

УДК: 612.117.5.

ISSN 1729-4428 (Print)
ISSN 2309-8589 (Online)

Б.С. Дзундза¹, С.В. Домбровський¹, М.В. Штунь¹, О.О. Чінчой², А.В. Моргун¹

Особливості програмної обробки сигналів фотоплетизмографії

¹Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника, м. Івано-Франківськ, Україна,
bohdan.dzundza@pnu.edu.ua;

²Центральноукраїнський державний університет імені Володимира Винниченка, Кропивницький, Україна

В роботі досліджено можливості аналізу стану здоров'я людини методом фотоплетизмографії, як достатньо перспективного методу неінвазивного моніторингу біомедичних показників людини, зокрема, частота серцевих скорочень, частота дихання, стан серцево-судинної системи та насиченість крові киснем.

В роботі проаналізовано методи обробки сигналів фотоплетизмографії та розроблено алгоритм аналізу сигналу фотоплетизмографії, який здійснює компенсацію модуляції сигналу диханням, швидко знаходить основні точки екстремумів, та визначає частоту серцевих скорочень, частоту дихання, показники серцево-судинної системи та насиченість крові киснем. Застосування даного алгоритму мало навантажує мікроконтролер та дало можливість розробити систему моніторингу стану здоров'я людини з низьким енергоспоживанням.

Ключові слова: неінвазивний моніторинг, частота серцевих скорочень, сатурація, комп'ютерна система, обробка сигналів, термоелектричний генератор.

Подано до редакції 07.01.2025; прийнято до друку 07.02.2025.

Вступ

Фотоплетизмографію все ширше застосовують в останні роки, як неінвазивний метод моніторингу показників серцево-судинної діяльності. При цьому застосовуються як портативні, так і стаціонарні прилади [1,2]. Авторами багатьох публікацій [3-5] робляться спроби застосування цих методів для неінвазивного контролю рівнів гемоглобіну та глюкози в крові людини. Навіть запропоновано прототип портативного пристрою, але застосування лише однієї частоти 940 нм для визначення рівня глюкози в крові не дає можливості отримати необхідну точність, через близькість коефіцієнтів поглинання води і глюкози на вказаній частоті. Підвищення точності вимірювань компонентів крові можна досягти обчислювальними методами з використанням спектрального аналізу [5].

Важливими складовими для біомедичних застосувань є неперервний моніторинг таких важливих параметрів як частота серцевих скорочень, частота дихання, рівень насичення крові киснем, які

можуть бути отримані неінвазивними методами за допомогою програмно-апаратної обробки оптичних сигналів від фоточутливих сенсорних елементів для різних довжин хвиль. З аналізу пульсової хвилі можна отримати показники для проведення діагностування стану серцево-судинної системи, які включають індекс жорсткості судин, частота серцевих скорочень, час відбиття пульсової хвилі, індекс відбиття та інше [6]. Значне поширення неінвазивних методів діагностування серцево-судинних захворювань зумовлено їх простотою реалізації, неруйнівною дією та відсутністю ризику занесення інфекції [7].

Апаратні методи отримання та обробки сигналів фотоплетизмографії розроблено в попередніх роботах [8,9]. В роботі наведено результати аналізу методів програмного фільтрування сигналу фотоплетизмографії та результати розробки методів та алгоритмів визначення параметрів пульсової хвилі та дихання. Ідеї створення інтегральних фотодетекторів описано в роботі [10].

I. Аналіз методів програмного фільтрування сигналу фотоплетизмографії та визначення параметрів дихання

Сигнал пульсації крові отриманий за допомогою світлочутливого сенсора є достатньо слабким, містить велику постійну складову та шуми і на пряму не придатний для прямого цифро-аналогового перетворення та подальшої програмної обробки. Для усунення постійної складової сигналу, запропоновано диференціальну схему на операційному підсилювачі [9], з можливістю динамічної зміни рівня компенсації за допомогою цифро-аналогового перетворювача мікроконтролера. Це дало можливість компенсувати постійну складову не залежно від її величини, а корисний сигнал попередньо підсилити та розширити на весь динамічний діапазон аналого-цифрового перетворювача. В цілому структурна схема розробленої гібридної мікросистеми для біомедичних застосувань на основі фотоплетизмографії представлена у роботі [8]. При застосуванні розробленої системи виникає ряд труднощів, зокрема рівень отриманого після апаратної обробки сигналу дещо плаває, синхронно з диханням, а для досягнення низького енергоспоживання ресурсів вибрано мікроконтролер з низьким енергоспоживанням і його ресурсів недостатньо для застосування універсальних алгоритмів обробки сигналів в реальному часі.

Оскільки сигнал фотоплетизмограми промодульований диханням то це дає можливість визначення частоту та параметри дихання.

Спроби застосувати класичні фільтри ковзаючого середнього, медіанний та фільтр Кальмана не дають достатньо доброго результату (рис. 1), але достатні для швидкого визначення частоти серцевих скорочень та частоти дихання.

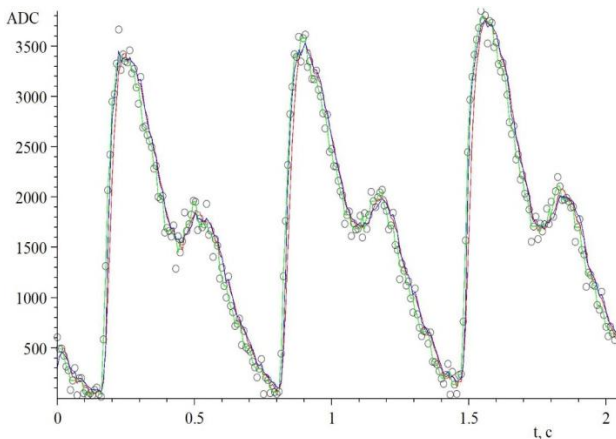


Рис. 1. Програмні методи фільтрування оцифрованого сигналу методом ковзаючого середнього (червона крива), медіанним методом (зелена крива) та методом Кальмана (синя крива).

Найшвидшим є фільтр ковзаючого середнього, після такого фільтрування дані простіше обробляти програмно, але виникає відставання і деякий зріз вершин, що приводить до втрати частини інформації

яка містилася у вихідному сигналі. Найбільш гнучким щодо налаштувань є фільтр Кальмана, хоч і потребує значно більше ресурсів мікроконтролера. В залежності від зашумленості сигналу, який отримано після апаратної обробки за допомогою розробленого інтегрального перетворювача сигналів, можна гнучко керувати параметрами програмного фільтрування, з метою мінімальної втрати корисної інформації.

Сигнал фотоплетизмографії містить цінну інформацію про серцево-судинну та дихальну системи, яка ще до тепер не набула широкого використання через шуми та складнощі в обробці сигналів [11]. Відношення двох основних складових сигналу фотоплетизмографії – частоти серцевих скорочень та частоти дихання – дає ще один важливий діагностичний показник стану взаємодії дихальної та серцево-судинної системи організму – індекс Хільдебранта. Його відхилення від значень 4,0 свідчить про ступінь неузгодженості серцево-судинної та дихальної систем. У роботі [12] показано можливість визначити індекса Хільдебранта методом фотоплетизмографії з точністю до третього знаку після коми.

На рис. 2. наведено фотоплетизмограму за декілька циклів вдих-видих. Зелена крива відображає дані усереднені за декілька періодів частоти серцевих скорочень.

Бачимо що дані добре описуються періодичною функцією, яку наближено можна описати формулою:

$$Y = A \sin(2\pi\omega t + \varphi) + B, \quad (1)$$

Основним параметром тут є частота дихання ω , всі інші параметри не залежать від частоти дихання та потрібні лише для позиціонування кривої відносно періоду виміру: B – задає зміщення по осі абсцис, приблизно дорівнює середньому арифметичному вибірки; параметр A – визначає амплітуду сигналу та залежить від коефіцієнта підсилення, оцінити даний параметр можна як половину різниці між максимумом і мінімумом кривої біжучого середнього; параметр φ – це зсув фази, що залежить від часу початку оцифровки даних відносно періоду дихання. Застосовуючи метод найменших квадратів для апроксимації даних формулою (1), визначаємо частоту дихання. Віднімаючи від вихідних даних отриману за формулою (1) криву можна суттєво зменшити вплив дихання на вихідні дані (рис. 3), та суттєво підвищити точність аналізу пульсової хвилі.

II. Програмний аналіз пульсової хвилі

Загальний вигляд фотоплетизмограми схематично показано на рис. 4. Сигнал фотоплетизмограми чутливий до декількох типів шуму і включає артефакти руху та порушення прилягання давача, перешкоди в сигнальних лініях. Крім того, на форму хвилі впливають технічні аспекти, такі як тип використовуваного датчика та розташування місця вимірювання [13].

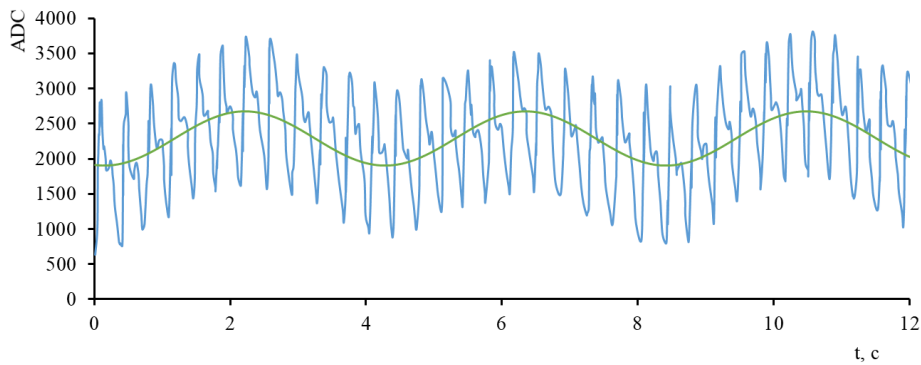


Рис. 2. Промодульована диханням фотоплетизмограма (синя крива), та її апроксимація формулою (1) (зелена крива).

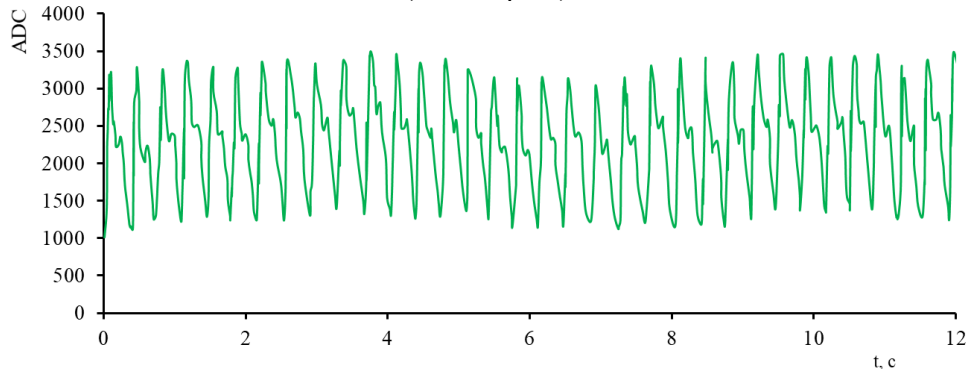


Рис. 3. Фотоплетизмограма після її вирівнювання відніманням кривої дихання.

Для програмного аналізу пульсової хвилі та діагностування можливих відхилень необхідно визначити основні точки на фотоплетизмограмі (рис. 4).

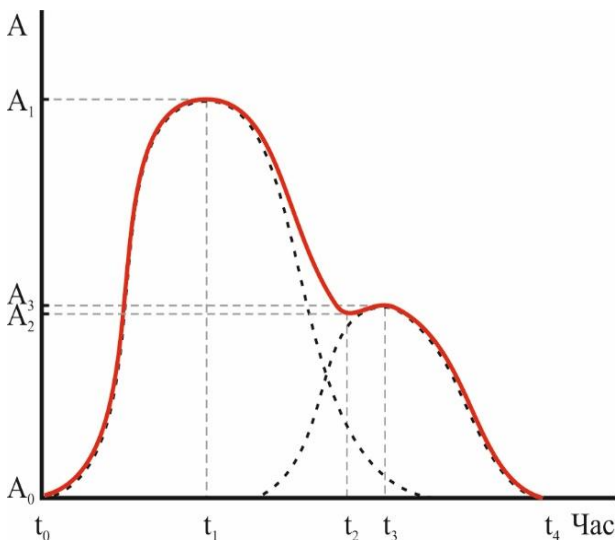


Рис. 4. Фотоплетизмограма, яка схематично відображає пульсову хвилю.

Перший пік кривої A_1 , відповідає анакротичному періоду пульсової хвилі, тобто фазі скорочення серцевих м'язів, яка відбувається в період систоли [13]. Амплітудне значення пульсової хвилі A_2 , відповідає ударному об'єму крові, надаючи таким чином непрямі відомості про рівень інотропного ефекту. Другий пік пульсової хвилі A_3 , відповідає дикротичному періоду пульсової хвилі, і утворюється

за рахунок того, що при викиді крові серцем під дією підвищеного тиску, аорта і великі артерії пружно розтягуються, а коли систолічний тиск спадає, то судини повертаються в початковий стан, викидаючи при цьому накопичений обсяг крові. Цей пік відповідає діастолічному періоду серцевого циклу та несе інформацію про тонус судин. Частота і тривалість пульсової хвилі залежать від особливостей роботи серця, а величина та форма її піків – від стану стінок судин.

Першим кроком у аналізі сигналу фотоплетизмографії є ідентифікація окремих пульсових хвиль для аналізу. Це завдання є складним, тому що пульсова хвиля може демонструвати, як два чітких піки, наприклад, у молодих здорових людей, так і не мати другого піка зовсім або він буде на рівні шуму, наприклад, при порушенні тонусу судин [14-15]. У літературі відомо кілька методів ідентифікації пульсових хвиль, більшість методів базуються на визначенні систолічного піку, оскільки він, як правило, є найбільш помітною ознакою [16]. Найчастіше для визначення екстремумів використовують точки перетину нуля першої похідної [17]. Але використання цього методу через шум, який завжди присутній у реальних сигналах, та призводить до випадкових перетинів нуля першою похідною, та навіть після згладжування кривої за допомогою програмних фільтрів, не дає хороших результатів. Застосування більш просунутих методів, таких як вейвлет-перетворення [18] обмежується невеликими обчислювальними ресурсами мікроконтролерів з низьким енергоспоживанням. Перспективними є порогові методи виявлення піків. Оскільки форма

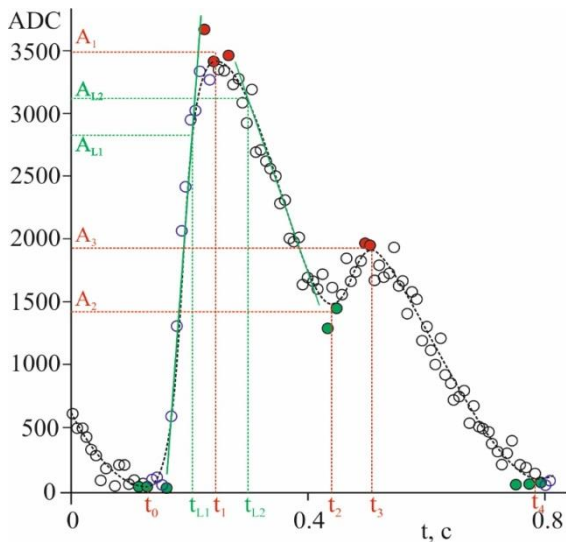


Рис. 6. Розшифрування фотоплетизмограми.

Показник тону судин визначається відношенням часу, витраченого на максимальний підйом пульсової кривої, до часу проходження всієї пульсової кривої до початку наступного періоду $T = t_4 - t_0$:

$$ПТС = 100\% \cdot (t_1 - t_0) / (T).$$

Показник еластичності визначається відношенням амплітуди швидкого кровонаповнення до амплітуди повільного кровонаповнення:

$$ПЕ = 100\% \cdot A_{L1} / A_{L2}.$$

При нормальному тонусі судин величина показника еластичності становить 70-80%. У разі вазодилатації показник еластичності зростає вище 80%, а при вазоконстрикції – стає нижче 70%.

В цілому метод ФПГ та розроблений на його основі прототип приладу показав хороші результати. Як видно з рис. 1. вдалося досягнути достатньо чіткого і стабільного сигналу з якого після компенсації впливу дихання за допомогою розроблених програмних алгоритмів уже досить точно вдалося визначити параметри пульсової хвилі. Реалізований метод фотоплетизмографії, дає можливість неінвазивно та швидко отримати інформацію про роботу серця, стан серцево-судинної системи, зміни параметрів кровообігу при впливі на організм різних фізичних факторів, та може стати

одним із варіантів вирішення проблеми швидкої та одночасно доступної діагностики та моніторингу параметрів стану здоров'я людини.

Низьке енергоспоживання розробленої системи дає можливість застосовувати для підвищення часу автономної роботи малопотужні альтернативні джерела живлення. Зокрема автори працюють над розробкою тонкоплівкового термоелектричного перетворювача енергії [19] від тепла тіла людини для автономної системи фотоплетизмографії.

Висновки

Досліджено можливості аналізу стану здоров'я людини методом фотоплетизмографії. Показано, що фотоплетизмографія є достатньо перспективним методом неінвазивного моніторингу біомедичних показників людини таких як частота серцевих скорочень, частота дихання, стан серцево-судинної системи та насиченість крові киснем.

Розроблено алгоритм аналізу сигналу фотоплетизмографії, який здійснює компенсацію модуляції сигналу диханням, швидко знаходить основні точки екстремумів, та визначає частоту серцевих скорочень, частоту дихання, показники серцево-судинної системи та насиченість крові киснем.

Показано що застосування даного алгоритму мало навантажує мікроконтролер, що сприяє низькому енергоспоживанню системи і в перспективі дасть можливість застосовувати для підвищення часу автономної роботи малопотужні альтернативні джерела живлення, зокрема термоелектричні.

Робота виконана в рамках проекту МОН України "Багатофункціональна сенсорна мікросистема неінвазивного неперервного моніторингу та аналізу біосигналів людини" (державний реєстраційний номер 0124U000384).

Дзунда Б.С. – доктор технічних наук, старший науковий співробітник;
Домбровський С.В. – аспірант;
Моргун А.В. – аспірант;
Чінчой О.О. – к.пед.н., доцент кафедри природничих наук і методик їхнього навчання;
Штунь М.В. – аспірант.

- [1] R.G. Khemani, N.R. Patel, R.D. Bart, C.J.L. Newth, *Comparison of the Pulse Oximetric Saturation/Fraction of Inspired Oxygen Ratio and the PaO₂ Fraction of Inspired Oxygen Ratio in Children*, Chest, 135(3), 662 (2009); <https://doi.org/10.1378/chest.08-2239>.
- [2] J.Allen, *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*, Physiological Measurement, 28(3), R01 (2007); <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>.
- [3] J.H. Kwon, S.E. Kim, N.H. Kim, E.C. Lee, J.H. Lee, *Premiently Robust Neural PPG Denoiser*, Sensors, 22(1), 2082 (2022); <https://doi.org/10.3390/s22062082>.
- [4] J. Moraes, M. Rocha, G. Vasconcelos, J. Vasconcelos Filho, V. de Albuquerque, A. Alexandria, *Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications*, Sensors, 18(6), 1894 (2018); <https://doi.org/10.3390/s18061894>.

- [5] K.V. Pozhar, M.O. Mikhailov, E.L. Litinskaia, *Near-Infrared Spectroscopy for Noninvasive Measurement of Blood Glucose: Problems, Progress, Tasks*, Biomed Eng, 56, 64 (2022); <https://doi.org/10.1007/s10527-022-10168-5>.
- [6] V.I. Matyash, N.V. Ralets, L.V. Berezina, *Clinical characteristics of autonomic disorders*, Journal of Clinical and Experimental Medical Research, (2), 252 (2013).
- [7] S.V. Pavlov, T.I. Kozlovska, V.B. Vasylenko, Optoelectronic means of diagnosing human pathologies related to peripheral circulation: monograph (VNTU, Vinnytsia, 2014).
- [8] B.S. Dzundza, I.T. Kohut, V.I. Holota, L.V. Turovska, M.V. Deichakivskyi, *Principles of construction of hybrid microsystems for biomedical applications*, Physics and Chemistry of Solid State, 23(4), 776 (2022); <https://doi.org/10.15330/pcss.23.4.776-784>.
- [9] I.T. Kogut, B.S. Dzundza, V.I. Holota, V.V. Fedoriuk, L.I. Nykyruy, *Modeling of integrated signal converters for biomedical sensor microsystems*, Physics and Chemistry of Solid State, 24(3), 515 (2023); <https://doi.org/10.15330/pcss.24.3.515-519>.
- [10] V.I. Holota, I. Kogut, A. Druzhinin, Y. Khooverko, *High sensitive active MOS photo detector on the local 3D SOI-structure*, Advanced Materials Research, 854(1), 45 (2014); <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.854.45>.
- [11] Elisa Mejia-Mejia, John Allen, Karthik Budidha, Chadi El-Hajj, *Technology, Signal Analysis and Applications, Photoplethysmography signal processing and synthesis*, Photoplethysmography, 69 (2022); <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-823374-0.00015-3>.
- [12] P.O. Mykhailova, S.V. Zubkov, *Assessment of the relationship between respiratory and cardiovascular system function using the photoplethysmography method*, Biomedical Engineering and Technology, 1(1), 104 (2018).
- [13] M. Elgendi, *On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals*, Current Cardiology Reviews, 8(1), 14 (2012); <https://doi.org/10.2174/157340312801215782>.
- [14] E.J. Arguello Prada, R.D. Serna Maldonado, *A novel and low-complexity peak detection algorithm for heart rate estimation from low-amplitude photoplethysmographic (PPG) signals*, Journal of Medical Engineering and Technology, 42(8), 569 (2018); <https://doi.org/10.1080/03091902.2019.1572237>.
- [15] P. van Gent, *Traffic Psychology and Behaviour HeartPy: A novel heart rate algorithm for the analysis of noisy signals*, Transportation Research Part F, 66, 368 (2019); <https://doi.org/10.1016/j.trf.2019.09.015>.
- [16] M. Aboy, *An automatic beat detection algorithm for pressure signals*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 52(10), 1662 (2005). <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.855725>.
- [17] B.N. Li, M.C. Dong, M.I. Vai, *On an automatic delineator for arterial blood pressure waveforms*, Biomedical Signal Processing and Control, 5(1), 76 (2010); <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2009.06.002>.
- [18] N.J. Conn, D.A. Borkholder, *Wavelet based photoplethysmogram foot delineation for heart rate variability applications*, IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium (2013); <https://doi.org/10.1109/SPMB.2013.6736782>.
- [19] D.M. Freik, B.S. Dzundza, M.A. Lopyanko, Ya.S. Yavorsky, A.I. Tkachuk, R.B. Letsyn, *Structure and electrical properties of thin films of pure and bismuth-doped lead telluride*, Journal of Nano- and Electronic Physics, 4(2), 02012 (2012).

B.S. Dzundza¹, S.V. Dombrovskiy¹, M.V. Shtun¹, O.O. Chinchoy², A.V. Morgun¹

Software processing features of photoplethysmography signals

¹Vasyl Stefanyk Precarpathian National University, Ivano-Frankivsk, Ukraine, bohdan.dzundza@pnu.edu.ua

²Volodymyr Vynnychenko Central Ukrainian State University, Kropyvnytskyi, Ukraine

The study explores the potential of using photoplethysmography to analyze human health. This method is considered a promising non-invasive technique for monitoring biomedical indicators such as heart rate, respiratory rate, cardiovascular system condition, and blood oxygen saturation.

The study analyzes methods for processing photoplethysmography signals and develops an algorithm for signal analysis. This algorithm compensates for respiratory signal modulation, quickly identifies key extremum points, and determines heart rate, respiratory rate, cardiovascular system indicators, and blood oxygen saturation. The application of this algorithm places minimal load on the microcontroller, enabling the development of a low-power human health monitoring system.

Keywords: non-invasive monitoring, heart rate, saturation, computer system, signal processing, thermoelectric generator.