

УДК 612.14: 57.087:519.237.8

ВЕРИФІКАЦІЯ МЕТОДУ СИНХРОНІЗАЦІЇ ПУЛЬСОВИХ ХВИЛЬ ПРИ ОЦІНЮВАННІ ЇХ МОРФОЛОГІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ

М. А. Свередюк

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
вул. Руська, 56, м. Тернопіль, 46001, Україна. E-mail: optimus.sma@gmail.com

Проведена перевірка на достовірність оцінки морфологічних параметрів пульсових хвиль шляхом синхронізації. Синхронізація реалізована двома методами: А. 1 – точка відбору за мінімальним значенням пульсової хвилі (початком систоли), А. 2 – за мінімальним значенням пульсової хвилі з уточненням точки відбору за максимальною кореляцією між пульсовими хвилями (запропонований метод). Для верифікації методів створено імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу із випадковим процесом типу білий шум, розподіленим за нормальним законом. Використано критерій Неймана–Пірсона для ухвалення рішень про вибір методу синхронізації. Імовірність появи заданого значення середньоквадратичного відхилення шуму набирає більшого значення для запропонованої синхронізації (А. 2) в порівнянні із синхронізацією за мінімальним значенням (А. 1). Використання методу А. 2 дає змогу підвищити достовірність оцінки морфологічних параметрів. Наведено результати покращення оцінки параметра індекс відбивання (відношення амплітуди відбитої хвилі до амплітуди прямої хвилі).

Ключові слова: пульсова хвиля, фотоплетизмографічний сигнал, синхронізація, верифікація.

ВЕРИФИКАЦИЯ МЕТОДА СИНХРОНИЗАЦИИ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН ПРИ ОЦЕНКЕ ИХ МОРФОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ

М. А. Свередюк

Тернопольский национальный технический университет имени Ивана Пулюя
ул. Русская, 56, г. Тернополь, 46001, Украина. E-mail: optimus.sma@gmail.com

Проведена проверка на достоверность оценки морфологических параметров пульсовых волн путем синхронизации. Синхронизация реализована двумя методами: А. 1 – точка отбора по минимальному значению пульсовой волны (началом систолы), А. 2 – по минимальному значению пульсовой волны уточненному точки отбора по максимальной корреляции между пульсовыми волнами (предложенный метод). Для верификации методов создано имитационную модель фотоплетизмографического со случайным процессом типа белый шум, распределенным по нормальному закону. Использовано критерий Неймана-Пирсона для принятия решений о выборе метода синхронизации. Вероятность появления заданного значения среднеквадратичного отклонения шума набирает большее значение для предложенной синхронизации (А. 2) по сравнению с синхронизацией по минимальному значению (А. 1). Использование метода А. 2 позволяет повысить достоверность оценки морфологических параметров. Приведены результаты улучшения оценки параметра индекс отражения (отношение амплитуды отраженной волны к амплитуде прямой волны).

Ключевые слова: пульсовая волна, фотоплетизмографический сигнал, синхронизация, верификация.

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. У клінічній практиці використовуються морфологічні параметри пульсових хвиль (ПХ) фотоплетизмографічного сигналу (ФПС, послідовність ПХ) [1]. ФПС – сума відбитої та прямої хвилі [2], рисунок 1 (розмірність у.о, оскільки амплітуда нормована за її максимальним значенням). Відношення амплітуди відбитої хвилі до амплітуди прямої хвилі називають індексом відбивання (reflection index, RI) [3]. Кореляція між RI і судинним тонусом дає змогу оцінити ендотеліальну функцію [3–4]. Для цього використовують математичне сподівання RI , усереднюючи вибірку (ансамбль) ПХ [1] від мінімального значення ПХ (початку систоли). Проте мінливість ФПС вимагає спеціального забезпечення когерентності (узгодження реалізацій) в ансамблі для достовірної оцінки його параметрів [5] (в даному випадку параметру RI). В роботі [6] запропонований удосконалений метод синхронізації (відбір ПХ проведено за початком систоли), шляхом уточнення точки відбору за максимальним значенням кореляції між реалізаціями.

Метою роботи є оцінювання достовірності оцінки параметра RI методом синхронізації [6] шляхом тестових статистичних випробувань, та порівняти

результат із результатом отриманим синхронізацією без уточнення точки відбору ПХ.

МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. Для проведення тестових досліджень необхідно обґрунтувати вибір математичної моделі ФПС. За основу взято математичну модель [7], оскільки модель відтворює не лише форму, а й пояснення генезис формування ПХ. За допомогою моделі [7] можливо моделювати амплітуду та тривалість компонентів ПХ.

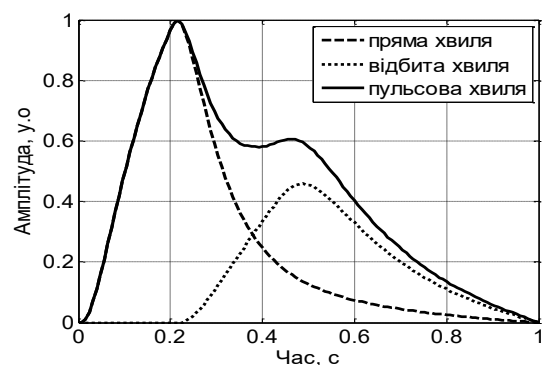


Рисунок 1 – Пульсова хвиля, та її компоненти

Моделювання процесу формування ФПС. Прямі ПХ формується на першій ділянці артеріального русла: аорта – променева артерія – артеріола пальця. Відбита ПХ формується на другій ділянці артеріального русла: аорта – магістральні артерії – біфуркація черевної артерії [7].

Для простоти аналізу одержуваних залежностей будемо вважати, що параметри обох артеріальних ділянок ідентичні. Залежність зміни прямої ПХ від часу на першій ділянці артеріального русла можна описати наступним виразом [7]:

$$p_1(t, x) = \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu x^2}{\pi h r \xi \tau^3}} e^{-\frac{3\mu x^2}{h r \xi \tau}} p_0(t-\tau) d\tau, \quad (1)$$

де r – радіус судини; h – товщина стінки судини; ξ – модуль Юнга (пружність артерій); μ – величина в'язкості крові; $p_0(t)$ – зміна зовнішнього тиску в часі, що прикладається до точки судини з координатою $x = 0$ [7]:

$$p_0(t) = p_{\max} \times \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_1}} - \left(1 - e^{-\frac{t-t_p}{\tau_2}} \right) 1(t-t_p) \right), \quad (2)$$

де p_{\max} – амплітуда імпульсу тиску; $1(t)$ – одинична функція (функція Хевісайта); τ_1 – тривалість переднього фронту імпульсу тиску, ϵ постійною величиною часу відкриття серцевого клапана; t_p – тривалість імпульсу тиску, тривалість систолічного поштовху; τ_2 – тривалість заднього фронту імпульсу тиску, постійна часу закриття клапана.

Залежність зміни відбитої ПХ від часу і координати на другій ділянці артеріального русла описується виразом [7]:

$$p_r(t, x) = \delta_l \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu(x-2l)^2}{\pi h r \xi \tau^3}} e^{-\frac{3\mu(x-2l)^2}{h r \xi \tau}} \times p_0(t-\tau) d\tau \quad (3)$$

Залежність зміни відбитої ПХ від часу на першій ділянці визначається як [7]:

$$p_2(t, x) = \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu x^2}{\pi h r \xi \tau^3}} e^{-\frac{3\mu x^2}{h r \xi \tau}} p_r(t-\tau, x) d\tau \quad (4)$$

Підсумовуючи залежності для прямої та відбитої ПХ з урахуванням часу затримки отримаємо залежність зміни артеріальної пульсації крові від часу і координати [7]:

$$p(t, x) = p_1(t, x) + p_2(t + \Delta, x) \quad (5)$$

Оскільки ФПС – це послідовність ПХ, залежність зміни артеріальної пульсації крові від часу, в периферичних судинах пальця руки, матиме наступний вигляд (рисунком 1):

$$p(i) = \sum_{i \in Z} p_1(t) + p_2(t + \Delta) \quad (6)$$

де i – номер ПХ ($i = 1..300$).

Обрано наступні параметри моделі: $x = 0,3\text{ м}$, $l = 0,4\text{ м}$, $\delta_l = 0,5$, $\xi = 400\text{ КПа}$ ($\xi = 4.8 \cdot 10^5\text{ Па}$), $h = 1,5\text{ мм}$ ($h = 1,1..1,6\text{ мм}$), $r = 10\text{ мм}$ ($r = 9..15\text{ мм}$), $\mu = 0,005\text{ Па} \cdot \text{с}$, $\tau_1 = 0,08\text{ с}$, $\tau_2 = 0,05\text{ с}$, $\tau_p = 0,2\text{ с}$ ($\tau_p = 0,06..0,2\text{ с}$), $\Delta = 0,15$, $p_{\max} = 1$ (діапазони значень згідно [8, 9]).

Імітаційна модель ФПС. Модель ФПС $p(t)$, як послідовність ПХ, представлена на рис. 2. Тривалість – 300 ПХ (частота дискретизації 125 Гц), амплітуда прямої хвилі $A_n = 1,0\text{ у.о}$, відбитої хвилі – $A_g = 0,6\text{ у.о}$. Параметр $RI = 60\%$, оскільки його середнє значення для здорових людей згідно [10] становить $68,53 \pm 8,07\%$, згідно [4] – $60,00 \pm 5,50\%$.

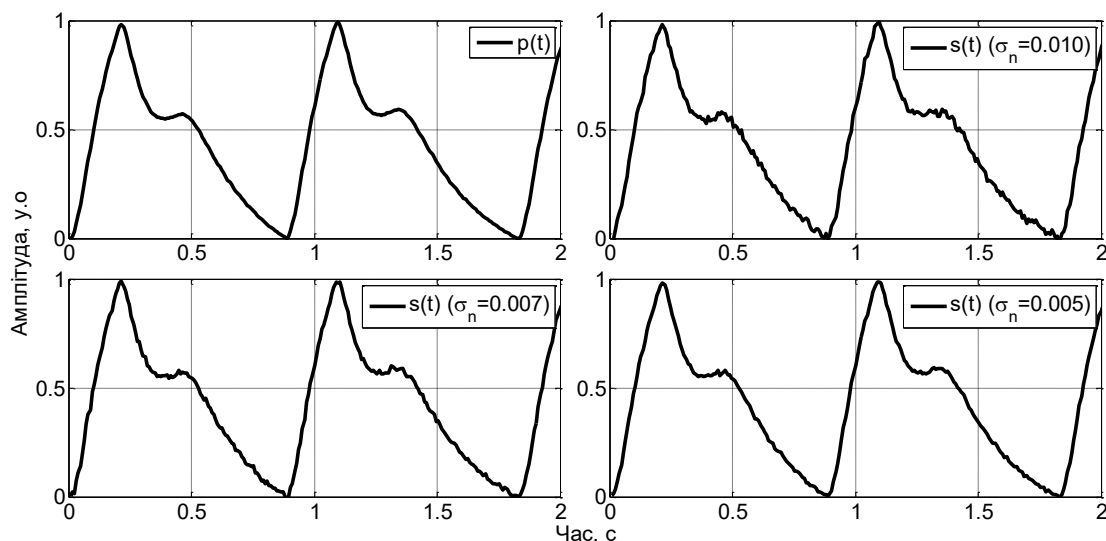


Рисунок 2 – Імітаційна модель фотоплетизмографічного сигналу (фрагмент)

Отримана імітаційна модель ФПС із випадковим процесом типу білий шум, що розподілений за нормальним законом, $s(t) = p(t) + n(t)$, представлена на рис. 2. Середньоквадратичне відхилення шуму, при цьому, рівне $\sigma_n = 0,005 \dots 0,01$ (математичне очікування шуму – $m_n = 0$). Створено 100 моделей на кожний рівень шуму σ_n для проведення тестових статистичних випробувань. Модель імітує ФПС, що зареєстрований із дистальної фаланги кисті.

Форма ПХ може значно змінюватись залежно від сили і швидкості серцевих скорочень, ударного об'єму крові і артеріального тиску, еластичності і тонуусу стінок артерій, в'язкості крові [11]. За інформативними параметрами ПХ (амплітудними, часовими, частотними і похідними від них) оцінюють діяльність серцево-судинної системи та організму в цілому [1]. Тому для порівняння методів синхронізації в якості параметра обрано індекс відбивання RI .

Критерії оцінювання. Синхронізація реалізована двома методами (використання яких не потребує додаткової реєстрації електрокардіограми, точка відбору за R-хвилею, що широко використовується дослідниками [12–13]):

1) А.1 – точка відбору за мінімальним значенням ПХ («звичайне» усереднення) [14–15];

2) А.2 – точка відбору за мінімальним значенням ПХ з наступним її уточненням (метод [6]).

Критерієм оцінювання є:

1. Відносна похибка параметра ПХ.

$$\delta = \frac{|\bar{x} - \bar{x}_d|}{\bar{x}_d}, \quad (7)$$

де \bar{x} – математичне сподівання параметра ПХ (ФПС із шумом); \bar{x}_d – математичне сподівання параметра ПХ (ФПС без шуму).

2. Похибка форми ПХ.

3.

$$\varepsilon = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N \varepsilon_n, \quad \varepsilon_n = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T |f(t) - f_d(t)|^2 dt, \quad (7)$$

де ε – похибка форми ФПС; ε_n – похибка форми ПХ; N – кількість ПХ; $f(t)$ – амплітуда ПХ в момент часу t (ФПС із шумом); $f_d(t)$ – амплітуда ПХ в момент часу t (ФПС без шуму); T – тривалість ПХ, $n = 1, \dots, N$, $t = 0, \dots, T$.

3. Потужність тесту (ймовірність помилки II роду). Використано критерій Неймана-Пірсона [16], який формулюється наступним чином: найкращим рішенням є таке, при якому забезпечується найменша ймовірність помилки II роду β при заданій допустимій ймовірності помилки I роду α [17]. Рівень значимості тесту (ймовірність припуститися помилки I роду) як правило в медицині 1% або 5% [18]. Міра якості критерію – потужність $Pd = 1 - \beta$, рис. 3.

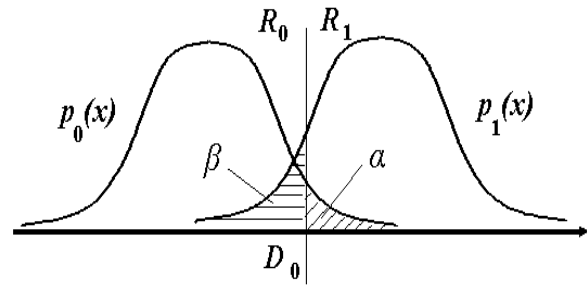


Рисунок 3 – Розподіли $p_0(x)$ і $p_1(x)$ значень функції-статистики, якщо правильна нульова гіпотеза (H_0) чи альтернативна гіпотеза (H_1), відповідно: D_0 – поріг, що відділяє область прийняття нульової гіпотези R_0 (з рівнем значимості α) від критичної області R_1 (нульову гіпотезу відкидаємо); $\beta = \int_{R_0} p_1(x) dx$ – ймовірність помилки другого роду [19]

За заданою ймовірністю помилки I роду α визначається значення порогу D_0 , а знаючи його, знаходимо ймовірність правильного визначення параметра RI – потужність тесту Pd .

Результати дослідження. Середнє значення відносної похибки δ використовуючи синхронізацію А.2 (для параметра RI), зменшується на 84,83%. Оскільки похибка форми ФПС ε менша для синхронізації А.2, використання методу дає змогу підвищити достовірність оцінки інших амплітудно-часових параметрів ПХ, що застосовуються в клінічній практиці.

Таблиця 1 – Результати дослідження

Параметр / сигнал	$p(t)$	$s(t)$	
		А.1	А.2
Середнє значення $\delta, \%$, $RI = 60\%$	0	1,16	0,18
Середнє значення ε	0	$2,02 \cdot 10^{-6}$	$1,20 \cdot 10^{-6}$

На рис. 4 приклад густини розподілу параметра RI та кумулятивної функції розподілу, при середньоквадратичному відхиленні шуму $\sigma_n = 0,005$. Оскільки функція розподілу оцінки параметра RI припускалася гаусовою, її побудовано використовуючи математичне очікування та середньоквадратичне відхилення отриманих значень RI із 100 побудованих імітаційних моделей ФПС (функції $normpdf$, $normcdf$, Matlab).

Залежність потужності Pd оцінки математичного сподівання параметра RI від середньоквадратичного відхилення шуму σ_n при заданих рівнях значимості α представлено на рис. 5.

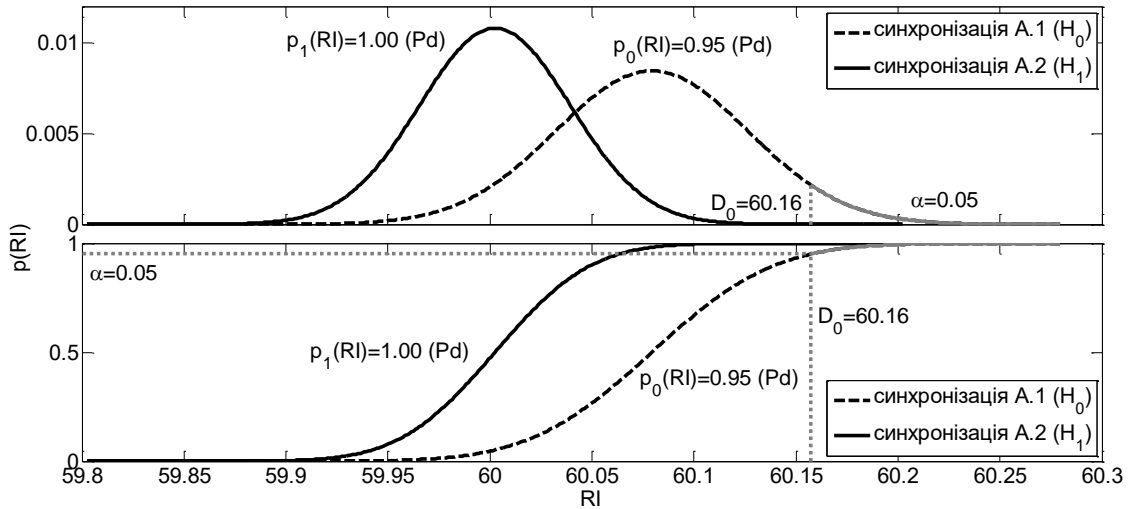


Рисунок 4 – Визначення значення порогу при середньоквадратичному відхиленні шуму $\sigma_n = 0,005$, рівні значимості $a = 0,05$

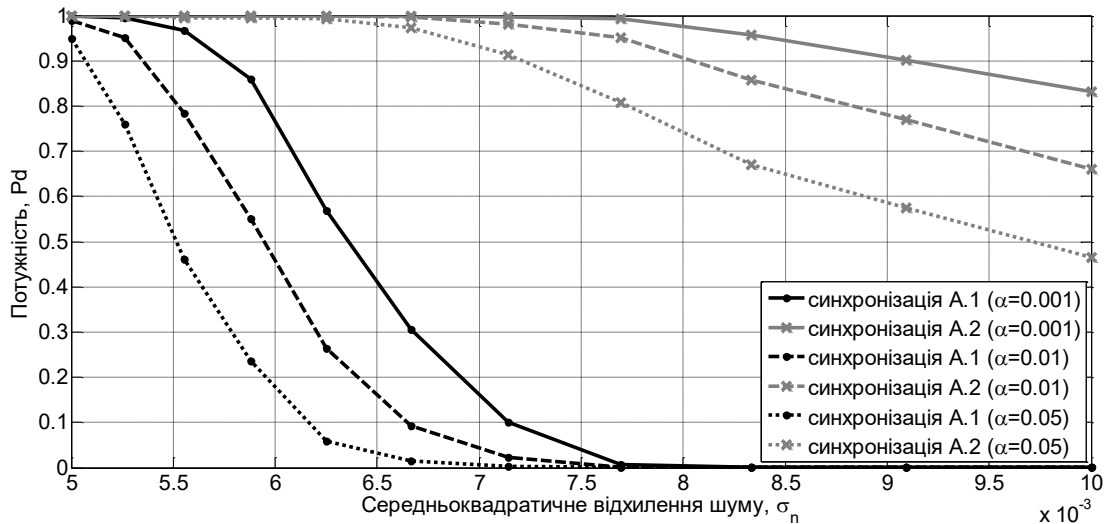


Рисунок 5 – Залежність потужності оцінки математичного сподівання параметра RI від середньоквадратичного відхилення шуму σ_n при значенні порогу $D_0 = 60,16$

Середньоквадратичне відхилення шуму σ_n набирає меншого значення, для синхронізації А.2 ніж для синхронізації А.1, при заданій імовірності (достовірності, за Е. Борелем) появи такого значення. Чим менше його значення, тим менша ймовірність грубої помилки при визначенні наближеного значення параметра RI .

ВИСНОВКИ. Імовірність появи заданого значення середньоквадратичного відхилення шуму набирає більшого значення для синхронізації із уточненням точки відбору (А.2 – за максимальною кореляцією між ПХ) в порівнянні із «звичайною» синхронізацією (А.1 – точка відбору за мінімальним значенням ПХ). Так при потужності тесту $Pd = 80\%$ (рівень значимості $a = 0,01$, порогу – $D_0 = 60,16$), для синхронізації А.1 максимальне значення середньоквадратичного відхилення шуму рівне $\sigma_n = 5,55 \cdot 10^{-3}$, для

синхронізації А.2 – $\sigma_n = 8,83 \cdot 10^{-3}$. Розроблений алгоритм придатний для автоматизованого аналізу ФПС та може бути використаний в клінічних і науково-дослідних програмах. Оскільки функція розподілу оцінки параметра RI припускалася гаусовою, в подальших дослідженнях необхідно перевірити цей розподіл на нормальність.

Перевагою усереднення є також зменшення неперіодичного впливу (артефакти від руху), покращення відношення сигнал-шум (зменшення низькоамплітудних піків, що виникли після застосування фільтрації). Це дозволяє точно ідентифікувати екстремуми не застосовуючи додаткових алгоритмів обробки, що необхідно для скринінг-діагностики за ФПС.

ЛІТЕРАТУРА

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological // Physiological measurement. – 2007. – P. R1–R39.

2. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger / S.C. Millasseau, J.M. Ritter, K. Takazawa, P.J. Chowienczyk // *J. Hypertens.* – 2006. – № 24 (8). – P. 1449–1456.
3. Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis / S.C. Millasseau, R.P. Kelly, J.M. Ritter, P.J. Chowienczyk // *Clin. Sci.* – 2002. – № 103. – P. 371–377.
4. Photoplethysmographic assessment of pulse wave reflection. Blunted response to endothelium dependent beta2-adrenergic vasodilation in type II diabetes mellitus / P.J. Chowienczyk, R.P. Kelly, H. MacCallum, S.C. Millasseau, T.L. Andersson, R.G. Gosling, J.M. Ritter, E.E. Anggard // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 1999. – V. 34, № 7. – P. 2007–2014.
5. Yavorsky B. Application of the Principle of Symmetry for Synchronization of Biosignals in their Sample // *Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science: 12th International Conference TCSET'2014, February 25 – March 1, 2014.* – Lviv-Slavske, 2014. – 714 p.
6. Свередюк М.А. Синхронізація відбору пульсової хвилі під час аналізу її морфологічних параметрів // *Вісник Вінницького політехнічного інституту.* – 2015. – № 2. – С. 112–115.
7. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов // М.: ФИЗ-МАТЛИТ, 2013. – 282 с.
8. John L.R. Forward Electrical transmission line model of the human arterial system // *Medical & Biological Engineering & Computing.* – 2004. – V. 42. – P. 312–320.
9. Validity, reproducibility, and clinical significance of noninvasive brachial-ankle pulse wave velocity measurement / A. Yamashina, H. Tomiyama, K. Takeda, H. Tsuda, T. Arai, K. Hirose, Y. Koji, S. Hori, Y. Yamamoto // *Hypertension.* – 2002. – V. 25 (3). – P. 359–364.
10. Pulse wave velocity and digital volume pulse as indirect estimators of blood pressure: pilot study on healthy volunteers / J.M. Padilla, E.J. Berjano, J. Saiz, R. Rodriguez, L. Facila // *Cardiovasc Eng.* – 2009. – № 9(3). – P. 104–112.
11. Гніліцький В.В., Мужичка Н.В. Уточнення гармонічної моделі ПХ для експрес-діагностики за пульсограмами // *Вісник ЖДТУ. Технічні науки.* – 2010. – № 4 (55). – С. 28–38.
12. Пат. US 2005/0197549 A1. Selection of ensemble averaging weights for a pulse oximeter based on signal quality metrics / Clark Baker, Jr., Castro Valley, CA; правонаступник Criticare Systems, Inc., Waukesha, Wis — № 10/796,559; публ. 8 вересня 2005.
13. Пат. US 7,209,774 B2. Pulse oximeter with separate ensemble averaging for oxygen saturation and heart rate / Clark Baker, Jr., Castro Valley, CA; правонаступник Criticare Systems, Inc., Waukesha, Wis – № 11/412,483; публ. 27 квітня 2007.
14. Пат. US 2014/0187884 A1. Systems and methods for ensemble averaging in pulse oximetry / Paul S. Addison, Scotland (GB); James N. Watson, Scotland (GB); правонаступник Covidien LP, Mansfield, MA (Us) – № 13/730,415; публ. 3 липня 2014.
15. Evidence for a specific influence of the nitregic pathway on the peripheral pulse waveform in rabbits / B.A. Nier, L.S. Harrington, M.J. Carrier, P.D. Weinberg // *Exp Physiol.* – 2008. – № 93(4). – P. 503–512.
16. Berger J.O. Could Fisher, Jeffreys and Neyman Have Agreed on Testing? // *Statistical Science.* – 2003. – V. 18, №.1. – P. 1–32.
17. Визначення методу прийняття рішень у біометричних системах / О.В. Дубчак, Ю.О. Максимов, І.В. Шитлюк // *Materialy VII Miedzynarodowej naukowo-praktycznej konferencji „Europejska nauka XXI powieka – 2011” – Przemysl: Nauka I studia, 2011, T. 11.* – С. 54–59.
18. Hypothesis testing, type I and type II errors. / Amitav Banerjee, U.B. Chitnis, S.L. Jadhav, J.S. Bhawalkar, S. Chaudhury // *Ind Psychiatry J.* – 2009. – V.18 (2). – P. 127–131.
19. Похибки першого й другого роду [Електронний ресурс]: Львівський національний університет імені Івана Франка – Режим доступу: http://geology.lnu.edu.ua/phis_geo/Khomyak/E-book_Geostatistics/Part1/Lectons1-6-3.htm

VERIFICATION OF THE SYNCHRONIZATION METHOD OF PULSE WAVES IN THE EVALUATION OF THEIR MORPHOLOGICAL PARAMETERS

M. Sveredyuk

Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University

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

Purpose. In this paper we verified the synchronization method of pulse waves in the evaluation of their morphological parameters. **Methodology.** The synchronization is implemented through two methods: A.1 – minimum value of the pulse wave as trigger point (systolic onset), A.2 – minimum value of the pulse wave as trigger point, using the specification algorithm of exact selection moment for the maximum correlation between pulse waves (proposed method). For verification of the methods there was created a test model of photoplethysmographic signal with a stochastic process such as white noise, normal distributed. The Neyman–Pearson criterion was used for making decisions on the choice of synchronization methods. **Results.** The probability of appearance of a given value of the noise standard deviation is gaining an increasing importance for the proposed synchronization in comparison with synchronization for a minimum value. The use of the A2 makes it possible to increase the reliability assessment of morphological parameters. Results have improved the estimation of reflection index parameter (ratio of the amplitude of the reflected wave to the amplitude of the direct wave). **Originality.** For the first time statistical tests have been conducted to select the synchronization method by applying the simulation model, based on a mathematical model that reproduces not only form, but also

explains the genesis of the pulse wave formation. **Practical value.** The developed algorithm is suitable for automatic analysis of photoplethysmographic signals and can be used in clinical and scientific research programs. References 19, table 1, figures 5.

Key words: pulse wave, photoplethysmogram, synchronization, verification.

REFERENCES

- Allen, J. (2007), "Photoplethysmography and its application in clinical physiological", *Physiological measurement*, pp. R1–R39.
- Millasseau, S.C., Ritter, J.M., Takazawa, K. and Chowienczyk, P.J. (2006), "Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger", *J Hypertens*, no.24 (8), pp. 1449–1456.
- Millasseau, S.C., Kelly, R.P., Ritter, J.M. and Chowienczyk, P.J. (2002), "Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis", *Clin. Sci*, no.103, pp. 371–377.
- Chowienczyk, P.J., Kelly, R.P., MacCallum, H., Millasseau, S.C., Andersson, T.L., Gosling, R.G., Ritter, J.M. and Anggard, E.E. (1999), "Photoplethysmographic assessment of pulse wave reflection. Blunted response to endothelium dependent beta2-adrenergic vasodilation in type II diabetes mellitus", *J. Am. Coll. Cardiol*, vol. 34, no. 7, pp. 2007–2014.
- Yavorsky, B. (2014), "Application of the Principle of Symmetry for Synchronization of Biosignals in their Sample", *Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science : 12th International Conference TCSET'2014*, Lviv-Slavske, Ukraine, February 25 – March 1, 2014, 714 p.
- Sveredyuk, M.A. (2015), "Synkhronizatsiia vidboru pulsovoi khvyli pid chas analizu yii morfolohichnykh parametriv", *Visnyk Vinnytskoho politekhnichnoho institutu*, no. 2, pp. 112–115.
- Fedotov, A.A. and Akulov, S.A. (2013), *Matematycheskoe modelyrovanye y analiz pohreshnostei yzmyrytelnykh preobrazovatelei byomedysynskykh syhnalov* [Mathematical modeling and analysis of errors of the transducers biomedical signals], Fizmatlit, Moscow, Russia.
- John, L.R. (2004), "Forward Electrical transmission line model of the human arterial system", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 42, pp. 312–320.
- Yamashina, A., Tomiyama, H., Takeda, K., Tsuda, H., Arai, T., Hirose, K., Koji, Y., Hori, S. and Yamamoto, Y. (2002), "Validity, reproducibility, and clinical significance of noninvasive brachial-ankle pulse wave velocity measurement", *Hypertension*, vol. 25(3), pp. 359–364.
- Padilla, J.M., Berjano, E.J., Saiz, J., Rodriguez, R. and Facila, L. (2009), "Pulse wave velocity and digital volume pulse as indirect estimators of blood pressure: pilot study on healthy volunteers", *Cardiovasc Eng*, no. 9(3), pp. 104–112.
- Hnilitskyi, V.V. and Muzhytska, V.V. (2010), "Refinements harmonic model HRP for rapid diagnosis for pulsogram", *Visnyk ZhDTU. Tekhnichni nauky*, no. 4 (55), pp. 28–38.
- Baker, C.Jr., Valley, C. (2005), "Selection of ensemble averaging weights for a pulse oximeter based on signal quality metrics", Patent. US 2005/0197549 A1.
- Baker, C.Jr., Valley, C. (2007), "Pulse oximeter with separate ensemble averaging for oxygen saturation and heart rate", Patent. US 7,209,774 B2.
- Addison, P.S., Watson, J.N., (2014), "Systems and methods for ensemble averaging in pulse oximetry" Patent. US 2014/0187884 A1.
- Nier, B.A., Harrington, L.S., Carrier, M.J. and Weinberg, P.D. (2008), "Evidence for a specific influence of the nitregeric pathway on the peripheral pulse waveform in rabbits", *Exp Physiol.*, no. 93(4), pp. 503–512.
- Berger, J.O. (2003), "Could Fisher, Jeffreys and Neyman Have Agreed on Testing?", *Statistical Science*, vol.18, no.1, pp. 1–32.
- Dubchak, O.V., Maksimov, Yu.O., Shytliuk, I.V. (2011), "Determination method of decision making in the biometric systems", *Materialy VII Miedzynarodowej naukowii-praktycznej konferencji „Europejska nauka XXI-go wieka – 2011”*, Przemysl: Nauka I studia, 2011, vol. 11, pp. 54–59.
- Amitav, B., Chitnis, U.B., Jadhav, S.L., Bhawalkar, J.S., Chaudhury, S. (2009), "Hypothesis testing, type I and type II errors", *Ind Psychiatry J.*, vol. 18 (2), pp. 127–131.
- Pokhybky pershoho y druhoho rodu* [Errors first and second kind], Lvivskyi natsionalnyi universytet imeni Ivana Franka, available at: http://geology.lnu.edu.ua/phis_geo/Khomyak/E-book_Geostatistics/Part1/Lectons1-6-3.htm (accessed 2006).

Стаття надійшла 25.11.2015.