

ВДОСКОНАЛЕННЯ АЛГОРИТМІВ БІОПУЛЬСОВОЇ ДІАГНОСТИКИ

Тимчик Г.С., Осадчий О.В., Божеску А.О., Кедись А.О.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

Метою діагностики функціонального стану організму є виявлення в реальному масштабі часу можливих відхилень від норми в роботі основних органів і функціональних систем організму. У даній роботі створена математична модель та описано алгоритм проведення процедури. Це дозволяє аналізувати фотоплетизмографічні показники будь-якого характеру. Дані розробки, що наведені у статті, дають змогу удосконалити проведення аналізу електрофізіологічних сигналів в режимі реального часу на досить тривалих апертурах спостереження. Таким чином пришвидшено процедуру класифікації функціонального стану людини.

Ключові слова: Серцево-судинна система, фотоплетизмографія, фотоплетизмограма, пульсова хвиля, пульсова крива.

Постановка проблеми та аналіз методів діагностики. Діагностика серцево-судинної системи – чи не найголовніший розділ діагностики для первинного обстеження, і контролю процесу лікування. Сьогодні значна кількість як державних, так і приватних медичних установ в Україні потребують вдосконалених алгоритмів діагностики серцево-судинної системи (ССС), тобто відносно простих, але в той же час клінічно інформативних результатів діагностики різних систем організму людини. Від рівня якості, швидкодії, надійності та інформативності таких комплексів залежить можливість попередження майже будь-якого захворювання, а також запобігти загостренню хронічних станів. До того ж комплекси для амбулаторної діагностики розроблені за новими алгоритмами необхідні не тільки для клінічних установ, такі як лікарні, поліклініки тощо, але і для установ консультативного характеру.

Необхідність знати стан саме ССС зумовлена виконанням цією системою транспортної і регуляторної функції, що є ключовими в етимології широкого переліку захворювань і при клінічному контролі динаміки лікування.

Оптимальна методика для судинної скринінгової діагностики повинна відповідати ряду вимог: неінвазивність, простота, надійність, відтворюваність, можливість отримання експрес-результату [1]. Однією з методик, що володіють перерахованими вище якостями, є фотоплетизмографія, заснована на визначенні обсягу крові в мікросудинному руслі тканини. Інтенсивність випромінювання залежить від кількості крові, що знаходиться між приймачем і джерелом (рис. 1). Довжина хвилі випромінюваного світла 980 нм підібрана таким чином, щоб основне поглинання відбувалося еритроцитами в артеріальній ланці [1]. Тобто сигнал пропорційний кількості еритроцитів, що потрапляють в область між джерелом і приймачем. Оскільки зміна гематокриту (об'ємного вмісту еритроцитів в одиниці об'єму крові) протягом одного виміру мала, інтенсивність реєстрованого приймачем світла обернено пропорційна об'єму крові, що знаходиться в області просвіту.

Зареєстрований за допомогою фотоплетизмографії сигнал є суперпозицією змінної складової (АС), пов'язаної зі зміною обсягу крові в тканини синхронно з серцевиттям, і повільно змінюється складовою (DC), пов'язаною з диханням, актив-

ністю симпатичної нервової системи, терморегуляцією (рис. 2) [1].

Змінна складова сигналу АС формується за рахунок поглинання світла, що змінюється об'ємом крові в артеріальній ланці мікроциркуляторного русла. При формуванні низькочастотної складової істотно поглинання світла кістками, шкірою, тканинами та постійним об'ємом крові у венозній і артеріальній ланках мікроциркуляторного русла.

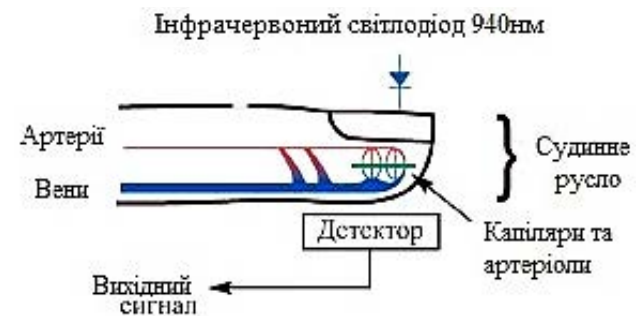


Рис. 1. Принципіальна схема фотоплетизмографа [1]

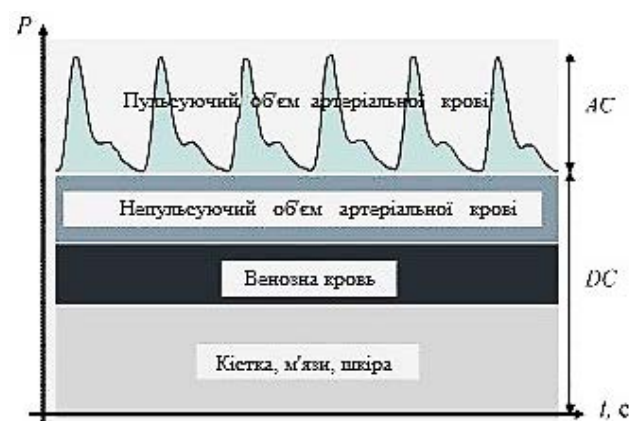


Рис. 2. Формування сигналу фотоплетизмограми [1]

Пульсова хвиля – хвиля підвищеного тиску, що розповсюджується по аорті та артеріях, викликана викидом крові з лівого шлуночка в період скорочення серцевого м'яза (фази систоли). Хвиля тиску поширюється уздовж артеріальної частини судинної системи, і короткочасне розширення ділянки артеріальної стінки можна

промацати або зареєструвати у вигляді пульсового поштовху (артеріального пульсу). Швидкість поширення пульсової хвилі по судинах не залежить від швидкості течії крові, а визначається еластичністю і діаметром судини, товщиною його стінки, густиною крові [1].

Існують різні методи реєстрації пульсових хвиль на периферії: сфінгограма, фотоплетизмограма, імпедансна реовазографія, ультразвукова доплерографія. Відомо, що при ураженні судин форма пульсової хвилі на периферії якісно змінюється. При розташуванні датчика фотоплетизмограми як надалі стенозу артерії підйом відбувається повільніше, пік округлений і другий пік на дикротичній хвилі може бути відсутнім або бути значно ослабленим [1].

Мета і сутність моніторингу. Метою експрес-моніторингу функціонального стану організму є виявлення в реальному масштабі часу можливих відхилень від норми в роботі основних органів і функціональних систем організму. Індикація гіперфункції, напруги або перезбудження будь-якого органу або, навпаки, його депресія можуть служити приводом для звернення до відповідного кваліфікованого атестованого лікаря для проведення необхідного обсягу діагностичних аналізів і постановки лікарем діагнозу захворювання, якщо аналізи підтвердять дані експрес-моніторингу, і призначення ним відповідної терапії у вигляді конкретних номерів лікувальних програм [2].

Проведено аналіз основних параметрів пульсової кривої, які можна поділити на первинні (амплітудні, часові, частотні); похідні від первинних, отримані шляхом математичних перетворень; статистичні показники, що характеризують закономірності зміни значень параметрів у часі. Крім цього проаналізовано вплив накладених на пульсову криву дихальних хвиль і хвиль третього порядку [3].

Аналізуючи параметри пульсової хвилі, можна отримати інформацію про стан серцево-судинної системи і в першу чергу – периферійному кровопостачанні досліджуваного органу. Розвиток патологій в системі кровообігу різко змінює форму пульсової кривої. Але навіть великий клінічний досвід лікаря допомагає виявити тільки самі різкі порушення в системі кровообігу. Тому для більш точної інтерпретації кривих необхідний спеціальний кількісний аналіз параметрів фотоплетизмограми, що дозволяє виявити тонку структуру пульсової кривої і отримати необхідну діагностичну інформацію, що можливо лише при автоматизації оброблення даних [3].

Алгоритм проведення процедури та обрахунку отриманих даних. За допомогою вдосконаленого алгоритму що пропонується, можливо аналізувати адаптацію організму людини до навантажень. В даний час авторами ведеться робота по розробці чітких параметрів для визначення адаптаційного ССС і в подальшому, за допомогою розробленого запропонованого алгоритму це можливо буде зробити наступним чином, отримані результати досліджень можуть підлягати математичній обробці з метою визначення адаптаційного стану організму пацієнта. Де інформативними параметрами є значення амплітуди фотоплетизмограми, з аналізу літературних джерел встановлено що отримані дані для пацієнтів можливо поділити на

п'ять груп реакції: спокою, тренування, спокійна активація, підвищена активація і стрес. Перехід від однієї реакції до іншої відбувається при зміні базових показань (отриманих у стані спокою) на 20%, тобто в 1.2 рази, даний коефіцієнт носить назву – коефіцієнт реакції. На базі отриманих значень формують висновки про функціональний стан пацієнта [4; 5].

Пропонується наступний алгоритм проведення процедури:

1. Визначають фізіологічні параметри пацієнта в стані спокою на протязі 60с.

2. Проводиться вплив на пацієнта тривалістю 30 с (не зупиняючи при цьому моніторинг стану організму).

3. Після проведення впливу, визначають показники людини до моменту повернення їх в норму.

Запропоновано проводити розрахунок параметрів ФПГ за наступним алгоритмом обчислення (графічно алгоритм зображено на рис. 4):

1. Знайти точку мінімуму (рис. 3), відповідає блоку 1, рис. 4.

$$\min f(t_i) \in \{f(t_1), f(t_2), \dots, f(t_n)\}, \min f(t_i) < f(t)_{\max} \quad (1)$$

де $\min f(t_i)$ – мінімальне значення з множини значень,

$f(t_1), f(t_2), \dots, f(t_n)$ – множина значень функції у конкретний момент часу,

n – кількість значень, на осі часу до моменту знаходження наступного мінімального значення, $f(t)_{\max}$ – максимальне допустиме значення мінімуму функції.

Для відокремлення точки мінімуму функції від точки інцизури, де значення також може знаходитися в точці з'єднання неперервно спадаючої і неперервно зростаючої функції, було запропоновано використовувати максимальне допустиме значення мінімуму функції $f(t)_{\max}$, значення якого емпірично встановлено на основі аналізу плетизмограм і дорівнює 50 (блок 2, рис. 4) [4].

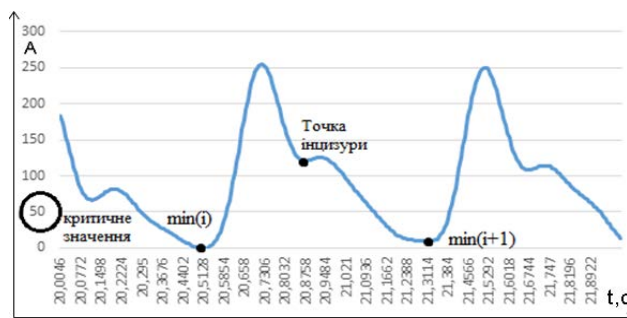


Рис. 3. Дані отримані до початку фізичних навантажень пацієнта [4]

2. Знайти наступну точку мінімуму за формулою (1).

3. Знайти суму інтегралів кожного кардіоциклу (блок 3, рис. 4)

$$\sum_{i=1}^{60} \int_{\min(i)}^{\min(i+1)} f(t) dt, \quad (2)$$

де $f(t)dt$ – крива, що відповідає значенню пульсу в конкретний момент часу

$\min(i)$ – точка на осі абсцис, що відповідає найменшому значенню пульсу, початок кардіоциклу.

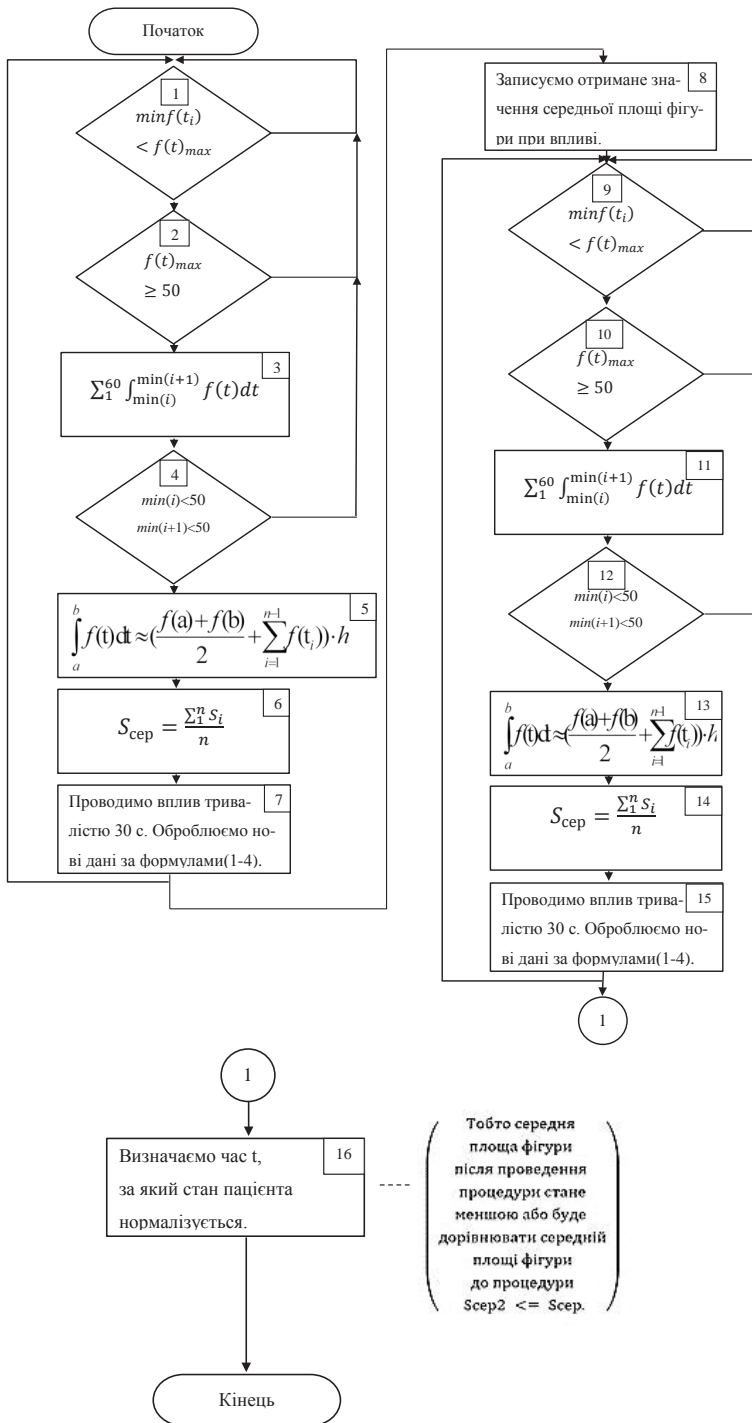


Рис. 4. Алгоритм проведення процедури та обрахунку отриманих даних

$min(i+1)$ – наступна точка мінімального значення пульсу, кінець попереднього кардіоциклу і початок нового.

Значення $min(i)$ та $min(i+1)$ повинні бути менше граничного значення, щоб не спутати їх з точкою інцизури (блок 4, рис. 4).

4. Використовуючи метод чисельного інтегрування трапеціями, рівняння знаходження інтегралу кожного кардіоциклу приймає наступний вид (блок 5, рис. 4):

$$\int_a^b f(t)dt \approx \left(\frac{f(a)+f(b)}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} f(t_i)\right) \cdot h \quad (3)$$

де, $f(a)$ – значення функції в першій точці мінімуму (початок кардіоциклу)
 $f(b)$ – значення функції в другій точці мінімуму (кінець кардіоциклу)
 $f(t_i)$ – значення функції в момент часу t_i
 h – крок, з яким змінюється значення часу,
 n – кількість значень функцій на проміжку $(a;b)$.

5. Знаходимо середнє значення площі фігури, обмежену лінією пульсової хвилі кожного кардіоциклу та осями початку і кінця кардіоциклу (блок 6, рис. 4).

$$S_{сеп} = \frac{\sum_1^n S_i}{n} \quad (4)$$

де S_i – значення площі фігури, для кожного окремого кардіоциклу
 n – кількість кардіоциклів.

6. Проводимо вплив на організм пацієнта, тривалістю 30 с. Після цього обробка нових даних проходить за формулами (1-4) (блок 7, рис. 4).

7. Записуємо отримане значення середньої площі фігури при впливі (блок 8, рис. 4).

8. Після завершення впливу, проводимо обчислення середньої площі фігури $S_{сеп2}$ з інтервалом в 10 секунд за формулами (1-4).

9. Визначаємо час t , за який стан пацієнта нормалізується, тобто середня площа фігури після проведення процедури стане меншою або буде дорівнювати середній площі фігури до процедури $S_{сеп2} \leq S_{сеп}$ (блок 16, рис. 4).

Висновки. Створена математична модель та описано алгоритм проведення процедури, що дозволяє аналізувати фотоплетизмографічні показники будь якого характеру.

Основні результати та висновки полягають в наступному. Дані розробки, що наведені у статті, дають змогу удосконалити проведення аналізу електрофізіологічних сигналів в режимі реального часу на досить тривалих апертурах спостереження, в свою чергу це дозволило пришвидшити процедуру класифікації функціонального стану людини.

В подальшому планується провести клінічні дослідження для повної аргументації для подальшої сертифікації даної методики.

Тобто середня площа фігури після проведення процедури стане меншою або буде дорівнювати середній площі фігури до процедури $S_{сеп2} \leq S_{сеп}$.

Список літератури:

1. Мизева И. А. Особенности пульсовой волны при хронической артериальной недостаточности нижних конечностей / И. А. Мизева, А. А. Думлер, Н. Г. Муравьев // Российский журнал биомеханики. – 2012 – Т. 16, № 2 (56). – С. 83–94.
2. Пульсова кардіо-фотоплетизмографія [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <http://mir-zdorovya.com/?p=3895> (дата звернення 15.02.2016).

3. Юран С. И. Методы и средства автоматизированного контроля оптической плотности биологических тканей при изменении их кровенаполнения в условиях действия артефактов II [Текст]: автореф. на соиск. уч. степ. д.т.н. (12.01.08) / Юран Сергей Иосифович. – Ижевск, 2008. – 439 с.
4. Визначення інформативних показників функціонального стану людини при лазеротерапії / Г. С. Тимчик, О. В. Осадчий, Б. С. Чупіка // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія: Приладобудування. – 2014. – Вип. 48. – С. 175–182. – Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/VKPI_prylad_2014_48_27
5. Гаркави Л. Х. Антистрессорные реакции и активационная терапия [Текст] / Л. Х. Гаркави. –М.: Имедис, 1998. – 556 с.

Тымчик Г.С., Осадчий А.В., Божеску А.А., Кедись А.А.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ АЛГОРИТМОВ БИОПУЛЬСОВОЙ ДИАГНОСТИКИ

Аннотация

Целью диагностики функционального состояния организма является выявление в реальном масштабе времени возможных отклонений от нормы в работе основных органов и функциональных систем организма. В данной работе создана математическая модель и описан алгоритм проведения процедуры. Это позволяет анализировать фотоплетизмографические показатели любого характера. Данные разработки, приведенные в статье, позволяют усовершенствовать проведение анализа электрофизиологических сигналов в режиме реального времени на достаточно длительных апертурах наблюдения. Таким образом ускоренно процедуру классификации функционального состояния человека.

Ключевые слова: Сердечно-сосудистая система, фотоплетизмография, фотоплетизмограмма, пульсовая волна, пульсовая кривая.

Tymchyk G.S., Osadchyj O.V., Bozhesku A.O., Kedys' A.O.

National Technical University of Ukraine
«Kyiv Polytechnic Institute»

IMPROVEMENT OF ALGORITHMS BIOPULSE DIAGNOSTICS

Summary

The purpose of the diagnosis of the functional state of the organism is to identify in real time the possible deviations from the norm in the major organs and functional systems. We have created a mathematical model and algorithm of the procedure. This allows you to analyze photoplethysmography any nature. These developments in the article allow improved analysis of electrophysiological signals in real time at sufficiently long observation apertures. Therefore, we have accelerated the process of functional classification human status.

Keywords: Cardiovascular system, photoplethysmography, photoplethysmogram, pulse wave, pulse graph.