

УДК 612.16

¹ Т.М. НІКІТЧУК, ¹ Р.О. КОЛОМІЄЦЬ, ² С.М. ЗЛЕПКО, ³ ВАЛЬДЕМАР ВУЙЦІК

ВИКОРИСТАННЯ ФРАКТАЛІВ ДЛЯ АНАЛІЗУ БІОСИГНАЛІВ

¹Державний університет «Житомирська політехніка»

Чуднівська, 103, м. Житомир, 10005, Україна

Тел.+38(098614-25-05, e-mail: tnikitchuk@ukr.net)

²Вінницький національний технічний університет

Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021, Україна

Тел. (0432)59-81-23, e-mail: zlepko@vntu.edu.ua

³Технічний університет «Люблінська політехніка»

ul. Nadbystrzycka 38D; 20-618 Lublin

Анотація. В роботі показана можливість застосування фракталів та їх кількісних показників для дослідження біосигналів, а саме пульсових сигналів з метою подальшої оцінки шуму в сигналі та в якості кількісних показників фазових портретів пульсограм

Ключові слова: пульсовий сигнал, біосигнал, фрактал, показник, фрактальна розмірність, показник Хьорста, R/S . R/S -аналіз.

Анотация. В работе показана возможность применения фракталов и их количественных показателей для исследования биосигналов, а именно пульсовых сигналов с целью дальнейшей оценки шума в сигнале и в качестве количественных показателей фазовых портретов пульсограмм.

Ключевые слова: пульсовой сигнал, биосигнал, фрактал, показатель, фрактальная размерность, показатель Херста, R/S . R/S -анализ.

Abstract. The paper shows the possibility of using fractals and their quantitative indices for the study of bio signals, namely pulse signals for the purpose of further estimation of signal noise and as quantitative indicators of phase portraits of pulsograms.

Keywords: pulse signal, biosignal, fractal, index, fractal dimension, Hirst index, R/S . R/S - analysis.

DOI: 10.31649/1681-7893-2019-38-2-10-19

ВСТУП

Обробка та аналіз пульсових коливань пройшли шлях від визначення частоти скорочень серця, використання усереднених часових та амплітудних показників до контурного аналізу зареєстрованих коливань. Про один із перших способів оброблення пульсового сигналу з метою отримання інформації про стан серцево-судинної системи та організму в цілому йдеться ще в давньотібетській літературі [1]. Згідно давньотібетської методики, сприйняття пульсового сигналу не було чисто інтуїтивним, лікарі вміли робити аналіз отриманих сигналів за спеціальними картами, розкладаючи пульсації на окремі складові.

Інформація про пульсову хвилю накопичувалась лікарями протягом всього періоду існування пульсової діагностики, а розвиток комп'ютерних наук дозволяє сьогодні реалізувати обробку пульсового сигналу багатьма доступними методами з використанням широкого спектру фізико-математичних та технічних засобів.

АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНОГО КОНТЕНТУ

До теперішнього часу накопичений великий фактичний матеріал по вивченню, розробці та впровадженню в медичну практику методів дослідження гемодинаміки, моделювання пульсового руху крові в судинах і встановлення діагностичних ознак стану кровоносної системи людини, обробці та аналізу пульсових сигналів. Зростаючий інтерес до цього питання пояснюється тим, що властивості еластичності судин відіграють велику роль в кровообігу, моделювання допомагає краще зрозуміти і відобразити процеси в ССС, удосконалення апаратури, зокрема первинних перетворювачів – реєструвати сигнали в умовах завад і артефактів, автоматизована обробка результатів – виведення висновку про стан обстежених на екран монітору, що дає можливість особистого використання приладів (відсутність кваліфікованого медичного персоналу) тощо. Проте і надалі смертність від серцево-судинних захворювань у світі займає перше місце (30% від всіх захворювань за даними World Health Statistics). Високі показники захворюваності судинної системи людини, ураження людей все більш молодого віку, роблять цю проблему однією з найважливіших у сучасній охороні здоров'я.

Сформована ситуація свідчить про невідповідність між високим рівнем захворюваності і станом інструментальних засобів для діагностики судин людини. Звідси виникає потреба в дослідженнях і розробках перспективних автоматизованих інформаційних систем, застосування яких дозволить забезпечити передачу вимірювальної інформації в режимі реального часу, структурування та зберігання даних, а також оперативну обробку та аналіз результатів вимірювань з використанням програмного забезпечення.

Ефективність використання технічних засобів з метою проведення автоматизації пульсодіагностики можливо підвищувати завдяки перетворенню комплексу медико-біологічних показників в комплекс критеріїв аналізу на основі їх порівняння з нормативними (критеріальними).

Мета: показати та обґрунтувати можливість застосування фракталів та їх кількісних показників для дослідження біосигналів, а саме пульсових сигналів з метою подальшої оцінки шуму в сигналі та/або в якості кількісних показників фазових портретів пульсограм.

ОСНОВНИЙ ТЕКСТ СТАТТІ

З метою аналізу пульсограм останній час використовується багато методів обробки пульсових сигналів, а саме – спектральний аналіз пульсового сигналу і контурно-часова методика, що використовують Фур'є-перетворення та вейвлет-аналіз, для яких необхідні складні математичні розрахунки, використання непростих програмних ресурсів. Ще в роботі Н.А. Амосова та його колег [2] вказано на можливість дослідження скорочувальної функції міокарда у фазовому просторі, координатами якого є амплітуда та швидкість зміни амплітуди. Діагностична цінність таких досліджень обумовлена тим, що при різних ураженнях ССС змінюється не тільки сам сигнал, а і його похідні по часу. При переході до аналізу пульсових кривих у фазовій площині зміна стану кровоносної системи однозначно відображається рухом точки і, як наслідок, формою фазової траєкторії. Таким чином, фазовий портрет як сукупність фазових траєкторій однозначно характеризує стан досліджуваної системи лише в двох координатах і при цьому відображає всі зміни, можливі в системі[3-6].

Оскільки пульсограми забезпечують інформацію про стан гемодинаміки і мають особливу діагностичну цінність у сукупності з іншими кардіосигналами (ЕКГ, ФКГ, статичні показники артеріального тиску), при їх обробці необхідно використовувати не тільки спеціальні вузьконаправлені методики, але і загальні фізико-математичні методи. Саме таким методом є графоаналітичний метод дослідження динамічних систем[7 – 9]. З метою візуалізації зміни стану системи основним її вхідним і вихідним визначальним параметрам можна зіставити визначені координати, які зручно зображувати в прямокутній системі координат (фазові координати, наприклад, у випадку простої двовимірної системи – координати x та y) [8, 9]. З часом t стан системи може змінюватись, наслідком чого буде зміна визначаючих параметрів системи, а відповідно і координат x та y . Якщо зі зміною часу на площині фіксувати послідовність положень точки, то вона буде креслити так звану фазову траєкторію (рис.1). Зображення всієї сукупності можливих рухів на фазовій площині часто виявляється дуже зручним завдяки своїй наочності.

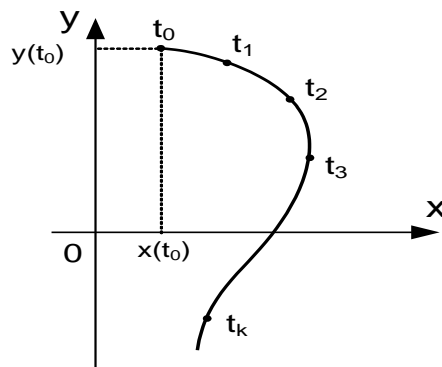


Рисунок 1 – Двовимірна фазова траєкторія

Основна ідея цього методу в тому, що на основі обробки пульсового сигналу, змінного в часі $x = x(t)$, оцінюється його похідна, і в координатах $x - \frac{dx}{dt}$ відображається графічна залежність між амплітудою пульсового сигналу та швидкістю її зміни в часі. Ефективність даного методу, перш за все, в тому, що при різних змінах в ритмі серця, при дисфункції ССС змінюється не тільки послідовність

періодів, але і швидкість їх зміни в часі. Тому диференційований пульсовий сигнал неминуче містить в собі додаткову інформацію про стан серцево-судинної системи досліджуваного [19, 20].

Основні показники фракталів. Для дослідження біосигналів [9, 10] рисунок 1 представляє послідовні оберти точки траєкторії по спіралі, що закручується або розкручується, поблизу деякого середнього положення, причому час одного оберту дорівнює тривалості поточного RR-інтервалу або тривалості одного періоду пульсової хвилі.

У випадку систем, що самоорганізуються, траєкторії відображуючи їх точок протягом часу часто не йдуть у нескінченність, збираючись поблизу особливих точок чи замкнутих кривих. Описані особливості отримали назву атракторів або фракталів

Однією із основних властивостей фракталів є самоподібність. Доведено, що в найпростішому випадку, невелика частина фракталу містить інформацію про весь фрактал. Кількісну оцінку фракталів проводять за наступними показниками.

- 1) Ступінь заповнення прямокутника, отриманого при січенні двовірної поверхні при заданому значенні рівня числа значень n [11, 17]

$$G(n) = N / N_0,$$

де N – число зайнятих комірок;

N_0 – число комірок, необхідних для того, щоб заповнити прямокутник в цілому, тобто всі можливі стани в рамках області, обмеженої прямокутником.

- 2) Числове значення ступеня хаотизації Sh визначається згідно [9, 12] як

$$Sh = \frac{\int_0^{n_{\max}} (0,5 - G(n))dn + \int_0^{n_{\max}} |0,5 - G(n)|dn}{2},$$

де n_{\max} – точка, в якій G_n досягає 1;

$$G(n) = S / S_0,$$

де S – число зайнятих комірок (площа фазового портрету),

S_0 – число комірок, необхідних для того, щоб заповнити прямокутник (вікно) в цілому, тобто, всі можливі стани в рамках області, обмеженої прямокутником.

- 3) Розрахунок показника фрактальної розмірності згідно [9, 11, 18], що включає розрахунки:
 - показника Хьорста H ;
 - показника фрактальності D ;
 - розмірності фазової площини (розмірність вкладення системи de);
 - кореляційної ентропії («кореляційна розмірність» ν).

З метою можливості порівнювати фрактальні властивості пульсових коливань при аналізі часових рядів можна використати безрозмірний показник у вигляді відношення розмаху R накопиченого відхилення від середнього до середньоквадратичного відхилення $S - R/S$ -метод [13]. Залежність параметра (R/S) від тривалості вимірювання, побудована в подвійному логарифмічному масштабі, представляє процес, що досліджується, у вигляді фрактальної функції. При апроксимації фрактальної функції прямою лінією визначається кутовий коефіцієнт H , названий показником Хьорста. Показник Хьорста використовують для визначення фрактального параметру процесу – розмірності Хаустдорфа-Безиковича або фрактальної розмірності, що є інтегральною характеристикою процесу [9, 11, 13].

Пізнавальне поняття значення фрактальної розмірності в тому, що за його допомогою можна розділяти процеси, які досліджуються, за властивостями хаотичності та складності і, таким чином, класифікувати їх.

Порівняльний аналіз методів R/S -аналізуфракталів. З метою отримання критеріїв класифікації на тривалих часових проміжках рекомендується використовувати методи та прийоми фрактального

аналізу [9, 11-15] як такі, що дозволяють виявляти самоподібність та регулярність тривалих часових послідовностей.

Основною кількісною характеристикою фракталів є розмірність D [15]

$$D = \lim_{\delta \rightarrow 0} \left(\frac{\ln N(\delta)}{\ln(1/\delta)} \right),$$

де $N(\delta)$ – мінімальна кількість куль радіусу δ , що покриває фрактальну множину.

Основою для введення цього визначення є асимптотика для $N(\delta)$, яка у випадку фрактальних множин визначається згідно виразу [15]

$$\left(\frac{1}{\delta} \right)^D = N(\delta).$$

Для природних часових рядів аналітичне знаходження фрактальної розмірності неможливе, тому D визначають через величини, зв'язані з нею простим відношенням (наприклад, через показник Хьорста H) [15]

$$D = 2 - H.$$

Показник H можна знайти через нормований розмах R/S [13, 15]. Для часових рядів різних природних процесів R/S описується емпіричним рівнянням

$$R/S = (\tau/2)^H,$$

де $R(t)$ – розмах часового ряду за період τ ,

S – стандартне відхилення за період τ ,

H – показник Хьорста.

Швидкий алгоритм R/S -аналізу зазвичай складається з 8 кроків. Вихідний ряд розбивається на блоки однакової довжини, для кожного з яких розраховується розмах R і середньоквадратичне відхилення S . Потім для всіх блоків знаходиться середнє відношення R/S , розмір блоку збільшується і алгоритм повторюється знову до тих пір, доки розмір блоку не зрівняється з розміром вихідного ряду. Отже, для кожного розміру блоку ми отримаємо середнє значення R/S і, виконавши регресію методом найменших квадратів, знайдемо показник Хьорста. Опишемо детальніше кожен крок алгоритму R/S -аналізу.

Крок 1. Почнемо з часового ряду довжини M . Перетворимо його в часовий ряд довжини $N = M - 1$ із наступних логарифмічних відношень

$$N_i = \log \left(\frac{M_{i+1}}{M_i} \right), \quad i = 1, 2, 3, \dots, (M - 1).$$

Крок 2. Ділимо цей період часу на A суміжних підперіодів довжини n так, що $An = N$ (рис. 3). Помічаємо кожен підперіод за I_a з врахуванням того, що $a = 1, 2, 3, \dots, A$. Кожен елемент в I_a виражаємо через N_k , при цьому $k = 1, 2, 3, \dots, n$.

Для кожного I_a довжини n середнє значення визначається як

$$e_a = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n N_{ka}.$$

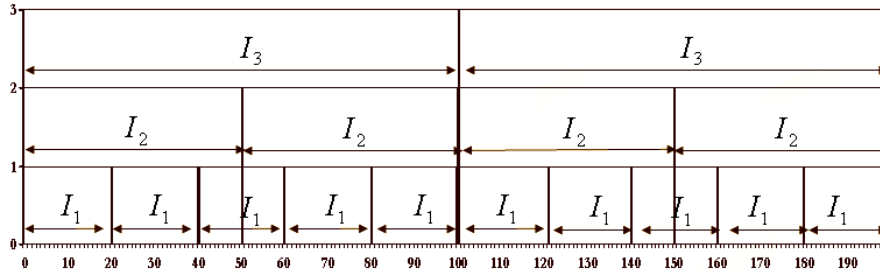


Рисунок 2 – Період часу, поділений на відрізки (для отримання достовірного результату, необхідно щоб $I_a \geq 5, n \geq 10$)

Крок 3. Часовий ряд накопичених відхилень $X_{k,a}$ від середнього значення для кожного підперіода

I_a визначається як

$$X_{k,a} = \sum_{i=1}^k (N_{i,a} - e_a)$$

Крок 4. Діапазон визначається як максимальне значення з вирахуванням мінімального значення $X_{k,a}$ в межах кожного підперіода I_a

$$R_{I_a} = \max(X_{k,a}) - \min(X_{k,a}), \quad 1 \leq k \leq n.$$

Крок 5. Вибіркове стандартне відхилення, розраховане для кожного підперіода

$$S_{I_a} = \left(\left(\frac{1}{n} \right) \sum_{k=1}^n (N_{k,a} - e_a)^2 \right)^{0,5}.$$

Крок 6. Кожен діапазон R_{I_a} нормалізується шляхом ділення на відповідний S_{I_a} . Тому повторно нормований розмах протягом кожного підперіода I_a рівний R_{I_a} / S_{I_a} . У кроці 2 отримали суміжні підперіоди довжини n . Відповідно, середнє значення R/S для довжини n визначається як

$$(R/S)_n = (1/A) \sum_{i=1}^A (R_{I_a} / S_{I_a}).$$

Крок 7. Довжина n збільшується до наступного більш високого значення, а $(M-1)n$ є цілим числом. Ми використовуємо значення n , що включають початкові і кінцеві точки часового ряду, і кроки 1 – 6 повторюються до $n = (M-1)/2$.

Крок 8. Тепер можна застосувати рівняння

$$\log(R/S) = \log(c) + H \log(n),$$

виконуючи просту регресію методом найменших квадратів на $\log(n)$ як незалежної змінної, і $\log(R/S)$ як залежної змінної. Відрізок, що відсікається на координатній осі, є оцінкою $\log(c)$ – константою. Нахил рівняння є оцінкою показника Хьорста H .

Однак, описаний алгоритм добре працює на вхідних даних без шумів, завад і відхилень; при добавленні в систему шумів і відхилень, алгоритм працює з похибками. Для вирішення цієї проблеми з метою розрахунку більш точного показника Хьорста за рекомендацією О.Н. Граничина О.Н. [9, 16] може бути обрано рандомізований алгоритм R/S -аналізу.

Рандомізований алгоритм *R/S*-аналізу «починає роботу», знову ж таки, з часового ряду довжини M і виконує послідовно кроки 1 – 7 звичайного алгоритму *R/S*-аналізу. Розраховуючи показник Хьорста H , задача ускладнюється тим, що в заданому наборі точок (x_i, y_i) $i \in [1..k]$, для яких виконується співвідношення

$$y_i = x_i H + z_i$$

присутня завада z_i . Тому, для розрахунку показника Хьорста H , розглянемо алгоритм нового рандомізованого розрахунку, запропонований в роботі [9, 16].

Нова модифікація методу полягає в наступному: потрібно проводити N досліджень і в кожному з них випадковим чином вибирати пару чисел із набору $\{(x_i, y_i)\}_{i=1}^k$. Таким чином, отримаємо N пар $\{(u_i, v_i)\}$. За рекомендацією [16] для розрахунку показника Хьорста H можна використовувати формулу рандомізованого методу найменших квадратів

$$H = \frac{\sum (u_i - Ex_i)(v_i - Ey_i)}{N \sum (u_i - Ex_i)^2}$$

За рахунок такого рандомізованого вибору пар вдається уникнути негативного впливу завад та шумів певних видів, як і багатьох систематичних похибок. Разом з тим, використовуючи показник Хьорста з метою дослідження шуму в сигналі, можна проводити якісну оцінку пульсових сигналів.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Показник Хьорста H може приймати значення від 0 до 1. Так, при значеннях коефіцієнту Хьорста $0 < H < 0,5$ досліджуваний ряд є антиперсистентним, для нього характерний високий рівень шумів. Значенням $H = 0,5$ описується білий гаусів шум. Персистентним даним без шуму властиві значення коефіцієнту Хьорста $0,5 < H < 1$ [11]. Для проведення обчислень показника Хьорста використано модифікації методу *R/S*-аналізу. Суть дослідження полягає в обчисленні коефіцієнта Хьорста і порівнянні його з базовими значеннями.

Якісний аналіз з використанням методів *R/S*-аналізу (класичного «к»), швидкого «ш» – методом найменших квадратів) і рандомізованого «р») для 200, 500 та 1000 відліків проведено для модельних сигналів, що отримали математичні рівняння в межах моделі трифазної гармонічної хвилі [6, 9].

Результати такого аналізу являють собою обчислення коефіцієнту Хьорста, чисельні значення якого представлено таблицею 1, з зазначенням часу реалізації для кожного з алгоритмів.

Таблиця 1 – Розрахунок коефіцієнту Хьорста для модельних сигналів з використанням основних алгоритмів *R/S*-аналізу

Алгоритм RS- аналізу Типи пульсу	N=200 відліків			N=500 відліків			N=1000 відліків		
	к	ш	р	к	ш	р	к	ш	р
рівний	0,8478	0,9443	0,9787	0,5353	0,6000	1	0,3283	0,4455	0,9211
нерівний	1	0,9535	0,8431	1	1	1	0,8168	0,7931	0,9567
повільний	0,8241	0,8256	1	0,5289	0,5466	1	0,3083	0,3458	0,9305
швидкий	0,7418	0,7802	1	0,4383	0,4797	1	0,2470	0,2628	0,8607
високий	0,8523	0,9968	1	0,5331	0,6223	1	0,3269	0,4739	0,976
низький	0,8477	0,9456	0,9158	0,5363	0,6338	1	0,3301	0,4447	0,9241
Середній час реалізації, с	28	5	6	63	4	6	602	5	8

Аналіз результатів таблиці 1, отриманих з використанням різних модифікацій методу RS-аналізу, показує, що класичний алгоритм, який вважається найбільш точним та ефективним, може бути застосований лише для обмеженого числа відліків. При збільшенні інтервалу аналізу вже до 500 відліків ($N=500$ відліків), час реалізації збільшується.

Разом з тим, швидкий алгоритм RS-аналізу дозволяє отримати коефіцієнти Хьорста, що добре корелюють з аналогічними показниками, обчисленим класичним методом. Часові затрати для даного методу є мінімальними серед усіх представлених в таблиці.

Рандомізований алгоритм значно відрізняється за результатами від попередників, що дає підстави стверджувати про його низьку достовірність у випадку дослідження модельних даних.

Таким чином, з метою подальшого аналізу пульсограм рекомендовано швидкий алгоритм обчислення коефіцієнту Хьорста [6] як такий, що може бути використаний при оцінюванні рівня шуму в пульсовому сигналі.

Для кількісної оцінки траєкторій у фазовій площині розглянуто наступні показники: площа фазового портрета $S\phi$ – число зайнятих комірок на площині; ступінь хаотизації Sh – опис усередненої (медіанної) траєкторії у фазовій площині; фрактальна розмірність – найбільша довжина фазового портрету (діаметр) $D\phi$.

Після інтерпретації пульсограм у фазову площину, за отриманими фазовими портретами проводиться розрахунок вищезазначених показників.

Як приклад показано фазові портрети експериментальних фотоплетизмограм звизначенням ступенем хаотизації Sh , діаметром фазового портрету пульсограми $D\phi$ та площею заповнення $S\phi$ (рис.4).

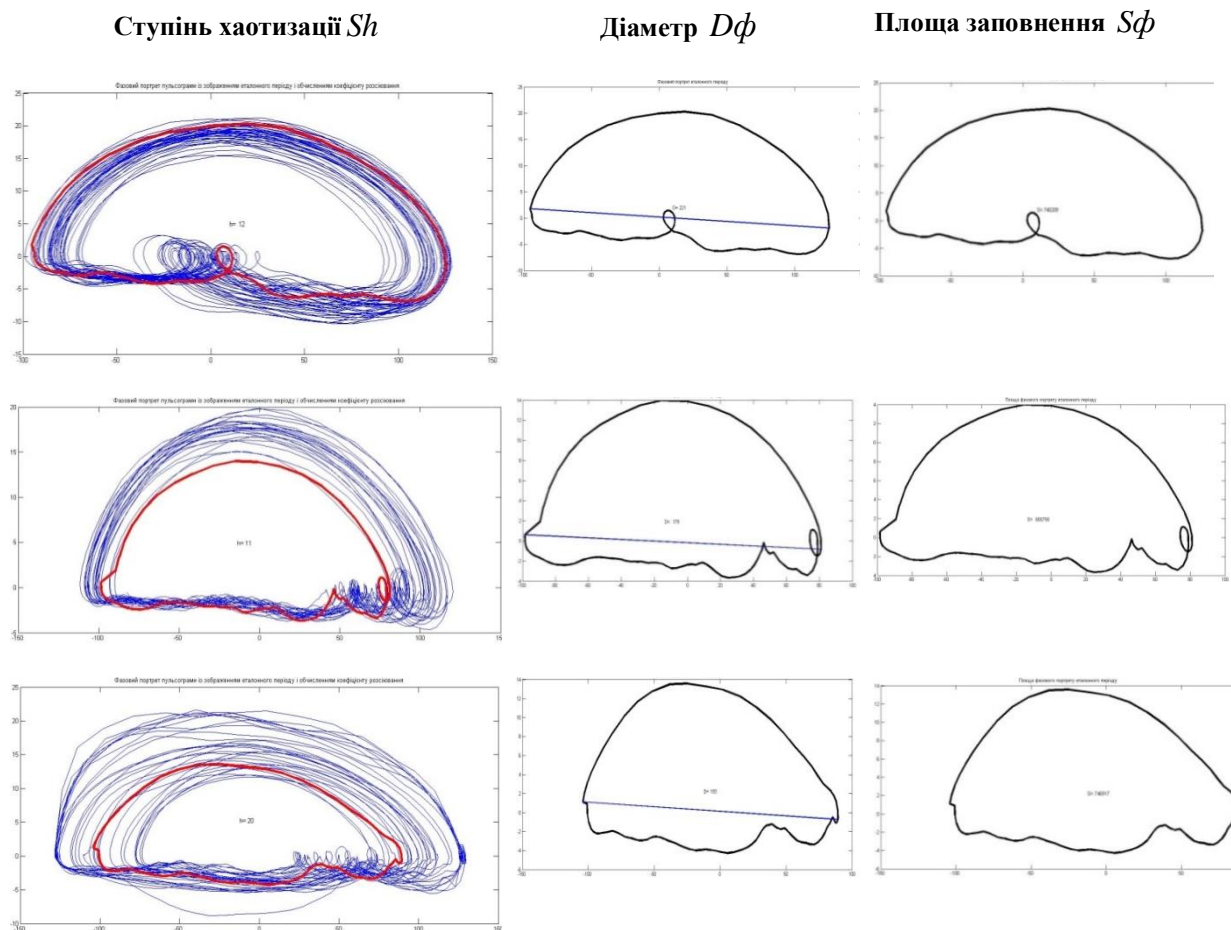


Рисунок 4 – Фазові портрети експериментальних фотоплетизмограм

ВИСНОВКИ

Отже, отриманий на виході блоку реєстрації пульсовий сигнал являє собою типовий приклад фізіологічного хаосу, який є нерегулярним сигналом. Хаотичні системи характеризуються аттрактором, що має фрактальну структуру. Фізіологічні сигнали, такі як кардіограма, стабілограма, пульсограма не є кореляційним шумом і не можуть бути представлені у вигляді хаотичного процесу, у зв'язку з чим їх можна представити у вигляді стохастичного процесу. Такі часові ряди можуть бути охарактеризовані за допомогою показника Хьорста H , який являє собою міру самоподібності процесу.

Якісний аналіз можливо проводити за допомогою обчислення коефіцієнту Хьорста з зазначенням часу реалізації для кожного з алгоритмів.

При обчисленні коефіцієнту Хьорста на певному частотному діапазоні можна виконати якісний аналіз пульсограм, використавши величину коефіцієнта Хьорста в якості критерію при позбавленні сигналу від шумових компонент. Тоді, в залежності від кількісного показника коефіцієнта Хьорста, яким оцінюється процентне співвідношення сигнал/шум, можливо корегувати діапазон реєстрації сигналів з подальшою їх цифровою обробкою та представленням у фазовій площині.

ЛІТЕРАТУРА

1. Пульсовая диагностика тибетской медицины: Сб. статей / Отв. ред. Ч.Ц. Цыдыпов, – Новосибирск: Наука, 1988. – 133 с. ISBN 5-02-029195-1
2. Амосов Н.М. Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат / Н.М. Амосов, Б.Т. Агапов, Ю.В. Паничкин // Доклады АН СССР. – 1972. – Т.202. – №1. – С.245–247.
3. Никитчук Т.Н. Возможность представления пульсовой волны в фазовых координатах / Т.Н. Никитчук, В.Ф. Манойлов // 20-я Междунар. Крымская конф. «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии» (КрыМиКо'2010), 13 – 17 сентября 2010 р.: материалы конф. в 2 т. – Севастополь: Вебер, 2010. – Т. 2. – С. 1169–1170.
4. Нікітчук Т.М. Метод фазової площини як спосіб дослідження стану серцево-судинної системи на основі аналізу пульсової хвилі / Т.М. Нікітчук // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут» Серія: Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2012. – Вип. 48. – С. 179–185.
5. Манойлов В.П. Метод фазової площини як метод аналізу реограм / В.П. Манойлов, В.С. Мосійчук, Н.В. Мужичька, Т.М. Нікітчук, Г.С. Тимчик // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія: Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2013. – Вип. 52. – С. 111–119.
6. Нікітчук Т.М. Розробка інформаційної системи аналізу пульсових сигналів / Восточно-европейский журнал передовых технологий – Харьков. – 2015. – № 5/9 (77). – С. 19 – 23.
7. Баскаков С.И. Радиотехнические цепи и сигналы: Учеб. для вузов по спец. «Радиотехника» / С.И. Баскаков. – 3-е изд., перераб. И доп. – М.: Высш.шк., 2000. – 462 с.
8. Боголюбов Н.Н. Асимптотические методы в теории нелинейных колебаний / Н.Н. Боголюбов, Ю.А. Митропольский. – М.: Физматгиз, 1963. – 407 с.
9. Нікітчук Т.М. Біотехнічна система аналізу пульсограм на основі фазових портретів: дис. На здобуття ступеня канд. Техн. Наук: спец. 05.11.17 «Біологічні та медичні прилади і системи» / Тетяна Миколаївна Нікітчук; Національний технічний університет «КПІ». – Київ, 2013. – 186 с.
10. Федоров В.А. Радиолокационный комплекс «Пульсар» и возможности его использования в интегральной оценке состояния организма человека / В.А. Федоров, П.И. Храмцов, А.В. Мезирин, Т.Г. Тимашева // Медицинская техника, 2010. - № 2. – С. 13–20.
11. Балханов В.К. Основы фрактальной геометрии и фрактального исчисления / В.К. Балханов // отв.ред. Ю.Б. Башкуев. – Улан-Удэ: Изд-во Бурятского госуниверситета, 2013 – 224 с. ISBN 978-5-9793-0549-3
12. Волков В.И. Выявление патологий сердечно-сосудистой системы с помощью анализа фазового пространства состояний пульсовой волны / В.И. Волков, Д.Ю. Козлов, С.А. Останин, С.В. Засорин, В.П. Куликов // Медицинская техника. – 2009. – №1 (253). – С. 24–27.
13. Калущ Ю.А. Показатель Херста и его скрытые свойства / Ю.А. Калущ, В.М. Логинов // Сибирский журнал индустриальной математики. – 2002. – № 4(12). – Том V. – С.29–35.
14. Шредер М. Фракталы, хаос, степенные законы / Шредер М. – М.: Регулярная и хаотическая динамика, 2001. – 528 с.
15. Федер Е. Фракталы: пер. с англ. / Е. Федер. – М.: Мир, 1991. – 254 с.

16. Граничин О. Рандомизированные алгоритмы оценивания и оптимизации при почти произвольных помехах / О. Граничин, Б. Поляк. – М.: Наука. – 2003.
17. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics // Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press – 210 Pages.
18. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
19. Оптико-електронні засоби діагностування периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю (Монографія) / [Павлов С. В., Козловська Т. І., Василенко В. Б.] – Вінниця: ВНТУ, 2014. – 140 с.
20. Фізичні основи біомедичної оптики (Монографія) / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф., Козловська Т. І., Думенко В. П.] – Вінниця: ВНТУ, 2010. – 155 с.

REFERENCES

1. Pul'sovaya diagnostika tibetskoy meditsiny: Sb. statey / Otv. red. CH.TS. Tsydypov, – Novosibirsk: Nauka, 1988. – 133 s. ISBN 5-02-029195-1
2. Amosov N.M. Issledovaniye sokratitel'noy funktsii miokarda metodom fazovykh koordinat / N.M. Amosov, B.T. Agapov, YU.V. Panichkin // Doklady AN SSSR. – 1972. – Т.202. – №1. – S.245–247.
3. Nikitchuk T.N. Vozmozhnost' predstavleniya pul'sovoy volny v fazovykh koordinatakh / T.N. Nikitchuk, V.F. Manoylov // 20-ya Mezhdunar. Krymskaya konf. «SVCH-tehnika i telekommunikatsionnyye tekhnologii» (KryMiKo'2010), 13 – 17 sentyabrya 2010 r.: materialy konf. v 2 t. – Sevastopol': Veber, 2010. – Т. 2. – S. 1169–1170.
4. Nikitchuk T.M. Metod fazovoyi ploshchyny yak sposib doslidzhennya stanu sertsevo-sudynnoyi systemy na osnovi analizu pul'sovoyi khvyli / T.M. Nikitchuk // Visnyk Natsional'noho tekhnichnoho universytetu Ukrainy «Kyivskyy politekhnichnyy instytut» Seriya: Radiotekhnika. Radioaparotobuduvannya. – 2012. – Vyp. 48. – S. 179–185.
5. Manoylov V.P. Metod fazovoyi ploshchyny yak metod analizu reohram / V.P. Manoylov, V.S. Mosiychuk, N.V. Muzhyts'ka, T.M. Nikitchuk, H.S. Tymchuk // Visnyk Natsional'noho tekhnichnoho universytetu Ukrainy «Kyivskyy politekhnichnyy instytut». Seriya: Radiotekhnika. Radioaparotobuduvannya. – 2013. – Vyp. 52. – S. 111–119.
6. Nikitchuk T.M. Rozrobka informatsiyanoi systemy analizu pul'sovykh syhnaliv / Vostochno-evropeyskyy zhurnal peredovykh tekhnolohiy – Khar'kov. – 2015. – № 5/9 (77). – S. 19 – 23.
7. Baskakov S.Y. Radyotekhnicheskyye tsepy y syhnaly: Ucheb. dlya vuzov po spets. «Radyotekhnika» / S.Y. Baskakov. – 3-e yzd., pererab. y dop. – M.: Vyssh.shk., 2000. – 462 s. 8. Boholyubov N.N. Asymptoticheskiye metody v teoryi nelyneynykh kolebanyy / N.N. Boholyubov, YU.A. Mytropol'skiy. – M.: Fyzmathyz, 1963. – 407 s.
8. Boholyubov N.N. Asymptoticheskiye metody v teoryi nelyneynykh kolebanyy / N.N. Boholyubov, YU.A. Mytropol'skiy. – M.: Fyzmathyz, 1963. – 407 s.
9. Nikitchuk T.M. Biotekhnichna systema analizu pul'sohram na osnovi fazovykh portretiv: dys. na zdobuttya stupenya kand. tekhn. nauk: spets. 05.11.17 "Biologichni ta medychni pryklady i systemy" / Tetyana Mykolayivna Nikitchuk; Natsional'nyy tekhnichnyy universytet "KPI". – Kyiv, 2013. – 186 s.
10. Fedorov V.A. Radyolokatsyonnyy kompleks «Pul'sar» y vomozhnosti yego yspol'zovannya v yntehral'noy otsenke sostoyannya orhanyzma cheloveka / V.A. Fedorov, P.Y. Khramtsov, A.V. Mezyryn, T.H. Tymasheva // Medytsynskaya tekhnika, 2010. - № 2. – S. 13–20.
11. Balkhanov V.K. Osnovy fraktal'noy geometrii i fraktal'nogo ischisleniya / V.K. Balkhanov // otv.red. YU.B. Bashkuyev. – Ulan-Ude: Izd-vo Buryatskogo gosuniversiteta, 2013 – 224 s. ISBN 978-5-9793-0549-3
12. Volkov V.I. Vyyavleniye patologiy serdechno-sosudistoy systemy s pomoshch'yu analiza fazovogo prostranstva sostoyaniy pul'sovoy volny / V.I. Volkov, D.YU. Kozlov, S.A. Ostanin, S.V. Zasorin, V.P. Kulikov // Meditsinskaya tekhnika. – 2009. – №1 (253). – S. 24–27.
13. Kalush YU.A. Pokazatel' Khersta i yego skrytyye svoystva / YU.A. Kalush, V.M. Loginov // Sibirskiy zhurnal industrial'noy matematiki. – 2002. – № 4(12). – Tom V.– S.29–35. 14. Shreder M. Fraktaly, khaos, stepennyie zakony / Shreder M. – M.: Regulyarnaya i khaoticheskaya dinamika, 2001. – 528 s.
14. Shreder M. Fraktaly, khaos, stepennyie zakony / Shreder M. – M.: Regulyarnaya i khaoticheskaya dinamika, 2001. – 528 s.
15. Feder Ye. Fraktaly: per. s angl. / Ye. Feder. – M.: Mir, 1991. – 254 s.
16. Granichin O. Randomizirovannyye algoritmy otsenivaniya i optimizatsii pri pochti proizvol'nykh pomekhakh / O. Granichin, B. Polyak. – M.: Nauka. – 2003.
17. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics // Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.

18. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
19. Optiko-electronny zasoby diagnostuvannya periferichnogo krovoobigu z pidvishenoyu dostovirnostyu (Monographia) / [Pavlov S.V., Kozlovska T.I., Vasilenko V.B.] – Vinnytsia: VNTU, 2014. – 140 s.
20. Fizichni osnovy biomedichnoi optiki dostovirnostyu (Monographia) / [Pavlov S.V., Kozemiako V.P., Kolisnik P.F., Kozlovska T.I., Dumenko V.P.] – Vinnytsia: VNTU, 2010. – 155 s.

Надійшла до редакції: 27.04.2019р.

НКІТЧУК ТЕТЯНА МИКОЛАЇВНА – к.т.н., доцент, завідувач кафедри біомедичної інженерії та телекомунікацій, Державний університет «Житомирська політехніка», Житомир, Україна

КОЛОМІЄЦЬ РОМАН ОЛЕКСАНДРОВИЧ – к.т.н., доцент кафедри біомедичної інженерії та телекомунікацій, Державний університет «Житомирська політехніка», Житомир, Україна

ЗЛЕПКО СЕРГІЙ МАКАРОВИЧ – д.т.н., професор, завідувач кафедрою біомедичної інженерії, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

ВУЙЦІК ВАЛЬДЕМАР, д.т.н., професор, технічний університет «Люблінська політехніка»