

УДК 612.14-523.4-128

М. А. Свередюк<sup>1</sup>

## АЛГОРИТМ АВТОМАТИЧНОГО ВИЯВЛЕННЯ ЕКСТРЕМУМІВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

<sup>1</sup>Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Запропоновано алгоритм виявлення екстремумів фотоплетизмографічних сигналів, який використовує локальні максимуми і мінімуми. Цей тип алгоритмів необхідний в багатьох клінічних і науково-дослідних програмах, зокрема для аналізу варіабельності серцевого ритму та морфологічних параметрів пульсової хвилі. Алгоритм перевірений на загальнодоступних та зареєстрованих фотоплетизмографічних сигналах, чутливість алгоритму рівна 99,91 %, прогностичність позитивного результату — 99,89 %. Запропонований алгоритм простий в обчисленні та може бути реалізований в апаратних засобах обробки в режимі реального часу.

**Ключові слова:** алгоритм, екстремуми, пульсова хвиля, фотоплетизмографічний сигнал.

### Вступ

Обробка фотоплетизмографічних сигналів (ФПС), як послідовності пульсових хвиль (ПХ) включає в себе виявлення піків (максимального значення систолічної хвилі [1—5], дикротичного зубця [6]), долин (мінімального значення систолічної хвилі [7, 8], інцизури [9]) пульсових хвиль та інтервалів між ними.

Загальна архітектура алгоритмів виявлення екстремумів (піки, долини) містить дві складові: попередня обробка (що покращує відношення сигнал/шум) та прийняття рішення (визначає чи пік/долина є правильним за певним значенням порогу) [10]. Етапом попередньої обробки є знаходження похідних сигналу та його фільтрація [10—16].

Екстремуми важко ідентифікувати не тільки через фізіологічну мінливість ФПС (наприклад, дрейф базової лінії) чи наявність високочастотних шумів, але й через артефакти від руху, наявність на ФПС низько-амплітудних піків, що виникли після застосування фільтрації. Наявність цих піків не дозволяє користуватися алгоритмами, в основі яких похідні ФПС (для цього необхідна додаткова обробка), та є причиною зменшення достовірності оцінки параметрів ПХ (наприклад, не забезпечення когерентності при усередненні ПХ в ансамблі). Із вищезазначених фактів, виділено необхідні властивості алгоритму виявлення екстремумів: можливість виявлення екстремумів без використання попередньої обробки ФПС (фільтрації, видалення тренду — дрейфу базової лінії); виявляти ПХ із амплітудою в певному діапазоні значень (що зменшить вплив наявності артефактів від руху); здатність алгоритму виявляти екстремуми ПХ A1—A4, рис. 1; використання адаптивного значення порогу для автоматизованого аналізу; незначні затрати часу обробки та потреба в низьких обчислювальних потужностях, для додатків реального часу. Розглянуті алгоритми [10—18] не забезпечують всіх цих властивостей.

*Метою роботи* є розроблення та верифікація алгоритму виявлення екстремумів фотоплетизмографічних сигналів для автоматизованого оцінювання їх параметрів.

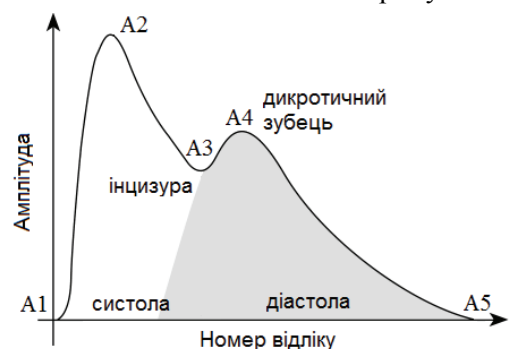


Рис. 1. Екстремуми пульсової хвилі

### Результати дослідження

Алгоритм, розроблений автором на основі алгоритму, запропонованого в роботі [18], з використанням значень локальних максимумів і мінімумів. Враховуючи те, що ФПС є часовим рядом  $s(n) = \{s_1, s_2, s_3, \dots, s_N\}$ , піки  $p$  і долини  $v$  є тими точками, що задовольняють таким критеріям:

$$p(n) = s(n) : s(n-1) < s(n) > s(n+1), \quad n = 1, 2, 3 \dots N; \quad (1)$$

$$v(n) = s(n) : s(n-1) > s(n) < s(n+1), \quad n = 1, 2, 3 \dots N. \quad (2)$$

Недоліком алгоритму [18] є сталий поріг, який необхідно задавати. Для операції вибору порогу, точка є максимальним піком, якщо вона має максимальне значення, і, якщо до цього мала значення нижче, ніж значення порогу

$$s_{th} = s[n] > \delta, \quad (3)$$

де  $s[n]$  — ФПС,  $s_{th}$  — ФПС після застосування порогу,  $\delta$  — поріг.

### Реалізація запропонованого алгоритму

Алгоритм з адаптивним порогом  $\delta$ , реалізованим у двох варіантах: із додатковою умовою (для аналізу амплітудних параметрів пульсової хвилі), без додаткової умови (для аналізу варіабельності серцевого ритму). Початкове значення порогу рівне:  $\delta = std(s)/2$  (значення оновлюється кожні 10 с). Додаткова умова — екстремуми не враховуються, якщо:

$$(A2(i) - A1(i)) < 0,7 \cdot \delta_a \parallel (A2(i) - A1(i)) > 1,3 \cdot \delta_a \parallel (A2(i) - A1(i+1)) > 1,5 \cdot \delta_a, \quad (4)$$

де  $\delta_a$  — усереднене значення різниці амплітуд (A2 – A1) за 10 с, коефіцієнти  $\delta_a$  вибрано експериментальним шляхом.

Блок-схема запропонованого алгоритму показана на рис. 2.

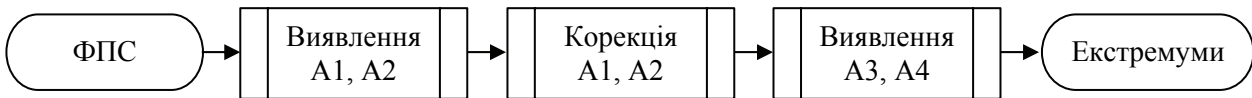


Рис. 2. Блок-схема алгоритму виявлення екстремумів ФПС

### Алгоритм виявлення екстремумів A1, A2

[A2, A1] = DetectA1A2(s)

Вхідні дані:

s — фотоплетизмографічний сигнал

Вихідні дані:

A2 — максимальне значення систолічної хвилі

A1 — мінімальне значення систолічної хвилі

```

1:  maxS, minS = -inf
2:  maxN, minN = nan
3:  flagMax = 0
4:  n = (1:length(s))
5:  threshold = std(s) / 2
6:  for i = 1:length(s)
7:    this = s(i)
8:    if this > maxS
9:      maxS = this
10:     maxN = n(i)
11:   end if
12:   if this < minS
13:     minS = this
14:     minN = n(i)
15:   end if
16:   if flagMax
17:     if this < maxS - threshold
18:       A2 = [A2; maxN maxS]
19:       minS = this
20:       minN = n(i)
21:       flagMax=0
22:       threshold = std(s(1:A2(end,1)))/2
23:     end if
24:   else
25:     if this > minS + threshold
26:       A1 = [A1; minN minS]
27:       maxS = this
28:       maxN = n(i)
29:       flagMax = 1
30:     end if
31:   end if
32: end for

```

За різних фізіологічних станів, наприклад, якщо значення  $A_3$  менше значення  $A_1$ , то  $A_1$  ідентифікується як  $A_3$ . У таких випадках необхідно уточнювати значення  $A_1$ , тому запропоновано такий алгоритм корекції  $A_1$ :

<p><math>[A_1] = \text{CorrectA1A2}(i, n, A_2)</math>  Вхідні дані:  <math>y</math> — фотоплетизмографічний сигнал  <math>n</math> — значення відліку  <math>A_2</math> — максимальне значення систолічної хвилі  Вихідні дані:  <math>A_1</math> — мінімальне значення систолічної хвилі</p>	<pre> 1:  for i = 1:length(A2) 2:  [A2lm, A1lm] = peakdet(s(A2(i):A2(i+1)),0.1,n(A2(i):A2(i+1))) 3:  for ii = 1: length(A1) 4:  if A1(ii)&gt;A2(i) &amp; A1(ii)&lt;A2(i+1) 5:  A1(ii) = A1lm(end) 6:  end if 7:  end for 8:  end for </pre>
---	---

За візуальної відсутності дикротичної хвилі алгоритм розраховує значення  $A_3 = (A_2 - A_1)/2$ ,  $A_4 = 2(A_2 - A_1)/3$  (catch) згідно з [9].

Алгоритм виявлення екстремумів  $A_3$ ,  $A_4$  такий:

<p><math>[A_4, A_3, \text{flagA3F4}] = \text{DetectA3A4}(n, s, A_1, A_2, A1lm, A2lm)</math>  Вхідні дані:  <math>s</math> — фотоплетизмографічний сигнал  <math>n</math> — значення відліку  <math>A_2</math> — максимальне значення систолічної хвилі  <math>A1lm</math> — локальний мінімум  <math>A2lm</math> — локальний максимум  Вихідні дані:  <math>A_3</math> — інцизура  <math>A_4</math> — дикротичний зубець  <math>\text{flagA3F4}</math> — ідентифікатор</p>	<pre> 1:  for i = 1:length(A2) 2:  [A2lm, A1lm] = peakdet(s(A2(i):A2(i+1)),0.1,n(A2(i):A2(i+1))) 3:  try 4:  A4(i) = A2lm(2) 5:  A3(i) = A1lm(1) 6:  flagA3F4(i)=1 7:  catch 8:  A4Norma = (A2(1,2) + A1(1,2)) / 2 9:  A3Norma = 2*(A2(1,2) + A1(1,2)) / 3 10: S = s(A2(i):A2(i+1)) 11: N = n(A2(i):A2(i+1)) 12: [sK, nK] = min(S) 13: S(nK:end) = 0 14: N(nK:end) = 0 15: for ii = 1: length(S) 16: A4Diff(ii) = S(ii) - A4Norma 17: A3Diff(ii) = S(ii) - A3Norma 18: end for 19: [sK, nK] = min(abs(A4Diff(:))) 20: A4(i) = [N(nK), S(nK)] 21: [sK, nK] = min(abs(A3Diff(:))) 22: A3(i) = [N(nK), S(nK)] 23: flagA3F4(i)=0 24: end try 25: end for </pre>
--	---

Згідно з «ААМІ» [19] для оцінки інформативності алгоритму використано такі параметри: чутливість ( $Se$ ) та прогностичність позитивного результату ( $PVP$ ):

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 \% ; \quad (5)$$

$$PVP = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100 \% , \quad (6)$$

де  $TP$  — істино-позитивні результати (істино виявлені екстремуми),  $FP$  — хибно-позитивні результати (хибно виявлені екстремуми),  $FN$  — хибно-негативні результати (екстремуми не виявлено).

Чутливість алгоритму без корекції прямопропорційні: для  $A_1$  — кількості значень інцизури, що нижче значень початку систоли, для  $A_2$  — кількості значень діастолічного піку, що вище за значення систолічного піку (ФПС без артефактів). В таблицю зведено результати виявлення екстремумів ФПС.

## Результати виявлення екстремумів

Алгоритм	без корекції		з корекцією	
Екстремум	A1	A2, A3, A4	A1	A2, A3, A4
Математичне очікування				
Чутливість, %	98,83	99,16	99,91	99,91
Прогностичність позитивного результату, %	98,72	99,05	99,89	99,89

## Матеріали дослідження

Пошук екстремумів проводився на зареєстрованих ФПС та на ФПС із баз даних <http://www.physionet.org> (mimicdb) та <http://bsp.pdx.edu> (pox). Реєстрація ФПС проводилася за допомогою Finger pulse oximeter CMS-50D протягом п'яти хвилин, з використанням програмного забезпечення SpO2, згідно з загальними вимогами до використання фотоплетизмографії [9]. Аналіз здійснювався засобами пакету прикладних програм Matlab 8.0.

На рис. 2а показаний приклад виявлення екстремумів ФПС з бази даних mimicdb (сигнал 039m), на рис. 2б (13...15 с) — точне виявлення A1 під час проведення дихальної проби (6 дихальних циклів на хвилину).

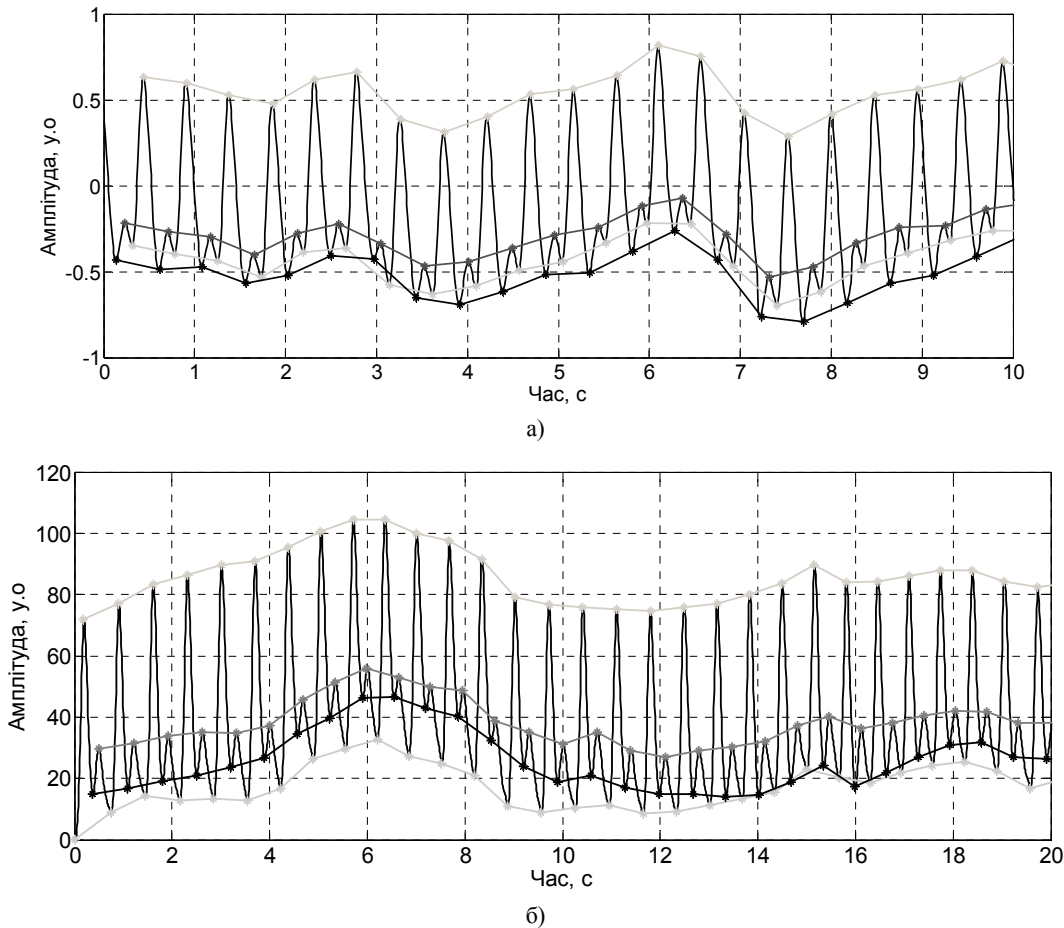


Рис. 2. Екстремуми: а — ФПС 039m; б — зареєстрований ФПС

Через різні значення розмаху ФПС із баз даних використано нормування амплітуди для виявлення екстремумів

$$s = s / \text{mean}(s). \quad (7)$$

Автори Aboу et.al [10] представили свою перевірку набору даних на <http://bsp.pdx.edu>, щоб полегшити іншим розробникам перевірку своїх алгоритмів виявлення систолічного піку. База даних

містить два ФПС (рох1, рох2), кожен тривалістю 60 хвилин з експертним виявленням піків (ДТ і JM). Набір даних включає в себе сегменти, що представляють артефакти (рис. 3).

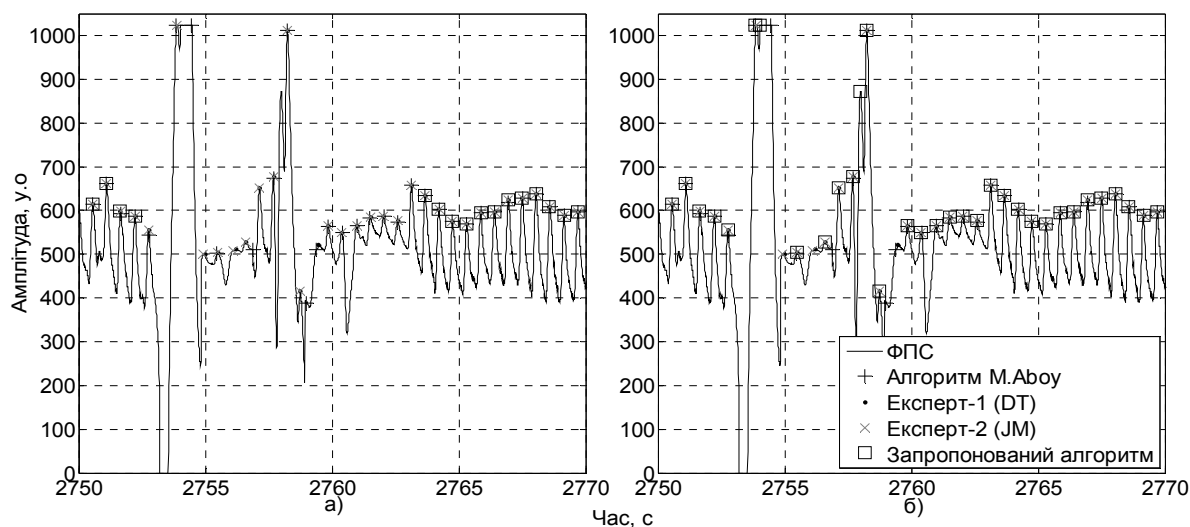


Рис. 3. Приклад, що демонструє виявлення систолічного піку ФПС (сигнал рох2) із адаптивним порогом: а — з додатковою умовою; б — без додаткової умови

Результати виявлення систолічного піку показано на рис. 3а — з додатковою умовою; рис. 3б — без додаткової умови. В останньому варіанті чутливість виявлення систолічного піку рівна 99,88 %, прогностичність позитивного результату — 99,72 % (в сегментах без артефактів — 100 %) в порівнянні з експертним ручним виявленням.

### Висновки

Розроблено алгоритм автоматичного виявлення екстремумів фотоплетизмографічних сигналів. Цей тип алгоритмів необхідний в багатьох клінічних і науково-дослідних програмах, зокрема для аналізу варіабельності серцевого ритму та морфологічних параметрів пульсової хвилі. Алгоритм перевірений на загальнодоступних фотоплетизмографічних сигналах, зареєстрованих із дистальної фаланги кисті. Чутливість рівна 99,91 %, прогностичність позитивного результату — 99,89 %. Реалізація алгоритму з додатковою умовою дає змогу зменшити вплив артефактів від руху на результат автоматизованого оцінювання параметрів ПХ (наприклад, використовуючи усереднення).

### СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

- Advances in estimating baroreflex function / M. D. Rienzo, P. Castiglioni, G. Mancia, A. Pedotti, G. Parati // *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* — 2001. — V. 20, I. 2. — Pp. 25—32.
- Hlimonenko I. Waveform analysis of peripheral pulse wave detected in the fingertip with photoplethysmograph / I.Hlimonenko, K.Meigas, R.Vahisalu // *Measurement Science Review.* — 2003. — V. 3, S. 2. — Pp. 49—52.
- Bilateral photoplethysmography studies of leg arterial stenosis / R. Erts, J. Spigulis, I. Kukulis, M. Ozols // *Physiol. Meas.* — 2005. — № 26 (5). — Pp. 865—874.
- Pulse transit time as a derived non-invasive mean to monitor arterial distensibility changes in children / J. Y. A. Foo, S. J. Wilson, G. Williams, M. A. Harris, D. Cooper // *Journal of Human Hypertension.* — 2005. — № 19. — Pp. 723—729.
- Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological measurement.* — 2007. — Pp. R1—R39.
- 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). — Pp. 1449—1456.
- Relation between respiratory variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude and arterial pulse pressure in ventilated patients / M. Cannesson, C. Besnard, P. G. Durand, J. Bohé, D. Jacques // *Crit Care.* — 2005. — № 9 (5). — Pp. R562—R568.
- 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; заявл. 28 грудня 2012; опубл. 3 липня 2014.
- Малиновский Е. Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии [Електронний ресурс] : Научная библиотека — Режим доступу : <http://www.tokranmed.ru/metod/fpg.htm>.
- An automatic beat detection algorithm for pressure signals / M. Aboy, J. McNames, T. Thong, D. Tsunami, M. S. Ellenby, B. Goldstein // *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* — 2005. — № 52 (10). — Pp. 1662—1670.
- A Real-Time Pulse Peak Detection Algorithm for the Photoplethysmogram / D. G. Jang, S. Park, M. Hahn, S. H. Park // *International Journal of Electronics and Electrical Engineering.* — 2014. — V. 2, № 1. — Pp. 45—49.

12. Li B. N. On an automatic delineator for arterial blood pressure waveforms / B. N. Li, M. C. Dong, M. I. Vai // *Biomedical Signal Processing and Control*. — 2010. — № 5. — Pp. 76—81.
13. Systolic peak detection in acceleration photoplethysmograms measured from emergency responders in tropical conditions / M. Elgendi, I. Norton, M. Brearley, D. Abbott, D. Schuurmans // *PLoS One*. — 2013. — № 8 (10). — e76585.
14. Automated beat onset and peak detection algorithm for field-collected photoplethysmograms : 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS / Minneapolis, Minnesota, USA. — 2009. — Pp. 5689—5692.
15. Nara S. Novel Notch Detection Algorithm for Detection of Dicrotic Notch in PPG Signals / S. Nara, M. Kaur, K. L. Verma // *International Journal of Computer Applications*. — 2014. — V. 86, № 17. — Pp. 36—39.
16. Zong W. An open-source algorithm to detect onset of arterial blood pressure pulses / W. Zong, T. Heldt, G. Moody, R. Mark // *Computers in Cardiology*. — 2003. — № 30. — Pp. 259—262.
17. Kuntamal S. An Efficient and Automatic Systolic Peak Detection Algorithm for Photoplethysmographic Signals / S. Kuntamalla, L. Ram Gopal Reddy // *International Journal of Computer Applications*. — 2014. — V. 97, № 19. — Pp. 18—23.
18. Billauer E. Peak detection using MATLAB [Електронний ресурс] — Режим доступу: <http://billauer.co.il/peakdet.html> (accessed Jul 20, 2012).
19. Association for the Advancement of Medical Instrumentation. Recommended Practice / American National Standard. [Електронний ресурс] — Режим доступу: <http://www.aami.org>.

Рекомендована кафедрою загальної фізики і фотоніки ВНТУ

Стаття надійшла до редакції 07.04.2015

**Свередюк Максим Анатолійович** — аспірант кафедри біотехнічних систем, e-mail: [optimus.sma@gmail.com](mailto:optimus.sma@gmail.com).  
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль

**M. A. Sverediuk<sup>1</sup>**

## Automatic extremes detection algorithm for photoplethysmographic signals

<sup>1</sup>Ternopil Ivan Puluj National Technical University

*An extremes detection algorithm for photoplethysmographic signals using local maxima and minima have been proposed in the paper. This type of algorithms is needed in many clinical and research applications, such as the analysis of heart rate variability and morphological parameters of the pulse wave. The algorithm is validated against a publicly available validation dataset and registered photoplethysmographic signals, achieved a sensitivity of 99,91 % and a positive predictability of 99,89 %. Algorithm is a simple calculation and may be implemented in hardware processing in real time.*

**Keywords:** algorithm, extremes, pulse wave, photoplethysmographic signals.

**Sverediuk Maksym A.** — Post-Graduate Student of the Chair of Biotechnical Systems, e-mail: [optimus.sma@gmail.com](mailto:optimus.sma@gmail.com)

**M. A. Свередюк<sup>1</sup>**

## Алгоритм автоматического обнаружения экстремумов фотоплетизмографических сигналов

<sup>1</sup>Тернопольский национальный технический университет имени Ивана Пулюя

*Предложен алгоритм обнаружения экстремумов фотоплетизмографических сигналов, с использованием локальных максимумов и минимумов. Этот тип алгоритмов необходим во многих клинических и научно-исследовательских программах, в частности для анализа variability сердечного ритма и морфологических параметров пульсовой волны. Алгоритм проверен на общедоступных и зарегистрированных фотоплетизмографических сигналах, чувствительность алгоритма равна 99,91 %, прогнозируемость положительного результата — 99,89 %. Предложенный алгоритм прост в вычислениях и может быть реализован в аппаратных средствах обработки в режиме реального времени.*

**Ключевые слова:** алгоритм, экстремумы, пульсовая волна, фотоплетизмографический сигнал.

**Свередюк Максим Анатольевич** — аспірант кафедри біотехнічних систем, e-mail: [ptimus.sma@gmail.com](mailto:ptimus.sma@gmail.com)