МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ

Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису

Хвостівська Лілія Володимирівна

УДК 612.16:616.13:519.218:004.67

ДИСЕРТАЦІЯ

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТА МЕТОДИ АНАЛІЗУ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ ІНФОРМАТИВНОСТІ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИХ СИСТЕМ

<u>01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи</u> (шифр і назва спеціальності)

> <u>05 «Технічні науки»</u> (галузь знань)

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

(підпис, ініціали та прізвище здобувача)

Науковий керівник: доктор технічних наук, професор Яворський Богдан Іванович

Ідентичність всіх примірників дисертації ЗАСВІДЧУЮ: Вчений секретар спеціалізованої вченої ради /Б. Г. Шелестовський/

Тернопіль – 2021

АНОТАЦІЯ

Хвостівська Л.В. Математична модель та методи аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук (доктора філософії) за спеціальністю 01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи. – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2021.

Підготовка здійснювалась на кафедрі біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

Спеціалізована вчена рада Д 58.052.01 при Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

Дисертаційна робота присвячена розв'язанню актуального наукового завдання – обгрунтування математичної моделі та розроблення методів аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем. Об'єкт дослідження: процес моделювання та аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем. Предмет дослідження: математична модель пульсового сигналу, її властивості та можливості для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем.

У першому розділі проведено аналіз відомих математичних моделей досліджуваних пульсових сигналів та розроблених на їх основі методів аналізу, що застосовуються при автоматизації процесу діагностики стану судин людини, а саме їх ригідності. За результатами аналізу встановлення необхідність щодо дослідження математичної моделі пульсового сигналу, яка забезпечила би урахування у своїй структурі інформативних (діагностичних) ознак як чутливих показників стану ригідності судин людини. Із урахуванням того факту, що для задачі виявлення ригідності судин людини за пульсовими сигналами потрібні дані локалізуються у фазово-часовій структурі цих сигналів, тому вказано на доцільність аналізу характеристик досліджуваного сигналу для обґрунтування вибору його математичної моделі адекватної задачі наукового дослідження.

У другому розділі проаналізовано характеристики емпіричного пульсового сигналу методами, які реалізовано на підходах детермінованих та стохастичних. Із урахуванням результатів аналізу та фазо-часової структури емпіричного пульсового сигналу здійснено обґрунтування вибору його математичної моделі як періодично корельований випадковий процес для актуальної задачі дослідження динаміки зміни фазо-часових параметрів сигналу як чутливого показника стану судин. Розроблено обчислюваний метод ригідності оцінювання періоду пульсового сигналу у складі фотоплетизмографічних систем, який базуюється на процедурі пошуку мінімуму функції варіації середніх значень пульсового сигналу як центрованого. За обчисленими оцінками середньоквадратичного відхилення синхронізованих реалізацій ПС за різними значеннями тривалості періодів встановлено, що розроблений метод оцінювання періоду забезпечує найменший розмах відхилення серед відомих (існуючих) методів, що забезпечило підвищення точності аналізу пульсових сигналів.

У третьому розділі розроблено макет фотоплетизмографічної системи для реєстрації та аналізу пульсового сигналу, наведено результати її роботи. За результатами метрологічної повірки встановлено, що результати роботи макету відтворюють результати роботи існуючої повіреної системи в одних і тих же умов вимірювання. Така відтворюваність результатів вказує на достовірність роботи макету і її придатність для реєстрації та подальшого аналізу пульсових сигналів.

На базі обґрунтованої математичної моделі пульсового сигналу отримано нові вирази для числення його ймовірнісних характеристик у вигляді усереднених за часовими зсувами кореляційних компонент як чутливих інформативних ознак стану ригідності судин одержаних в результатів синфазного та компонентного аналізів. На основі математичних виразів синфазного та компонентного методів розроблено відповіді їх алгоритмічні реалізації, що забезпечило розробити спеціалізоване програмне забезпечення як складової одиниці фотоплетизмографічних систем.

У четвертому розділі розроблено метод та алгоритм верифікації методів аналізу пульсового сигналу на базі його моделі імітаційної як періодично (циклічно) подовжені в часовому просторі суми двох часозміщених функцій нормальних (гаусових) розподілів із врахуванням випадковості (стохастичності) амплітудних та фазо-часових показників. Така імітаційна модель забезпечила урахування у своїй структурі поєднуваність властивостей періодичності із випадковістю, що є характерним для емпіричних пульсових сигналів із ознаками ригідності судин. Розроблено спеціалізоване програмне забезпечення i3 використання середовища MATLAB для генерування високовірогідних реалізацій тестових пульсових сигналів як програмного інструменту верифікації методів та розроблених на її основі алгоритмів аналізу досліджуваних пульсових сигналів для підтвердження факту їх працездатності при виявленні зміни ригідності судин.

За результатами верифікації компонентного та синфазного методів аналізів реалізацій імітованих пульсових сигналів встановлено, що при незалежних фазових зсувах прямої та відбитої хвиль у структурі сигналів, що є характерним для проявів ригідності судин людини, спостерігаються зміни значень потужності усереднених кореляційних компонент як інформативних ознак. За результатами верифікації виявлено взаємну пов'язаність між фазовими зсувами хвиль із кореляційними компонентами, що підтвердило факт істинності щодо працездатності методів аналізу пульсового сигналу при виявленні проявів ригідності судин людини.

Здійснено процедуру валідації методів та алгоритмів аналізу пульсового сигналу (компонентного і синфазного) шляхом порівняння вибірок значень усереднених кореляційних компонент як результатів аналізу імітованих сигналів та емпіричних, які зареєстровано розробленим макетом фотоплетизмографічної системи. Для порівняння усереднених компонент застосовано параметричний критерій Фішера. За результатами валідації встановлена подібність усереднених компонент імітованого пульсового сигналу із емпіричним з достовірністю прийнятого рішення 0,95 (0,99) та помилкою прийнятого рішення 0,05 (0,01), що підтвердило факт істинності працездатності методів та розроблених на їх основі алгоритмів аналізу сигналів при виявленні змін ригідності судин у людей.

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Вперше обґрунтовано математичну модель пульсового сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, що уможливило врахування кореляційної взаємопов'язаності між різними хвилями (циклами) однієї і тієї ж його реалізації для відстеження динаміки зміни фазо-часових параметрів як чутливого показника стану ригідності судин, чим підвищено інформативність результатів аналізу пульсового сигналу.

2. Вперше розроблено обчислювальний метод оцінювання періоду пульсового сигналу на основі процедури пошуку мінімуму функції варіації середніх значень центрованого сигналу, чим підвищено точність аналізу сигналу у складі фотоплетизмографічних систем за рахунок зменшення розмитості обчислених оцінок інформативних ознак.

3. Вперше обґрунтовано застосування в області діагностики стану судин людини інформативних ознак пульсового сигналу – кореляційних компонент, які адекватно відображають стан ригідності судин.

4. Розроблено імітаційну модель пульсового сигналу як періодично подовжені в часовому просторі суми двох часозміщених функцій нормального (гаусового) розподілу з врахуванням властивостей періодичності (циклічності), стохастичності амплітудних та фазо-часових показників, що уможливило верифікувати методи та алгоритми аналізу.

Практичне значення отриманих результатів дисертаційного дослідження полягає в тому, що на базі запропонованої моделі пульсового сигналу удосконалено відомі методи та алгоритми його аналізу, які дають змогу підвищити інформативність фотоплетизмографічних систем шляхом запровадження в галузь діагностики стану судин нового класу чутливоінформативних ознак у виді кореляційних компонент. Розроблена комп'ютерна імітаційна модель пульсового сигналу є придатною для тестування (верифікації) алгоритмів аналізу даних, одержаних у медичних установах.

Основні результати досліджень, що відображені у дисертаційній роботі,

опубліковано у 21 наукових працях: з них у 6 статтях, що входять до переліку наукових фахових видань України з технічних наук (2 з яких у виданнях, що зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування «Web of Science», «DOAJ»), 3 статті в міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування («Index Copernicus», «Google Scholar»), 2 статті в міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування («Polish Scholarly Bibliography»), 1 стаття в міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування («Ulrich's Web Global Serials Directory», «Infobase Index», «Inspec», «Open Academic Journals Index», «CiteFactor» i «Scientific Indexing Services») та 15 тез доповідей у працях міжнародних та всеукраїнських наукових та науковотехнічних конференцій.

<u>Ключові слова</u>: пульсовий сигнал, ригідність судин, інформативність, періодично корельований випадковий процес, синфазний та компонентний метод, кореляційні компоненти, верифікація, валідація, алгоритм, програмне забезпечення, фотоплетизмографічна система.

SUMMARY

Khvostivska L. Mathematical model and methods of pulse signal analysis to increase the informativeness of photoplethysmographic systems. - Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Dissertation for the degree of a candidate of technical sciences (doctor of philosophy) in specialty 01.05.02 – Mathematical modeling and computational methods. – Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopol, 2021.

The training was carried out at the Department of Biotechnical Systems of the Ternopil Ivan Puluj National Technical University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

Specialized Academic Council D 58.052.01 at the Ternopil Ivan Puluj National Technical University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

The dissertation is devoted to the solution of the actual scientific problem substantiation of the mathematical model and development of methods of the analysis of a pulse signal for increase of informativeness of photoplethysmographic systems. Object of research: the process of modeling and analysis of the pulse signal to increase the informativeness of photoplethysmographic systems. Subject of research: mathematical model of pulse signal, its properties and possibilities for increase of informativeness of photoplethysmographic systems.

The first section analyzes the known mathematical models of the studied pulse signals and the analysis methods developed on their basis, which are used in the automation of the process of diagnosing the condition of human vessels, namely their rigidity. According to the results of the analysis, it is necessary to study the mathematical model of the pulse signal, which would ensure the consideration in its structure of informative (diagnostic) features as sensitive indicators of the state of rigidity of human vessels. Given the fact that the task of detecting the rigidity of human vessels by pulse signals, the required data are localized in the phase-time structure of these signals, so it is indicated the feasibility of analyzing the characteristics of the studied signal to justify the choice of its mathematical model. The second section analyzes the characteristics of the empirical pulse signal by methods implemented on deterministic and stochastic approaches. Taking into account the results of analysis and phase-time structure of the empirical pulse signal, the choice of its mathematical model as a periodically correlated random process is substantiated for the urgent problem of studying the dynamics of phase-time parameters of the signal as a sensitive indicator of vascular rigidity. A computational method for estimating the pulse signal period in photoplethysmographic systems has been developed, which is based on the procedure of finding the minimum function of variation of the average values of the pulse signal as centered. According to the calculated estimates of the standard deviation of synchronized implementations of the aircraft at different values of the duration of the periods, it is established that the developed method of estimating the period provides the smallest deviation among known (existing) methods, which improved the accuracy of pulse signals.

In the third section the model of photoplethysmographic system for registration and the analysis of a pulse signal is developed, results of its work are resulted. According to the results of metrological verification, it is established that the results of the layout reproduce the results of the existing verified system in the same measurement conditions. This reproducibility of the results indicates the reliability of the layout and its suitability for registration and subsequent analysis of pulse signals.

On the basis of a substantiated mathematical model of the pulse signal, new expressions are obtained to calculate its probabilistic characteristics in the form of timeaveraged correlation components as sensitive informative signs of vascular rigidity obtained as a result of in-phase and component analyzes. Based on mathematical expressions of in-phase and component methods, the answers to their algorithmic implementations were developed, which ensured the development of specialized software as a component unit of photoplethysmographic systems.

The fourth section develops a method and algorithm for verification of pulse signal analysis methods based on its simulation model as periodically (cyclically) extended in time space sums of two time-shifted functions of normal (Gaussian) distributions taking into account randomness (stochasticity) of amplitude and phasetime indices. This simulation model took into account in its structure the compatibility of the properties of periodicity with randomness, which is characteristic of empirical pulse signals with signs of vascular rigidity. Specialized software has been developed to use the MATLAB environment to generate high-probability implementations of test pulse signals as a software tool for verification of methods and algorithms developed on its basis to analyze the studied pulse signals to confirm the fact of their performance in detecting changes in vascular rigidity.

According to the results of verification of component and in-phase methods of analysis of simulated pulse signals, it is established that at independent phase shifts of direct and reflected waves in the signal structure, which is characteristic of human vascular rigidity, changes in power values of averaged correlation components are observed. The verification revealed a correlation between the phase shifts of the waves with the correlation components, which confirmed the fact of truth about the effectiveness of the methods of analysis of the pulse signal in detecting manifestations of rigidity of human vessels.

The procedure of validation of methods and algorithms of pulse signal analysis (component and in-phase) by comparison of samples of values of averaged correlation components as results of analysis of simulated signals and empirical ones, which are registered by the developed model of photoplethysmographic system, is carried out. Fisher's parametric criterion was used to compare the averaged components. According to the validation results, the similarity of the averaged components of the simulated pulse signal with the empirical one with the reliability of the decision 0.95 (0.99) and the error of the decision 0.05 (0.01) was established, which confirmed the truth of the methods and analysis algorithms developed on their basis. signals in detecting changes in vascular rigidity in humans.

Scientific novelty of the obtained results.

1. For the first time a mathematical model of the pulse signal in the form of a periodically correlated random process was substantiated, which made it possible to take into account the correlation between different waves (cycles) of the same implementation to track the dynamics of phase-time parameters as a sensitive indicator

of vascular rigidity. the informativeness of the results of the analysis of the pulse signal is increased.

2. For the first time a computational method for estimating the pulse signal period based on the procedure of finding the minimum of the variation function of the average values of the centered signal was developed, which increased the signal processing accuracy in photoplethysmographic systems by reducing the blurring of calculated estimates

3. For the first time the application in the field of diagnostics of a condition of vessels of the person of informative signs of a pulse signal - correlation components which adequately reflect a condition of rigidity of vessels is substantiated.

4. Simulated model of pulse signal as periodically extended in time space sums of two time-shifted functions of normal (Gaussian) distribution taking into account properties of periodicity (cyclicity), stochasticity of amplitude and phase-time indicators that allowed to verify methods and algorithms.

The practical significance of the obtained results of the dissertation research is that on the basis of the proposed model of the pulse signal the known methods and algorithms of its analysis are improved, which allow to increase the informativeness of photoplethysmographic systems. The developed computer simulation model of the pulse signal is suitable for testing (verification) of data analysis algorithms obtained in medical institutions.

The main research results reflected in the dissertation are published in 21 scientific papers: including 6 articles included in the list of scientific professional publications of Ukraine in technical sciences (2 of which in publications registered in scientometric databases with international citation index "Web of Science", "DOAJ", 3 articles in international periodicals (registered in scientometric databases with an international citation index ("Index Copernicus", "Google Scholar"), 2 articles in international periodicals (registered in scientometric databases) with international citation index ("Polish Scholarly Bibliography"), 1 article in international periodicals (registered in scientometric databases) with international periodicals (Bibliography"), 1 article in international periodicals (Biblio

Index", "CiteFactor" and "Scientific Indexing Services") and 15 abstracts in international and national scientific and scientific works o-technical conferences.

Key words: pulse signal, vascular rigidity, informativeness, periodically correlated random process, synphase and component method, correlation components, verification, validation, algorithm, software, photoplethysmographic system.

Список публікацій здобувача

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:

Драган Я., Никитюк В., Хвостівська Л. 1. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу у вигляді імпульсного періодичного корельованого випадкового процесу. Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні науки та інформаційні технології. 2013. № 771. С. 146-149. (індексується у Index Copernicus, Google Scholar). – обґрунтування застосування енергетичної теорії стохастичних фотоелектричного сигналів вибору математичної моделі лля сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу.

2. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Математична модель пульсового сигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану судин людини. Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. 2015. Випуск 6 (95). С.29-34. (індексується у загальнодержавній базі даних «Україніка наукова» (реферативний журнал «Джерело») та міжнародних наукометричних базах даних «Ulrich's Web Global Serials Directory», «Index Copernicus», «Polish Scholarly Bibliography», «Infobase Index», «Inspec», «Open Academic Journals Index», «Google Scholar», «CiteFactor» і «Scientific Indexing Services»). — обґрунтування структури математичної моделі пульсового сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

3. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. *Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка.* 2015. Т. 4. Вип. 1 С. 83-89. ISSN 2227-8842 (*індексується у «Google Scholar»*). – розроблення дослідного макету інформаційної системи для реєстрації та обробки пульсового сигналу.

4. Хвостівська Л.В. Імітаційна модель пульсового сигналу судин людини. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. 2016. № 2. С.94-100. (індексується у Index Copernicus, Google Scholar, Polish Scholarly Bibliography). – розроблення математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення для

імітування пульсового сигналу судин людини.

5. Hvostivska L., Oksukhivska H., Hvostivskyy M., Shadrina H. Імітаційне моделювання добового пульсового сигналу для задачі верифікації алгоритмів роботи систем довготривалого моніторингу, *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (77).* 2019. pp 66-73. doi: 10.20535/RADAP.2019.77.66-73. (*індексується у Web of Science, DOAJ*). - розроблення математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення для імітування добового пульсового сигналу судин людини.

6. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем. *Вісник HTVY "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*, (79). 2019. С. 78-84. doi: 10.20535/RADAP.2019.79.78-84. (*індексується у Web of Science, DOAJ*). – розроблення методу та алгоритму обчислення періоду стохастичного біомедичного сигналу з показниками високої роздільної здатності та швидкодії для використання у біомедичних комп'ютерно-діагностичних системах.

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

7. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Математична модель пульсового сигналу для визначення гемодинамічних показників серцево-судинної системи людини. Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Тернопіль, 2013. С. 15-18. – обґрунтовано застосування енергетичної теорії стохастичних сигналів до вибору математичної моделі пульсового сигналу променевої артерії у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

8. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Актуальність застосування синфазного та компонентного методів щодо аналізу пульсового сигналу судин людини. Матеріали XVII наукової конференції Тернопільського національного технічного

університету імені Івана Пулюя «*Природничі науки та інформаційні технології*» (20-21 листопада 2013 р.). Тернопіль, 2013. Т.1. С. 45. – обґрунтовано застосування синфазного та компонентного методів аналізу пульсового сигналу як періодично корельованого випадкового процесу.

9. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Синфазний метод аналізу пульсового сигналу судин людини. Міжнародна науково-практична конференція SWorld "*Научные исследования и их практическое применение.* Современное состояние и пути развития '2013". Технические науки. Одесса, 2013. Т. 5. С 66-68. – проаналізовано пульсовий сигнал як періодично корельований випадковий процес синфазним методом.

10. Хвостівська Л.В. Компонентний метод аналізу пульсового сигналу судин людини. 18-й Международный молодежный форум «*РАДИОЭЛЕКТРОНИКА И МОЛОДЕЖЬ В XXI веке*». Харків, 2014. Т.1. С 168. – проаналізовано пульсовий сигнал як періодично корельований випадковий процес компонентним методом.

11. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. Матеріали XVIII наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Природничі науки та інформаційні технології»: зб. тез доповідей (29-30 жовтня 2014 р.). Тернопіль, 2014. С. 105-106. – синтезовано структуру інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу

12. Хвостівська Л.В. Аналіз математичних моделей пульсового сигналу. Матеріали Міжнародної науково-технічної конференції «*Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій*» (19–21 травня 2015 р.). Тернопіль, 2015. С.158-159. – проаналізовано відомі математичні моделі пульсового сигналу.

13. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Комп'ютерне імітаційне моделювання пульсового сигналу. Матеріали II Всеукраїнської науково-технічної конференції *"Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування"* (9-10 червня 2015 р.). Тернопіль, 2015. С.107-110. – розроблено математичне, алгоритмічне та програмне забезпечення генератора пульсового сигналу в межах одного серцевого циклу. 14. Хвостівська Л. Фазово-часова структура пульсової хвилі як показник стану ригідності судини людини. Матеріали XIX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя, (м.Тернопіль, 18-19 травня 2016 р.). Тернопіль, 2016. С. 126-127. – проаналізовано варіацію фазо-часових параметрів пульсової хвилі при зміні стану ригідності судини людини.

15. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Верифікація синфазного та компонентного методів аналізу пульсового сигналу. Матеріали XX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя (17-18 травня 2017 року). Тернопіль, 2017 С. 137-138. – запропоновано методи та алгоритми верифікації синфазного та компонентного методів аналізу пульсового сигналу.

16. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Зміно-періодичний корельований випадковий процес. Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування. Матеріали III Всеукраїнської науково-технічної конференції, 8-9 червня 2017 року: збірник тез доповідей. Тернопіль, 2017. С.129-130. – дано розвиток теорії періодично корельованих випадкових процесів як моделей стохастичних сигналів із властивістю змінної періодичності, яка проявляється через динамічні показники фази.

17. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Валідація методів аналізу пульсового сигналу як періодично корельованого випадкового процесу. Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "*Актуальні задачі сучасних технологій*" (м. Тернопіль, 16-17 листопада 2017 р.). Тернопіль, 2017. Том 2. С.177-178. – розроблено метод валідації синфазного та компонентного методів аналізу пульсового сигналу із використанням F-критерію (критерію Фішера).

18. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Якимець Б.В. Комп'ютерна система діагностики функціонального стану судин людини. Збірник тез доповідей VII Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "*Актуальні задачі сучасних технологій*" (Тернопіль, 28–29 листоп. 2018.). Тернопіль : ТНТУ, 2018. Том 2. С.188-189. – розроблено комп'ютерну систему для задачі діагностування функціонального стану судин системи людини.

19. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Осухівська Г.М. Метод визначення періоду пульсового сигналу. Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп 'ютерних технологій*». (20-21 червня 2019 р.). Тернопіль: 2019. С.153-154. – розроблено оптимальний метод обчислення періоду пульсового сигналу на основі процедури обчислення мінімуму функції варіації усереднених значень центрованого сигналу при різних значеннях пробних періодів

20. Хвостівська Л.В., Кравчук А., Хвостівський М.О. Комп'ютерний генератор тестових сигналів пульсової хвилі судин людини. ІІ Всеукраїнська науково-практична конференція молодих вчених та студентів «*Сучасні інформаційні системи та технології*» (30 листопада, 2019 р., м.Херсон). Херсон, 2019. С.106-107. – розроблено комп'ютерний генератор тестових сигналів для генерувати пульсових хвиль різного генезису із різними станами та амплітудночасовими параметрами.

21. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Розвиток математичних моделей та методів аналізу пульсового сигналу для комп'ютерних систем діагностики стану судин людини. Міжнародна науково-практична конференція «*Інформаційні системи та технології в медицині*» (ICM–2019II). Харків, 2019. С. 61-63. – розроблено математичну модель та метод аналізу пульсового сигналу як змінно-періодично корельованого стохастичного процесу для побудови нових алгоритмічних та програмних комп'ютерних систем для діагностики кровоносних судин людини.

3MICT

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	20
ВСТУП	23
РОЗДІЛ 1. МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ	
ТА ЯКІСТЬ РЕЗУЛЬТАТІВ ЙОГО АНАЛІЗУ	31
1.1. Соціально-медичний аспект актуальності роботи	31
1.2. Медичний та технічний аспект роботи	33
1.2.1. Пульсова хвиля як показник стану ригідності судин людини	33
1.2.2. Фотоплетизмографія як метод реєстрації пульсового сигналу	36
1.2.3. Актуальність застосування технічних систем для діагностування	
стану судин людини	38
1.3. Математичний аспект роботи	41
1.3.1. Відомі математичні моделі пульсового сигналу	41
1.3.1.1. Детерміновані математичні моделі пульсового сигналу	41
1.3.1.2. Стохастичні математичні моделі пульсового сигналу	44
1.3.2. Відомі методи аналізу пульсового сигналу	46
1.3.2.1. Кількісний аналіз	46
1.3.2.2. Статистичний аналіз	48
1.3.2.3. Спектральний аналіз	49
1.3.2.4. Вейвлет аналіз	51
1.3.2.5. Спектрально-кореляційний аналіз	52
1.4. Науковий аспект роботи	53
1.5. Висновки до розділу 1	54
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ	55
2.1. Аналіз фазово-часової структури пульсового сигналу як	
індикатора стану судин	55
2.2. Аналіз властивостей пульсового сигналу	57
2.2.1. Визначення періоду пульсового сигналу	57
2.2.2. Детермінований підхід щодо аналізу характеристик пульсового сиг	тналу <u>72</u>

2.2.3.	Стохастичний підхід щодо аналізу характеристик пульсового сигналу	74
2.3.	Періодично корельований випадковий процес як модель	
пульс	сового сигналу	78
2.4.	Висновки до розділу 2	82
PO3J	ЦЛ 3. РЕЄСТРАЦІЯ ТА МЕТОДИ АНАЛІЗУ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ <u>.</u>	83
3.1.	Реєстрація пульсового сигналу методом фотоплетизмографії	83
3.1.1.	Актуальність розробки макету системи реєстрації пульсового сигналу	<u>83</u>
3.1.2.	Синтез структури системи	84
3.1.3.	Схемотехнічна реалізація макету фотоплетизмографічної системи	88
3.1.4.	Реалізація макету системи та результати його роботи	91
3.2.	Методи аналізу пульсового сигналу	94
3.2.1.	Синфазний метод аналізу пульсового сигналу	94
3.2.2.	Компонентний метод аналізу пульсового сигналу	99
3.2.3.	Критерій оцінювання результатів аналізу пульсового сигналу	101
3.3.	Алгоритми аналізу пульсового сигналу та їх складність	101
3.3.1.	Синфазний метод	101
3.3.2.	Компонентний метод	104
3.4.	Висновки до розділу 3	106
РОЗД	ЦЛ 4. ВЕРИФІКАЦІІЯ ТА ВАЛІДАЦІЯ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ	
ПУЛ	ЬСОВИХ СИГНАЛІВ	107
4.1.	Перевірка працездатності методів аналізу пульсового сигналу	108
4.1.1.	Блок-схема перевірки працездатності методів аналізу	108
4.1.2.	Суть верифікації методів аналізу	109
4.1.3.	Аналіз структури пульсового сигналу	111
4.1.4.	Імітаційна модель пульсового сигналу в межах одного періоду	112
4.1.5.	Імітаційна модель пульсового сигналу із урахуванням випадковості	115
4.1.6.	Імітаційна модель пульсового сигналу із урахуванням періодичності	
та ви	падковості	116
4.1.7.	Перевірка методу та алгоритму моделювання пульсового сигналу	118
4.1.8.	Результати імітаційного моделювання пульсового сигналу	122

	19
4.1.9. Результати верифікації методів аналізу	127
4.2. Валідація методів та алгоритмів аналізу пульсових сигналів	132
4.2.1. Результати аналізу емпіричних пульсових сигналів	132
4.2.2. Критерій порівняння результатів аналізу емпіричних та імітованих	
сигналів	134
4.2.3. Результати валідації	136
4.3. Висновки до розділу 4	137
ВИСНОВКИ	139
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	141
ДОДАТКИ	156

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

- АЦП аналого-цифрового перетворювач;
- ВООЗ Всесвітня організація охорони здоров'я;
- ВП вимірювальний перетворювач;
- ПК персональний комп'ютер;
- ПС пульсовий сигнал;
- ПХ пульсова хвиля;
- СКВ середньоквадратичне відхилення;
- ССД серцево-судинна система;
- ССЗ серцево-судинні захворювання;
- ФМ фотоплетизмографічний метод;
- ПКВП періодично корельований випадковий процес;
- ФВЧ фільтр високих частот;
- ФНЧ фільтр низьких частот;
- LF Low frequency;
- VLF Very low frequency;
- HF High frequency;
- UART Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
- USB Universal Serial Bus;
- $B_k(u)$ кореляційні компоненти;

 $b_{\xi}(t,u)$ - параметрична (зсувова) коваріація значень випадкового процесу – в часовий момент *t* та зсунутої на *u* його версії;

 $d_{\xi}, d_{\xi}(t)$ - дисперсія випадкової величини чи випадкового процесу;

- Е символ оператора математичного сподівання;
- E_{ε} енергія випадкового процесу ξ , $t \in D$;
- $E(\bullet)$ теоретико-числова функція ціла частина числа;
- exp(•) експонента (показникова функція);

 $F(\Delta, \Delta')$ - спектральна біміра гармонізовного випадкового процесу – її значення на декартовому добутку $\Delta \times \Delta'$ множин Δ та Δ' ;

f, $f(\bullet)$ - символ функції, трактованої як елемент векторного функційного простору;

f(t) - значення функції $f(\bullet)$ у точці $t \in D$, тобто $f(t) \in M$;

 $H(\bullet)$ - функція (стрибок, сходинка) Гевісайда;

Н - абстрактний гільбертів простір;

 H_{0}, H_{1} - статистичні гіпотези;

L(D; S) - простір функції на множині D, інтегровних за мірою S;

 M, M_t, M_u - символ усереднення (по змінній t) на числовій осі;

 $m_{\xi}, m_{\xi}(t)$ - математичне сподівання випадкової величини чи випадкового процесу;

 m_k - k-а компонента матсподівання періодично корельованого випадкового процесу;

 P_{ξ} - середня (на числовій осі) потужність випадкового процесу $\xi(t), t \in \mathbf{R}$;

R(u) - коваріація стаціонарного випадкового процесу його значень, віддалений одне від одного на u:

R - множина дійсних чисел;

 $r_{\xi}(u)$ - кореляція значень випадкового процесу у момент u;

r(t,s) - коваріація значень випадкового процесу у момент t та s.

sup - нижня межа (грань) множини дійсних чисел;

U - унітарний оператор зсуву на числовій осі;

 \mathbf{Z}, \mathbf{Z}_+ - множина всіх і відповідно підмножина додатніх цілих чисел;

 ξ - випадкова величина;

Т - період функції або сигналу;

 Δt - крок дискретизації;

 ψ - випадкове число;

 $\xi_k(t)$ - стаціонарні компоненти ПКВП;

 $\hat{\sigma}_{\xi}(ullet)$ - середньоквадратичне відхилення;

 $\delta(ullet)$ - дельта функція Гевісайда-Дірака;

є - клас випадкових процесів скінченої енергії;

 π^{T} - клас періодично корельованих з тим самим періодом корельованості T випадкових процесів скінченої середньої потужності;

∪ - об'єднання множин.

ВСТУП

Актуальність теми. За даними ВООЗ та Всесвітньої федерації серця на 2020 р., показники смертності від захворювання серцево-судинної системи у світі займають перше місце (31% від усіх захворювань) [17]. В розподілі захворювань серцево-судинної системи значна частка належить інфарктам (45%) та інсультам (29%) першопричинами розвитку яких є змінна еластичності судин, зумовлена змінною їх ригідності (жорсткості) [16]. Зміна ригідності судин відбувається під дією таких факторів ризику, як порушений ліпідний обмін, артеріальна гіпертонія, цукровий діабет, забруднення довкілля, шкідливі звички, емоційні стреси, генетична спадковість та інші. Тому, важливою проблемою сучасної медицини є зменшення показників смертності від розвитку ригідності судин шляхом своєчасної діагностики та профілактики захворювання.

Регулярна та своєчасна діагностика стану судин людини за пульсовим сигналом (ПС) забезпечує процедуру відстеження динаміки розвитку їх захворювання (Лебедев П.А., Буничева А.Я., Айвар Ю.П., Мухин С.И., Злепко С.М., Павлов С.В., Михайлов Н.Ю., Рибін О.І., Шарпан О.Б., Сторчун Ю.Є., Кожем'яко В.П., Тимчик Г.С., Мужицька Н.В., Webster J.G., Млинко Б.Б. та інші).

Застосування фотоплетизмографічного методу (ФМ) щодо реєстрації ПС на відміну від сфігмографії, флебосфігмографії, плетизмографії забезпечує повну неінвазивність, високу роздільну здатність та точність, можливість подальшого аналізу, візуалізацію та добовий моніторинг [63].

Фотоплетизмографічні системи (оптоелектронний діагностичний комплекс (Україна), Endo-Pat2000 (Ізраїль), ELACAT (Німеччина), ЭЛДАР (Pociя), PulseTrace PCA2 (США), Senzio (Голандія) та інші), які реалізовано на ФМ, інформативних забезпечують процес формування (діагностичних) ознак (амплітудно-часові параметри хвиль ПС, індекс відбивання, швидкість поширення ΠC, амплітудно-частотна інлекс жорсткості, характеристика, оцінка математичного сподівання) як показників стану судин людини.

Ефективність та кількість інформативних ознак, які формують фотоплетизмографічні системи про стан судин визначаються адекватністю математичної моделі та розроблених на її основі методів аналізу ПС та відповідного програмного забезпечення.

Математичні моделі ПС, які використано у відомих фотоплетизмографічних системах, побудовані на базі детермінованого та стохастичного підходів, зокрема:

- детерміновані моделі: синусоїда з експоненційним затуханням (Акулов В.А.) [4]; лінеаризовані рівняння Нав'є-Стокса в циліндричних координатах (Благітко Б., Пирогов О., Заячук І.) [10]; гармонічна трифазна модель (В.В.Гніліцький, Н.В. Мужицька) [19]; гармонічний осцилятор з експоненціальним затуханням (Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н.) [53,54]); рівняння Кортевега Де Фриза та методу Хірота (Дармаєв Т.Г., Цибіков А.С, Хабітуєв Б.В.) [22];

- стохастичні моделі: адитивна суміш детермінованої і випадкової складових (Черненко А.И., Самков С.В.) [75]; стаціонарний випадковий процес (Клецкін С.З., Баєвский Р.М., Кирилов О.И.) [8]; лінійний випадковий процес (Марченко Б.Г., Фриз М.Є., Млинко Б.Б.) [47]; адаптивна негармонічна модель (Han-Kuei Wu, Hau-Tieng Wu, Chun-Li Wang, Yueh-Lung Yang, Tung-Hu Tsai, Wen-Hsiang Wu, Hen-Hong Chang) [122]; лінійний періодичний випадковий процес (Млинко Б.Б., Пастух О.А., Фриз М.Є.) [48,57,58,60]).

Неврахування у структурах відомих моделей кореляційної взаємопов'язаності між різними хвилями (циклами) однієї і тієї ж реалізації ПС не уможливлює відстеження динаміки зміни фазово-часової структури з метою виявлення змін у функціонуванні судин людини, зокрема ригідності, на початкових стадіях розвитку захворювання.

Наведені аргументи вказують на актуальність наукового дослідження, яке полягає в обґрунтуванні математичної моделі пульсового сигналу та розробленні на її основі методів аналізу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем шляхом впровадження в область діагностики стану судин людини нових інформативних ознак як показників ригідності.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота є складовою частиною наукової роботи Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Окремі результати роботи були отримані при виконанні наукової теми ВК 51-15 – «Методи та засоби виявлення патологічних станів для систем медичного контролю функціонального стану організму людини», інвентарний номер державної реєстрації № 0115U002455, 2015-2017 рр. Дисертанту належить розробка програмного забезпечення та статистичного аналізу пульсових сигналів та проведені серії статистичних експериментів.

Мета і задачі дослідження. Метою дослідження є обґрунтування математичної моделі та розроблення методів аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем. Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Проаналізувати стан справ та тенденції розвитку математичних моделей пульсового сигналу та методів їх аналізу для обґрунтування напрямку наукового дослідження.

2. Обґрунтувати структуру математичної моделі пульсового сигналу для розв'язання задачі дослідження динаміки зміни фазо-часових параметрів як чутливого показника стану ригідності судин.

3. Розробити методи та алгоритми аналізу пульсового сигналу на основі обґрунтованої математичної моделі зорієнтованих на підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем шляхом отримання нових інформативних ознак як індикаторів стану ригідності судин.

4. Розробити методи та алгоритми верифікації і валідації методів аналізу пульсового сигналу для обґрунтування вибору рішення про затвердження їх результатів.

5. Розробити дослідний макет фотоплетизмографічної системи та програмне забезпечення для комп'ютерного моделювання пульсових сигналів та верифікації і валідації результатів його статистичного аналізу.

Об'єкт дослідження: процес моделювання та аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем.

Предмет дослідження: математична модель та методи аналізу пульсового сигналу, їх властивості та можливості для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем.

побудовано Методи дослідження на основі енергетичної теорії стохастичних сигналів. а саме застосовність періодично корельованого випадкового процесу для обґрунтування математичної структури пульсового сигналу і його оцінювання, статистичної теорії вибору та прийняття рішень при верифікації і валідації методів аналізу пульсового сигналу. Для реалізації алгоритмів аналізу у виді програмного забезпечення застосовано середовище MATLAB R2014a.

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Вперше обґрунтовано математичну модель пульсового сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, що уможливило врахування кореляційної взаємопов'язаності між різними хвилями (циклами) однієї і тієї ж його реалізації для відстеження динаміки зміни фазо-часових параметрів як чутливого показника стану ригідності судин, чим підвищено інформативність результатів аналізу пульсового сигналу.

2. Вперше розроблено обчислювальний метод оцінювання періоду пульсового сигналу на основі процедури пошуку мінімуму функції варіації середніх значень центрованого сигналу, чим підвищено точність аналізу сигналу у складі фотоплетизмографічних систем за рахунок зменшення розмитості обчислених оцінок інформативних ознак.

3. Вперше обґрунтовано застосування в області діагностики стану судин людини інформативних ознак пульсового сигналу – кореляційних компонент, які адекватно відображають стан ригідності судин.

4. Розроблено імітаційну модель пульсового сигналу як періодично подовжені в часовому просторі суми двох часозміщених функцій нормального (гаусового) розподілу з врахуванням властивостей періодичності (циклічності),

стохастичності амплітудних та фазо-часових показників, що уможливило верифікувати методи та алгоритми аналізу.

Практичне значення одержаних результатів. Полягає у тому, що на базі запропонованої моделі пульсового сигналу удосконалено відомі методи та алгоритми його аналізу, які дають змогу підвищити інформативність фотоплетизмографічних систем шляхом запровадження в галузь діагностики стану судин нового класу чутливо-інформативних ознак у виді кореляційних компонент. Розроблена комп'ютерна імітаційна модель пульсового сигналу є придатною для тестування (верифікації) алгоритмів аналізу даних, одержаних у медичних установах.

Результати дисертаційних досліджень впроваджено при виконанні наукових досліджень:

- в ТзОВ «Медичний центр ВІТАМІН» – методика відбору та аналіз пульсових сигналів для оцінювання функціонального стану судин людини при проведенні комплексного медико-біологічного дослідження.

- у навчальному процесі Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя – математичне, алгоритмічне та програмне забезпечення пульсового сигналу для виявлення інформативних ознак щодо визначення стану серцево-судинної системи людини.

Акти впроваджень наведено в Додатку Г до дисертації.

Особистий внесок. Основні результати, які становлять суть дисертаційної роботи, отримані дисертантом самостійно. У працях, опублікованих у співавторстві, дисертанту належить: у праці [1] – обґрунтування застосування енергетичної теорії стохастичних сигналів для вибору математичної моделі сигналів пульсової природи у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу; у працях [2,7] – обґрунтування структури математичної моделі пульсового сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу; у працях [2,7] – обґрунтування структури математичної моделі пульсового сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу; у працях [3,11] – розроблення дослідного макету інформаційної системи для реєстрації та обробки пульсового сигналу; у працях [4,13] – розроблення математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення для імітування

пульсового сигналу судин людини; у праці [5] – розроблення математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення для імітування добового пульсового сигналу судин людини; у працях [6,19] – розроблення методу та алгоритму обчислення періоду стохастичного пульсового сигналу з показниками високої роздільної здатності та швидкодії для використання у біомедичних комп'ютернодіагностичних системах; у праці [8] – обґрунтовано застосування синфазного та компонентного методів до аналізу пульсового сигналу ЯК періодично корельованого випадкового процесу; у праці [9] – проаналізовано пульсовий сигнал як періодично корельований випадковий процес синфазним методом; у праці [10] – проаналізовано пульсовий сигнал як періодично корельований випадковий процес компонентним методом; у праці [12] – проаналізовано відомі математичні моделі пульсового сигналу; у праці [14] – проаналізовано варіацію фазо-часових параметрів пульсової хвилі при зміні стану ригідності судини людини; у праці [15] – запропоновано методи та алгоритми верифікації синфазного та компонентного методів аналізу пульсового сигналу; у праці [16] – дано розвиток теорії періодично корельованих випадкових процесів як моделей стохастичних сигналів із властивістю змінної періодичності; у праці [17] – розроблено метод валідації синфазного та компонентного методів аналізу пульсового сигналу із використанням F-критерію (критерію Фішера); у праці [18] - розроблено комп'ютерну систему для задачі діагностування функціонального стану судин системи людини; у праці [20] – розроблено комп'ютерний генератор тестових сигналів для генерувати пульсових хвиль різного генезису із різними станами та амплітудно-часовими параметрами; у праці [21] – розроблено математичну модель та метод аналізу пульсового сигналу як змінно-періодично корельованого стохастичного процесу для побудови нових алгоритмічних та програмних комп'ютерних систем для діагностики кровоносних судин людини.

Апробація результатів дисертації. Викладені в дисертаційній роботі результати доповідалися і обговорювалися на всеукраїнській науково-технічній конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, м. Тернопіль, 2013; XVII науковій конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Природничі науки та інформаційні технології», м. Тернопіль, 2013; Міжнародній науково-практичній конференції SWorld "Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития '2013", м. Одеса, 2013; 18-ому Міжнародному молодіжному форумі «РАДИОЭЛЕКТРОНИКА И МОЛОДЕЖЬ В XXI веке», м. Харків, 2014; XVIII науковій конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Природничі науки та інформаційні технології», м.Тернопіль, 2014; ІІ Всеукраїнській науково-технічній конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» Тернопільського національного технічного університету ім. І.Пулюя, м.Тернопіль, 2015р.; Міжнародній науково-технічній конференції «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій», м.Тернопіль, 2015; XIX науковій конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя, м.Тернопіль, 2016; ХХ науковій конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя, м. Тернопіль, 2017; III Всеукраїнській науково-технічній конференції, м. Тернопіль, 2017; VI Міжнародній науково-технічній конференції молодих учених та студентів "Актуальні задачі сучасних технологій", м. Тернопіль, 2017; VII Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "Актуальні задачі сучасних технологій", м. Тернопіль, 2018; IV Міжнародній науково-технічній конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій, м. Тернопіль, 2019; II Всеукраїнській науково-практичній конференції молодих вчених та студентів «Сучасні інформаційні системи та технології», м.Херсон, 2019; Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні системи та технології в медицині» (ICM-2019II), м.Харків, 2019.

В цілому робота доповідалася на науковому семінарі кафедри економікоматематичного моделювання та інформаційних технологій Національного університету «Острозька академія» (м. Острог) та науковому семінарі Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (м. Тернопіль).

Публікації. Основні результати досліджень, шо відображені V дисертаційній роботі, опубліковано у 21 наукових працях: з них у 6 статтях, що входять до переліку наукових фахових видань України з технічних наук (2 з яких у виданнях, що зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування «Web of Science, «DOAJ»), 3 статті в міжнародних (зареєстровані у наукометричних періодичних виданнях базах даних 3 міжнародним індексом цитування («Index Copernicus», «Google Scholar»), 2 статті в міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування («Polish Scholarly Bibliography»), 1 стаття в міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування («Ulrich's Web Global Serials Directory», «Infobase Index», «Inspec», «Open Academic Journals Index», «CiteFactor» і «Scientific Indexing Services») та 15 тез доповідей у працях міжнародних та всеукраїнських наукових та науково-технічних конференцій.

РОЗДІЛ 1

МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ТА ЯКІСТЬ РЕЗУЛЬТАТІВ ЙОГО АНАЛІЗУ

В розділі наведено результати аналізу розвитку математичного моделювання ПС та методів їх аналізу для виявлення своєчасних змін у функціонуванні судин людини, зокрема їх ригідності (жорсткості) як першопричини смертності від захворювань ССС.

Виявлено, що відомі інформативні (діагностичні) параметри ПС (формуються діагностичними системи шляхом аналізу ПС на базі математичних моделей та методів їх аналізу) як показники рівня ригідності судин – часові та частотні характеристики не враховують викликані зміни у часі діагностично цінних параметрів (важливо для своєчасної діагностики та профілактики судин).

Аналіз робіт з дослідження стану судин показав, що динаміка зміни фазочасової структури ПС на кожному періоді (серцевому циклі) слугує чутливим діагностичним параметром при своєчасному виявленні змін у ригідності судин.

Показана необхідність концепції і принципів побудови математичної моделі ПС та методів її аналізу для розв'язання задачі дослідження динаміки зміни фазочасових параметрів як чутливого показника стану ригідності судин.

1.1. Соціально-медичний аспект актуальності роботи

За даними ВООЗ та Всесвітньої федерації серця на 2020 р., смертність у світі в розрізі усіх захворювань ССС займає перше місце (31%) для жінок і чоловіків (рис.1.1) [17].

В розподілі захворювань ССС, вагома частка належить інфарктам (45%) та інсультам (29%) першопричиною яких є така патологія як змінна параметрів еластичності судин під впливом зміни їх ригідності (жорсткості) [17].

За даними ВООЗ встановлено, що розвиток ригідності судин відбувається під впливом соціальних та екологічних факторів ризику, основними з яких є

забруднене довкілля, фізичні перенавантаження, шкідливі звички, емоційні стреси, нераціональне харчування та інші.



Рис.1.1. Світові показники захворювання та смертності від захворювань ССС [17]: а) розподіл захворювань; б) глобальний розподіл смертності

Аналіз праць [17,67] показав, що однією з основних проблем сучасної медицини є задача зниження рівня показнику смертності пов'язаного із розвитком ригідності судин (3), який відбувається під дією впливу екологічних та соціальних факторів ризику (1) на людський організм (2), шляхом своєчасної діагностики захворювання (4) при використанні технічних засобів та запобігання розвиткові захворювання відповідними профілактичними заходами (5) (рис.1.2).



Рис.1.2. Структура вирішення проблеми сучасної кардіології

1.2. Медичний та технічний аспекти роботи

1.2.1. Пульсова хвиля як показник стану ригідності судин людини

В період скорочення м'язу серцевого (систоли) потік крові виштовхується в напрямку з серця до аорти і артерій, що відходять від неї [39,67,74,79,80,119,124]. За умови повної ригідності судин швидкість передачі тиску крові від серця до периферійної системи становитиме швидкості звуку [79,119].

Пружні властивості стінок судин забезпечують процес розтягування артерій, аорти та артеріол в часовий проміжок систоли коли кров виштовхується серцем, а саме великі судини будуть сприймати більшу частину крові, на відміну від периферійної системи. Систолічний тиск для фізіологічної норми приблизно рівний 16 кПа [38,46]. При розслабленні серця (період діастоли) відбувається процес звуження розтягнених кровоносних судини, і передана ними кров від серця їм потенційна енергія трансформується у кінетичну енергію руху в середовищі крові з рівнем діастолічного тиску близько 11 кПа [41,46,67,74]. Хвиля підвищеного тиску у період систоли, яка поширюється в аорті та артеріях в часовий проміжок викиду її з лівої зони шлуночка серця має назву пульсової хвилі (ПХ) (рис.1.3).



Рис. 1.3. Поширення пульсових хвиль в судинах людини [79]: а – клапан аортальний є відкритим; б, в – клапан аортальний є закритим; 1 – спрямування тиску крові; 2 – нерозширена стінка судини; 3 – розширена стінка судини

ПХ формується за рахунок того, що в період систоли викидання лівим шлуночком кров'яного потоку в аорту під високим тиском першочергово спричиняє розтягування найближчого до нього відділу аорти і приріст напруженості в його стінках (рис. 1.3, а) [79]. При зменшенні швидкості вигнання крові з зони серця значення тиску у зоні розтягнення починає зменшуватися, а розтягнені стінки стягуються і повертаються в стан рівноваги, штовхуючи кров далі за напрямом і викликаючи розтягування наступної ділянки (зони) аорти (рис. 1.3, б) [79]. Такий процес поширення кров'яного тиску триває до кінцевих зон розгалуження артеріол і артерій, де струм пульсацій змінюється неперервно та поступово заникає (рис. 1.3, в) [79].

Під час реєстрації зміни (варіації) об'ємів V1 (напрям руху крові від серця) та V2 (напрям руху крові до серця) судин (рис.1.4,а) в зафіксованій точці впродовж деякого часу *t* спостерігається варіація значень об'єму судини у вигляді ПХ в межах *n*-ого серцевого циклу (рис.1.4,6) [15,39,50].



Рис. 1.4. Зміна об'ємів V1 (рух крові від серця) та V2 (рух крові до серця) судин у залежності від кровонаповнення:

(a) – варіації об'єму судин при русі крові; (б) – залежність об'єму кровонаповнення судин від часу спостереження *t*

В межах одного серцевого циклу ПХ (рис.1.4,б) залежно від напряму руху крові містить у своїй структурі пряму (рух крові від серця) та відбиту (рух крові до серця) хвилі (рис.1.5) [15,16,39,50].



Рис.1.5. Узагальнена структура ПХ в межах одного серцевого циклу [15,39,50]

Конфігурація коливального об'єму ПХ має пряму залежність від ригідності артерій і судинного тонусу. Ригідність артерій, яка спричинена втратою еластичності, є найголовнішим фактором, що призводить до додатного приросту швидкості поширення ПХ [6,7,51,64,83,110,113,123,125].

Виявлено, що зміна показників судинної ригідності спричиняє часові зсуви ПХ (рис.1.6, б,в) по відношенню до стану початкового (рис.1.6, а) шляхом зміни кров'яної швидкості.



Рис.1.6. Залежність фазо-часових показників ПХ відбитої від зміни судинної ригідності: а) стан початку; б) додатній приріст швидкості кровотоку при підвищенні ригідності судин; в) негативний приріст швидкості кровотоку при зниженні ригідності судин [43,77]

При додатному прирості швидкості кровотоку як індикатора чутливості зміни судинної ригідності відмічається часовий зсув фази ПХ відносно стану

початку (рис.1.6,а) в напрямку додатному (рис.1.6,в), а в іншому випадку – у напрямку від'ємному (рис.1.6,б). Констатування такого факту вказує на актуальність дослідження варіацій у фазо-часовій структурі ПХ (рис.1.6) як показника чутливості змін ригідності судин.

1.2.2. Фотоплетизмографія як метод реєстрації пульсового сигналу

Пульсовий сигнал або сигнал пульсової хвилі – процес поширення пульсових хвиль впродовж деякого часового проміжку [3,7]. Для організації процесу реєстрації ПС застосовують низку методів неінвазивного типу, а саме пряму та об'ємну сфігмографію, плетизмографію, флебосфігмографію, фотоплетизмографію (рис.1.5) та реографію, яким є притаманна низка переваг та недоліків [2,3,5,23,63,65,68,70,72]. За результатами аналізу вище наведених методів реєстрації ПС відзначено, що фотоплетизмографічний метод (ФМ) по відношенню до інших неінвазивних методів реєстрації водночас забезпечує повну неінвазивність, високу роздільну здатність та точність, можливість подальшої обробки, добовий моніторинг та візуалізацію [3,23,63,65,72].

ФМ базований на принципі вимірювання фотоприймальним блоком (приймачем) інтенсивності $I_2 = I_{21} + I_{22}$ (I_{21} і I_{22} – відбитті інтенсивності від вен і артерій) (рис.1.7,б) відбитого (віддзеркаленого) від поверхні судин або пройденого скрізь них розсіювання променю I_1 , що формується світловим джерелом (ІЧ-випромінювач) з значенням інтенсивності I_1 (рис.1.7,а) [2,5,72].



Рис. 1.7. Основи реєстрації ПС ФМ: (а) – процеси відбивання променів світла від поверхонь судин; (б) – процес варіації інтенсивностей I_{21} і I_{22} відбивання (віддзеркалення) променю світла від поверхні судин впродовж часу t (ПС) [2,5]
За результатом аналізу методу фотоплетизмографії встановлено, що при збільшенні об'єму кровонаповнення судин V_1 і V_2 інтенсивність відбитого світлового променю I_2 збільшується, а в іншому випадку зменшується за рахунок зміни відстані між приймачем та досліджуваними судинами [72]:

$$I_{2}(V_{1},V_{2}) = \begin{cases} I_{2} + \Delta I, & V_{1} + dV, V_{2} + dV \\ I_{2} - \Delta I, & V_{1} - dV, V_{2} - dV \end{cases}$$
(1.1)

де V_1 і V_2 - об'єми артерії та судини; dV – приріст об'єму кровотоку.

dI – приріст інтенсивності відбивання променю світла;

Процеси поглинання або відбивання променю світла в своїй залежності від часу складаються з двох складових: пульсуюча (періодична) складова, яка зумовлена зміною об'ємів венозної і артеріальної крові під час серцевих скорочень і "постійну" складову, яка залежить від частки світлового потоку, що є поглинений під час вимірюваного пульсового циклу в період діастоли, і оптичних характеристик крові, біологічної тканини та кісток (рис.1.8) [3,5,127].



Рис.1.8. Складові поглинання світлового променю при ФМ [3,5,127]

У загальному випадку форми ПС різних пацієнтів можуть істотно розрізнятися по набору наявних в межах основного періоду локальних хвиль, їх вираженості, значенням максимумів, мінімумів та часу їх досягнення.

1.2.3. Актуальність застосування технічних систем для діагностування стану судин людини

Науковцями медичного (Айвар Ю.П. [2], Буничева А.Я., Мухин С.И. [13,14], Лебедев П.А. [44], Ходарева Н.К. [108] та інші) та технічного (Михайлов Н.Ю. [49,108], Павлов С.В. [65,66,72], Рибін О. І. [71,31], Шарпан О.Б. [71,83,84], Кожем'яко В.П. [66,72], Сторчун Ю.Є. [76], Мужицька Н.В. [61,62], Тимчик Г.С. [61], Webster J.G. [126,127] та ін.) спрямувань встановлено, що процедура діагностики станів судин людини за ПС уможливлює своєчасне виявлення змін у функціонуванні судин людини.

У діагностичних системах, які реалізовані на ФМ, вимірювальні перетворювачі (ВП) артеріальної пульсації крові базовані на методі фотометрії [3,5,49,72,81]. В основі фотометричних методів покладено здатність біологічної тканини змінювати ступінь поглинання або відбиття світлового пучка, що проходить крізь неї [3,5,78,81]. Відповідно до закону Бугера-Ламберта-Бера [3,5] поглинання світла в об'єкті з однорідними оптичними властивостями залежить від товщини шару, через який це випромінювання проходить (рис.1.9) [3,5,81]:

$$I_2 = I_1 \cdot e^{-a_\lambda l}, \tag{1.2}$$

де I_1 і I_2 – інтенсивність падаючого та відбитого світлового променю;

 α_{λ} - коефіцієнт світлопоглинання (залежить від довжини хвилі випромінювання та оптичних властивостей тканини); *l* - товщина тканини.



Рис.1.9. Принцип дії закону Бугера-Ламберта-Бера в задачі фотоплетизмографії

Згідно з законом Бугера-Ламберта-Бера (1.2) [3,5] відбивання світлового інтенсивністю *I*₂ залежатиме випромінювання від товщини <u>ii</u> тканини, внутрішньої структури, розмірів кровоносних судин і спектрального складу джерела світла інтенсивністю *I*₁. Із урахуванням фізичних аспектів закону Бугера-Ламберта-Бера узагальнена схема структурна фотоплетизмографічної системи (рис.1.10) вимірювального складається 3 перетворювача (джерело випромінювання і фотоприймач), формувача сигналу, підсилювача сигналу та блоку обробки сигналу [3,5,7].



Рис.1.10. Узагальнена структурна схема фотоплезмиграфічної системи, яка реалізована на ФМ [3,5,7]

Приклад реалізації експериментально зареєстрованого ПС пацієнта в стані норми зображено на рис.1.11.



Рис.1.11. Реалізація пульсового сигналу пацієнта в стані норми [51]

Застосування фотоплетизмографічних систем (оптоелектронний діагностичний комплекс (України, патент №6871 [66]), Endo-Pat2000 (Ізраїль),

ELACAT (Німеччина), PulseTrace PCA2 (США), ЭЛДАР (Росія), Senzio (Голандія) та низка інших), які базуються на ФМ, для задачі діагностики станів ригідності судин людини формують корисну інформацію, яка відображається у вигляді сформованих інформативних (діагностичних) ознак (амплітудно-часові хвиль ПС, швидкість поширення хвилі, індекс відбивання та жорсткості, амплітудні спектри та оцінки математичного сподівання) (рис.1.12).



Рис.1.12. Інформативність фотоплетизмографічних систем

Відомі інформативні ознаки, які формують відомі фотоплетизмографічні системи (рис.1.12) шляхом аналізу ПС, не дають змогу відстежити динаміку зміни ригідності судин в часі на кожному серцевого циклу (задає періодичність сигналу), що є важливим при вирішенні проблеми своєчасної діагностики.

В сучасних фотоплетизмографічних системах аналіз ПС втілюється у ланках «ПС-математична модель-метод аналізу-алгоритм-програма-інформативні ознаки» [3,5,30,24,30,49,66,81,115].

Методи аналізу ПС в фотоплетизмографічних системах визначаються їх математичною моделлю. На основі методів здійснюється побудова алгоритмів та програмного забезпечення, які здійснюють процедуру аналізу ПС з метою формування інформативних (діагностичних) ознак як індикаторів стану судин. За

отриманими інформативними ознаками ПС лікар приймає рішення щодо стану ригідності судин: норма чи патологія.

При цьому вибір структури математичної моделі ПС є ключовим фактором (ядром): вона (модель) має поєднувати у своїй структурі істотні з погляду розв'язуваних задач властивості досліджуваних біооб'єктів, застосовувати їх при дослідженнях - теоретичних і експериментальних, та бути підставою для обробки та тлумачення їх результатів (норма чи патологія).

Отже, кількість та ефективність діагностичної інформації, яку формують фотоплетизмографічні системи про стани ригідності судин першочергово визначаються адекватністю структури математичної моделі досліджуваних ПС.

1.3. Математичний аспект роботи

1.3.1. Відомі математичні моделі пульсового сигналу

Серед відомих математичних моделей ПС виділено два типи - стохастичні та детерміновані. В розрізі детермінованих математичних моделей ПС [4,10,19,53,54] виділено фізико-математичну модель, періодичну функцію та заникаючий осцилятор, які дають змогу описати форму сигналу в межах одного циклу (періоду). Такі моделей ПС в міру їх спрощеності та ідеалізованості (незмінності) характеру не часто застосовуються при розробці програмного забезпечення (ПЗ) для медико-технічних систем при формуванні інформативних ознак.

На сьогодні використання стохастичних моделей ПС, які включать у свої структури детерміновані моделі, при розробці ПЗ медико-технічних систем є найбільш поширеним.

1.3.1.1. Детерміновані математичні моделі пульсового сигналу

Відомі детерміновані математичні моделі ПС реалізовано на принципах природи його породження (генезису) та часово-просторової структури.

У праці [10] використано модель генезису ПС у вигляді фізико-математичної моделі як лінеаризовані (нелінійні) рівняння Нав'є-Стокса в циліндричних

системах координат, за припущенням, що кров є ньютонівською, а її рух – осесиметричним та ламінарним [10]:

$$\frac{\partial v_r}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial r} + v \left\{ \frac{\partial^2 v_r}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_r}{\partial r} - \frac{v_r}{\partial r} + \frac{\partial^2 v_r}{\partial x^2} \right\},$$

$$\frac{\partial v_x}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + v \left\{ \frac{\partial^2 v_x}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_x}{\partial r} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial x^2} \right\}$$
(1.1)

де p – тиск; ρ – густина крові; v – динамічна в'язкість; v_r і v_x – осьова та радіальна складові вектора швидкості; t – показник часу; r, x – радіальна та осьова координати.

Вираз (1.1) здійснює пов'язування швидкості поширення хвиль тиску в судинах, параметрів тонкостінної оболонки та крові у стані спокою в межах періоду.

Серед моделей часово-просторової структури ПС виділено періодичні функції та їх розкладання в ряди Фур'є. У праці [4] стверджують, що кров поширюється у судині вздовж осі з певною швидкістю V, а її в'язкість та пружні властивості судинних стінок знижують амплітуду ПС у відповідності до експоненційного закону. З урахуванням такого ствердження у праці [4] модель ПС подано у вигляді синусоїди з ознаками експоненційного заникання:

$$V = B \exp(-\alpha t) \sin(\omega t), \qquad (1.2)$$

де *w* - кругова частота; *V* – швидкість крові; *t* – показник часу;

 α – коефіцієнт згасання хвилі; *В* – максимальне значення амплітуди ПС.

Вираз (1.2) відображає структурну форму ПС та показники швидкості потоків крові в межах часового періоду.

У праці [19] авторами ПС подано як гармонічну трифазну модель (сукупність компонент ПС як гармонічних коливань в фази систоли, діастоли та пресистоли), яка відображає природу породження пульсацій в системі кровообігу в межах періоду:

$$p = p_a + p_0 \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) + 1.5 p_0 \left| \sin \frac{\omega}{2} \left(t - \frac{x}{v} + \tau' \right) \right| + 1.5 p_0 \left| \sin \frac{\omega}{2} \left(t - \frac{x}{v} - \tau'' \right) \right|, \quad (1.3)$$

де p_0 – амплітуда ПХ; t – час; ω – кутова частота; v – швидкість ПХ; x – відстань між заданою точкою судини до серця; t' – часова різниця між моментом появи систолічних і дикротичних складових; t'' – часова різниця між моментом появи систолічної і пресистолічної складових.

У працях [53,54], враховуючи заникаючо-коливний характер варіативності об'єму кровонаповнення судини в точці виміру під дією вимушеної сили, модель ПС подано у вигляді гармонічного осцилятора (диференціального рівняння 2-го порядку) в межах одного квазіперіода:

$$\ddot{x}(t) = k_1 \cdot \dot{x}(t) + k_2 \cdot x(t) = A(\Phi(t) - \Phi(t - T)), \qquad (1.4)$$

де x(t) – зміщення стінки артерії в місті виміру, x(t)=0 при t<0; $\Phi(t)$ –одинична асиметрична функція;

А і *Т* – амплітуда та час дії вимушеної сили.

Михайловим Н.Ю. у праці [54] операторним методом отримано аналітичний розв'язок виразу (1.4) як модель ПС, яка містить *N* квазіперодів (кардіоциклів):

$$x(t) = \sum_{i=0}^{N-1} \frac{A_i}{k_2} \begin{bmatrix} \Phi(t - \tau_i) - g_2(t - \tau_i) - \\ \Phi(t - \tau_i - T_i) + \\ g_2(t - \tau_i - T_i) \end{bmatrix} + g_3(t) + g_4(t), \quad (1.5)$$

де A_i - амплітуда *i*-ої одиничної асиметричної функції; T_i - часовий проміжок дії сили в межах *i*-го карідоциклу (квазіперіоду); N – загальна кількість серцевих циклів; τ_i - час початку *i*-та асиметричної одиничної функції.

Вираз (1.5) як модель ПС враховує його заникаючо-коливний характер в межах кожного кардіоциклу та періодичність, яку зумовлює робота серцевосудинної системи.

Детерміновані моделі ПС (1.1-1.5) не дають змоги врахувати у своїх структурах випадкового характеру, що є властивим для даних сигналів такої природи їх породження.

Із урахуванням того, що ПС за механізмом природи породження є випадковим, тому побудова структури його математичної моделі має передусім базуватися на принципах стохастики.

1.3.1.2. Стохастичні математичні моделі пульсового сигналу Серед стохастичних моделей ПС виділено моделі у вигляді:

1) стаціонарний стохастичний процес (враховує стохастичність ПС) [8]:

$$\xi(t), t \in \mathbb{R} \,, \tag{1.6}$$

де $\xi(t)$ - ПС в якого кореляційна функція $R_{\xi}(t,s) = R_{\xi}(t-s)$ та матсподівання $m_{\xi}(t) = const$;

2) адитивна суміш (сума) детермінованої та стохастичної (випадкової) складових (враховує стохастичність (випадковість) ПС) [75]:

$$\xi(t) = s(t) + n(t), \qquad (1.7)$$

де s(t) та n(t)- детермінована та випадкова складові ПС;

лінійний випадковий процес забезпечує врахування випадковості ПС
 [47]:

$$\xi(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(\tau, t) d\pi(\tau), \qquad (1.8)$$

де $\varphi(\tau,t)$ – ядро, що характеризує відбиті світлові імпульси; $\pi(\tau)$ –процес породження, що характеризує їх інтенсивності та часові моменти появи імпульсів;

4) лінійний періодичний випадковий процес (ЛПВП) [48,57,58,60] забезпечує врахування випадковості та періодичності ПС):

$$\xi(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(\tau, t) d\pi(\tau), \qquad (1.9)$$

де $\varphi(\tau,t)$ – періодична функція, $\varphi(\tau,t) = \varphi(\tau+T,t+T); \quad \pi(\tau)$ - процес з незалежними приростами періодичними з часовим періодом *T*.

Автори Chun-Li Wang, Han-Kuei Wu, Hau-Tieng Wu, Yueh-Lung Yang, Tung-Hu Tsai, Hen-Hong Chang, Wen-Hsiang Wu, у своїй праці [122] подають математичну модель ПС у вигляді адаптивної негармонічної функції:

$$Y(t) = A(t)s(\phi(t)) + \sigma(t)\Phi(t), \qquad (1.10)$$

де $A(t)s(\phi(t))$ - адаптивна негармонічна модель ПС;

σ - плавно мінлива плавна функція, яка кількісно визначає можливу нестаціонарність у процесі збору даних. Ф - стаціонарний випадковий процес з одиницею стандартного відхилення, що описує шум.

Таблиця 1.1

Властивість	Моделі пульсового сигналу								
	Детермінована			Стохастична					
	Лінсаризовані рівняння Навє -Стокса в циліндричних координатах	Синусоїда з експоненційним затуханням	Гармонічна трифазна модель	Гармонічний осцилятор	Стаціонарний випадковий процес	Адитивна суміш детермінованої та випадкової складових	Лінійний випадковий процес	Адаптивна негармонічна модель	Лінійний періодичний випадковий процес
Враховує періодичність	-	-	+	-	-	-	I	-	+
Враховує випадковість	-	-	-	-	+	+	+	+	+
Враховує кореляційну взаємопов'язаність між різними хвилями однієї і тієї ж реалізації ПС для відстеження динаміки зміни фазо-часових параметрів	-	-	-	-	-	-	-	-	+/-
Уможливлює здійснення морфоаналізу	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Уможливлює імітаційне моделювання	+	+	+	+	+	+	+	+	+

Класифікація відомих математичних моделей ПС

Примітка: «+» – враховує, «-» – не враховує; «+/-» – теоретично враховує, а по факту ні

За результатами аналізу відомих моделей ПС (табл.1.1) встановлено, що відомі моделі окрім ЛПВП (лише теоретично враховує, а по факту її використання не враховує), не враховують випадковість та періодичність ПС з можливістю глибини дослідження взаємозв'язків між різними хвилями однієї і тієї ж реалізації ПС, що є важливим при дослідженні динаміки зміни фазо-часових параметрів. Таке дослідження є актуальним при часовому відстеженні змін у функціональному стані судин людини в процесі виявлення розвитку їх ригідності.

1.3.2. Відомі методи аналізу пульсового сигналу

Від обраної математичної моделі ПС та розроблених на її основі методів опрацювання буде залежати точність та достовірність результатів комп'ютерної діагностики. На сьогодні відома велика кількість розроблених методів автоматизованого аналізу ПС та побудованих на їх основі спеціалізованих пакетів діагностичних програм. З огляду літературних джерел [49,11,12,18,20,21, 25,26,36,37,52,56,59,65,72,82-84,110-112] встановлено, що більшість із методів, які використовуються в сучасних діагностичних систем, висвітлені не в повній мірі, оскільки є інтелектуальною власністю та комерційною таємницею фірмирозробника фотоплетизмографічної системи.

Програмне забезпечення є важливою складовою частиною діагностичних фотоплетизмографічних системи, яке визначає її функціональність та зручність у користуванні. Розробка ПЗ в першу чергу спрямована на забезпечення високої достовірності виявлення та вимірювання діагностичних ознак, на підставі яких лікар-кардіолог проводить постановку діагностичного заключення про функціональний стан судин людини.

Однією з основних функціональних можливостей діагностичних систем є знаходження інформативних параметрів, які несуть інформацію про стан ССС людини (здоровий, хворий, вид патології).

1.3.2.1. Кількісний аналіз

В сучасних комп'ютерних фотоплетизмографічних системах використовують кількісні методи аналізу ПС. Найбільш широке застосування

знайшло вимірювання та аналіз амплітудно-часових характеристик екстремальних точок (максимумів і мінімумів) досліджуваних ПС [12,21,25,59,65,78,82].

В якості інформативних параметрів ПС розглядаються точки екстремумів (часові тривалості і амплітудні значення), які зображено на рис.1.13.



Рис.1.13. Базові інформативні параметри ПС [55,82]

Амплітудні параметри ПС [55,82]:

Максимум амплітуди ПХ *H*₂ є величиною пульсового кровонаповнення області досліджування. На значення *H*₂ суттєво впливають тонус стінки судин та ударний об'єм крові.

Відношення значення амплітуди рівня інцизури до значення амплітуди систолічної хвилі (H₃/H₂) – «індекс дикротичний». Це відношення кількісно відображає судинний опір периферії.

– Відношення значення амплітуди на вершині зубця дикроти до (H_4/H_2) – «індекс діастоли», відображає кількісно тонус венозних судин.

Амплітуда хвилі вен характеризує венозний відтік H₅.

Часові параметри пульсової хвилі [55,82]:

– Тривалість пульсового коливання А-В.

Інтервал від зубця *R* до початку пульсового циклу *B*-*A* – час
 затримки ПХ дає інформацію щодо стану модуля пружності стінок;

– Швидкість поширення ПХ B - A/M, де M – відстань від серця до досліджуваної ділянки тіла.

Інтервал часу *A* – *a*₁ відображає часовий проміжок швидкого кровонаповнення і є залежним від тонусу судин та ударного об'єму серця.

 Інтервал часу a₂ – В відповідає тривалості фази катакроти та дає характеристику скорочувальної здатності судин та їх еластичності.

Інтервал часу від піку ПХ до піку зубця дикроти a₂ – a₄, характеризує параметри пружності стінок судин.

Амплітудно-часові параметри пульсової хвилі [55,82]:

- Швидкість повільного кровонаповнення $(H_2 H_1)/(a_1 a_2)$.
- Показник швидкості кровонаповнення $H_2/(A-a_2)$.

1.3.2.2. Статистичний аналіз

Експериментальні ПС із супроводжуючими їх завадами в загальному випадку є випадковими функціями (стохастична модель) (1.5-1.8), тому для їх аналізу одержують експериментальним шляхом кількісну інформацію про властивості сигналів і завад, що описуються статистичними характеристиками із застосуванням математичної статистики та теорії ймовірностей. Найбільш повним описом випадкового процесу є ціле сімейство функцій розподілу. Проте простішими і важливішими для практичних застосувань є такі характеристики, як математичне сподівання, середньоквадратичне відхилення та дисперсія.

Оцінку інформаційної складової ПС визначають на практиці як оцінку його математичного сподівання усередненням по ансамблю *N* реалізацій процесу [30,48,52,56,57,58,82]:

$$\hat{m}_{\xi}(t_{k}) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} \xi_{i}(t_{k}), \ t_{k} \in [0,T),$$
(1.9)

де $t_k = \Delta t \cdot k$ - значення часу в k -ій точці графіку;

 Δt - крок дискретизації; N – кількість періодів пульсового сигналу.

Мірою відхилення *i*-ої реалізації від середнього значення є оцінка дисперсії і середньоквадратичного відхилення, які визначають так [30,49,59,110]:

$$\hat{D}_{\xi}(t_{k}) = \sigma_{\xi}^{2}(t_{k}) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N} \left[\xi_{i}(t_{k}) - \hat{m}(t_{k}) \right]^{2}.$$
(1.10)

Оцінка СКВ результату вимірювання [30,49,59,110]:

$$\hat{\sigma}_{\Delta}(t_k) = \hat{\sigma}_{\xi}(t_k) / \sqrt{N} . \qquad (1.11)$$

Оцінки математичного сподівання, дисперсії і СКВ ПС досліджуваного пацієнта (норма) зображено на рис.1.14-1.16 [49].



Рис.1.14. Реалізація математичного сподівання ПС пацієнта в фізнормі [49]

Рис.1.15. Реалізація дисперсії ПС пацієнта в фізнормі [49]



Рис.1.16. Реалізація СКВ ПС пацієнта в фізнормі [49]

На сьогодні використання статистичного методу аналізу ПС є найбільш розповсюдженим в сучасних діагностичних системах. В рамках моделі ПС як ЛПВП автори застосували метод усереднення щодо оцінювання сигналу за ансамблем, що обмежило глибину дослідження динаміки зміни фазово-часової структури ПС (відповідає випадковості) за межами одного кардіоциклу (періоду).

1.3.2.3. Спектральний аналіз

Математичні моделі ПС у вигляді періодичних функцій (1.2-1.4), дають змогу використати спектральний аналіз для дослідження властивостей і ідентифікації ПС [11,31,36,65,83,84,111,112,119]. Обґрунтованість такого аналізу підтверджено в праці [109] тим, що згідно теорії англійських вчених Campbell F.W. і Robson J.G., сприйняття зображення в серцево-судинній системі проходить шляхом їх Фур'є-розкладу. Спектр ПС із урахуванням структури моделей (1.2-1.4) має вигляд ряду Фур'є в експоненціальній формі [11,31,36,65,83,84,111,112,119]:

$$S_n = \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_k) \cdot e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}, \ n = \overline{0, N-1},$$
(1.12)

де *n* - номер частоти, *k* - номер відліку.

Фур'є розклад ПС уможливлює визначення часток спектральних складових у сумарній потужності сигналу і порівняння їх з умовною нормою, або певними відомими видами відхилень в роботі судин людини, що формуються на етапі навчання [112]. Такі гармоніки є інтегральними класифікаційними ознаками зареєстрованого ПС, і вони є стійкішими порівняно з традиційними в лікарській практиці локальними, що не мають повторюваності в серіях однотипних вимірювань. Приклад обчислених амплітудних спектрів ПС пацієнтів в стані норми за допомогою Фур'є-аналізу зображено на рис. 1.17 [112].

Результати спектрального аналізу ПС (рис.1.17) уможливлюють процедуру оперативного визначення діагностичної інформації про характер та варіацію значень частоти серцевих скорочень (ЧСС), присутність, ступінь і характер аритмії, динаміку і структуру повільних хвиль LF, VLF і HF діапазонів [112].



За умови визначеності відстані між областями відображення та значеннями періоду проходження відбитої хвилі уможливлюється процедура визначення швидкість поширення ПС, як показника стану судин людини [111].

1.3.2.4. Вейвлет аналіз

Вейвлет-аналіз дозволяє представити ПС як функцію однієї змінної (часу в нашому випадку) f(t) в двовимірному просторі часу і частоти [18,20,62,120,121] у вигляді виразу:

$$W(\nu,\tau) = \nu \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^*((t-\tau)\nu) dt, \qquad (1.13)$$

де t - час; знак «*» - комплексне сполучення; τ - часовий зсув; f - частота; $\psi(t)$ - деяка функція, яка називається аналізуючим вейвлетом, форма якої визначається типом ПС і метою проведеного дослідження сигналу.

У праці [20] використано комплексний вейвлет Морле $\psi = \exp(2\pi i t) \exp(-t^2/\sigma^2)$ [121] з параметром $\sigma = 3$, який дозволяє процедуру обчислення модуля і фази вейвлет-аналізу ПС.

Інтеграл $W(v, \tau)$ по τ дає характеристику всіх пульсацій ПС частоти v і є аналогом спектральної густини розподілу енергії ПС:

$$E(v) = v \int_{-\infty}^{\infty} W(v,\tau) d\tau, \qquad (1.14)$$

У працях [20,51] вейвлет-аналіз ПС виконано в діапазоні частот від 0,3 до 5,0 Гц, а для розрахунку використовувалося 50 гармонік з логарифмічним розбивкою по частоті. На рис. 1.18 зображено порівняння результатів Фур'є і вейвлет-спектрів для одного і того самого ПС пацієнта в стані норми.



Рис. 1.18. Порівняння Фур'є та Вейвлет-спектрів ПС [20,51]

На рис.1.18 видно, що вейвлет-спектр ПС добре відтворює основні особливості спектра Фур'є в досліджуваному діапазоні частот, але при цьому в ньому відсутні паразитні піки і він значно зручніший для подальшого аналізу. Автор у праці [20] відзначає, що спектр ПС в заданому діапазоні частот містить добре виділений пік, який відповідає частоті серцевих скорочень $v_{\rm HR}$. На частоті порядку 2 $v_{\rm HR}$ в спектрах присутня другий пік, який відповідає відбитій хвилі.

1.3.2.5 Спектрально-кореляційний аналіз

У працях [12,25,37] застосовано спектрально-кореляційний метод для аналізу ПС з метою виявлення періодичних складових згідно виразу:

$$S(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R(u) e^{-i\omega u} du, \ \omega \in \mathbb{R}.$$
(1.15)

Результати спектрально-кореляційного аналізу ПС зображено на рис.1.19 у вигляді спектральних густин розподілу потужності [12].



Рис. 1.19. Реалізацій спектральних густин розподілу потужності ПС пацієнтів в стані норми (а) та патології (гіпертонія) (б) [12]

За результатами спектрально-кореляційного аналізу, які зображено на puc.1.19, встановлено, що для конкретного типу ПС (норма чи патологія) спектральні характеристики не ідентичні. При цьому частотні параметри коливальних (періодичних) компонент ПС збігаються, а амплітудні значення відрізняються за потужністю. Амплітудне відхилення слугує чутливим індикатором зміни у функціонуванні судин людини.

1.4. Науковий аспект роботи

Вирішення проблем розробки фотоплетизмографічних систем лля діагностування стану судин вагомо залежить від типу та конструктивних особливостей моделей ПС та системи, які визначають тип математичного апарату теоретичних досліджень. Базовою побудови для проведення залачею фотоплетизмографічних систем є розробка математичної моделі досліджуваних ПС. Математична модель досліджуваних сигналів є визначальною для моделі системи та сформованих сигналів на її виході, що як наслідок визначає функціональні можливості фотоплетизмографічної системи. Тому важливо розробити таку математичну модель ПС, яка б з достатнім для практики степенем точності забезпечувала процедуру дослідження динаміки зміни фазо-часових параметрів і давала б змогу розв'язувати задачі їх аналізу.

З порівняльного аналізу математичних моделей ПС встановлено, що кожній з них властиві як позитивні, так і негативні аспекти. Використання математичних моделей ПС детермінованого типу не є коректним, оскільки досліджуваний сигнал характеризується змінністю, неповторністю, що можна описати коректно лише за допомогою моделей стохастичного (ймовірнісного) типу. Серед стохастичних моделей ПС необхідно обґрунтувати вибір такої, яка одночасно із стохастичністю відображала би сторону повторності (циклічності, періодичності). Оскільки особливістю ПС, які використовуються у медичній практиці є наявність повторності, певної повторюваності їх характеристик, що обумовлена природою породження сигналу [6,7,15,25,40,44,68,121]. Крім цього, необхідно, щоб математична модель ПС враховувала динаміку зміни у його фазово-часовій структурі, яка кількісно відображає інформацію про механізми варіації та швидкості поширення пульсових хвиль, для розв'язання задачі оперативної діагностики стану судин, а саме їх ригідності.

Модель також повинна описувати часову структуру ПС, оскільки це дасть змогу використовувати увесь потенціал теорії випадкових функцій, розширить клас інформативних ознак та дасть змогу більш повно подавати ПС на її основі. Тому доцільно використовувати випадкові процеси з періодичними імовірнісними характеристиками.

Враховуючи вищенаведений порівняльний аналіз математичних моделей досліджуваних ПС та методів їх аналізу, науково-технічні проблеми, які виникають під час проведення автоматизованого комп'ютерного аналізу ПС, сформульовано апріорні вимоги одо побудови їх математичної моделі сигналів:

- враховувати стохастичну природу ПС, що є властивим для таких сигналів;

- враховувати властивість періодичності (циклічності) у структурі реалізацій ПС для відстеження динаміки зміни фазо-часової структури сигналу;

- давати змогу проводити комп'ютерне імітаційне моделювання ПС на ПК для потреби верифікації методів та алгоритмів їх аналізу при виявленні змін ригідності судин у людини;

- давати змогу визначати характеристики моделі за результатом експериментального дослідження.

1.5. Висновки до розділу 1

Проаналізовано відомі математичні моделі досліджуваних пульсових сигналів та методи їх аналізу, які застосовуються при розробці програмного забезпечення у фотоплетизмографічних системах з метою формування інформативних ознак як показників стану судин людини, а саме їх ригідності (жорсткості).

За результатами аналізу показана необхідність концепції дослідження нової моделі пульсового сигналу, яка би дала змогу враховувати у своїй структурі інформативні ознаки як індикатори ригідності судин та узгоджувалася із параметрами досліджуваного сигналу. Враховуючи той факт, що для задачі виявлення ригідності судин людини за реалізаціями пульсових сигналів необхідні дані є у їх фазово-часових структурах, тому встановлена доцільність щодо її дослідження з апріорною процедурою обґрунтування вибору адекватної математичної моделі та розроблення на її базі методів аналізу цих сигналів.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ

У розділі проаналізовано фазово-часову структуру емпіричного пульсового сигналу та його властивості з позицій детермінованого, стохастичного підходів (використано методи теорії стаціонарних ВП). На підставі результатів аналізу пульсового сигналу обґрунтовано структуру його математичної моделі як поданої через періодично корельований випадковий процес для розв'язання задачі дослідження динаміки зміни фазо-часових параметрів як чутливого показника стану ригідності судин.

Розроблено обчислювальний метод та алгоритм оцінювання періоду пульсового сигналу у складі фотоплетизмографічних систем, які базуються на процедурі пошуку мінімуму функції варіації середніх значень центрованого пульсового сигналу. За результатами обчислення середньоквадратичного відхилення синхронізації реалізацій пульсового сигналу встановлено, що розроблений обчислювальний метод та алгоритм оцінювання періоду забезпечує найменший розмах відхилення серед відомих (існуючих) методів та алгоритмів.

Основні положення розділу апробовано [90,95,97,100,105,107] та опубліковано в працях [34,85,89].

2.1. Аналіз фазово-часової структури пульсового сигналу як індикатора стану судин

Інформацію, яку формують відомі фотоплетизмографічні системи щодо стану судин є малоінформативною для відстеження динаміки розвитку ригідності судин, оскільки вона не відображає кількісно варіації у фазово-часовій структурі досліджуваного ПС, які проілюстровано на рис.2.1.

На рис.2.1 під фазою φ_n розуміється деяке *n*-не числове значення, яке є мірою часового відхилення початку коливання кожної *n*-ої хвилі ПС відносно значення (n-1)T періоду.



Рис.2.1. Фазово-часова структура реалізації емпіричного сигналу

Аналізом фазо-часової структури емпіричного ПС (рис.2.1) установлено, що на кожних *n*-их серцевих циклах, які локалізовані в межах часового періоду сигналу *T*, спостерігається варіація значень фаз $\varphi_1 - \varphi_{10}$ складових (пульсових хвиль) $\zeta_1(t) - \zeta_{10}(t)$ відносно початкового значення (n-1)T періоду у реалізації ПС $\zeta(t)$ в часі:

$$\varphi_1 \neq \varphi_2 \neq \dots \neq \varphi_n = \operatorname{var}, \qquad (2.1)$$

де n – номер періоду ПС або номер фази n-ої хвилі.

Такі часові зсуви фаз хвиль ПС $\varphi_0 \pm \Delta \varphi$ відносно початкових значень періоду кожного серцевого циклу відбуваються під впливом зміни швидкості ПХ $v \pm \Delta v$ як чутливих індикаторів мінімальних змін у ригідності судин (п.1.2.1, рис.1.6):

$$\varphi_n = \begin{cases} \varphi_0 + \Delta \varphi_n, & v + \Delta v \\ \varphi_0 - \Delta \varphi_n, & v - \Delta v \end{cases},$$
(2.2)

де φ_0 – початкова фаза ПХ в моменти часу T_n (рис.2.1); $\Delta \varphi_n$ – приріст фази на *n*-ому періодові ПС; v – швидкість кровотоку; Δv – приріст швидкості кровотоку. На підставі аналізу фазо-часової структури реалізації емпіричного ПС (рис.2.1) встановлено, що його математична модель повинна забезпечити можливість дослідження динаміки цієї структури при кожному серцевому циклі для визначення показників ригідності судин людини та бути адекватною властивостям природи породження такого сигналу.

2.2. Аналіз властивостей пульсового сигналу

2.2.1. Визначення періоду пульсового сигналу

Базовою задачею від якої залежить точність та коректність отриманих результатів аналізу ПС як стохастичного є задача визначення його періоду.

У випадку ПС не існує прямих методів визначення (оцінювання) його періоду за реалізацією досліджуваного сигналу. Тому необхідно сформулювати і розв'язати задачу пошуку періоду, яка складається з обґрунтування критерію встановлення істинності його значення, способу та методики і способу пошуку найбільш ймовірного інтервалу часу існування значень періоду досліджуваного ПС та його початкового наближення, методу вибору значення періоду в часовому інтервалу його існування.

Оскільки, статистичний період буде найбільш наближеним до істинного (найбільш сподіваного) значення часового періоду ПС, тому його початковим наближенням – значення пробного періоду T_p .

Процедура оцінювання відомих методів знаходження періоду ПС шляхом його обчислення (оцінювання) та вибір оптимального з них зумовлений тим, що це дасть змогу визначити їх ефективність за показниками точності (наближеність до істинного значення часового періоду). За обчисленими показниками буде прийнято рішення щодо вибору одного із відомих методів як ефективного або буде здійснено процес розробки нового методу для покращення показників точності.

Серед відомих методів оцінювання періоду ПС виділено наступні:

Метод екстремальних значень (процедура усереднення часових

інтервалів між максимальними (піковими) значеннями реалізації сигналу) (Gazanhes C.) [118];

- Усереднення інтервалів між максимумами амплітудних спектрів сигналу [69];

- Усереднення часових інтервалів між максимумами автокореляційної функції сигналу [27,9,117];

- Усереднення інтервалів між максимумами спектральної густини потужності сигналу [27,28,35];

- Обчислення максимуму варіаційної функції сигналу (Драган Я. П., Чорна Л. Б., Яворський Б. І.) [33].

Оскільки, усі відомі наведені вище методи є індивідуальними, тому необхідно розв'язати задачу пошуку періоду ПС, яка містить обґрунтування критерію встановлення його значення, алгоритм знаходження можливого інтервалу часу існування значень періоду сигналу, його початкового наближення та обґрунтування вибору методу пошуку істинного значення періоду.

Проаналізуємо відомі методи обчислення періоду ПС на прикладі пульсового сигналу (ПС).

Метод екстремальних значень при обчисленні періоду базується на знаходженні піків ПС шляхом пошуку максимуму сигналу на інтервалах часу *n* згідно виразу:

$$M_n = \max\{\xi_1, \dots, \xi_n\}, \qquad n = \overline{1, N}$$
(2.3)

де *ξ_n* – послідовність ПС на інтервалі часу *n*, де здійснюється процедура визначення максимуму;

N – максимальна кількість часових інтервалів, на яких здійснюється процедура визначення максимуму.

На рис.2.2 наведено реалізацію емпіричного ПС із позначеннями інтервалами часу між знайденими максимумами сигналу (максимальними значеннями за рівнем амплітуд є піки кровонаповнення судин) методом екстремальних значень згідно виразу (2.3).



Рис. 2.2. Реалізація ПС із позначеннями максимумів та відстанями між ними

Як видно з рис.2.2, на реалізації ПС спостерігається зміна відстаней між максимумами кровонаповнення артерій, що призводить до зміни періоду сигналу $T_1 \neq T_2 \neq ..., T_{n-1}$ (n – кількість максимумів). Тому для оцінювання істинного значення періоду серед множини значень використовують оцінку середньостатистичного значення періоду $M\{T\}$ [118].

На рис.2.3 зображено виділенні миттєві значення максимумів кровонаповнення та обчисленні значення середньостатистичного періоду $M\{T\}$, середньоквадратичного відхилення $D\{T\}$.



кровонаповнення

На рис. 2.3 видно, що середньостатистичне значення періоду ПС рівне 0.9522 сек, а середньоквадратичне відхилення рівне 0.0281 сек, що вказує про незначну його варіацію в 2,95%, і також придатність такого методу для оцінювання значення періоду ПС.

Результати визначення періоду (рис. 2.3), які обчислено із використання методу екстремальних значень, залежать від значення порогу, з яким здійснюється порівняння максимальних значень. При малому значенні порогу здійснюється процес виявлення не лише значення максимумів, а також додаткових максимумів.

Застосування перетворення Фур'є [11,31,36,65,83,84,111,112,119] щодо аналізу ПС, дає можливість визначити у частотній області період сигналу за шляхом усереднення інтервалів між максимумами амплітудних спектрів (рис. 2.4).





На рис.2.4 зображено інтервали між максимумами амплітудних спектрів, результат переходу в часову область та обчислене середнє значення періоду ПС.



Рис.2.5. Інтервали між піками амплітудних спектрів ПС та

перехід в часову область

Отримані значення обчислення періоду ПС із використанням Фур'є аналізу вказують на сталість значень періоду ($\Delta T = 1/\Delta f$) для кожної наступної гармонічної складової, проте як видно на рис. 2.5 період не є сталим, що вказує на некоректність визначення періоду ПС.

Наступний метод обчислення значення періоду ПС ґрунтується на усереднені часової відстані між максимумами значень автокореляційної функції сигналу $\xi(t)$:

$$r(u) = \frac{1}{T} \int_{0}^{T} \xi(t) \xi(t-u) dt, \quad t \in \mathbb{R}$$

$$(2.4)$$

де u = T - величина часового зсуву.

На рис. 2.6 зображено реалізацію автокореляційної функції ПС із визначеними моментами часу на яких зосередженні її максимуми.



Рис.2.6. Реалізація автокореляційні функції ПС із зазначеними миттєвими значеннями часів на яких зосередженні її максимумами

На рис.2.7 зображено інтервали між максимумами реалізації кореляційної функції ПС та обчислені середнє значення періоду $M\{\Delta R\}$ і його дисперсію $D\{\Delta R\}$.



Рис.2.7. Інтервали між максимумами кореляційної функції

На рис.2.7 видно, що обчислене середнє значення періоду $M\{\Delta R\}$ рівне 0.9567 сек, а середньоквадратичне відхилення - 0.0063 с, що вказує на незначну варіацію періоду в 0,65%, а також придатність цього методу щодо оцінювання величини періоду ПС.

Недоліком методу оцінювання періоду за значеннями максимумів автокореляційної функції ПС є зниження його швидкодії при використанні операцій множення та часових зсувів.

У працях [27,28,35] для визначення значення періоду ПС використовують метод, який базується на усередненні відстаней між максимумами значень спектральної густини (щільності) потужності ПС (спектр кореляційної функції ПС) (рис.2.8).



Рис.2.8. Реалізація спектральної густини потужності ПС із миттєвими значеннями частот, на яких зосереджені максимумами

Отримані значення періоду ПС із використанням перетворення Фур'є від кореляційної функції показують варіативність значень різниці періодів $(\Delta T = 1/\Delta f)$ для усіх гармонічних складових. Істинне значення періоду ПС шукають шляхом обчислення середнього значення серед множини значень періодів.

В основі методу максимуму функції варіації математичного сподівання лежить вираз [33]:

$$V(\hat{m}_{\xi}; [T; T_2]) = \sup_{\forall D_m([T_1; T_2])} \sum_{i=0, N-1} \left| \hat{m}_{\xi}(t_{i+1}) - \hat{m}_{\xi}(t_i) \right|,$$
(2.5)

На рис.2.9 зображено реалізацію варіації математичного сподівання ПС $V(\hat{m}_{\xi}; [T_1; T_2]).$



Рис.2.9. Реалізація варіації математичного сподівання ПС

За оцінку істинного значення \hat{T} періоду ПС згідно методу буде вибрано таке значення пробного періоду, яке, в першому наближанні, дає максимальне значення розмахів $\hat{T} = \arg \max_{\{T_n\}} \Delta(\hat{m}_{\xi}; [T_1; T_2]).$

З графіку (рис.2.9) видно, що крива $V(\hat{m}_{\xi}; [T_1; T_2])$ має один чітко виділений максимум, що і буде періодом ПС.

Зведені результати обчислення періоду ПС відомими методами подано у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1

		Значення	
№	Метод обчислення значення періоду Т	періоду ПС Т,	
		сек	
1	Метод екстремальних значень	0,9522	
2	Метод усереднення частотних інтервалів між	0,9567	
	максимумами значень амплітудних спектрів сигналу		
3	Метод усереднення інтервалів часу між максимумами	0,9567	
	значень автокореляційної функції сигналу		
4	Метод усереднення частотних інтервалів між значеннями	0,9533	
	максимумів спектральної густини потужності сигналу		
5	Метод максимуму функції варіації матсподівання	0,9678	

Результати обчислення значення періоду ПС Т

Згідно даних табл. 2.1 обчислене значення періоду ПС є варіативним для кожного методу (алгоритму) його обчислення, що призводить в подальшому до розмитості результатів обробки ПС у складі фотоплетизмографічних систем. Тому пошук (обчислення) оптимального значення періоду ПС та розвиток (розробка нових) методів (алгоритмів) його обчислення є актуальною задачею наукового спрямування.

Кожен із вищерозглянутих методів передбачає свої характерні випадки застосування. У загальному ж випадку виникатимуть похибки через відхилення обчисленого значення періоду відносно його істинного значення. Процедура верифікації отриманих значень *T* шляхом розроблення кількісного критерію, а на його основі методу та алгоритму для вибору істинного періоду дасть змогу контролювати появу таких похибок.

Ядром нового методу обчислення періоду ПС є той факт, що в центрованого ПС $\overset{0}{\xi}(t,T)$ без стохастичної складової середнє значення норми буде прямувати до нуля:

$$M_t \left\{ \begin{vmatrix} 0\\ \xi(t,T) \end{vmatrix} \right\} \to 0, \ t \in \mathbb{R} \quad .$$
(2.5)

За такого припущення (2.5) є необхідним задання функції $M_{\xi}(T)$ усереднених значень центрованого ПС з точним значенням нижньої границі (міноранти) на часовому інтервалі $[T_{\min}; T_{\max}]$:

$$\inf_{\left(\forall T \in [T_{\min}; T_{\max}]\right) t \in \mathbb{R}} \left(M_t \left\{ \left| \overset{0}{\xi}(t, T) \right| \right\} \right) \to 0, \ t \in \mathbb{R} .$$
(2.6)

Для розроблення кількісного методу та алгоритму обчислення періоду ПС в математичному сенсі задано функцію варіації середніх значень норм центрованої реалізації ПС $M_{\xi}(T)$, які будуть обчисленні для різних значень пробного періоду *T* з інтервалу $[T_{\min}; T_{\max}]$ ($T_{\min} \leq T \leq T_{\max}$):

$$M_{\xi}(T) = \inf_{\forall D(T \in [T_{\min}; T_{\max}])t \in \mathbb{R}} \left(M_t \left\{ \begin{vmatrix} 0 \\ \xi(t, T) \end{vmatrix} \right\} \right), \tag{2.7}$$

де $\xi^{0}(t,T)$ – центрований ПС:

$$\xi^{0}(t,T) = \xi(t) - \hat{m}_{\xi}(t,T), \ t \in \mathbb{R}, \ T \in [T_{\min};T_{\max}],$$
 (2.8)

де $\xi(t)$ – реалізація ПС;

 $\int_{0}^{T} m_{\xi}^{T}(t,T)$ – періодично подовжені в часовому просторі з періодом *T* реалізації оцінок математичного сподівання $m_{\xi}^{T}(t,T)$ ПС $\xi(t)$:

$$\widehat{m}_{\xi}(t,T) = \sum_{k=0}^{K-1} \chi_{D_k}(t) \widehat{m}_{\xi}^T(t+kT), t \in \mathbb{R}$$
(2.8)

де k - номер періоду (серцевого циклу);

 N_{T} – кількість точок, які лежать в межах одного пробного періоду ПС *T* ;

$$\chi_{D_k}(t) = \begin{cases} 1, \text{якщо } t \in D_k \\ 0, \text{якщо } t \notin D_k \end{cases}$$
 - індикаторна функція Хевісайда;
 $D_k = [kT, (k+1)T)$ - часовий діапазон тривалості k-го періоду ПС;

$${}^{\wedge}_{\mathcal{F}}^{T}(t,T) = \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} \xi_{k}(t), t \in [0,T),$$
(2.9)

За оцінку істинного (найбільш ймовірного) значення \hat{T} періоду реалізації ПС буде прийнято таке значення пробного періоду, яке забезпечить мінімальне (найменше) середнє значення довжини вектора центрованої реалізації ПС:

$$\hat{T} = \arg\min_{T} \left(M_{\xi}(T); [T_{\min}; T_{\max}] \right).$$
(2.10)

Для знаходження нижньої границі (мінімуму) критерію – функція варіації середніх значень центрованого ПС $M_{\xi}(T)$ - використано відомий чисельний метод послідовного перебору значень $T_{II} \subseteq [T_{\min}; T_{\max}]$. Метод послідовного перебору в даному випадку полягає в обчислені статистичних оцінок при усіх можливих значеннях пробного періоду з інтервалу $T_{II} \subseteq [T_{\min}; T_{\max}]$.

Крок перебору можна задати як певне фіксоване число. Оскільки ми маємо дискретні часові ряди, тому було використано крок — період дискретизації. Саме він визначає крок дискретних значень пробного періоду на інтервалі $[T_{\min}; T_{\max}]$.

На базі виразів (2.7) та (2.10) розроблено алгоритм обчислення періоду, який зображено на рис.2.10.



Рис.2.10. Алгоритм обчислення періоду ПС

Згідно до алгоритму (рис.2.10) відбувається:

- завантаження даних ПС $\xi(t)$;
- задається діапазон пробного періоду $T \in [T_{\min}; T_{\max}];$

- обчислення математичного сподівання реалізації $\xi(t)$ для діапазону періодів $\stackrel{\wedge}{m_{\xi}}(t,T);$

- центрування $\xi(t)$ ПС відносно математичного сподівання $\hat{m}_{\xi}(t,T)$;
- пошук мінімуму по усередненій реалізації ПС $\stackrel{0}{\xi}(t,T)$.

Для перевірки працездатності роботи методу обчислення періоду сигналу за розробленим алгоритмом (рис.2.10) використано тестовий сигнал у вигляді синусоїдального сигналу (рис.2.11) з апріорно відомими значенням періоду, який рівний 1 сек.



Результат обчислення $M_{\xi}(T)$ для тестового сигналу наведено на рис.2.12.



Рис.2.12. Графік залежності варіації середніх значень норм центрованого тестового сигналу $M_{\xi}(T)$ від пробного періоду T

3 графіку залежності варіації середніх значень норм центрованого ПС $M_{\xi}(T)$ (рис.2.12) видно, що крива має один чітко виражений мінімум (нижню границю) на 1 сек, що відповідає апріорно заданому значенню періоду (рис.2.11).

Отже розроблений метод дає змогу визначити точно на 100% період пульсового сигналу, що підтверджує коректність алгоритму та програмного забезпечення його роботи.

Результат обчислення середніх значень функції $M_{\xi}(T)$ для експериментального ПС зображено на рис.2.13.



Рис. 2.13. Графік залежності варіації середніх значень норм центрованого ПС $M_{\xi}(T)$

З графіку на рис.2.13 видно, що крива $M_{\xi}(T)$ має один чітко виділений мінімум, що і буде слугувати періодом ПС, який рівний 0,9611 сек.

Для відображення коректності роботи методу та алгоритму обчислення періоду, розкладено реалізацію ПС $\xi(t), t \in \mathbb{R}$ на ансамбль реалізацій $\xi_k(t), t \in [0,T)$ з часовою тривалістю, яка рівна величині періоду *T*=0,9611 сек (рис.2.14).



Рис.2.14. Ансамбль реалізацій ПС $\xi_k(t)$ тривалістю 0,9611 сек

На рис.2.14 візуально видно, що усі реалізації ПХ по шкалі часу є синхронізованими по фазі, що додатково підтверджує працездатність методу визначення періоду ПС.

Для порівняння результатів обчислення періоду ПС різними методами (алгоритмами) застосовано як критерій мінімальне значення максимального розмаху середньоквадритного відхилення (СКВ) ансамблю реалізацій ПС при різних обчислених значеннях періоду згідно виразу:

$$\hat{T} = \min(\hat{\sigma}_{\xi}(t, T_k)) = \min(\sum_{n=1}^{N} (\xi_n(t, T_k) - m_{\xi}(t, T_k))^2), \ t \in [0, T_k), k = \overline{1, K}$$
(2.11)

де T_k – значення періоду (апріорно визначене), яке визначено *k*-им методом;

 $m_{\xi}(t,T_k)$ – математичне сподівання реалізації пульсового сигналу $\xi(t)$ з періодом T_k ;

К-кількість визначених періодів;

N – кількість реалізацій ансамблів $\xi_n(t,T_k)$ ПХ у реалізації ПС $\xi(t)$ із періодом T_k .

На рис.2.14 зображено результати оцінювання СКВ $\hat{\sigma}_{\xi}(t,T_k)$.

70



Рис. 2.14. Реалізації СКВ $\hat{\sigma}_{\xi}(t,T_k)$ ансамблю ПС при різних значеннях періоду, які обчислено розробленим та відомими методами

На реалізації СКВ $\overset{\wedge}{\sigma}_{\xi}(t,T_k)$ ПС (рис.2.14) позначено:

- T1 – період, який визначено методом екстремальних значень;

– Т2 – період, який оцінено шляхом усереднення інтервалів між максимумами автокореляційної функції та амплітудних спектрів;

– Т3 – період, який оцінено шляхом усереднення інтервалів між максимумами спектральної густини (щільності) потужності;

– Т4 – період, який оцінено методом максимуму варіаційної функції;

– Т5 – період, який оцінено запропонованим (розробленим) методом.

Як показник ефективності методів оцінювання періоду ПС різними методами, використано значення максимуму реалізацій середньоквадратичного відхилення $\hat{\sigma}_{\xi}(t,T_k)$ (рис.2.14). При такому показнику задачу ефективності методів зведено до задачі пошук мінімуму серед максимумів СКВ $\hat{\sigma}_{\xi}(t,T_k)$.

Отримані значення максимальних розмахів середньоквадратичного відхилення $\overset{\wedge}{\sigma_{\xi}}(t,T_k)$ синхронізованих реалізацій пульсового сигналу з періодом T_k (обчислено різними методами) подано у табл. 2.2.

NG	Манан а бала англи та Т	СКВ	Період
JNO	метод оочислення періоду 1	$\hat{\sigma}_{\xi}(t,T_k),\mathrm{MB}^2$	<i>Т</i> , сек
1	Метод екстремальних значень	0,2521	0,9522
2	Усереднення інтервалів між максимумами автокореляційної функції	0,1637	0,9567
3	Метод усереднення інтервалів між максимумами амплітудних спектрів	0,1637	0,9567
4	Усереднення інтервалів між значеннями максимумів спектральної густини потужності сигналу	0,2278	0,9533
5	Максимум варіаційної функції	0,2072	0,9678
6	Розроблений метод	0,1197	0,9611

Результати порівняння обчислення періоду ПС різними методами

З табл.2.2 видно, що реалізація ПС із значенням періоду *T*=0,9611 сек, який визначено розробленим методом, має найменший числовий показник максимального розмаху СКВ $\hat{\sigma}_{\xi}(t,T_k)$.

Отже, одержані результати підтверджують факт щодо актуальності використання методу мінімуму функції зміни середніх значень центрованого ПС (2.10) для визначення оптимального значення періоду ПС.

2.2.2. Детермінований підхід щодо аналізу характеристик пульсового сигналу

Задля обґрунтування структури математичної моделі досліджуваного ПС здійснено аналіз його характеристик методами, які реалізовано на підходах детермінованих та стохастичних.

В межах детермінованого підходу математичну модель ПС розглянуто як періодичну функцію f(t) = f(t + kT) зі значенням періоду *T*, яка описує сигнал у просторі числових функцій, які є означеними на множині [0,T) з інтегровним
квадратом $\int_{0}^{T} |\xi(t)|^{2} dt$, за допомогою ряду Фур'є (перетворення Фур'є [42]):

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} c_k e^{ik \frac{2\pi}{T}t}, t \in [0, T), \qquad (2.12)$$

де c_k - коефіцієнти ряду Фур'є:

$$c_{k} = \frac{1}{T} \int_{0}^{T} \xi(t) e^{-ik\frac{2\pi}{T}t} dt, \quad k \in \mathbb{Z}.$$
 (2.13)

Коефіцієнти $c_k = |c_k| e^{i \arg c_k}$ дають амплітуди $|c_k|$, які описують гармонічний склад ПС та їх мінливість.

Результати гармонічного аналізу реалізацій ПС в межах k-их періодів зображено на рис.2.3 у вигляді обчислених оцінок $|c_k|$.



Рис. 2.3. Реалізації амплітудних спектрів ПС (фізіологічна норма)

Результати гармонічного аналізу ПС в межах детермінованого підходу при наперед визначеному значені періоду ПС *T* підтверджують факт присутності в сигналі стохастичної компоненти за варіативністю амплітудних спектрів ПХ (рис.2.3) $S_f(\xi_1(t)) \neq S_f(\xi_1(t+T)) \neq ... \neq S_f(\xi_1(t+kT))$ (спектри ПХ (*k*-ий період ПС) різняться між собою).

2.2.3. Стохастичний підхід щодо аналізу характеристик пульсового сигналу

При стохастичному підході ПС розглянуто як стаціонарний випадковий процес (СВП), який має статистичні методи для дослідження властивостей стохастичності сигналу.

Найважливішими для практичних застосувань характеристиками ПС з позицій теорії стаціонарних випадкових (стохастичних) процесів є математичне сподівання, дисперсія та густина розподілу ймовірностей.

Густина розподілу ймовірностей миттєвих значень ПС для *k*-их періодів дає змогу встановити закон їх зміни в часі згідно виразу:

$$p(\xi,t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{X} e^{-\frac{(t-m_{\xi})^{2}}{2D_{\xi}}} dt. \qquad (2.14)$$

де m_{ξ} – середнє значень X;

 D_{ξ} – дисперсія значень X.

На рис.2.4 видно, що значення густин розподілу є варіативними (спостерігаються часові трансформації для значень сигналу різних серцевих циклів (періодів)) в залежності від часу $p(\xi_1...\xi_k,t_1...t_n) \neq p(\xi_1...\xi_k,t_1+\tau...t_n+\tau)$, що вказує на не стаціонарність ПС.



Рис. 2.4. Реалізація густини розподілу ймовірностей значень ПС $p(\xi_k, t_n)$

Автокореляційний аналіз дає змогу оцінити міру залежності поточних значень ПС від своїх зсунутих в часі значень (радіус кореляції). Такий аналіз також забезпечує процедуру виявлення в ПС елементів, які повторюються періодично. При автокореляційному аналізі ПС як випадкового процесу забезпечується процес виявлення невипадкових компонент і оцінювання невипадкових параметрів цього процесу.

Автокореляційна функція скінченого за енергією ПС $\xi(t)$, як кількісна інтегральна характеристика форми сигналу, визначається через інтеграл добутку двох копій ПС $\xi(t)$ зсунутих між собою в часі на величину u на інтервалі спостереження $t \in [0,T)$:

- для ансамблю реалізацій $\xi_k(t)$ (ПХ):

$$r_{\xi_{k}}(t,u) = \frac{1}{T} \int_{0}^{T} \xi(t-kT) \xi(t-kT-u) dt, \quad u,t \in [0,T), \ k = \overline{0,(K-1)}.$$
(2.15)

де K – кількість реалізацій $\xi_k(t)$, які множино на кожному періоді k-му періоді $[\xi_1(t), \xi_2(t), ..., \xi_k(t)]$ утворюють суцільну реалізацію $\xi(t)$;

и – велична часового зсуву;

для суцільної реалізації ПС:

$$r_{\xi}(u) = \int_{0}^{T} \xi(t)\xi(t-u)dt \,. \quad t \in \mathbb{R}$$

$$(2.16)$$

На підставі результатів кореляційного аналізу ПС виявлено, що:

- кореляційна функція $r_{\xi_k}(t,u)$ (2.15) кожного *k*-го ансамблю реалізацій $\xi_k(t)$ є майже подібними між собою, що вказує на властивість періодичності;



Рис. 2.5. Реалізації кореляційних функцій ансамблю емпіричного ПС $\xi_k(t)$ $\xi(t) = \{\xi_1(t), \xi_1(t+T), \dots, \xi_1(t+kT)\}, t \in [(k-1)T, kT)$

- кореляційна функція $r_{\xi}(u)$ (2.16) суцільної реалізації $\xi(t)$ за своєю формою є періодично-заникаючою (рис.2.6), що вказує на властивість циклічної скінченності.



Рис. 2.6. Реалізація автокореляційної функції емпіричного ПС

Задля пошуку шляхів та способів обґрунтування конструктиву математичної моделі ПС на основі отриманих результатів апріорного аналізу ПС відомими методами (рис.2.3-2.6) сформульовано базові вимоги до моделі, які наведено у табл. 2.3.

Таблиця 2.3

N⁰	Сформульована вимога	Обґрунтована підстава
1	2	3
1	Врахування стохастичності	1) Амплітудні спектри ПХ у реалізації
	(випадковості) ПС, а саме	ПС є варіативними (рис.2.3)
	нестаціонарності	2) Трансформація функції густини
		розподілу значень ПС (рис.2.4)
2	Врахування періодичності	Подібність реалізацій кореляційної функції
	(циклічності, повторності)	<i>k</i> -их ансамблів ПС (рис.2.5)

Сформовані вимоги до математичної моделі досліджуваного ПС

Продовження таблиці 2.1

78

1	2	3
3	Приналежність до класу	Заниканість у часі реалізації кореляційної
	стохастичних скінченних	функції ПС (рис.2.6)
	процесів	
4	Урахування взаємо-	Фазово-часова структура (рис.2.1)
	пов'язаності між різними	
	хвилями однієї і тієї ж	
	реалізації ПС для	
	відстеження динаміки	
	зміни його фазо-часової	
	структури	

Вимоги, які зведено в табл.2.3, з позицій енергетичної теорії відповідає модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП). Така модель має у своєму арсеналі засоби врахування взаємопов'язаності гармонічних складових і варіації ймовірнісних характеристик сигналу.

Енергетичну теорію в повній мірі викладено у монографії [32] як результат потреб дослідження нестаціонарних процесів та сигналів задля виявлення нових фактів, пошук їх істинного значення і взаємопов'язування з відомими в межах достатньо систематично розвинутої та вичерпної теорії. Теорія забезпечує поєднання питань зображень ПС через складові елементарного характеру, лінійного перетворення, обґрунтування алгоритму їх аналізу для розв'язання задач широкого спектру їх використання зі сторони теорії та практики.

2.3. Періодично корельований випадковий процес як модель пульсового сигналу

ПС як об'єкт моделювання на основі ПКВП класу π^{T} [32] є процесом,

функція кореляції якої задовольняє умовам скінченності $M_t(r(t,t)) < \infty$ (рис.2.6) та періодичності $r_{\xi}(t+T,s+T) = r_{\xi}(t,s)$ (r(t,s) = R(u = t - s)) (рис.2.5), T > 0 для всіх $t, s \in \mathbf{R}$.

Введення класу π передбачає вивчення ПКВП у частотній області – його гармонізовність, вигляд спектру (тип взаємозалежності гармонічних складових), закон збереження (потужність згідно узагальненої теореми Вінера-Хінчина) та подання такого виду процесів через складові спектрального виду [32].

Процедура оцінювання середніх характеристик ПС виду ПКВП передбачає те, що усереднення продовж усієї осі перетворюється в процедуру усереднення по часовому відрізку тривалістю T за рахунок інваріантності усереднення щодо зсуву в межах часового інтервалу [0; T).

Середня потужність ПС виду ПКВП за умови інваріантності до зсуву визначається усередненням в діапазоні періоду тривалістю [0,T] у відповідності до виразу:

$$P^{T}_{\xi} = \frac{1}{T} \int_{0}^{T} E |\xi(t)|^{2} dt = \frac{1}{T} \int_{0}^{T} r(t,t) dt.$$
(2.17)

При урахуванні виразу (2.17) та отриманих результатів аналізу досліджуваного сигналу (рис.2.4-2.6) встановлено, що такий сигнал є належним до класу π^{T} , оскільки умова $P^{T}_{\xi} = \frac{1}{T} \int_{0}^{T} r(t,t) dt < \infty$ виконується (скінченність реалізації функції кореляції ПС (рис.2.6).

В межах класу π^{T} важливою властивістю ПС виду ПКВП є те, що процедури оцінювання їхніх характеристик зводяться до статистик стаціонарних процесів.

З урахуванням такої властивості незміщеності середні величини характеристик досліджуваного ПС обчислюються у відповідності до виразу:

$$m = M_t \{ m_{\xi}(t) \} = \frac{1}{T} \int_0^T m_{\xi}(t) dt, \qquad (2.18)$$

$$B(u) \stackrel{\Delta}{=} M_t \left\{ r_{\xi}(t+u,t) \right\} = \frac{1}{T} \int_0^T r_{\xi}(t+u,t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b_{\xi}(t,u) dt, \qquad (2.19)$$

де M_t - символ усереднення по всьому часовому просторі t;

 $b_{\xi}(t,u)$ - зсувова (двопараметрична) коваріація ПС як центрованого $(\overset{\circ}{\xi}(t) = \xi(t) - m))$ в часові моменти *t* та зсунутої на величину часу *u* його копії;

Т - період корельованості досліджуваного ПС.

Коваріація $b_{\xi}(t,u)$ характеризує розподіл значень потужності ПС в часовому просторі, що є особливо важливим для задачі виявлення моменту прояву змін у фазово-часовій структурі досліджуваного сигналу.

Характеристики (2.18) та (2.19) мають розкладання в ряди Фур'є в рамках теорії типових функцій Шварца [118] (функції, похідні яких є стрімко спадаюючими з прямуванням до нуля $f'(t) \rightarrow 0$ при рості аргументу $|t| \rightarrow \infty$), коли розглядати реалізацію ПС як подання ПКВП класу π^{T} :

$$m_{\xi}(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} m_k e^{ik \frac{2\pi}{T}t},$$
 (2.20)

$$b_{\xi}(t,u) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} B_k(u) e^{ik \frac{2\pi}{T}t}, \qquad (2.21)$$

де $B_k(u)$ – кореляційні компоненти [32]:

$$B_{k}(u) = \frac{1}{T} \int_{0}^{T} b_{\xi}(t, u) \cdot e^{-e^{ik\frac{2\pi}{T}t}} dt, \qquad (2.22)$$

Кореляційні компоненти $B_k(u)$ мають відповідне зображення вигляду Фур'є за мірами при умові їх обмеженості $B_k(u) \le B_0(u) \le B_0 = P_{\xi}^T$ (приналежність до класу B^2) [32]:

$$B_k(u) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{iu\lambda} \cdot F_k(d\lambda), \qquad (2.23)$$

Із врахуванням виразу (2.23) зсувова коваріація $b_{\xi}(t,u)$ ПС як поданого через ПКВП обчислюється у відповідності до виразу:

$$b_{\xi}(t,u) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} e^{i(t\lambda - u\mu)} F(d\lambda, d\mu), \qquad (2.24)$$

де $F(d\lambda, d\mu)$ - спектральна біміра.

Наведені властивості зсувової коваріації ПС поданого через ПКВП дають усі підстави для виведення виразу самого процесу через власні компоненти як стаціонарні, а саме визначити структуру даного класу досліджуваного процесу.

Пульсовий сигнал як поданий через ПКВП є належним до класу π^{T} лише за умови, коли його зображення має вигляд [32]:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \xi_k(t) e^{i\frac{2\pi k}{T}t}, \ t \in \mathbf{R}, \ k \in \mathbf{Z},$$
(2.25)

де $\xi_k(t)$ - випадкова складова структури ПС, яку подано через стаціонарнопов'язані процеси (стаціонарні компоненти);

 $e^{i\frac{2\pi kt}{T}}$ – періодична (циклічна) складова ПС з параметром періоду *T*;

k – номер стаціонарної компоненти.

Подання ПС через зображення ПКВП (2.25) забезпечує обґрунтування застосування до його оцінювання відомих методів синфазного та компонентного аналізів шляхом оцінювання імовірнісних характеристик як інформативних (діагностичних) ознак, що є показниками (індикаторами) стану судин людини при виявленні ригідності судин.

2.4. Висновки до розділу 2

Шляхом розроблення нового методу та запропонованого на його основі алгоритму, з використанням процедури пошуку мінімуму функції варіації середніх значень центрованого пульсового сигналу розвинуто методологію обчислення періоду стохастичних пульсових сигналів для фотоплетизмографічних систем. Встановлено, що розроблений метод, обчислення враховуючи результати середньоквадратичного відхилення синхронізацих реалізацій пульсового сигналу, забезпечує найменший його розмах, на відміну від відомих.

Враховуючи варіаційність фазо-часової структури пульсового сигналу, отримані результати аналізу характеристик сигналу з позицій детермінованого, стохастичного підходів (теорія стаціонарних ВП) та проаналізовані властивості ПКВП встановлено, що модель такого класу забезпечує адекватність щодо опису досліджуваного сигналу, а саме врахувати у своїй структурі взаємопов'язаності між різними хвилями однієї реалізації ПС шляхом поєднання випадковості із періодичністю (циклічністю) сигналу, а тому розробити методи і алгоритми визначення інформативних (діагностичних) ознак для задачі дослідження динаміки зміни фазо-часових параметрів як чутливого показника стану ригідності судин, чим підвищено інформативність результатів аналізу пульсового сигналу у складі фотоплетизмографічних систем.

РОЗДІЛ З

РЕЄСТРАЦІЯ ТА МЕТОДИ АНАЛІЗУ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ

У розділі синтезовано схему макету фотоплетизмографічної системи та проаналізовано результати його функціонування. На базі обґрунтованої структури математичної моделі ПС як періодично корельований випадковий процес отримано нові вирази для числення його ймовірнісних характеристик через усереднені кореляційні компоненти як показники стану ригідності судин одержаних синфазним та компонентним методами аналізу. На базі синфазного та компонентного метолів розроблено алгормитмічне забезпечення аналізу бази сигналів як для розробки програмного забезпечення пульсових фотоплетизмографічної системи.

Основні положення розділу апробовано [91,92,93,94,104] та опубліковано в працях [86].

3.1. Ресстрація пульсового сигналу методом фотоплетизмографії

3.1.1. Актуальність розробки макету системи реєстрації пульсового сигналу

Застосовність фотоплетизмографічних систем (Endo-Pat2000 (Ізраїль), оптоелектронний діагностичний комплекс (Україна), Senzio (Голандія), ЭЛДАР (Росія), PulseTrace PCA2 (США) та інші) для діагностики стану судин при виявленні перших ознак їх ригідності, забезпечує процес формування низки інформативних ознак як кількісних індикаторів стану судин шляхом реєстрації ПС з подальшою процедурою їх аналізу.

Аналізом відомих фотопетизмографічних систем встановлено, що їх використання для задачі оцінювання параметрів ригідності судин не є достатнім через високі вартісні показники та обмежені можливості аналізу ПС щодо отримання великого асортименту інформативних (діагностичних) ознак на основі адекватної для такої задачі математичної моделі досліджуваного ПС. Також інформацію, яку формують відомі системи щодо стану судин, є низькоінформативною в процесі відстеження динаміки розвитку захворювання судин (зміна ригідності).

Отже, розробка недорогого за вартісними показниками макету фотоплетизмографічної системи для задачі реєстрації та подальшого аналізу ПС з метою формування інформативних ознак як індикаторів зміни ригідності систем, є актуальним завданням.

3.1.2. Синтез структури системи

Для реалізації процесу реєстрації з подальшим аналізом ПС розроблено схему структурну макету фотоплетизмографічної системи, яку зображено на рис.3.1.



Рис.3.1. Структура схема макету фотоплетизмографічної системи

Структурна схема макету фотоплетизмографічної системи (рис.3.1), складається з таких структурних одиниць:

1 - оптичний датчик ПС;

- 2,3 фільтр високих (ФВЧ) та низьких частот (ФНЧ);
- 4 вузол підсилення (підсилювач з можливістю регулювання);
- 5 вузол узгодження;
- 6 АЦП;

- 7 мікроконтролер (мікропроцесор);
- 8 перетворювач інтерфейсів USB-UART;
- 9 персональний комп'ютер.

З урахуванням того, що найоптимальнішим діапазоном випромінення джерела потоку світла для реєстрації ПС є ближній та видимий діапазони інфрачервоного (ІЧ) випромінювання (625-740 нм) (підтверджено результатами з праці науковця Вебстара [126,127]), тому в якості датчика ПС застосовано оптичний датчик, який конструктивно складається з світлодіода як ІЧ випромінююча та фототранзистора як приймача відбитого від поверхні судин ІЧ випромінення (рис.3.2).



Рис.3.2. Схема вибору оптичного датчика

Апріорно висунуто такі вимоги щодо параметрів оптичного датчика:

- високі показники чутливості щодо зміни вихідного струму датчика при мінімальних змінах інтенсивності потоку світла, що відбивається від поверхні судини та проходить через шкіру людини;

- довжина хвилі світла випромінення та поглинання повинна становити в межах діапазону 625-740 нм [126,127];

- низька споживана потужність;

- збереження стабільності роботи при змінах температури;

- захищеність від впливу денного світла як паразитного.

На рис. 3.3 зображено загальний вигляд датчика TCRT1000 [29], який

працює на принципі реєстрації відбитого променю у вигляді ПС, та його показник у вигляді залежності значення струму колектора *I*с від відстані поверхні випромінювання датчика *d* до поверхні відбивання (судини). Обраний датчик задовольняє вище сформульованим вимогам.



Рис.3.3. Залежність зміни значення струму колектора від відстані поверхні випромінювання датчика до поверхні відбивання

При урахуванні того, що товщина шкіри людини за значенням коливається в межах від 0,5 до 3 мм (без урахування зміни коливань судин) [116], встановлено, що значення чутливості датчика залежно від відстані (0,5-3мм) буде коливатися в межах від 0,4 мА до 0,8мА.

ФВЧ з параметром частоти зрізу до 0,5 Гц забезпечує процес виділення пульсуючих складових ПС на фоні постійної складової ПС. Вміст складової залежить частки поглиненого світла у вимірюваному циклі пульсацій під час діастоли, оптичних параметрів кісток, крові та біотканини. При частоті зрізу 0,5 Гц відмічають мінімальні варіації у структурах ПС [110, 112] (рис.3.4).



Рис. 3.4. АЧХ ФНЧ і ФВЧ (*f*1=0,5 Гц, *f*2=3,4 Гц)

ФНЧ з параметром частоти зрізу 3,4 Гц дає змогу виділити пульсуючу складову ПС на фоні різних завад (артефакти, які пов'язані із диханням та рухами людини, наведення від електромережі 220В при частоті 50 Гц та магнітного поля). Значення частотного зрізу обґрунтовано таким фактом, що базова спектральна потужність сигналу пульсації крові є зосередженою в частотному діапазоні до 3,4 Гц [21, 112]) (рис.3.4).

Підсилювач 4 забезпечує процес підсилення низькоамплітудного ПС до необхідної амплітуди його детектування (рис.3.5). Вузол узгодження 5 забезпечує узгодження виходу підсилювача 4 ПС з входом аналого-цифрового перетворювача (АЦП) 6 по імпедансу (опору) (рис.3.5).

АЦП 6 здійснює оцифрування ПС для підключення виходу попереднього блоку до мікроконтролера 7 як ядра фотоплетизмографічної системи, де здійснюються додаткові процедури попереднього аналізу (пакетування даних, фільтрація).



Рис.3.5. Блоки підсилення ПС та подальшого аналізу

Перетворювач UART-USB 8 узгоджує вихід мікроконтролера 7 із USBпортом персонального комп'ютера 9, де здійснюється процес аналізу даних ПС (збереження, аналіз, візуалізація та інші операції) (рис.3.6).



Рис. 3.6. Структура блоків аналізу ПС

3.1.3. Схемотехнічна реалізація макету фотоплетизмографічної системи

На рис.3.7 зображено схему керування увімкнення та вимкнення оптичного датчика (давача), яку реалізовано на транзисторному ключі VT1. На виході схеми формується низький за рівнем пульсовий сигнал з наведеними зовнішніми завадами.



Рис.3.7. Схема керування оптичного датчика

Сигнал з виходу давача (рис.3.7) поступає на двокаскадний фільтр та схему підсилення для подальшого аналізу ПС.

Блок двокаскадної фільтрації від наведених завад реалізовано на пасивному (RC) ФВЧ блокування складової постійного лля струму пульсового сигналу. Значення частоти відсікання ФВЧ становить 0,5 Гц і задається значеннями R5 (68кОм) і C1 (4,7мкФ) (рис.3.8). Вихідний сигнал з подавленою постійною складовою поступає на активний фільтр НЧ, який реалізовано на операційному підсилювачі DA1:1 TLO074 (рис.3.9). Підсилювач DA1:1 працює в неінвертуючому режимі і забезпечує процес підсилення ПС в 48 раз та граничну частоту 3,4 Гц.





DA1:1

out

int1 2

Рис.3.8. Блок пасивної фільтрації Рис.3.9. Блок активної фільтрації та підсилення

Для досягнення повного коливання (розмаху) ПС на виході негативний вхід DA1:1 прив'язано до опорної напруги (Vref) від 2В. Vref генерується за допомогою стабілітрона. На виході підсилювача підключено змінний резистор R8 для виконання функції ручного регулювання коефіцієнта підсилення.

Відфільтрований ПС поступає на схему другого каскаду вимірювання ПС (фільтрація та підсилення), яку реалізовано на DA1:2-3 (рис.3.10).



Рис. 3.10. 2-ий блок фільтрації та підсилення

Контроль рівня амплітуди ПС, що поступає на схему вимірювання ПС другого каскаду здійснюється за допомогою змінного резистора R8.

Підсилений та відфільтрований ПС поступає на третій операційний підсилювач DA1:3 (рис.3.11), який сконфігоровано як неінвертуючий буфер з коефіцієнтом підсилення 1.



Рис.3.11. Схема неінвертуючого буфера

Вихід буферу забезпечує аналоговий ПС. Змінний резистор R8 може застосовуватися для керування амплітудою ПС, який формується на виході каскаду.

Четвертий операційний підсилювач DA1:4 використано як компаратор напруги (рис.3.12).



Рис.3.12. Компаратор напруги

Аналоговий сигнал ПС подається на додатній вхід DA1:4, а негативний - на опорну напругу (VR). Величину VR можна встановити в діапазоні від 0 до Vcc за допомогою змінного резистора R12. Щоразу, коли імпульсна хвиля ПС перевищує порогове значення VR, вихід компаратора стає високим. Таким чином, ця схема забезпечує вихідний цифровий імпульс, який синхронний із серцебиттям. Ширина імпульсу також визначається VR. Процес реєстрації ПС візуалізується на світлодіоді H1.

3.1.4. Реалізація макету системи та результати його роботи

На базі кафедри біотехнічних систем ТНТУ імені І.Пулюя виготовлено дослідний макет фотоплетизмографічної системи (рис.3.13).



Рис. 3.13. Макетна реалізація фотоплетизмографічної системи

мікроконтролера застосовано CMOS-мікроконтролер AVR B якості ATMEGA8A 10 i3 вбудованим АШΠ розрядністю біт. 3 Макет фотоплетизмографічної системи функціональністю забезпечує за процес реєстрації ПС та передачі даних сигналу через USB-порт на персональний аналіз комп'ютер. де відбувається даних досліджуваних сигналів. Для забезпечення процедури програмування/перепрограмування мікроконтролера передбачено ATMEGA8A підключення плати макету зовнішнього ДО послідовного програматора. За запитом програмного забезпечення (додаток Б1), яке розроблено в середовищі Matlab та встановлено на персональному комп'ютері користувача системи, здійснюється процес програмної комутації дослідного макету із ПК, реєстрації, оцифрування і запису даних ПС в пам'ять.

Для демонстрації роботи системи на рис.3.14 наведено зареєстровані з її використанням зображення реалізацій ПС пацієнтів в стані фізнорми і патології (стан патології людини попередньо визначено відомими діагностичними методами в процесі індивідуального обстеження).



Рис.3.14. Емпіричні реалізації ПС, які зареєстровано макетом фотоплетизмографічної системи:

а) стан фізіологічної норми; б) патологія – прояви судинної ригідності

оцінювання достовірності працездатності розробленого макету Для ДСТУ-Н ΡΜΓ 64:2006 метрологічний згілно застосовано показник відтворюваності результатів вимірювань повторюваність результатів вимірювання (реєстрації) ПС, отриманого різними системами в одних і тих же умов вимірювання.

На рис.3.15 зображено реалізацію ПС, який зареєстрований системою Easy Pulse Sensor («Elecrow», США).



Рис.3.15. Експериментально зареєстровані ПС системою Easy Pulse Sensor («Elecrow», США)

За результатами метрологічної повірки встановлено, що результати роботи макету відтворюють результати роботи існуючої та повіреної системи Easy Pulse Sensor (США). Отже результати роботи макету є достовірними.

Макет системи із використанням програмного коду, який буде розроблено в середовищі МАТLAB, здійснюватиме автоматизований аналіз емпіричних ПС (рис.3.14) на базі моделі ПКВП з метою виділення важливо цінних та інформативних ознак як показників стану судин людини, зокрема їх ригідності.

3.2. Методи аналізу пульсового сигналу

На основі властивостей математичної моделі ПС в рамках моделі ПКВП, які наведено в розділі 2, виділено з енергетичної теорії стохастичних сигналів два базові методи аналізу ПС – компонентний і синфазний.

Методи аналізу характеристик ПС в рамках моделі ПКВП із урахуванням властивостей множин співвідношенних за фазою значень ПС дають змогу за однією реалізацією *ħ*-ергодичного ПС оцінити коваріацію (кореляцію) його фазо-часової структури, тобто зміни її в часовому просторі, а не тільки середні значення.

Для дослідження методів аналізу ПС використано поняття та факти теорії ПКВП за відомими публікаціями, зокрема [33].

3.2.1. Синфазний метод аналізу пульсового сигналу

Синфазний метод побудовано на такому принципі, що дискретні відліки значень ПС $\{\xi(t_n), n = \overline{1, NT}\}$ через значення періоду корельованості T з різними вибраними значеннями початку $t_n + \varphi_k$ відліку (фази пульсових хвиль) $\varphi_k = kT$ (k– номер фазового зсуву для k-го періоду, $k = \overline{1, NT}$, NT – кількість періодів) формують стаціонарну ергодичну випадкову послідовність $\xi(t) = \{\xi(t + \varphi_k), k = \overline{1, NT}, t \in [0, T)\}$ (рис.3.16).



Рис.3.16. Значення ПС через період корельованості Т

Співфазні відліки ПС в рамках моделі класу ПКВП мають одну і ту ж ймовірнісну характеристику другого порядку, ідентично з відліками ПС - незміну повну статистику.

За умови \hbar - ергодичності ПС, а відповідно, ергодичності в звичайному сенсі послідовності ПС $\xi(t)$, для характеристик ПС справедливими є статистики у вигляді виразів:

$$m_{\xi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT), \ t \in [0,T),$$
(3.1)

$$b_{\xi}(t,u) = \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^{N} \overset{0}{\xi} (t+u+kT) \overbrace{\xi(t+kT)}^{0}, \qquad (3.2)$$

де $\xi^{0}(t)$ – центрований ПС відносно статистики (3.1), $\xi^{0}(t) = \xi(t) - m_{\xi}(t)$.

Операція усереднення ПС у виразах (3.1) та (3.2) здійснюється на часовому відрізку з фіксованою довжиною $T = N_T \cdot dt$, де dt – крок дискретизації ПС, N_T – дискретна довжина фіксованого відрізку, T – період корельованості ПС. Дискретну довжину реалізації ПС подано як kT + u, де k - кількість періодів (серцевих циклів) реалізації ПС, u – максимальне значення часового зсуву, для якого оцінюють значення функції кореляції.

В такому випадку вирази статистик ПС як ПКВП (3.1) та (3.2) мають вигляд:

$$\hat{m}_{\xi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT), \quad t \in [0,T)$$
(3.3)

$$\hat{b}_{\xi}(t,u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \overset{0}{\xi} (t+u+kT) \overset{0}{\xi} (t+kT).$$
(3.4)

Матсподівання статистики (3.3) ПС як ПКВП є рівне величині оцінювання:

$$\mathbf{E}\left\{\hat{m}_{\xi}(t)\right\} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} m_{\xi}(t+kT) = \hat{m}_{\xi}(t),$$

що вказує на незміщеність статистики ПС (3.3).

Дисперсія оцінки статистики (3.3) ПС як ПКВП рівна:

$$D_{\hat{m}}(t) = M \left[\hat{m}_{\xi}(t) - \mathbf{E} \left\{ \hat{m}_{\xi}(t) \right\} \right]^{2} = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) b_{\xi}(t, kT).$$
(3.5)

Оцінки параметричної коваріації ПС $b_{\xi}(t, u)$ при апріорно відомій статистиці математичному сподіванні рівні:

$$\hat{b}_{\xi}(t,u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT) \xi(t+u+kT) - m_{\xi}(t) m_{\xi}(t+u).$$
(3.6)

Оцінки математичного сподівання (3.4) та коваріації (3.6) ПС є незміщеними (інваріантними), а оцінка їх дисперсії визначається виразом:

$$\hat{D}_{\hat{b}}(t,u) = \frac{1}{N^2} \sum_{m,n=0}^{N-1} \mathbf{E} \, \xi^0(t+nT) \xi^0(t+u+nT) \xi^0(t+mT) \times , \qquad (3.7)$$
$$\times \xi^0(t+u+mT) - b_{\xi}^2(t,u)$$

При апріорно невідомому математичному сподіванні реалізації ПС, коли є необхідним обчислити цю оцінку, статистики при скінченому *N* будуть мати відмінне від нуля зміщення:

$$\hat{b}_{\xi}(t,u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \left[\xi(t+kT) - \hat{m}_{\xi}(t+kT) \right] \left[\xi(t+u+kT) - \hat{m}_{\xi}(t+u+kT) \right], \quad (3.8)$$

$$\hat{b}_{\xi}(t,u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT) \xi(t+u+kT) - \hat{m}_{\xi}(t) \hat{m}_{\xi}(t+u), \qquad (3.9)$$

Для статистики ПС як ПКВП (3.8) математичне сподівання є рівним:

$$\mathbf{E}\left\{\hat{b}_{\xi}(t,u)\right\} = \hat{b}_{\xi}(t,u) - \frac{1}{N}\hat{b}_{\xi}(t,u) - \frac{1}{N}\sum_{k=-N+1}^{N-1}b_{\xi}(t,u+kT) + \frac{1}{N}\sum_{k=-N+1}^{N-1}\left(1 - \frac{|k|}{N}\right)b_{\xi}(t,k+nT).$$

Зміщення статистики ПС (3.8):

$$\varepsilon_{\hat{b}}^{(1)} = \frac{1}{N} \left[b_{\xi}(t, u) + \sum_{n=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} b_{\xi}(t, u+nT) \right],$$

прямує до нульового значення коли $N \to \infty$. Цей факт вказує на асимптотичну незміщеність розглянутої оцінки. Ідентичну властивість також має оцінка виразу (3.9) із зміщенням, яке рівне:

$$\varepsilon_{\hat{b}}^{(2)} = \frac{1}{N} \left[\hat{b}_{\xi}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{b}_{\xi}(t, u + kT) \right].$$

Величини зміщення оцінок (3.8) $\varepsilon_{\hat{b}}^{(1)}$ та (3.9) $\varepsilon_{\hat{b}}^{(2)}$ ПС є пов'язаними між собою відповідним співвідношенням:

$$\mathcal{E}_{\hat{b}}^{(1)} + \mathcal{E}_{\hat{b}}^{(2)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{b}_{\xi}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} \hat{b}_{\xi}(t, u + kT) \right].$$

Оцінки функції кореляції ПС в рамках моделі ПКВП при апріорно невідомій оцінці математичного сподівання формують статистику:

$$\hat{b}_{\xi}(t,u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \left[\xi(t+kT) \xi(t+u+nT) - \hat{m}_{\xi}(t+kT) \hat{m}_{\xi}(t+u+kT) \right].$$
(3.10)

Зміщення оцінки (3.10) є ідентичною зміщенню $\varepsilon_{\hat{b}}^{(2)}$.

Завданням кореляційного аналізу ПС як ПКВП є процедура оцінювання коваріації $\hat{b}_{\xi}(t,u)$ та обчислення оцінок кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$, які кількісно характеризують зміни у часовій структурі ПС.

Оцінювання кореляційних компонент ПС здійснюється за статистикою параметричної коваріації $\hat{b}_{\xi}(t,u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_{\xi}(t, u) \exp\left(-ik\frac{2\pi}{T}t\right) dt .$$
(3.11)

При апріорно відомій оцінці математичного сподівання ПС оцінка компонент кореляційних $\hat{B}_k(u)$ характеризується незміщеністю:

$$\mathbf{E}\left\{\hat{B}_{k}\left(u\right)\right\} = \hat{B}_{k}\left(u\right). \tag{3.12}$$

Отже, оцінки кореляційної функції $\hat{b}_{\xi}(t,u)$ та компонент $\hat{B}_k(u)$ ПС як ПКВП, є незміщеними.

Якщо коваріаційну функцію $\hat{b}_{\xi}(t,u)$ ПС обчислити згідно виразу (3.4), то її зміщення обчислюється згідно виразу:

$$\varepsilon_{\hat{B}_{k}(u)}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{B}_{k}(u) - \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(\frac{|k|}{N} \right) \hat{B}_{k}(t, u+kT) \right], \qquad (3.13)$$

а якщо – із використанням виразу (3.10), то її зміщення рівне:

$$\varepsilon_{\hat{B}_{k}(u)}^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) \hat{B}_{k}(u + kT).$$
(3.14)

Наведені вище співвідношення дали змогу проаналізувати властивості статистик математичної моделі ПС як ПКВП, таких як: математичне сподівання $m_{\xi}(t)$, коваріаційна функція $\hat{b}_{\xi}(t,u)$ та кореляційні компоненти $\hat{B}_k(u)$, які дають змогу визначити характер наближеності цих оцінок по відношенню до обчислюваних величин у прямій залежності від методів та алгоритмів щодо їх числення.

3.2.2. Компонентний метод аналізу пульсового сигналу

Метод компонентного аналізу ПС базується на тому принципі, що характеристики ПС є функціями періодичними в залежності від часу, а тому мають змогу бути подані за допомогою рядів Фур'є:

$$\hat{m}_{\xi}(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T}t\right), \qquad (3.15)$$

$$\hat{b}_{\xi}(t,u) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T}t\right), \qquad (3.16)$$

Коефіцієнти оцінок \hat{m}_k та $\hat{B}_k(u)$ розкладів (3.15) та (3.16), які є компонентами характеристик, обчислюються згідно виразів:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{m}_{\xi}(t) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \qquad (3.17)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_{\xi}(t, u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T}t\right) dt.$$
(3.18)

Для математичного сподівання оцінка $\hat{m}_{\xi}(t)$ реалізації ПС (3.15) з урахуванням коефіцієнтів оцінки \hat{m}_{k} (3.17) є рівною:

$$\mathbf{E}\left\{\hat{m}_{\xi}(t)\right\} = \sum_{k=-N_{1}}^{N_{1}} \exp\left(ik\frac{2\pi}{T}t\right) \sum_{n=-N_{1}}^{N_{1}} m_{l}\varphi\left[\left(k-n\right)\frac{\pi}{T}\right] \exp\left[i\left(k-n\right)\frac{\pi}{T}\theta\right], \quad (3.19)$$

де $\varphi(\omega) = \sin(\omega \theta)/(\omega \theta)$.

Враховуючи те, що коли $T \to \infty$, то $(k-n)\frac{\pi}{T} \to \delta_{kn}$ (δ_{nk} - символ Кронекера). Такий факт вказує на асимптотичну незміщеність оцінки (3.17) ПС. Зміщення нульове оцінки (3.17) ПС можливе у випадку скінченності довжини реалізації сигналу, якщо $T = k \cdot dt$.

Дисперсія компонентного оцінювання коефіцієнтів \hat{m}_k (3.15) є функцією періодичного характеру з періодом ПС залежною від часу та коефіцієнтами Фур'є, визначеними за інтегральними трансформаціями компонент кореляційних. При $T = k \cdot dt$ середнє дисперсії ПС в межах періоду рівне:

$$D_{\hat{m}}^{T} = \frac{1}{N} \left[B_{0}(0) + \sum_{n=1}^{N-1} \left(1 - \frac{n}{N} \right) B_{0}(nT) \right].$$
(3.20)

Вираз (3.20) ідентичний виразу середньої дисперсії синфазного оцінювання. Також, середня дисперсія синфазного оцінювання є верхньою межею значень оцінок середньої дисперсії компонентного оцінювання при $N \rightarrow \infty$.

Для обчислення кореляційних компонент ПС можна застосувати вираз:

$$\hat{B}_{k}(u) = \frac{1}{T} \int_{0}^{T} \left[\xi(t)\xi(t+u) - m_{\xi}(t)m_{\xi}(t+u) \right] \exp\left(-ik\frac{2\pi}{T}t\right) dt.$$
(3.21)

При апріорно відомій оцінці математичного сподівання ПС оцінки компонент кореляційних для значень періоду $T = k \cdot dt$ є незміщеними, тому обчислені на їх базі оцінки функції кореляції є також незміщеними.

Співвідношення між величиною середнього зміщення оцінки компонент ПС (3.21) та тотожними величинами одержаними при компонентній оцінці є залежним від визначених властивостей нульової кореляційної компоненти. За умови, коли її заникання несуттєвим чином залежать від часового зміщення, то

перевагу слід надавати застосуванню оцінки компонент (3.21), а якщо за приростом часового зміщення *и* компонента є швидко заникаючою та загальне число компонент математичного сподівання є незначним, то слід використати статистики (3.21).

Здійснений аналіз компонентних оцінок математичного сподівання, коваріаційної функція та кореляційних компонент ПС дає змогу розкрити характерні властивості оцінок.

3.2.3. Критерій оцінювання результатів аналізу пульсового сигналу

Процедурою ідентифікації станів судин людини (норма чи патологія типу ригідність судин) за кореляційними компонентами $\hat{B}_k(u)$ слугуватиме критерій, який базується на усередненні значень компонент ПС $\hat{B}_k(u)$ за зсувами u згідно виразу:

$$M_{u}\left\{\stackrel{\wedge}{B_{k}}(u)\right\} = \frac{1}{U_{\max}}\sum_{u=1}^{U_{\max}}\stackrel{\wedge}{B_{k}}(u), \quad u = \overline{1, U_{\max}}, \quad k = \overline{1, K_{\max}}.$$
 (3.22)

де k – номер кореляційної компоненти ПС;

u – зсув ПС;

 $\boldsymbol{U}_{\mathrm{max}}$ — максимальна довжина зсуву ПС;

К_{тах} – загальна (максимальна) кількість компонент ПС, яка рівна кількості дискретних відліків в межах періоду.

3.3. Алгоритми аналізу пульсового сигналу та їх складність

3.3.1. Синфазний метод

В основі синфазного методу лежать операції центрування, формування стаціонарних компонент, числення оцінки кореляції від стаціонарних компонент центрованого процесу та Фур'є перетворення.

Усі вище переліченні операції, які реалізовують синфазний метод аналізу ПС як ПКВП зображено на рис.3.17-3.18.



Рис. 3.17. Операції виразу обчислення компонент кореляційних



Рис. 3.18. Операції виразу обчислення параметричної коваріації

Враховуючи операції синфазного методу аналізу ПС (рис.3.17-3.18)

розроблено послідовність його реалізації у вигляді алгоритму, який зображено на рис.3.19.



Рис. 3.19. Алгоритм синфазного аналізу ПС

Розроблений алгоритм (рис. 3.19), який базовано на синфазному методі аналізу, дає змогу розробити програмне забезпечення для фотоплетизмографічних систем з метою виділення інформативних ознак як показників стану ригідності судин.

Алгоритм аналізу базовано на синфазному методі, який конструктивно складається з таких операцій:

- обчислення періоду ПС (N);
- обчислення оцінки математичного сподівання ПС (N);
- центрування (N операцій);
- числення оцінки кореляції (2N²);
- числення компонент (перетворення $\Phi yp' \epsilon$) (2N²);

Загалом складність алгоритму синфазного аналізу становить 3N+4N², де N – розмірність алгоритму аналізу ПС.

Значення складності обчислювального ресурсу фотоплетизмографічної системи, а саме часу виконання цього ресурсу, впливає негативно на швидкість синфазного аналізу ПС за вище встановленим алгоритмом, і позитивно на результат отримання корисних інформативних ознак цією ж системою.

Застосування сучасних процесів аналізу у складу фотоплетизмографічної системи, в яких інформація аналізується паралельно, тобто відбувається процес декомпозиції, дають змогу скоротити час роботи алгоритму синфазного аналізу ПС.

3.3.2. Компонентний метод

Метод компонентного аналізу у порівнянні із синфазним не залежить від кількості компонент, і тим самим не накладає вимоги щодо їх кількості.

За результатами аналізу виразу (3.21) виділено основні операції щодо його реалізації:

- 1) Пошук періоду T;
- 2) Обчислення оцінки математичного сподівання $m_{\xi}(t)$;
- 3) Центрування ПС $\xi(t) \rightarrow \overset{0}{\xi}(t);$
- 4) Числення оцінки компонент кореляційних $\hat{B}_{k}(u)$.

На рис.3.20 наведемо усі перелічені операції у вигляді алгоритму, який відображає структуру компонентного методу оцінювання.



Рис. 3.20. Алгоритм компонентного аналізу ПС

Yac затрачений на процес обчислення при виконанні алгоритму ПС аналізу конструктивного об'єкту компонентного як V складі фотоплетизмографічної системи, рівний сумі часів окремо виконаних операцій. При аналізі та побудові алгоритмів час виконання прийнято виражати, як міру ефективності з показником точності до константи мультиплікативного типу, через підрахунок тільки певних послідовних *N*-их основних операцій, а саме (у випадку виконання двох послідовних операцій складність буде додаватися, а при циклічних операціях - перемножуватися):

1-ша операція – обчислення періоду ПС (кількість операцій N);

2-га операція – обчислення математичного сподівання ПС (кількість операцій N);

3-тя операція – центрування ПС (кількість операцій N);

4-та операція – обчислення кореляційних компонент ПС із використанням циклу (2N²) (послідовне перемноження центрованого сигналу на зміщений в часі центрований сигнал (N) та експоненційну складову (N); циклічне повторення попередніх операції N²).

Загалом значення складності алгоритму складає O(3N+2N²), де N – розмірність задачі алгоритму компонентного аналізу ПС.

Такий підхід абсолютно рівномірний при визначенні нижніх значень часу виконання операцій, оскільки невраховані операції призводять до збільшення часу; проте при визначенні верхніх значень часу необхідно врахувати той факт, що внесок обраних основних операцій в загальній сумі відрізняється не більше значення константи від загального вкладу всіх операцій, які виконуються відповідним алгоритмом аналізу.

Кожна із ключових операцій алгоритму затрачає певний час на її виконання, який негативно впливає на швидкодію аналізу ПС, та неможливість побудови фотоплетизмографічних систем реального часу.

Тому застосування новітніх обчислювальних ресурсів, які би мали підвищену швидкодію щодо виконання операцій, зокрема циклічних операцій великих масивів, ділення, множення, і т.д, дадуть змогу скорити час виконання алгоритму складних обчислювальних ресурсів до реального часу.

3.4. Висновки до розділу 3

Розроблено макет фотоплетизмографічної системи, який дає змогу зареєструвати реалізації пульсових сигналів на основі фотоплетизмографічного методу. Використана в процесі проектування макету компонента база є доступною і недорогою та забезпечує режим стабільності роботи макету в процесі реєстрації пульсових сигналів з подальшим їх аналізом, що підтвердило актуальність його використання в області діагностики стану судин. За результатами метрологічної повірки встановлено, що результати роботи макету відтворюють результати роботи існуючої повіреної системи в однакових умов вимірювання. Така відтворюваність результатів вказує на достовірність роботи макету і її придатність для реєстрації пульсових сигналів задля їх подальшого аналізу.

Перспективним є використання макету для задачі своєчасної діагностики такого складного патологічного стану як зміна ригідності судин на фоні інфаркту та інсульту за отриманими результатами аналізу емпіричних пульсових сигналів статистичними методами з позицій енергетичної теорії.

На базі обґрунтованої структури математичної моделі пульсового сигналу як ПКВП отримано нові вирази для числення його ймовірнісних характеристик у вигляді усереднених компонент кореляційних як інформативних (діагностичних) ознак стану ригідності судин одержаних синфазним і компонентним методами аналізу. На основі математичних виразів синфазного та компонентного методів розроблено алгоритми та визначено їх обчислювальну складність щодо їх програмної реалізації.

РОЗДІЛ 4

ВЕРИФІКАЦІІЯ ТА ВАЛІДАЦІЯ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ПУЛЬСОВИХ СИГНАЛІВ

У розділі розроблено метод та алгоритм процедури верифікації методів аналізу пульсового сигналу на базі його імітаційної моделі поданої як періодично подовжені у часі суми двох функцій нормального (гаусового) розподілу із урахуванням властивості періодичності (циклічності), стохастичності (випадковості) амплітудних та фазо-часових показників як результату зміни жорсткості (еластичності) судин при проявах ригідності судин. На базі імітаційної моделі пульсового сигналу розроблено програмне забезпечення з графічним інтерфейсом в середовищі МАТLAВ для генерування тестових пульсових сигналів як засобу верифікації методів та алгоритмів аналізу пульсових сигналів. Здійснено процедуру оцінювання точності генерування тестових пульсових сигналів по відношенню до експериментальних сигналів.

Розроблено програмне забезпечення для синфазного та компонентного аналізів пульсового сигналу в середовищі МАТLAB.

Проаналізовано синфазним та компонентним методами тестові пульсові сигнали із різними значеннями незалежних фазових зсувів прямих та відбитих хвиль в різних часових напрямках, що є характерним для проявів ригідності судин людини. Відмічено, що значення потужності усереднених оцінок компонент кореляційних як результату аналізу пульсового сигналу кількісно реагують на фазові зсуви прямих та відбитих хвиль, що підтвердило факт істинності щодо працездатності методів, алгоритмів та програмного забезпечення аналізу пульсового сигналу для виявлення прояву ригідності судин у людини.

Здійснено процедуру валідації методів та алгоритмів аналізу пульсового сигналу щодо встановлення факту істинності їх працездатності при виявленні проявів ригідності судин людини шляхом порівняння результатів аналізу тестових (імітованих) та експериментальних пульсових сигналів. Для порівняння результатів аналізу пульсового сигналу (усереднених кореляційних компонент) застосовано критерій Фішера (F-критерій). Результати порівняння вказали на подібність усереднених кореляційних компонент тестових та експериментальних пульсових сигналів з достовірністю прийнятого рішення 0,95 (0,99) та помилкою прийнятого рішення 0,05 (0,01), що підтвердило факт істинності працездатності методів та алгоритмів аналізу при виявленні ригідності судин у людини.

Основні положення розділу апробовано [96,98,99,101,102,106] та опубліковано в працях [87,88].

4.1. Перевірка працездатності методів аналізу пульсового сигналу

4.1.1. Блок-схема перевірки працездатності методів аналізу

На рис.4.1 зображено блок-схему перевірки коректності працездатності роботи методів аналізу ПС на базі обгрунтованої його моделі шляхом процедури їх верифікації та валідації.



Рис.4.1. Блок-схема перевірки методів аналізу ПС
Під час верифікації перевіряється факт працездатності методів аналізу процедурою аналізу імітованих реалізацій ПС з апріорно закладеними вхідними параметрами (рис.4.1). При валідації перевіряється істинність працездатності методів аналізу процедурою порівняння результатів аналізу імітованих реалізацій Х1 та емпіричних (експериментальних) Х2 ПС (рис.4.1).

У випадку повного співпадання результатів аналізу реалізацій імітованих із емпіричними ПС буде зроблено висновок про коректність працездатності методів аналізу, які реалізовано на синфазному та компонентному методах, при розрізненні станів судин людини із заданою ймовірністю прийнятого рішення.

4.1.2. Суть верифікації методів аналізу

Після вибору методів аналізу ПС наступним етапом в рамках процесу контролю якості їх аналізу та виявлення помилок є процедура верифікації. Коректність працездатності методів аналізу ПС при виявленні ригідності судин у людини є вкрай важливим етапом від якого залежатиме коректність процесів лікування та профілактики людей з такою судинною вадою.

Верифікація (піз.лат. Verificatia – твердження; лат. Verus – справжній (істинний), facio – робити) – процес доказування того, що твердження або вірогідний факт є істинно правдивим.

Верифікація забезпечує гарантування того факту, що результати синфазного та компонентного аналізів ПС відповідають апріорно сформованим вимогам тобто чи є ці методи працездатними при розв'язанні задачі виявлення ригідності судин. Верифікація передусім націлена на скорочення помилок.

Імітаційне моделювання як метод верифікації використовується у випадках, коли реальні випробування методів аналізу виявляються дорогими або їх не можливо проводити з різних причин.

Суть методу полягає в заміні експериментального дослідження з реальною системою, експериментом з її математичним аналогом та імітацією роботи її алгоритмів (імітаційне моделювання). Систему в такому випадку представлено у вигляді чорного ящика S, який має входи X і один вихід Y (рис.4.2).



Рис.4.2. Метод випробування методів аналізу

Входи X={x₁...x_n} - масив апріорних вхідних даних про які відомо:

- закон зміни;

- параметри амплітуди, часу, частоти та фази, які є характерними для пульсового сигналу.

Апостеріорна оцінка вихідних величин Y є невідомою, але відомим той факт, що величина Y якось є залежною від вхідних параметрів X, проте самі функціональні залежності нам невідомі.

Для побудови математичного аналогу системи оцінювання, необхідно розробити алгоритм функціонування цієї системи. Систему представлено як сукупність пов'язаних між собою підсистем, на входи яких поступають величини $X = \{x_1...x_n\}$. Ці величини мають пройти через певну кількість обчислювальних блоків, щоб поступити на вихід системи.

Процес моделювання полягає в багаторазовому повторі досліджень над системою. Результат виходить таким чином.

Кожна величина $\{x_1...x_n\}$ отримує деяке числове значення і лише тоді, оцінка вихідної величини \hat{Y} прийме певне значення:

$$\hat{Y}_1 = f\left(x_1^1, x_2^1, \dots, x_n^1\right),\tag{4.1}$$

В подальшому попередня процедура повторюється для наступної вихідної величини:

$$\hat{Y}_2 = f\left(x_1^2, x_2^2, \dots, x_n^2\right). \tag{4.2}$$

Загалом забезпечується процес формування *N*-их випадкових значень вихідних величин:

$$\hat{Y}_N = f(x_1^N, x_2^N, ..., x_n^N).$$
(4.3)

Таким чином, верифікація методів аналізу ПС складається з таких етапів:

1. Розробка і ввід в ПК алгоритму моделювання.

2. Генерація (імітування) вихідних величин ПС із апріорно заданими параметрами та повторення досліджень.

3. Статистичний аналіз генерованих (імітованих) ПС.

На рис.4.3 зображено блок-схему процесу верифікації.



Рис.4.3. Блок-схема процесу верифікації методів аналізу

4.1.3. Аналіз структури пульсового сигналу

Досліджуваний сигнал конструктивно зі сторони його структури складається з двох складових, а саме прямої та відбитої хвиль з показниками часів та амплітуд ($A_1, A_2, m_1, m_2, T_1, T_1, t_{01}, t_{02}$) (рис.4.4).



Рис.4.4. Структура емпіричного ПС та його основні параметри

На рис.4.4 позначено через:

*m*₁ і *m*₂ - моменти часу в яких пульсові хвилі досягають за рівнем амплітуди своїх максимумів за значенням;

– A_1 і A_2 - максимум амплітуд хвиль;

- t₀₁ і t₀₂ - моменти часового початку (нульової фази) коливаня хвиль сигналу;

– T₁ і T₂ - часові тривалості хвиль.

На рис. 4.4 видно, що кожній з хвиль як прямій так і відбитій окрім амплітудно-часових параметрів характерним є притамані особливості експоненціального заникання (спадання в напрямку до мінімуму) та наростання (приріст до максимуму) значень амплітуди впродовж певних інтервалів часу.

4.1.4. Імітаційна модель пульсового сигналу в межах одного періоду

Алгоритм імітаційного моделювання реалізацій ПС в часовому інтервалі одного періоду зображено через суму двох хвиль, зокрема прямої та відбитої, згідно до узагальненого алгоритму, який зображено на рис.4.5.



Рис.4.5. Алгоритм імітаційного моделювання ПС

При урахуванні структури емпіричного ПС (рис.4.4) та алгоритму (рис.4.5) в якості імітаційної моделі сигналу запропоновано застосувати адитивну суміш двох часозміщених функцій нормально розподілених (гаусових). Такі функції конструктивно та параметрично поєднують притаманні для емпіричних ПС параметри, зокрема рівні амплітуд, часові тривалості хвиль, часи початків коливань хвиль та характерні особливості експоненціального заникання (спадання) та наростання (приросту) амплітудних значень в часі:

$$s(t) = A_1 \cdot e^{-\frac{(t-m_1)^2}{2T_1^2}} \cdot e^{-tK_1} + A_2 \cdot e^{-\frac{(t-m_2)^2}{2T_2^2}} \cdot e^{-tK_2}, \ t \in [0, T_{\max}]$$
(4.4)

де A_1 і A_2 – максимум значень амплітуд прямої і відбитої хвиль; m_1 і m_2 – часові моменти максимуму кровонаповнення в судинах; T_1 і T_2 – часові тривалості кровонаповнення; T_{max} – максимальна тривалість сигналу одного циклу; K_1 і K_2 - коефіцієнти фазових відхилень 1-ої та 2-ої хвиль. Графічні ілюстрації виразу (4.4) зображено на рис.4.6.



Рис.4.6. Ілюстрації структур прямої (а) та відбитої хвиль (б) при використанні функцій нормального (гаусового) розподілу

Функції e^{-tK_1} та e^{-tK_2} забезпечують зсув фази хвиль відносно їх початкового часового часу. Такий зсув забезпечується шляхом додавання коефіцієнтів – tK_1 та – tK_2 до аргументу функцій нормального (гаусового) закону у випадку прямої $e^{-\frac{(t-m_1)^2}{2T_1^2}}$ та відбитої $e^{-\frac{(t-m_2)^2}{2T_2^2}}$ хвилей.

При адитивному сумуванні прямої хвилі на відбиту буде спостерігатися процес накладання амплітудних показників хвиль одної на іншу (рис.4.7).



Рис.4.7. Ілюстрація формування ПС в інтервалі одного серцевого циклу (періоду) із застосуванням функцій нормального (гаусового) розподілів

При врахуванні правила 3-ох сігм 3 σ [73] у виразі (4.4), встановлено, що хвилі зосередженні в часовому діапазоні $[m_1 - 3T_1; m_1 + 3T_1]$, а у випадку відбитої – $[m_2 - 3T_2; m_2 + 3T_2]$ з ймовірністю прийняття рішення (достовірністю) 0,9973.

У відповідності до правила 3-ох сігм 3 σ початки часу коливання хвиль ПС визначаються як різниці моментів часу максимуму кровонаповнення:

$$t_{01} = m_1 - 3T_1, (4.5)$$

$$t_{02} = m_2 - 3T_2.$$

Кінцевий момент часу завершення коливання хвиль визначається через суму значень моментів часу максимуму кровонаповнення та $3T_1$ ($3T_2$), тобто:

- пряма хвиля — $m_1 + 3T_1$;

- відбита хвиля — $m_2 + 3T_2$.

4.1.5. Імітаційна модель пульсового сигналу із урахуванням випадковості

При врахуванні варіації ПС, зокрема його складових прямої та відбитої хвиль за значеннями амплітуд і параметрами фазово-часовими, одержано вираз імітаційної моделі у вигляді:

$$\xi(t) = s(t, A + \psi_A, m + \psi_m, T + \psi_T, T_{\max} + \psi_t) =$$

$$= (A_1 + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t - (m_1 + \psi_m))^2}{2(T_1 + \psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_1} + (A_2 + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t - (m_2 + \psi_m))^2}{2(T_2 + \psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_2}, \ t \in [0, (t_{\max} + \psi_t)], (4.6)$$

або в більш компактному вигляді:

$$\xi(t) = \sum_{n=1}^{2} (A_n + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t - (m_n + \psi_m))^2}{2(T_n + \psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_n}, \quad t \in [0, (t_{\max} + \psi_t)]$$
(4.7)

де $\psi_A(M\{A\}, D(A))$ – випадкова адитивна компонента амплітудних значень

хвиль з середнім значенням (матсподіванням) $M\{A\}$ та дисперсією $D\{A\}$ (показник амплітудної варіативності);

 $\psi_m(M\{T\}, D\{T\})$ випадкова адитивна компонента моменту часу максимуму кровонаповнення з середнім значенням $M\{T\}$ та дисперсією $D\{T\}$ (показник варіативності моменту).

 $\psi_T(M\{T\}, D\{T\})$ — випадкова адитивна компонента величини часових тривалостей коливання (кровонаповнення) складових хвиль реалізації ПС з середнім значенням $M\{T\}$ та дисперсією $D\{T\}$ (показник варіативності тривалості).

При врахуванні адитивності впливу на усю реалізацію ПС завад зовнішнього та внутрішнього характеру вираз (4.7) матиме наступний вигляд:

$$\xi(t) = \sum_{n=1}^{2} (A_n + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t - (m_n + \psi_m))^2}{2(T_n + \psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_n} + n(t), \quad t \in [0, (t_{\max} + \psi_t)]$$
(4.8)

де n(t) – завада виду білого шуму з параметрами матсподівання $M\{n\}$ та дисперсії $D\{n\}$, яка є показником загального адитивного впливу на усю реалізацію ПС.

4.1.6. Імітаційна модель пульсового сигналу із урахуванням періодичності та випадковості

Окрім випадковості, для реалізації ПС характерною особливістю є наявність періодичності (циклічності серцебиття – природа породження сигналу), яку необхідно відобразити у виразі (4.8) через її врахування. Врахування властивості періодичності забезпечено шляхом моделювання k-ої кількості реалізацій ПС $\xi_k(t)$ в незалежних між собою часових діапазонах $[0, T_k)$ у відповідності виразу (4.8), які в подальшому розкладаються на часовій осі в залежності від часової зони їх локалізації, а часові зони їх неналежності заповняються нулями у відповідності до виразу:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \widetilde{\xi}_k(t), \qquad t \in \mathbb{R}$$
(4.9)

де $\widetilde{\xi}_k(t)$ - *k*-ий періодично подовжений ПС в часовому просторі, $\widetilde{\xi}_k(t), t \in R$:

$$\widetilde{\xi}_{k}(t) = \begin{cases} \xi_{k}(t), t \in [T_{k-1}, T_{k}) \\ 0, \quad t \notin [T_{k-1}, T_{k}) \end{cases},$$
(4.10)

117

де $\xi_k(t)$ - ПС, який є належний *k*-му періоду T_k , $\xi_k(t), t \in [0, T_k)$,

 T_k – часова тривалість k-го ПС, $T_1 \neq T_2 \neq ... T_k$.

На рис.4.8 проілюстровано схему формування випадкового та періодичного ПС у відповідності до виразу (4.10).



Рис. 4.8. Схема формування випадкового та періодичного ПС

Вираз (4.8) з врахуванням виразів (4.9,4.10) набуває кінцевого вигляду імітаційної моделі ПС:

$$\xi(t) = \sum_{k=1}^{N_k} \left\{ \sum_{n=1,N} (A_{nk} + \psi_{Ak}) \cdot e^{-\frac{(t - (m_{nk} + \psi_{mk}))^2}{2(T_{nk} + \psi_{Tk})^2} \cdot e^{-tK_{nk}}} , t \in [T_{k-1}, T_k) \\ 0 , t \notin [T_{k-1}, T_k) \right\} + n(t), \quad (4.11)$$

де T_k - ПС в діапазоні часового *k*-го періоду;

A_{nk}, *m_{nk}*, *T_{nk}* - амплітуда, часовий момент максимуму кровонаповнення та часова тривалість *n*-ої хвилі ПС на *k*-му періоді;

 ψ_{Ak} , ψ_{mk} , ψ_{Tk} - компонент випадковість значень амплітуди A_{nk} , часового моменту m_{nk} та часової тривалості T_{nk} ПС в часовому інтервалі k-го періоду;

К_{nk} - коефіцієнт відхилення (варіації) фази *n*-ої хвилі k-го ПС;

N – загальна кількість хвиль ПС;

*N*_k – загальна кількість серцевих циклів кровонаповнення (періодів);

n(t) - випадкова адитивна завада ПС.

Вираз імітаційної моделі ПС (4.11) відображає адекватно форму (структуру) сигналу та враховує властивості випадковості, періодичності та зміну фази коливання.

Алгоритм імітаційного моделювання згідно виразу (4.11) матиме наступну послідовність:

1. Задання значення масиву амплітуд A_{nk} , тривалостями T_{kn} та часовими моментами максимуму кровонаповнення m_{nk} ;

2. Задання значення кількість періодів N_k та хвиль N;

3. Задання значення M_{Ak} , M_{mk} , M_{Tk} математичними сподіваннями та D_{Ak} , D_{mk} , D_{Tk} депресіями випадкових величин ψ_{Ak} , ψ_{mk} , ψ_{Tk} ;

4. Задання значення коефіцієнтів фазових відхилень K_{nk} ;

Моделювання N_k-ої кількість реалізацій ПС для k-ої кількості періодів ПС;

 Розташовати реалізації ПС на часовій осі (часовому просторі) залежно від зони їх часової локалізації;

7. Часове просування продовжених *k*-тих періодів ПС;

8. Додавання адитивної заваду *n* до отриманої в попередній операції реалізації ПС.

4.1.7. Перевірка методу та алгоритму моделювання пульсового сигналу

Для перевірки алгоритму моделювання ПС змоделюємо кожну з хвиль як складових ПС і за результатами моделювання сформулюємо висновок про коректність роботи алгоритму.

Пряма та відбита хвиля мають однакову математичну структуру (вираз (4.4)).

Пряма хвиля описується виразом:

$$s_1(t) = A_1 \cdot e^{-\frac{(t-m_1)^2}{2T_1^2}} \cdot e^{-tK_1}, \ t \in [0, T_{\max}].$$
(4.12)

Графічну ілюстрацію виразу (4.12) зображено на рис.4.9.



Рис.4.9. Графічна ілюстрація виразу (4.12)

Відбита хвиля математично описується виразом:

$$s_{2}(t) = A_{2} \cdot e^{-\frac{(t-m_{2})^{2}}{2T_{2}^{2}}} \cdot e^{-tK_{2}}, \ t \in [0, T_{\max}]$$
(4.13)

Графічну ілюстрацію виразу (4.13) зображено на рис.4.10.



Рис.4.10. Графічна ілюстрація виразу (4.13)

Об'єднання виразів (4.12) та (4.13) забезпечують формування реалізації ПС в межах одного періоду (серцевого циклу):

$$s(t) = s_1(t) + s_2(t), \ t \in [0, T_{\max}].$$
 (4.14)

де $s_1(t)$ - пряма хвиля;

 $s_2(t)$ - відбита хвиля;

Графічну ілюстрація сумування прямої (рис.4.9) та відбитої (рис.4.10) хвиль згідно виразу (4.14) зображено на рис.4.11.



Рис.4.11. Графічна ілюстрація виразу (4.14)

Експоненціальні функції прямої $e^{-\frac{(t-m_1)^2}{2T_1^2}}$ та відбитої хвиль $e^{-\frac{(t-m_2)^2}{2T_2^2}}$ у виразах (4.12-4.13) мають вигляд експоненційних наростаючих та спадаючих кривих, і в залежності від значення коефіцієнту *К* нахил наростання чи спадання буде змінюватися.

Часова тривалість прямої та відбитої хвиль визначається значеннями T_1 та T_2 . Моменти часів максимального кровонаповнення визначаються значеннями m_1 та m_2 .







Врахувавши різний показник коефіцієнта зміни фази k (рис.3.13-3.14) можна досягти заданої зміни фази хвиль ПС.

Для прикладу наведено накладний приклад хвиль ПС при різних значеннях коефіцієнтів зміни фази.

Приклад часового зсуву прямої хвилі в залежності від зміни коефіцієнтів зсуву зображено на рис.4.14.



Рис.4.14. Приклад зсуву прямої хвилі при зміні коефіцієнтів зсуву (k=4, k=-4)

Об'єднання *К*-тої кількості змодельованих реалізацій ПС і врахування факторів випадковості у її параметрах забезпечує процес формування періодичного та випадкового сигналу із наперед заданим законом зміни фазових відхилень.

Отже, метод і алгоритм моделювання ПС є коректними щодо моделювання ПС.

4.1.8. Результати імітаційного моделювання пульсового сигналу

При проведені комп'ютерного моделювання ПС з використанням Matlab, необхідно встановити послідовність операцій (блок-схему, алгоритм), за якими буде працювати комп'ютерна програма.

Програмне забезпечення складається з двох складових, а саме, програми імітатора ПС і програми інтерфейсу користувача. Програма інтерфейсу є лише варіантом зв'язку програми імітатора і блоку керування, які будуть розташовані на відповідному вікні.

В основі блок схеми імітації ПС є створення масиву даних із значеннями послідовностей хвиль s11,s12 із показниками амплітуди A, тривалості (періоду) T, моменту максимального кровонаповнення m, випадковостей ψA , ψm , ψT , зміни фазових показників K(1,...,Kmax), показників випадковості а також створення масиву часових відліків під змінними t(1,:), t(2,:). Отримані дані об'єднуємо в один масив, тобто значення s=[s11 s12] і t=[i(1,:) i(2,:)]. Для забезпечення циклічності (періодичності) всі вище операції повторюються k-ту кількість, яка рівна кількості періодів. Отримані значення s1,...,sk для кожного періоду об'єднуємо у один масив шляхом послідовного їх часового продовження і додаємо адитивну складову п.

Блок-схему програми імітування (генерування) ПС зображено на рис.4.15.



Рис. 4.15. Блок-схема програми імітування ПС

Блок-схему програми інтерфейсу користувача програми моделювання ПС зображено на рис.4.16.



Рис. 4.16. Блок-схема програми інтерфейсу користувача моделювання ПС

Із використанням програмного модуля GUIDE, який є інтегровано в середовище MATLAB, розроблено програмне забезпечення для ПК із візуальним інтерфейсом для імітування (генерування) ПС на базі блок-схем (рис.4.15-4.16).

Результати імітування ПС при використанні розробленого комп'ютерного програмного забезпечення зображено на рис.4.17-4.18.



Рис. 4.17. Реалізація імітованого ПС з випадковими параметрами амплітуд, часів та заданим законом зміни зсуву фаз прямої хвилі



Рис. 4.18. Реалізація імітованого ПС з випадковими параметрами амплітуд,

часів та заданим законом зміни зсуву фаз відбитої хвилі

Результат комп'ютерного імітаційного моделювання ПС підтверджено шляхом порівняння імітованих сигналів з емпіричними (рис. 4.19).



На рис.4.19 візуально видно, що реалізація зімітованого ПС в часових межах одного періоду в повній мірі відображає структуру емпіричного сигналу із збереженими параметрами складових хвиль.

Для визначення адекватності та точності результатів моделювання ПС по відношенню до емпіричного сигналу застосовано середньоквадратичний критерію подібності у вигляді середньоквадратичного відхилення у вигляді виразу:

$$\varepsilon_{\kappa_{\theta}}^{2} = E\{(\xi_{1}(t) - \xi_{2}(t))\}^{2}, \ t \in \mathbb{R}$$
(4.15)

де $\xi_1(t)$ - реалізація імітованого ПС;

 $\xi_2(t)$ - реалізація емпіричного ПС.

У випадку рівності математичних сподівань реалізацій $\xi_1(t)$ та $\xi_2(t)$ їх різниця буде рівною нульовому середньому, а значення відхилення $\varepsilon_{\kappa 6}^2$ набуватиме суті дисперсійної різниці.

За результатами обчислення точності моделювання пульсового сигналу встановлено, що величина середньоквадратичного відхилення рівна 4%. Таке значення вказує на високий показник відтворення імітованих ПС по відношенню до емпіричних.

4.1.9. Результати верифікації методів аналізу

На рис.4.20 зображено реалізацію ПС в стані норми, яку будемо аналізувати синфазним та компонентним методом.



Рис.4.20. Реалізація ПС в стані норми

Параметри імітованого ПС для людей в стані фізнорми:

- Хвиля пряма: рівень амплітуди 0,85мВ, момент часу максимуму кровонаповнення 0,25сек, часова тривалість 0,5 сек;
- Хвиля відбита: рівень амплітуди 0,38мВ, момент часу максимуму кровонаповнення 0,5сек, часова тривалість 0,9 сек;
- Загальна кількість періодів (циклів): 10;
- Випадковість амплітуди хвиль: пряма 0,01мВ, відбита 0,01мВ;
- Випадковість моменту часу максимуму кровонаповнення хвиль: пряма 0,001сек, відбита 0,001сек;
- Випадковість тривалості хвиль: хвиля пряма 0,001сек, хвиля відбита 0,001сек;
- Частота дискретизації: 200 Гц.

Використовуючи алгоритми синфазного і компонентного аналізу імітованих реалізацій ПС (рис.3.13-3.14), обчислено кореляційні компоненти за допомогою програм додатку Б.3-Б.7, які зображено на рис.4.21-4.22 у вигляді реалізацій кореляційних компонент.



Рис.4.22. Реалізації кореляційних компонент імітованого ПС (компонентний метод)

Обчисленні оцінки кореляційних компонент (рис.4.22-4.23) кількісно відображають зміну їх потужності в залежності від номеру компоненти та часового зсуву. Таке подання дає змогу в 3D вимірі проаналізувати фазові показники коваріаційних зв'язків між хвилями ПС в залежності від їх часового зсуву u та номеру частотної компоненти k.

Результати усереднення оцінок кореляційних компонент імітованої реалізації ПС (рис.4.21-4.22) зображено на рис.4.23.



Рис.4.23. Усередненні оцінки кореляційних компонент реалізації імітованого ПС (для стану фізіологічної норми)

Оскільки при зміні показників ригідності судин спостерігається зміна швидкості кровотоку, яка призводить до часового зсуву (зміщення) фази хвиль (складових) ПС $\varphi_{0n} \pm \Delta \varphi_{0n}$, тому для процедури верифікації методів аналізу запропоновано здійснювати часові зсуви фаз хвиль прямої φ_{01} та відбитої φ_{02} у реалізації імітованого ПС по відношенню до їх початкової фази (рис.4.24) на основі виразу (4.11).



Рис. 4.24. Ілюстрація часових зсувів ПХ у реалізації ПС

За отриманими результатами досліджень встановлено, що при часових зсувах чи прямої чи відбитої хвиль у реалізації ПС в напрямі додатному (ϕ 01+ $\Delta\phi$, ϕ 02+ $\Delta\phi$) спостерігаються додатні прирости значень усереднених оцінок кореляційних компонент (M{Bk(u)}+ Δ B), а при часових зсувах у напрямі від'ємному – від'ємні прирости компонент (M{Bk(u)}- Δ B) (рис.4.25-4.26).



Рис.4.25. Результати синфазного аналізу ПС при часових зсувах прямої хвилі



Рис.4.26. Результати синфазного аналізу ПС при часових зсувах відбитої хвилі

Результати реакції значень потужності кореляційних компонент на фазові зсуви хвиль ПС при синфазному аналізі зведено у табл.4.1.

Хвиля	Зсув, сек	Зміна компонент, мВ ²	
Пряма	φ01+Δφ	$M{Bk(u)}+\Delta B$	
Пряма	φ01-Δφ	$M{Bk(u)}-\Delta B$	
Відбита	φ02+Δφ	М{Bk(u)}±ΔВ (сумарно додатній приріст)	
Відбита	φ02-Δφ	М{Bk(u)}±ΔВ (сумарно негативний приріст)	

Результати верифікації (синфазний метод)

За отриманими результатами верифікації компонентного аналізу ПС спостерігається така ж динаміка, як і при синфазному методі (рис.4.27-4.28).



Рис.4.27. Результати компонентного аналізу ПС при часових зсувах прямої хвилі



Рис.4.28. Результати компонентного аналізу ПС при часових зсувах відбитої хвилі

Результати реакції зміни значень потужності компонент на фазові зсуви прямої та відбитої хвиль при компонентному аналізі ПС в рамках моделі ПКВП зведено у табл.4.2.

Таблиця 4.2

Хвиля	Зсув, сек	Зміна компонент, мВ ²
Пряма	$\phi 01 + \Delta \phi$	$M\{Bk(u)\}+\Delta B$
Пряма	φ01-Δφ	$M{Bk(u)}-\Delta B$
Відбита	φ02+Δφ	$M\{Bk(u)\}+\Delta B$
Відбита	φ02-Δφ	$M{Bk(u)}-\Delta B$

Результати верифікації (компонентний метод)

Отже, за результатами верифікації синфазного та компонентного аналізів ПС встановлено, що значення потужності усереднених кореляційних компонент $M_u\{\hat{B}_k(u)\}$ реагують кількісно на зміну у фазо-часових параметрів ПС. Такий факт вказує на те, що інформативні ознаки (кореляційні компоненти) є чутливими до змін ригідності судин.

У випадку компонентного аналізу ПС імітованого при часових зсувах фази його хвиль відмічена властивість інваріантності (оцінки по шкалі компоненти не зміщаються) та чутливості (кількісно реагують на зміни за значенням потужності) усереднених кореляційних компонент щодо зсувів, що вказує на інформативність ознак як діагностичних.

4.2. Валідація методів та алгоритмів аналізу пульсових сигналів

4.2.1. Результати аналізу емпіричних пульсових сигналів

Результати аналізу емпіричного ПС в стані фізнорми синфазним та компонентним методами (рис.4.19), який зареєстровано розробленим макетом фотоплетизмографічної системи, зображено у вигляді реалізацій на рис.4.29-4.30.



Рис.4.29. Реалізація оцінок кореляційних компонент емпіричного ПС (синфазний аналіз)



Рис.4.30. Реалізація оцінок кореляційних компонент емпіричного ПС (компонентний аналіз)

Отримані оцінки компонент емпіричного ПС (рис.4.22-4.23) кількісно візуалізують варіацію значень потужності в залежності від номера частоти компоненти (номеру компоненти) та часового зсуву. Аналогічно до результатів аналізу імітованих ПС, процедура аналізу емпіричних сигналів забезпечує процес відстеження фазових показників за значеннями зміни потужності компонент при різному часовому зсуві на різних частотах (номер компоненти).

Реалізації усереднених оцінок кореляційних компонент емпіричного ПС





Рис.4.31. Реалізації усереднених оцінок компонент кореляційних ПС

Реалізації усереднених оцінок кореляційної компонент $M_{u}\{\hat{B}_{k}(u)\}$ характеризують варіацію (зміну) ПС, а саме його фазово-часові відхилення, що є особливо важливим для задачі виявлення своєчасних патологічних проявів у функціонуванні судин людини, а саме їх ригідності. Якщо ці оцінки рівні нулю, то можна стверджувати про незмінність складових хвиль реалізації ПС на кожному періоді (серцевому циклі) у часі, а саме на факт незмінності його фазо-часової структури, що констатує факт відсутності змін у ригідності судин.

4.2.2. Критерій порівняння результатів аналізу емпіричних та імітованих сигналів

Процедура валідації (англ. Validation – процес підтвердження відповідності) включає у собі процедуру встановлення істинності щодо працездатності методів і алгоритмів аналізу (синфазного та компонентного) ПС при виявленні ригідності судин як ПКВП за емпіричним сигналами (рис.4.13) через процедуру порівняння результатів його аналізу з результатами аналізу імітованих сигналів (рис.4.7-4.10).

Для реалізації процедури порівняння результатів аналізу ПС емпіричних з

імітованими застосовано параметричний критерій Фішера (F-критерій) [45], який побудовано на принципі порівнянні значень дисперсій вибірок результатів аналізу (усереднених компонент):

$$F = \frac{\sigma_1^2}{\sigma_2^2} \mathop{\geq}\limits_{H_0}^{H_1} F_{\kappa pum}(k_1, k_1, p_f, p_d), \qquad (4.15)$$

де σ_1^2 і σ_2^2 – дисперсії вибірок результатів ($\sigma_1 > \sigma_2$) (очевидно, що при рівності дисперсій величина критерію буде дорівнює одиниці, а в інших випадках вона буде більше одиниці):

$$\sigma_{1,2}^{2} = \frac{1}{N_{k} - 1} \sum_{k=1}^{N_{k}} \left(M_{u} \{ B_{k}(u) \} - \overline{M_{u} \{ B_{k}(u) \}} \right)^{2}, \qquad (4.16)$$

де $F_{\kappa pum}(k_1,k_2,p_f,p_d)$ – критичне значення розподілу Фішера, вибирається з таблиці в залежності від вільності вибірки усереднених значень компонент k_1,k_2 та ймовірності прийнятого рішення (помилки) p_f і ймовірності правильного рішення (достовірності) p_d :

$$k_1 = n_1 - 1; \quad k_2 = n_2 - 1, \tag{4.17}$$

де n_1, n_2 – довжини вибірки усереднених компонент ПС.

*N*_{*k*} - кількість компонент (обсяг вибірки);

Випадкові величини σ_1^2 і σ_2^2 , як випливає з теореми Фішера, не залежать від середніх значень усереднених компонент $M_u\{B_k(u)\}$.

Згідно виразу критерію (4.15) у випадку не перевищення значення відношення дисперсій вибірок усереднених компонент критичного значення $F_{\kappa pum}$ буде прийнято нульову гіпотезу H_0 (результати аналізів ПС є подібними), а в протилежному випадку буде прийнято гіпотезу H_1 (результати аналізів ПС не є подібними) з заданими значеннями помилками прийнятого рішення.

Критичне значення $F_{\kappa pum}$ є залежним від значень ступенів свободи вибірок

усереднених компонент k_1, k_2 (4.17) та ймовірності помилки (рівень значущості) p_f щодо відкидання нульової гіпотези H_0 у випадку її істинності.

Результати порівняння дадуть змогу визначити факт коректності застосування ПКВП як моделі ПС та методів його синфазного та компонентного аналізу для задачі виявлення ригідності судин у людини.

4.2.3. Результати валідації

Усереднені компоненти імітованих та емпіричних реалізацій ПС і обчислені значення їх дисперсій $\sigma_{1,2}^2$ зображено на рис.4.32.



Рис.4.32. Усереднені компоненти ПС та обчисленні значення дисперсії $\sigma_{1,2}$

Для степенів свободи n-1=14 та m-1=14 (n=m=15) вибірок результатів аналізу (рис 4.32) за табличними даними [42] знайдено критичні значення критерію Фішера $F_{\kappa pum}$ для достовірності прийнятого рішення p=0,99 (0,95) та ймовірності помилки (рівня значимості, а саме ймовірність ухвалення рішення відхилити гіпотези H_0) p=0,01 (0,05) (табл. 4.3).

Результати порівняння відношення дисперсій усереднених компонент ПС (рис.4.31) наведено в табл. 4.3, які дають підстави щодо констатування факту подібності вибірок результатів аналізу емпіричних ПС по відношенню до імітованих з ймовірнісною помилкою 0,01 (0,05) та достовірністю 0,99 (0,95).

Синфазний метод	Компонентний метод	p_f	p_d	H_1/H_0
$(F = 1,99) < (F_{\kappa pum}(14,14) = 3,71)$	$(F = 1,63) < (F_{\kappa pum}(14,14) = 3,71)$	0,01	0,99	H_0
$(F = 1,99) < (F_{\kappa pum}(14,14) = 2,49)$	$(F = 1,63) < (F_{\kappa pum}(14,14) = 2,49)$	0,05	0,95	H_0

Результати порівняння вибірок усереднених компонент

Отже, запропоновані методи синфазного та компонентного аналізів реалізацій ПС є реально працездатними при розв'язанні задачі виявлення змін ригідності судин у людини за новими інформативними ознаками (усереднені компоненти) з імовірністю помилки 0,05 (0,01) та достовірністю прийнятого рішення 0,95 (0,99).

4.3. Висновки до розділу 4

Для реалізації процедури верифікації методів аналізу пульсового сигналу реалізовано імітаційну модель його у вигляді періодично продовжених в часовому просторів сум двох часозміщених функцій нормальних (гаусових) розподілів із експоненціальним заниканням. По відношенню до існуючих моделей розроблена модель забезпечує врахування у своїй конструктивній структурі випадковості, яка зумовлена природнім впливом зовнішніх та внутрішніх завад, періодичності пов'язаної з природнім механізмом формування пульсового сигналу, зміни фаз коливання пульсових хвиль як відгуку на зміну жорсткості судин та величини амплітуд хвиль прямих і відбитих.

Імітаційна модель забезпечує за вхідними параметрами (амплітуда хвиль, їх часові тривалості та моменти, кількість циклів, випадковості, зміни фаз та інші) процес моделювання пульсових сигналів пацієнтів з нормою та різними патологіями для організації процедури верифікації методів аналізу досліджуваних сигналів у складі фотоплетизмографічних систем. Це є вкрай необхідним для завчасної діагностики стану судин з метою організації коректного процесу лікування захворювання або відповідної профілактики.

На базі запропонованого алгоритму імітаційного моделювання пульсового

сигналу засобами MATLAB розроблено спеціалізоване програмне забезпечення для генерування різноманітних тестових пульсових сигналів як засобу верифікації методів та алгоритмів аналізу цих сигналів у складі фотоплетизмографічних систем.

Проаналізовано результати роботи розробленого програмного забезпечення для імітування пульсових сигналів. Встановлено, що отриманні реалізації імітованих сигналів точно відтворюють форму емпіричних сигналів за амплітудно-часовими параметрами (квадрат середньоквадратичного відхилення як показник точності у вигляді відхилення імітованих сигналів по відношенню до емпіричних рівний 4%). Такий показник точності вказав на придатність розробленої імітаційної моделі сигналу щодо її застосування у складі фотоплетизмографічних системах при верифікації методів аналізу досліджуваних пульсових сигналів.

За результатами верифікації методів та алгоритмів аналізу реалізацій імітованих пульсових сигналів встановлено, що при незалежних фазових зсувах прямої та відбитої хвиль у структурі сигналів, що є характерним для проявів ригідності судин людини, спостерігаються зміни значень потужності усереднених кореляційних компонент як інформативних ознак. В процесі верифікації виявлено взаємну пов'язаність між фазовими зсувами хвиль із кореляційними компонентами, що підтвердило факт істинності щодо працездатності методів аналізу пульсових сигналів при виявленні проявів ригідності судин людини.

Здійснено процедуру валідації методів та алгоритмів аналізу пульсового сигналу (компонентного і синфазного) шляхом порівняння вибірок значень усереднених кореляційних компонент як результатів аналізу імітованих сигналів та емпіричних, які зареєстровано розробленим макетом фотоплетизмографічної системи. Для порівняння усереднених компонент застосовано параметричний критерій Фішера. За результатами валідації встановлена подібність усереднених компонент імітованого пульсового сигналу із емпіричним з достовірністю прийнятого рішення 0,95 (0,99) та помилкою прийнятого рішення 0,05 (0,01), що підтвердило факт істинності працездатності методів та розроблених на їх основі алгоритмів аналізу сигналів при виявленні змін ригідності судин у людини.

ВИСНОВКИ

У дисертації розв'язано актуальну наукову задачу обґрунтування математичної моделі та розроблення методів аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем.

При цьому отримано такі результати:

1. Встановлено, на підставі результату аналізу відомих тенденцій розвитку математичних моделей пульсового сигналу, необхідність обґрунтування нової математичної моделі досліджуваного сигналу із урахування у її структурі динаміки зміни фазо-часових параметрів як чутливого показника стану ригідності судин, що є важливим для задач своєчасної діагностики та профілактики.

2. Обґрунтовано структуру математичної моделі пульсового сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, що уможливило врахувати кореляційну взаємопов'язаність між різними хвилями (циклами) однієї і тієї ж його реалізації для відстеження динаміки зміни фазо-часових параметрів, чим підвищено інформативність аналізу досліджуваного сигналу для задачі виявлення ригідності судин у людини.

3. Розроблено методи та алгоритми аналізу пульсового сигналу на основі обґрунтованої математичної моделі як періодично корельованого випадкового процесу та методів її оцінювання (синфазного і компонентного), що забезпечило підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем шляхом отримання нових інформативних (діагностичних) ознак як чутливих індикаторів стану ригідності судин.

4. Розроблено метод та алгоритм верифікації методів аналізу пульсових сигналів на основі імітаційної моделі пульсового сигналу як періодично подовжених в часовому просторі сум двох часозміщених функцій нормального (гаусового) розподілу з врахуванням стохастичності амплітудних та фазо-часових показників, що уможливило підтвердити працездатність методів аналізу пульсових сигналів при виявленні варіативності параметрів ригідності судин.

5. Розроблено метод та алгоритм валідації методів аналізу пульсових сигналів на основі F-критерію (критерію Фішера), що уможливило обґрунтування вибору рішення про затвердження адекватності синфазного та компонентного результатів аналізу при розв'язані задачі виявлення ригідності судин у людини з достовірністю прийнятого рішення 0,95 (0,99) та ймовірністю помилки 0,05 (0,01).

6. Розроблено дослідний макет фотоплетизмографічної системи та програмне забезпечення для комп'ютерного моделювання пульсових сигналів та верифікації і валідації результатів його статистичного аналізу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- Абакумов М.В., Гаврилюк К.В., Есикова Н.Б., Кошелев В.Б., Лукшин А.В., Мухин С.И., Соснин Н.В., Тишкин В.Ф., Фаворский А.П. Математическая модель гемодинамики сердечно-сосудистой системы. *Дифференциальные* уравнения. 1997. Т.33. №7. С. 892-898
- 2. Айвар Ю.П. Физические основы оценки информативности сфигмографических методов. Кровообращение мозга и свойства крупных артерий в норме и патологии. Рига, 1976. С. 46-50.
- Акулов С.А., Федотов А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. Москва: Радио и связь, 2013. 250 с. ISBN 978-5-89776-016-9.
- Акулов В.А. Модель пульсовой волны и её реализация в среде Excel. Труды третей Всероссийской научной конференеции. Ч.4. Математические модели в информационных технологиях. Самара, 2006. С. 13-16.
- Акулов С.А., Федотов А.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. Москва: ФИЗМАТЛИТ, 2013. 282 с. ISBN 978-5-9221-1446-2.
- Ашметков К.В. Мухин С.И., Соснин Н.В. Анализ и сравнение некоторых аналитических и численных решений задач гемодинамики. Дифференц. уравнения, 2000. Т.36. №7. С. 919-924.
- Базаров Э.Г. Очерки тибетской медицины. Улан-Удэ: Бурят, кн. изд-во, 1984. 176 с.
- 8. Баевский Р.М. Кирилов О.И., Кпецкин С.З. Математический анализ сердечного ритма при стрессе. Москва: Наука, 1984. 380 с.
- 9. Баронин С. П. Автокорреляционный метод выделения основного тона речи. Пятьдесят лет спустя. Речевые технологии. 2008. №2. С. 3-13.
- 10.Благітко І. Заячук І., Пирогов О. Математична модель поширення пульсової хвилі у великих кровоносних судинах. Фіз.-мат. моделювання та інформ. технології. 2006. Вип. 4. С. 7-11.

- 11.Бороноев, В.В. Гармаев Б.З., Цідіпова Е.Д. Спектральные характеристики пульсового сигнала при нарушении гемодинамики. Журнал радиоэлектроники. 2010. С. 178–201.
- 12.Бороноев В.В., Ринчинов О.С. Вариабельность амплитудно-временных характеристик пульсовой волны. *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника*. 2006. № 11. С. 37-43.
- 13.Буничева А.Я. Лукшин В.А., Мухин С.И. Численное исследование гемодинамики большого круга кровообращения. Москва: МАКС Пресс, 2001. 20 с.
- 14.Буничева А.Я., Мухин С.И., Соснин Н.В. Осредненная нелинейная модель гемодинамики на графе сосудов. Дифференциальные уравнения. 2001. Т.37, №7. С.905-912.
- 15.Бриленок Н.Б., Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Добдин С.Ю., Аверьянов А.П., Бахметьев А.С., Баатыров Р.Т. Функциональная диагностика состояния артериальных сосудов по форме пульсовой волны и аппаратура для ее реализации // Медицинская техника.2020. №1. С. 29-32.
- 16.Воробьев А. П., Фролов А. В., Сидоренко Г. И., Мельникова О. П., Гуль Л.
 М. Прямая и отраженная пульсовые волны: методы исследования. Кардиология в Беларуси. 2009. № 5. С. 99-108.
- 17.Всемирный атлас профилактики сердечно-сосудистых заболеваний и борьбы с ними; под ред. Shanthi Mendis, Pekka Puska и Bo Norrving. Женева: ВОЗ, Всемирная федерация сердца, Всемирная организация инфаркта, 2013.
 163 с.
- 18.Гармаев Б.З. Вейвлет-анализ локальной структуры пульсовых сигналов: автореф. дис. канд. ф.-м. наук. Иркутск. 2013.
- 19.Гніліцький В.В., Мужицька Н.В. Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі для експресдіагностики за пульсограмами. *Вісник ЖДТУ*. Тенічні науки. 2010. №4(55). С.28-38.
- 20.Гніліцький В.В., Мужицька Н.В. Задача вибору материнського вейвлету для обробки пульсової хвилі в умовах завад. *Вісник ЖДТУ*. №2. 2011. С.64-69.

- 21.Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него. Москва:Машиностроение. 2004. 597 с.
- 22.Дармаев Т.Г., Цыбиков А.С., Хабитуев Б.В. Математическое моделирование пульсовых волн на основе теории солитонов и уравнения Кортевега Де Фриза. Вестник Бурятского государственного университета. Математика, информатика. 2014. №9(1). С.35-39
- 23.Датчики пульсовой волны для диагностики сердечно-сосудистой системы / С.А. Тараканов, В.И. Кузнецов, Н.И. Рыжаков, А.А. Рассадина, В.С. Гайдуков. Вестник новых медицинских технологий. Тула, 2013. №1. С. 1-3
- 24. Десова А.А., Легович Ю.С., Разин О.С. Компьютерная система диагностики на базе анализа ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии. *Медицинская техника*. 1999. № 2. С. 3-5.
- 25.Десова А.А., Легович Ю.С., Разин О.С. Принципы формирования диагностически значимых признаков ритмической структуры пульсового сигнала. Проблемы управления. 2006. № 1. С. 69-75.
- 26.Дегтярук В.І., Будник М.М., Ходаковський М.І., Мєшков В.В. Розробка фотометричних приладів для пульсометрії. *Вчені записки Таврійського національного університету ім. В.І.Вернадського*. Київ, 2018. Т.29(68). №5. Серія: технічні науки. С.41-52.
- 27.Дозорський В.Г. Синфазний метод статистичного опрацювання вокалізованих фрикативних звуків для задач діагностики голосового апарату. Вісник Сумського державного університету. Сер. : Технічні науки. 2012. №3. С. 16-21.
- 28.Дозорський В., Шадріна Г. Метод визначення періоду корельованості вокалізованих фрикативних звуків. Збірник тез доповідей XIV наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя "Природничі науки та інформаційні технології" (27-28 жовтня 2010 р.). Тернопіль,2010 Том 1. С. 42.

- 29.Документація на оптичний датчик руху TCRT1000. URL: https://www.vishay.com/docs/83752/tcrt1000.pdf (дата звернення: 10.02.2015).
- 30.Дорофеюк А.А., Десова А.А., Гучук В.В., Дорофеюк Ю.А. Измерение, преобразование и обработка пульсового сигнала лучевой артерии в задачах медицинской диагностики. *Мир измерений*. 2009. № 1. С. 4-10.
- 31.Данилевська В.Г., Луцук О.В., Рибін О.І., Шарпан О.Б. Особливості і можливості діагностики за нормалізованим перетворенням Фур'є пульсового сигналу. Электроника и связь. 2006. № 2. С. 49-54.
- 32.Драґан Я.П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. XVI+333c.
- 33.Драган Я. П. Алгоритм варіаційного визначення періоду корельованості періодично корельованого випадкового процесу як моделі голосних звуків / Я.П. Драган, Л.Б. Чорна, Б.І. Яворський // Вісник Державного університету Львівська політехніка: зб. наук. пр. – Львів: держ. ун-т "Львівська політехніка", 1998. – № 337. – С. 166-169. – (Серія "Прикладна математика").
- 34.Драган Я., Никитюк В., Хвостівська Л. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу у вигляді імпульсного періодичного корельованого випадкового процесу. *Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні* науки та інформаційні технології. 2013. № 771. С. 146-149.
- 35.Забитівський В. Метод визначення періоду корельованості електрокардіосигналу / В. Забитівський, Є. Яворська // Збірник тез доповідей XIV наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя "Природничі науки та інформаційні технології", 27-28 жовтня 2010 року — Т. : ТНТУ, 2010 — Том 1. — С. 43. — (Імовірнісні моделі біофізичних сигналів і полів та обчислювальні методи і засоби їх ідентифікацій).
- 36.Зудов О. М., Шарпан О.Б. Діагностичні можливості спектрального аналізу сигналів пульсової хвилі. *Вісник ЖІТІ. Технічні науки.* 2001. № 16. С. 82-85.
- 37.Зудов О.М. Кореляційно-спектральна обробка пульсових сигналів для підвищення достовірності вимірювання АТ. Вісник ДУ "Львівська політехніка". Львів, 2000. №387. С.90-93.
- 38.Калакутский Л.И. Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие. Самара: СГАУ, 1999. 160 с.
- 39.Каро, К. Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. Москва: Мир, 1981. 624 с.
- 40.Кокс Р. Г. Сравнение моделей артериального движения крови, основанных на линеаризованных теориях распространения волн. *Гидродинамика кровообращения*; под ред. С. А. Регирера. Москва:Мир, 1971. С. 43–60.
- 41.Колесникова Т.А. Анализ моделей гемодинамики. Вестник НТУ "*ХПИ*". Харьков, 2002. №3. С.29-34.
- 42.Колмогоров, А.Н., Фомин С.В. Элементы теории функций и функционального анализа. Москва: Наука, 1976. 543 с.
- 43.Князькова І. І., Жадан А.В., Несен А.О. Артеріальна ригідність як чинник ризику і лікувальна мішень при артеріальній гіпертензії. Практична ангіологія. 2017. № 1. С. 5–14.
- 44.Лебедев П.А., Калакутский Л.И., Власова С.П., Горлов А.П. Диагностика функции сосудистого эндотелия у больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями: метод. указания. Самара: Самарский государственный аэрокосмический университет, 2004. 18с.
- 45.Лемешко Б. Ю., Лемешко С. Б., Горбунова А. А. О применении и мощности критериев проверки однородности дисперсий. Ч. І. Параметрические критерии. Измерительная техника, 2010. № 3. С. 10-16.
- 46.Лиссова О.И., Палец Б.А., Березовский В.А. Регуляция кровообращения: Экспериментальные и математические исследования. Киев: Наукова думка, 1977. 160 с.

- 47.Марченко Б.Г. Млинко Б.Б., Фриз М.Є. Математична модель світлового сигналу, породженого динамікою взаємодії світло-біотканина. Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. Хмельницький, 2001. №1. С. 161-165.
- 48.Марченко Б. Млинко Б., Фриз М. Математична модель фотоплетизмосигналу основа ідентифікації інформативних ознак. *Міжнародний науковий журнал «Комп ютинг»*. 2005. Т.5. № 2. С. 73-82.
- 49.Мащенко А.И. Толмачёв Г.Н., Михайлов Н.Ю., Стрюков С.Г. Автоматизированный комплекс пульсовой диагностики. Тезисы 1 -го международного конгресса «Новые медицинские технологии». СПб, 2001. С. 14-15.
- 50.Мерклов В.И. Распространение пульсовой волны по большим кровеносным сосудам. Математическая морфология. Электронный тематический ы медико-билогический журнал. 2011. Том 10. Вып. 4. 10 с.
- 51.Мизаева И.А. Думлер А.А., Муравьев Н.Г. Особенности пульсовой волны при хронической артериальной недостаточности нижних конечностей. *Российский журнал биомеханики*. Пермь, 2012. Т.16. №2 (56). С.83-94.
- 52.Миронова Т.Ф. Миронов В.А. Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца. Челябинск, 1998. 162 с.
- 53.Михайлов Н.Ю. Имитационная модель пульсовой волны для тестирования алгоритмов построения кардиоинтервалограммы. *Труды аспирантов и соискателей ростовского государственного университета*. 2002. Т.8. С.20-23.
- 54.Михайлов Н.Ю. Толмачев Г.Н. Математическая модель пульсовой волны. Известия высших учебных заведений. Северо-Кавказский регион. Естественные науки. 2003. №6. С.3-9.
- 55.Михайлов Н.Ю. Программная реализация метода выделения дыхательной волны из сигнала пульсовой волны. Приложение к журналу «*Научная мысль Кавказа*», 2003. №11. С. 12-17.

- 56.Млинко, Б.Б.. Фриз М.Є. Алгоритм статистичної діагностики на основі реєстрації та аналізу фотоплетизмосигналів. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. Хмельницький, 2013. № 4. С.176-182.
- 57.Млинко Б.Б., Пастух О.А., Фриз М.Є. Обґрунтування вибору математичної моделі ритмічного світлового сигналу, породженого циклічними змінами пульсового кровонаповнення. Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. Хмельницький, 2001. №2(16). С. 100-103.
- 58.Млинко Б.Б. Математична модель ритмічного біосигналу в задачах фотоплетизмодіагностики. Автореф. дис... канд. техн. наук: 01.05.02. Тернопіль, 2003. 19 с.
- 59.Млинко Б.Б, Фриз М.Є. Ідентифікація та оцінювання діагностичних параметрів на основі аналізу фотоплетизмограми. *Вісник Тернопільського державного технічного університету* Тернопіль, 2002. Т.7, №4. С.81-87.
- 60. Млинко Б.Б., Фриз М.Є. Математична модель ритмічного світлового біосигналу в задачах фотоплетизмодіагностики. *Інформаційна підтримка охорони здоров'я, біомедичних досліджень та освіти*. Львів, 2002. С.75-82.
- 61.Мужицька Н.В. Нікітчук Т.М., Тимчик Г.С. Експрес-діагностика за пульсограмами з використанням методу фазової площини. *Вісник ЖДТУ*. *Технічнічні науки*. Житомир, 2011. №4. С66-70.
- 62. Мужицька Н. В. Експрес-діагностика на основі дискретного вейвлет-аналізу пульсограм: дис. канд. техн. наук : 05.11.17. Житомир, 2012. 176 с.
- 63.Нікітчук Т.М. Порівняльний аналіз методів реєстрації пульсової хвилі.
 Вісник Хмельницького національного університету. Хмельницький, 2013.
 Серія: Технічні науки. № 1. С. 183-186.
- 64.Новые возможности оценки артериальной ригидности раннего маркера развития сердечно-сосудистых заболеваний. *Материалы симпозиума*; Под редакцией академика РАМН, профессора А.И.Мартынова. Моска, 2007. 48 с.

- 65.Павлов С.В., Махотнюк М.В. Оптоелектронні методи діагностики стану серцево-судинної системи. Тези допоідей МНТК «*Photonics-ODS 2002*». Вінниця, 2002. С. 65.
- 66.Патент на корисну модель № 6871 (UA) МПК: А61В 5/02. Спосіб діагностики судинних порушень в уражених хребетно-рухомих сегментах та пристрій для його здійснення / Кожем'яко В.П., Коротко О.Ш., Павлов С.В. Чепорнюк С.В., Марков С.М., Колеснік П..Ф. (Україна). Заявл. 08.04.1994; Опубл. 31.03.1995, Бюл. №1. (мале науково-виробниче комерційне підприємство "КВАНТРОН").
- 67.Педли Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов; пер. с. англ. Москва, 1983. 400 с.
- 68.Параметры пульсовой волны в оценке систолической функции левого желудочка / Ж.Н.Сагирова и др. *Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия*. 2020. №13(3). С.253-257.
- 69.Рабинер Л., Шафер Р. Цифровая обработка речевых сигналов; пер. с англ. / Л. Рабинер; под ред. М. В. Назарова, Ю. Н. Прохорова. Москва, 1981. 496 с.
- 70.Разин О.С. Десова А.А., Ольховой Ю.К. Датчик пульсового сигнала лучевой артерии. *Приборы и системы управления*. 1998. № 8. С. 38–39.
- 71.Рибін О. І. Шарпан О.Б. Діагностичні можливості процедури нормалізації ортогональних функцій при аналізі пульсограм. *Вісник ЖДТУ. Технічні науки.* 2004. № 4 (31). Том 1. С. 144–149.
- 72.Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г. Колісник П.Ф. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи. Монографія. Вінниця, 2007. 254 с.
- 73.Пискунов Н. С. Дифференциальное и интегральное исчисления для втузов: Учебное пособие для втузов. Т.2–13-е изд. Москва, 1985. 560 с.
- 74.Савицкий Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. Москва, 1974. 307 с.
- 75.Самков С.В., Черненко А.И. Сверхширокополосный радар для измерения параметров сердечно-сосудистой системы человека при физических

нагрузках. *II Всерос. научная конф.-семинар* (20 июня 2006). Муром, 2006. С.475- 479.

- 76.Сторчун Ю.Є. Моделювання елементів біотехнічної системи багатоканальної пульсометрії та розроблення пристрою формування пульсових сигналів : Дис. канд. техн. наук: 05.11.17 / Національний ун-т "Львівська політехніка". Л., 2004. 170 с.
- 77.Скорость пульсовой волны предиктор развития сердечно-сосудистых осложнений у мужчин с ИБС. / Агеев Ф.Т., Орлова Я.А., Нуралиев Э.Ю. Кардиологический вестник. 2007. № 2 (1). С. 17-22.
- 78. Стрюков С.Г., Мащенко А.М., Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н. Подходы к стандартизации сигнала при проведении пульсовой диагностики. Материалы IV всероссийского съезда специалистов лечебной физкультуры и спортивной медицины. Москва, 2002. С.77-78.
- 79.Тиманюк В.А., Животова Е.Н. Биофизика. Харьков:Изд-во НФАУ, 2004. 704 с.
- 80.Ткаченко Б.И. Физиология кровообращения: Регуляция кровообращения.Л.: Медицина, 1986. 640 с.
- 81.Тылюдина Е.В. и др. Фотоплетизмография и анализ пульсовых кривых. Инновационному развитию АПК и аграрному образованию – научное обеспечение. *Мат. Всерос. науч.-практ. конф.* (14-17 февраля). Ижевск, 2012. Т. 3. С. 336-342.
- 82.Шабанова, Е.В. Амплитудно-временные характеристики пульсограммы лучевой артерии: Автореф. дис. к. физ.-мат. наук. Улан-Удэ, 1994. 16с.
- 83.Шарпан, О.Б. Влияние частотных характеристик сосудистой системы на амплитудный и фазовый спектры пульсовых сигналов. Электроника и связь. 2002. № 14. С. 83-87.
- 84.Шарпан О.Б. Дослідження залежності амплітудного спектра пульсового сигналу від стану системи гемодинаміки. *Наукові вісті НТУУ "КПІ"*. 2004. № 1. С.110-117.

- 85.Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Математична модель пульсового сигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану судин людини. Вісник кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. Кременчук, 2015. Випуск 6 (95). С.29-34.
- 86.Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Чернівці, 2015. Фізика. Електроніка. Т. 4, Вип. 1. С. 83-89. ISSN 2227-8842
- 87.Хвостівська Л.В., Імітаційна модель пульсового сигналу судин людини. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. Хмельницький, 2016. № 2. С.94-100.
- 88. Hvostivska L., Oksukhivska H., Hvostivskyy M., Shadrina H. Імітаційне моделювання добового пульсового сигналу для задачі верифікації алгоритмів роботи систем довготривалого моніторингу, Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (77). 2019. pp 66-73. doi: 10.20535/RADAP.2019.77.66-73.
- 89.Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAP.2019.79.78-84.
- 90.Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Математична модель пульсового сигналу для визначення гемодинамічних показників серцевосудинної системи людини. Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Тернопіль, 2013. С. 15-18.
- 91.Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Актуальність застосування синфазного та компонентного методів щодо аналізу пульсового сигналу судин людини. Матеріали XVII наукової конференції Тернопільського національного

технічного університету імені Івана Пулюя «Природничі науки та інформаційні технології» (20-21 листопада 2013 р.). Тернопіль, 2013. Т.1. С. 45.

- 92.Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Синфазний метод аналізу пульсового сигналу судин людини. Міжнародна науково-практична конференція SWorld "*Научные исследования и их практическое применение*. *Современное состояние и пути развития '2013*". Технические науки. Одесса, 2013. Т. 5. С 66-68.
- 93.Хвостівська Л.В. Компонентний метод аналізу пульсового сигналу судин людини. 18-й Международный молодежный форум «РАДИОЭЛЕКТРОНИКА И МОЛОДЕЖЬ В ХХІ веке». Харків, 2014. Т.1. С.168.
- 94.Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. Матеріали XVIII наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Природничі науки та інформаційні технології»: зб. тез доповідей (29-30 жовтня 2014 р.). Тернопіль, 2014. С. 105-106.
- 95.Хвостівська Л.В. Аналіз математичних моделей пульсового сигналу. Матеріали Міжнародної науково-технічної конференції «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій» (19-21 травня 2015 р.). Тернопіль, 2015. С.158-159.
- 96.Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Комп'ютерне імітаційне моделювання пульсового сигналу. Матеріали II Всеукраїнської науково-технічної конференції *"Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*" (9-10 червня 2015 р.). Тернопіль, 2015. С.107-110.
- 97.Хвостівська Л. Фазово-часова структура пульсової хвилі як показник стану ригідності судини людини. Матеріали XIX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя, (м.Тернопіль, 18-19 травня 2016 р.). Тернопіль, 2016. С. 126-127.

- 98.Хвостівська Л.В., Дунець В.Л., Серпутько А.П. Імітаційне моделювання сигналів для тестування алгоритмів роботи радіотехнічних систем. збірник тез доповідей Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» (м.Тернопіль, 17-18 листопада 2016 р.). Тернопіль, 2016. Том II. С. 123-124.
- 99.Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Верифікація синфазного та компонентного методів аналізу пульсового сигналу. *Матеріали XX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя* (17-18 травня 2017 року). Тернопіль, 2017 С. 137-138.
- 100. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Зміно-періодичний корельований випадковий процес. *Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*. Матеріали III Всеукраїнської науковотехнічної конференції (8-9 червня 2017 р.). Тернопіль, 2017. С.129-130.
- 101. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Валідація методів аналізу пульсового сигналу як періодично корельованого випадкового процесу. Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "Актуальні задачі сучасних технологій" (м. Тернопіль, 16-17 листопада 2017 р.). Тернопіль, 2017. Том 2. С.177-178.
- 102. Хвостівська Л., Лакоцький С., Винницький М. Метод верифікації алгоритмів опрацювання радіосигналів в телекомунікаційних системах. Матеріали V Міжнародної науково-технічної конфції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, (Тернопіль, 1- 2 лютого 2018 р.). Тернопіль, 2018. С.5.
- 103. Хвостівська Л.В., Москаленко В.С., Юрченко О.М. Математична модель звукових сигналів у закритих приміщеннях. Матеріали V Міжнародної науково-технічної конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (Тернопіль, 1-2 лютого 2018 р.). Тернопіль, 2018. С.14.

- 104. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Якимець Б.В. Комп'ютерна система діагностики функціонального стану судин людини. Збірник тез доповідей VII Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "Актуальні задачі сучасних технологій" (Тернопіль, 28–29 листоп. 2018.). Тернопіль : ТНТУ, 2018. Том 2. С.188-189.
- 105. Хвостівська Л.В. Хвостівський М.О., Осухівська Г.М. Метод визначення періоду пульсового сигналу. Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій*». (20-21 червня 2019 р.). Тернопіль: 2019. С.153-154.
- 106. Хвостівська Л.В., Кравчук А., Хвостівський М.О. Комп'ютерний генератор тестових сигналів пульсової хвилі судин людини. ІІ Всеукраїнська науково-практична конференція молодих вчених та студентів «Сучасні інформаційні системи та технології» (30 листопада, 2019 р., м.Херсон). Херсон, 2019. С.106-107.
- 107. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Розвиток математичних моделей та методів аналізу пульсового сигналу для комп'ютерних систем діагностики стану судин людини. Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ– 2019ІІ). Харків, 2019. С. 61-63.
- 108. Ходарева Н.К., Стрюков С.Г., Мащенко А.И., Михайлов Н.Ю. Достоверность пульсовой диагностики. Тезисы 1-го международного конгресса «Новые медицинские технологии». СПб., 2001. С.20-21.
- 109. Фролов А.В., Сидоренко Г.И., Воробьёв А.П., Мельникова О.П. Диагностика эластичности артерий по данным скорости пульсовой волны // Пермский медицинский журнал (приложение). – 2008.- №1.- С.161-164.
- 110. Федотов А.А. Амплитудно-временной метод детектирования характеристик точек сигнала пульсовой волны. *Медицинская техника*. 2012. №6. С.22-28.

- 111. Янковенко О.Д. Експериментальне дослідження функціонального стану людини на основі амплітудного спектрального аналізу пульсової хвилі. Вісник Національного технічного університету України «КПІ». Серія: Радіотехніка. Радіоапаратобудування. 2010. № 40. С. 35-41.
- Allen J. Murray. Effects of filtering on multi-site photoplethysmography pulse waveform characteristics. Comuters in Cardiology Proceedins. 2004. P.485-488.
- Amos A.F., McCarthy D.J., Zimmet P. The rising global burden of diabetes and its complications: estimates and projections to the year 2010. Diabet Med. 1997. Vol. 14. Suppl. 5. P. 1-85.
- 114. Arterial stiffness and risk of coronary heart disease and stroke: the Rotterdam / FU Mattace-Raso, TJ vander Cammen, A. Hofman [et al.] // Study. Circulation. 2006. Vol.113. P. 657-663.
- 115. Campell F.W., Robson J.R. Application of Fourier analysis to the visibility of grattings. J.Phisiol. Lond., 1968. Vol.197. №3. P.551-566.
- Delmar Thomson Learning. The Integumentary System. Cengage Learning, 1999. V.3. (Medical Terminology Series). ISBN 9780766809871.
- 117. Fabian Schrumpf, Matthias Sturm, Gerold Bausch. Mirco FuchsDerivation of the respiratory rate from directly and indirectly measured respiratory signals using autocorrelation (September 30, 2016). Current Directions in Biomedical Engineering. Vol. 2(1), P.241-245.
- Gazanhes C. Etude de modulation d'amplitude consecutive a la diffusion dune onde acoustique par une surface agitee. Marselle, 1972. 168 p.
- 119. Gary E. McVeigh. Pulse Waveform Analysis and Arterial Wall Properties. Hypertension. 2003. 41. P. 1010-1011.
- 120. Goupillaud P., Grossman A., Morlet J. Cycle-octave and related transforms in seismic signal analysis. Geoexploration. 1984. No. 23. P. 85-102.
- Moore J. Biomedical technology and devises. Handbook; Edited by J.Moore. CRC Press LLC, 2004. 750 p.

- 122. Hau-Tieng Wu,Han-Kuei Wu, Chun-Li Wang, Yueh-Lung Yang, Wen-Hsiang Wu, Tung-Hu Tsai, Hen-Hong Chang. Modeling the Pulse Signal by Wave-Shape Function and Analyzing by Synchrosqueezing Transform (June 15, 2016). PLOS ONE. Vol. 15; 11(6):e0157135, P.1-20.
- 123. Jaegeol Cho, Hyun Jae Baek. A Comparative Study of Brachial–Ankle Pulse Wave Velocity and Heart–Finger Pulse Wave Velocity in Korean Adults. Sensors (Basel). 2020. 20(7):2073. P.1-14.
- 124. Millasseaua S.C. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger / J. Hypertens. 2006. № 24(8). P. 1449-1456.
- 125. Mueller N., Streis J., Müller S., Pavenstädt H., Felderhoff T., Reuter S., Busch V. Pulse Wave Analysis and Pulse Wave Velocity for Fistula Assessment. Kidney Blood Pressure Research. 2020. Vol.45, No. 4. P.576-588
- Webster J. G. Design of Pulse Oximeters. The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997. 260 p.
- 127. Webster J.G. Medical instrumentation. Application and design. John Wiley & Sons, 2009. 675 p.

додатки

ДОДАТОК А1

Список публікацій здобувача

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:

Хвостівська 1. Драган Я., Никитюк В., Л. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу у вигляді імпульсного періодичного корельованого випадкового процесу. Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні науки та інформаційні технології. 2013. № 771. С. 146-149.

(індексується у Index Copernicus, Google Scholar).

2. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Математична модель пульсового сигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану судин людини. Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. 2015. Випуск 6 (95). С.29-34.

(індексується у загальнодержавній базі даних «Україніка наукова» (реферативний журнал «Джерело») та міжнародних наукометричних базах даних «Ulrich's Web Global Serials Directory», «Index Copernicus», «Polish Scholarly Bibliography», «Infobase Index», «Inspec», «Open Academic Journals Index», «Google Scholar», «CiteFactor» i «Scientific Indexing Services»).

3. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. *Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка.* 2015. Т. 4. Вип. 1 С. 83-89. ISSN 2227-8842

(індексується у «Google Scholar»).

4. Хвостівська Л.В. Імітаційна модель пульсового сигналу судин людини. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. 2016. № 2. С.94-100.

(індексується у Index Copernicus, Google Scholar, Polish Scholarly Bibliography).

5. Hvostivska L., Oksukhivska H., Hvostivskyy M., Shadrina H. Імітаційне моделювання добового пульсового сигналу для задачі верифікації алгоритмів

роботи систем довготривалого моніторингу, Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (77). 2019. pp 66-73. doi: 10.20535/RADAP.2019.77.66-73.

(індексується у Web of Science, DOAJ).

6. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». Вісник *НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAP.2019.79.78-84.

(індексується у Web of Science, DOAJ).

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

7. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Математична модель пульсового сигналу для визначення гемодинамічних показників серцево-судинної системи людини. Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Тернопіль, 2013. С. 15-18.

8. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Актуальність застосування синфазного та компонентного методів щодо аналізу пульсового сигналу судин людини. Матеріали XVII наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Природничі науки та інформаційні технології» (20-21 листопада 2013 р.). Тернопіль, 2013. Т.1. С. 45.

9. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Синфазний метод аналізу пульсового сигналу судин людини. Міжнародна науково-практична конференція SWorld "*Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития '2013*". Технические науки. Одесса, 2013. Т. 5. С 66-68.

10. Хвостівська Л.В. Компонентний метод аналізу пульсового сигналу судин

людини. 18-й Международный молодежный форум «*РАДИОЭЛЕКТРОНИКА И МОЛОДЕЖЬ В XXI веке*». Харків, 2014. Т.1. С 168.

11. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. Матеріали XVIII наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Природничі науки та інформаційні технології»: зб. тез доповідей (29-30 жовтня 2014 р.). Тернопіль, 2014. С. 105-106.

12. Хвостівська Л.В. Аналіз математичних моделей пульсового сигналу. Матеріали Міжнародної науково-технічної конференції «*Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій*» (19–21 травня 2015 р.). Тернопіль, 2015. С.158-159.

13. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Комп'ютерне імітаційне моделювання пульсового сигналу. Матеріали II Всеукраїнської науково-технічної конференції *"Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування"* (9-10 червня 2015 р.). Тернопіль, 2015. С.107-110.

14. Хвостівська Л. Фазово-часова структура пульсової хвилі як показник стану ригідності судини людини. Матеріали XIX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя, (м.Тернопіль, 18-19 травня 2016 р.). Тернопіль, 2016. С. 126-127.

15. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Верифікація синфазного та компонентного методів аналізу пульсового сигналу. Матеріали XX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя (17-18 травня 2017 р.). Тернопіль, 2017 С. 137-138.

16. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Зміно-періодичний корельований випадковий процес. *Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*. Матеріали III Всеукраїнської науково-технічної конференції (8-9 червня 2017 р.). Тернопіль, 2017. С.129-130.

17. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Валідація методів аналізу пульсового сигналу як періодично корельованого випадкового процесу. Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "*Актуальні задачі сучасних технологій*" (м. Тернопіль, 16-17 листопада

2017 р.). Тернопіль, 2017. Том 2. С.177-178.

18. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Якимець Б.В. Комп'ютерна система діагностики функціонального стану судин людини. Збірник тез доповідей VII Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "*Актуальні задачі сучасних технологій*" (Тернопіль, 28–29 листоп. 2018.). Тернопіль : ТНТУ, 2018. Том 2. С.188-189.

19. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Осухівська Г.М. Метод визначення періоду пульсового сигналу. Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій*». (20-21 червня 2019 р.). Тернопіль: 2019. С.153-154.

20. Хвостівська Л.В., Кравчук А, Хвостівський М.О. Комп'ютерний генератор тестових сигналів пульсової хвилі судин людини. ІІ Всеукраїнська науково-практична конференція молодих вчених та студентів «*Сучасні інформаційні системи та технології*» (30 листопада, 2019 р., м.Херсон). Херсон, 2019. С.106-107.

21. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Розвиток математичних моделей та методів аналізу пульсового сигналу для комп'ютерних систем діагностики стану судин людини. Міжнародна науково-практична конференція «*Інформаційні системи та технології в медицині*» (ICM–2019II). Харків, 2019. С. 61-63.

Текст програмного забезпечення реєстрації пульсового сигналу розробленим макетом системи

```
%%
clc, clear all, close all
%%
pause(0.9) %0,05
s = serial('COM6'); % сворюємо СОМ-обєкт
```

- % встановлюємо робочий режим
- s.BaudRate = 38400;
- s.DataBits = 8;
- s.Parity = 'none';
- s.StopBits = 1;
- s.Terminator = ";
- s.FlowControl = 'none';
- s.InputBufferSize = 2048; % тривалість вибірки для відображення 2048

%становитиме 05*InputBufferSize (оскільки 10 біт передається за два кадри)

%% Відкриває віртуальний порт

fopen(s);

```
% fprintf(s,'посылка');
```

```
%% Процес считування даних пульсового сигналу з виходу портів мікроконтролера k=0;
```

```
y=zeros(1024,1000);
```

while_var = 1;

```
while while_var
```

```
data = (data_h.*4)+data_l;
y(:,k)=data;
plot(data), %ylim([0 1024])
pause(0.02) %0,05
end
```

%%

fclose(s); % закриваємо порт

delete(s); % знищуємо обєкт clear s; %%

k=0; while k<1000 data = fread(s);

```
[r,c]=size(data);
data_h=data(2:2:r,:);
data_l=data(1:2:r,:);
data = (data_h.*4)+data_l;
plot(data);
pause(0.0001)
k=k+1;
end;
```

Текст програмного забезпечення визначення властивостей пульсового сигналу

clear all;

% Завантаження експериментально відібраного сигналу

```
y=load('puls_1.txt');
```

fd=1000;

dt=1/fd;

```
t=(0:(length(x)-1))./fd;
```

figure (1);

plot(t,x);

axis tight;

```
% Перетворення Фур'є
[sp f]=dft(y,fd);
figure(3);
bar(f,abs(sp),0.5);
axis tight;
grid on;
```

```
% Кореляція
c=xcorr(y)/length(x);
figure(4);
k1=round(length(c)/2);
k2=length(c);
plot(t,c(k1:k2));
axis tight;
grid on;
xlabel('Зсув, u');
```

```
ylabel('r(u),B ');
spc=abs(dft22(c,fd));
figure(5);
plot(f(1:100),spc(1:100));
axis tight;
grid on;
```

% Розподіл

```
komp=kompPKVP(y,length(y)/10);
```

```
for k=1:size(komp,1)
```

```
sn=komp(k,:);
```

m=mean(sn);

d=std(sn);

ff(k,:)=normcdf(sn,m,d);

```
pp(k,:)=normpdf(sort(sn),m,d);
```

end;

figure(6);

```
surf((1:size(pp,2)),t(1:size(pp,1)),pp(:,:));
```

shading interp;

axis tight;

grid on;

xlabel('xk, ceк');

ylabel('tn, ceк');

zlabel('p(xk,tn)');

% Перетворення Фур'є від кожного періоду

```
for i=1:size(komp,2)
[sp3d(:,i) f]=dft(komp(:,i),fd);
```

end;

```
sp3d=abs(sp3d);
figure(7);
%bar3(:,sp3d);
plot(f(341:348),sp3d(341:348,1:10))
surf(1:10,f(3392:3410),sp3d(3392:3410,1:10))
axis tight;
grid on;
shading interp;
```

```
% for k=1:size(komp)
```

```
corT=zeros(10,1899);
```

```
corT(1,:)=xcov(komp(:,1))/1899;
corT(2,:)=xcov(komp(:,2))/1899;
corT(3,:)=xcov(komp(:,3))/1899;
corT(4,:)=xcov(komp(:,4))/1899;
corT(5,:)=xcov(komp(:,5))/1899;
corT(6,:)=xcov(komp(:,6))/1899;
corT(7,:)=xcov(komp(:,7))/1899;
corT(8,:)=xcov(komp(:,8))/1899;
corT(9,:)=xcov(komp(:,9))/1899;
corT(10,:)=xcov(komp(:,10))/1899;
figure(8);
```

mesh(corT)

shading interp;

Текст програмного забезпечення синфазного аналізу пульсового сигналу

function [B,b]=sinfaz(xx,NT,kilkist);

% Синфазний аналіз

% [B,b]=sinfaz(xx,NT,kilkist);;

% В - оцінки спектрально-коваріаційних компонент

% b - оцінки параметричної коваріації

% хх - вхідна послідовність

- % TN період посідовності, який рівний кількості точок на періоді
- % kilkist кількість точок масиву спктрально-коваріаційних компонент

if nargin<2, error('Мало параметрів'); end;

```
NT=fix(NT);
```

```
if nargin<3, kilkist=NT; end;
```

```
x=formatmasiv(xx,NT)';
```

```
N=length(x);
```

```
kil=N/NT;
```

```
xc=centrPKVP(x,NT);
```

```
komp=kompPKVP(xc,NT);
```

```
U=size(komp,1)
```

```
K=size(komp,2)
```

```
b=zeros(U,U);
```

```
x1=komp;
```

```
for t=1:U
```

```
for u=1:U
```

```
for k=1:K
```

```
b(t,u)=b(t,u)+komp(1,k)*komp(1+u-1,k);
```

end;

b(t,u)=b(t,u)/sum(1:K);

end;

for n=1:K

```
komp(:,n)=shift(x1(:,n),-t)';
```

end;

end;

for k=1:NT

BB(:,k)=abs(fft(b(:,k)))/NT*2;

end;

```
B=BB(1:kilkist,:);
```

Текст програмного забезпечення функції компонентного аналізу

function [Bk]=PKVPkomp(xx,NT,dt,kk);

% Оцінювання кореляційних компонент

% [Bk]=PKVPkomp(x,T,dt,kk);

% B(u)=PKVP(x,T);; Bk(u)=Mt{x(t)*x(t+u)*exp(2*pi*t*u*k/T)};

% хх - вхідний сигнал центрований

% NT - період сигналу, рівний кількості точок на періоді;

% kk - кількість компонент

if nargin<4, error('Необхідно ввести не менше 4-ох аргументів'); end;

```
NT=fix(NT);
x=formatmasiv(xx,NT);
xc=centrPKVP(x,NT);
N=length(x);
x1=xc;
l=2*pi/(NT*dt);
for k=1:kk
  x1=xc:
e=exp(-i*l*k*(0:N-1));
for u=1:N
 Bk(k,u)=sum(xc(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
 Bk(k+1,u)=sum(xc(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
 x1=shift(x1,-1);
end;
end;
Bk=abs(Bk);
```

Текст програмного забезпечення функції центрування сигналів відносно математичного сподівання

function [xc]=centrPKVP(x,TN);

% Центровання значень сигналу відносно математичного сподівання

% [xc]=centrPKVP(x,TN);

% х - вхідний сигнал

% TN - період сигналу, який рівний кількості точок в межах періоду сигналу;

% dt - Крок дискретизації

if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end;

Текст програмного забезпечення функції формування масиву даних

кратному періоду Т

function [fm]=formatmasiv(x,NT);

% Формування масиву даних кратному періоду Т

% fm=formatmasiv(x,T);

% х - вхідний сигнал;

% Т - період сигналу, в часовій області

if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end;

N=length(x); kilNT=fix(N/NT); N=kilNT*NT; fm=x(1:N);

Текст програмного забезпечення функції часового зсуву сигналів

function xx=shift(x,u); % Зсув x(t) на x(t-u) % x=shift(x,u); % x - вхідний сигнал % T - зсув if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end; L=length(x); if abs(u)>L, error('Значення зсуву перевищує довжину масиву'); end; xx(1:L)=0;

```
if u>0
for i=1:u
    xx(u-i+1)=x(L-i+1);
    end;
xx(u+1:L)=x(1:L-u);
end;
```

```
if u<0
```

```
u=abs(u);
```

```
for i=1:u
```

```
xx(L-i+1)=x(u-i+1);
end;
```

```
xx(1:L-u)=x(u+1:L);
```

```
end;
```

```
if u==0 xx=x; end;
end
```

Текст програмного забезпечення генерування тестових пульсових сигналів

clear all;

s=[];

A1=2:	% Амплітула тах кровонаповнення ((пряма хвиля)
· · · · <i>2</i> ,	vor umbni yga max upobonanobnemi v	

- m1=0.9; % Момент часу тах кровонаповнення (пряма хвиля)
- q1=0.2; % Тривалість кровонаповнення (пряма хвиля)
- А2=0.8; % Амплітуда тах кровонаповнення (відбита хвиля)
- m2=1.4; % Момент часу тах кровонаповнення (відбита хвиля)

q2=0.15; % Тривалість кровонаповнення (відбита хвиля)

NT=10; % Кількість періодів

df=1000; dt=1/df; % Частота та час дискретизації

% Урахування правила з-ох сігма

q1=q1/6; q2=q2/6;

% Формування нульових масивів

r=zeros(1,NT);

T=zeros(1,NT);

A1_var=zeros(1,NT);

A2_var=zeros(1,NT);

q1_var=zeros(1,NT);

q2_var=zeros(1,NT);

m1_var=zeros(1,NT);

```
m2_var=zeros(1,NT);
```

% Випадкові величини

WA1=normrnd(0,str2num(get(handles.edit8,'string')),NT);

WA2=normrnd(0,str2num(get(handles.edit9,'string')),NT);

Wm1=normrnd(0,str2num(get(handles.edit10,'string')),NT,1);

Wm2=normrnd(0,str2num(get(handles.edit11,'string')),NT,1);

Wq1=normrnd(0,str2num(get(handles.edit12,'string')),NT,1);

Wq2=normrnd(0,str2num(get(handles.edit13,'string')),NT,1);

%-----Процес генерування пульсового сигналу для К-періодів-----

for K=1:NT

% Адитивний вплив випадковості на параметри сигналу К-го циклу (періоду)

```
q1_var(K)=q1+Wq1(K); m1_var(K)=m1+Wm1(K); A1_var(K)=A1+WA1(K);
```

```
q2_var(K)=q2+Wq2(K); m2_var(K)=m2+Wm2(K); A2_var(K)=A2+WA2(K);
```

% Формування вісі часу

t=0:dt:(m2_var+3*q2_var);

% Генерування прямої та відбитої хвилі

s1=A1_var(K)*exp((-(t-m1_var(K)).^2)/(2*(q1_var(K)^2))); % Пряма хвиля

```
s2=A2_var(K)*exp((-(t-m2_var(K)).^2)/(2*(q2_var(K)^2))); % Відбита хвиля
```

% Формування пульсового сигналу

ss=s1+s2;

T(K)=max(ss);

% Пошук максимуму для К-го періоду та його момент часу

for m=1:length(ss)

if ss(m)==T(K) r(K)=m+length(s); end;

end;

s=[s s1+s2]; % Пульсовий сигнал без впливу завад

end;

% Вплив випадкової послідовності на згенеровану послідовносіть сигналу

Dn=str2num(get(handles.edit17,'string'));

```
n=normrnd(0,Dn,length(s),1)';
```

s=s+n;

t=(0:(length(s)-1)).*dt;

% Вивід графіку згенерованого ПС

axes(handles.axes1);

plot(t,s);

grid on;

axis tight;

ДОДАТОК В1

Свідоцтво про повірку пульсоксиметра «БІОМЕД» ВР-10ВВ

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО "ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАУКОВО-ВИРОБНИЧИЙ ЦЕНТР СТАНДАРТИЗАЦІЇ, МЕТРОЛОГІЇ ТА СЕРТИФІКАЦІЇ'' (ДП "ТЕРНОПІЛЬСТАНДАРТМЕТРОЛОГІЯ'') вул.Оболоня, 4, м.Тернопіль, 46008 Свідоцтво про уповноваження № П-45-2019 від 08.10.2019 року

СВІДОЦТВО

про повірку законодавчо регульованого засобу вимірювальної техніки

№ <u>95</u>	Чинне до <u>28 <i>01</i> 2022</u> р.		
Назва та умовне позначення	Пульсоксиметр		
BIOMED BP-10BB	Зав. №8733500G000596		
Виробник			
За результатами повірки встановлено, що засіб вимірювальної техніки			
(далі - ЗВТ) відповідає вимогам	м Розділ ЕД		
	(назва нормативно-правового акта,		
35%-100%, дискретність 1% похибка (70%-100%) 2%			
що містить вимоги до метрологічних характеристик і значення метрологічних			
25 уд/хв – 250 уд/хв, дискретність 1уд/хв, похибка 2 уд/хв			
характеристик (клас точності, похибки, діапазон вимірювання), особливості застосування ЗВТ)			
Додаток: на стор. у _	прим.		
Персонал, який виконував роботи	Ліднис Л.І. Шилюк піднис ініціали, прізвище		
Місце відбитка повірочного тавра	<u>28 01 2021p.</u>		

ДОДАТОК Г1

©0352-51-83-83 ©068-499-58 60 м. Тернопіль, вул. Б.Хмельницького 23 (Зушина громадського транспорту залі нахчикі в «Затверджую» Головний тікар.

ТОВ Меничний иснтр «Вітамін»

2021 p.

MEDICALIER

AMIN

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ САВИЛТУ СС

1. Назва пропозиції для впровадження: Методика відбору та аналізу пульсових сигналів для оцінювання функціонального стану судин людини, зокрема їх ригідності (жорсткості).

2. Заклад, що розробив, його поштова адреса: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, кафедра радіотехнічних систем, м. Тернопіль, вул. Руська, 56, 46001, Україна.

3. Розроблювач: Хвостівська Лілія Володимирівна.

4. Впроваджено: ТОВ Медичний центр «Вітамін», м. Тернопіль, вул. Б. Хмельницького, 23, 46001.

5. Термін впровадження: 2021-2022 р.

6. Загальна кількість спостережень: 35.

7. Засіб проведення спостережень: Пульсоксиметр «БІОМЕД» ВР-10ВВ, серійний номер 8733500G000596. Свідоцтво про повірку - №95 від 28 січня 2021 р.

8. Висновок по впровадженню: Хвостівська Л.В. в рамках проведених дисертаційних досліджень на тему «Математична модель та методи аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем» запропоновано методику відбору та аналіз пульсових сигналів для виявлення своєчасних змін у функціонуванні стану судин людини, зокрема їх ригідності (жорсткості) як першопричини смертності від серцево-судинних захворювань, що полягає у реєстрації таких сигналів фотометричним методом на верхніх кінцівках людини та наступного оцінювання змін у розподілі кореляційних компонент як інформативних ознак.

Прийнято рішення про можливість використання розробленої методики відбору та аналізу пульсових сигналів для оцінювання функціонального стану судин людини, зокрема їх ригідності (жорсткості) в процесі комплексного кардіологічного дослідження.

9. Зауваження, пропозиції: немає.

Даний акт не є підставою для фінансових розрахунків.

Завідувач Відокремленого Структурного підрозділу Медичного центру ТзОВ «Вітамін»

Р.А.Бабаян

ЗАТВЕРДЖУЮ: Перший проректор Тернопльського національного технічного університету мені Івана Пулюя Митник М.М. 2020 p.

АКТ

про впровадження у навчальний процес Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя результатів дисертаційної роботи **Хвостівської Лілії Володимирівни**

«Математична модель та методи аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем»

Даний акт складений про те, що результати дисертаційної роботи асистента кафедри радіотехнічних систем Хвостівської Лілії Володимирівни на тему «Математична модель та методи аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем» використано в начальному процесі Тернопільського національного технічного університету Івана Пулюя для підготовки студентів імені 3a спеціальністю 163 «Біомедична інженерія». При викладанні дисципліни «Моделювання біомедичних процесів та сигналів» використовується математична модель пульсового сигналу у вигляді перілодично корельованого випадкового процесу для дослідження біомедичних процесів у серцево-судинній системі людини. Імітаційна модель пульсового сигналу у вигляді періодично подовжених сум двох функцій нормального розподілу із урахуванням амплітудно-фазових показників використовується випадковості при параметричній ідентифікації макромеханізмів формування пульсового сигналу. При викладанні дисципліни «Обробка біомедичних сигналів» використовуються розроблені методи, алгоритми та програмне забезпечення обробки пульсового сигналу для отримання інформативних ознак як показників функціонального стану серцево-судинної системи людини.

Заступник декана факультету прикладних інформаційних технологій та електроінженерії к.т.н., доцент

Завідувач кафедри біотехнічних систем к.т.н., доцент

В.Г.Дозорський

1

Є.Б.Яворська