

DOI: 10.20535/kpi-sn.2020.3.209881

УДК 57.087.1

І.О. Яковенко\*, К.П. Вонсевич, І.Є. Гребень

КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

\*corresponding author: yakoovenko@gmail.com

## МЕТОД ВИДІЛЕННЯ ІТЕРАЦІЙ ПУЛЬСОВИХ ХВИЛЬ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ ДЛЯ БІОМЕТРИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ

**Проблематика.** Останніми роками спостерігається розвиток процесу автоматизованої ідентифікації з використанням біометричної автентифікації, що має високий рівень захисту, оскільки дає можливість оцінити фізичні параметри і характеристики конкретної особи. Такий контроль доступу є більш надійним, оскільки ідентифікатори не можуть бути передані третім особам або бути продубльованими для обходу систем захисту. За останні десятиліття розроблено значну кількість систем із біометричною ідентифікацією, однак системам з ідентифікацією за характеристиками фотоплетизмограми досі приділяється замало уваги. Основним завданням біометричної ідентифікації особи за допомогою фотоплетизмограми є пошук та реалізація методів машинного навчання для визначення їх приналежності певному пацієнту.

**Мета дослідження.** Мета роботи – за допомогою розрахунку часових характеристик фотоплетизмограми, таких як максимальне значення амплітуди, дисперсія, середнє абсолютне відхилення, амплітуда Уілсона та загальна сума значень амплітуди сигналу, розробити алгоритм для виділення ітерацій пульсових хвиль.

**Методика реалізації.** На основі дослідження часових характеристик фотоплетизмограми створено алгоритм виділення ітерацій пульсових хвиль, що може бути використаний для подальшої біометричної ідентифікації особи методами машинного навчання.

**Результати дослідження.** Отримані результати можуть бути використані для подальшої розробки автоматизованих систем контролю та управління доступом за допомогою біометричної ідентифікації.

**Висновки.** Відомі методи біометричної ідентифікації базуються, як правило, на статичних параметрах людини (будова рогівки ока, долоні, відбитки пальця, геометрія вухної раковини тощо), але мають низький рівень захисту, оскільки за допомогою спеціального обладнання можна створити копію біометричного ключа. Тому на сьогодні використання методів, що базуються на параметрах динамічної біометричної ідентифікації (плетизмограма, кардіограма та інші), забезпечує найвищий ступінь захисту, але потребує більш точного програмного апарату для виділення та визначення спільних ознак. Запропонований підхід до розрахунку окремих параметрів фотоплетизмограми з метою подальшої їх класифікації методами машинного навчання може бути прийнятним рішенням для систем біометричної ідентифікації пацієнта.

**Ключові слова:** фотоплетизмограма; машинне навчання; біометрична ідентифікація; пульсова хвиля.

### Вступ

У завданнях біометричної ідентифікації особи за допомогою фотоплетизмограми (ФПГ) часто застосовується електронно-програмна класифікація вимірних сигналів за допомогою різноманітних методів машинного навчання для визначення їх приналежності певному пацієнту [1, 2]. Класичний підхід до розпізнавання ФПГ-кривих передбачає знаходження однакових залежностей у формі пульсових хвиль або аналіз максимальної (систоличної) та мінімальної (діастолічної) амплітуд ФПГ-сигналу з подальшим порівнянням їх із еталонною базою даних [3, 4]. Для визначення подібних залежностей можуть використовуватись математичні алгоритми, такі як метод  $k$ -найближчих сусідів, метод дерев рішень, опорних векторів, штучних нейронних мереж тощо [3–9].

### Постановка задачі

Стаття присвячена питанню визначення залежності у формі пульсової хвилі фотоплетизмограми за допомогою альтернативного підходу аналізу часових характеристик сигналу для подальшої біометричної ідентифікації особи методами машинного навчання.

### Обґрунтування аналізу характеристик фотоплетизмограми

Станом на сьогодні з розвитком цифрової інтеграції спостерігається необхідність запровадження в медичних закладах біометричної автентифікації. Особливо це стосується автоматизованих систем діагностики та проведення лабораторних досліджень біологічного матеріалу, де за допомогою біологічних характеристик лю-

дини відбувається підтвердження особи пацієнта, що забезпечує високий рівень захисту [10]. Оскільки на кожному етапі дослідження існує висока можливість впливу людського фактора, що призводить до некоректного встановлення діагнозу чи навіть фальсифікації з подальшим незаконним використанням, біометрична ідентифікація оперує інформацією, яка не може бути використана сторонньою особою, оскільки є характеристикою людини, що не може бути сфальсифікованою [11].

У цій роботі авторами було запропоновано альтернативний підхід до аналізу характеристик ФПГ-сигналу, який може бути використаний для подальшої біометричної ідентифікації особи методами машинного навчання, а саме: проведено розрахунок часових (TDF) характеристик ФПГ на основі принципів, що застосовуються при дослідженні сигналів поверхневої електроміограми [12, 13]. Як часові характеристики сигналу було використано: максимальне значення амплітуди ( $MAX$ ), дисперсію ( $VAR$ ), середнє абсолютне відхилення ( $MAD$ ), амплітуду Уїлсона ( $WAMP$ ) і загальну суму значень амплітуди сигналу ( $SUM$ ). Розрахунок параметрів TDF-характеристик проводився за формулами:

$$MAX = \max_{i=1..n}(x_i),$$

$$VAR = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x_i(k) - \bar{x}_i)^2,$$

$$MAD = \frac{\sum_{i=1}^n |x_i - \bar{x}_i|^2}{n},$$

$$WAMP = \sum_{k=1}^N f(|x_i(k) - x_i(k+1)|),$$

$$f(x) = 1, \text{ if } x > x_{th},$$

$$SUM = \sum_{i=1}^n x_i.$$

Згідно з [3, 4], на достовірність ідентифікації пацієнта із застосуванням аналізу ФПГ значно впливає мінливість результатів вимірювання, отриманих упродовж кількох днів для однієї й тієї ж особи. Саме тому в цьому дослідженні вимірювання серії сигналів проводилось у декілька етапів із чітко визначеними часовими інтервалами: P1 = 1 година, P3 = 4 години, P3 = 1 день, P4 = 4 дні, P5 = 10 днів. Вибірка пацієнтів, які взяли участь у дослідженні, скла-

далась із шести осіб як чоловічої, так і жіночої статі у різних вікових категоріях (таблиця). Кількість пульсових хвиль для кожного пацієнта впродовж одного часового інтервалу становила  $N = 28$  ітерацій. Вимірювання ФПГ-сигналу проводилось за допомогою сертифікованого апарата "ЮТАСОКСИ-200" на вказівному пальці лівої руки і не змінювалось протягом усього дослідження. Алгоритм проведення вимірювань був таким: пацієнт розміщувався у зручній для сидіння позиції на стільці, після чого відбувалось розташування вимірювального сенсора на дистальній фаланзі пальця. Впродовж декількох хвилин перед початком процедури вимірювання пацієнту надавався відпочинок з метою попередньої стабілізації значень пульсу. В процесі дослідження сигналу пацієнту заборонялось розмовляти і виконувати різкі рухи кінцівками. Впродовж усього вимірювання робоча температура в приміщенні була незмінною і становила 20 °С.

Таблиця. Антропометричні дані пацієнтів

Номер пацієнта	Стать	Вік, років	Зріст, см	Вага, кг	Наявність серцевих патологій
1	Жіноча	34	179	67	—
2	Жіноча	20	178	62	—
3	Чоловіча	22	179	73	—
4	Чоловіча	21	192	88,5	—
5	Чоловіча	21	189	78	—
6	Чоловіча	27	179	82	Брадикардія

Розмір часового вікна для підрахунку TDF-характеристик ФПГ-сигналу в кожного окремого пацієнта становив від 30 до 45 с залежно від кількості відліків по осі абсцис, яка покладалась для однієї ітерації ФПГ. На рис. 1–5 показано середнє арифметичне значення розрахованих параметрів  $SUM$ ,  $WAMP$ ,  $MAX$ ,  $VAR$  і  $MAD$  для шести пацієнтів у визначених часових інтервалах.

Варіабельність показників TDF-характеристик, отриманих на різних часових інтервалах, відрізнялась для кожного окремого пацієнта. Однак при цьому параметри  $SUM$  і  $WAMP$  показали значно вищу мінливість значень порівняно з показниками  $MAX$ ,  $VAR$  і  $MAD$ .

Величина показників стандартного відхилення  $SD$  і стандартної похибки  $SE$  для параметрів  $SUM$  і  $WAMP$  коливалась у межах:  $SD_{SUM}$  – від  $\pm 895$  до  $\pm 6086$ ,  $SD_{WAMP}$  – від  $\pm 0,7$  до  $\pm 9,2$  та  $SE_{SUM}$  – від  $\pm 169$  до  $\pm 1219$ ,  $SE_{WAMP}$  – від  $\pm 0,17$  до  $\pm 1,74$  для різних пацієнтів.

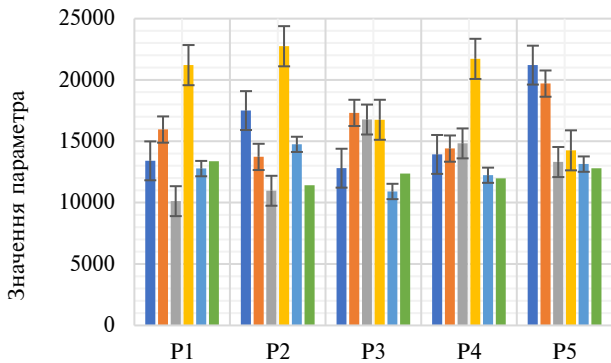


Рис. 1. Середнє арифметичне значення параметра *SUM* на п'яти інтервалах часу: P1 = 1 год, P2 = 4 год, P3 = 1 день, P4 = 4 дні, P5 = 10 днів; ■ – пацієнт № 1; ■ – пацієнт № 2; ■ – пацієнт № 3; ■ – пацієнт № 4; ■ – пацієнт № 5; ■ – пацієнт № 6

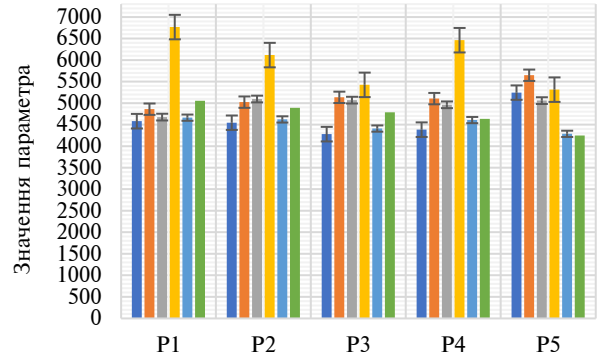


Рис. 4. Середнє арифметичне значення параметра *VAR* на п'яти інтервалах часу: P1 = 1 год, P2 = 4 год, P3 = 1 день, P4 = 4 дні, P5 = 10 днів; ■ – пацієнт № 1; ■ – пацієнт № 2; ■ – пацієнт № 3; ■ – пацієнт № 4; ■ – пацієнт № 5; ■ – пацієнт № 6

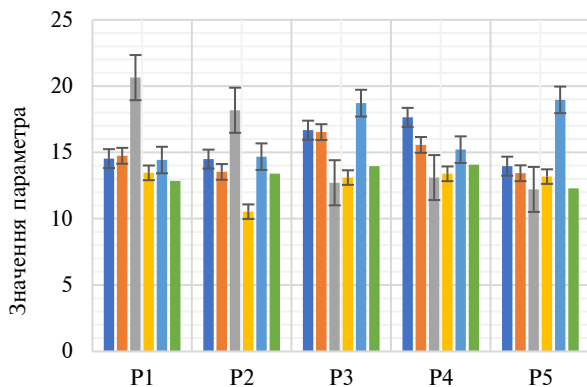


Рис. 2. Середнє арифметичне значення параметра *WAMP* на п'яти інтервалах часу: P1 = 1 год, P2 = 4 год, P3 = 1 день, P4 = 4 дні, P5 = 10 днів; ■ – пацієнт № 1; ■ – пацієнт № 2; ■ – пацієнт № 3; ■ – пацієнт № 4; ■ – пацієнт № 5; ■ – пацієнт № 6

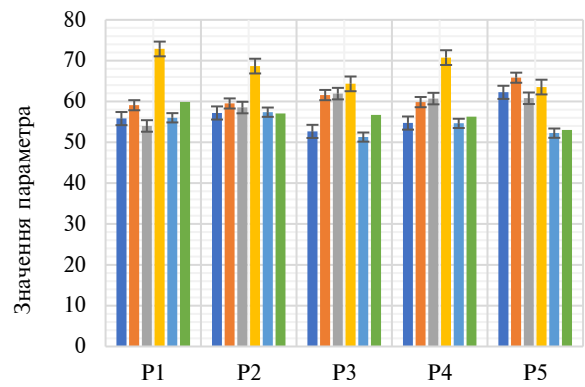


Рис. 5. Середнє арифметичне значення параметра *MAD* на п'яти інтервалах часу: P1 = 1 год, P2 = 4 год, P3 = 1 день, P4 = 4 дні, P5 = 10 днів; ■ – пацієнт № 1; ■ – пацієнт № 2; ■ – пацієнт № 3; ■ – пацієнт № 4; ■ – пацієнт № 5; ■ – пацієнт № 6

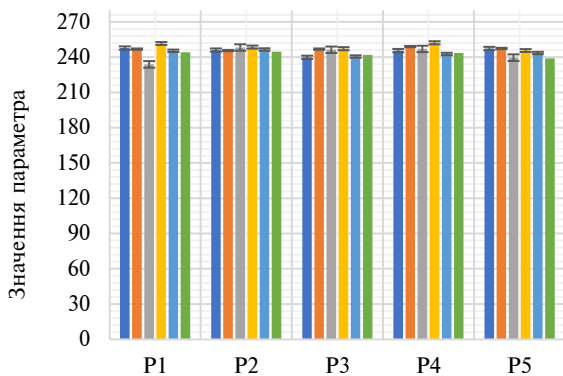


Рис. 3. Середнє арифметичне значення параметра *MAX* на п'яти інтервалах часу: P1 = 1 год, P2 = 4 год, P3 = 1 день, P4 = 4 дні, P5 = 10 днів; ■ – пацієнт № 1; ■ – пацієнт № 2; ■ – пацієнт № 3; ■ – пацієнт № 4; ■ – пацієнт № 5; ■ – пацієнт № 6

У той же час параметри *MAX*, *VAR* і *MAD* продемонстрували значно вищу стабільність показників на різних часових інтервалах, а стандартне відхилення і стандартна похибка становили:  $SD_{MAX}$  – від  $\pm 5,5$  до  $\pm 27,6$ ,  $SD_{VAR}$  – від  $\pm 472$  до  $\pm 1349$ ,  $SD_{MAD}$  – від  $\pm 2,9$  до  $\pm 10,6$ ,  $SE_{MAX}$  – від  $\pm 1$  до  $\pm 8,1$ ,  $SE_{VAR}$  – від  $\pm 89$  до  $\pm 255$ ,  $SE_{MAD}$  – від  $\pm 0,55$  до  $\pm 2,01$ .

### Опис алгоритму роботи виділення ітерацій пульсових хвиль фотоплетизмограми

Створено алгоритм для виділення ітерацій пульсових хвиль ФПГ, що базується на алгоритмах порівняння різних ітерацій між собою та виділенні загальних характеристик пульсової хвилі в кожного пацієнта індивідуально. Розробка відбувалась у компіляторі програмного

коду Atom на мові програмування JavaScript із залученням глобального модуля node.js. Використовувалися модулі з відкритої бази модулів npm, а саме: fs, childProcess, os, path, micro-

soft/office-js, types/node, archiver, async, concat-map, exceljs та ін. У режимі пошуку мінімального значення розроблена програма використовує алгоритм, що зображений на рис. 6. Якщо

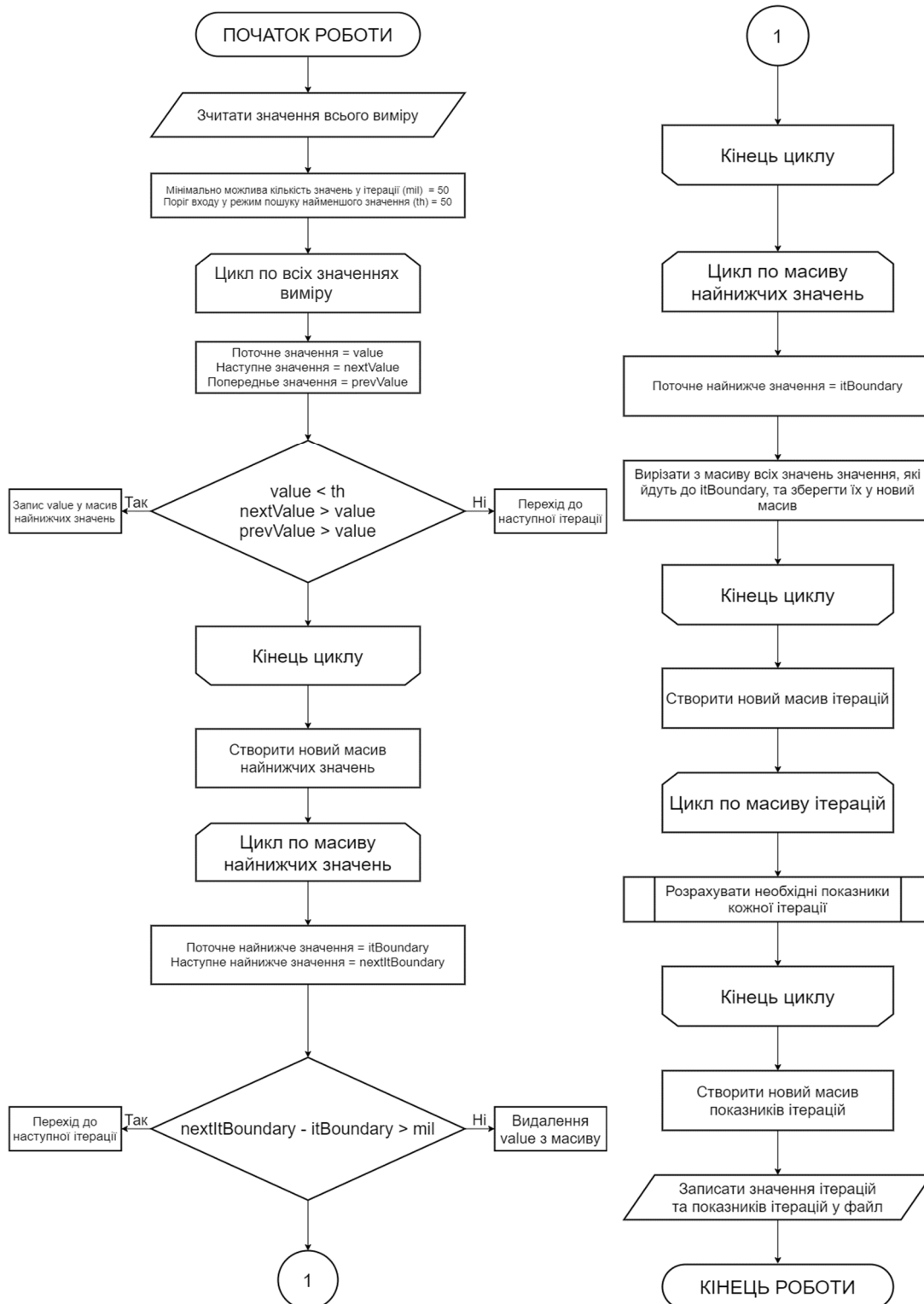


Рис. 6. Блок-схема алгоритму для виділення ітерацій пульсових хвиль фотоплетизмограми

попереднє і наступне значення амплітуди сигналу більші за поточне, то система вважає поточне значення мінімальним і відділяє від усього масиву значень вимірювання ті значення, які були попередньо представлені у ньому, та записує їх як окрему ітерацію.

На наступному етапі у створеній програмі виконується розрахунок зазначених показників часових характеристик сигналу, а саме максимального значення амплітуди, середнього абсолютного відхилення, дисперсії, амплітуди Уілсона та загальної суми значень амплітуди на всій ітерації.

### Висновки

Розроблений алгоритм для виділення ітерацій пульсових хвиль ФПГ базується на алгоритмах порівняння різних ітерацій між собою та виділенні загальних характеристик пульсової хвилі

в кожного пацієнта індивідуально. Отримані результати свідчать про те, що запропонований підхід до розрахунку окремих параметрів ФПГ-сигналу з метою подальшої їх класифікації методами машинного навчання може бути прийнятним рішенням для систем біометричної ідентифікації пацієнта. Зокрема, в роботі було показано прийнятну стабільність показників TDF-характеристик *MAX*, *VAR* і *MAD* на значних інтервалах часу для пацієнтів різних статі та віку. Однак при цьому параметри *SUM* і *WAMP* показали значно вищу мінливість значень порівняно з показниками *MAX*, *VAR* і *MAD*. Як подальший розвиток запропонованого дослідження авторами планується впровадження розрахованих параметрів ФПГ-сигналу в систему ідентифікації особи на основі архітектури штучної нейронної мережі.

### References

- [1] C. El-Hajj and P. Kyriacou, "A review of machine learning techniques in photoplethysmography for the non-invasive cuff-less measurement of blood pressure", *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 58, p. 101870, 2020. doi: 10.1016/j.bspc.2020.101870
- [2] S. Khalid *et al.*, "Blood pressure estimation using photoplethysmography only: Comparison between different machine learning approaches", *J. Healthcare Eng.*, vol. 2018, pp. 1–13, 2018. doi: 10.1155/2018/1548647
- [3] A. Holovyna *et al.*, "Analysis of the similarity of pulse waves in photoplethysmograms", *VMK MHU ymeny M.V. Lomonosova*, vol. 53, no. 1, pp. 46–58, 2016.
- [4] Y. Mamontov, "Analysis and classification of photoplethysmograms using the Hopfield neural network", *Vestnik Novosibirskogo Gosudarstvennogo Universiteta. Seriya: Informacziionnye Tekhnologii*, vol. 12, no. 4, pp. 53–58, 2014.
- [5] S. Bashar *et al.*, "A machine learning approach for heart rate estimation from PPG signal using random forest regression algorithm", in *Proc. 2019 Int. Conf. Electrical, Computer and Communication Engineering*, Cox'sBazar, Bangladesh, 2019, pp. 1–5. doi: 10.1109/ECACE.2019.8679356
- [6] Y. Zhang and Z. Feng, "A SVM method for continuous blood pressure estimation from a PPG signal", in *Proc. 9th Int. Conf. Machine Learning and Computing*, 2017. doi: 10.1145/3055635.3056634
- [7] S. Yang *et al.*, "Blood pressure estimation from photoplethysmogram and electrocardiogram signals using machine learning", in *Proc. IET Doctoral Forum on Biomedical Engineering, Healthcare, Robotics and Artificial Intelligence*, 2018. doi: 10.1049/cp.2018.1721
- [8] V. Jindal *et al.*, "An adaptive deep learning approach for PPG-based identification", in *Proc. 38th Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2016. doi: 10.1109/embc.2016.7592193
- [9] H. Lim *et al.*, "A deep neural network-based pain classifier using a photoplethysmography signal", *Sensors*, vol. 19, no. 2, p. 384, 2019. doi: 10.3390/s19020384
- [10] I. Yakovenko *et al.*, "Improvement of the credibility of analysis of electrocardiograms for biometric personal identification", *Perspective Technologies and Devices*, no. 15, pp. 125–130, 2020. doi: 10.36910/6775-2313-5352-2019-15-18
- [11] I. Yakovenko *et al.*, "Biometrical identification on the basis of photoplethysmogram for automated medical systems", *Perspective Technologies and Devices*, no. 15, pp. 120–124, 2020. doi: 10.36910/6775-2313-5352-2019-15-17
- [12] K. Vovsevych *et al.*, "Evaluation of electromyogram time characteristics of the wrist functional movements for intuitive control of bionic prosthesis", *Naukovi Visti NTUU KPI*, no. 1, pp. 45–53, 2018. doi: 10.20535/1810-0546.2018.1.115941
- [13] K. Vovsevych *et al.*, "Fingers movements control system based on artificial neural network model", *Radioelectronics and Communications Systems*, vol. 62, no. 1, pp. 23–33, 2019. doi: 10.3103/s0735272719010047

И.А. Яковенко, К.П. Вонсевич, И.Е. Гребень

## МЕТОД ВЫДЕЛЕНИЯ ИТЕРАЦИЙ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ ДЛЯ БИОМЕТРИЧЕСКОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ

**Проблематика.** В последние годы наблюдается развитие процесса автоматизированной идентификации с использованием биометрической аутентификации, которая имеет высокий уровень защиты, поскольку позволяет оценить физические параметры и характеристики конкретной личности. Такой контроль доступа является более надежным, поскольку идентификаторы не могут быть переданы третьим лицам или быть продублированы для обхода систем защиты. За последние десятилетия разработано значительное количество систем с биометрической идентификацией, однако системам с идентификацией по характеристикам фотоплетизмограммы до сих пор уделяется довольно мало внимания. Основной задачей биометрической идентификации личности с помощью фотоплетизмограммы являются поиск и реализация методов машинного обучения для определения их принадлежности определенному пациенту.

**Цель исследования.** Цель работы – с помощью расчета временных характеристик фотоплетизмограммы, таких как максимальное значение амплитуды, дисперсия, среднее абсолютное отклонение, амплитуда Уилсона и общая сумма значений амплитуды сигнала, разработать алгоритм для выделения итераций пульсовых волн.

**Методика реализации.** На основе исследования временных характеристик фотоплетизмограммы создан алгоритм выделения итераций пульсовых волн, который может быть использован для дальнейшей биометрической идентификации личности методами машинного обучения.

**Результаты исследования.** Полученные результаты могут быть использованы для дальнейшей разработки автоматизированных систем контроля и управления доступом с помощью биометрической идентификации.

**Выводы.** Известные методы биометрической идентификации основаны, как правило, на статических параметрах человека (строение роговицы глаза, ладони, отпечатки пальца, геометрия ушной раковины и т.д.), но имеют низкий уровень защиты, поскольку с помощью специального оборудования можно создать копию биометрического ключа. Поэтому на сегодняшний день использование методов, основанных на параметрах динамической биометрической идентификации (плетизмограмма, кардиограмма и другие), обеспечивает наивысшую степень защиты, но требует более точного программного аппарата для выделения и определения общих признаков. Предложенный подход к расчету отдельных параметров фотоплетизмограммы с целью последующей их классификации методами машинного обучения может быть приемлемым решением для систем биометрической идентификации пациента.

**Ключевые слова:** фотоплетизмограмма; машинное обучение; биометрическая идентификация; пульсовая волна.

I.O. Yakovenko, K.P. Vonsevych, I.E. Hreben

## METHOD FOR DETERMINING A PERIODIC WAVE ITERACY OF PHOTOPLETISMOGRAM FOR BIOMETRIC IDENTIFICATION

**Background.** In recent years, the development of an automated identification process using biometric authentication has been observed, which has a high level of protection, since it allows you to evaluate the physical parameters and characteristics of a particular person. Such access control is more reliable since identifiers cannot be transferred to third parties or duplicated to bypass security systems. Over the past decades, a significant number of systems with biometric identification has been developed, but systems with identification according to the characteristics of the photoplethysmogram still receive little attention. The main task of biometric personality identification using photoplethysmogram is the search and implementation of machine learning methods to determine their belonging to a particular patient.

**Objective.** The purpose of the paper is to develop an algorithm for distinguishing pulse wave iterations using the calculation of the temporal characteristics of photoplethysmograms, such as the maximum amplitude value, variance, mean absolute deviation, Wilson amplitude and the total sum of signal amplitude values.

**Methods.** Based on the study of the temporal characteristics of the photoplethysmogram, an algorithm for distinguishing pulse wave iterations is created, which can be used for further biometric identification of a person using machine-learning methods.

**Results.** The results can be used for further development of automated access control and management systems using biometric identification.

**Conclusions.** Known methods of biometric identification are usually based on the static parameters of a person (the structure of the cornea of the eye, palm, fingerprints, geometry of the auricle, etc.), but have a low level of protection, since using special equipment you can create a copy of the biometric key. Therefore, today, the use of methods based on the parameters of dynamic biometric identification (plethysmogram, cardiogram and others) provides the highest degree of protection, but requires a more accurate software device to isolate and determine common symptoms. The proposed approach to calculating individual parameters of the photoplethysmogram with the aim of their subsequent classification by machine learning methods may be an acceptable solution for patient biometric identification systems.

**Keywords:** photoplethysmogram; machine learning; biometric identification; pulse wave.

Рекомендована Радою  
приладобудівного факультету  
КПІ ім. Ігоря Сікорського

Надійшла до редакції  
09 червня 2020 року

Прийнята до публікації  
25 червня 2020 року