



УКРАЇНА

(19) UA  
(51) МПК

(11) 126520

(13) C2

A61B 5/0295 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО  
"УКРАЇНСЬКИЙ ІНСТИТУТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ"

## (12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

- (21) Номер заявки: а 2019 07936  
(22) Дата подання заявки: 11.07.2019  
(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: 27.10.2022  
(41) Публікація відомостей про заявку: 27.07.2020, Бюл.№ 14  
(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: 26.10.2022, Бюл.№ 43

- (72) Винахідник(и):  
**Файнзільберг Леонід Соломонович (UA)**
- (73) Володілець (володільці):  
**МІЖНАРОДНИЙ НАУКОВО-НАВЧАЛЬНИЙ ЦЕНТР ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ТА СИСТЕМ НАН ТА МОН УКРАЇНИ,**  
просп. Академіка Глушкова, 40, м. Київ-187, 03187 (UA)
- (56) Перелік документів, взятих до уваги експертизою:  
Laure D. Improved Algorithm for Heart Rate Measurement Using Mobile Phone Camera  
/ D. Laure, I. Paramonov // Proceedings of The 13th Conference of Open Innovations  
Association FRUCT and 2nd Seminar on e-Tourism for Karelia and Oulu, Russia, Petrozavodsk,  
22-26 April 2013 / IEEE, 2013. – pages 85-93  
Лаурэ Д.А. Разработка алгоритма измерения частоты пульса человека с помощью камеры мобильного телефона / Д.А. Лаурэ, Н.С. Лагутина,  
И.В. Парамонов // Моделирование и анализ информационных систем.  
– 2014. – 21(4). – С. 91-103  
Харациди О.А. Анализ сигналов кровяного давления [Интернет-публикация], URL.: [http://web.archive.org/web/20180127063916/http://www.machinelearning.ru/wiki/images/b/b6/2015\\_517\\_KharatsidiOA.pdf](http://web.archive.org/web/20180127063916/http://www.machinelearning.ru/wiki/images/b/b6/2015_517_KharatsidiOA.pdf)  
(збережено Way Back Machine 27.01.2018, знайдено 09.02.2022)  
WO 2017/009465, 19.01.2017  
Трофимов П.А. Измерение variability сердечного ритма человека с помощью камеры смартфона / П.А. Трофимов, К.С. Пуртов, В.С. Кубланов // Компьютерный анализ изображений: Интеллектуальные решения в промышленных сетях (CAI-2016) : сб. науч. тр. конф., Екатеринбург, 5-6 мая 2016 г./ УМЦ УПИ. – Екатеринбург, 2016. – С. 134-137  
Peng R.C. Extraction of heart rate variability from smartphone photoplethysmograms / R.C. Peng, X.L. Zhou, W.H. Lin, Y.T. Zhang // Comput Math Methods Med. – 2015. – Vol. 2015. – 516826. – 11 pages  
Liu H. Toward a Smartphone Application for Estimation of Pulse Transit Time / H. Liu, K. Ivanov, Y. Wang, L. Wang // Sensors (Basel). – 2015 Oct 27. – 15(10). – pages 27303-27321

## (54) СПОСІБ ОТРИМАННЯ ДИНАМІЧНОГО РЯДУ КАРДІОІНТЕРВАЛІВ ПУЛЬСОВОЮ ХВИЛЕЮ

### (57) Реферат:

Винахід належить до медицини, а саме до способів отримання динамічного ряду кардіоінтервалів за пульсовою хвилею, який реалізується за допомогою камери смартфона та вбудованого ліхтарика. Згідно зі способом п'ять послідовно визначених кардіоінтервалів початкового динамічного ряду ранжують за тривалістю, а середнє арифметичне значення між другим, третім та четвертим ранжованими кардіоінтервалами визначають як кардіоінтервал вихідного динамічного ряду. При цьому першим кардіоінтервалом вихідного динамічного ряду є середнє арифметичне значення, отримане при обробці перших п'яти послідовно визначених кардіоінтервалів початкового динамічного ряду, другим - середнє арифметичне, отримане при

UA 126520 C2

обробці послідовно визначених від другого до шостого кардіоінтервалів початкового динамічного ряду, і т.д. Такий спосіб оцінки забезпечує можливість отримання вихідного динамічного ряду кардіоінтервалів в реальному часі.

Винахід належить до медицини, а саме до способів оцінювання динамічного ряду кардіоінтервалів за пульсовою хвилею та може бути застосований під час масових профілактичних обстежень в медичних закладах, на виробництві, у фітнес клубах та в домашніх умовах.

5 Діагностична цінність аналізу ритму серця відома дуже давно. Аналіз динамічного ряду кардіоінтервалів (метод кардіоінтервалографії) дозволяє визначати статистичні та спектральні показники варіабельності серцевого ритму (BCP), які несуть важливу інформацію про баланс симпатичної та парасимпатичної частин вегетативної нервової системи [Heart rate variability. Standatds of Measurement. Physiological interpretation and clinical use// Circulation. - 1996. - Vol. 93. - P. 1043-1065].

10 За результатами аналізу BCP надаються числові значення статистичних та спектральних показників, зокрема, стандартне відхилення послідовності динамічного ряду кардіоінтервалів (показник SDNN, мс), фізіологічні значення якого лежать в межах 30-80 мс. [Коркушко О.В., Писарук А.В., Шати-ло В.Г., Лишневская В.Ю., Чеботарев Н.Д., Погорецкий Ю.Н. Анализ вариабельности ритма сердца в клинической практике (возрастные аспекты). -К.: Институт геронтологии АМН, 2002. - 189 с.].

Для наочного надання результатів математичного аналізу BCP використовують також скаттерограму, що відображає пари послідовних значень  $\Delta_i$ ,  $i=1, \dots, N$  динамічного ряду кардіоінтервалів на площини, по осі абсцис якої відкладається значення поточного кардіоінтервалу  $\Delta_i$ , а по осі ординат - значення попереднього кардіоінтервалу  $\Delta_{i-1}$ ,  $i=2, \dots, N$ . У здорової людини область розкиду точок на скаттерограмі розташована в компактній області вздовж діагоналі скаттерограми, а наявність окремих точок свідчить про ознаки аритмії.

20 Аналогічну інтерпретацію несе гістограма розподілу кардіоінтервалів  $\Delta_i$ ,  $i=1, \dots, N$ , яка у здорової людини має компактну форму у вигляді 2-3 стовпчиків, а при наявності ознак аритмії розтягується вздовж осі абсцис та має окремо розташовані стовпчики.

25 Відомо різні способи оцінювання динамічного ряду кардіоінтервалів. Один з них реалізовано в традиційних електрокардіографічних системах [Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации)// Вестник аритмологии. - 2001. - № 24. - С. 65-87.]

30 Згідно з цим способом реєструють електрокардіограму (ЕКГ), на якій визначають шлункові QRS-комплекси, що відповідають деполяризації серцевого м'яза, та визначають проміжки часу між окремими серцевими циклами (R-R-інтервалами). Такий спосіб забезпечує достатньо високу точність оцінювання динамічного ряду кардіоінтервалів та широко застосовується в клінічній практиці для аналізу BCP.

35 Однак сучасні цифрові електрокардіографи з автоматичним обробленням ЕКГ є достатньо складними та коштовними приладами [Willems J., Abreu-Lima C. Et al. Evaluation of ECG interpretation results obtained by computer and cardiologist. Meth. Inf. Med. 1990. No. 29. P. 308-316]. Складність та незручність оцінювання динамічного ряду кардіоінтервалів за ЕКГ обмежує цей спосіб для масових профілактичних обстеженнях, особливо для застосування в домашніх умовах для самостійного оцінювання функціонального стану користувачів, які не мають медичної освіти.

40 Більш дешевий та зручний спосіб визначення динамічного ряду кардіоінтервалів ґрунтується на відомому методі фотоплетизмографії, що забезпечує непряме оцінюванні кровонаповнення певної ділянки тіла, через яку пропускають світлові промені, а в якості приймача світлової енергії, що пройшла через об'єкт дослідження або відбита від нього, використовують перетворювач світлової енергії в електричну (фотоелемент, фоторезистор) [Alian A.A., Shelley K.H. Photoplethysmography. Best Practice & Research. Clinical Anaesthesiology. - 2014. - Vol. 28, No. 4. P. 395-406. - doi:10.1016/j.bpa.2014.08.006].

50 Метод пальцевої фотоплетизмографії активно використовують в сучасних пульсоксиметрах [История и современность пульсоксиметрии. - <http://www.oxyhealth.ru/istoriya-i-sovremennost-pulsoksimetrii>], що має вигляд зажиму, в одній частині якого розташовано освітлювач (світлодіод), а в другому - приймач світла (фотодіод). Кровотік в капілярах фаланги пальця з кожним ударом серця моделює світловий потік від освітлювача до приймача, в результаті чого реєструється пульсова хвиля. За інтервалами часу між точками екстремумів на пульсовій хвилі визначають динамічний ряд кардіоінтервалів.

55 При використанні відносно дешевих пальцевих фотоплетизмографів побудову пульсової хвилі та оцінювання динамічного ряду кардіоінтервалів здійснюють за допомогою зовнішнього програмного забезпечення на комп'ютері, до якого надходить оцифрований електричний сигнал з фотоплетизмографа [Рубан М.Л., Лесніков А.Г., Осадчий О.В. Діагностичний комплекс

60

оцінювання функціонального стану людини за показниками фотоплетизмограми// Lviv Polytechnic National University Institutional Repository. - [http://ena.lp.edu.ua-C. 483-491](http://ena.lp.edu.ua-C.483-491)]. Зрозуміло, що в польових умовах незручно використовувати такі програмно-технічні діагностичні комплекси, що є їх недоліком.

5 Швидкий розвиток технології смартфонів призвів до появи програмних додатків, які здатні вимірювати частоту серцевих скорочень, використовують лише сам смартфон і пов'язані з ним аксесуари - вбудований ліхтарик та камеру. Тобто, сучасний смартфон надає принципову можливість користувачу реалізувати метод пальцевої фотоплетизмографії для визначення частоти серцевих скорочень без додаткового обладнання.

10 Серед відомих способів реалізації такої можливості найбільш близький до способу, що пропонується, є спосіб, який описано в роботі Laure D., I. Paramonov I. Improved Algorithm for Heart Rate Measurement Using Mobile Phone Camera// Proceedings of the 13<sup>th</sup> Conference of Open Innovations Association FRUCT and 2<sup>nd</sup> Seminar on e-Tourism for Karelia and Oulu Region. - 2013. - P. 8593]. Цей спосіб обрано прототипом способу, що пропонується.

15 Згідно зі способом-прототипом фалангу пальця особи, яка тестується, освітлюють ліхтариком смартфона та за допомогою камери смартфона реєструють зміни у часі середньої яскравості зображення фаланги пальця, які відповідають пульсовій хвилі, що породжує кровотік в капілярах фаланги пальця, визначають екстремальні значення зареєстрованої пульсової хвилі та за проміжками часу між визначеними екстремальними значеннями пульсової хвилі оцінюють динамічний ряд кардіоінтервалів  $\Delta_i$ ,  $i=1, \dots, N$ , де  $N$  - кількість зареєстрованих серцевих циклів.

20 Усереднення отриманих величин  $\Delta_i$ ,  $i=1, \dots, N$  за певний проміжок часу, наприклад, за 20 с, дозволяє з прийнятною точністю оцінити середню частоту серцевих скорочень (ЧСС), яка є інтегральним показником функціонального стану організму, тісно пов'язаним з фізіологічними змінами, що виникають у відповідь на фізичне або емоційне навантаження.

25 Однак спосіб прототип має недоліки, які викликані такими причинами.

По-перше, частоту кадрів, яку забезпечує більшість вбудованих в смартфони камер, знаходиться в межах 30-60 кадрів в секунду. Звідси випливає, що роздільна здатність, а значить і точність визначення окремих кардіоінтервалів  $\Delta_i$ ,  $i=1, \dots, N$  за зображеннями фаланги пальця не перевищує 16,7 мс, що є недостатнім для оцінювання статистичних та спектральних показників варіабельності серцевого ритму.

По-друге, сам процес вимірювання шляхом накладання фаланги пальця на камеру може призводити до випадкових завад на зображенні (артефактів), які спотворюють пульсову хвилю та породжують хибні значення кардіоінтервалів.

35 Зрозуміло, що подальший аналіз статистичних та спектральних показників ВСР за динамічним рядом кардіоінтервалів з хибними та неточними значеннями може призводити до невірної оцінки функціонального стану особи, яка обстежується.

Наведені недоліки обмежують область використання способу-прототипу в реальних умовах.

40 В основу винаходу поставлена задача вдосконалити відомий спосіб та подолати наведені недоліки шляхом підвищення точності і надійності оцінювання динамічного ряду кардіоінтервалів за допомогою камери смартфона.

Поставлена задача досягається тим, що для отримання динамічного ряду кардіоінтервалів фалангу пальця особи, яку тестують, освітлюють ліхтариком смартфона та за допомогою камери смартфона реєструють зміни у часі середньої яскравості зображення фаланги пальця, які відповідають пульсовій хвилі, що породжує кровотік в капілярах фаланги пальця, визначають екстремальні значення зареєстрованої пульсової хвилі та будують початковий динамічний ряд кардіоінтервалів, що відповідають інтервалам часу між послідовно визначеними екстремальними значеннями пульсової хвилі, згідно із винаходом п'ять послідовно визначених кардіоінтервалів початкового динамічного ряду ранжують за тривалістю, а середнє арифметичне значення між другим, третім та четвертим ранжованими кардіоінтервалами визначають як кардіоінтервал вихідного динамічного ряду, при цьому першим кардіоінтервалом вихідного динамічного ряду є середнє арифметичне значення, отримане при обробці перших п'яти послідовно визначених кардіоінтервалів початкового динамічного ряду, другим – середнє арифметичне, отримане при обробці послідовно визначених від другого до шостого кардіоінтервалів початкового динамічного ряду, у відповідний спосіб визначають третій та наступні кардіоінтервали вихідного динамічного ряду із забезпеченням можливості отримання вихідного динамічного ряду кардіоінтервалів в реальному часі.

60 Сукупність ознак, що відрізняють цей спосіб від відомих шляхом введення додаткових операцій, а саме тим, що визначені проміжки часу  $\Delta_i$ ,  $i=1, \dots, N$  зберігають в ковзному вікні, яке пересувається вздовж визначеного за пульсовою хвилею початкового динамічного ряду та включає п'ять послідовних проміжків часу  $\Delta_{j-2}$ ,  $\Delta_{j-1}$ ,  $\Delta_j$ ,  $\Delta_{j+1}$ ,  $\Delta_{j+2}$ ,  $j=3, \dots, N-2$ , які при кожному

положенні вікна ранжують за зростанням (спаданням) та будують вихідний динамічний ряд кардіоінтервалів шляхом усереднення другого, третього та четвертого ранжованих значень проміжків часу у ковзному вікні, дозволяє при практичному застосуванні способу підвищити точність та надійність оцінювання динамічного ряду кардіоінтервалів за пульсовою хвилею, яка

5 породжується за допомогою камери смартфона.

На Фіг. 1 наведено схему, що ілюструє послідовність операцій, що забезпечують реалізацію способу. На Фіг. 1 наведено такі позначення:

1 - камера смартфона, яку закриває фаланга пальця, що освітлюється вбудованим ліхтариком;

10 2 - поточне зображення (кадр) фаланги пальця, якому відповідає поточна функція  $\psi_{kmz}(x, y)$  яскравості пікселя з координатами  $x=k, y=n$  на площині  $(x, y)$  в фіксований момент часу  $z=1, 2, \dots$

3 - блок формування пульсової хвилі за послідовністю у часі середніх яскравостей зображень фаланги пальця;

15 4 - блок формування початкового динамічного ряду кардіоінтервалів  $\Delta_i, i=1, \dots, N$ , де  $N$  - загальна кількість кардіоінтервалів;

5 - буфер даних, що реалізує функцію ковзного вікна;

6 - блок ранжування даних в ковзному вікні;

7 - блок формування вихідного динамічного ряду кардіоінтервалів.

20 На Фіг. 2 наведено фрагмент пульсової хвилі здорової людини;

На Фіг. 3 наведено фрагмент пульсової хвилі цієї ж самої людини, на якому позначено.

8 - артефакт, викликаний короткочасним зсувом фаланги пальця відносно камери смартфона.

25 Фіг. 4 ілюструє переваги способу, що пропонується, під час оброблення пульсової хвилі з артефактом за методом математичного аналізу ВСП. На Фіг. 4 наведено такі позначення:

9 - графічне відображення скаттерограми, побудованої за початковим динамічним рядом кардіоінтервалів;

10 - графічне відображення скаттерограми, побудованої за модифікованим (вихідним) динамічним рядом кардіоінтервалів;

30 11 - графічне відображення гістограми, побудованої за початковим динамічним рядом кардіоінтервалів;

12 - графічне відображення гістограми, побудованої за модифікованим (вихідним) динамічним рядом кардіоінтервалів.

35 Спосіб оцінювання динамічного ряду кардіоінтервалів за пульсовою хвилею, що пропонується, складається з послідовності таких дій (див. Фіг. 1).

Особа, яка обстежується, закриває камеру 1 смартфона фалангою свого пальця, що освітлюється вбудованим ліхтариком. В результаті формується послідовність зображень фаланги пальця (кадрів 2)

$$\psi_{km1}(x, y), \psi_{km2}(x, y), \psi_{km3}(x, y), \dots (1)$$

40 кожному з яких відповідає поточна функція  $\psi_{kmz}(x, y)$ , яскравості пікселя з координатами  $x=k, y=n$  на площині  $(x, y)$  в фіксований момент часу  $z=1, 2, \dots$

При кожному ударі серця за рахунок кровотоку в капілярах фаланги пальця середня яскравість кадрів (1) змінюється (пульсує). Блок 3 розраховує середню яскравість кожного з кадрів за формулою

$$45 \quad W_z = \frac{1}{Q_x Q_y} \sum_{k=1}^{Q_x} \sum_{n=1}^{Q_y} \psi_{kmz}(x, y), \quad z = 1, 2, \dots, (2)$$

Де  $Q_x, Q_y$  - відповідно кількість пікселів зображення фаланги пальця по горизонталі та вертикалі.

Послідовність величин  $W_1, W_2, W_3, \dots$ , розрахованих згідно з (2), формує на виході блоку 3 дискретні значення пульсової хвилі (Фіг. 2), які надходять до блоку 4 (Фіг. 1).

50 Блок 4 визначає екстремальні (максимальні) значення (відмічені точками на Фіг. 2) та обчислює інтервали часу між послідовними точками екстремумів  $\Delta_i, i=1, \dots, N$ , де  $N$  - загальна кількість кардіоінтервалів. В результаті на виході блоку 4 (Фіг. 1) формується початковий динамічний ряд кардіоінтервалів, визначених в період обстеження.

65 Подальша реалізація способу, що пропонується, зводиться до модифікації визначеного початкового динамічного ряду кардіоінтервалів, яка здійснюється за допомогою блоків 5, 6 і 7.

Після отримання першої п'ятірки початкового динамічного ряду кардіоінтервалів визначені значення  $\Delta_1, \Delta_2, \Delta_3, \Delta_4, \Delta_5$  запам'ятовуються в буфері 5 та ранжуються, наприклад, за спаданням, в блоці 6.

Наприклад, якщо початкові значення такі  
 $\Delta_1=0,86$  с;  $\Delta_2=1,31$  с;  $\Delta_3=0,87$  с;  $\Delta_4=0,81$  с;  $\Delta_5=0,85$  с, (3)  
 то блоці б будуть розміщені такі ранжовані значення  
 $d_1=1,31$  с;  $d_2=0,87$  с;  $d_3=0,86$  с;  $d_4=0,85$  с;  $d_5=0,81$  с. (4)

5 Ранжовані значення  $d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$ ,  $d_4$ ,  $d_5$ , надходять до блоку 7, який відкидає перше  $d_1$ , та п'яте  $d_5$  значення, а інші три значення  $d_2$ ,  $d_3$ ,  $d_4$  усереднює за формулою

$$\delta_3 = \frac{d_2 + d_3 + d_4}{3} . (5)$$

Величина  $\delta_3$  визначає перший елемент модифікованого (вихідного) динамічного ряду кардіоінтервалів.

10 Як тільки в початковому динамічному ряді кардіоінтервалів визначено шосте значення  $\Delta_6$  чергова п'ятірка значень  $\Delta_2$ ,  $\Delta_3$ ,  $\Delta_4$ ,  $\Delta_5$ ,  $\Delta_6$  запам'ятовується в буфері 5, а самі данні ранжуються в блоці б.

15 Ранжовані значення  $d_2$ ,  $d_2$ ,  $d_4$ ,  $d_5$ ,  $d_6$  надходять до блоку 7, який відкидає перше  $d_2$  та останнє  $d_6$  значення, а інші три значення  $d_2$ ,  $d_4$ ,  $d_4$  усереднює та формує наступне значення вихідного ряду кардіоінтервалів:

$$\delta_4 = \frac{d_3 + d_4 + d_5}{3} , (6)$$

Процес формування вихідного динамічного ряду кардіоінтервалів продовжується аналогічним чином до моменту визначення останнього значення  $\Delta_N$  в початковому динамічному ряді кардіоінтервалів.

20 Зрозуміло, що коли внаслідок артефактів спостерігаються випадкові викиди окремих кардіоінтервалів, які суттєво відрізняються від сусідніх, то при ранжованні чергової п'ятірки  $\Delta_{j-2}$ ,  $\Delta_{j-1}$ ,  $\Delta_j$ ,  $\Delta_{j+1}$ ,  $\Delta_{j+2}$ ,  $j=3, \dots, N-2$  такі хибні значення будуть або на першому, або на останньому місці ранжованих значень  $d_{j-2}$ ,  $d_{j-1}$ ,  $d_j$ ,  $d_{j+1}$ ,  $d_{j+2}$ ,  $j=3, \dots, N-2$ .

25 Оскільки чергове значення  $\delta_j$ ,  $j=3, \dots, N-2$  вихідного ряду кардіоінтервалів визначають за формулою

$$\delta_j = \frac{d_{j-1} + d_j + d_{j+1}}{3} , j = 3, \dots, N-2 , (7)$$

то хибні значення початкового динамічного ряду кардіоінтервалів не беруть участі в формуванні вихідної інформації.

30 Наприклад, значення  $\Delta_2=1,31$  с, яке суттєво відрізняється від інших значень у першій п'ятірці (3) початкового ряду кардіоінтервалів, після ранжування буде на першому місці ( $d_1=1,31$  с), а тому буде вилучене с процедури усереднення. Згідно з формулою (5) перший елемент вихідного ряду кардіоінтервалів отримає значення  $\delta_3=0,86$  с.

35 Вилучення хибних значень з початкового ряду кардіоінтервалів підвищує надійність оцінювання кардіоінтервалів при появі можливих артефактів, а ковзне усереднення залишених даних за формулою (7) підвищує точність (роздільну здатність) визначення значень вихідного ряду кардіоінтервалів.

Для ілюстрації переваг способу, що пропонується, розглянемо результати оброблення реальної пульсової хвилі здорової людини з артефактом 8, викликаним короткочасним зсувом фаланги пальця відносно камери смартфона.

40 На скаттерограмі 9 (Фіг. 4), побудованій за початковим динамічним рядом кардіоінтервалів, є окремі точки, які можуть приводити до хибного висновку про наявність ознак ішемії, хоча насправді ці точки породжені артефактом 8 (Фіг. 3).

45 Водночас область розкиду точок на скаттерограмі 10 (Фіг. 4), побудованій за модифікованим динамічним рядом кардіоінтервалів, розташована в компактній області вздовж діагоналі скаттерограми, що характерно для здорової людини.

На гістограмі 11, побудованій за початковим динамічним рядом кардіоінтервалів, спостерігаються окремо розташовані стовпчики, в той час як на гістограмі 12, яка побудована за модифікованим динамічним рядом кардіоінтервалів такі хибні ознаки аритмії відсутні.

50 відрізняються також інтегральні показники BCP, обчислені за початковим та вихідним рядом кардіоінтервалів. Зокрема, в першому випадку показник SDNN=34 мс, виходить за межі фізіологічної норми, а при обробленні модифікованого ряду цей показник становив SDNN=34 мс.

55 Таким чином, послідовність дій, що забезпечують реалізацію способу, що пропонується, є досить простими та зручними і дозволяють підвищити надійність і точність самостійного оцінювання функціонального стану користувача в домашніх умовах за допомогою камери

смартфону, а також проводити масові профілактичні обстеження на основі математичного аналізу варіабельності серцевого ритму.

ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

5

Спосіб отримання динамічного ряду кардіоінтервалів за пульсовою хвилею, який полягає в тому, що фалангу пальця особи, яку тестують, освітлюють ліхтариком смартфона та за допомогою камери смартфона реєструють зміни у часі середньої яскравості зображення фаланги пальця, які відповідають пульсовій хвилі, що породжує кровотік в капілярах фаланги пальця, визначають екстремальні значення зареєстрованої пульсової хвилі та будують початковий динамічний ряд кардіоінтервалів, що відповідають інтервалам часу між послідовно визначеними екстремальними значеннями пульсової хвилі, який **відрізняється** тим, що п'ять послідовно визначених кардіоінтервалів початкового динамічного ряду ранжують за тривалістю, а середнє арифметичне значення між другим, третім та четвертим ранжованими кардіоінтервалами визначають як кардіоінтервал вихідного динамічного ряду, при цьому першим кардіоінтервалом вихідного динамічного ряду є середнє арифметичне значення, отримане при обробці перших п'яти послідовно визначених кардіоінтервалів початкового динамічного ряду, другим - середнє арифметичне, отримане при обробці послідовно визначених від другого до шостого кардіоінтервалів початкового динамічного ряду, у відповідний спосіб визначають третій та наступні кардіоінтервали вихідного динамічного ряду із забезпеченням можливості отримання вихідного динамічного ряду кардіоінтервалів в реальному часі.

10

15

20

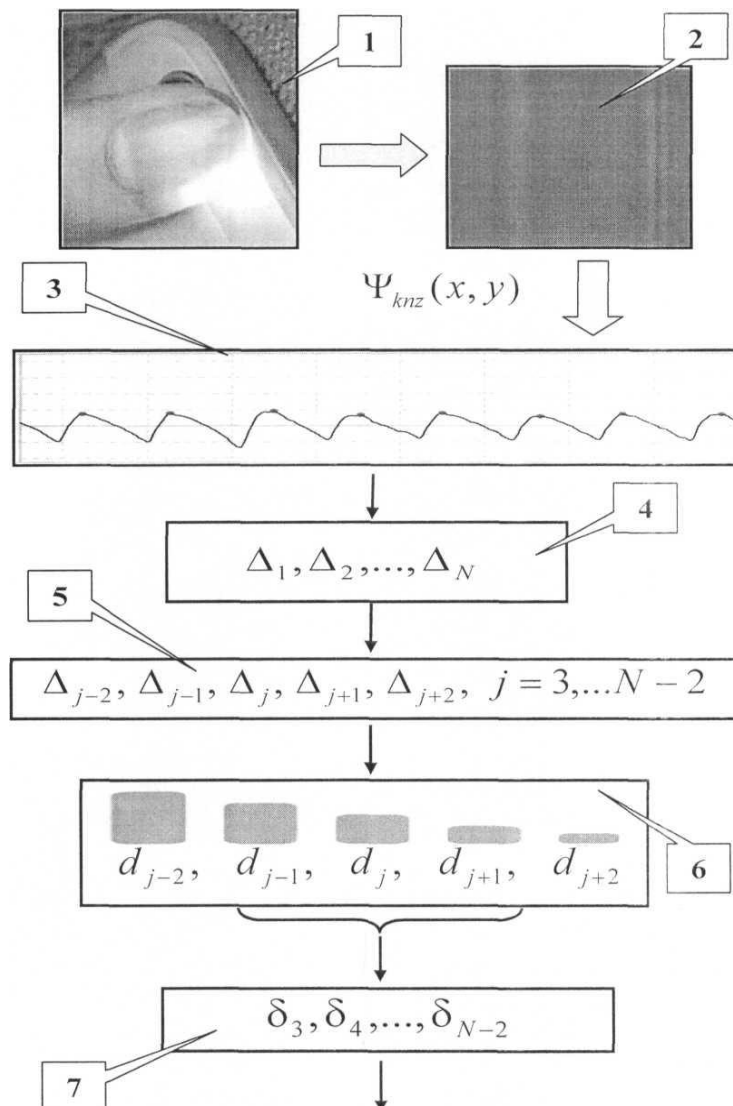
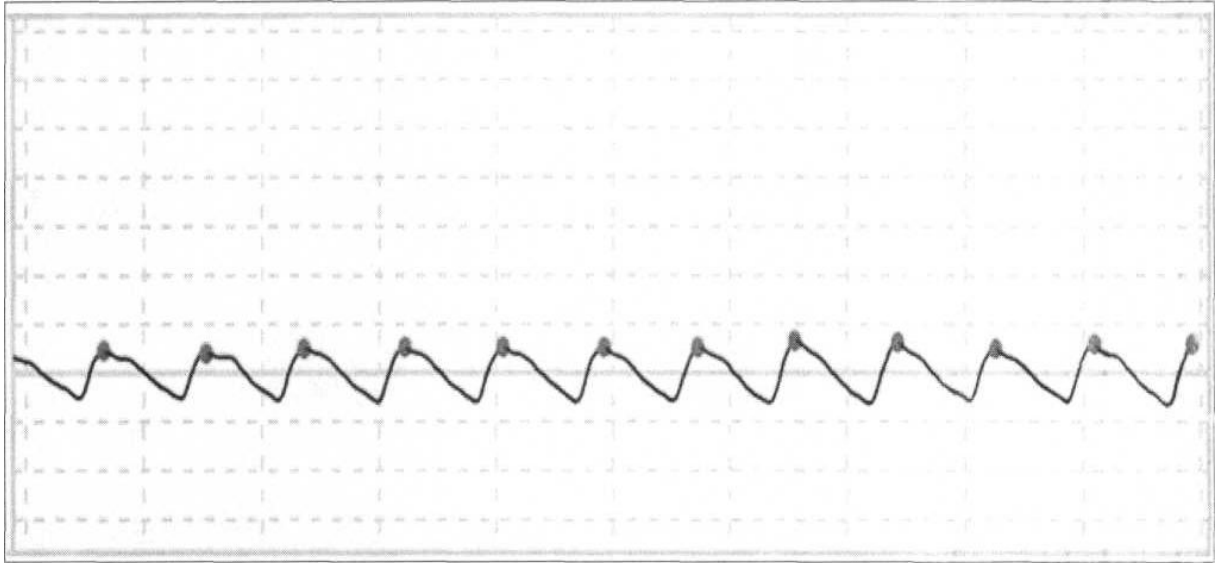
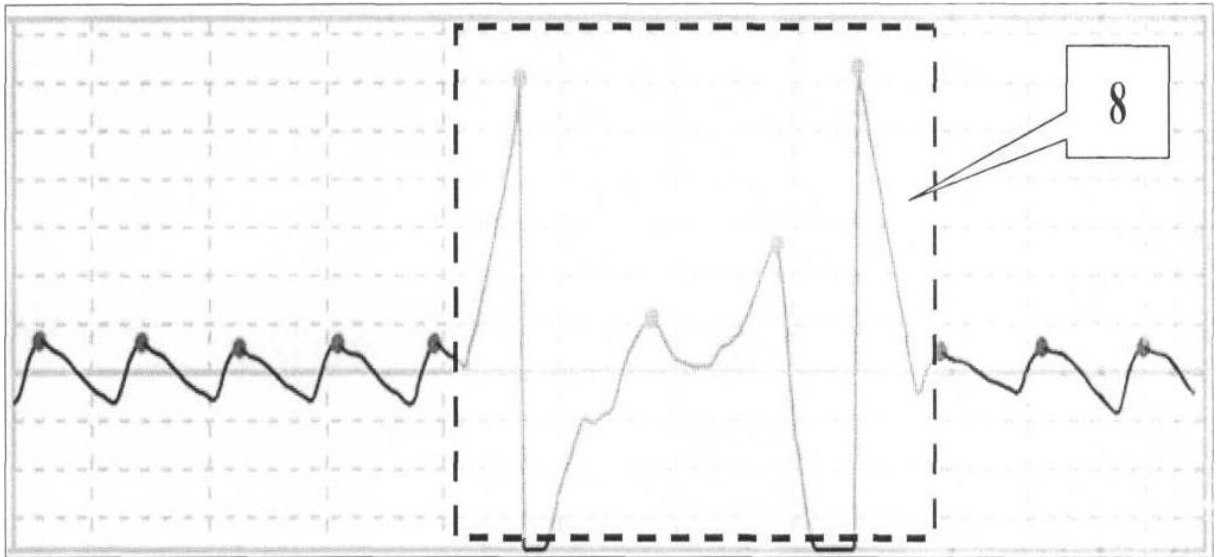


Fig. 1

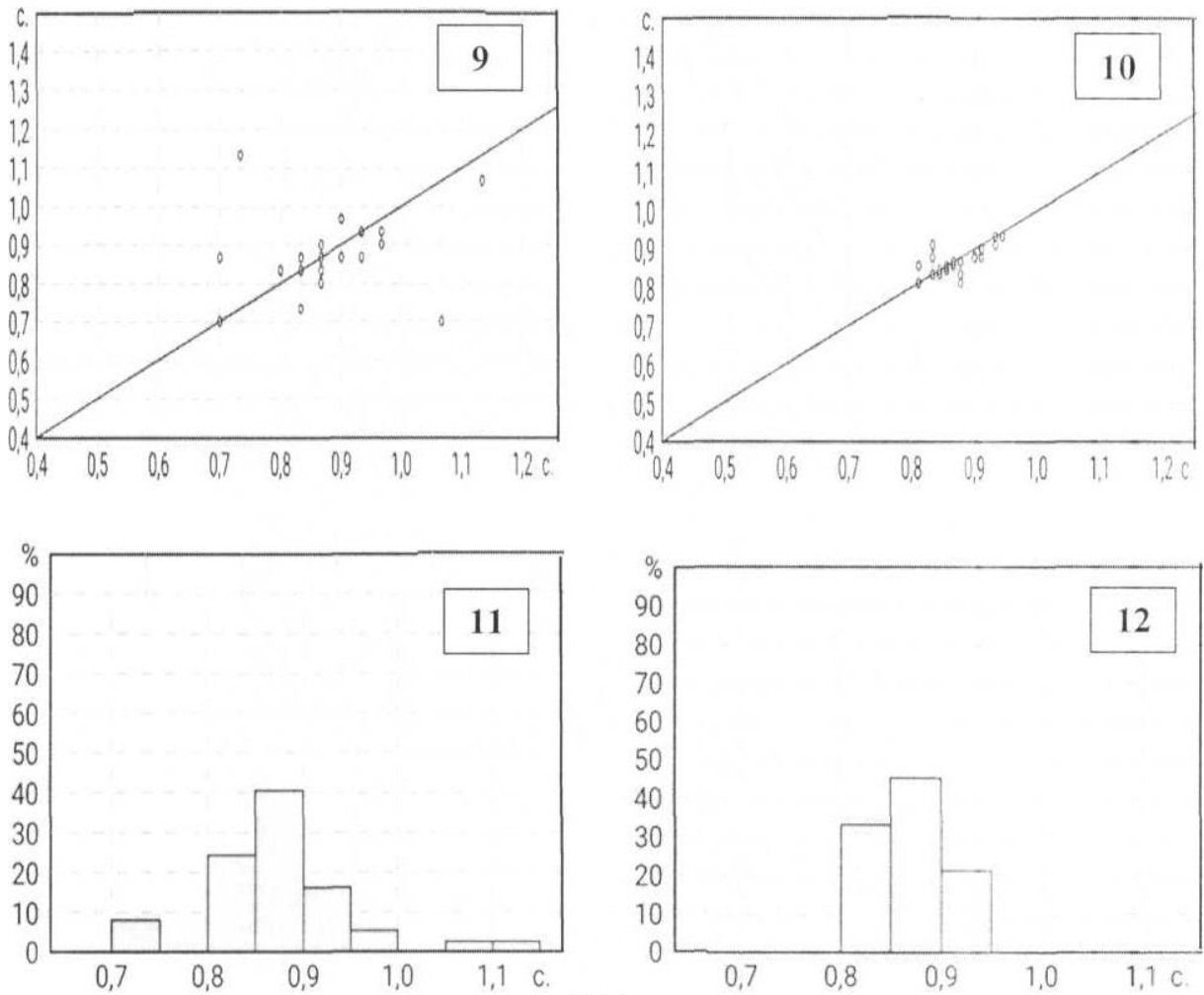


Фиг. 2



Фиг. 3





Фіг. 4