

**ВЕРИФІКАЦІЯ АЛГОРИТМУ ВИДІЛЕННЯ ЕКСТРЕМУМІВ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ****М. А. Свередюк**Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя  
вул. Руська, 56, м. Тернопіль, 46001, Україна. E-mail: optimus.sma@gmail.com

Проведено аналіз біофізичних моделей пульсової хвилі, на основі яких базується дослідження фотоплетизмограм. Обґрунтовано вибір тестової моделі фотоплетизмограми на основі гармонічної моделі Гнілицького В.В. для верифікації алгоритму виділення екстремумів пульсової хвилі. Запропонований (А.1), та алгоритм Billauer (А.2) протестовані за допомогою тестових фотоплетизмограм: Т.1 – норма; Т.2 – підвищення частоти серцевих скорочень; Т.3 – глибоке дихання. Основна мета полягає в оцінці чутливості алгоритмів при стаціонарних та нестаціонарних умовах, тобто тестування алгоритмів фотоплетизмограмами що зареєстровані при різних фізіологічних станах. Для характеристики інформативності алгоритму використано наступні параметри: чутливість та прогностичність позитивного результату. Для тесту Т.1 алгоритм А.1 демонструє порівняну чутливість та прогностичність позитивного результату із алгоритмом А.2 (99,8 і 99,9 % відповідно). А.1 не потребує втручання у визначенні порогу при виділенні максимального значення систолічної хвилі (є важливим першим кроком для аналізу варіабельності серцевого ритму) та виявлення мінімального значення ПХ (для проведення синхронізації під час аналізу морфологічних параметрів). При постійному значенні порогу А.2 відбувається помилкове виділення максимуму діастолічної хвилі та інцизури для тестів Т.2, Т.3. Результати вказують на те, що запропонований алгоритм виділення екстремумів може використовуватися під час аналізу варіабельності серцевого ритму та морфологічних параметрів пульсової хвилі. Алгоритм демонструє чутливість та прогностичність позитивного результату на рівні 99,8 і 99,9 % відповідно для тестів Т.1, Т.2, Т.3 та має перевагу, перед алгоритмом Billauer, для додатків реального часу, уникаючи втручання людини у визначенні порогу.

**Ключові слова:** пульсова хвиля, фотоплетизмограма, виявлення екстремумів, верифікація.**ВЕРИФІКАЦІЯ АЛГОРИТМА ВИДЕЛЕНИЯ ЭКСТРЕМУМОВ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ****М. А. Свередюк**Тернопольский национальный технический университет имени Ивана Пулюя  
вул. Руська, 56, г. Тернополь, 46001, Украина. E-mail: optimus.sma@gmail.com

Проведен анализ биофизических моделей пульсовой волны, на основе которых базируется исследование фотоплетизмограм. Обоснован выбор тестовой модели фотоплетизмограмы на основе гармонической модели Гнилицького В.В. для верификации алгоритма выделения экстремумов пульсовой волны. Предложенный (А.1), и алгоритм Billauer (А.2) протестированы с помощью тестовых фотоплетизмограм: Т.1 – норма; Т.2 – повышение частоты сердечных сокращений; Т.3 – глубокое дыхание. Основная цель заключается в оценке чувствительности алгоритмов при стационарных и нестационарных условиях, то есть тестирование алгоритмов фотоплетизмограмы зарегистрированных при различных физиологических состояниях. Для характеристики информативности алгоритма использовано следующие параметры: чувствительность и прогнозируемость положительного результата. Для теста Т.1 алгоритм А.1 демонстрирует сравнительную чувствительность и прогнозируемость положительного результата с алгоритмом А.2 (99,8 и 99,9 % соответственно). А.1 не требует вмешательства в определении порога при выделении максимального значения систолической волны (является важным первым шагом для анализа вариабельности сердечного ритма) и обнаружения минимального значения ПХ (для проведения синхронизации при анализе морфологических параметров). При постоянном значении порога А.2 происходит ошибочное выделение максимума диастолической волны и инцизуры для тестов Т.2, Т.3. Результаты указывают на то, что предложенный алгоритм выделения экстремумов может использоваться при анализе вариабельности сердечного ритма и морфологических параметров пульсовой волны. Алгоритм демонстрирует чувствительность и прогнозируемость положительного результата на уровне 99,8 и 99,9 % соответственно для тестов Т.1, Т.2, Т.3 и имеет преимущество, перед алгоритмом Billauer, для приложений реального времени, избегаая вмешательства человека в определении порога.

**Ключевые слова:** пульсовая волна, фотоплетизмограма, выявление экстремумов, верификация.

**АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ.** Фотоплетизмографія – метод неперервної графічної реєстрації змін об'єму, що відображають динаміку кровонаповнення судин досліджуваних органів, частини тіла, що базується на вимірюванні оптичної густини [1, 2]. Обробка фотоплетизмограм (ФПГ, послідовність пульсових хвиль) включає в себе виявлення екстремумів пульсових хвиль (ПХ) та інтервалів між ними. Так, виділення максимального значення систолічної хвилі ( $\max A$ ) є важливим першим кроком для аналізу варіабельності серцевого ритму [1], виявлення мінімального значення ( $\min A$ ) – для проведення автоматизованої синхронізації під час аналізу морфоло-

гічних параметрів і запропоновано алгоритм виділення екстремумів ПХ на основі алгоритму [3], що використовується для виявлення R-піків в електрокардіограмі. В [4] оцінено чутливість алгоритмів [5–7] при стаціонарних та нестаціонарних впливах, тобто тестування алгоритмів ФПГ що зареєстровані при різних фізіологічних станах (виділення  $\max A$ ). Результати вказують на залежність алгоритмів від умов та необхідність корегувати поріг, тобто непридатність для додатків реального часу [4].

Побудова тестової ФПГ для верифікації (підтвердження «практичності») результату виділення екстремумів (дослідження на чутливість та прогности-

чність позитивного результату) запропонованого алгоритму є актуальним завданням.

Метою роботи є верифікація алгоритму виділення екстремумів ПХ і порівняння результатів із відомими алгоритмами.

**МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ.** Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання: обґрунтувати вибір тестової моделі ФПГ, верифікація алгоритму виділення екстремумів ПХ.

На основі гармонічної моделі ПХ [8] розроблена тестова модель ФПГ:

$$P(i) = P_a + s(t) + \frac{(P_0 \cdot \psi_P) \cdot e^{(-\lambda^x)} \cdot \cos\left\{\Delta\psi_\omega(i) \cdot \left(t - \frac{x}{v}\right)\right\}}{\text{СИСТОЛІЧНА\_ХВИЛЯ}} + \frac{(P_0 \cdot \psi_P \cdot \xi) \cdot \sin\left\{\frac{\Delta\psi_\omega(i)}{2} \cdot \left(t - \frac{x}{v} + \varphi\right)\right\}}{\text{ДІАСТОЛІЧНА\_ХВИЛЯ}} \quad (1)$$

де  $P_a$  – точка початку відліку;  $P_0$  – початкова амплітуда ПХ;  $x$  – відстань до довільної точки проходження судин від серця;  $t$  – час;  $\lambda$  – коефіцієнт загасання хвилі;  $v$  – швидкість поширення ПХ

$v = \sqrt{\frac{Eh}{pd}}$  (формула Моенса-Кортевега);

$\psi_P = \text{rnd}(M\{P\}, D\{P\})$  – випадкова величина амплітуди хвилі (варіабельність) розподілені за нормальних законом із математичним сподіванням  $M\{P\}$  та дисперсією  $D\{P\}$ ;  $s(t)$  – дихальний компонент (у стані спокою людина здійснює за хвилину

12-16 дихальних циклів – 0,20–0,27Гц);  $\psi_\omega$  – варіабельність тривалості ПХ (серцевий ритм),

$\psi_\omega(i) = \frac{2\pi}{S(i)}$ ;  $\varphi$  – фаза,  $\xi$  – коефіцієнт амплітуди;  $i$  – номер ПХ.

*Варіабельність тривалості ПХ* [9]. За євроамериканськими рекомендаціями [10] пропонується наступні діапазони частот для людей: високочастотний діапазон (дихальні хвилі, ВЧ) – 0,4–0,15Гц; низькочастотний діапазон (повільні хвилі 1-го порядку, НЧ) – 0,15–0,04 Гц; дуже низькочастотний діапазон (повільні хвилі 2-го порядку, ДНЧ) – 0,04, 0,003Гц; ультра низькочастотний діапазон (УНЧ) – з частотами нижче 0,003Гц. При аналізі короткотривалих записів використовують три спектральних компоненти (ВЧ, НЧ і ДНЧ), при довготривалих додається УНЧ складова [10].

$$S(i) = \sum_{k=1}^n (A_n + \Psi_A) \cdot \sin(2\pi\Delta t (f_n + \Psi_f)) \quad (2)$$

де  $S(i)$  – варіабельність тривалості ПХ;  $\Psi_A$  та

$\Psi_f$  – випадкова складова по амплітуді та по частоті, розподілені за нормальним законом із математичними сподіваннями  $M\{A\} = M\{f\} = 0$  та дисперсіями  $D\{A\}$ ,  $D\{f\}$ ;  $f_1, \dots, f_k$  – частоти коливань синусоїд;  $A_k$  – амплітуда  $k$ -ої синусоїди,  $k = 1..n$ ,  $n = 3$ ;  $t$  – час.

*Варіабельність амплітуди ПХ (максимальне значення систолічної хвилі).* На ФПГ реєструються хвилі першого (I), другого (II) і третього (III) порядку, рис. 1,б. Хвилі II і III порядку належать до повільних коливань. Хвилі I порядку відносять до швидких хвиль і співвідносяться з пульсом. Вони відображають рух обсягу крові в вимірюваній точці під час систоли та діастолі, рис. 1,а. Відзначений антагонізм між хвилями II і III порядку – на ФПГ завжди присутній тільки один з цих типів [2].

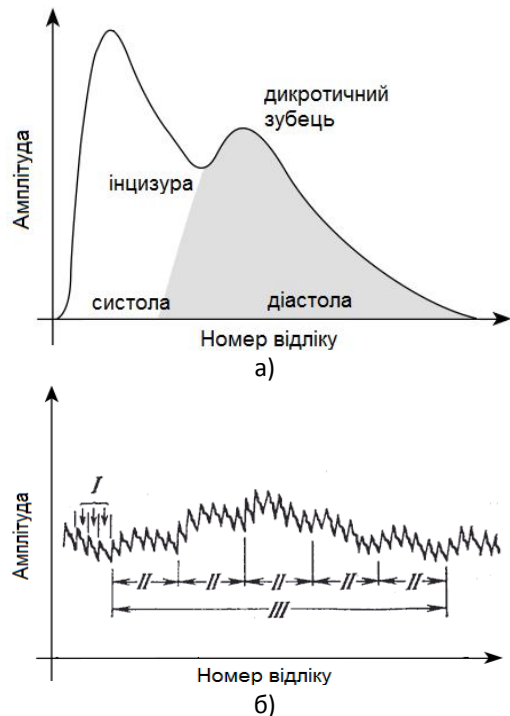


Рисунок 1 – а) Пульсова хвиля, б) Фотоплетизмограма, відображає хвилі першого порядку або об'ємний пульс (I), хвилі другого порядку (II), що збігаються з дихальними хвилями і хвилі третього порядку (III) обумовлені коливаннями регуляції тону судин нервової системи [2]

На рис. 2 показано результат побудови тестової ФПГ. Варіабельність тривалості ПХ (рис. 2,а) зімітовано на основі суми трьох синусоїд, відповідно до спектральних діапазонів: ВЧ = 0,28 Гц, НЧ = 0,1 Гц, ДНЧ=0,02 Гц. Потужність ВЧ=615 мс<sup>2</sup>, НЧ=1170 мс<sup>2</sup>, ДНЧ=1951 мс<sup>2</sup>, НЧ/ВЧ=1,9 (норма згідно з [11]), тривалість запису 300 інтервалів (~5 хв). Отримана послідовність є стаціонарним випадковим процесом, середнє значення якого постійне (1 с), а кореляційна функція залежить лише від зміщення часу. Частота дихальних циклів – 0,2 Гц.

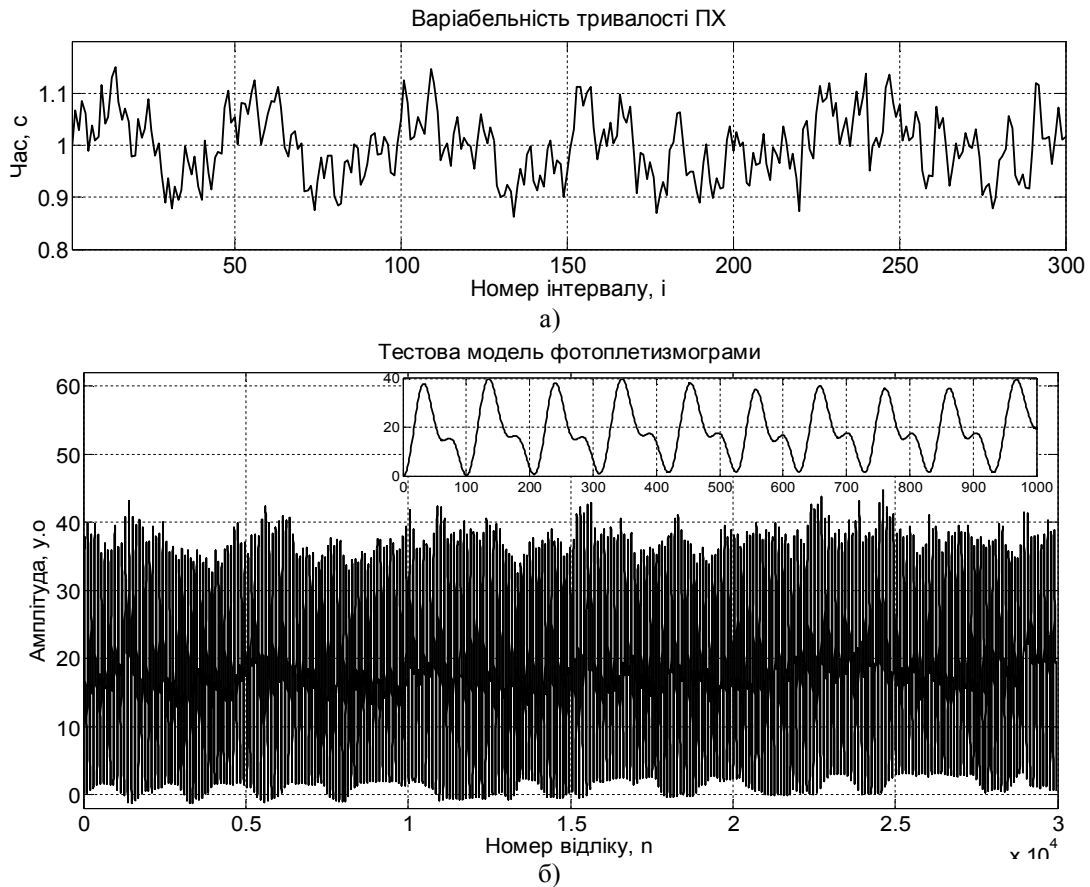


Рисунок 2 – Результат побудови тестової ФПГ: а) варіабельність тривалості ПХ; б) тестова модель фотоплетизмограми

Запропонований (А.1, рис. 3) та алгоритм [4] (А.2) протестовані за допомогою тестових ФПГ: Т.1 – норма; Т.2 – підвищення частоти серцевих скорочень; Т.3 – глибоке дихання. Основна мета полягає в оцінці чутливості алгоритмів при нестационарних впливах. Результати наведені в табл. 1.

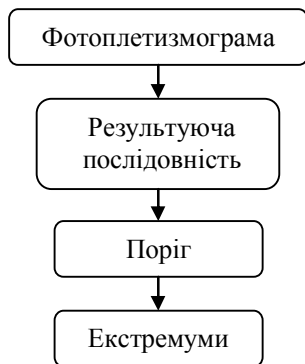


Рисунок 3 – Алгоритм виділення екстремумів А.1, фотоплетизмограма –  $x(n)$ , результуюча послідовність –  $y(n) = 1.3 \cdot |x(n) - x(n-2)| + |x(n) - 2 \cdot x(n-2) + x(n-4)|$ , поріг –  $k = 3 \cdot \text{mean}(y(n)^2)$

Для характеристики інформативності алгоритму використано параметри: чутливість та прогностич-

ність позитивного результату:

$$Se = \frac{TP}{D} \cdot 100\% \quad (3)$$

$$PVP = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100\% \quad (4)$$

де  $Se$  – чутливість,  $TP$  – істинно-позитивні результати,  $D$  – кількість екстремумів,  $PVP$  – прогностичність позитивного результату,  $FP$  – хибно-позитивні результати.

Таблиця 1 – Результати тестування

Тест	T.1,	T.2,	T.3,		T.3,	
	max A,	min A	max A		min A	
Алгоритм	A.1	A.2	A.1	A.2	A.1	A.2
Поріг	$k^{(1)}, k=10,$ $k=20^{(2)}$	$k^{(1)},$ $k=20$	$k=10$	$k=10$	$k^{(1)},$ $k=10$	$k^{(3)}=20$
$D$	300					
Математичне очікування						
$TP$	299	281	299	270	299	282
$FP$	0	14	0	27	0	16
$Se, \%$	99,8	93,7	99,8	90,0	99,8	94,0
$PVP, \%$	99,9	95,3	99,9	90,8	99,9	94,6

де (1) – поріг, рис. 3; (2) – помилкове виділення максимуму діастолічної хвилі, рис. 4,а; (3) – помилкове виділення інцизури, рис. 4,б.

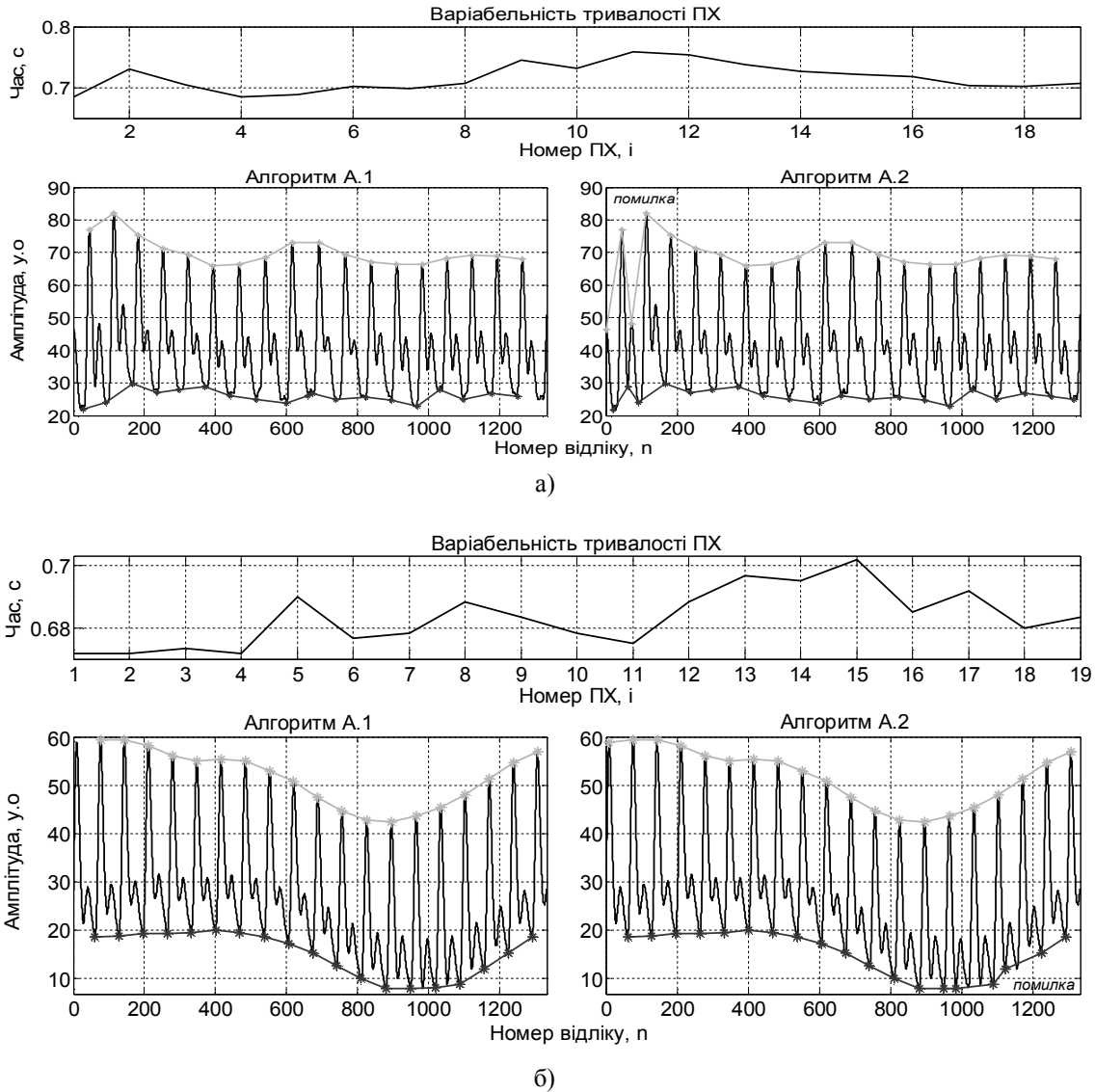


Рисунок 4 – Результати тестування: а) помилкове виділення максимуму діастолічної хвилі, тест Т.2; б) помилкове виділення інцизури, тест Т.3

Із 45 зімітованих тестових ФПГ для алгоритму А.1, чутливість дорівнює 99,8 %, прогностичність позитивного результату – 99,9 %.

Для перевірки результату алгоритму А.1 проаналізовано зареєстровані ФПГ. Реєстрація ФПГ проводилася за допомогою Finger pulse oximeter CMS-50D у п'яти осіб протягом п'яти хвилин, з використанням програмного забезпечення SpO2, згідно із загальними вимогами до використання фотоплетизмографії [2].

Результати аналізу наведені в табл. 2. Зареєстровано десять ФПГ при проведенні ортостатичної та дихальної проб. Аналіз здійснювався засобами пакету прикладних програм Matlab 8.0.

Тест	Т.1, Т.2, Т.3, $\max A, \min A$
Алгоритм	А.1
Поріг	$k = 3 \cdot \text{mean}(y(n)^2)$
$D$	300
Математичне очікування	
$TP$	299
$FP$	0
$Se, \%$	99,8
$PVP, \%$	99,9

Результати тестування для ФПГ, рис. 5.

Таблиця 2 – Результати тестування

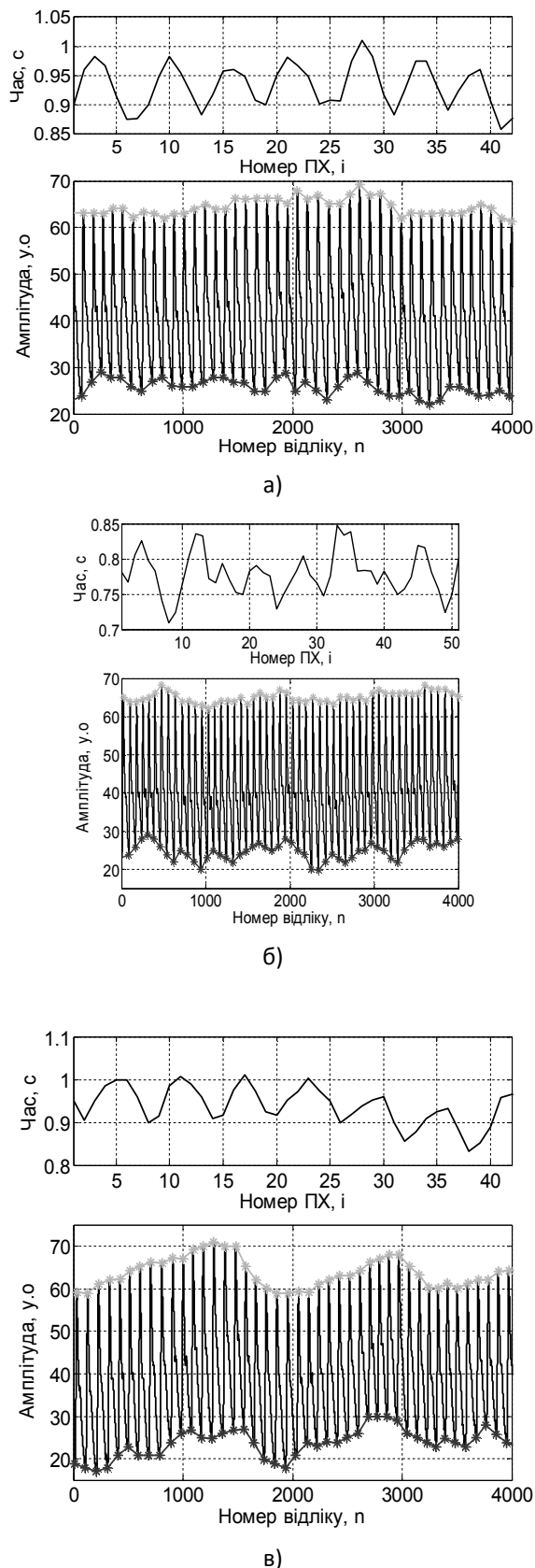


Рисунок 5 – Ортостатична проба: а) в положенні лежачи; б) у положенні стоячи; в) глибоке дихання (шість раз на хвилину)

**ВИСНОВКИ.** Результати верифікації вказують на те, що запропонований алгоритм виділення екстремумів може використовуватися під час аналізу варіабельності серцевого ритму та морфологічних параметрів пульсової хвилі (чутливість рівна 99,8 %, прогностичність позитивного результату – 99,9 %). Алгоритм має перевагу перед алгоритмом Billauer для додатків реального часу, уникаючи втручання людини у визначенні порогу.

#### ЛІТЕРАТУРА

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological measurement*. – 2007. – PP. R1–R39.
2. Малиновский Е.Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии [Електронний ресурс]: научная библиотека диссертаций и авторефератов. – Режим доступу: <http://www.tokranmed.ru/metod/fpg.htm>.
3. Balda R.A., Diller G., Deardorff E., Doue J., Hsieh P. The HP ECG analysis program. In: van Bemmel J.H., Willems J.L., editors. *Trends in Computer processed Electrocardiograms* // North Holland, Amsterdam, The Netherlands. – 1977. – PP. 197–205.
4. 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. – № 8 (10). – PP. 1–11.
5. Billauer E. Peak detection using MATLAB [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://billauer.co.il/peakdet.html> (accessed Jul 20, 2012).
6. Li B.N., Dong M.C., Vai M.I. On an automatic delineator for arterial blood pressure waveforms // *Biomedical Signal Processing and Control*. – 2010. – № 5. – PP. 76–81.
7. Zong W., Heldt T., Moody G., Mark R. An open-source algorithm to detect onset of arterial blood pressure pulses // In: *Proc IEEE Computers in Cardiology*. – 2003. – PP. 259–262.
8. Гнілицький В.В., Мужичька Н.В. Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі для експрес-діагностики за пульсограмами // *Вісник ЖДТУ. Технічні науки*. – 2010. – № 4 (55). – С. 28–38.
9. Сверхдюд М.А. Дослідження похибок спектральних даних фотоплетизмограми для аналізу варіабельності серцевого ритму // *Матеріали XVIII наукової конференції ТНТУ ім. І. Пулюя*. – 2014. – С. 104.
10. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation* // *European Heart Journal*. – 1996. – № 17. – PP. 354–381.
11. Методические рекомендации по анализу вариабельности сердечного ритма. [Електронний ресурс]: КардиоЛаб ВСР. Харьков 2009. – Режим доступу: <http://xai-medica.com/cardiolab+/hrv.htm>.

## VERIFICATION OF PEAK AND FOOT DETECTION ALGORITHM OF PULSE WAVE

M. Sveredyuk

Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University

vul. Ruska, 56, Ternopil, 46001, Ukraine. E-mail: optimus.sma@gmail.com

Biophysical models of pulse wave, on which the study of photoplethysmogram is based, were analyzed. A test photoplethysmogram model (based on the harmonious model by Gnilitzky) for verification of peak and foot detection algorithm was developed. Proposed (A.1), and the algorithm Billauer (A.2) are tested using the test photoplethysmogram: T.1 – norm; T.2 – increased heart rate; V.3 – deep breathing. The main objective is to evaluate the robustness of the algorithms against the non-stationary effects, that is testing algorithms photoplethysmogram registered under various physiological conditions. To characterize the informativeness of the algorithm the following parameters were used: sensitivity and positive predictivity. To test T.1 algorithm A.1 demonstrates the sensitivity and positive predictivity with algorithm A.2 (99.8% and 99.9% respectively). A.1 does not require intervention in determining the threshold in the systolic peak detection (there an important first step for the analysis of heart rate variability) and the systolic foot detection (for automation of synchronization of pulse wave selection during the analysis of its morphological parameters). At constant threshold A.2 there is a false detection of diastolic wave peak and dicrotic notch for tests T.2, T.3. For example, threshold value of 10 – 90.0% sensitivity, 90.9% positive predictivity (systolic peak detection), threshold value of 20 – 94.0% sensitivity, 94.6% positive predictivity (systolic foot detection). The results indicate that the proposed algorithm can be used in the analysis of heart rate variability and morphological parameters of the pulse wave. The algorithm demonstrates the sensitivity and positive predictivity at the level of 99.8% and 99.9% for the tests T.1, T.2, T.3 respectively. The proposed algorithm presents an advantage, over Billauer algorithm, for real-time applications by avoiding human intervention in threshold determination.

**Key words:** pulse wave, photoplethysmogram, peak and foot detection, verification.

## REFERENCES

1. Allen, J., (2000), "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement", *Physiological Measurement*, no. 28(3), R1–R39.
2. Malinovskiy, E.L., (2012), "A teaching manual on the use of finger photoplethysmography", available at: <http://www.tokranmed.ru/metod/fpg.htm>, (accessed February 01, 2015).
3. Balda, R.A., Diller, G., Deardorff, E., Doue, J., Hsieh, P. (1977) "The HP ECG analysis program", *Trends in Computer processed Electrocardiograms*, Amsterdam, The Netherlands, pp.197–205.
4. Elgendi, M., Norton, I., Brearley, M., Abbott, D., Schuurmans, D., (2013), "Systolic peak detection in acceleration photoplethysmograms measured from emergency responders in tropical conditions", *PLoS One* 22, no.8 (10), e76585.
5. Billauer, E. (2012), "Peak detection using MATLAB", available at: <http://billauer.co.il/peakdet.html>, (accessed Jul 20, 2012).
6. Li, B.N., Dong, M.C., Vai, M.I., (2010), "On an automatic delineator for arterial blood pressure waveforms", *Biomedical Signal Processing and Control*, no.5, pp.76–81.
7. Zong, W., Heldt, T., Moody, G., Mark, R. (2003), "An open-source algorithm to detect onset of arterial blood pressure pulses", *IEEE Computers in Cardiology*, pp. 259–262.
8. Hnilits'kyi, V.V., Muzhyts'ka, N.V. (2010), "Clarifying of harmonic pulse wave models for rapid diagnosis for pulsogram", *Visnyk ZhDTU. Tekhnichni nauky*, no. 4 (55), pp. 28–38.
9. Sveredyuk, M.A., (2014), "Study of the spectral data errors on photoplethysmography for analysis of heart rate variability", *Proceedings of the 18<sup>th</sup> conference of TNTU*, p. 104.
10. "Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart rate variability", *Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*, *circulation* 93 (1996): 1043–1065; *European Heart Journal* 17 (1996): 353–380; *Annals of Noninvasive Electrocardiology* 1 (1996): 151–181.
11. Kardiolab HRV, (2009), "Guidelines on the analysis of heart rate variability", available at: <http://xaimedica.com/kardiolab+/hrv.html>, (accessed November 10, 2014).

Стаття надійшла 26.01.2015.