

УДК 519.6: 616.72

Я. Г. СКОРЮКОВА<sup>1</sup>, С. М. МАРКОВ<sup>1</sup>

## СТРУКТУРНО-ЗВ'ЯЗНОСТНА МОДЕЛЬ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

<sup>1</sup>Вінницький національний технічний університет,  
21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна  
Тел. (432) 598018, факс (432) 465772

**Анотація.** У роботі запропоновано використання двовимірної структурно-зв'язної моделі для моделювання фотоплетизмографічного сигналу та розроблено метод обробки вказаної моделі з метою отримання певних характеристик. Показана можливість використання даної моделі для задач діагностики судинних порушень в хребетно-рухомих сегментах.

**Аннотация.** В работе предложено использование двухмерной структурно-связной модели для моделирования фотоплетизмографического сигнала и разработан метод обработки указанной модели с целью получения определенных характеристик. Показана возможность использования данной модели для задач диагностики сосудистых нарушений в позвоночно-двигательных сегментах.

**Abstract.** In this article the using of two-dimensional structural and the connectivity model for simulation of photoplethysmography signal processing and method was developed by model in order to obtain certain characteristics. The possibility of using this model for problems of diagnosis of vascular disorders in the spinal motion segments was shown.

**Ключові слова:** фотоплетизмографічний сигнал, структурно-зв'язна модель, методи обробки фотоплетизмографічних сигналів.

### ВСТУП

Наша сучасність характеризується швидким розвитком діагностичної апаратури, яка дозволяє фіксувати та контролювати різноманітні фізіологічні показники людини. Разом із зростанням технічного рівня діагностичних систем все більше набуває значення розробка та впровадження нових комп'ютерних методів обробки біомедицинської інформації.

Одним із сучасних методів діагностики гемодинаміки людини є метод фотоплетизмографії, що заснований на випромінюванні та поглинанні світла, яке проходить через ділянку тканини з пульсуючою кров'ю [1].

Фотоплетизмографія — метод дослідження судинного тону та кровотоку в судинах різного калібру, заснований на графічній реєстрації пульсуючих та більш повільних коливань об'єму будь якої частини тіла, пов'язаних з динамікою кровонаповнення судин [2]. Досліджувану ділянку тканини просвічують інфрачервоним світлом, яке після розсіювання або відбиття (в залежності від конструкції оптичного сенсора), попадає на фотоприймач. Інтенсивність світлового потоку, відбитого або розсіяного цією ділянкою тканини (органу), пропорційно кількості крові, яка в ній знаходиться.

Метод фотоплетизмографії, враховуючи надзвичайну чутливість судинного русла до зовнішніх факторів, використовують в кардіологічній практиці, наприклад, з метою визначення еластичних властивостей судин, для неінвазивного моніторингу ступеня насиченості крові киснем. Фотоплетизмографія надає протягом короткого періоду часу точну та об'єктивну інформацію про зміни параметрів кровообігу при впливі на організм різних фізичних чинників, що дозволяє використовувати її в фізіотерапії. Діагностичні можливості фотоплетизмографії дозволяють прогнозувати та розраховувати оптимальну дозу фактору впливу і попереджати негативні реакції в результаті передозування впливу фізичних факторів [3]. За останні роки фотоплетизмографія знаходить нові застосування, а саме, у вертебології, стоматології, гінекології [4].

*Постановка проблеми.* На відміну від електрокардіографії та реографії, де амплітуда вимірюється в абсолютних значеннях (вольтах і омах відповідно), амплітуда фотоплетизмографічного сигналу вимірюється в відносних одиницях та розраховуються амплітудні показники пульсової хвилі при зміні часу. Відомо, що на точність діагностування методом фотоплетизмографії впливають інструментальні та методичні похибки. Складність аналізу фотоплетизмографічного сигналу також полягає у відсутності єдиної універсальної методики його моделювання та обробки. Фактично кожна модель фотоплетизмографа має свій алгоритм роботи і метод інтерпретації результату.

Отже, удосконалення існуючих та розробка нових моделей фотоплетизмографічного сигналу та методів його обробки і аналізу підвищить достовірність інтерпретації результатів і, як наслідок, точність діагностики.

### АНАЛІЗ ВІДОМИХ МЕТОДІВ МОДЕЛЮВАННЯ ТА ОБРОБКИ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

Усі відомі моделі фотоплетизмографічного сигналу та методи його обробки та аналізу можна поділити на такі групи: 1) графічний; 2) аналітичний; 3) якісний [4].

**1. Графічний метод аналізу.** Предметом вивчення фотоплетизмографічного сигналу є пульсові хвилі, приклад якої надано на рис. 1. Надана ними інформація відображає на периферичному рівні гемодинаміки діяльність серцево-судинної системи. Пульсова хвиля складається з двох компонентів — анакротичної та дикротичної фази [4].

Перший пік пульсової хвилі, відповідний анакротичному періоду пульсової хвилі ( $A_1$ ), утворюється в період систоли. Амплітудне значення анакротичної фази носить також назву амплітуди пульсової хвилі і відповідає ударному обсягу крові при серцевому викиді, надаючи таким чином непрямі відомості про ступінь інотропного ефекту (зміна сили скорочення серця). Другий пік пульсової хвилі, відповідний дикротичному періоду пульсової хвилі ( $A_2$ ). Дикротична фаза надає інформацію про тонус судин.

Досліджувані параметри фотоплетизмограми можна розділити на чотири групи:

1. 1. Амплітудні. Вершина пульсової хвилі відповідає найбільшому об'єму крові, а її протилежна частина — її найменшому об'єму в досліджуваній ділянці тканини. Вважається, що частота і тривалість пульсової хвилі залежать від особливостей роботи серця, а величина і форма її піків — від стану судинної стінки (рис. 2). По вертикальній осі вивчаються амплітудні характеристики пульсової хвилі, що відповідають анакротичному і дикротичному періоду. Незважаючи на те, що ці параметри є відносними, їх вивчення в динаміці надає цінну інформацію про силу судинної реакції. У цій групі ознак вивчаються амплітуда анакротичної хвилі ( $AAX = A_2 - A_0$ ) і амплітуда дикротичної хвилі ( $ADX = A_4 - A_5$ ), індекс дикротичної хвилі  $IDX = (A_3 - A_5)/(A_2 - A_0) \times 100$ . Останній показник має абсолютне значення і власні нормативні показники. [3]

1. 2. Часові. По горизонтальній вісі вивчаються характеристики пульсової хвилі, що надають інформацію про тривалість серцевого циклу, співвідношення і тривалість систоли і діастоли та формуючих їх фаз. Ці параметри мають абсолютні значення і можуть порівнюватися з існуючими нормативними показниками. У цій групі параметрів аналізуються тривалість анакротичної фази ( $t_A = t_2 - t_0$ ) та дикротичної фази ( $t_D = t_5 - t_3$ ) пульсової хвилі, тривалість фази вигнання ( $t_{ФВ} = t_3 - t_2$ ), тривалість пульсової хвилі ( $t_{ПХ} = t_5 - t_0$ ), час наповнення ( $t_{ЧН} = t_2 - t_0$ ), частота серцевих скорочень [3].

1. 3. Обчислювані параметри з використанням значень попередніх груп. До цієї групи відносяться: індекс дикротичної хвилі, що відображає положення вершини дикротичної хвилі щодо анакротичної; відношення тривалості анакротичної і дикротичної фаз. Обчислення вище наведених параметрів дозволяє проводити діагностику як при оцінці миттєвої реакції організму на вплив зовнішніх фізичних факторів, наприклад, при проведенні інтенсивної терапії, так і при реєстрації змін гемодинаміки протягом тривалого періоду [5].

1. 4. Статистичні, що визначають варіабельність амплітудно-часових параметрів пульсових хвиль на великому проміжку часу (хвилини).

Перераховані кількісні показники не надають вичерпну інформацію про характер пульсової хвилі. Якісна оцінка форми пульсових хвиль нерідко має вирішальне значення. При аналізі форми пульсових хвиль залучаються терміни, запозичені з клінічної практики, такі, як *pulsus tardus* (пульс повільний), *pulsus celer* (пульс швидкий) [7].

При підвищеному периферичному опорі, наприклад, при поєднанні атеросклерозу і гіпертонічної хвороби, а особливо у хворих аортальним стенозом форма пульсових хвиль відповідає *pulsus tardus*:

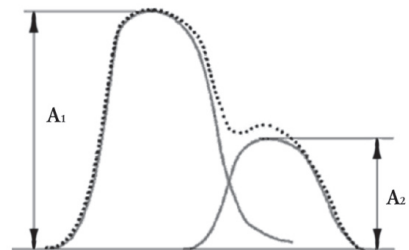


Рис. 1. Приклад фотоплетизмографічного сигналу пульсової хвилі

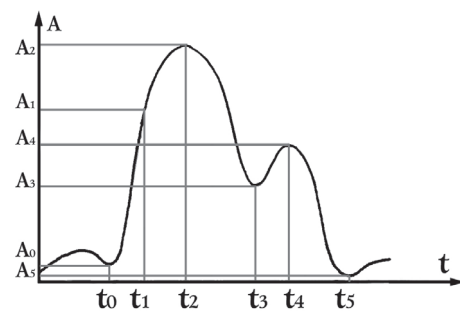


Рис. 2. Фотоплетизмограма з характерними точками визначення параметрів пульсової хвилі

підйом пульсової хвилі пологий, нерівномірний, вершина зміщується до кінця систоли, як зображено на рис. 3.

При низькому периферичному опорі і великому систолічному викиді, що характерно для хворих з аортальною недостатністю, пульсові хвилі мають вигляд *pulsus celer*: підйом пульсової хвилі має крутий підйом, швидке зниження і малопомітну інцизуру, Приклад такого сигналу наведено на рис. 4.

В таких випадках параметри пульсової хвилі важко визначити графічним методом. Застосовуються інші методи обробки фотоплетизмографічного сигналу.

**2. Аналітичний метод.** Оскільки фотоплетизмографічний сигнал є періодичним і представлений в часовій області, до нього можна застосовувати Фур'є перетворення. Це дає змогу отримати гармонічні складові пульсової хвилі, які будуть відображати нехарактерні викиди та впадини на фотоплетизмограмі.

Будь-яка  $2\pi$ -періодична функція  $f(x)$  є сумою

$$a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos kx + b_k \sin kx)$$

Коефіцієнти  $a_0$ ,  $a_k$  і  $b_k$  обчислюються за допомогою формул:

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(x) dx; \quad a_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \cos(kx) dx; \quad b_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \sin(kx) dx$$

Для аналізу цифрового фотоплетизмографічного сигналу використовується дискретне Фур'є перетворення [3]. Отримані коефіцієнти дають можливість визначити відхилення сигналу від норми в порівнянні з еталонними значеннями. Для цього використовується апарат математичної статистики та вводиться ймовірнісний поріг для того, щоб визначити, відповідає отриманий спектральний розклад нормальним показникам чи є певні відхилення, що потребує більш глибокого дослідження.

Вибравши обмежену в просторі аналізуючу функцію, отримуємо узагальнення аналізу Фур'є - вейвлет-аналіз. Безперервне вейвлет-перетворення дозволяє представити функцію однієї змінної (часу в нашому випадку) в двовимірному просторі часу і частоти. Він використовується для стиснення зображень з мінімальними втратами інформації, а також для діагностування ключових діагностичних ознак. На відміну від Фур'є-перетворення, яке розглядає сигнали в часовій області, вейвлет-перетворення дозволяє проводити аналіз сигналів у частотно-часовій області. В такому випадку нестационарний сигнал аналізується шляхом розкладання по базисним функціям, які отримані шляхом стиснення, розтягнення чи зсуву. Вейвлети дозволяють розширити інструментальну базу інформаційних технологій обробки даних. [3]

Особливістю вейвлет-аналізу є його можливість використовувати сімейства функцій, що реалізують різні варіанти співвідношення невизначеності. Тобто, існує можливість гнучкого вибору між ними і застосуванням тих вейвлетних функцій, що найбільш ефективно вирішують поставлені задачі. Проте, програмні реалізації Фур'є та вейлет-перетворень з подальшим статистичним аналізом достатньо складні і потребують великої кількості апаратно-програмних ресурсів.

**3. Якісний.** Застосовується в експрес діагностиці. Якщо отриманий фотоплетизмографічний сигнал не має чітких характерних амплітудно-часових міток, визначених на рис. 2, то графічний і аналітичний метод малоінформативні. Такі випадки мають місце при діагностуванні патологічних змін в рухомих сегментах хребта при реєстрації фотоплетизмограм до лікувальної процедури мануальним терапевтом (рис. 5) та після процедури (рис. 6) [3, 5].

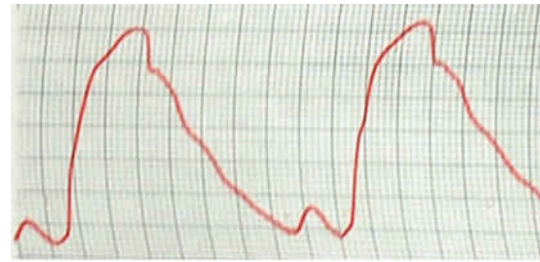


Рис. 3. Приклад пульсової хвилі, що відповідає випадку *pulsus tardus*

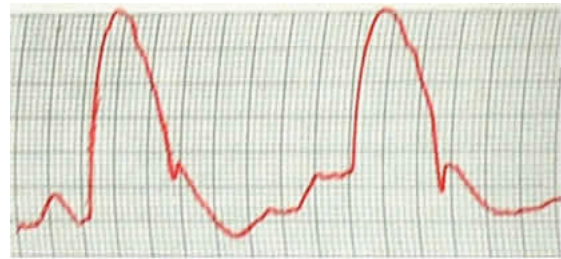


Рис. 4. Приклад пульсової хвилі, що відповідає випадку *pulsus celer*

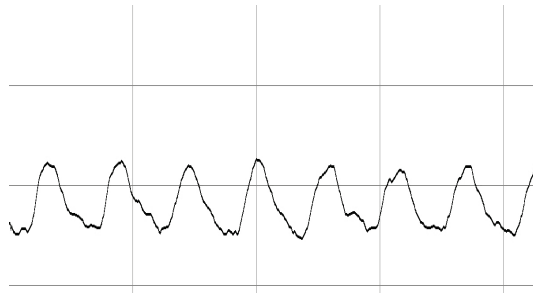


Рис. 5. Приклад фотоплетизмограми до сеансу мануальної терапії

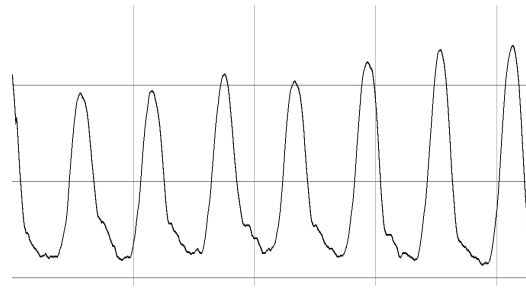


Рис. 6. Приклад фотоплетизмограми після сеансу мануальної терапії

Недолік такого методу — в необхідності висококваліфікованого та досвідченого лікаря-діагноста. Експерт по формі кривої пульсової хвилі, співвідношенні опорних точок, амплітудно-часових параметрів, наявності викидів на кривій та її нахилу має прийняти суб'єктивне діагностичне рішення. Це ускладнює процес автоматизації діагностики.

*Постановка задачі.* Метою роботи є розробка моделі фотоплетизмографічного сигналу та автоматичного методу її обробки, що дозволить поєднати переваги вказаних методів з простотою реалізації та високою достовірністю діагностики, а також, надасть можливість моніторингу динаміки пульсової хвилі для відстежування змін стану судинного русла.

### СТРУКТУРНО-ЗВ'ЯЗНОСТНА МОДЕЛЬ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

Пропонується представлення фотоплетизмографічного сигналу у вигляді структурно-зв'язностної моделі поверхні, відповідного даній поверхні півтонового зображення та відповідних такому зображенню обчислених характеристик.

Для цього певну кількість  $N$  пульсових хвиль представляють у цифровому вигляді. Для цього сигнал дискретизують за часом та рівнем. Отриману послідовність чисел перетворюють в двовимірну матрицю. Кожен рядок матриці представляє послідовність значень сигналу в межах однієї пульсової хвилі. Кількість пульсових хвиль, що розміщують в матриці — це кількість рядків. Кількість стовбців визначається частотою дискретизації сигналу за часом. Оскільки період кожної пульсової хвилі не є постійною величиною і має ймовірностний характер розподілу, то його нормалізують таким чином, щоб кількість значень  $M$  в кожному рядку матриці було однаковим. Отже, послідовність з  $N$  пульсових хвиль представляється матрицею  $A(M, N)$ , де  $M$  — кількість стовбців матриці. Кожне значення елементу вказаної матриці — це дискретизоване за рівнем значення сигналу.

Якщо кожному значенню елементів матриці поставити у відповідність значення яскравості або світлової інтенсивності, то сформовану матрицю можна представити у вигляді півтонового зображення із заданим рівнем градації яскравості, наприклад, від 0 до 256.

Наступним етапом формується структурна модель, що представляє сукупність бінарних матриць (зрізів), одиничні елементи яких відповідають рівню сигналу [8].

$$A(M, N) \rightarrow \bigcup_{k=1}^K B^k(M, N),$$

де  $K$  — кількість зрізів, що визначається рівнем дискретизації сигналу та максимальним значенням сигналу. У відповідності з кожною матрицею  $A^k$  формується бінарний зріз  $B^k$  за правилом:

$$b^k(m, n) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } a^k(m, n) = 0 \\ 0, & \text{якщо } a^k(m, n) \neq 0 \end{cases}$$

В результаті для всіх матриць  $A^1, A^2, \dots, A^K$  утворюється відповідна сукупність зрізів  $B^1, B^2, \dots, B^K$  [8].

Для кожного зрізу з одержаної сукупності обчислюється  $\Delta^k$ , що представляє суму зв'язностей його елементів (або половину суми) і визначається за формулою:

$$\Delta^k = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \delta^k(m, n) / 2.$$

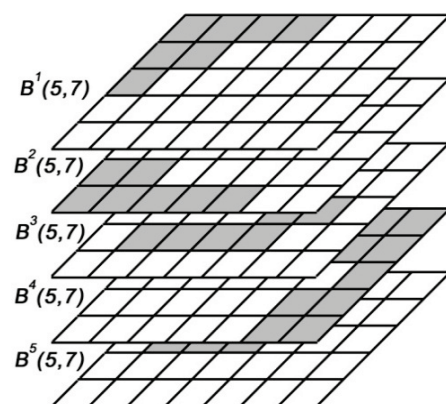


Рис. 7. Приклад структурної моделі зображення

де  $\delta^k(m, n)$  — зв'язаність одиничного елемента  $b^k(m, n)$  у межах даного зрізу за номером  $k$  визначається сумою одиничних елементів, що з ним зв'язані:

$$\delta^k(m, n) = b^k(m+1, n) + b^k(m-1, n) + b^k(m, n+1) + b^k(m, n-1) + b^k(m+1, n+1) + b^k(m-1, n-1) + b^k(m+1, n-1) + b^k(m-1, n+1),$$

$$\forall b^k(m, n) = 1.$$

Для кожних двох зрізів, що є сусідніми розраховується міжзрізова зв'язаність:

$$\Delta^{k, k+1} = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \delta^{k, k+1}(m, n),$$

де  $\delta^{k, k+1}(m, n)$  — зв'язаність елемента  $b^k(m, n)$  з елементами сусіднього зрізу за номером  $k+1$  (або міжзрізова зв'язаність елемента) визначається за формулою:

$$\delta^{k, k+1}(m, n) = b^{k+1}(m+1, n) + b^{k+1}(m-1, n) + b^{k+1}(m, n+1) + b^{k+1}(m, n-1) + b^{k+1}(m+1, n+1) + b^{k+1}(m-1, n-1) + b^{k+1}(m+1, n-1) + b^{k+1}(m-1, n+1),$$

$$\forall b^k(m, n) = 1.$$

Отриманні результати представляються у вигляді функції внутрішньозрізової зв'язаності

$$\Delta(k) = \Delta^1, \Delta^2, \dots, \Delta^K$$

та функції міжзрізової зв'язаності

$$\Delta'(k) = \Delta^{1,2}, \Delta^{2,3}, \dots, \Delta^{k-1,k}, \Delta^{k,k+1}, \Delta^{k+1,k+2}, \dots, \Delta^{K-1,K},$$

які можуть розглядатися як математична зв'язностна характеристика зображення, а відповідно і певних фотоплетизмографічних сигналів.

### ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для проведення експериментальних досліджень було взято вибірку даних фотоплетизмографічних сигналів 25 пацієнтів з вертебологічними порушеннями. Експеримент складався з двох частин. В першій частині вказані сигнали знімали одночасно двома каналами: з ділянки хребтно-рухомих сегментів та з фаланги пальця руки за допомогою оптичного сенсора [5, 6]. Зняті сигнали фіксувались та зберігались. Після проведення сеансу мануальної терапії повторно були зняті фотоплетизмограми на тих самих ділянках хребта і з тієї самої фаланги пальця тих же пацієнтів. Сигнали також фіксувались та зберігались.

Для обробки та аналізу отриманих фотоплетизмограм було використано програмно-технічний комплекс WOSTEO, розроблений на кафедрі лазерної та оптоелектронної техніки.

Програма WOSTEO\_DAT — оцифровує та зберігає значення пульсових хвиль з довільною кількістю періодів (рис. 5, 6). Програма WOSTEO\_MAP — автоматично розбиває послідовність пульсових хвиль на періоди і формує напівтонове зображення (рис. 8). Програма WOSTEO\_FUN — реалізує алгоритм структурно-зв'язного моделювання побудованих зображень та розраховує значення внутрішньозрізової, міжзрізової зв'язаності та будує відповідні гістограми.

Кожен отриманий сигнал за допомогою програмного забезпечення оброблявся шляхом побудови півтонового зображення, структурно-зв'язностної моделі, та розрахунку відповідних функцій внутрішньозрізової та міжзрізової зв'язаності.

В другій частині експерименту лікарем-вертебологом проводився сеанс мануальної терапії для усунення вертебологічних порушень. Після цього, зняття сигналів з відповідних ділянок було повторено. Для цих сигналів також були обчислені вказані моделі та функції, приклади яких наведені на рис. 8, 9.

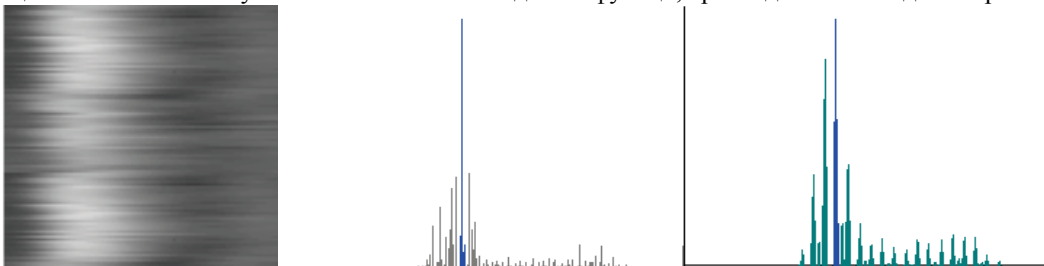


Рис. 8. Півтонове зображення пульсової хвилі, яке отримано з хребтно-рухомого сегменту та відповідні функції внутрішньозрізової та міжзрізової зв'язаності до сеансу мануальної терапії

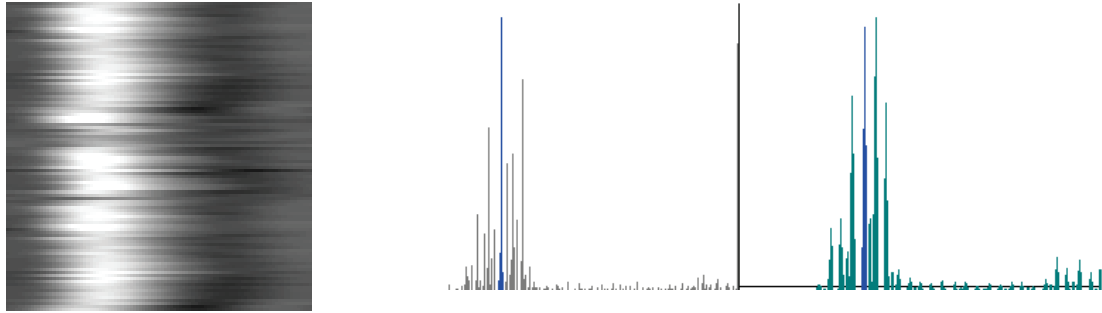


Рис. 9. Півтонове зображення пульсової хвилі, яке отримано з хребетно-рухомого сегменту та відповідні функції внутрішньорізової та міжрізової зв'язаності після сеансу мануальної терапії

Для з'ясування близькості сигналів, які знімаються одночасно з фаланги пальця та хребетно-рухомого сегмента була взята величина, що представляє кореляційну функцію для двох функцій: внутрішньорізової та міжрізової зв'язаності відповідно.

$$f_i(\Delta_{\text{хрс}}, \Delta_{\text{фп}}) = \frac{\sum_{k=1}^N |\Delta_{\text{хрс}}(k) - \Delta_{\text{фп}}(k)|}{N},$$

де  $f_i(\Delta_{\text{хрс}}, \Delta_{\text{фп}})$  — кореляційна функція для гістограм внутрішньорізових функцій для  $i$ -го пацієнту.

$$f_i'(\Delta'_{\text{хрс}}, \Delta'_{\text{фп}}) = \frac{\sum_{k=1}^N |\Delta'_{\text{хрс}}(k) - \Delta'_{\text{фп}}(k)|}{N},$$

де  $f_i'(\Delta'_{\text{хрс}}, \Delta'_{\text{фп}})$  — кореляційна функція для гістограм міжрізових функцій для  $i$ -го пацієнту.

Значення отриманих величини вказує на близькість сигналів з пальця та хребетно-рухомого сегмента. Чим менше значення, тим менше порушень кровообігу в хребетно-рухомому сегменті.

Такі ж саме обрахунки було виконано для даних другої частини експерименту. Всі отримані значення було занесено у відповідні таблиці. Для кожного пацієнта розрахована різниця значень кореляційних внутрішньорізових функцій за формулою:

$$\Psi(f_i) = f_i^b - f_i^a,$$

де  $f_i^b$  — кореляційна функція для гістограм внутрішньорізових функцій для  $i$ -го пацієнту до (before) маніпуляції; а  $f_i^a$  — кореляційна функція для гістограм внутрішньорізових функцій для  $i$ -го пацієнту після (after) маніпуляції. А також, розрахована різниця значень кореляційних міжрізових функцій за формулою:

$$\Psi(f_i') = f_i'^b - f_i'^a,$$

де  $f_i'^b$  — кореляційна функція для гістограм міжрізових функцій для  $i$ -го пацієнту до (before) маніпуляції; а  $f_i'^a$  — кореляційна функція для гістограм міжрізових функцій для  $i$ -го пацієнту після (after) маніпуляції.

Отримані данні було пронормовано у відсотках. Одночасно лікарем-експертом якісним методом була виконана оцінка змін, які відбулися після проведення відповідної терапії (наприклад, мануального або медикаментозного впливу). Приклади деяких результатів наведено в табл. 1.

Таблиця 1.

**Приклади результатів експерименту**

№ пацієнта	$\Psi(f_i)$ , %	$\Psi(f_i')$ , %	Експертна оцінка
1	73	75	добре
2	48	56	задовільно
3	69	74	добре
4	81	86	дуже добре
5	49	59	задовільно

Як показали результати експерименту у 83 % (за внутрішньозрізовою функцією) і у 87 % (за міжзрізовою функцією) випадків результати діагностики ступеня впливу на хребетно-рухомі сегменти за допомогою побудови структурно-зв'язностної моделі та відповідних зв'язностних функцій збігаються з експертною оцінкою, що довело ефективність запропонованої моделі.

### ВИСНОВКИ

В роботі використана двовимірна структурно-зв'язностна модель для представлення фотоплетизмографічного сигналу. Для вказаного сигналу запропоновано обчислення внутрішньозрізових та міжзрізових функцій, які в подальшому використовуються для оцінки стану судинного русла людини.

Показана можливість використання запропонованих характеристик для аналізу зміни кровенаповнення в хребетно-рухомих сегментах внаслідок мануального або медикаментозного втручання. За результатами експериментальних досліджень доведена висока інформативність вказаних функцій, які в тому числі, можуть бути використані для задач моніторингу та діагностики, що є предметом подальших досліджень.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Павлов С. В. Фізичні основи біомедичної оптики : монографія / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. та ін.]. — Вінниця : ВНТУ, 2010. — 152 с.
2. Мошкевич В. С. Фотоплетизмографія (аппаратура и методы исследования). / В. С. Мошкевич — Москва : Медицина, 1970. — 208 с.
3. Павлов С. В. Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних з периферічним кровообігом : монографія / [Павлов С. В., Козловська Т. І., Василенко В. Б.]. — Вінниця : ВНТУ, 2014. — 140 с.
4. Малиновский Е. Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии [Электронный ресурс]. 2009. Режим доступа : [http://www.tokranmed.ru/metod/fpg\\_clinik\\_1.htm](http://www.tokranmed.ru/metod/fpg_clinik_1.htm).
5. Патент України 6872. Спосіб діагностики судинних порушень в уражених хребетно-рухомих сегментах та пристрій для його здійснення / Кожемяко В. П., Павлов С. В., Коротко О. Ш., Чепорнюк С. В., Марков С. М., Колесник П. Ф. // Б. В. «Промислова власність» №9/1 — 1995.
6. 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.
7. Павлов С. В. Біомедичні оптико-електронні системи і апарати. Ч. 1. Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи / С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, В. Г. Петрук, П. Ф. Колісник, С. М. Марков — Вінниця, 2003. — 142 с.
8. Скорюкова Я. Г., Мельник О. П., Кормановський С. І., Марков Д. С. Моделювання геометричних структур за ознаками зв'язності для задач розпізнавання // Міжвідомчий науково-технічний збірник «Прикладна геометрія та інженерна графіка», Київ, 2011, випуск № 87, с. 342—346.

Надійшла до редакції 25.05.2014 р.

**СКОРЮКОВА ЯНІНА ГЕРМАНІВНА** — к. т. н., доцент кафедри комп'ютерного еколого-економічного моніторингу та інженерної графіки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

**МАРКОВ СЕРГІЙ МИХАЙЛОВИЧ** — зав. лабораторіями кафедра лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.