунок 5 – Определение положения характерных точек импульса ФПГ

I располагается между дикротической выемкой N и диастолическим пиком D . На этом отрезке за ее положение принимается положение точки I'' , где функция $\widehat{P}(t)''_{SF1}$ принимает нулевое значение (рисунок 5). Если по данному критерию определить точку I'' не удалось, то точка перегиба принимается лежащей на середине отрезка $P(t)_{ND}$.

После установления положения точек F_i , M , S , N , I , D на их основе может быть выполнен расчет требуемых параметров импульсов ФПГ, базирующихся на соответствующих временных и амплитудных характеристиках.

Результаты

На рисунке 6 представлены результаты работы предложенного алгоритмического метода по определению характерных точек на импульсе ФПГ.

Как следует из рисунка 6, предложенный алгоритм хорошо справляется со своей задачей даже в условиях сильной изменчивости формы импульса. Например, на рисунках 6 а, б диастолический максимум (D) ярко выражен, и все характерные точки определены. Напротив, на рисунке 6 в, диастолический максимум практически неразличим. Однако расположение точек I , N и D удается определить предложенным способом.

Следует отметить, что в практических задачах часто даже применение производных интерполированного сигнала $\widehat{P}(t)'_{SF1}$, $\widehat{P}(t)''_{SF1}$ не позволяет четко определить расположе-

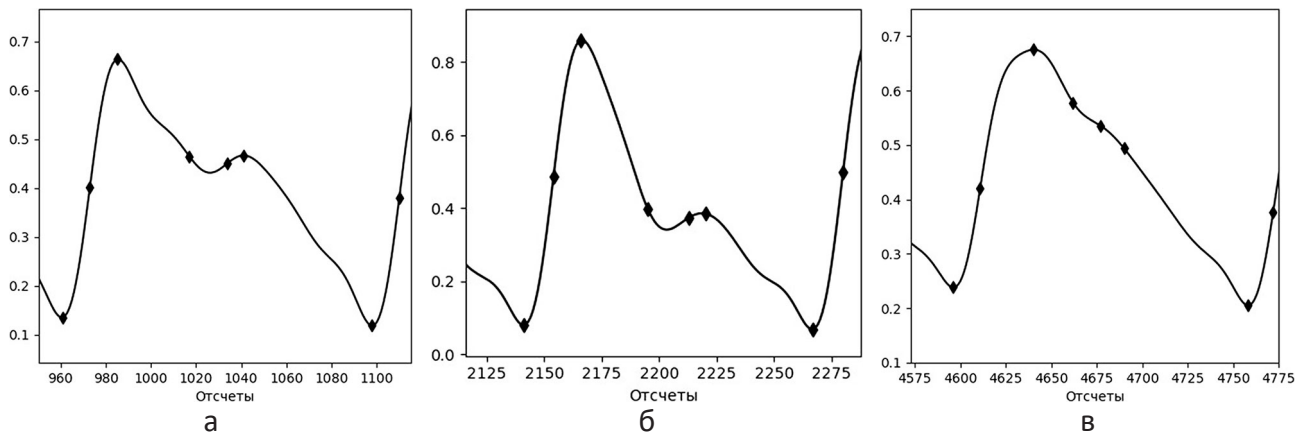


Рисунок 6 – Результаты работы предложенного метода по детектированию характерных точек импульса ФПГ

ние точки D импульса. Для таких ситуаций в реализованном методе предусматривается принимать за расположение точки диастолического максимума (D) середину участка $P(t)_{SF1}$.

Кроме этого, амплитудные и временные параметры пульсовой волны могут уточняться при помощи статистической обработки данных о положении характерных точек, полученных от группы импульсов ФПГ в процессе записи.

Выводы

Предложенный в данной работе алгоритмический метод позволяет в автоматическом режиме при помощи инструментов цифровой обработки сигналов детектировать положение характерных точек на импульсе ФПГ. Благодаря предложенному подходу работоспособность метода сохраняется несмотря на сильную изменчивость формы пульсовой волны.

К ограничениям данного метода, при ко-

торых корректный анализ будет невозможен, следует отнести присутствие на записи ФПГ сильных артефактов, связанных с движением объекта (пальца руки), или засветок от окружающего фона.

Представленное решение будет востребовано в задачах исследования состояния ССС при разработке новых портативных устройств мониторинга и предварительной диагностики. В частности, авторы данной работы используют описанный метод в задаче определения уровня кровяного давления без манжеты сфигмоманометра [10].

Дальнейшее совершенствование метода может быть связано с появлением новых аппаратных средств регистрации ФПГ, способных компенсировать внешние факторы, искажающие сигнал.

Благодарности

Авторы выражают благодарность Институту механики и машиноведения имени академика У.А. Джолдасбекова.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Vaduganathan M., Mensah G., Turco J., et al. The Global Burden of Cardiovascular Diseases and Risk. *J Am Coll Cardiol.* 2022. 80 (25). Pp. 2361-2371. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2022.11.005>
2. Elgendi Mohamed, On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals, *Current Cardiology Reviews* 2012. 8 (1). <https://dx.doi.org/10.2174/157340312801215782>
3. 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). <https://doi.org/10.1109/ISCAS.2015.7168806>
4. Liu Z., Zhou B., Li Y., Tang M. and Miao F. (2020). Continuous Blood Pressure Estimation from Electrocardiogram and Photoplethysmogram Durin Arrhythmias *Front. Physiol.* 11:575407. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.575407>

5. Ramakrishna Mukkamala, George S. Stergiou, and Alberto P. Avolio Cuffless Blood Pressure Measurement. Annual Review of Biomedical Engineering. Vol. 24, pp. 203-230, 2022. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-110220-014644>
6. Elgendi M., Norton I., Brearley M., Abbott D., Schuurmans D. Systolic peak detection in acceleration photoplethysmograms measured from emergency responders in tropical conditions. PLoS One. 2013, Oct 22, 8 (10). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0076585>
7. Savostin, A.A., Ritter, D.V., Savostina, G.V. et al. Comparative Analysis of Algorithms for Elimination of Low-Frequency Noise in Electrocardio-Signals. Meas Tech 61, pp. 738-743, 2018. <https://doi.org/10.1007/s11018-018-1494-2>
8. Scholkmann F., Boss J., Wolf M. An Efficient Algorithm for Automatic Peak Detection in Noisy Periodic and Quasi-Periodic Signals. Algorithms. 2012, 5 (4), pp. 588-603. <https://doi.org/10.3390/a5040588>
9. N. Hasanzadeh, M.M. Ahmadi and H. Mohammadzade, «Blood Pressure Estimation Using Photoplethysmogram Signal and Its Morphological Features», in IEEE Sensors Journal, vol. 20, no. 8, pp. 4300-4310, 2020. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2961411>
10. Савостин А., Ларгин А., Савостина Г., Риттер Д., Кошеков А. Разработка измерительного устройства для оценки уровня кровяного давления по данным сигналов электрокардиограммы и фотоплетизмограммы. Вестник КазАТК, 125 (2), С. 354-362. <https://doi.org/10.52167/1609-1817-2023-125-2-354-362>

Тамыр соғу толқынының ерекше нүктелерін автоматты түрде анықтау әдісі

¹**САВОСТИН Алексей Александрович**, т.ғ.к., профессор, asavostin@ku.edu.kz,

¹**РИТТЕР Дмитрий Викторович**, т.ғ.к., профессор, dritter@ku.edu.kz,

^{1*}**САВОСТИНА Галина Владимировна**, PhD, доцент, gvshubina@ku.edu.kz,

²**КОШЕКОВ Абай Қайратұлы**, PhD, постдокторант, a.k.koshekov@gmail.com,

¹**ЛАРГИН Александр Васильевич**, докторант, sasha.largin@gmail.com,

¹«Манаш Қозыбаев атындағы Солтүстік Қазақстан университеті» КеАҚ, Пушкин көшесі, 86, Петропавл, Қазақстан,

²Азаматтық авиация академиясы, Ахметов көшесі, 44, Алматы, Қазақстан,

*автор-корреспондент.

Аңдатпа. Жүрек-қан тамырлары ауруларының (ЖҚТА) кең таралуы оларды уақытылы алдын ала диагностиканың жаңа әдістерін әзірлеуді қажет етеді. Бұл бағытта перспективалық тәсілдердің бірі фотоплетизмограмманы (ФПГ) талдау болып табылады. Мақалада тамыр соғу толқынға ерекше нүктелердің орнын автоматты түрде анықтау үшін ФПГ сигналын сандық өңдеудің алгоритмдік әдісі келтірілген. Бұл мәселе өзекті болып табылады, өйткені ерекше нүктелердің орналасуының амплитудалық және уақыттық сипаттамалары жүрек-қан тамырлары жүйесінің (ЖҚТЖ) күйі туралы ақпарат алуға мүмкіндік береді. Әзірленген әдіс дифференциалдау және интерполяция процедураларын қолдану арқылы сигнал пішінінің өзгергіштігіне төмен сезімталдықпен сипатталады. Ұсынылған шешім ЖҚТЖ алдын ала диагностикалаудың заманауи техникалық құралдарын жасау үшін пайдаланылуы мүмкін.

Кілт сөздер: фотоплетизмограмма, сандық сигналдарды өңдеу, тамыр соғу толқыны, автоматты талдау.

Method of Automatic Detection of Pulse Wave Characteristic Points

¹**SAVOSTIN Alexey**, Cand. of Tech. Sci., Professor, asavostin@ku.edu.kz,

¹**RITTER Dmitriy**, Cand. of Tech. Sci., Professor, dritter@ku.edu.kz,

^{1*}**SAVOSTINA Galina**, PhD, Associate Professor, gvshubina@ku.edu.kz,

²**KOSHEKOV Abay**, PhD, Postdoctoral Researcher, a.k.koshekov@gmail.com,

¹**LARGIN Alexandr**, Doctoral Student, sasha.largin@gmail.com,

¹NPLC «Manash Kozybayev North Kazakhstan University», Pushkin Street, 86, Petropavl, Kazakhstan,

²Civil Aviation Academy, Akhmetov Street, 44, Almaty, Kazakhstan,

*corresponding author.

Abstract. *The high prevalence of cardiovascular diseases (CVD) requires the development of new methods for their timely preliminary diagnosis. One of the promising approaches in this direction is the analysis of photoplethysmogram (PPG). The article presents an algorithmic method of digital processing of the PPG signal for automatic determination of the position of characteristic points on the pulse wave. This task is relevant, as amplitude and time characteristics of the location of characteristic points allow obtaining information about the state of the cardiovascular system (CVS). The developed method is characterised by low sensitivity to the variability of the signal shape due to the application of differentiation and interpolation procedures. The proposed solution can be used for creation of modern technical means of preliminary diagnostics of CVS.*

Keywords: *photoplethysmogram, digital signal processing, pulse wave, automatic analysis.*

REFERENCES

1. Vaduganathan M., Mensah G., Turco J., et al. The Global Burden of Cardiovascular Diseases and Risk. *J Am Coll Cardiol.* 2022. 80 (25). Pp. 2361-2371. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2022.11.005>
2. Elgendi Mohamed, On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals, *Current Cardiology Reviews* 2012. 8 (1). <https://dx.doi.org/10.2174/157340312801215782>
3. 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). <https://doi.org/10.1109/ISCAS.2015.7168806>
4. Liu Z., Zhou B., Li Y., Tang M. and Miao F. (2020). Continuous Blood Pressure Estimation from Electrocardiogram and Photoplethysmogram Durin Arrhythmias *Front. Physiol.* 11:575407. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.575407>
5. Ramakrishna Mukkamala, George S. Stergiou, and Alberto P. Avolio Cuffless Blood Pressure Measurement. *Annual Review of Biomedical Engineering.* Vol. 24, pp. 203-230, 2022. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-110220-014644>
6. Elgendi M., Norton I., Brearley M., Abbott D., Schuurmans D. Systolic peak detection in acceleration photoplethysmograms measured from emergency responders in tropical conditions. *PLoS One.* 2013, Oct 22, 8 (10). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0076585>
7. Savostin, A.A., Ritter, D.V., Savostina, G.V. et al. Comparative Analysis of Algorithms for Elimination of Low-Frequency Noise in Electrocardio-Signals. *Meas Tech* 61, pp. 738-743, 2018. <https://doi.org/10.1007/s11018-018-1494-2>
8. Scholkman F., Boss J., Wolf M. An Efficient Algorithm for Automatic Peak Detection in Noisy Periodic and Quasi-Periodic Signals. *Algorithms.* 2012, 5 (4), pp. 588-603. <https://doi.org/10.3390/a5040588>
9. N. Hasanzadeh, M.M. Ahmadi and H. Mohammadzade, «Blood Pressure Estimation Using Photoplethysmogram Signal and Its Morphological Features», in *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 8, pp. 4300-4310, 2020. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2961411>
10. Savostin, A., Largin, A., Savostina, G., Ritter, D., Koshekov, A. (2023). Razrabotka izmeritel'nogo ustrojstva dlja ocenki urovnja krovjanogo davlenija po dannym signalov jelektrokardiogrammy i fotopletizmogrammy. *Vestnik KazATK*, 125 (2), 354-362. <https://doi.org/10.52167/1609-1817-2023-125-2-354-362>