

УДК 615.47

С. В. ПАВЛОВ, М. О. ПРОКОПОВА, Т. І. КОЗЛОВСЬКА, МЕРЕЛІН МАЗЕН

ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ОБРОБЛЕННЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ НА ОСНОВІ ФУР'Є- ПЕРЕТВОРЕНЬ

*Вінницький національний технічний університет,
21021, Хмельницьке шосе 95, м. Вінниця, Україна,
Тел. (0432) 598125, факс (0432) 465772,
E-mail: psx@vstu.vinnica.ua*

Анотація. У даній роботі проаналізовано інформаційні технології оброблення фотоплетизмографічних сигналів на основі Фур'є-перетворень, розглянуто етапи оброблення, та наведено нормативні значення тривалості фотоплетизмографічного сигналу за віковими групами.

Ключові слова: фотоплетизмограма, біооб'єкт, пульсова хвиля.

Аннотация. В данной работе проанализированы информационные технологии обработки фотоплетизмографических сигналов на основе Фурье-преобразований, рассмотрены этапы обработки, и приведены нормативные значения продолжительности фотоплетизмографического сигнала по возрастным группам.

Ключевые слова: фотоплетизмограмма, биообъект, пульсовая волна.

Abstract. This article analyzes information technology photoplethysmographic signal processing based on Fourier transformations, examined processing stages, and provides normative values of photoplethysmographic signal duration by age groups.

Key words: photoplethysmographic, bioobject, pulsewave.

ВСТУП

Удосконалення біотехнічних систем є основним шляхом підйому рівня фізіологічних досліджень людини та автоматизації медико-біологічних експериментів. Велике значення при цьому має підвищення якості оброблення та аналізу біологічних сигналів. У багатьох випадках - при контролі стану тяжкохворого, при обробці багаточасових записів біологічних процесів - необхідна безперервне оброблення біосигналів в режимі моніторингу. До недавнього часу таке оброблення проводилось за допомогою спеціальної аналого-дискретної апаратури. Але на сьогоднішній день надзвичайно актуальною є задача розробки біотехнічних систем з цифровим оперативним обробленням біологічних сигналів [1].

Серед всіх біологічних сигналів можна виділити великий клас сигналів, для яких інформація, що в них знаходиться, міститься в структурних елементах форми сигналу. Це кардіосигнали: фотоплетизмограма, електрокардіограма, фонокардіограма, реограма, сфігмограма; сигнали від інших органів людини, що мають певну циклічну повторюваність: пневмограма, гастрограма, шкірно-гальванічна реакція, а також поверхневі потенціали і особливі хвилі для "шумоподібних" біологічних сигналів: електроенцефалограми, електроміограми. Навіть для фонових записів цих процесів можливо виділити деякі елементарні часові цикли (хвилі) і описувати зміни в сигналі як зміни структури чи форми цих хвиль [2].

Одним із ефективних шляхів покращення діагностики та лікування хворих та прискорення наукових розробок в галузі медицини є використання математичних методів. На сьогодні математичні методи найчастіше застосовують при обробці даних експерименту та дослідженні хворих. При цьому за мету ставиться визначення характеру розподілення показників, виявлення ведучих факторів, що обумовлюють їх мінливість.

АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Ритмічний характер багатьох процесів, які протікають в живих організмах, накладає відбиток на

отримані при запису цих процесів електрограми, що мають вигляд регулярних коливаючихся кривих. Відомо, що характеристики процесів, які описуються подібними кривими, відносяться до класу періодичних функцій. А більшість реальних періодичних функцій, що підпорядковуються умовам Дирихле, можуть бути розкладені в ряд Фур'є.

Але представлення у вигляді рядів Фур'є досить зручним не тільки для періодичних функцій. В роботі запропоновано використання вказаних рядів для виявлення переважаючих частот в процесах, що описують біологічні процеси та мають коливальний характер, хоча і не є суворо періодичними (рис.1).

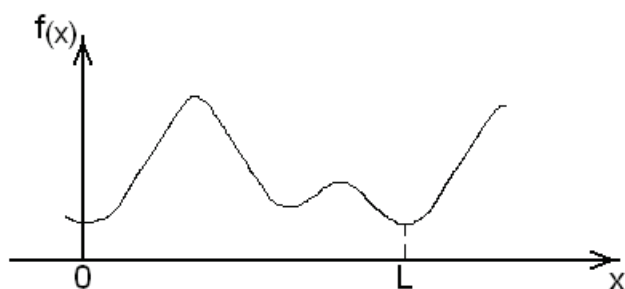


Рис. 1. Фотоплетизмографічний сигнал, що представлено неперіодичною функцією

Неперіодичну функцію можна розкласти в ряд Фур'є лише на певному кінцевому інтервалі значень аргументу, якщо вона задовольняє на цьому інтервалі умовам Дирихле. В роботі розглядається інтервал $(0, L)$ як частина періоду T якоїсь періодичної функції. В межах іншої частини періоду T функція $f(x)$ може бути продовжена довільним чином. Відповідно, можна отримати необмежену кількість різних рядів Фур'є, що збігаються на інтервалі $(0, L)$ до заданої функції $f(x)$. А в процесі обрахування коефіцієнтів Фур'є (за виключенням першого коефіцієнта) можна обрахувати з функції $f(x)$ будь-який постійний доданок, оскільки він не впливає на величину вказаних коефіцієнтів. Так обраховується амплітуда k -ї гармоніки A_k . Сукупність величин A_k називають спектром амплітуд. Така сукупність може бути представлена графічно у вигляді вертикальних відрізків відповідної довжини. Такий графік дає наглядне представлення про перевагу в функції тих або інших частот, що і вимагається при обробці даних біологічних сигналів.

МЕТОДОЛОГІЯ

Останнім часом в практику діагностування широко вводяться фотоплетизмографічні методи [4]. Їх суть полягає в освітленні ділянки тканини біологічного об'єкту інфрачервоним пучком та реєстрації опромінення, що пройшло через тканини та відбилося від них. Реєстрація опромінення проводиться оптикоелектронним датчиком. Завдяки своїй неінвазивності, мініатюрності датчиків, простоті апаратної реалізації та оперативності дані методи широко використовуються при моніторингу за станом серцево-судинної системи.

Основними етапами оброблення у часовій області для біосигналів, форма яких має деяку стійку структуру, є:

1. Фільтрація.
2. Кускова апроксимація.
3. Сегментація за часовими властивостями сигналів.
4. Виділення характерних точок сигналу (екстремумів, точок перегину, точок перетину базової лінії та ін.).
5. Обчислення за характерними точками різноманітних похідних параметрів, в тому числі й ознак форми.
6. Статистичний аналіз послідовності класифікованих фрагментів.
7. Структурний аналіз.

При розгляді етапів оброблення біосигналу будемо дотримуватись схеми послідовного поєднання (конвеєру), що зображена на рис. 2:

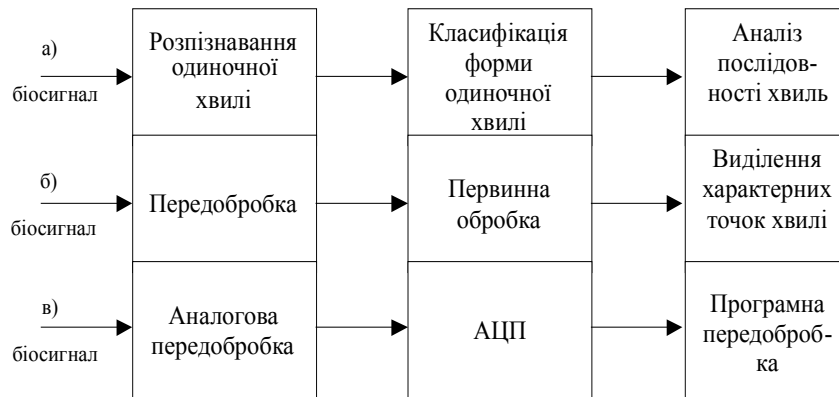


Рис. 2. Конвеєр класифікаторів для оперативного оброблення біологічних сигналів:

- а) – загальна схема;
- б) – конвеєр для розпізнавання одиночної хвилі;
- в) – блок-схема попереднього оброблення біосигналу

Для зменшення похибки при реалізації інформаційно-вимірювальних систем з оптичним перетворенням біосигналів (фотоплетизмограм) з метою більш повного використання апріорної інформації про характер вимірювальних сигналів використовувався метод фільтрації із застосуванням таких виразів:

$$I = \frac{1}{10} \sum_{m=1}^{10} \frac{1}{T_m} \int_{T_{m-1}}^{T_m} i(t) \cdot dt \quad ; \quad (1)$$

$$A = \frac{1}{10} \sum_{m=1}^{10} [i_{\max}(T_{m-1}, T_m) - i_{\min}(T_{m-1}, T_m)] \quad (2)$$

Форма фотоплетизмографічних сигналів після оброблення представлена на рис. 3.

Для аналізу фотоплетизмограм був використаний спектральний підхід, згідно з яким пульсації артеріальної крові мають майже періодичну форму з частотою, що лежить в діапазоні від 0,5 до 4 Гц. З іншого боку, коливання, що викликані рушійним артефактом, як правило, носять випадковий характер з центральною частотою спектру в районі 7 Гц.

Ця апріорна інформація про розподілення частот артеріальних пульсацій та рушійного артефакту найбільш просто може бути використана в процедурі оцінювання тарировальної кривої шляхом переходу до Фур'є – перетворень часових рядів по червоному та інфрачервоному каналах.

При цьому відношення амплітуд перших гармонік Фур'є червоного та інфрачервоного сигналів дає більш точну оцінку аргументу тарировальної кривої, ніж аналогічні відношення для гармонік, що лишились, оскільки частота першої гармоніки найбільш віддалена від центральної частоти артефакту.

Для безперервного сигналу $y(t)$ коефіцієнти a_n , b_n та амплітуда α_n n -й гармоніки Фур'є обчислюються за стандартними формулами:

$$\begin{aligned} a_n &= \frac{2}{T_n} \int_t^{t+T} y(t) \sin(2\pi n f_n t) dt; \\ b_n &= \frac{2}{T_n} \int_t^{t+T} y(t) \cos(2\pi n f_n t) dt; \\ \alpha_n &= \sqrt{a_n^2 + b_n^2}, (n = 1, 2, \dots) \end{aligned} \quad (3)$$

де $f_n = \frac{1}{T_n}$ - частота першої гармоніки Фур'є, [Гц].

Для оцінки частоти пульсу спектральним методом спочатку обирається пробний період T_0 та обчислюються коефіцієнти Фур'є на інтервалі часу $2T_0$:

$$\begin{aligned} a(T_0) &= \frac{1}{T_0} \int_t^{t+2T_0} y(t) \sin\left(\frac{2\pi}{T_0}t\right) dt, \\ b(T_0) &= \frac{1}{T_0} \int_t^{t+2T_0} y(t) \cos\left(\frac{2\pi}{T_0}t\right) dt, \\ a(2T_0) &= \frac{1}{T_0} \int_t^{t+2T_0} y(t) \sin\left(\frac{\pi}{T_0}t\right) dt, \\ b(2T_0) &= \frac{1}{T_0} \int_t^{t+2T_0} y(t) \cos\left(\frac{\pi}{T_0}t\right) dt \end{aligned} \quad (4)$$

Згідно апріорній інформації, період T_n артеріальних пульсацій, що визначається, лежить в діапазоні від 0,25 до 2 с, тому величина пробного періоду повинна обиратися з цього ж діапазону. Якщо в (4) замість $y(t)$ підставити першу гармоніку Фур'є артеріальних пульсацій та виконати інтегрування, отримаємо такий вираз

$$\cos\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{T_0}{T_n}\right) = \frac{a(2T_0) \cdot b(T_0)}{a(T_0) \cdot b(2T_0) - a(2T_0)b(T_0)}, \quad (5)$$

з якого може бути знайдена оцінка періоду \hat{T}_n .

Потрібно відмітити, що цей вираз не залежить від амплітуди та фази вимірюваного сигналу $y(t)$, а також від постійної складової фотоплетизмографічного сигналу.

Таким чином, проаналізовані основні етапи оброблення біосигналів на прикладі аналізу фотоплетизмографічних даних і розглянуті основні методи оброблення біосигналів, що проводяться за допомогою фільтрації, вказані їх переваги і недоліки та приведені амплітудні характеристики і приклади оброблення фотоплетизмографічних сигналів. Для зменшення похибки при реалізації інформаційно-вимірювальних систем з оптичним перетворенням біосигналів з метою більш повного використання апріорної інформації о характері вимірювальних сигналів запропоновано використання різних методів фільтрації (метод найменших квадратів, медіанна фільтрація).

Визначення характеристик одномірних сигналів пов'язано з розв'язанням двох груп питань. Перша група – це побудова алгоритмів виділення з вхідної сукупності сигналу, який ошукується, друга група – визначення у знайденому сигналі потрібних параметрів. Якщо неможливо знайти єдиний універсальний алгоритм оброблення, тоді застосовують або індивідуальні алгоритми для кожної групи обчислювальних параметрів, або створюють набір еталонів, використовуючи які, обчислюють потрібні параметри [8,12].

В результаті проведених дослідів по формалізації основних параметрів фотоплетизмограм ФП було виділено чотири основних групи параметрів: перша група – амплітудні, друга – часові, третя – кутові, четверта – змішані параметри (максимальна амплітуда діастолічної хвилі (A_4), відношення діастолічної та систолічної хвиль (A_4/A_2) та інші).

Першим кроком автоматизованої оброблення є введення й накопичення фотоплетизмограм для створення статистично вірних еталонів, котрі описували б більшість реальних фотоплетизмограм.

Наступними етапами є нормалізація сигналу фотоплетизмограми та наступна інтерполяція, з метою доведення цього сигналу до стандартної нормалізованої форми.

Після нормування масиву відліків вихідного сигналу проводиться пошук у банку еталонів найбільш відповідного еталону поточному масиву. Пошук відповідності еталону поточному масиву може проводитись з використанням кореляційних методів.

Далі враховується середнє SRW робочого масиву за фрагментом розміром So , з подальшим

його нормуванням SRw/So , при i -ому зсуненні фрагменту за робочим масивом [16,17]

$$SRw[i] = \sum_{j=0}^{So-1} work[i+j]. \quad (6)$$

Потім визначається відлік кореляційної функції на даному фрагменті з її нормуванням за розміром еталону

$$\frac{\sum_{j=0}^{So-1} \left(obj[j] \frac{SRo}{So} \right) \cdot \left(work[i+j] \frac{SRw[i]}{So} \right)}{So}. \quad (7)$$

У результаті обчислень формується масив відліків кореляційної функції $K, W = \{kw[i] \mid i = 0, \dots, (Sw - So)\}$. З вказаного масиву вибирається максимальний відлік, котрий приймається як коефіцієнт кореляції КК робочого масиву й еталона.

Для формування шаблонів-масок використовується вейвлет-перетворення.

На відміну від традиційного перетворення Фур'є, вейвлет-перетворення забезпечує двовимірне подання досліджуваного сигналу в частотній області в площині частота-положення. Аналогом частоти при цьому є масштаб аргументу базисної функції (найчастіше часу), а положення характеризується її зрушенням. Це дозволяє розділити великі й дрібні деталі сигналів, одночасно локалізуючи їх на тимчасовій шкалі. Апаратурним аналогом одного з видів вейвлет-аналізу є багатоканальна смугова фільтрація сигналу при постійному відношенні ширини смуги фільтра до центральної частоти.

Існує два підходи до аналізу нестационарних сигналів такого типу. Перший заснований на локальному перетворенні Фур'є. Прямуючи цим шляхом, нестационарний сигнал зводиться до стаціонарного шляхом його попереднього розбиття на сегменти (фрейми), статистика яких не змінюється з часом. Другий підхід полягає у використанні вейвлет-перетворення.

Як приклад розглядається простір $L^2(\mathbb{R})$ функцій $f(t)$, визначених на всій дійсній осі $\mathbb{R}(-\infty, \infty)$, які мають кінцеву енергію [3,12]

$$E_f = \int_{-\infty}^{\infty} |f(t)|^2 dt < \infty. \quad (8)$$

Якщо вейвлет $\psi(t)$ в просторі $L^2(\mathbb{R})$ має одиничну норму, то всі вейвлети сімейства $\{\psi_{jk}\}$ виду $\psi_{jk}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k)$, j, k також нормовані на одну одиницю, тобто $\|\psi_{jk}\|_2 = \|\psi\|_2 = 1$. Вейвлет $\psi(t)$ простору $L^2(\mathbb{R})$ називається ортогональним, якщо сімейство $\{\psi_{jk}\}$ являє собою ортонормований базис функціонального простору $L^2(\mathbb{R})$, тобто $\langle \psi_{jk}, \psi_{lm} \rangle = \delta_{jl} \delta_{km}$ і кожна функція f простору $L^2(\mathbb{R})$ може бути представлена у вигляді ряду [3,12]

$$f(t) = \sum_{j,k=-\infty}^{\infty} c_{jk} \psi_{jk}(t). \quad (9)$$

Алгоритм розпізнавання сигналів при допомозі вейвлет-перетворення такий. Спочатку до зображення застосовуються вейвлет-перетворення, а потім із даних перетвореного зображення видаляються деякі коефіцієнти. До коефіцієнтів, що залишилися може бути застосоване кодування. Зжаті зображення відтворюються шляхом декодуванням коефіцієнтів, якщо це необхідно, і застосуванням зворотного перетворення до результату. Вважається, що в процесі видалення частини коефіцієнтів перетворення губиться не дуже багато інформації [3,12].

Найпростіше стиснути зображення, якщо замінити його зображення середнім значенням його пікселів, цей підхід дає велику ступінь стиснення. Для того щоб відтворити вихідне зображення із цього середнього значення, нам потрібно знати, які деталі були видалені для отримання цього значення.

За таким принципом будуть оброблятися фотоплетизмографічні дані. З математичної точки зору ми маємо зображення, яке складається із набору точок x_1, x_2, \dots, x_n . Розглянемо це на прикладі двох точок. Тоді значення можуть бути замінені середнім значенням a і на піврізницею d [17]:

$$\begin{aligned} a &= (x_1 + x_2) / 2; \\ d &= (x_1 - x_2) / 2. \end{aligned} \quad (10)$$

Наведений приклад має обмежене застосування до реальних зображень, але воно ілюструє ідею, на якій засноване застосування вейвлет-аналізу.

Тепер розглянемо приклад з більшою кількістю інформації x_1, x_2, x_3, x_4 . Обчислимо середнє значення:

$$\begin{aligned} a_{1,0} &= (x_1 + x_2)/2; \\ a_{1,2} &= (x_3 + x_4)/2. \end{aligned} \quad (11)$$

і різниці :

$$\begin{aligned} d_{1,0} &= (x_1 - x_2)/2; \\ d_{1,2} &= (x_3 - x_4)/2. \end{aligned} \quad (12)$$

Подвійні нижні індекси показують, що ми розпочинаємо багатокроковий процес. Тобто, якщо нам потрібно буде стиснути зображення ще більше, то ми знову застосовуємо ту ж процедуру до тієї інформації, яка залишилася $a_{1,0}, a_{1,1}$, обчислюючи середнє значення і різницю [5]:

$$\begin{aligned} a_{0,0} &= (a_{1,0} + a_{1,1})/2; \\ d_{0,0} &= (a_{1,0} - a_{1,1})/2. \end{aligned} \quad (13)$$

Якщо різниця $d_{0,0}$ достатньо мала, ми можемо замінити усе вихідне зображення x_1, x_2, x_3, x_4 , зображенням, що складається із однієї точки $a_{0,0}$. Подивимось чим же являється ця $a_{0,0}$

$$a_{0,0} = (a_{1,0} + a_{1,1})/2 = ((x_1 + x_2)/2 + (x_3 + x_4)/2)/2 = (x_1 + x_2 + x_3 + x_4)/4.$$

Величина $a_{0,0}$ це лише середнє значення усіх точок вихідного зображення.

На рисунках 3 – 6 представлено вихідну форму фотоплетизмографічного сигналу норми та певних патологій (а) та його оброблення на основі Вейвлет перетворення за коефіцієнтом а (б) та d (в).

ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ДАНИХ

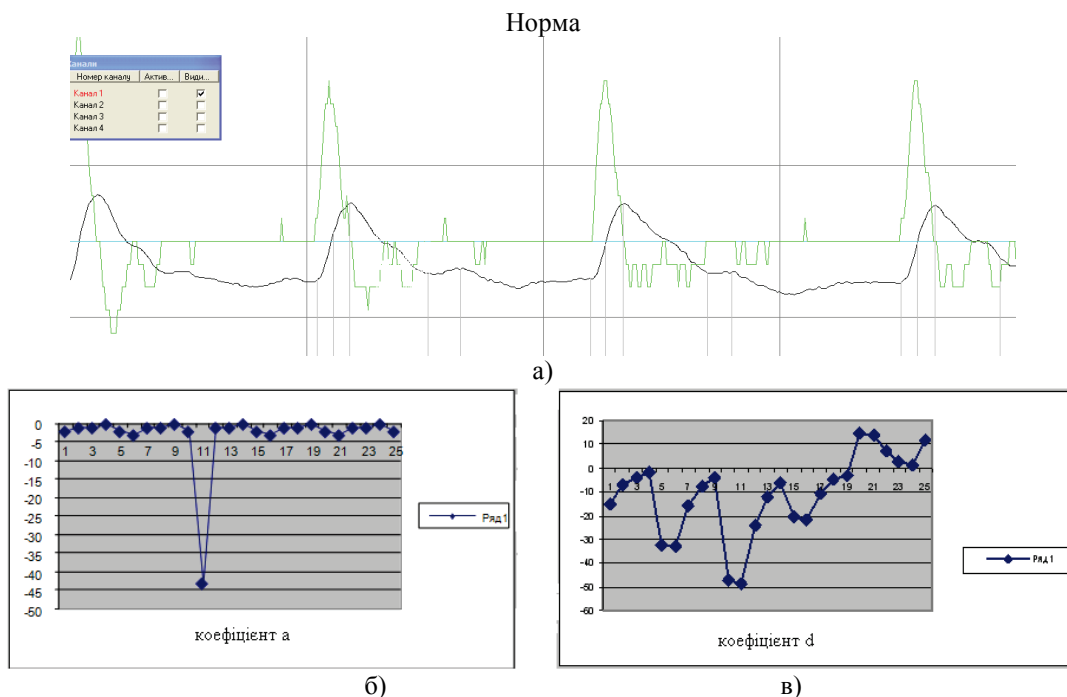


Рис. 3. Еталони-маски для виявлення рівнів патологій периферійної мікроциркуляції: а) вихідна форма фотоплетизмографічного сигналу; б) оброблення сигналу на основі Вейвлет перетворення за коефіцієнтом а; в) оброблення – за коефіцієнтом d

1-й рівень патології

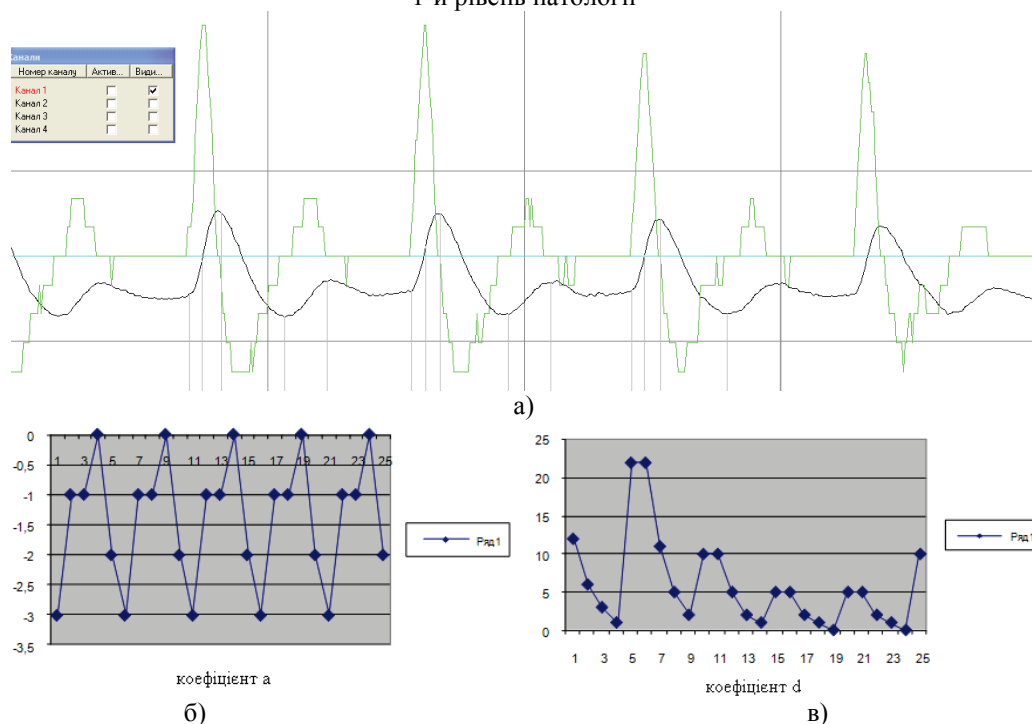


Рис. 4. Еталони-маски для виявлення рівнів патологій периферійної мікроциркуляції:
 а) вихідна форма фотоплетизмографічного сигналу; б) оброблення сигналу на основі Вейвлет перетворення за коефіцієнтом а; в) оброблення – за коефіцієнтом d

2-й рівень патології

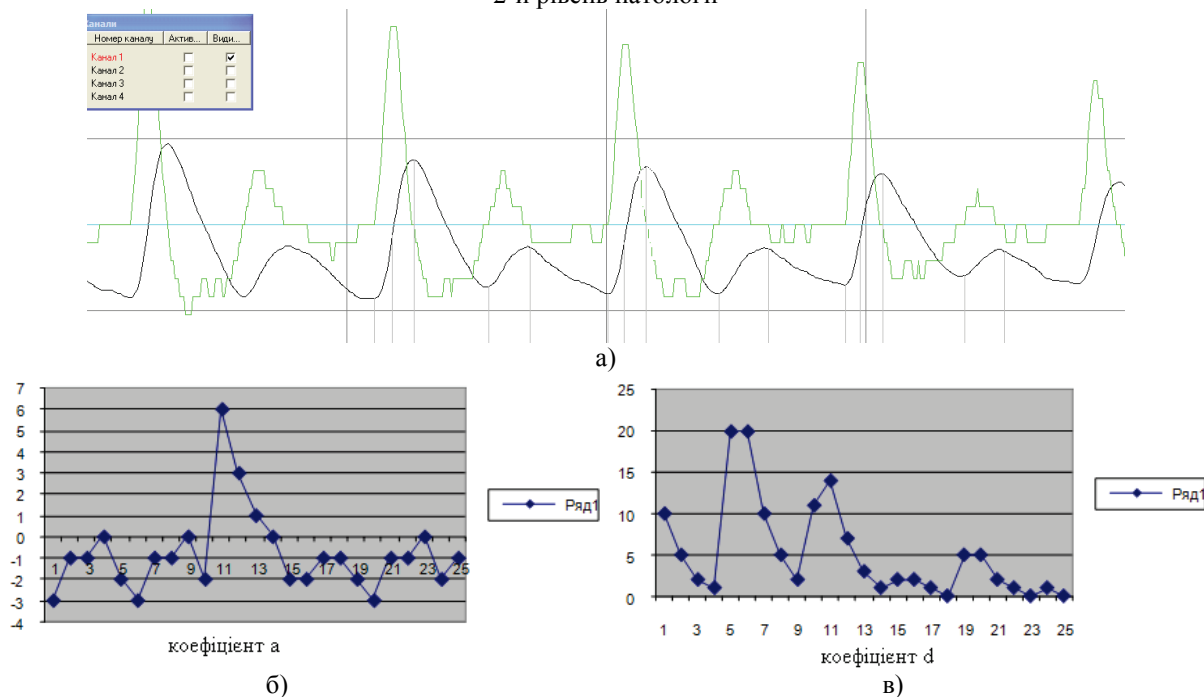


Рис. 5. Еталони-маски для виявлення рівнів патологій периферійної мікроциркуляції:
 а) вихідна форма фотоплетизмографічного сигналу; б) оброблення сигналу на основі Вейвлет перетворення за коефіцієнтом а; в) оброблення – за коефіцієнтом d

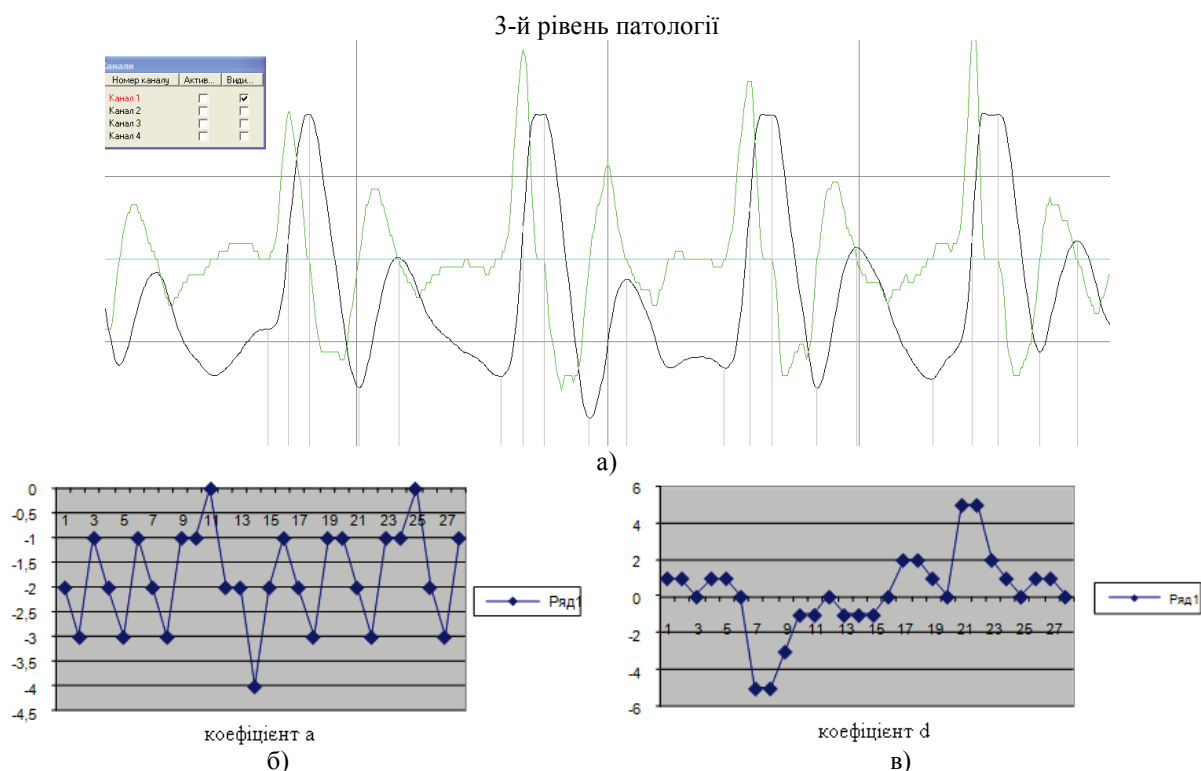


Рис. 6. Еталони-маски для виявлення рівнів патологій периферійної мікро циркуляції:
а) вихідна форма фотоплетизмографічного сигналу; б) оброблення сигналу на основі Вейвлет перетворення за коефіцієнтом а; в) оброблення – за коефіцієнтом d

Основні гемодинамічні показники пульсової хвилі

- **Індекс висхідної хвилі (ІВХ)** - Відображає фазу наповнення в період систоли серцевого циклу, відповідає відношенню тривалості висхідного сегменту анакротичної хвилі до загальної тривалості пульсової хвилі. $ІВХ = (T2 - T1) / (T5 - T1) \cdot 100$. Нормативне значення відповідає 15 – 25 % [8]
 - **Тривалість кровонаповнення (ТКН)**. $ТКН = T2 - T1$. Нормативне значення знаходиться в межах 0.05 - 0.15 сек.
 - **Тривалість фази систоли серцевого циклу (ТФС)**. $ТФС = T5 - T1$. Нормативний рівень лежить в межах 0.24 - 0.45 сек.
 - **Тривалість фази систолічного притоку та діастолічного відтоку (ТСД)**. $ТСД = T5 - T3$. Нормативне значення лежить в діапазоні 0,1 – 0,18 сек.
 - **Тривалість пульсової хвилі (ТПХ)**. $ТПХ = T6 - T1$
- Нормативні значення за віковими групами представлено в табл. 1.

Таблиця 1

Нормативні значення тривалості фотоплетизмографічного сигналу за віковими групами

Вік, років	Тривалість пульсової хвилі, сек	Вік, років	Тривалість пульсової хвилі, сек
0 - 1	0,42 - 0,51	20 - 30	1,04 - 0,90
1 - 3	0,49 - 0,58	30 - 40	0,94 - 0,86
3 - 5	0,56 - 0,61	40 - 50	0,90 - 0,81
5 - 8	0,59 - 0,68	50 - 60	0,85 - 0,73
8 - 10	0,66 - 0,72	60 - 70	0,75 - 0,69
10 - 20	0,68 - 1,02	80 - 90	0,74 - 0,68

ВИСНОВКИ

Таким чином, очевидно, що оброблення фотоплетизмографічних сигналів на основі Фур'є-перетворень є досить зручним і не лише для періодичних функцій.

Крім Фур'є-перетворення для оброблення біомедичної інформації використовують вейвлет-

перетворення, зокрема для формування шаблонів–масок.

На відміну від традиційного перетворення Фур'є, вейвлет-перетворення забезпечує двовимірне подання досліджуваного сигналу в частотній області в площині частота-положення. Аналогом частоти при цьому є масштаб аргументу базисної функції (найчастіше часу), а положення характеризується її зрушенням. Це дозволяє розділити великі й дрібні деталі сигналів, одночасно локалізуючи їх на тимчасовій шкалі. Апаратурним аналогом одного з видів вейвлет-аналізу є багатоканальна смугова фільтрація сигналу при постійному відношенні ширини смуги фільтра до центральної частоти.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Кожем'яко В.П. Паралельно-ієрархічне перетворення як системна модель оптико-електронних засобів штучного інтелекту: [Монографія] / В.П.Кожем'яко, Ю.Ф.Кутаєв, С.В.Свечніков та ін. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2003. – 324 с.
2. Володарський Є.Т. Метрологічне забезпечення вимірювань і контролю / Є.Т. Володарський, В.В. Кухарчук, В.О. Поджаренко, Г.В. Сердюк. – Вінниця: Велес, 2001. – 219 с.
3. Циделко В.Д. Невизначеність вимірювання. Обробка даних і подання результату вимірювання / В.Д. Циделко, Н.А. Яремчук. – К.: ІВЦ Вид-во „Політехніка”, 2002. – 176 с.
4. Павлов С.В. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи: [Монографія] / С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, В.Г.Петрук та ін. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007.–254 с.
5. Кожем'яко В.П. Оптико-електронні методи і засоби для обробки та аналізу біомедичних зображень: (Монографія) / В.П.Кожем'яко, С.В.Павлов, К.І.Станчук – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2006.–203 с.
6. Тимчик Г.С. Чутники електромагнітного випромінювання для біотехнічних досліджень / Г.С. Тимчик, В.І. Скицюк, М.А. Вайнтрауб та ін. – К.: МП Леся, 2004. – 64 с
7. Готра З.Ю. Мікроелектронні сенсори фізичних величин. Том 3. Книга 2 / В.Вуйцік, З.Ю.Готра, О.З.Готра та ін. – Під редакцією З.Ю. Готри. – Львів: Ліга-Перес, 2007. – 367 с.
8. Хаймзон І.І. Розробка та дослідження ефективності нових інформаційних технологій ведення, обробки та обліку медичної документації в умовах відділення стаціонару: Автореф. дис. д-ра техн. наук: 05.13.02 / НАН України. — К., 1995. — 30с.
9. Кузьмич В.В. Основные принципы и особенности транскутанной "отражательной" оксиметрии // Мед. техника. –1993.- №3 – С. 36-42.
10. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие. Под ред. Х.-П.Берльена, Г.Й.Мюллера – М.: Интерексперт, 1997.
11. Минцер О.П. Биологическая и медицинская кибернетика. Справочник / О.П. Минцер, В.Н. Молотков и др. – К.: Наукова думка, 1986.–374 с.
12. Володарський Є.Т. Статистична обробка даних / Є.Т. Володарський, Кошева Л.О.: –К.: НАУ, 2008. – 308 с.
13. Кузовик В.Д. Процедура побудови математичної моделі процесу експлуатації та ремонту медичного обладнання // Електроніка та системи управління. / В.Д. Кузовик, О.Б. Іванець., С.Ю. Шабанова. — 2005. — № 4. — С. 105-110.
14. Кузьмін І.В. Оценка эффективности автоматических систем контроля и управления / И.В. Кузьмин – М.: Советское радио, 1971. – 296 с.
15. Петрук В.Г. Оптичні методи та інтерактивні засоби контролю в діагностиці неоднорідних середовищ: Дис. докт. тех. наук: 05.11.13–Вінниця, 1998.–383 с.
16. Tuchin V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics.- Bellingham. SPIE, 2002. – 1093 P.
17. Немиренко А.П. Цифровая обработка биологических сигналов. / А.П. Немиренко – М.: Наука, 1984.

Надійшла до редакції 26.05.2009р.

ПАВЛОВ С. В. – д.т.н., проф. завідувач кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

ПРОКОПОВА М. О. – к.т.н. кафедри електроніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

КОЗЛОВСЬКА Т. І. – аспірант кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

МЕРЕЛІН МАЗЕН – студент кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.