

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
Міністерство освіти і науки України

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
Міністерство освіти і науки України

Кваліфікаційна наукова
Праця на правах рукопису

Стрембіцька Оксана Іванівна

УДК 519.213:612.16:004.67

ДИСЕРТАЦІЯ

**Методи та засоби оцінки пульсового сигналу
при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці**

163 – Біомедична інженерія

16 – Хімічна та біоінженерія

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

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

підпис

О. І. Стрембіцька
ініціали та прізвище дисертанта

Науковий керівник: Яворська Євгенія Богданівна, кандидат технічних наук,
доцент

Тернопіль - 2021

АНОТАЦІЯ

Стрембіцька О.І. Методи та засоби оцінки пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 163 “Біомедична інженерія” в галузі знань 16 “Хімічна та біоінженерія”. - 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.

Дисертаційна робота присвячена розв’язанню актуального наукового завдання – вибір методів та засобів оцінювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці на основі обґрунтованої математичної моделі пульсового сигналу, розробленню алгоритму та програмного забезпечення для технічних засобів аналізу пульсового сигналу з метою виявлення змін у роботі серцево-судинної системи при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці. Об’єкт дослідження: процес відбору, моделювання та аналізу пульсового сигналу для виявлення інформативних ознак змін у роботі серцево-судинної системи людини під впливом стресу у стоматологічній практиці. Предмет дослідження: засоби відбору, математична модель, методи опрацювання та імітаційна модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці для виявлення інформативних ознак змін у роботі серцево-судинної системи під впливом стресу.

У вступі обґрунтовано актуальність дослідження, наведено зв’язок роботи з науково-дослідною темою, поставлено мету та визначено завдання дослідження, об’єкт та предмет дослідження, наведено перелік методів дослідження, що застосовувались для досягнення мети дисертаційної роботи. Сформульовано наукову новизну, практичне значення отриманих результатів та особистий

творчий внесок здобувача. Подано відомості щодо апробації та опублікування результатів дослідження.

У першому розділі проведено аналіз відомих методів відбору та аналізу пульсового сигналу, що застосовуються з діагностичною метою для виявлення відхилень у роботі серцево судинної-системи людини. За результатами аналізу показано, що проведення діагностування змін в організмі людини пов'язаних із психоемоційним стресом у стоматологічній практиці, потребує моделювання біофізичних процесів та методів їх аналізу із використанням математичного апарату опису цих процесів. Це є основою для оцінювання отриманих алгоритмів аналізу пульсового сигналу із використанням синтезованих на їх основі імітаційних моделей. Враховуючи механізм формування пульсової хвилі і особливості аналізу функціонального стану серцево-судинної системи за пульсовим сигналом, встановлено необхідність обґрунтування вибору адекватної математичної моделі на основі даних отриманих аналітичними методами.

У другому розділі проведено аналіз пульсового сигналу із використанням статистичних методів оцінки, а саме розраховано математичне сподівання, дисперсію та кореляційну функції. Розрахунок вказаних характеристик пульсового сигналу підтвердив, що адекватна модель пульсового сигналу повинна носити статистичний характер та задовольняти вимоги періодичності та випадковості. Встановлено, що такі вимоги враховує математична модель побудована методами енергетичної теорії стохастичних сигналів, а саме – у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Така модель має засоби, які враховують як пов'язаність гармонічних складових, так і зміни імовірнісних характеристик пульсового сигналу в часі. Моделювання пульсового сигналу засобами енергетичної теорії уможливорює проведення його аналізу синфазним методом для створення в подальшому алгоритмів комп'ютерного опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

У третьому розділі на основі математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу розроблено алгоритм опрацювання пульсового сигналу для виділення та оцінки його характеристик. З метою

усунення завад з сигналів біологічного походження запропоновано використовувати попередню фільтрацію сигналу. Синтезовано цифровий режекторний фільтр для виділення шуму у певному спектрі частот. На базі обґрунтованої математичної моделі отримано вирази для обчислення характеристик сигналу синфазним методом та розроблено алгоритмічну базу для створення програмного забезпечення, призначеного для аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці. При проведенні аналізу характеристик математичної моделі для синфазного опрацювання пульсового сигналу було встановлено, що вони розширюють можливості статистичної оцінки стану серцево-судинної системи людини. Такий результат досягається введенням додаткового класу інформативних ознак – кореляційних компонент, які відображають зміни фазо-часової структури пульсового сигналу.

У четвертому розділі наведено результати імітаційного моделювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі для проведення валідації математичної моделі пульсового сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Імітаційна модель побудована у вигляді кусково-неперервної синусоїди, яка відображає характерні точки та форму пульсового сигналу і враховує у своїй структурі періодичність сигналів біологічного походження, випадкову складову, викликану як змінами у діяльності серцево-судинної системи, так і зовнішніми умовами, а також фази зміни роботи серцево-судинної системи при впливі стресу у стоматологічній практиці.

Встановлено, що запропонована імітаційна модель пульсового сигналу має високу точність відтворення параметрів пульсового сигналу. Розрахунок відносної похибки для розкиду амплітуди зімітованого та експериментально отриманого сигналів складає 3,97%. Відносна похибка між значенням періодів зімітованого та експериментально отриманого сигналів (по максимальній амплітуді) складає 3,41%. Розрахунок t -критерію Стьюдента для двох вибірок розкиду амплітуди та періоду для зімітованого та експериментально отриманого сигналів вказує, що різниця між даними є статистично не значущою – $p=0,296$ та $p=0,275$ відповідно.

Проведено верифікацію синфазного методу опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі на основі імітаційної моделі. Максимальне значення відносної похибки при опрацюванні сигналу синфазним методом складає 4%. Розрахунок t -критерію Стьюдента для $p \leq 0,01$ ($t_S = 0,5$, тобто значення знаходиться в зоні незначущості) свідчить про високу ймовірність порядку 0,95 визначення часу відновлення частоти серцевих скорочень після припинення дії стресу. Відповідно до розрахованого t -критерію Стьюдента ймовірність виконання гіпотези складає 95%. Це свідчить, що така модель дає високу точність при опрацюванні пульсового сигналу та уможлиблює оцінювання амплітудних та часових характеристик сигналу на основі кореляційних компонент як додаткових інформативних ознак для діагностики функціонального стану серцево-судинної системи при впливі стресу у стоматологічній практиці.

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Застосовано періодично корельований випадковий процес як математичну модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі, що уможливило врахування його періодичності, випадковості та кореляційних зв'язків, яка виражає динаміку процесу зміни функціонування серцево-судинної системи при впливі стресу у стоматологічній практиці.

2. Вперше розроблено метод та алгоритм визначення періоду пульсового сигналу на основі функції пошуку максимального значення сигналу в межах періоду та підтвердження знаходження пікового значення шляхом циклічного порівняння з середнім значенням для вибірки з ковзним фіксованим числом періодів, що уможливило підвищення точності визначення періоду пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

3. Розроблено метод та алгоритм аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці на основі синфазного методу, що дало можливість підвищити точність виявлення часових меж, які вказують на зміни у функціонуванні серцево-судинної системи під впливом стресу у стоматологічній практиці.

4. Розроблено метод та алгоритм комп'ютерного імітаційного моделювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі на основі моделювання характерних точок та кривих пульсового сигналу і кривої зміни діяльності серцево-судинної системи при впливі стресу, що уможливило верифікацію методу опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

Практичне значення отриманих результатів дисертаційного дослідження полягає у тому, що розроблено метод та обґрунтовані засоби відбору пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці. Розроблено комп'ютерний алгоритм та програмне забезпечення для технічних систем опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі синфазним методом, що дало змогу визначити часові моменти, які свідчать про зміни у функціонуванні серцево-судинної системи. Розроблено та реалізовано імітаційну модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці, завдяки якій результати моделювання використано для тестування алгоритмів опрацювання даних. Отримані наукові та практичні результати, методики й рекомендації впроваджено у процес розробки нових видів продукції конструкторського відділу ПП «Галіт» (с. Байківці, Тернопільського р-ну, Тернопільської обл.).

Основні результати досліджень, що відображені у дисертаційній роботі, опубліковано у 10 наукових працях: з них 1 стаття у науковому фаховому виданні України; 1 стаття у науковому періодичному виданні інших держав, яке індексується у міжнародній наукометричній базі Web of Science; 1 стаття у виданні України, яке індексується у міжнародній наукометричній базі Scopus та 7 тез доповідей на міжнародних та всеукраїнських наукових та науково-технічних конференціях.

Ключові слова: пульсовий сигнал, психоемоційний стрес, стоматологія, періодично корельований випадковий процес, синфазний метод, імітаційна модель, алгоритм, програмне забезпечення, верифікація, валідація, відносна похибка, критерій Стюдента.

SUMMARY

Strembitska O.I. Methods and tools for assessing the pulse signal in psycho-emotional stress in dental practice. - Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

The dissertation on competition of a scientific degree of the doctor of philosophy on a specialty 163 "Biomedical engineering" in the field of knowledge 16 "Chemical and bioengineering". - Ternopil National Technical University named after Ivan Pulyuy. Ternopil, 2021.

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

The dissertation is devoted to solving the current scientific problem - the choice of methods and means of assessing the pulse signal in psycho-emotional stress in dental practice on the basis of a sound mathematical model of the pulse signal, algorithm development and software for technical analysis of pulse signal to detect changes in heart rate vascular system in psycho-emotional stress in dental practice. Object of research: the process of selection, modeling and analysis of the pulse signal to identify informative signs of changes in the human cardiovascular system under the influence of stress in dental practice. Subject of research: means of selection, mathematical model, methods of processing and simulation model of pulse signal in psycho-emotional stress in dental practice to identify informative signs of changes in the cardiovascular system under the influence of stress.

The introduction substantiates the relevance of the study, links the work with the research topic, sets the purpose and objectives of the study, object and subject of research, lists the research methods used to achieve the goal of the dissertation. The scientific novelty, practical significance of the obtained results and personal creative contribution of the applicant are formulated. Information on approbation and publication of research results is given.

The first section analyzes the known methods of selection and analysis of the pulse signal, which are used for diagnostic purposes to detect abnormalities in the cardiovascular system. According to the results of the analysis, it is shown that diagnosing changes in the human body related to psycho-emotional stress in dental practice requires modeling of biophysical processes and methods of their analysis using a mathematical apparatus to describe these processes. This is the basis for evaluating the obtained algorithms for pulse signal analysis using simulated simulation models based on them. Given the mechanism of pulse wave formation and features of the analysis of the functional state of the cardiovascular system by the pulse signal, the need to justify the choice of an adequate mathematical model based on data obtained by analytical methods.

In the second section, the analysis of the pulse signal using statistical estimation methods is performed, namely, the mathematical expectation, variance and correlation function are calculated. The calculation of these characteristics of the pulse signal confirmed that an adequate model of the pulse signal must be statistical in nature and meet the requirements of periodicity and randomness. It is established that such requirements are taken into account by a mathematical model built by the methods of energy theory of stochastic signals, namely - in the form of a periodically correlated random process. This model has tools that take into account both the connection of harmonic components and changes in the probabilistic characteristics of the pulse signal over time. Modeling of the pulse signal by means of energy theory allows its analysis by the in-phase method to create further algorithms for computer processing of the pulse signal under psycho-emotional stress in dental practice.

In the third section, based on a mathematical model in the form of a periodically correlated random process, an algorithm for processing a pulse signal to select and evaluate its characteristics is developed. In order to eliminate interference from signals of biological origin, it is proposed to use pre-filtering of the signal. A digital notch filter has been synthesized to extract noise in a certain frequency range. On the basis of a substantiated mathematical model, expressions for calculating the characteristics of the signal by the in-phase method are obtained and an algorithmic basis for creating

software designed for the analysis of the pulse signal under psycho-emotional stress in dental practice is developed. When analyzing the characteristics of the mathematical model for in-phase processing of the pulse signal, it was found that they expand the possibilities of statistical assessment of the human cardiovascular system. This result is achieved by introducing an additional class of informative features - correlation components that reflect changes in the phase-time structure of the pulse signal.

The fourth section presents the results of simulation modeling of the pulse signal under psycho-emotional stress for validation of the mathematical model of the pulse signal in the form of a periodically correlated random process. The simulation model is built in the form of a piecewise continuous sinusoid, which reflects the characteristic points and shape of the pulse signal and takes into account in its structure the periodicity of signals of biological origin, random component caused by changes in cardiovascular system and external conditions. work of the cardiovascular system under the influence of stress in dental practice.

It is established that the proposed simulation model of the pulse signal has a high accuracy of reproduction of the pulse signal parameters. The calculation of the relative error for the scatter of the amplitude of the simulated and experimentally obtained signals is 3.97%. The relative error between the values of the periods of simulated and experimentally obtained signals (maximum amplitude) is 3.41%. The calculation of Student's t-test for two samples of amplitude and period scatter for simulated and experimentally obtained signals indicates that the difference between the data is statistically insignificant - $p = 0.296$ and $p = 0.275$, respectively.

Verification of the in-phase method of pulse signal processing under psycho-emotional stress on the basis of the simulation model is carried out. The maximum value of the relative error in signal processing by the in-phase method is 4%. The calculation of the Student's t-test for $p \leq 0.01$ ($t_S = 0.5$, ie the value is in the zone of insignificance) indicates a high probability of about 0.95 to determine the recovery time of heart rate after cessation of stress. According to the calculated Student's t-test, the probability of fulfilling the hypothesis is 95%. This indicates that such a model provides high accuracy in the processing of the pulse signal and allows the evaluation of

amplitude and time characteristics of the signal based on correlation components as additional informative features for diagnosing the functional state of the cardiovascular system under stress in dental practice.

Scientific novelty of the obtained results.

1. Periodically correlated random process as a mathematical model of pulse signal in psycho-emotional stress, which allowed to take into account its periodicity, randomness and correlations, which expresses the dynamics of changes in the functioning of the cardiovascular system under stress in dental practice.

2. For the first time a method and algorithm for determining the period of the pulse signal based on the function of finding the maximum value of the signal within the period and confirming the peak value by cyclic comparison with the average value for sampling with a fixed number of periods, which allowed to increase the accuracy of stress in dental practice.

3. A method and algorithm for analyzing the pulse signal in psychoemotional stress in dental practice based on the in-phase method, which allowed to increase the accuracy of time limits, which indicate changes in the functioning of the cardiovascular system under the influence of stress in dental practice.

4. The method and algorithm of computer simulation modeling of pulse signal at psychoemotional stress on the basis of modeling of characteristic points and curves of pulse signal and curve of change of activity of cardiovascular system at influence of stress that enabled verification of a method of processing of pulse signal at psychoemotional stress in dentistry .

The practical significance of the obtained results of the dissertation research is that the method and substantiated means of pulse signal selection in case of psycho-emotional stress in dental practice are developed. A computer algorithm and software for technical systems of pulse signal processing in psycho-emotional stress by the in-phase method have been developed, which allowed to determine the time moments that indicate changes in the functioning of the cardiovascular system. A simulation model of the pulse signal in psycho-emotional stress in dental practice has been developed and implemented, thanks to which the simulation results were used to test data processing

algorithms. The obtained scientific and practical results, methods and recommendations have been implemented in the process of developing new types of products of the design department of PC "Galit" (Baykivtsi village, Ternopil district, Ternopil region).

The main results of the research, which are reflected in the dissertation, are published in 10 scientific works: 1 article in the scientific professional publication of Ukraine; 1 article in a scientific periodical of other states, which is indexed in the international scientometric database Web of Science; 1 article in the publication of Ukraine, which is indexed in the international scientometric database Scopus and 7 abstracts of reports at international and national scientific and scientific-technical conferences.

Key words: pulse signal, psychoemotional stress, dentistry, periodically correlated random process, in - phase method, simulation model, algorithm, software, verification, validation, relative error, Student 's criterion.

Список публікацій здобувача

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:

1. Development of a simulation model of a photoplethysmographic signal under psychoemotional stress / E.Yavorska, O. Strembitska, M. Strembitskyi, I. Pankiv. // *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*. – 2021. – №2 (9 (110)). – С. 36–45. doi: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2021.227001>. (*індексується у Scopus, CrossRef, Index Copernicus Journals Master List, Directory of Open Access Journals (DOAJ), Google Scholar*). - розроблено комп'ютерну імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі.

2. Technology Of Application Of Multifrequency Signals To Create An Electromagnetic Field / [O. Strembitska, R. Tymoshenko, M. Mozhaiev та ін.]. // *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*. – 2021. – №2 (21). – С. 40–43. doi: <https://doi.org/10.22937/IJCSNS.2021.21.2.5>. (*індексується у Web of Science, Google Scholar*). - розглянуто просторово-фазо-частотні сигнали як такі, що містять періодичні та випадкові складові.

3. Evaluation of methods for determining abnormalities in cardiovascular system by pulse signal under psycho-emotional stress in dental practice / Y.Yavorska, O. Strembitska, M. Strembitskyi, L. Hvostivska. // *Scientific Journal of TNTU*. – 2020. – С. 118–126. doi: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2020.04.118. (*індексується у Index Copernicus, Google Scholar*). - проведено порівняльний аналіз методів опрацювання пульсового сигналу.

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

4. Яворська, Є. Б. Комп'ютерне імітаційне моделювання фотоплетизмографічного сигналу при зміні психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці [Текст] / Яворська Є. Б., Стрембіцька О. І. // Оптоелектронні інформаційні технології “*ФОТОНІКА-ОДС-2020*”. Збірник тез доповідей міжнародної науково-технічної конференції, м. Вінниця, 5-7 жовтня

2020 року. – Вінниця: “ТД Едельвейс і К”, 2020. – С.14. - розроблено комп’ютерну імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі.

5. Яворська, Є.Б. Алгоритм опрацювання фотоплетизмографічного сигналу синфазним методом для визначення змін психоемоційного стану пацієнта у стоматології [Текст] / Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. // II Міжнародна науково-практична конференція «*Інформаційні системи та технології в медицині*» (ІСМ–2019) [Текст] : збірник наукових праць – Харків : Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут», 2019. – С.118-119. - запропоновано алгоритм опрацювання пульсового сигналу синфазним методом при психоемоційному стресі.

6. Яворська, Є.Б. Використання синфазного методу опрацювання фотоплетизмографічного сигналу для оцінки психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці [Текст] / Яворська Є., Стрембіцька О. // Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп’ютерних технологій. Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції, 20-21 червня 2019 року: збірник тез доповідей. – Тернопіль: ФОП Паляниця В.А., 2019. – С. 155-158. - запропоновано алгоритм опрацювання пульсового сигналу синфазним методом при психоемоційному стресі.

7. Яворська, Є.Б. Модель пульсового сигналу для оцінювання психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці [Текст] / Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. // Сучасні досягнення в науці і освіті: збірник праць XIII Міжнародної наукової конференції, 6-13 вересня 2018р., м. Нетанья (Ізраїль). – Хмельницький, 2018. – С. 13-15. - запропоновано математичну модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі.

8. Яворська, Є.Б. Вибір методів та засобів оцінювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці [Текст] / О.І. Стрембіцька, Є.Б. Яворська // Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій: матеріали Міжнародної науково-технічної конференції до 100-річчя з дня заснування НАН України та на вшанування пам’яті Івана Пулюя (100-річчя з дня смерті), (Тернопіль, 23–24 травня 2018 року) / Науковий

секретар: Золотий Р.З. – Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2018. – С. 241. - запропоновано алгоритм опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі синфазним методом.

9. Стрембіцька, О.І. Математична модель пульсового сигналу при фізичному навантаженні [Текст] / О.І. Стрембіцька, Т.І. Горин // Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів, (Тернопіль, 16-17 листопада 2017 року) – Тернопіль: ТНТУ, 2017. – С. 168. – запропоновано математичну модель пульсового сигналу при фізичному навантаженні.

10. Дунець, В. Л. Імітаційна модель фотоплетизмографічного сигналу при фізичному навантаженні [Текст] / В.Л. Дунець, О.І. Олійник. // Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей V Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів, (Тернопіль, 17-18 листопада 2016 року) – Тернопіль: ТНТУ, 2016. – С. 89. - розроблено комп'ютерну імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при фізичному навантаженні.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	18
ВСТУП.....	20
РОЗДІЛ 1. СТАН ТА ПРОБЛЕМИ ОЦІНЮВАННЯ ЗМІН	
У СЕРЦЕВО-СУДИННІЙ СИСТЕМІ ЗА ПУЛЬСОВИМ СИГНАЛОМ	
У СТОМАТОЛОГІЧНІЙ ПРАКТИЦІ.....	27
1.1. Аналіз проблеми діагностики порушень роботи серцево-судинної системи у стоматологічній практиці.....	27
1.1.1. Соціальний аспект проблеми.....	27
1.1.2. Медичний аспект проблеми.....	30
1.1.3. Технічний аспект проблеми.....	31
1.2. Методи реєстрації пульсового сигналу.....	33
1.2.1. Огляд методів реєстрації пульсового сигналу.....	33
1.2.2. Фотоплетизмографія як неінвазивний метод реєстрації пульсового сигналу.....	39
1.2.3. Актуальність застосування фотоплетизмографії для діагностики психоемоційного стресу у стоматологічній практиці.....	42
1.3. Методи аналізу пульсового сигналу.....	46
1.3.1. Графічний метод аналізу пульсового сигналу.....	46
1.3.2. Аналітичний метод аналізу пульсового сигналу.....	49
1.3.3. Якісний метод аналізу пульсового сигналу.....	56
1.4. Вибір методів та засобів опрацювання пульсового сигналу при зміні психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці.....	57
1.5. Висновки до розділу 1.....	59
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА СТРУКТУРА ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ СТРЕСІ.....	
ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ СТРЕСІ.....	
60	
2.1. Особливості побудови математичних моделей біологічних сигналів.....	60
2.2. Структура пульсового сигналу при психоемоційному стресі.....	64
2.3. Методи аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі.....	68

2.3.1. Аналіз пульсового сигналу як гармонічного процесу.....	68
2.3.2. Аналіз пульсового сигналу як стаціонарного випадкового процесу.....	72
2.3.3. Аналіз пульсового сигналу як кореляційної функції.....	74
2.4. Математична модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.....	76
2.5. Висновки до розділу 2.....	82
РОЗДІЛ 3. МЕТОДИ ОПРАЦЮВАННЯ ПУЛЬСОВОГО СИНАЛУ.....	84
3.1. Визначення періоду пульсового сигналу.....	84
3.2. Підготовка до аналізу та аналіз пульсового сигналу.....	89
3.2.1. Синтез фільтра для виділення постійної складової із пульсового сигналу.....	90
3.2.2. Синфазний метод аналізу пульсового сигналу.....	95
3.3. Алгоритм аналізу пульсового сигналу синфазним методом.....	100
3.4 Висновки до розділу 3.....	102
РОЗДІЛ 4. ВЕРИФІКАЦІЯ ТА ВАЛІДАЦІЯ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ОПРАЦЮВАННЯ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ СТРЕСІ.....	103
4.1. Результати опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі синфазним методом.....	103
4.2. Спосіб визначення часу відновлення стану серцево-судинної системи за пульсовим сигналом при психоемоційному стресі.....	105
4.3. Імітаційне моделювання фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі.....	111
4.3.1. Алгоритм імітаційного моделювання фотоплетизмографічного сигналу в межах одного періоду.....	111
4.3.2. Алгоритм імітаційного моделювання фотоплетизмографічного сигналу в межах n -ої кількості періодів із врахуванням випадкової складової.....	115
4.3.3. Імітаційна модель кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі.....	116

4.3.4. Комплексна імітаційна модель періодичного фотоплетизмографічного сигналу із випадковою складовою та врахуванням кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі.....	119
4.3.5. Результат валідації імітаційної моделі фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі.....	122
4.4. Результати верифікації методу опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі.....	123
4.5. Висновки до розділу 4.....	125
ВИСНОВКИ.....	127
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	129
ДОДАТКИ.....	142

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АЧХ – амплітудо-частотна характеристика;

ДКР – дослідно-конструкторська робота;

МОЗ – Міністерство охорони здоров'я;

НІХ – нескінченна імпульсна характеристика;

ПЗ – програмне забезпечення;

ПКВП – періодично корельований випадковий процес;

СІХ – скінченна імпульсна характеристика;

ССС – серцево-судинна система;

УЗД – ультразвукове дослідження;

ФПС – фотоплетизмографічний сигнал;

ФЧХ – фазо-частотна характеристика;

ЧСС – частота серцевих скорочень;

ШПФ – швидке перетворення Фур'є;

A_{nk} – амплітуда k -ої хвилі для реалізації пульсового сигналу на періоді сигналу T ;

$\mathbf{B}^2(\mathbf{H})$ - гільбертів \mathbf{B}^2 - простір над простором \mathbf{H} ;

$B(u)$ – середня коваріація для періодично корельованого випадкового процесу;

\hat{B}_k – коваріаційна компонента для періодично корельованого випадкового процесу;

$b_{\xi_m}(t, u)$ – статистика середньої коваріації для періодично корельованого випадкового процесу;

\mathbf{C} - множина комплексних чисел;

c_k – комплексний коефіцієнт Фур'є;

\mathbf{D} – гільбертів простір;

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

E_ξ - енергія випадкового процесу $\xi, t \in D$;

$f(x)$ – функція, яка описує пульсовий сигнал;

\mathbf{H} - абстрактний гільбертів простір;

\mathbf{K} – колмогорівський простір;

K_{nk} – коефіцієнт нахилу nk –ої хвилі пульсового сигналу для n –ої хвилі;

K_{T_k} – коефіцієнт зміни періоду пульсового сигналу для n –ої хвилі;

L_{nk} – масштабні коефіцієнти для nk –ої хвилі пульсового сигналу;

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

$m(t)$ – усереднена кореляційна компонента;

m_ξ – математичне сподівання;

P_ξ - середня (на числовій осі) потужність випадкового процесу $\xi(t), t \in R$;

\mathbf{R} – множина дійсних чисел;

r_{xy} – лінійний коефіцієнт кореляції для пульсового сигналу;

T – період сигналу, період корельованості ПКВП;

T_m – період вибірки $\xi_m(t)$ функції випадкового процесу;

T_{nk} – тривалість n –ої хвилі на k –ому періоді;

t_s – критерій Стюдента;

\mathbf{Z} - множина цілих чисел;

Φ - символ перетворення Фур'є;

ε – зсув сигналу; клас випадкових процесів скінченої енергії;

ε_i – довірчий інтервал для n -реалізації ПКВП;

π - клас випадкових процесів скінченої середньої потужності;

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

μ – вибіркове середнє для ПКВП;

$\xi_k(t)$ – сукупність функцій, які описують випадковий процес;

$\xi(t)$ – функція, яка описує випадковий процес;

σ – середньоквадратичне відхилення;

\cup - об'єднання множин.

ВСТУП

Актуальність теми. За даними МОЗ надання стоматологічної допомоги населенню належить до масових видів медичної допомоги, оскільки 20–25 % звернень за медичною допомогою пов'язані із захворюваннями ротової порожнини (345–550 випадків звернень на 1000 жителів) [6]. Відповідно до даних отриманих Дем'яненко С.А., Авдоніною Л.І., Бойко В.В. [3, 4] дентофобією страждають 80 % пацієнтів, які звертаються за допомогою до лікаря-стоматолога. Проявом дентофобії згідно із дослідженнями Бургонського В.Г. та ряду інших авторів [1, 2] є виникнення психоемоційного напруження, яке є фактором розвитку і прогресування захворювань серцево-судинної системи – гіпертонічного кризу, інфаркту міокарда, інсульту, аритмії, тощо. Тому, своєчасне виявлення порушень у діяльності серцево-судинної системи, пов'язаних із психоемоційним стресом на прийомі у лікаря-стоматолога, є важливою соціальною та медичною проблемою.

Для оцінки стану серцево-судинної системи при психоемоційному стресі на прийомі у лікаря-стоматолога доцільним є виключити із оцінки фактори, які базуються на особистому досвіді лікаря, використання різнотипних алгоритмів, методів обробки даних, апаратного та програмного забезпечення [4, 57]. Застосування фотоплетизмографії як методу відбору пульсової хвилі [44, 45, 46], забезпечує можливість відбору даних з високою точністю, неінвазивність, відібрані дані придатні для подальшого аналізу та прийняття рішення щодо діагнозу. Метод не потребує складного обладнання, на відмінно від реографії, сфігмографії, ультразвукової діагностики та поліграфії [26, 35-44, 48-52]. Застосування аналітичних методів аналізу пульсового сигналу, на відмінну від графічного та якісного методу, забезпечує вирішення задачі алгоритмізації процедури обробки даних та дає можливість врахувати особливості сигналу біологічного походження.

Програмне забезпечення в системах опрацювання пульсового сигналу базується на математичній моделі сигналу, яка визначає інформативні ознаки

сигналу та методи його аналізу. Структура математичної моделі пульсового сигналу при психоемоційному стресі має враховувати його періодичність, наявність випадкової складової та перебіг процесів, пов'язаних із впливом стресу. Властивості математичної моделі сигналу враховує імітаційна модель, які використовують для оцінювання методів опрацювання пульсового сигналу. Однак гармонічна трифазна модель (В.В. Гніліцький, Н.В. Мужичька) [64] та синусоїда з експотенційним затуханням (Акулов В.А.) [62] - не враховує періодичність та випадкову складову пульсового сигналу; адитивна суміш детермінованої і випадкової складових (Самков С.В., Черненко А.И.) [63] та адаптивна негармонічна модель (Han-Kuei Wu, Hau-Tieng Wu, Chun-Li Wang, Yueh-Lung Yang, Tung-Hu Tsai, Wen-Hsiang Wu, Hen-Hong Chang) [65] – не враховує періодичність пульсового сигналу; імітаційна модель добового пульсового сигналу (Хвостівська Л.В.) [66] - враховує періодичність сигналу, випадкову складову та перебіг довготривалих процесів, проте не враховує перебіг середньотривалих процесів, які виникають під впливом стресу.

Неврахування у структурі відомих імітаційних моделей специфічних особливостей пульсового сигналу при психоемоційному стресі, а саме змін у фазо-часовій структурі сигналу, унеможлиблює оцінку методів опрацювання сигналу на послідовностях з наперед заданими даними.

Наведені аргументи вказують на актуальність вибору методів за засобів відбору пульсового сигналу, обґрунтування його математичної моделі та розроблення методу опрацювання для систем аналізу пульсового сигналу, зорієнтованих на підвищення точності оцінювання стану пацієнта за змінами функціонального стану серцево-судинної системи при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

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

Дисертаційна робота є складовою частиною наукових робіт Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Окремі результати роботи були отримані при виконанні роботи по темі ДКР (г/д № 465-18) «Удосконалення наземного комплексу спостереження за космічними

об'єктами. Модернізація програмно технічних засобів КОС «Сажень-С», 2018р., шифр «Керування-КОС», (держреєстр. № 0118u004720); договір з НЦУВКЗ (Національний центр управління та випробувань космічних засобів). Дисертантці належить розробка методу опрацювання пульсового сигналу та імітаційної моделі пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

Мета і задачі дослідження.

Метою дослідження є вибір методів та засобів оцінювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці на основі обґрунтованої математичної моделі пульсового сигналу, розроблення алгоритму та програмного забезпечення для технічних засобів аналізу пульсового сигналу з метою виявлення змін у роботі серцево-судинної системи при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці. Досягнення поставленої мети вимагає розв'язання наступних задач:

1. Провести аналіз стану проблеми оцінки функціонування серцево-судинної системи за пульсовим сигналом при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці для обґрунтування вибору напрямку наукового дослідження.

2. Проаналізувати відомі методи відбору та аналізу пульсового сигналу для виявлення можливості їх застосування з метою аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

3. Обґрунтувати структуру математичної моделі пульсового сигналу при психоемоційному стресі для виявлення відхилень у роботі серцево-судинної системи зумовлених дією стресу.

4. Розробити метод та алгоритм аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі на базі обґрунтованої математичної моделі для вирішення завдання виявлення відхилень у роботі серцево-судинної системи зумовлених дією психоемоційного стресу на прийомі у лікаря-стоматолога.

5. Розробити імітаційну модель та алгоритми її валідації для обґрунтування прийняття рішення про використання імітаційної моделі як засобу верифікації

алгоритмів опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

6. Розробити методи та алгоритми верифікації алгоритму опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі для прийняття рішення про достовірність методу опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

Об'єкт дослідження: процес відбору, моделювання та аналізу пульсового сигналу для виявлення інформативних ознак змін у роботі серцево-судинної системи людини під впливом стресу у стоматологічній практиці.

Предмет дослідження: засоби відбору, математична модель, методи опрацювання та імітаційна модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці для виявлення інформативних ознак змін у роботі серцево-судинної системи під впливом стресу.

Методи дослідження побудовано на основі енергетичної теорії стохастичних сигналів, а саме використання періодично корельованого випадкового процесу для математичного моделювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі; методів статистичного та спектрально-кореляційного аналізу; теорії вибору та прийняття рішень для верифікації математичної моделі пульсового сигналу та методів його опрацювання. Програмна реалізація алгоритмів опрацювання та імітаційного моделювання виконана у пакеті прикладних програм MATLAB R2019b.

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Застосовано періодично корельований випадковий процес як математичну модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі, що уможливило врахування його періодичності, випадковості та кореляційних зв'язків, яка виражає динаміку процесу зміни функціонування серцево-судинної системи при впливі стресу у стоматологічній практиці.

2. Вперше розроблено метод та алгоритм визначення періоду пульсового сигналу на основі функції пошуку максимального значення сигналу в межах періоду та підтвердження знаходження пікового значення шляхом циклічного

порівняння з середнім значенням для вибірки з ковзним фіксованим числом періодів, що уможливило підвищення точності визначення періоду пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

3. Розроблено метод та алгоритм аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці на основі синфазного методу, що дало можливість підвищити точність виявлення часових меж, які вказують на зміни у функціонуванні серцево-судинної системи під впливом стресу у стоматологічній практиці.

4. Розроблено метод та алгоритм комп'ютерного імітаційного моделювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі на основі моделювання характерних точок та кривих пульсового сигналу і кривої зміни діяльності серцево-судинної системи при впливі стресу, що уможливило верифікацію методу опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

Практичне значення одержаних результатів. Практичне значення отриманих результатів дисертаційного дослідження полягає у тому, що розроблено метод та обґрунтовані засоби відбору пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці. Розроблено комп'ютерний алгоритм та програмне забезпечення для технічних систем опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі синфазним методом, що дало змогу визначити часові моменти, які свідчать про зміни у функціонуванні серцево-судинної системи. Розроблено та реалізовано імітаційну модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці, завдяки якій результати моделювання використано для тестування алгоритмів опрацювання даних. Отримані наукові та практичні результати, методики й рекомендації впроваджено у процес розробки нових видів продукції конструкторського відділу ПП «Галіт» (с. Байківці, Тернопільського р-ну, Тернопільської обл.).

Особистий внесок. Основні результати, які становлять суть дисертаційної роботи, отримані дисертантом самостійно. У працях, опублікованих у

співавторстві, дисертанту належить:

- у працях [1,4] – розроблено комп’ютерну імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі;
- у праці [2] – розглянуто просторово-фазо-частотні сигнали як такі, що містять періодичні та випадкові складові;
- у праці [3] – проведено порівняльний аналіз методів опрацювання пульсового сигналу;
- у працях [5,6,8] – запропоновано алгоритм опрацювання пульсового сигналу синфазним методом при психоемоційному стресі;
- у праці [7] – запропоновано математичну модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі;
- у праці [9] – запропоновано математичну модель пульсового сигналу при фізичному навантаженні;
- у праці [10] – розроблено комп’ютерну імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при фізичному навантаженні.

Апробація результатів дисертації. Викладені в дисертаційній роботі результати доповідалися і обговорювалися на V Міжнародна науково-технічна конференція молодих учених та студентів “Актуальні задачі сучасних технологій”, м. Тернопіль, 17-18 листопада 2016 року; VI Міжнародна науково-технічна конференція молодих учених та студентів “Актуальні задачі сучасних технологій”, м. Тернопіль, 16-17 листопада 2017 року; Міжнародна науково-технічна конференція до 100-річчя з дня заснування НАН України та на вшанування пам’яті Івана Пулюя (100-річчя з дня смерті) “Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій”, м. Тернопіль, 23–24 травня 2018 року; XIII Міжнародна наукова конференція “Сучасні досягнення в науці і освіті”, м. Нетанья (Ізраїль), 6-13 вересня 2018 року; IV Міжнародна науково-технічна конференція “Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп’ютерних технологій”, м. Тернопіль, 20-21 червня 2019 року; II Міжнародна науково-практична конференція “Інформаційні системи та технології в медицині” (ICM–2019), м. Харків, 28-29 листопада 2019 року; Міжнародна науково-технічна

конференція “Оптоелектронні інформаційні технології “ФОТОНІКА-ОДС-2020”, м. Вінниця, 5-7 жовтня 2020 року.

В цілому робота доповідалася на фаховому семінарі кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (м. Тернопіль).

Публікації. Основні результати досліджень, що відображені у дисертаційній роботі, опубліковано у 10 наукових працях: з них 1 стаття у науковому фаховому виданні України; 1 стаття у науковому періодичному виданні інших держав, яке індексується у міжнародній наукометричній базі Web of Science; 1 стаття у виданні України, яке індексується у міжнародній наукометричній базі Scopus та 7 тез доповідей на міжнародних та всеукраїнських наукових та науково-технічних конференціях.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається із вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел, додатків. Загальний обсяг роботи становить 150 сторінок, в тому числі 45 рисунків, 2 таблиці, список використаних джерел складає 122 найменування.

РОЗДІЛ 1

СТАН ТА ПРОБЛЕМИ ОЦІНЮВАННЯ ЗМІН У СЕРЦЕВО-СУДИННІЙ СИСТЕМІ ЗА ПУЛЬСОВИМ СИГНАЛОМ У СТОМАТОЛОГІЧНІЙ ПРАКТИЦІ

У першому розділі проаналізовано проблему діагностики порушень роботи серцево-судинної системи людини, викликаних психоемоційним напруженням на прийомі у лікаря-стоматолога. Розглянуто методи визначення відхилень у роботі серцево-судинної системи із використанням пульсового сигналу як одного із діагностичних маркерів зміни психоемоційного стану пацієнта при дії стресу. Зазначено причини, які призводять до виникнення невідкладних станів у стоматологічній практиці, зокрема зроблено акцент на психоемоційній складовій стресу. Розглянуто методи відбору пульсового сигналу та обґрунтовано використання фотоплетизмографії для визначення психоемоційного стресу на прийомі у лікаря-стоматолога та аналізу пульсового сигналу. Проведено огляд існуючих методів аналізу пульсового сигналу та їх діагностичних можливостей в контексті аналізу психоемоційного стану пацієнта на прийомі у лікаря-стоматолога.

1.1. Аналіз проблеми діагностики порушень роботи серцево-судинної системи у стоматологічній практиці

1.1.1. Соціальний аспект проблеми

Діагностика стану серцево-судинної системи (ССС) є важливою проблемою у зв'язку із зростанням смертності населення через хвороби системи кровообігу. Це пояснюється тим, що ССС забезпечує всі системи організму продуктами трофіки, лімітуючи таким чином їхню роботу. Разом з іншими системами вона забезпечує гомеостаз і є найбільш чутливою до зміни факторів, як зовнішнього, так і внутрішнього середовища, у тому числі змін пов'язаних з дією стресу.

Виникнення психоемоційного напруження на прийомі у лікаря-стоматолога є одним із факторів розвитку і прогресування захворювань серцево-судинної системи – гіпертонічного кризу, інфаркту міокарда, інсульту, аритмії, тощо [1, 2]. Відповідно до даних тестування дентофобією страждають 80% пацієнтів, які звертаються за допомогою до лікаря-стоматолога [3, 4]. Враховуючи, що згідно із статистичними даними, 20–25% звернень пов'язані із захворюваннями ротової порожнини (345–550 випадків звернень на 1000 жителів) [5], то надання стоматологічної допомоги населенню належить до масових видів медичної допомоги. Статистичні дослідження МОЗ України [6] вказують, що із загальної кількості респондентів 10000 осіб профілактичні огляди у лікаря стоматолога проходили 41% опитуваних (станом на 2019р.). При цьому число звернень має чіткий розподіл за віковими групами (рис.1.1) – кількість звернень для профілактичного огляду у групі респондентів 45 років і вище знижується, одним із факторів даного явища є намагання уникнути стресу пов'язаного з прийомом у лікаря-стоматолога, оскільки у 50,9% випадків звернень було встановлено необхідність проведення стоматологічних маніпуляцій.

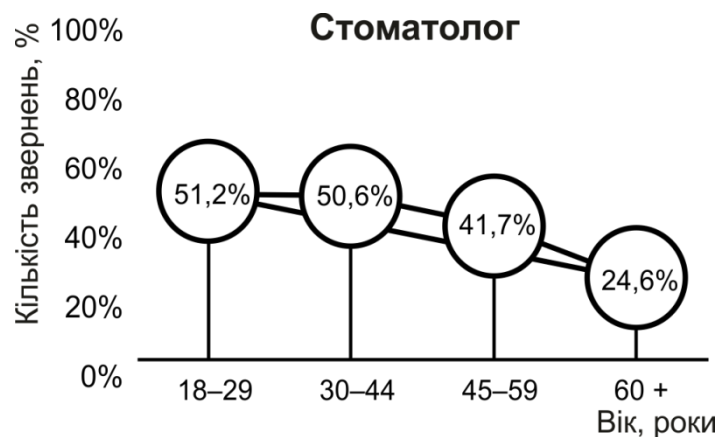


Рис. 1.1. Відсоток тих, хто відповів, що проходив стоматологічний медичний огляд з профілактичною метою на протязі 12 місяців [6]

Стрес - неспецифічна реакція організму у відповідь на дуже сильну дію (подразник) зовні, яка перевищує норму, а також відповідна реакція нервової системи [7, 8, 9]. Стрес розглядають через призму фізіологічного та

психологічного розуміння стресу. Р. Лазарус висунув концепцію, згідно із якою стрес можна розділити на фізіологічний, виникнення якого пов'язане із реальним фізіологічним подразником, та психічний (емоційний), який пов'язаний із оцінкою людини майбутньої ситуації як загрозової, важкої [10, 11]. Такий поділ стресу також є досить умовним, оскільки у фізіологічному стресі є емоційна складова, а при психоемоційному стресі не може не бути фізіологічних змін. Психоемоційне напруження, зумовлене очікуванням дискомфорту та можливого болю на прийомі у лікаря-стоматолога, призводить до фізіологічних змін у діяльності організму, зокрема зміни у діяльності ССС.

У контексті сучасної медичної допомоги на території України, за чисельністю звернень та кількістю фахівців даної галузі, стоматологія сьогодні поступається лише загальній терапії і посідає друге місце у медичній галузі [12]. Відповідно до даних, які було наведено Поповою К.А., розподіл невідкладних станів продемонстровано на рис.1.2 [13, 14, 15]. Як свідчать результати вибірки у 61% випадків невідкладні стани пов'язані із порушеннями у діяльності серцево-судинної системи.

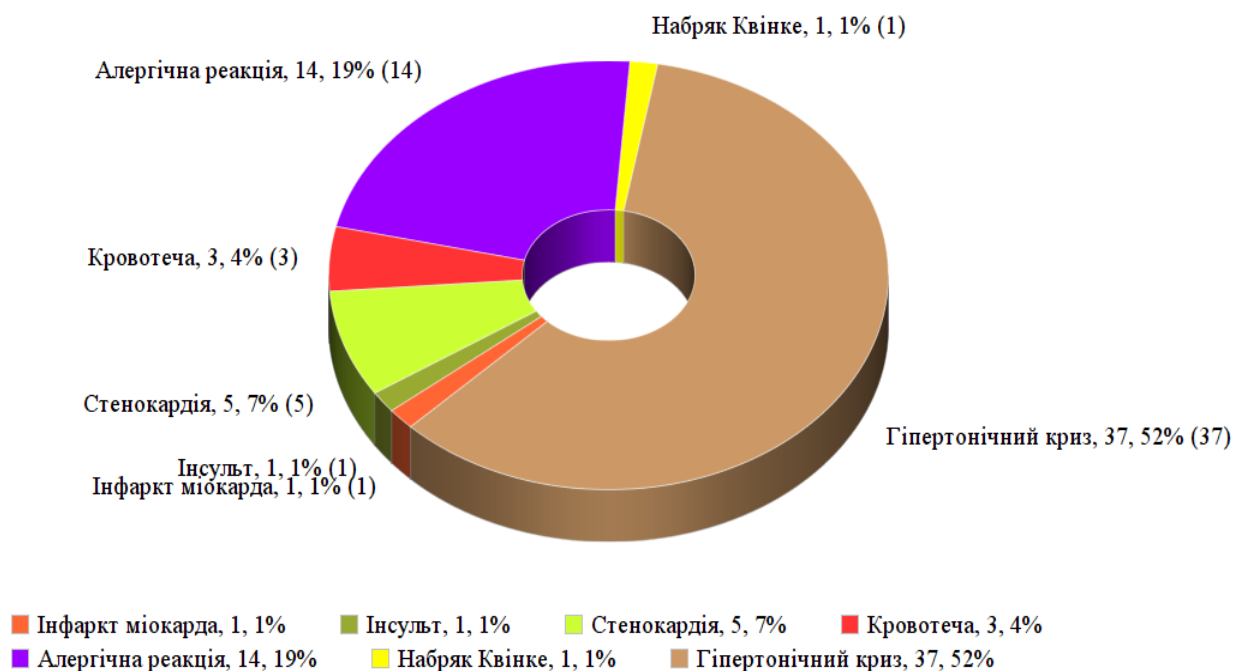


Рис.1.2. Розподіл невідкладних станів у стоматології (загальна кількість пацієнтів з невідкладними станами 73 – 20 чоловіки, 53 жінки) [15]

Тому важливим завданням є здійснення оцінки стану пацієнта на прийомі у лікаря-стоматолога з метою своєчасного виявлення відхилень у діяльності серцево-судинної системи, які зумовлені різними факторами, у тому числі і дією психоемоційного стресу.

1.1.2. Медичний аспект проблеми

Психоемоційне напруження призводить до змін у ендотеліальних клітинах, що є причиною стійкого спазму судин внаслідок втрати здатності до розширення і викликає обмеження кровотоку [16]. Моделювання стресової ситуації показало, що у жінок зменшення кровопостачання серця під дією психоемоційного стресу, було спровоковане звуженням периферичних кровоносних судин. Тоді як у чоловіків зниження кровопостачання серця було спричинено підвищенням артеріального тиску та прискоренням серцебиття [17, 18].

Враховуючи, що такі зміни є однією із причин зниження надійності функціонування, підвищення чутливості ССС і судин до різного роду гормональних впливів, тому їх виявлення є важливим завданням медичної практики. Надмірна реакція на стрес є фактором ризику розвитку та прогресування гіпертонічного кризу, інфаркту міокарда, інстульту та смерті від раптової зупинки серця [1, 3].

Виникнення невідкладних станів у стоматології зумовлене специфічними факторами амбулаторного стоматологічного прийому. Дані фактори згруповано у наступні категорії:

- масовий вид медичної допомоги, тому часу для всебічного обстеження хворого не завжди вистачає (пацієнти часто змінюють лікаря-стоматолога, що є причиною відсутності повної картини на прийому, який має обмежені часові рамки);
- супутні соматичні патології;
- психоемоційне напруження, що є причиною стрес-реакції організму;
- негативні емоційні спогади, які пов'язані із відвідуванням стоматологічного кабінету в минулому;
- токсична дія анестезуючих препаратів [19, 20].

Психоемоційне напруження призводить до активації виділення адреналіну та норадреналіну. Це призводить до багатьох змін у функціонуванні ССС: підвищення артеріального тиску, тахікардія, периферійна вазоконстрикція, підвищення збудливості міокарду, підвищення його потреби у кисні. Це є передумовою зниження надійності функціонування ССС, підвищення чутливості серця і судин до гормональних впливів. Надлишкова стресова реакція є фактором ризику розвитку та прогресу патологій ССС, гіпертонічного кризу, інфаркту міокарда, інсульту, смерті від раптової зупинки серця [3, 21, 22, 23].

Психоемоційний стрес викликає однотипні реакції організму, основними проявами яких є зміна частоти серцевих скорочень, артеріального тиску, рівня цукру в крові, тощо. Згідно із дослідженнями проведеними Дем'яненко С.А [24] на основі вибірки із 194 осіб (62 чоловіки і 132 жінки) віком 17-60 років було встановлено, що у 61,9% пацієнтів, що звернулися у стані помірного психоемоційного напруження, у процесі проведення стоматологічних маніпуляцій було відзначено підвищення артеріального тиску та частоти серцевих скорочень. У решти пацієнтів показники не зазнали змін, або зменшилися. Аналіз стану пацієнта проводили у кілька етап – безпосередньо після звернення в клініку, через 20 хвилин після анестезії, під час стоматологічного втручання і безпосередньо після проведення маніпуляцій, повторно – через 2-3 доби після лікування.

Задача виявлення порушень у діяльності ССС та причин їх виникнення є складним завданням, оскільки у більшості випадків невідкладний стан зумовлений нашаруванням кількох факторів. Виділення домінуючого фактору потребує системного підходу до аналізу можливих причин. Психоемоційне напруження – це фактор причиною, якого в більшості випадків є стрес, що зумовлений очікуванням стоматологічного втручання.

1.1.3. Технічний аспект проблеми

Визначення змін у діяльності серцево-судинної системи, зумовлених психоемоційним стресом на прийомі у лікаря-стоматолога, вимагає використання підходів, які були б доступними для масового моніторингу стану пацієнта та не

потребували б значних затрат часу. Такий підхід дозволяє забезпечити використання систем відбору та аналізу пульсового сигналу.

Сучасні методи відбору пульсового сигналу характеризуються різноманітністю: реографія, пряма сфігмографія, об'ємна сфігмографія, флєбосфігмографія, плетизмографія, фотоплетизмографія, ультразвукове доплєрівське (УЗД) дослідження [25, 26]. Незважаючи на велику різноманітність методів реєстрації пульсової хвилі всі методи працюють у відповідності із схемою представленою на рис.1.3, яка призначена для візуалізації принципів відбору пульсового сигналу.

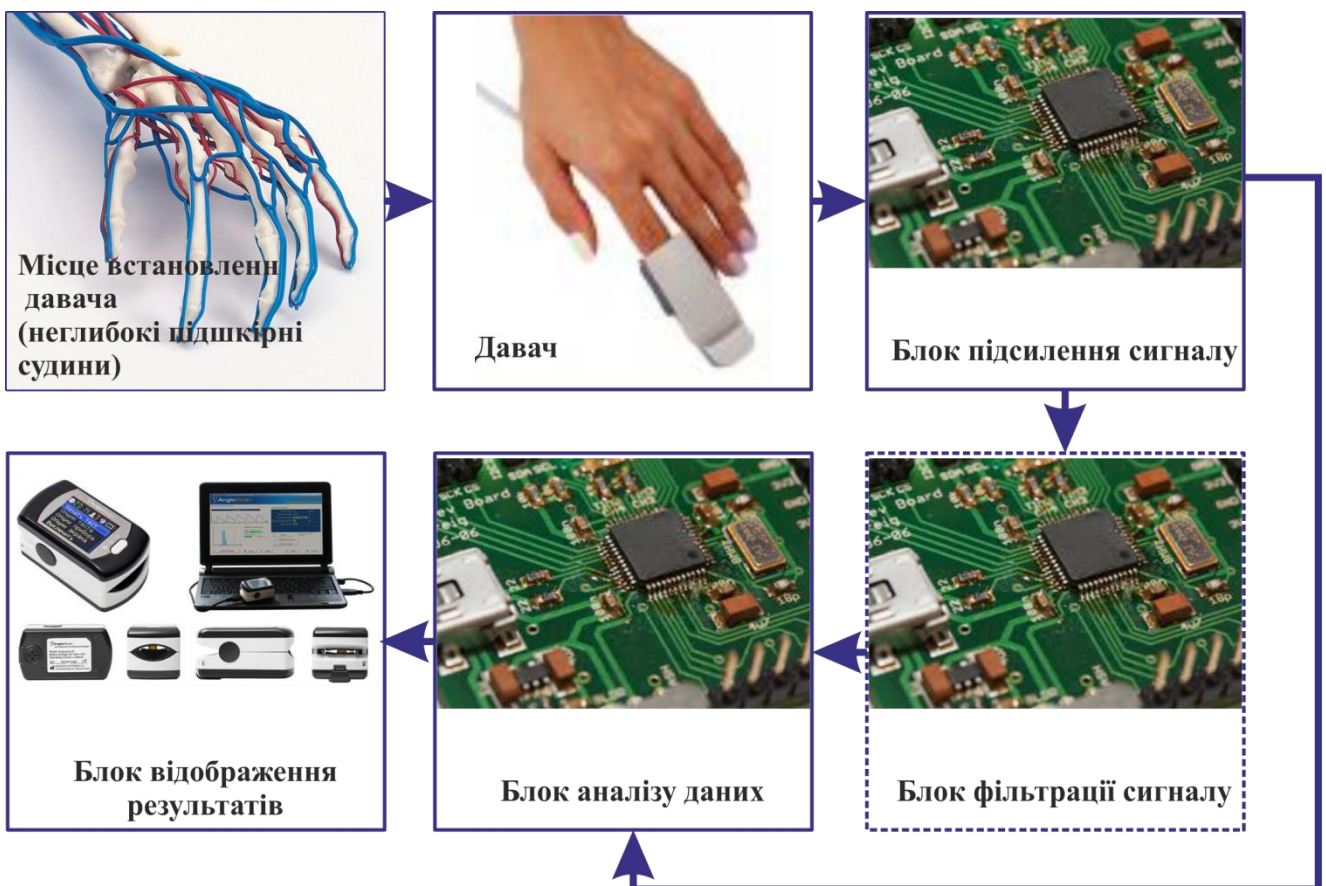


Рис.1.3 Узагальнена схема реєстрації пульсового сигналу

Відбір сигналу відбувається із використанням давачів, які розташовуються в місцях, в яких судини знаходяться на найменшій глибині по відношенню до шкіри – фаланги пальців, мочка вуха, сонна артерія, тощо. Відібраний сигнал надходить до блоку підсилення. В залежності від конструктивних особливостей давача

сигнал підсилюється і поступає в блок аналізу даних. В деяких варіантах вимірювання відбувається фільтрація сигналу і після цього проводиться аналіз даних. Аналіз даних може відбуватися на основі аналогових даних або сигнал оцифровується та аналізується за певним алгоритмом. Останнім етапом є відображення даних на дисплеї портативного пристрою. У випадку використання мобільних пристроїв оцифрований сигнал передається на ПК. Після опрацювання даних спеціалізованим програмним забезпеченням (ПЗ), на дисплеї монітора відображається інформація, на основі якої лікар приймає рішення про стан ССС.

Основними діагностичними характеристиками пульсового сигналу при психоемоційному стресі є визначення реакції на дію стрес-фактору, зокрема амплітудні та часові характеристики сигналу, його повторюваність та форма хвилі.

При розробці систем аналізу діяльності ССС виникають науково-технічні проблеми, які пов'язані із створенням спеціалізованого програмного забезпечення для аналізу пульсової хвилі при дії психоемоційного стресу. Враховуючи принцип МАПР (модель, алгоритм, програмна реалізація) [27], такі системи мають базуватися на математичній моделі досліджуваного сигналу, яка повинна містити інформацію про стан ССС, на основі певної інформативної ознаки, виділеної визначеним методом з метою якісного та кількісного аналізу.

Тому вибір методів та засобів аналізу пульсового сигналу при розробці спеціалізованого програмного забезпечення є актуальним завданням для вирішення задачі підвищення інформативності систем аналізу діяльності ССС, які базуються на використанні пульсового сигналу.

1.2. Методи реєстрації пульсового сигналу

1.2.1. Огляд методів реєстрації пульсового сигналу

Пульс (лат. *pulsus* – удар, поштовх) – періодичні коливання стінок кровоносних судин (артерій, вен) по типу поштовхів, зумовлені скороченням серця [28, 29]. Основними діагностичними параметрами пульсу є ритмічність,

частота, напруженість, наповнення, висота, швидкість, рівномірність, наявність дикротії, парадоксальність, дефіцит та лабільність [30, 31, 32]. Для визначення пульсу використовують метод пальпації [33, 34], який дозволяє оцінити частоту серцевих скорочень, шляхом розрахунку кількості коливань стінки судини на певному інтервалі часу – 15с, 30с, 60с. Для реєстрації пульсового сигналу, який містить інформацію не тільки про ритмічність серцевих скорочень, але дозволяє оцінити морфологічні характеристики окремої пульсової хвилі, використовують ряд апаратних методів. Класифікація методів реєстрації пульсового сигналу представлена на рис.1.4.

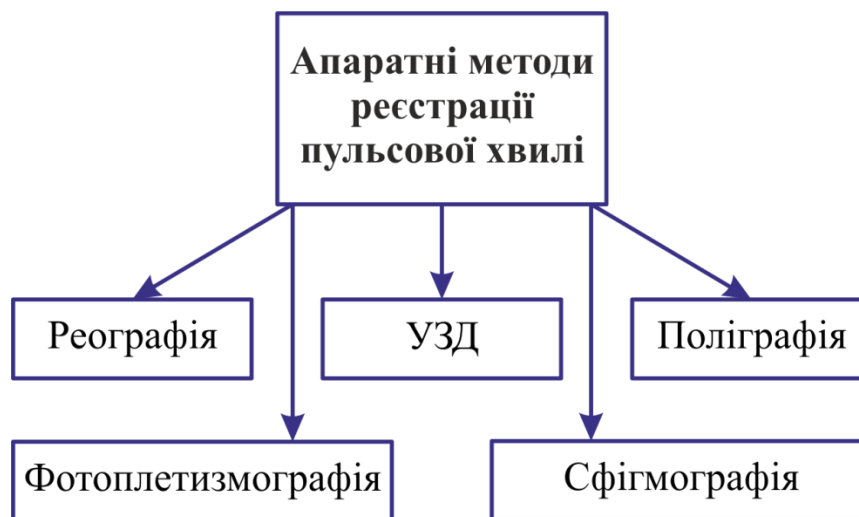


Рис.1.4. Основні апаратні методи реєстрації пульсової хвилі

При виборі методу реєстрації пульсової хвилі з метою її подальшого аналізу для визначення психоемоційного стану пацієнта особливу увагу потрібно приділити особливостям стоматологічного прийому – коротка тривалість прийому, відсутність попередніх даних про стан пацієнта, вимірювання повинні проводитися в динаміці.

При відборі пульсової хвилі відображається сумарний ефект пульсації судин у досліджуваній області. В залежності від місця розташування давача пульсові коливання можуть відображати стан тільки артеріальної, або тільки венозної стінки. Аналіз сучасних неінвазивних методів відбору пульсової хвилі показує, що існуючі відмінності між відбором пульсової хвилі різними методами і

вибір оптимального методу з точки зору поставленої задачі вимагає комплексного підходу до оцінки переваг та недоліків цих методів відбору.

Реографія. Методом реєстрації кровонаповнення органів та тканин, який базується на визначенні електропровідності ділянки тіла є реографія [35, 36, 37, 38]. Перевагою даного методу є реєстрація змін кровоплину без порушення цілісності організму, можливість автономної реєстрації на протязі тривалого часу, застосування методу у комплексі із функціональними пробами, які дають додаткові діагностичні дані [26]. Оскільки даний метод передбачає пропускання високочастотного струму через ділянку тіла, то його використання має ряд обмежень: стан судин розглядається комплексно, тобто артерії і вени оцінюються із використанням однієї кривої; виділення корисного сигналу є досить складним у зв'язку із наявністю реактивної складової, яка ускладнює виділення корисного сигналу; регулювання робочої частоти струму для мінімізації реактивної складової призводить до нагріву ділянок прикладання електродів; розміри та розміщення електродів має значний вплив на результати вимірювання. Враховуючи обмеження методу, його використання для діагностики стану ССС на сучасному етапі розвитку медичної техніки поступається іншим методам, які відзначаються відсутністю впливу на тканини фактору, який призводить до їх пошкодження.

Сфігмографія. Метод який базується на вимірюванні коливань стінок судин та передбачає використання твердотільних сенсорів тиску з еластичною мембраною, п'єзоелектричних та пневматичних давачів, які встановлюються в місця пульсації судин [26, 39, 40, 41]. Даний метод має ряд переваг, основними з яких є безпечність при проведенні вимірювань, автоматичність вимірювань, можливість проведення вимірювань у динаміці, простота методики проведення вимірювань. Однак метод не знайшов широкого застосування при проведенні діагностики, оскільки використання методу вимагає складного апаратного та програмного забезпечення. Метод використовується як допоміжний для визначення пульсуючого артеріального кровотоку та артеріальної жорсткості [42], при цьому точність даного методу є високою, про що дозволяють стверджувати

результати порівняння з інвазивними методами [43]. Проте використання даного методу є обмеженим оскільки, значний вплив на результати вимірювань мають артефакти механічного походження та фізіологічні особливості організму пацієнта. Діагностична цінність даних сфігмографії є високою в межах специфічних діагностичних показників, однак складність апаратного та програмного забезпечення робить можливим ефективне використання даного методу лише у комплексі з іншими методами вимірювань – ЕКГ, фонокардіографія, тощо.

Фотоплетизмографія. Фотоплетизмографічне дослідження стану ССС передбачає використання оптичних давачів, які базуються на одному із двох принципів відбивання або поглинання живими тканинами світла [44, 45, 46]. Завдяки високій точності, неінвазивності, простоті реалізації апаратного забезпечення, відсутність впливу електромагнітних завад – даний метод знайшов широке застосування у клінічній практиці та повсякденному житті. Технологія оцінки кровонаповнення судин та частоти серцевих скорочень із використанням портативних фотоплетизмографів знайшла застосування в умовах пандемії COVID [47]. При всій простоті використання даного методу він має ряд недоліків, які пов'язані із властивостями шкіри (товщина, пігментація) в місці проведення вимірювань, вплив артеріального тиску на результати вимірювань, а також завад оптичного, термічного, механічного та електричного походження. Діагностична цінність даного методу є значною, оскільки при відносній простоті методу та обладнання необхідного для проведення вимірювань, можна отримати ряд параметрів, які дозволяють судити про стан ССС.

УЗД. Стан ССС за параметрами кровотоку також дозволяє оцінити метод ультразвукового дослідження. Він базується на використанні ефекту Доплера [48, 49, 50]. Метод дозволяє проводити оцінку швидкості кровотоку, характер току крові - ламінарний, турбулентний, розраховувати середньоквадратичну швидкість, тощо. Однак використання даного методу має ряд обмежень, які безпосередньо пов'язані із особливостями поширення ультразвуку, не може бути застосований до органів з порожнинами, відображає динаміку руху крові по

судинному руслі, проте не дозволяє відобразити інформації про напрям поширення хвилі та її амплітуду. Окрім того УЗД прилади не призначені для проведення добового моніторингу стану ССС і використовуються в основному для експрес-діагностики кровотоку [36]. Ще одним обмеження застосування УЗД-діагностики ССС в широкій практиці – це використання давачів, які є технологічно складними у виготовленні, що зумовлює їх високу вартість.

Поліграфія. Поліграфія – це метод оцінки стану організму на основі комплексного аналізу даних із використання кількох методів вимірювання. В залежності від конструктивних особливостей та будови поліграфа, одночасно може проводитися вимірювання плетизмографічним, реографічним, електрокардіографічним, фонокардіографічним, електроміографічним та іншими методами [44, 51, 52]. Перевагою використання поліграфічного методу є можливість вимірювання одночасно значної кількості параметрів, які містять інформацію про стан ССС. Аналіз значного обсягу даних у свою чергу потребує використання складного програмного забезпечення та алгоритмів вирішення конфліктів, які виникають в процесі аналізу інформації. Використання даного методу є обмеженим, оскільки він вимагає підключення великого числа давачів, що передбачає кваліфікований персонал, і обмежує використання методу лише в умовах лікувальних закладів.

Завершальний аналіз методів реєстрації пульсового сигналу наведено у Табл.1.1. Аналіз методів відбору виконано із врахуванням таких критеріїв як тип давача, можливість оцінки супутніх параметрів, можливості застосування методу (може використовуватися амбулаторно та в межах клініки чи тільки в межах клініки), вимоги до кваліфікації особи, яка проводить вимірювання. Окрім того, наведено характерні особливості методів відбору, які вказують на їх обмеження. Оскільки методи відбору пульсового сигналу використовують різні фізичні принципи відбору даних, відрізняються конструктивно, мають різні вимоги щодо застосування та кваліфікації персоналу, тому вибір методу відбору пульсового сигналу у стоматологічній практиці вимагає зваженого підходу до аналізу методів та прийняття рішення щодо їх застосування при розв'язанні вказаної задачі.

Таблиця 1.1

Порівняльна характеристика методів відбору пульсового сигналу

Метод відбору пульсового сигналу	Порівняльні характеристики методів відбору пульсового сигналу						
	Приклад апарату	Країна виробник	Тип давачів	Можливість оцінки супутніх параметрів	Застосування (амбулаторне / клінічне)	Вимоги до кваліфікації особи, що проводить вимірювання	Характерні особливості
Реографія	RHEOTEST	Україна	Електрод	висока	Клінічне / амбулаторне не рекомендовано	Середній медичний персонал	Метод передбачає вплив електричного струму на пацієнта
	Рео-спектр-2	Російська Федерація					
Сфігмографія	VaSera VS-1500N	Японія	Твердотільні сенсори тиску з еластичною мембраною, п'єзоелектричні та пневматичні давачі	середня	Клінічне / амбулаторне лише за наявності кваліфікованого персоналу	Середній медичний персонал	Метод передбачає відбір сигналу без впливу давача на пацієнта
	ABPI MD MESI	Російська Федерація					
Фотоплетизмографія	БИОМЕД BM1000A	Україна	Джерело випромінювання та фоторезистор або фототранзистор	висока	Клінічне / амбулаторне	Середній медичний персонал / користувач без медичної освіти	Метод передбачає вплив світлового випромінювання на пацієнта
	CONTEC CMS50D Plus	Китай					
	Pulse Lite	Російська Федерація					
УЗД	DP-50	Німеччина	П'єзоелектричний датчик	середня	Клінічне / амбулаторне лише за наявності кваліфікованого персоналу	Лікар	Метод передбачає механічний вплив на пацієнта
	A6 sonoscape	Україна					
Поліграфія	SFERA	Україна	Для оцінки пульсової хвилі використовують тензOMETричні, оптичні або магнітні давачі, електроди, тощо (в залежності від комплектності пристрою)	висока	Клінічне / амбулаторне лише за наявності кваліфікованого персоналу	Середній медичний персонал / лікар	Метод передбачає як відбір сигналів, так і вплив давачів на пацієнта
	KARDi2-NP	Російська Федерація					

Із проведеного аналізу методів реєстрації пульсової хвилі випливає, що для створення нової та удосконалення існуючої діагностичної апаратури для визначення психоемоційного стану пацієнта на прийомі у лікаря-стоматолога найбільш перспективними є фотоплетизмографічний метод. Перевагами даного методу є висока точність, неінвазивність, простота реалізації апаратного забезпечення, відсутність впливу електромагнітних завад. Проведення аналізу змін у діяльності ССС передбачає на основі обраного методу відбору пульсової хвилі провести аналіз даних, який є підставою для прийняття діагностичного рішення. Аналіз відібраного сигналу передбачає моделювання із використанням математичних інструментів, вибір яких можливий лише при розумінні природи отриманих даних.

1.2.2. Фотоплетизмографія як неінвазивний метод реєстрації пульсового сигналу

В основі фотометричних методів дослідження лежить властивості речовини по різному ослаблювати промені світла при різному об'ємі крові в судинах. Пульсова хвиля утворюється в результаті викиду крові лівим шлуночком серця під час його скорочення і поширюється із швидкістю 4-6м/с. Тиск поширюється по аорті та артеріях, і швидкість цієї хвилі залежить від ширини просвіту судини, еластичності і товщини судинної стінки, а також від сили скорочення серця. Пульсова хвиля має дві основні характеристики – амплітудні та часові, які мають діагностичну цінність. Зміна цих параметрів свідчить про порушення діяльності серцево-судинної системи. На рис.1.5 [75] представлено процес формування пульсової хвилі.

На фотоплетизмограмі пульсова хвиля складається з двох частин: анакротична фаза відповідає систолі (скорочення серця), а дикротична – діастолі (розслабленню). Дикротичний пік формує відбиття хвилі крові. Частота і тривалість пульсової хвилі залежить від стану серцевого м'язу, а величина та форма піків фотоплетизмограми – від стану судинної стінки. Тому оцінка і часових, і амплітудних параметрів несе діагностичну цінність.

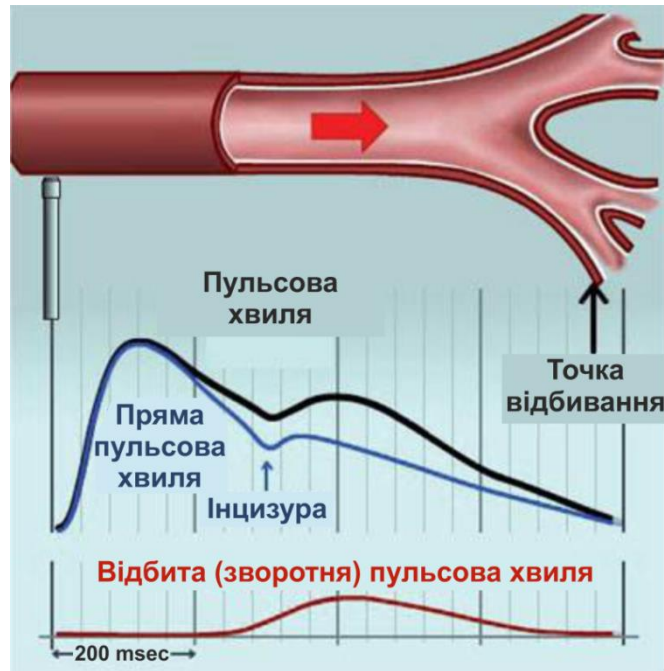


Рис.1.5. Процес формування пульсової хвилі [39]

Оскільки фотоплетизмографія базується на принципах поглинання / відбивання світла, то існує два підходи до конструювання давачів. Відповідно є різні типи давачів, які працюють на детектуванні відбитого або поглинутого світла. Режим роботи давачів відображено на рис.1.6. На основі відібраних даних відбувається формування пульсової хвилі.

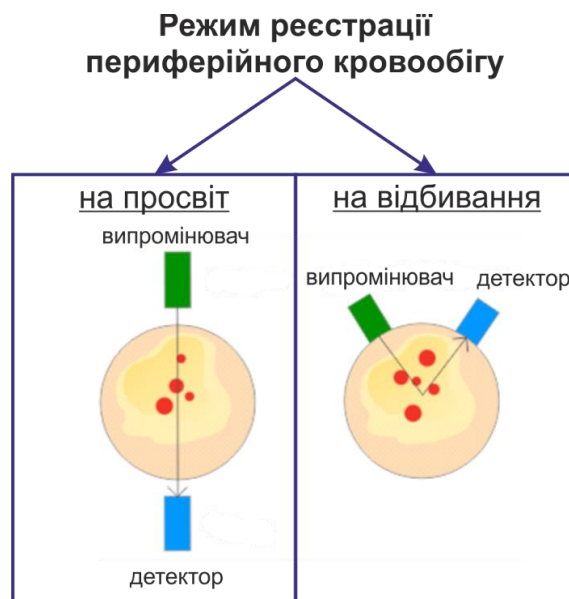


Рис.1.6. Режими роботи давачів для відбору фотоплетизмограми: на просвіт; на відбивання [54]

Візуально схему формування даних для опрацювання можна представити у вигляді рис.1.7.

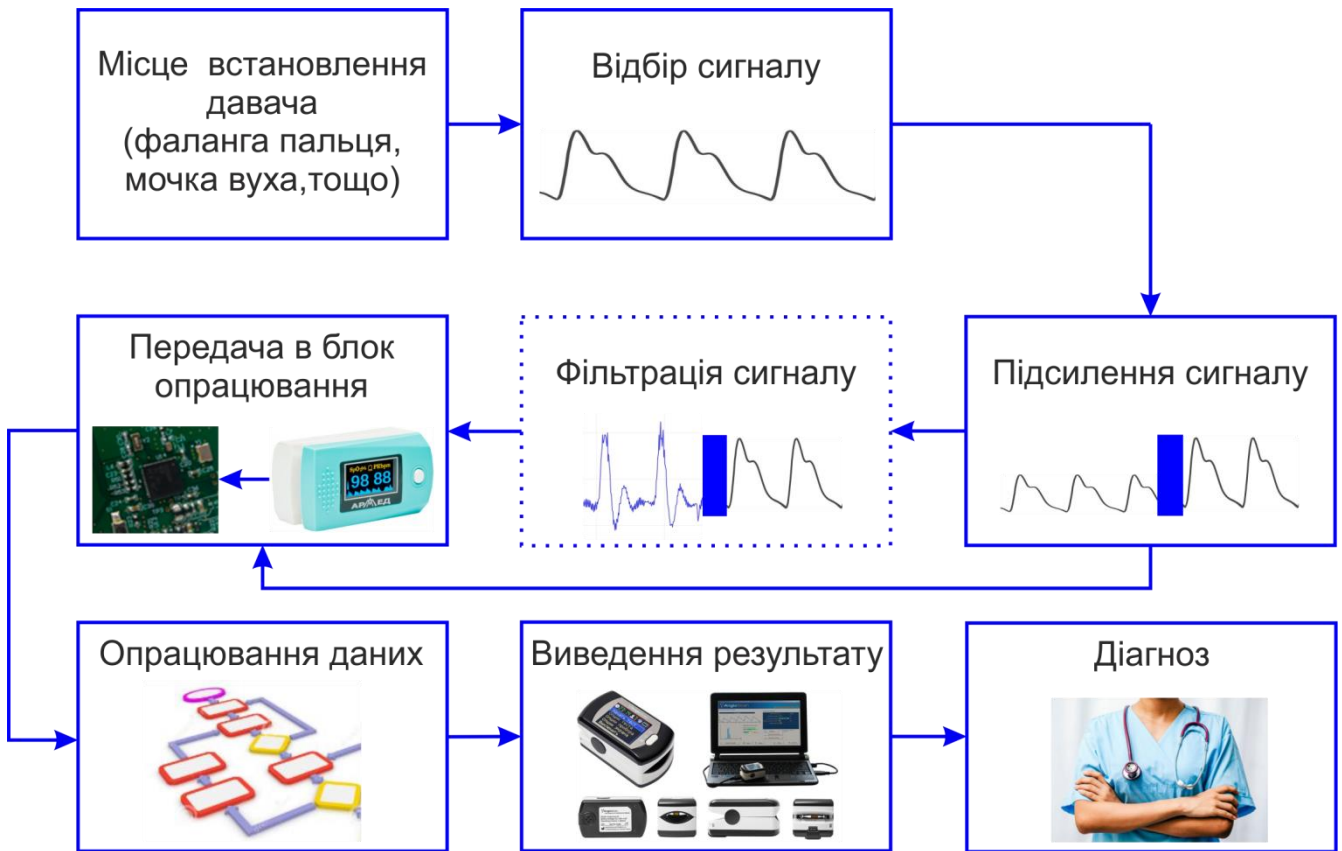


Рис.1.7. Схема відбору та опрацювання фотоплетизмограми

У пульсовому сигналі виділяють хвилі I, II та III порядку. Хвилі II та III порядку відносяться до повільних хвиль, а хвилі I порядку відносяться до швидких хвиль і співвідносяться з пульсовою хвилею. Вони відображають рух крові по судинах у вимірюваній точці під час систоли та діастоли. На рис.1.8 показано хвилі I порядку, які відображають об'ємний пульс (I), хвилі II порядку, які співпадають з дихальними хвилями (II) та хвилі III порядку, які відповідають декільком дихальним хвилям [55]. Пульсовий сигнал має складну структуру, тому при його аналізі необхідно враховувати характерні особливості перебігу процесів, які відбуваються в організмі людини. Оскільки людина – це складна система, то в процесі життєдіяльності відбувається накладання кількох сигналів і метод аналізу має враховувати цю особливість.

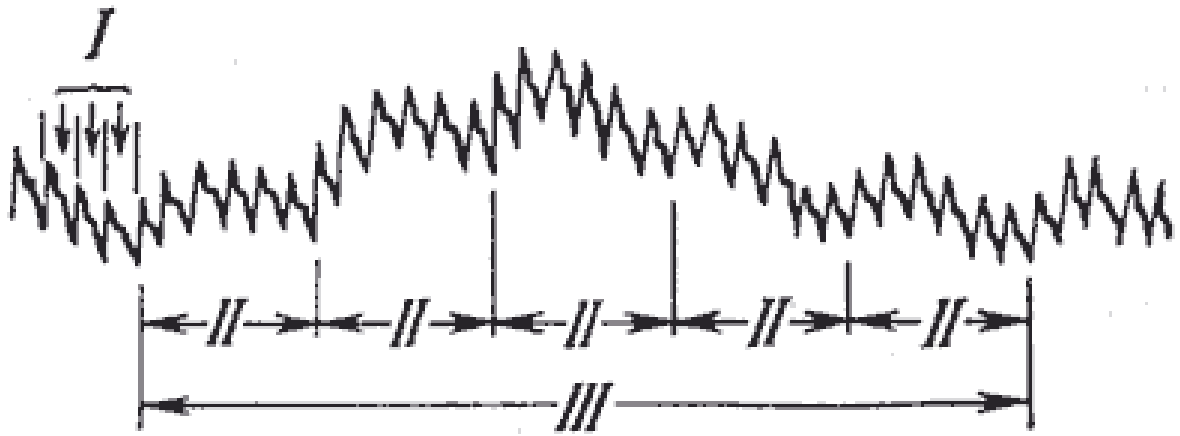


Рис.1.8. Типовий вигляд структури пульсового сигналу [55]

Оскільки фотоплетизмографія як метод оцінки стану ССС базується на принципах зміни кількості поглинутого / відбитого світла, що зумовлено роботою серця, то аналіз пульсової хвилі дає можливість отримати інформацію про стан пацієнта шляхом аналізу отриманих даних. Кількість та якість отриманих діагностичних даних залежить не тільки від типу давача, але і від фізіологічних особливостей організму та методів аналізу даних.

1.2.3. Актуальність застосування фотоплетизмографії для діагностики психоемоційного стресу у стоматологічній практиці

Оцінка психоемоційного стану пацієнта на прийомі у лікаря стоматолога передбачає комплексний підхід, оскільки виявити порушення у діяльності ССС, які викликані стресом із використанням лише аналізу поведінки пацієнта – складна задача, яка потребує високої кваліфікації лікаря-стоматолога. Підхід до виявлення психоемоційного напруження [56], який базується не лише на анкетуванні та оцінці поведінки пацієнта, а також на проведенні кардімоніторингу, запропоновано у праці [4]. Оцінка психоемоційного стану потребує використання великої кількості даних, тому у роботі [44], окрім вказаних вище параметрів, запропоновано проводити оцінку дихальних рухів, як додаткову діагностичну ознаку. Додатковим критерієм, який дає можливість судити про стан серцево-судинної системи є розрахунок коефіцієнта Хільдебранта [58], індексу Кердо [59], хвилинного об'єму крові, запропонованого у праці [57].

Тому, з ціллю визначення психоемоційного стану пацієнта у вказаних роботах запропоновано використовувати ряд методів: аналіз особливостей поведінки пацієнта, анкетування по J.Taylor [60], тестування за Люшером [61], механічні – вимірювання артеріального тиску; електрокардіографічні, плетизмографічні, електроміографічні, енцефалографічні, електрошкірні, реографічні, поліграфічні, спільні методи.

Показано, що такий підхід до визначення стану пацієнта дозволяє проводити оцінку психоемоційного стану на основі значного обсягу інформації, отриманої шляхом опитування пацієнта та оцінки фізіологічних показників. Дані, отримані в дослідженні [4], дозволяють стверджувати, що психоемоційний стан пацієнта можна оцінити за показниками кардіомоніторингу. У роботі [57] також зроблено акцент на оцінюванні вимірювальних показників – артеріальний тиск, частота серцевих скорочень, дихальні рухи, тощо. Тому доцільно виключити із алгоритму оцінки психоемоційного стану фактори, які впливають на достовірність отриманих результатів. Серед них варто виділити ті, що базуються на особистому досвіді лікаря та пов'язані із суб'єктивним сприйняттям та оцінкою результатів аналізу особливостей поведінки пацієнта, результатів тестування та анкетування. Використання різнотипних алгоритмів, методів відбору даних, апаратного та програмного забезпечення, способів інтерпретації також є недоліком даних досліджень, оскільки різні кількісні та якісні показники є причиною недоцільності використання такого підходу на практиці [4, 57].

Варіантом подолання таких труднощів є використання підходу, що базується на відборі та інтерпретації даних, отриманих неінвазивно та без втручання суб'єктивного фактору. Одним із таких методів є оцінка діяльності серцево-судинної системи шляхом аналізу пульсової хвилі із використанням оптичних давачів – фотоплетизмографія [55]. Вона відображає параметри периферійного кровообігу та не потребує складного апаратного та програмного забезпечення. При оцінці алгоритмів аналізу фотоплетизмографічного сигналу (ФПС) доцільно використовувати дані, які мають завідома визначені параметри. Такі дані можна отримати із використанням імітаційних моделей. У праці [62]

запропоновано імітаційну модель пульсової хвилі у вигляді синусоїди з експотенційним затуханням, яка враховує форму та кодуєчі точки сигналу, проте не враховує періодичність та випадкову складову сигналів біологічного походження. Адитивна суміш детермінованої і випадкової складових як імітаційна модель, що відображає стан периферійного кровообігу, запропонована у праці [63]. Вказана імітаційна модель враховує випадковість сигналу, однак не передбачає відтворення всіх кодуєчих точок та періодичності сигналу. Гармонічна трифазна модель [64] відображає форму сигналу, без врахування його періодичності та випадкової складової. Ще одним варіантом імітаційного моделювання пульсового сигналу є адаптивна негармонічна модель [65], яка не враховує періодичність сигналу. Окрім вказаних недоліків, аналіз імітаційних моделей показав, що у їх структурі не враховано зміну часових та амплітудних показників, які зумовлені перебігом періодичних середньо- та довготривалих процесів. Імітаційна модель, яка враховує періодичність сигналу, випадкову складову та перебіг довготривалих процесів, а саме добового пульсового сигналу, наведено у праці [66]. Проте залишилися невирішеними питання, які стосуються врахування у структурі сигналу специфічних особливостей пов'язаних із впливом стресу на організм людини. Стрес – це неспецифічна реакція організму на несподівану та напружену ситуацію; це фізіологічна реакція, що мобілізує резерви організму і готує його до фізичної активності типу супротив, боротьба, втеча [7]. Стрес призводить до зміни у режимі роботи багатьох органів та систем, у тому числі і серцево-судинної системи – зміна ритму серця, частоти пульсу, артеріального тиску, тощо [67, 68, 69]. Стрес виражається загальним адаптаційним синдромом, який не залежить від патогенного фактору – хімічного, термічного, фізичного, психологічного [1]. Відповідно до класифікації, запропонованої у праці [70], стрес має три основні стадії:

1. Перша стадія – стадія тривоги, під час якої опір організму спочатку знижується (“шоку”), а згодом включаються захисні механізми (“фаза протишоку”).

2. Друга стадія – стадія резистентності, коли за рахунок напруги функціональних систем відбувається пристосування організму до нових умов. Якщо стрес не припиняє своєї дії, то можливе виникнення третьої стадії.

3. Третя стадія – стадія виснаження, в якій проявляється неспроможність захисних механізмів і наростає порушення узгодженості життєвих функцій.

Формування стрес-реакції організму має чітку послідовність рис.1.9 [70, 71]. Перша фаза – фаза шоку Ia, яка переходить у фазу протишоку Ib. На етапі I відбувається мобілізація ресурсів організму та активації адаптаційних механізмів. При досягненні стрес-фактором максимального значення опірність організму знижуються, що характерно для фази нестійкої адаптації II. Якщо дія стрес-фактору на даному етапі припиняється, то в подальшому відбувається відновлення діяльності організму на рівні, який спостерігався до початку дії стресу. Стадія виснаження III настає внаслідок поступового вичерпання резервів людини. Це призводить до погіршення діяльності “найслабшої” ланки в організмі, що призводить до погіршення функціонування вже хворого органу. Особливістю даного процесу є поступовий перехід від функціональних зрушень у внутрішніх органах до деструктивних процесів і органічних змін у них.

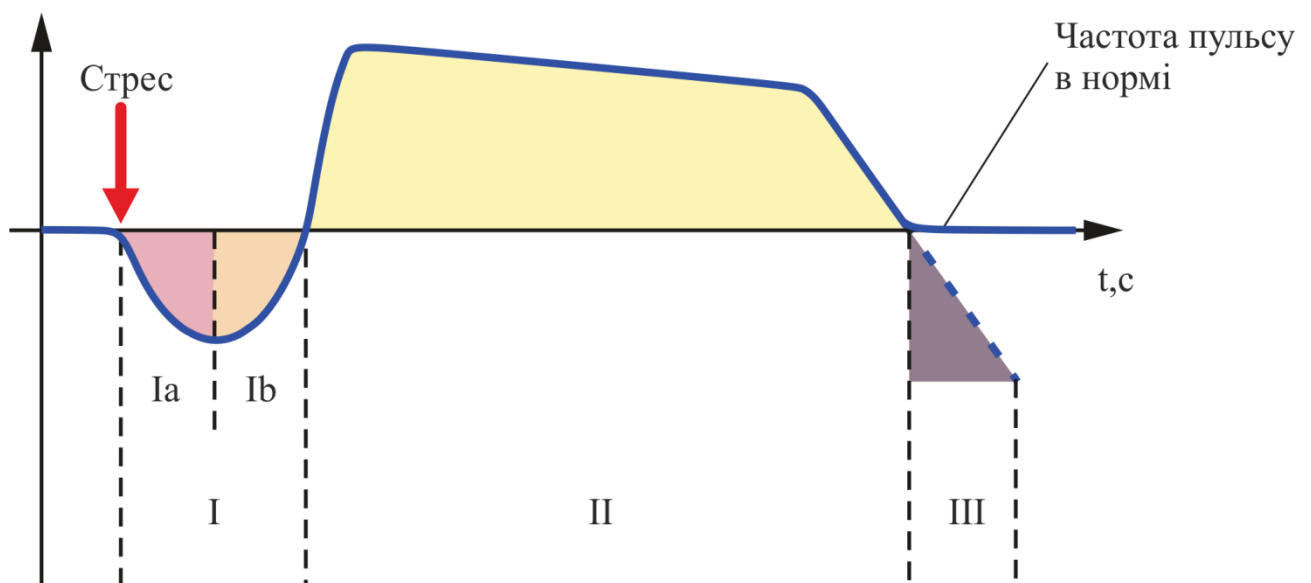


Рис.1.9. Стадії стресу за Н. Selye: I – стадія тривоги: Ia – фаза шоку, Ib – фаза протишоку; II – стадія резистентності; III – стадія виснаження: x – t,c – час в секундах [70]

Стадії стрес-реакції при цьому прослідковуються у діяльності серцево-судинної системи [72], зокрема у зміні амплітудних та часових характеристик пульсового сигналу.

Отже, використання фотоплетизмографічного сигналу для визначення психоемоційного стану пацієнта на прийому у лікаря стоматолога є одним із варіантів вирішення проблеми діагностування та передбачення виникнення порушень у діяльності ССС. Однак використання даних фотоплетизмографії для вирішення такого роду задач передбачає розробку спеціалізованого програмного забезпечення здатного проводити аналіз даних із врахуванням процесу перебігу психоемоційного стресу.

1.3. Методи аналізу пульсового сигналу

Використання пульсового сигналу дозволяє за короткий період часу одержати точну та об'єктивну інформацію про зміни параметрів кровообігу при психоемоційного стресу на прийомі у лікаря-стоматолога. На відміну від електрокардіографії, де амплітуда вимірюється у абсолютних значення (вольтах та омах відповідно), амплітуда пульсового сигналу вимірюється у відносних одиницях та розраховуються амплітудні показники пульсового сигналу при зміні часу [73]. Тому обробка пульсового сигналу потребує створення моделі, яка б уможливила аналіз параметрів сигналу з урахуванням похибок вимірювання та методичних похибок. Вибір оптимального методу аналізу пульсового сигналу передбачає аналіз можливостей методу та вибір підходу до аналізу, який би враховував переваги методу у відповідності до поставлених задач.

У праці [73, 74] виділено три групи пульсового сигналу за методами обробки та аналізу: 1) графічний; 2) аналітичний; 3) якісний.

1.3.1. Графічний метод аналізу пульсового сигналу

Пульсова хвиля складається з двох півхвиль - анакротичної (а) та дикротичної (б). Схематичне зображення пульсової хвилі показано на рис.1.10.

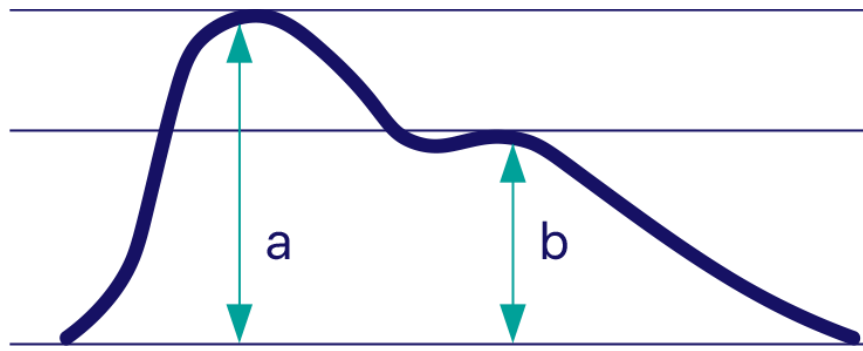


Рис.1.10. Схематичне зображення пульсової хвилі: a – анакротична півхвиля; b – дикротична півхвиля [75]

Параметри пульсового сигналу, які вивчають при діагностиці, групуються за амплітудними та часовими показниками. Таке групування пов'язане із структурою хвилі (рис.1.10) та його характерними точками, які відображені на рис.1.11.

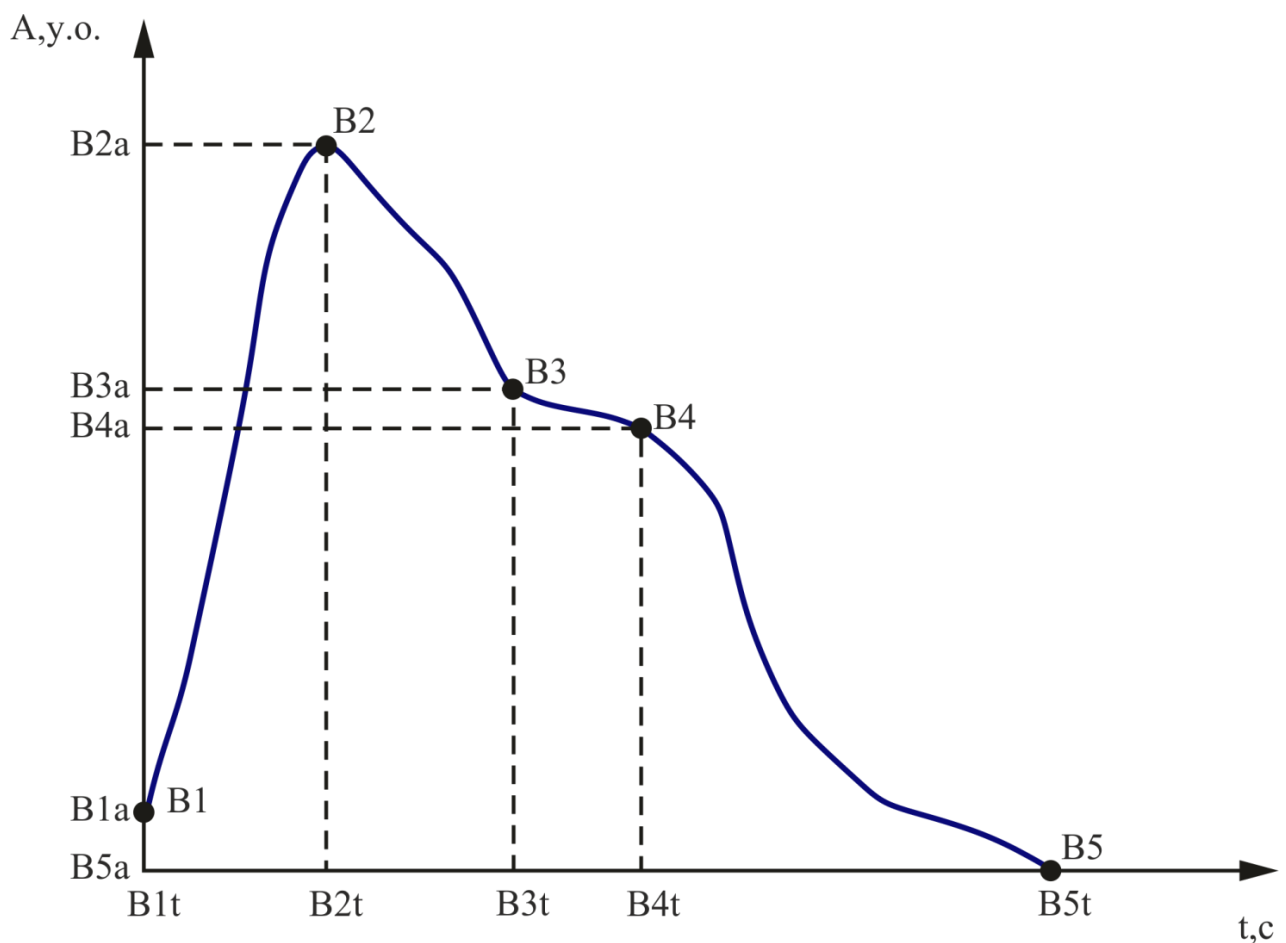


Рис.1.11. Основні кодуючі точки об'ємного пульсу: $x - t, c$ – час в секундах; $y - A$, у.о. – амплітуда в умовних одиницях [76]

Перший пік пульсової хвилі відповідає анакротичному періоду пульсової хвилі і утворюється в період систоли. Амплітудне значення пульсової хвилі відповідає ударному об'єму крові при серцевому викиді. Другий пік пульсової хвилі, утворюється за рахунок відбивання пульсової хвилі від стінок аорти і великих магістральних судин і частково відповідає діастолічному періоду серцевого циклу. Дикротична фаза несе інформацію про тонус судин. Частота та тривалість пульсової хвилі залежить від особливостей роботи серця, а величина та форма піків – від стану судинної системи.

Параметри пульсового сигналу діляться на чотири групи:

1) По вертикальній осі вивчаються амплітудні характеристики пульсової хвилі (рис.1.11). Ці параметри є відносними проте їх вивчення в динаміці представляє цінну інформацію про силу судинної реакції. В цій групі параметрів вивчають амплітуди анакротичної ($AAH = A_2 - A_0$) та дикротичної хвилі ($ADH = A_4 - A_5$), індекс дикротичної хвилі ($IDH = (A_3 - A_5) / (A_2 - A_0) \times 100$). Останній показник має абсолютне значення.

2) По горизонтальній осі вивчаються часові характеристики пульсової хвилі, які містять інформацію про тривалість серцевого циклу, співвідношення та тривалість систоли та діастоли. Ці параметри мають абсолютне значення і можуть бути порівняні з іншими способами збору даних про стан ССС, наприклад, з електрокардіограмою (ЕКГ). У цій групі вивчають тривалість анакротичної фази пульсової хвилі ($t_A = t_2 - t_0$), тривалість дикротичної фази пульсової хвилі ($t_D = t_5 - t_3$), тривалість фази вигнання ($t_{ФВ} = t_3 - t_2$), тривалість пульсової хвилі ($t_{ПХ} = t_5 - t_0$), індекс висхідної хвилі, час наповнення ($t_{ЧН} = t_2 - t_0$), тривалість систолічної фази серцевого циклу, тривалість діастолічної фази серцевого циклу, час відбиття пульсової хвилі, частота серцевих скорочень [73, 74].

3) Обчислені параметри з використання значень попередніх груп. До цієї групи відноситься індекс дикротичної хвилі, що характеризує такі показники як: положення вершини дикротичної хвилі щодо анакротичної, відношення тривалості анакротичної і дикротичної фаз. Ці показники мають важливе значення

при визначенні показників серцево-судинної системи при фізичному навантаженні [74].

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

1.3.2. Аналітичний метод аналізу пульсового сигналу

Фур'є-аналіз. Пульсовий сигнал є періодичним в часовій області, тому до нього можна використати Фур'є перетворення. Таким чином можна отримати гармонічну складову пульсового сигналу, на основі якої виділяють його найхарактерніші викиди та впадини.

Дискретне перетворення Фур'є представлено формулою (1.1):

$$a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos kx + b_k \sin kx). \quad (1.1)$$

Коефіцієнти a_0 , a_k та b_k отримують із використанням наступних формул:

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(x) dx, \quad (1.2)$$

$$a_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \cos(kx) dx, \quad (1.3)$$

$$b_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \sin(kx) dx. \quad (1.4)$$

Аналіз сигналу в частотній області дає змогу визначити по спектру сигналу зміни, які в часовій області є малопомітними. Це у свою чергу покращує діагностичну цінність відібраного сигналу.

Для перетворення сигналу з часової області в частотну використовують дискретне перетворення Фур'є, віконне та швидке перетворення Фур'є. Суть

дискретного перетворення Фур'є полягає у тому, що оцінка сигналу відбувається по точках, які є типовими для сигналу, що подібний до всіх інших сигналів [77, 78, 79].

Віконне перетворення Фур'є використовується для неперіодичних сигналів. У віконному перетворенні Фур'є вхідний сигнал $f(t)$ поділений на частини і кожна частина аналізується окремо за її частотним змістом. Ефект вікна полягає в тому, щоб локалізувати сигнал в часі [80].

Алгоритм швидкого перетворення Фур'є (ШПФ) полягає у тому, що спочатку потрібно розділити суму (1.5) з N доданків на дві суми по $N/2$ доданків, і обчислити їх окремо:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{\frac{-j2\pi kn}{N}}. \quad (1.5)$$

Для обчислення кожної з підсум їх розділяють на дві і так далі, а потім використовувати вже обчислені доданки. Для аналізу даних використовують або прорідження по часу (коли в першу суму потрапляють доданки з парними номерами, а в другу – з непарними), або проріджування по частоті (коли в першу суму потрапляють перші $N/2$ доданків, а в другу – інші). Обидва варіанти є рівноцінними [80]. Для аналізу цифрового пульсового сигналу використовується дискретне перетворення Фур'є [77]. Оцінка сигналу в частотній області дає можливість визначити відхилення сигналу від норми в порівнянні з еталонним значенням, яке визначають на основі статистичних даних (вибірки) або для окремої людини за певний проміжок часу, або для певної вікової групи. На основі ШПФ створено алгоритм обробки пульсового сигналу [80]. На основі отриманого перетворення проводять аналіз сигналу, порівнюючи його параметри з деяким еталонним сигналом. Відхилення від норми визначається за допомогою сформованої моделі Гауса.

У цьому випадку сигнал моделюється у наступному вигляді (1.6):

$$B = N(x, \mu, \sigma^2). \quad (1.6)$$

За деякий час n створюється модель нормальних параметрів біооб'єкту. При довготривалому та динамічному обстеженні пацієнта алгоритм проводить оцінку параметрів σ^2 та μ , використовуючи апарат математичної статистики. На основі ймовірнісного порогу відбувається визначення параметрів сигналу. Відхилення сигналу зазвичай супроводжується сплеском значення. Інші коливання значень проходять плавно [80]. При проведенні визначення відхилення від норми за допомогою сформованої моделі Гауса визначають відхилення від норми одномірного або двомірного сигналу, що дозволяє проводити як динамічний, так і сталий аналіз пульсового сигналу.

Фур'є-аналіз погано пристосований для дослідження нестационарних сигналів, а також його досить складно використовувати для виділення деяких локальних особливостей сигналу (викиди). Прикладом чого може служити шум у вигляді імпульсів великої інтенсивності і малої потужності [80]. На рис.1.12 представлено приклад обчислення амплітудо частотного спектру низькочастотного 3Гц сигналу із вираженим піком на частоті 50Гц, який відповідає заваді.

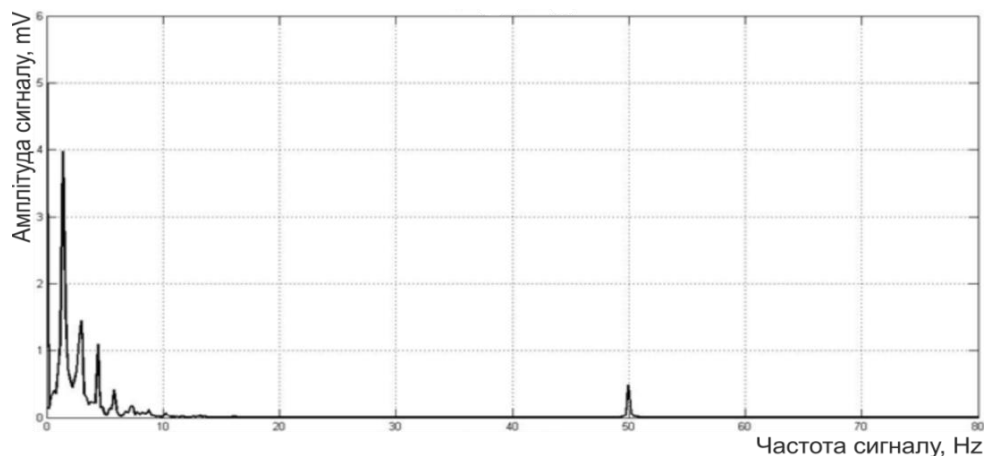


Рис.1.12. Графік амплітудо-частотного спектру сигналу та шуму: частота корисного сигналу 3Гц, частота шуму 50Гц.

Вейвлет аналіз. Вейвлет-перетворення дозволяє досліджувати зміну в часі миттєвих амплітуд і частот ритмів, що особливо важливо для вивчення нестационарних процесів в динаміці живих систем, при цьому частота і час розглядаються як незалежні змінні. Це дає змогу аналізувати властивості сигналів одночасно і в часовій, і в частотній області.

В якості базисних функцій при проведенні Фур'є-перетворення використовуються гармонічні функції, які добре локалізуються в частотній області, аж до імпульсних функцій Дірака при $T \rightarrow \infty$, і не локалізуються в часовій. Вейвлети локалізуються як в часовій, так і в частотній області. Тут починає працювати принцип невизначеності, що зв'язує ефективні значення тривалості функцій і ширини їх спектру. Чим точніше буде здійснюватися локалізація часового положення функції, тим ширшим буде її спектр, і навпаки [80, 81].

Вейвлет-перетворення використовують для того, щоб зменшити вплив фонових шумів на пульсовий сигнал. Для початкового стану $f_r(x)$, коефіцієнти вейвлет-розкладу матимуть вигляд (1.7) [80]:

$$\begin{cases} c_k^{(j)} = \sum_n h_0(n - 2k)x_n^{(j+1)} \\ d_k^{(j)} = \sum_n h_1(n - 2k)x_n^{(j+1)} \end{cases} \quad (1.7)$$

де $h_0(n)$, $h_1(n)$ – представляють собою пару фільтрів, $c_k^{(j)}$ – скейлінг-коефіцієнт (коефіцієнт апроксимації сигналу), $d_k^{(j)}$ – коефіцієнт деталізації сигналу.

З іншого боку, початковий сигнал $f(x)$ можна представити у вигляді (1.8):

$$x_n^{(j+1)} = \sum_n h_0(n - 2k)c_k^{(j)} + \sum_n h_1(n - 2k)d_k^{(j)} \quad (1.8)$$

Сигнал $f(x)$ відповідає низькочастотному нестационарному сигналу $f_r(x)$ і представляє собою основний сигнал. Шум даного сигналу відповідає високочастотній складові і представляється детально. Тому вейвлет-розклад коефіцієнтів фонового шуму в основному концентрується в $d_k^{(j)}$. Тому алгоритм фільтрації пульсового сигналу можна представити у наступній послідовності: вибір вейвлет-функції та вейвлет-шару розкладу; розклад пульсового сигналу по базису вейвлетів та отримання вейвлет-коефіцієнтів; визначення оптимального значення масштабу, присвоєння нульового значення коефіцієнту деталізації та відновлення пульсового сигналу.

Частотно-часовий аналіз. Перетворення Гільберта-Хуанга [82, 83, 84] є методом частотно-часового аналізу сигналів різної природи. Його особливістю є можливість вивчення змін миттєвих частот і їх амплітуд у часі, що є важливою перевагою методу при вивченні процесів з характеристиками, які змінюються у часі [85, 86]. Метод базується на модовій декомпозиції, яка дозволяє розкласти складний сигнал на емпіричні моди, та перетворення Гільберта, яке на основі отриманих мод визначає миттєвий спектр вихідних даних.

В основі методу модової декомпозиції лежить побудова гладких кривих, що огинають дані по максимуму та мінімуму послідовності і подальший розрахунок середнього для цих огинаючих із вихідної послідовності. В результаті отримуємо модові функції, які впорядковані по частоті.

Метод модової декомпозиції із подальшим використанням перетворення Гільберта при використанні для сигналів біологічного походження має ряд недоліків, основним з яких є змішування мод при наявності шуму. Для усунення даного недоліку використовують використовують множинну модову декомпозицію із використання усереднення. У праці [82] як альтернативний метод запропоновано використовувати перетворення Фур'є для розбиття сигналу на куски із використання фільтрації на характерних частотах, що спрощує виділення мод та наступне Гільберт-перетворення. Результат модової декомпозиції пульсового сигналу представлено на рис.1.13.

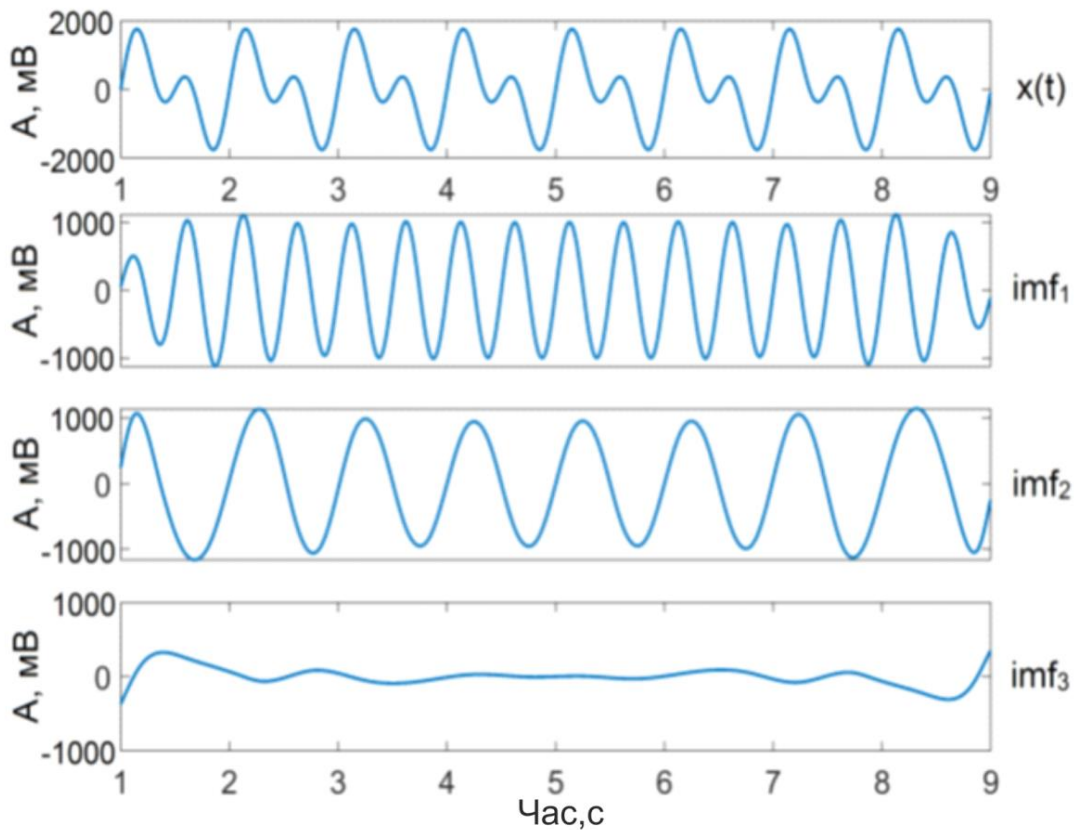


Рис.1.13. Емпірична модова декомпозиція пульсового сигналу

Використання такого підходу дозволяє мінімізувати явище “змішування мод” і явища інтерференції частот та дозволяє ефективно досліджувати частотно-часові структури пульсового сигналу. Це у свою чергу дає можливість розширити діагностичні можливості фотоплетизмографії як методу відбору пульсового сигналу.

Статистичний аналіз. Фотоплетизмографічний сигнал в загальному випадку є стохастичним, тому для його аналізу використовують теорію ймовірності і математичну статистику. Оцінити параметри сигналу статистичними методами можливо лише після усереднення даних певного набору реалізацій. Значення ФПС в певний момент часу t_k є випадковим числом з є випадковим значенням із одномірним розподілом густини ймовірності, а реалізації ФПС – випадковим процесом з випадковою змінною.

Оцінку параметрів сигналу проводять за трьома основними показниками – середнє значення процесу, відхилення від середнього значення – дисперсія та

середньоквадратичне відхилення. Зв'язок між величинами забезпечує кореляція між величинами, яка характеризує статистичну пов'язаність процесу для двох моментів часу t і $t_k + \tau$, усереднюючи значення добутків $\xi(t_k) \cdot \xi(t_k + \tau)$ для відповідних реалізацій:

$$\hat{R}_\xi(\tau, t_k) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi(t_k) \xi(t_k + \tau), t \in R, \quad (1.8)$$

де $\xi(t_k)$ – значення усієї реалізації ФПС в k -ий момент часу t_k .
 τ – часовий зсув.

Використання статистичних методів аналізу є розповсюдженим в сучасних системах аналізу діяльності ССС. Такі методи є простими у реалізації та алгоритмізації.

Нейронні мережі глибокої згортки. Застосування нейромережових технологій для визначення патологій при відхиленні ритму пульсового сигналу є перспективним напрямком дослідження. Значна увага на даний час приділяється нейронним мережам глибокої згортки, які використовують алгоритми глибокого навчання для прогнозування моделей сигналу та його аналізу [87].

Перевагами використання нейронних мереж глибокої згортки є можливість точно проводити автофокусування на вхідному сигналі для визначення синусного ритму та проводити аналіз необроблених даних від давачів та сенсорів сигналу, що спрощує завдання попереднього опрацювання даних.

Алгоритм глибокого навчання може використовувати необроблений сигнал частоти серцевих скорочень на основі фотоплетизмографії, без розширеної попередньої обробки для виявлення відхилень з дуже високою точністю. Більше того, цей новий підхід перевершував стандартні методи, які покладаються на варіабельність серцевого ритму та стандартні статистичні підходи і перевершує алгоритм машинного навчання що отримували лише дані про частоту серцевих скорочень, отримані за допомогою ФПС.

Використання нейронних мереж є перспективним методом опрацювання ФПС. Його основним недоліком, який обмежує сфери застосування даного методу є потреба в значних обчислювальних потужностях та наявність баз даних для навчання нейронної мережі.

Використання запропонованих вище методів аналітичного аналізу даних дає можливість виділити інформативні ознаки пульсового сигналу краще ніж інші методи, проте програмна реалізація цих методів є достатньо складною і потребує великої кількості апаратно-програмних ресурсів. Для підвищення ефективності обробки отриманих даних доцільно використовувати комплексний підхід, що дає можливість усунути зайві шуми і підвищити інформативність отриманого сигналу та враховувати переваги і недоліки різних методів опрацювання даних.

1.3.3. Якісний метод аналізу пульсового сигналу

Кількісні параметри пульсового не дають вичерпної інформації про характер пульсового сигналу. Прикладом якісного аналізу є визначення за характерною формою пульсового сигналу окремих захворювань ССС. Так, якщо підйом пульсової хвилі пологий, нерівномірний, вершина зміщується до кінця систоли, то це свідчить про поєднанні атеросклерозу і гіпертонічної хвороби, особливо помітні такі зміни у хворих аортальним стенозом (рис.1.14,б).

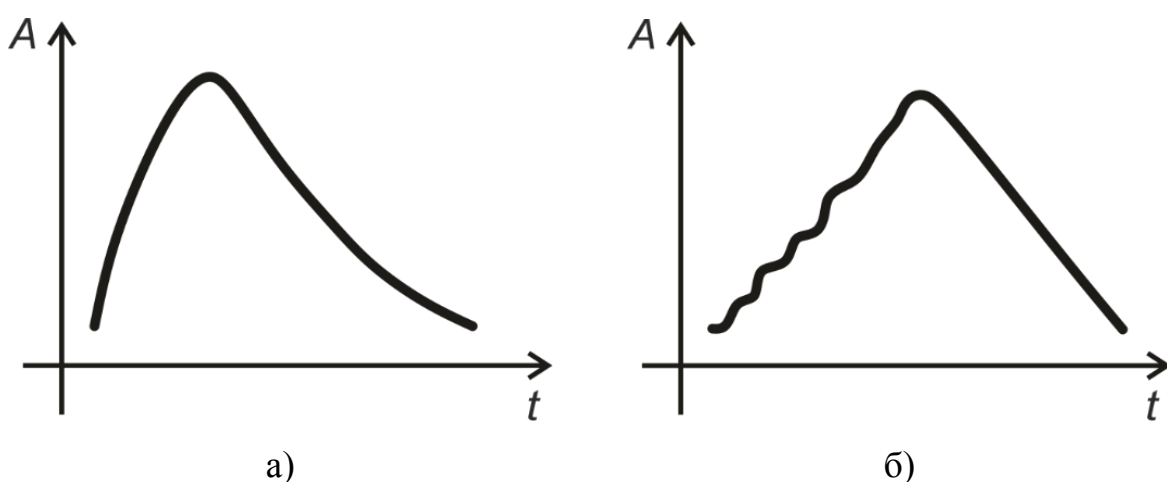


Рис.1.14. Контур пульсової хвилі при: а) норма; б) пульсова хвиля з уповільненим підйомом і зменшеною амплітудою – аортальний стеноз [88]

Якісний аналіз служить для визначення цілого ряду захворювань (вегетосудинна дистонія, цукровий діабет, атеросклероз, тощо), але його проведення потребує наявності висококваліфікованого медичного персоналу для прийняття рішень, що унеможлиблює автоматизацію встановлення діагнозу.

Для створення нової та удосконалення існуючої діагностичної апаратури найбільш перспективними є аналітичні методи, оскільки вони мають чіткі алгоритми, а це дає можливість їх програмної реалізації. Однак створення адекватних моделей біофізичних процесів та методів їх аналізу потребує комплексного підходу до вибору методів та засобів аналізу пульсового сигналу для вирішення задачі оцінювання психоемоційного стану пацієнта на прийому у лікаря-стоматолога.

1.4. Вибір методів та засобів опрацювання пульсового сигналу при зміні психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці

Вирішення проблеми вибору методів та засобів опрацювання пульсового сигналу для визначення психоемоційного стану пацієнта на прийомі у лікаря-стоматолога залежить від вибору методу реєстрації даних та їх аналізу. Першочерговою задачею є вибір оптимального методу відбору пульсового сигналу, який враховує особливості стоматологічного прийому та дозволяє проводити стоматологічні маніпуляції без порушення процесу відбору даних. Тому, важливо використовувати такий метод відбору даних, який з достатнім для практики ступенем точності дозволив би забезпечувати необхідний об'єм даних для подальшого аналізу.

З порівняння методів відбору пульсової хвилі видно, що кожен з описаних методів має ряд недоліків. Використання сфігмографії передбачає залучення до процесу відбору даних кваліфікований персонал для підготовки пацієнта та контролю процесу відбору даних. Реографія передбачає вплив на пацієнта високочастотного струму, що може бути однією з причин погіршення психоемоційного стану пацієнта (одним із недоліків даного методу є нагрів

тканин в місці накладення датчиків при відборі даних). УЗД як метод реєстрації пульсового сигналу потребує використання високоточного та дороговартісного обладнання. Окрім того аналіз отриманих даних може проводити лише лікар, оскільки алгоритми обробки даних у більшості випадків потребують корегування розміщення датчика для отримання даних для аналізу. Використання поліграфії також потребує залучення до процесу аналізу даних та прийняття остаточних рішень лікаря. Окрім того алгоритми обробки вхідних даних є досить складними, адже окрім обробки одного з сигналів програмне забезпечення здійснює комплексний аналіз масиву всіх даних. Тому використання фотоплетизмографії як методу відбору пульсової хвилі є оптимальним з точки зору наступних характеристик: простота методу, простота роботи з датчиком, аналіз даних проводиться в режимі реального часу, можливість отримання додаткових діагностичних параметрів із вхідного сигналу, можливість поєднання із стоматологічними маніпуляціями без порушення роботи медперсоналу.

Важливим фактором визначення стану пацієнта при психоемоційному стресі є вибір методу аналізу даних. При виборі методів аналізу особлива увага має бути приділена можливості алгоритмізації, врахуванні у методі аналізу особливостей сигналу біологічного походження та опрацювання даних із виділенням максимальної кількості корисних даних. До таких методів належать аналітичні методи аналізу пульсового сигналу.

Враховуючи аналіз засобів відбору та методів аналізу пульсового сигналу та враховуючи науково-технічні проблеми, які виникають при проведенні аналізу даних із використання спеціалізованого програмного забезпечення, сформовано основні вимоги для вибору методів та засобів опрацювання сигналів:

- врахувати особливості сигналу у вигляді математичного опису даних – математична модель;
- врахувати обмеження обраного методу опрацювання пульсового сигналу – для отримання максимального числа корисних даних із наявних вхідних;
- врахувати методи аналізу даних – використати комплексний підхід для аналізу вхідних даних;

- провести імітаційне моделювання для вирішення адекватності результатів відбору та аналізу даних при вирішенні проблеми оцінки психоемоційного стану пацієнта на прийомі у лікаря-стоматолога.

1.5. Висновки до розділу 1

Проаналізовано методи відбору та аналізу пульсового сигналу, які застосовують для діагностики стану серцево-судинної системи людини, у контексті вирішення задачі визначення психоемоційного стану пацієнта на прийомі у лікаря-стоматолога.

За результатами аналізу показано, що проведення діагностування змін у діяльності серцево-судинної системи пов'язаного із психоемоційним стресом на прийомі у лікаря-стоматолога потребує моделювання біофізичних процесів та методів їх аналізу із використанням математичного опису процесів та використання синтезованих на їх основі моделей пульсового сигналу для оцінки отриманих алгоритмів аналізу пульсового сигналу.

Враховуючи механізм формування пульсового сигналу і особливості аналізу функціонального стану серцево-судинної системи за пульсовим сигналом, встановлено, що необхідні дані є у фазово-часовій структурі сигналу, тому доцільно проаналізувати його характеристики, і на основі отриманих даних обґрунтувати вибір адекватної математичної моделі.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНА СТРУКТУРА ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ СТРЕСІ

У розділі розглянуто особливості процесу математичного моделювання біологічних сигналів та проведено аналіз структури пульсового сигналу при психоемоційному стресі. Обґрунтовано вибір періодично-корельованого випадкового процесу як математичної моделі пульсового сигналу при психоемоційному стресі. На підставі аналізу сигналу як гармонічного процесу, як стаціонарно випадкового процесу та як кореляційної функції визначено його основні властивості – періодичність, наявність випадкової складової та корельованість. У розділі досліджено імовірнісні характеристики пульсового сигналу для верифікації його математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Обґрунтовано вибір синфазного методу для аналізу пульсового сигналу як періодично корельованого випадкового процесу при психоемоційному стресі.

Основні результати другого розділу апробовано [15, 89, 90] та опубліковано в працях [91, 92].

2.1. Особливості побудови математичних моделей біологічних сигналів

Моделювання є необхідним етапом побудови медико-біологічних систем [93, 94]. Для обґрунтування вибору математичної моделі пульсового сигналу, розглянемо принципи моделювання, які покладено в основу процесу побудови структури, яка описує властивості реального об'єкту шляхом його ототожнення з існуючими фізичними чи математичними об'єктами. У широкому розумінні під моделюванням мають на увазі дослідження певного об'єкту не безпосередньо, а шляхом його вивчення із використанням допоміжних об'єктів [95, 96]. Тобто модель виступає як інструмент досліджень.

Для вирішення задачі побудови моделі системи ставляться основні підзадачі, які формують структуру моделі. Основні елементи опису об'єкту при моделюванні для отримання адекватної моделі об'єкту показано на рис.2.1.

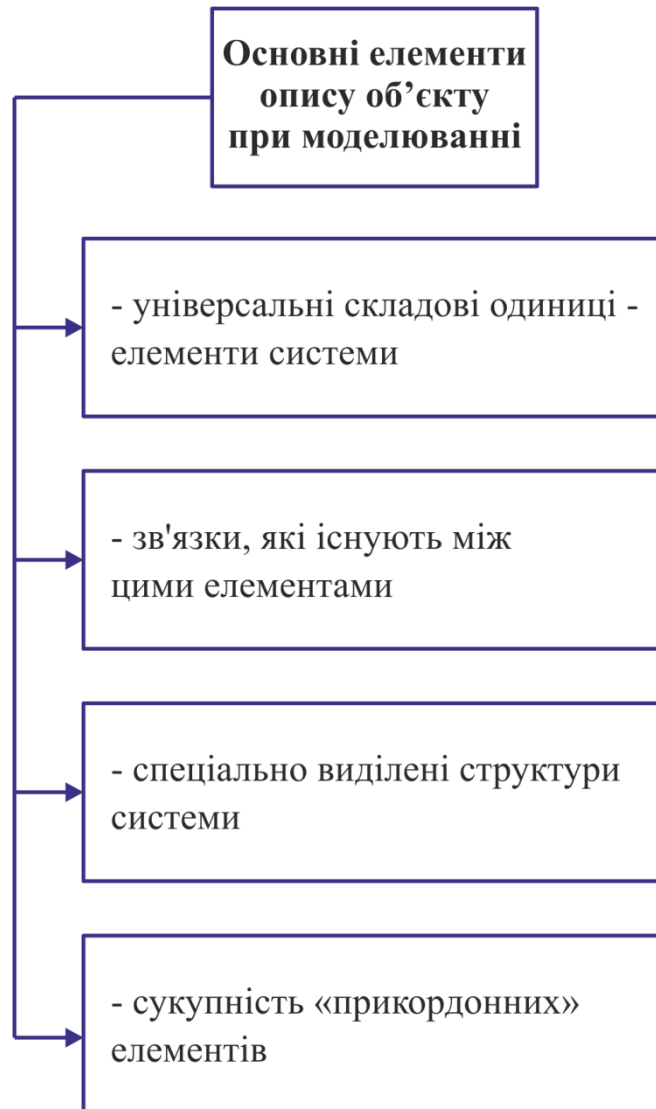


Рис.2.1. Основні елементи опису об'єкту при моделюванні [95]

Основна задача моделювання – це отримання адекватного відображення досліджуваного об'єкту, який служить основою для отримання інформації про об'єкт дослідження. Відповідно до способу побудови в науці розрізняють фізичні та абстрактні моделі. Одним із випадків абстрактних моделей є математична модель об'єкту. Вона представляє об'єкт дослідження у вигляді функціональних

залежностей між параметрами, які визначено на основі концептуальної моделі (перелік положень, які вкладено в опис об'єкту) [97].

Математичне моделювання об'єкту умовно можна розділити на 4 етапи [97], які показано на рис.2.2.:

1 етап. На даному етапі проводиться визначення об'єктів моделювання і способів взаємозв'язку між вказаними об'єктами. Дані отримані на першому етапі моделювання представляють у вигляді запису в математичних термінах уявлень про об'єкт моделювання з визначенням граничних умов.

2 етап. Опис оригіналу (об'єкту дослідження) на основі матеріальних, енергетичних та фізичних властивостей об'єкту з точки зору мети моделювання та аксіоматики моделі. Вихідними даними даного етапу є опис форми подання математичної моделі і дослідження задач, які з неї випливають. На цьому етапі на передній план виступає математичний апарат, який необхідно використати для аналізу математичної моделі.

3 етап. Процес оцінки моделі з точки зору її відповідності реальному фізичному явищу. На даному етапі проводиться оцінка моделі та її порівняння з результатами спостережень. На основі виявлених відхилень проводиться оцінка прийнятності моделі або ж приймаються рішення про її корегування.

4 етап. Подальший аналіз моделі на основі накопичених даних про властивості об'єкту дослідження. Оскільки розвиток науки та техніки передбачає розширення знань про об'єкт, то в ході роботи з моделлю дані про об'єкт уточнюються і доповнюються, що є причиною удосконалення існуючих моделей.

Основним завданням математичної моделі як деякого оператора є представлення внутрішніх параметрів системи X_1, \dots, X_n у вигляді сукупності взаємопов'язаних зовнішніх параметрів Y, \dots, Y_n . Оскільки отримати абсолютно подібну (ізоморфну) модель системи неможливо, тому опис біологічної системи виконується шляхом використання спрощених моделей. Основною вимогою, яка ставиться перед такою моделлю є врахування у її структурі максимальної кількості інформативних параметрів, які можуть бути використані при описі біооб'єкту.

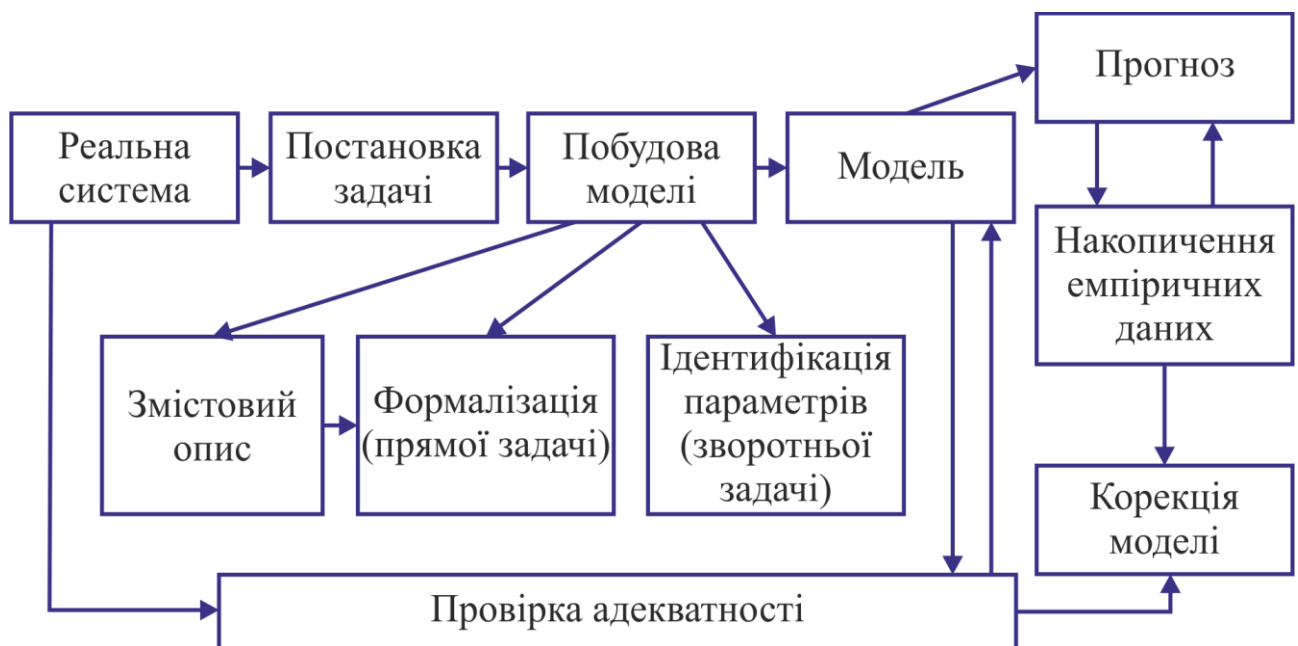


Рис.2.2. Алгоритм побудови математичної моделі [97]

Стан системи можна охарактеризувати певним набором величин X_1, \dots, X_n , які називаються характеристиками станів системи – вхідні чи похідні параметри. В процесі функціонування системи ці параметри виступають як функції часу $Z(t) = \{Z_1(t), \dots, Z_n(t)\}$, або ж вектор змінних стану системи. Проекції вектора зміни стану системи є координатами точки в n – мірному фазовому просторі, а процес функціонування – як фазову траєкторію. На систему може діяти вектор вхідних впливів $X(t)$, від якого залежать характеристики станів, випадкові фактори $\xi(t)$. Також система може мати ряд виходів, які об'єднуються у вектор $Y(t)$ і характеризується набором важливих параметрів $A = \{a_1, \dots, a_k\}$.

Математична модель відображає у вигляді сукупності співвідношень (формул, правил, рівнянь, тощо) характеристики станів системи в залежності від її параметрів, початкових умов, вхідних сигналів, тощо. В залежності від специфіки зав'язків моделі діляться на детерміновані (в заданий момент часу можна однозначно визначити характеристики системи) та імовірнісні (стохастичні) (за допомогою математичних співвідношень можна визначити лише розподіл характеристик станів системи за заданими імовірностями розподілу її параметрів).

Пульсовий сигнал при психоемоційному стресі є сигналом біологічного походження і для побудови адекватної математичної моделі потрібно виділити вхідні параметри, які відображають інформативні ознаки сигналу.

2.2. Структура пульсового сигналу при психоемоційному стресі

Розв'язання задачі побудови математичної моделі пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці, потребує розуміння механізмів формування цього сигналу.

Пульс – це поштовх, який виникає при скороченні серцевого м'язу в період викиду крові. Частота та ритмічність пульсу в нормі відповідає частоті та ритмічності серцевих скорочень. Форма пульсової хвилі індивідуальна, але повної її клінічної інтерпретації немає [98].

Проте процес формування пульсової хвилі підпорядковується загальному алгоритму діяльності ССС. Утворення першого піку пульсової хвилі відбувається в період систоли і відповідає анакротичному періоду пульсової хвилі. Амплітудне значення анакротичної фази відповідає ударному об'єму крові при серцевому викиді. На низхідному відрізку пульсової хвилі помітна впадина – дикротична інцизура. Вона відповідає періоду закриття аортального клапану. Дикротична хвиля характеризує стан судинної системи і несе інформації про діастолічний період серцевого циклу. Додаткові коливання, які іноді спостерігаються в проміжках між піками на пульсовій хвилі називаються венозними. Основні структурні елементи пульсової хвилі показано на рис.2.3.

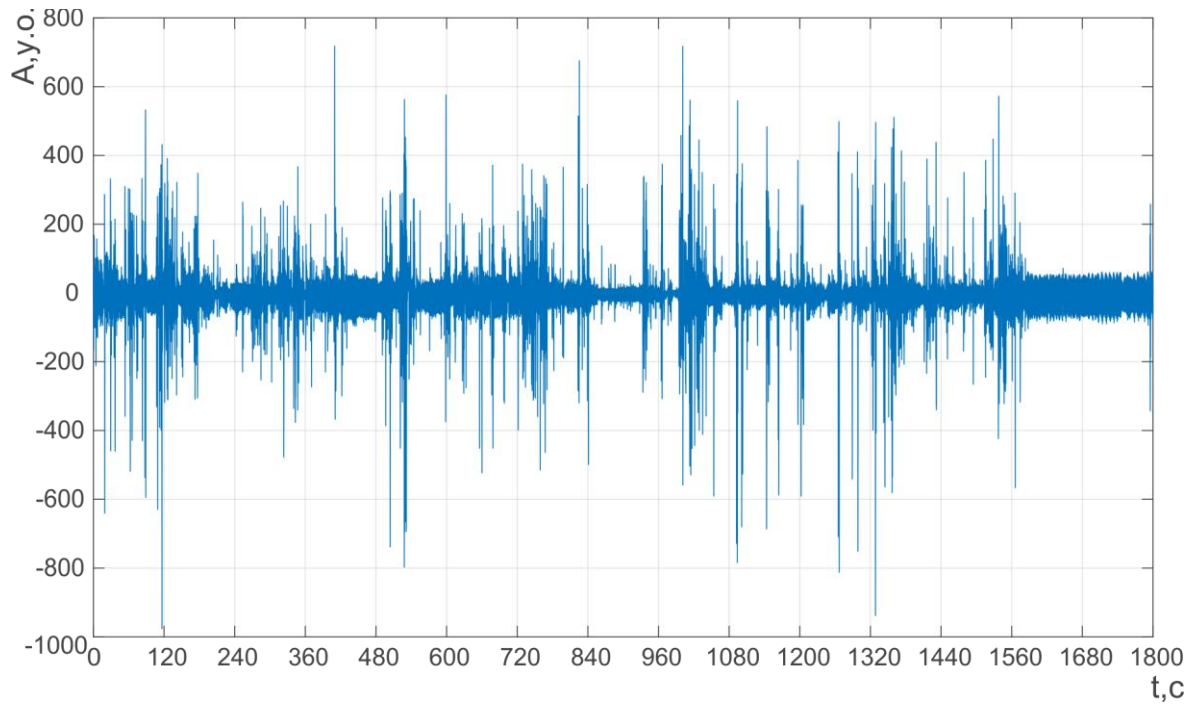
Вершина пульсової хвилі відповідає найбільшому об'єму крові, а її протилежна частина – найменшому об'єму крові в досліджуваній ділянці тканини. Характер пульсової хвилі залежить від еластичності судинних стінок, частоти пульсу, обсягу досліджуваної ділянки тканини, ширини просвіту судин. Вважається, що частота і тривалість пульсової хвилі залежить від особливостей роботи серця, а величина і форма піків – від стану судинної стінки [98, 99].



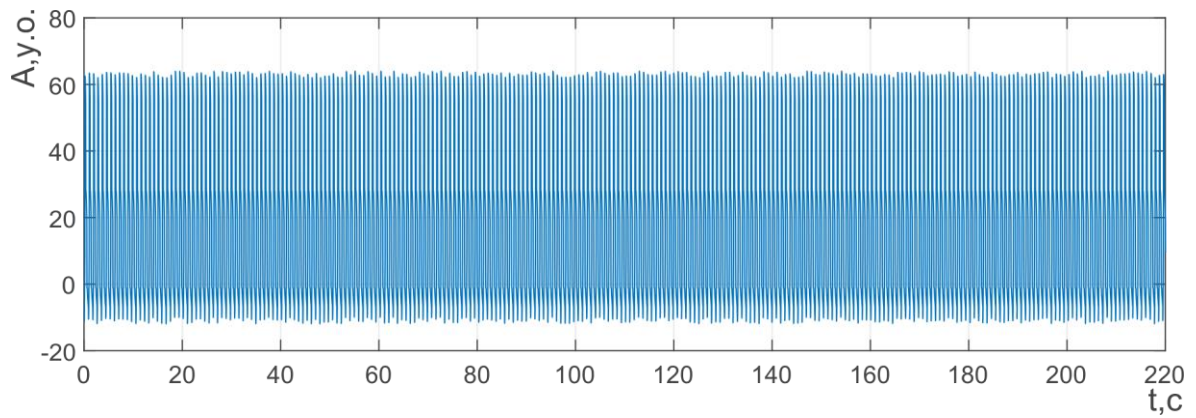
Рис.2.3. Структурні елементи пульсової хвилі [100]

Функціональні особливості ССС розкриваються не в стані відносного фізичного та психоемоційного спокою, а при підвищенні вимог до організму. Одним із факторів, який змінює стан ССС є дія стресу, у тому числі і психоемоційного. При дії на організм людини стресу відбувається адаптація організму до впливів викиду адреналіну та норадреналіну. На першому етапі відбувається мобілізація ресурсів організму. Після викиду в кров адреналіну відбувається зростання ЧСС, яке відбувається до моменту встановлення нестійкої адаптації. Якщо дія стрес-фактору на даному етапі не припиняється, то це може призвести до поступового вичерпання резервів організму, що може бути причиною виникнення невідкладних станів. Якщо ж дія стресу припиняється, то відбувається відновлення функцій організму на рівні до початку дії подразника.

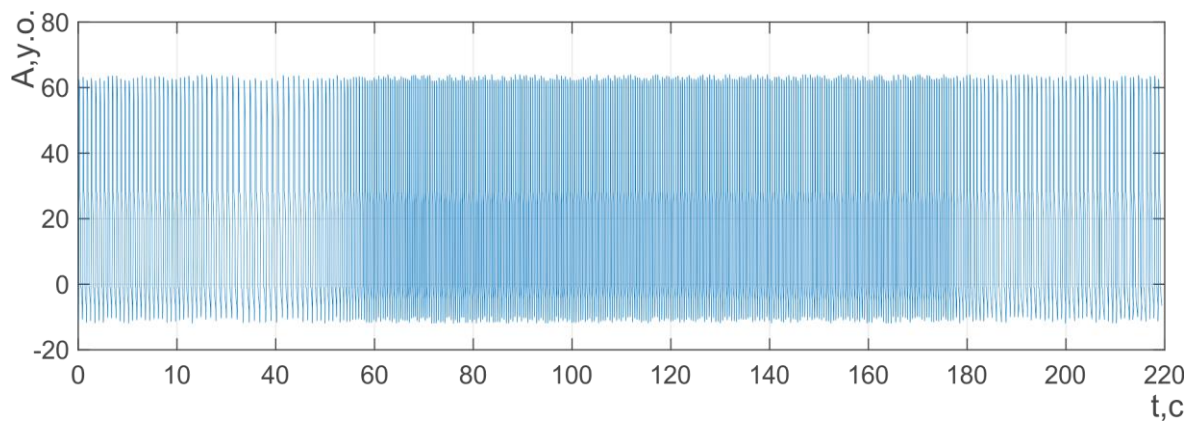
На рис.2.4 а) представлено невідфільтрований пульсовий сигнал з бази даних [101] відібраний від пацієнта на періоді часу 30хв., який включає пульсовий сигнал при стресі.



a)



b)



c)

Рис.2.4. Структура пульсового сигнала: а) пульсовый сигнал на периоді часу 30хв.;
 б) візуалізація пульсового сигналу в стані спокою; в) візуалізація пульсового
 сигналу при психоемоційному стресі (пояснення в тексті)

На рис.2.4 б) та с) представлено відображення пульсового сигналу на проміжку часу 220с для візуалізації окремих хвиль сигналу у стані спокою та при дії психоемоційного стресу. Як видно із рис.2.4 с) структура пульсового сигналу є неоднорідною, на відмінно від стану спокою рис.2.4 б). Умовно зміни у діяльності ССС при стресі можна описати із використанням трьох функціональних станів – стан спокою (від 0с до 22с та від 190с до 220с), стан тривоги (від 22с до 50с) та стан резистентності (від 50с до 190с). При цьому стан резистентності має три характерні елементи – наростання частоти серцевих скорочень (від 50с до 65с), стабілізація ЧСС на певному рівні (від 65с до 177с) та відновлення ЧСС до ритму, який спостерігався на початковому етапі.

Дані, які містять інформацію про стан ССС, групуються за певними критеріями, які простежуються у зміні амплітудних та часових параметрів пульсової хвилі впродовж реєстрації пульсового сигналу на заданому проміжку часу. Аналіз такого сигналу зручно проводити із використанням вибірок, які характеризують етапи перебігу стресу в організмі людини. У стані спокою період пульсового сигналу T є незмінним по відношенню до різкого зменшення періоду після впливу стресу. Тому для виявлення цієї зміни вибірку доцільно зсувати на мінімальний крок, який рівний періоду дискретизації сигналу. Для виявлення зміни пульсового сигналу при психоемоційному стресі за вибірками, математичну модель сигналу варто зобразити у вигляді виразу:

$$\xi_m(t) = \xi(t) \cdot \psi_{L_m}(t), t \in R, \quad (2.1)$$

де $\xi_m(t)$, $t \in L_m$ – реалізація m -ої вибірки пульсового сигналу з періодом T_m у межах ковзного вікна на інтервалі L_m :

$$\psi_{L_m}(t) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } t \in L_m \\ 0, & \text{якщо } t \notin L_m \end{cases} \text{ – індикаторна функція інтервалу } L_m;$$

$L_m = [m \cdot \Delta t, m \cdot \Delta t + S_m)$ – інтервал області визначення індикаторної функції для m -ої вибірки, $\Delta t = \text{const}$ – крок зсуву ковзного вікна;

S_m – тривалість пульсового сигналу в межах для m -ої вибірки;

S – тривалість пульсового сигналу.

Тривалість пульсового сигналу S_m при психоемоційному стресі в межах ковзної m -ої вибірки $\xi_m(t)$ буде задаватися індикаторною функцією $\psi_{L_m}(t)$ на інтервалі L_m .

2.3. Методи аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі

2.3.1. Аналіз пульсового сигналу як гармонічного процесу

Аналіз пульсового сигналу із використанням вибірок підтверджує, що імпульсна структура сигналу є незмінною, а міняється тільки період сигналу та його амплітуда. Оскільки в процесі формування пульсового сигналу спостерігається ритмічність сигналу і відображення сигналу відбувається у вигляді ритмічних коливальних кривих, то процеси, які можна описати такими кривими відносяться до періодичних [102]. Періодичність пульсового сигналу в межах вибірки для реалізації пульсового сигналу при впливі психоемоційного стресу показано на рис.2.5.

Пульсовий сигнал на певному періоді часу T можна представити у вигляді математичної моделі, повторюваної на періоді T :

$$f(t) = f(t + nT), n = 1, 2, \dots, t, T, f \in R \quad (2.2)$$

де T – період сигналу, n – довільне ціле число, яке залежить від кількості відліків сигналу.

Більшість реальних періодичних процесів пов'язані із накладанням кількох хвиль, які можуть відрізнитися між собою частотою, амплітудою та фазою. У такому випадку кожна пульсова хвиля може бути описана у вигляді синусоїди типу:

$$f_k = A_k(\omega_k t + \varphi_k) \quad (2.3)$$

де A_k – амплітуда пульсового сигналу, $\omega_k = 2\pi/T_k$ – циклічна частота;
 T_k – довжина хвилі; φ_k – зсув фаз.

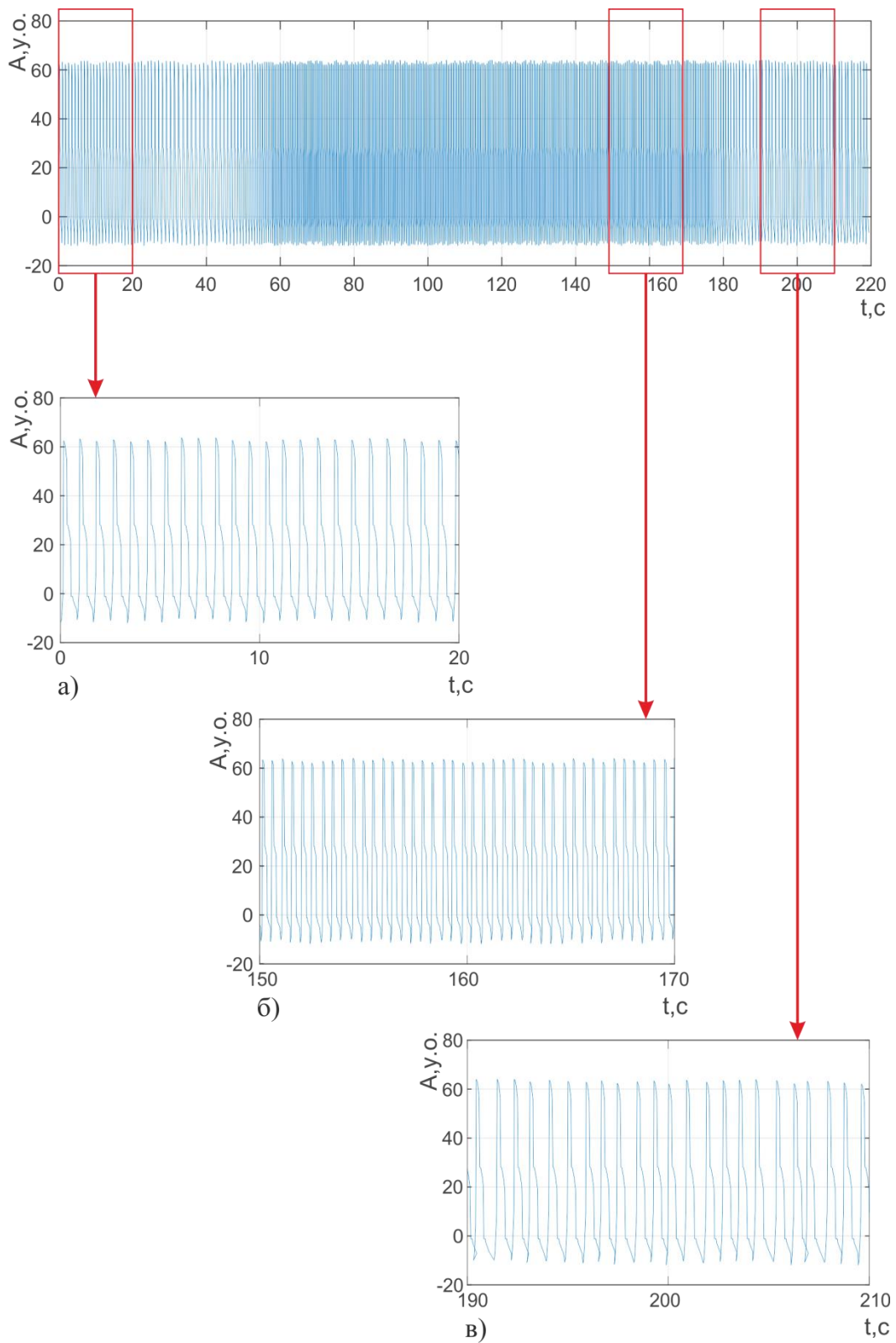


Рис. 2.5. Вибірки пульсової хвилі за однакові періоди часу при психоемоційному стресі: а) стан спокою, б) стан резистентності, в) стан відновлення

Враховуючи наведені дані, періодичну функцію $f(t)$ можна представити у вигляді суми деякого постійного доданку і елементарних хвиль:

$$f(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^n A_k \sin(k\omega_1 t + \varphi_k) \quad (2.4)$$

де $\frac{a_0}{2}$ – середнє значення періодичної функції для всіх точок періоду.

Тригонометричний ряд (2.4) буде відповідати періодичній функції лише у тому випадку коли циклічна частота ω_k є кратною до найнижчих з частот ω_1 . У вигляді комплексного ряду перетворення Фур'є буде мати наступний вигляд:

$$f(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} c_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in [0, T) \quad (2.5)$$

де c_k – комплексний коефіцієнт Фур'є визначаються співвідношенням (2.6):

$$c_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, k \in \mathbb{Z} \quad (2.6)$$

Відповідно до тотожності Ейлера підінтегральна функція експоненти набуде наступного вигляду:

$$e^{\pm ik \frac{2\pi}{T} t} = \cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) - i \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) \quad (2.7)$$

Використовуючи тотожність Ейлера комплексний коефіцієнт Фур'є можна представити у вигляді дійсної та уявної частини (2.8):

$$c_k = \frac{1}{T} f(t) \left[\cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) - i \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) \right] dt = A_k - iB_k \quad (2.8)$$

де A_k – дійсна частина, B_k – уявна частина.

Комплексний коефіцієнт Фур'є можна записати за допомогою комплексних чисел у наступному вигляді:

$$c_k = R_k \cdot e^{i\varphi_k} \quad (2.9)$$

де $R_k = R\left(k \frac{2\pi}{T} t\right)$ – АЧХ - амплітудно-частотна характеристика пульсового сигналу:

$$R_k^2 = R^2\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) = A^2\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) + B^2\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) \quad (2.10)$$

$\varphi_k = \varphi\left(k \frac{2\pi}{T} t\right)$ – ФЧХ – фазо-частотна характеристика:

$$\varphi_k = \arctg\left(-\frac{B\left(k \frac{2\pi}{T} t\right)}{A\left(k \frac{2\pi}{T} t\right)}\right) \quad (2.11)$$

Результати аналізу вибірок із реалізації пульсового сигналу у стані спокою засобами гармонічного аналізу зображено на рис.2.6.

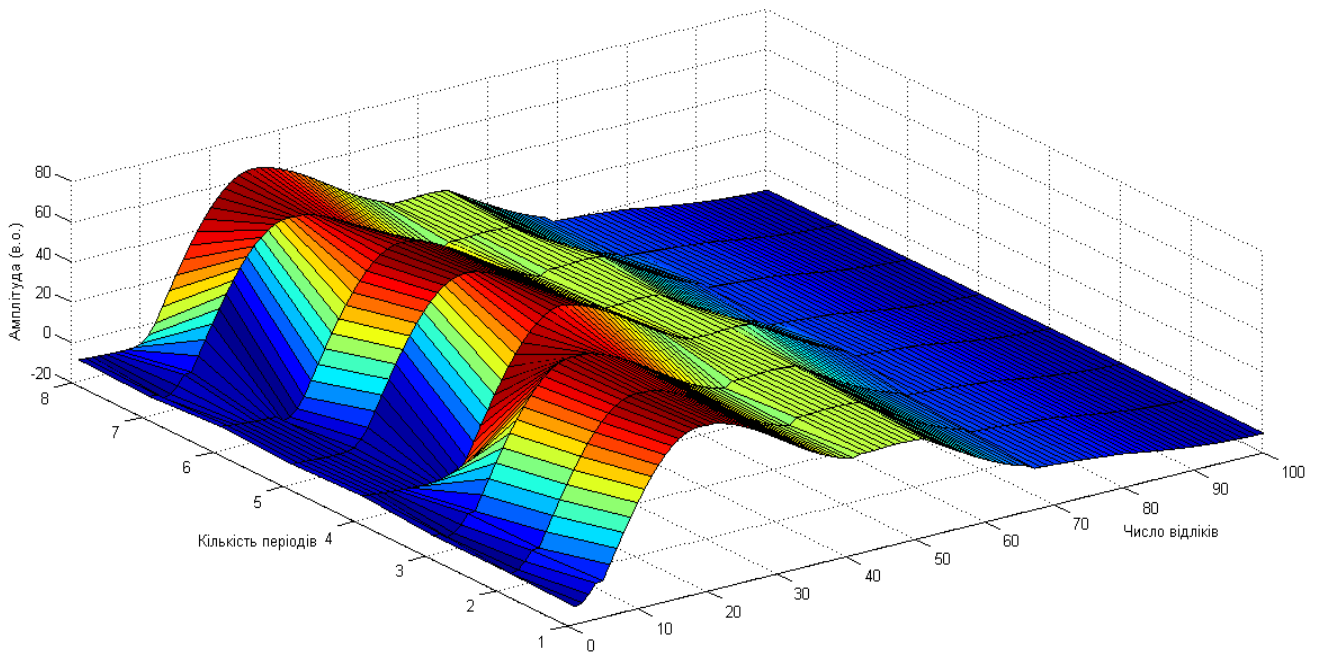


Рис.2.6. Амплітудні спектри вибірок із реалізації пульсового сигналу у стані спокою

Розглядаючи спектр періодів сигналу із реалізованого пульсового сигналу при психоемоційному стресі помітно їх неоднорідність, що свідчить про наявність стохастичної складової. Тому математична модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі окрім періодичності пульсового сигналу, повинна враховувати його стохастичну природу.

2.3.2. Аналіз пульсового сигналу як стаціонарного випадкового процесу

Зареєстровані від біооб'єкту сигнали в загальному випадку є випадковими функціями, тому для аналізу їх кількісних параметрів застосовують теорію ймовірності та математичну статистику для випадкових процесів [101, 103, 104, 105].

Випадкові процеси називаються стаціонарними, якщо ні амплітуда, ні характер коливань не виявляють істотних змін із часом. Випадковий процес $\xi(t)$ називається стаціонарним, якщо його ймовірнісні характеристики не залежать від початку відліку часу. Закон розподілу перетинів має вигляд (2.12):

$$\xi(t, t_1) = \xi(t, t_2) = \xi(t) \quad (2.12)$$

Тому з теоретичної точки зору пульсовий сигнал при психоемоційному стресі слід розглядати як сукупність часових функцій $\xi_k(t)$, що мають певну загальну статистичну закономірність.

Пульсовий сигнал можна трактувати як стаціонарний в широкому сенсі випадковий процес. Випадковий процес називають стаціонарним у широкому сенсі, якщо його середнє значення та дисперсія не залежать від часу, а кореляційна функція залежить тільки від різниці часу $\tau = t_2 - t_1$. Математичне сподівання стаціонарного в широкому сенсі сигналу – постійний вектор, а коваріаційна функція залежить від різниці аргументів, тобто:

$$M[\xi(t, \omega)] \equiv m_\xi = const \quad (2.13)$$

$$K_\xi(t_1, t_2) \equiv K_\xi(t_2 - t_1) \quad (2.14)$$

де $M[\xi(t, \omega)] \equiv m_\xi$ – математичне сподівання, $K_\xi(t_1, t_2)$ – коваріаційна функція.

Властивість пульсового сигналу як стаціонарного в широкому сенсі процесу можна оцінити в будь-який момент часу шляхом усереднення (математичного сподівання) по сукупності вибірових функцій:

$$m_\xi(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi_k(t) \quad t \in [0, T) \quad (2.15)$$

де k – номер періоду пульсового сигналу; N – кількість серцевих циклів у реалізації пульсового сигналу.

Мірою відхилення i -ої реалізації від середнього значення є дисперсія, яка оцінюється за формулою (2.16):

$$d_{\xi}(t) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [\xi_k(t) - m_{\xi}(t)]^2 \quad (2.16)$$

Статистичні моделі оцінки математичного сподівання та дисперсії стаціонарних випадкових процесів мають властивість інваріантності відносно довільного моменту часу t_k . На рисунку 2.6 зображено оцінки математичного сподівання $m_{\xi}(t)$ із вибірок пульсового сигналу у стані спокою.

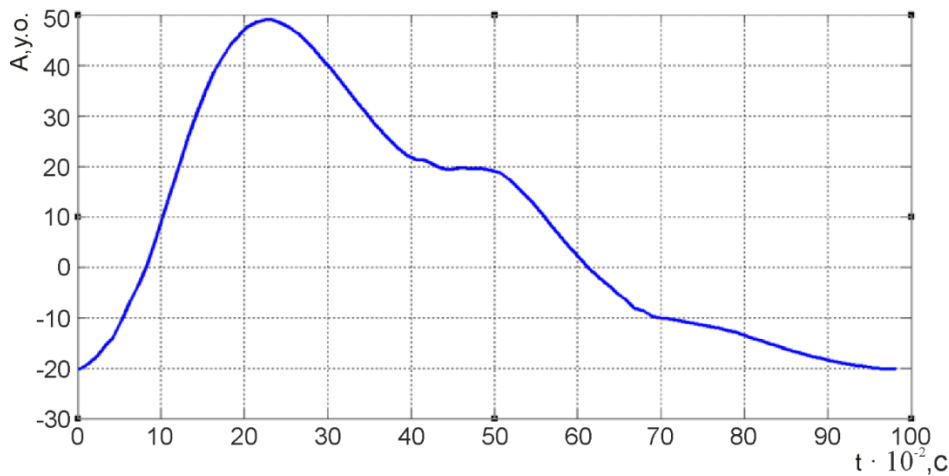


Рис.2.7. Оцінки математичних сподівань $m_{\xi}(t)$ із реалізації пульсового сигналу в стані спокою

Отримані оцінки характеризують лише усереднені властивості пульсового сигналу і тому на їх основі не можна описати статичні взаємозв'язки між його гармонічними складовими. Зображення випадкових функцій з відповідними кореляційними функціями характеризують сигнал як стаціонарний в рамках кореляційної теорії.

2.3.3. Аналіз пульсового сигналу як кореляційної функції

Теорія загального гармонічного аналізу або теорія Вінера розглядає аналіз коливань в спектральній області. Також на основі даної теорії було описано незгасаючі коливання з неперервним спектром. Розклад допоміжної функції $R_f(u)$, а не самого коливання, дав змогу аналізувати розподіл потужності гармонічних складових вхідного коливання [76].

Вінер розглянув кореляційну функцію, яка є неперервною при всіх значеннях аргументу і має складові з такими самими частотами, що і функція $f(t)$. Для функції $f(t)$ при всіх $t \in R$ існує рівномірно обмежена по Θ кореляційна функція:

$$R_f(u) = \lim_{\Theta \rightarrow \infty} \frac{1}{2\Theta} \int_{-\Theta}^{\Theta} f(t+u) \overline{f(t)} dt \quad (2.17)$$

Ця функція має властивості симетрії $\overline{R_f(-u)} = R_f(u)$ та обмеженості $|R_f(u)| \leq R_f(0)$.

Для випадкових функцій було отримано аналогічний результат. Перенесення перетворення Фур'є на випадковий стаціонарний в широкому сенсі процес узгоджується з теорією стаціонарних процесів, основою якої є розклад на гармонічні складові їх коваріацій, самих процесів та їх лінійних перетворень. Зворотнє перетворення Фур'є виражає через спектральну густину кореляцію процесу, яка обчислюється з врахуванням того, що $\int_{-\infty}^{\infty} |R(u)|^2 du < \infty$:

$$R(u) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{iu\omega} S(\omega) d\omega \quad (2.18)$$

$$S(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R(u) e^{-iu\omega} du, \omega \in R \quad (2.19)$$

Як видно з рис.2.8 кореляційна функція від пульсового сигналу, яка показана через спектр потужності при перетворенні Фур'є є періодичною в часі t та циклічно-затухаючою.

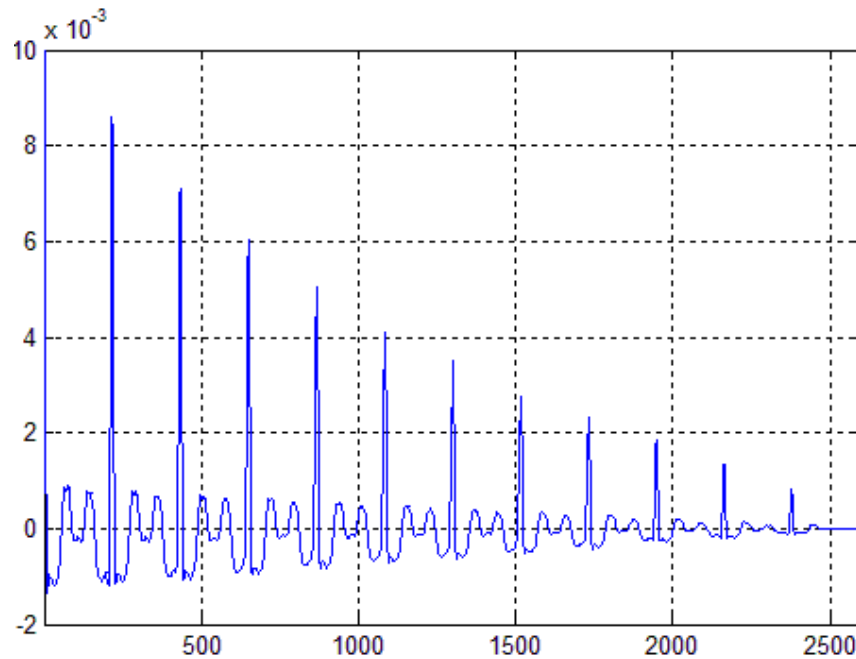


Рис.2.8. Оцінки автокореляційних функцій вибірки із реалізації пульсового сигналу у стані спокою

Враховуючи основні характеристики сигналів, математична модель пульсового сигналу повинна мати властивості випадковості, періодичності та мати засоби, щоб описати періодичність коливань у часі. Тому нестационарний у широкому сенсі випадковий процес, який є гармонізованим та корельованим таким чином, щоб ця корельованість забезпечувала повторюваність властивостей (повторюваність не значень сигналу, а їхніх ймовірнісних характеристик), є математичною моделлю пульсового сигналу при психоемоційному стресі.

2.4. Математична модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу

Описання стохастичних коливань за допомогою математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП) було висловлено у теорії сигналів Драгана Я.П., Яворського Б.І., Сікори Л.С. [106, 107] у зв'язку з необхідністю об'єднання стаціонарних моделей, які базуються на стохастичних коливаннях та гармонічних моделей, які передбачають повторюваність. При

цьому повторюваність виступає як результат повторення циклів та послідовностей фаз. ПКВП є стохастичною моделлю простої ритміки, яка базується на імовірнісних характеристиках у вигляді періодичних функцій. Повторюваність значень імовірнісних характеристик буде породжувати відповідну цим коливанням фазову структуру і в значеннях реалізацій випадкових процесів. Цей факт втілюється в корельованості складових гармонік. Для випадкового стаціонарного процесу вони не є корельованими, що є автоматичним наслідком стаціонарності процесу. Тип зміни характеристик процесу пов'язаний з типом корельованості його гармонічних складових. Приналежність процесу до класу ПКВП еквівалентна тому, що корельованими є лише гармоніки, які відрізняються одна від одної на величину кратну частоті, яка відповідає періоду корельованості процесу. Такий тип корельованості виражає наявність явної фазової структури в кореляційних зв'язках значень процесу.

Моделювання пульсового сигналу методом нестационарних випадкових процесів ставить додаткові задачі, які потребують вирішення, а саме конкретизація законів, за якими змінюються імовірнісні характеристики. Нестационарний випадковий процес передбачає зміну щільності розподілу при зміні початкового відліку часу. Однак важливим є припущення про обмеження потужності процесу [109, 110].

Відповідно до енергетичної теорії стохастичних сигналів, виділяють клас сигналів за скінченною енергією сигналу (клас ε – імпульси скінченної енергії) та за скінченністю середньої потужності (клас π – незгасаючі коливання за умови скінченності їх середньої потужності) [106, 107, 108]. Енергетична теорія стохастичних сигналів дає змогу звести нестационарні випадкові процеси до стаціонарних не відкидаючи не стаціонарність, а враховуючи її.

Аналіз таких сигналів можна проводити за допомогою апарату енергетичної теорії стохастичних сигналів. У нестационарних сигналів миттєва потужність сигналу, тобто його дисперсія d_{ξ} є змінною:

$$d_{\xi} = E|\xi(t)|^2, t \in \mathbf{D} \quad (2.20)$$

де $\xi(t), t \in \mathbf{D}$ – випадковий процес, що виступає моделлю m -ої вибірки пульсового сигналу;

$\mathbf{D} \subset \mathbf{R}$ - скінчена область задання пульсового сигналу на числовій осі $R = (-\infty, \infty)$.

Дисперсія (як і енергія) є квадратичною функцією і для забезпечення скінченності енергетичних характеристик сигналів, їх трактують як норми у векторних (гільбертових) просторах. Опис дисперсії слугує способом розрахунку функції часу у гільбертовому просторі, який за даних умов є колмогорівським гільбертовим простором \mathbf{K} . Утворення даного простору пов'язане із випадковими величинами скінченної дисперсії. Вони трактуються як абстрактні вектори і є значеннями випадкового процесу як моделі пульсового сигналу.

Для сигналу типу сплеску, імпульсу для того, щоб одержати незалежну від часу характеристику потрібно обчислити інтеграл (клас ε). Для незатухаючих коливань потрібно знайти середнє у часі (клас π). Вимога скінченності цих характеристик має природній вираз як обмеженість норм у гільбертових просторах над колмогорівським гільбертовим простором [13].

Апарат теорії абстрактних функцій зі значеннями у гільбертовому просторі є адекватним засобом вивчення стохастичних сигналів із використанням їх енергетичних характеристик – їхньої енергії чи середньої потужності. Для інтегральних характеристик властивостей сигналу у перехідному режимі описують у термінах змінного стану. Енергетичні характеристики таких сигналів доцільно розглядати у просторі, який називається простором сигналу [106].

Використання такого підходу дає можливість не тільки одержати розподіл потужності із колмогоровського простору, а також врахувати типи нестационарних коливань. Характеристикою таких коливань є множини кореляційних і спектральних компонент – відповідні коефіцієнти Фур'є, що зумовлює використання таких моделей для опису часового ходу природніх процесів та біоритмів.

Періодично корельованим випадковим процесом називають моделі стохастичних коливань з періодичною зміною імовірнісних характеристик як підклас класу π . Випадковий процес $\xi(t), t \in R(-\infty, \infty)$ називають періодично корельованим, якщо існує [106]:

- період корельованості (фіксоване число $T > 0$);
- математичне сподівання (2.21);
- коваріація випадкового процесу (2.22).

$$m_{\xi}(t)^{\Delta} = E\xi(t), \quad (2.21)$$

$$r_{\xi}(t, s)^{\Delta} = E^0\xi(t) {}^0\xi(s) \quad (2.22)$$

де ${}^0\xi(t) = \xi(t) - m_{\xi}(t)$ – центральний пульсовий сигнал;

$r_{\xi}(t, s)^{\Delta} = E\xi(t)\xi(s)$ – кореляційна функція процесу;

E – обчислення математичного сподівання.

За умови виконання виразу (2.23), математичне сподівання і параметрична коваріація є періодичними з періодом T [106]:

$$m_{\xi}(t + T) = m_{\xi}(t), r_{\xi}(t + T, s + T) = r_{\xi}(t, s), \forall t, s \in R \quad (2.23)$$

де $m_{\xi}(t)$ – математичне сподівання;

$r_{\xi}(t, s)$ – кореляційна функція процесу або, якщо використовувати параметричну коваріацію – функція кореляції $b_{\xi}(t, u) = r_{\xi}(t + u, t)$.

Обчислення середніх характеристик веде до того, що усереднення по всій осі переходить до усереднення на відрізку, який відповідає періоду корельованості сигналу T . Середні величини, які характеризують процес, дорівнюють (2.24, 2.25):

$$m = M_t\{m_\xi(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T m_\xi(t) dt, \quad (2.24)$$

$$B(u)^\Delta = M_t\{r_\xi(t+u, t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T r_\xi(t+u, t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) dt, \quad (2.25)$$

де M_t - символ усереднення по всій осі часу.

Оскільки ПКВП має скінченну середню потужність, то ці характеристики мають розклади у ряди Фур'є:

$$m_\xi(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik\Lambda t}, \quad (2.26)$$

$$b_\xi(t, u) = \sum_{k \in Z} B_k(u) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.27)$$

Якщо припустити, що випадкові процеси є \hbar -ергодичні, то до них можна застосовувати методи статистичної оцінки характеристик часової зміни властивостей сигналів. Для ПКВП класу π^T характерною особливістю є те, що оцінити їх характеристики можна шляхом зведення їх до статистики стаціонарних випадкових процесів, оскільки відліки вибрані через період корельованості, творять векторні стаціонарні послідовності. Для оцінки пульсового сигналу при психоемоційному стресі використовують синфазний метод оцінювання пульсового сигналу як ПКВП [106, 107, 108].

Оцінювання ПКВП для синфазного методу виконують на фіксованій довжині $T = k\Delta$, де T – період корельованості процесу, Δ - інтервал дискретизації. Будь-яке функція $f(t)$, для якої існує середнє на всій осі $M_t\{f(t)\}$, можна розбити на відрізки на інтервалах типу $[(k - 1/2)T, (k + 1/2)T]$. Якщо провести усереднення цих інтервалів на кожному відрізку, а потім знайти середнє цих чисел, то воно буде рівне середньому на всій осі. Пульсовий сигнал розбивається на послідовності синфазних значень на часових ґратках виду $\{t + kT, k \in Z\}$ для

кожного $t \in [0, T)$. Значення на цих ґратках утворюють стаціонарні та стаціонарно зв'язані випадкові послідовності. Їх середнє та функція кореляції при фіксованій початковій фазі задовольняють умови, які є справедливими для характеристик стаціонарних випадкових послідовностей: середні сталі, а функції кореляції залежать лише від різниці індексів $k - n$ [106].

Стаціонарні послідовності відліків є не лише стаціонарними та стаціонарно зв'язаними, але і мають властивості ергодичності та ергодичної зв'язаності.

Синфазний метод опрацювання характеристик ПКВП є варіантом статистики стаціонарних послідовностей. Квадрат норми випадкового процесу π -класу є нормою в гільбертовому просторі над колмогорівським гільбертовим простором і доруйнує (2.28):

$$P_{\xi} = \|\xi(t)\|_{\hbar\pi}^2 = M_t\{|\xi(t)|_k^2\} < \infty \quad (2.28)$$

Спектральна компонента для синфазного методу оцінювання характеристик ПКВП буде мати наступний вигляд (2.29):

$$B_k(u)^\Delta = \frac{1}{T} \int_0^T b_{\xi}(t, u) e^{-ik\frac{2\pi}{T}t} dt \quad (2.29)$$

Враховуючи, що $|B_k(u)| \leq |B_0(u)| \leq B_0 = P_{\xi}^T$, належать до класу B^2 , тому мають зображення у вигляді інтегралів Фур'є за мірами (2.30):

$$B_k(u) = \int_{\mathbf{R}} e^{iu\lambda} F_k(d\lambda) \quad (2.30)$$

де \mathbf{R} – множина дійсних чисел, F – спектральна міра.

Параметрична коваріація пульсового сигналу має зображення у вигляді (2.31):

$$b_{\xi}(t, u) = \iint_{\mathbb{R}^2} e^{i(t\lambda - u\mu)} F(d\lambda, d\mu) \quad (2.31)$$

Якщо розглядати вибірку пульсового сигналу $\xi_m(t)$ як реалізацію ПКВП, із періодом T_m , що дорівнює корельваності в один цикл пульсової хвилі, то його доцільно зобразити через стаціонарні компоненти у вигляді виразу (2.32):

$$\xi_m(t) = \sum_{k \in Z} \xi_{km}(t) e^{i \frac{2\pi kt}{T_m}} \quad (2.32)$$

де $\xi_{km}(t), k \in Z$ – стохастична складова у вигляді стаціонарних компонент m -ої вибірки пульсового сигналу;

$e^{i \frac{2\pi kt}{T_m}}$ – періодична складова m -ої вибірки.

Вираз (2.32) поєднує у своїй структурі стохастичну та періодичну складові сигналу біологічного походження. Він описує нестаціонарні коливання m -ої вибірки пульсового сигналу $\xi_m(t)$ шляхом розкладання сигналу на стаціонарні компоненти. Тому опрацювання стаціонарних компонент пульсового сигналу можна здійснити на основі теорії ймовірності та математичної статистики.

Застосування синфазного методу аналізу ПКВП для опрацювання біосигналів дасть змогу виділити інформативні діагностичні ознаки сигналу, що є індикаторами змін у функціональному стані серцево-судинної системи людини при психоемоційному стресі, та розширити діагностичні можливості медичної техніки.

2.5. Висновки до розділу 2

Методами енергетичної теорії стохастичних сигналів змодельованого пульсовий сигнал, математична модель якого враховує фізичні властивості сигналу, а саме – періодичність та випадковість.

Результати проведеного аналізу пульсового сигналу з використанням статистичних методів оцінки сигналу (математичне сподівання, дисперсія і кореляційна функція), підтвердили, що адекватна модель сигналу повинна носити статистичний характер та задовольняти вимоги періодичності та випадковості. Такі вимоги задовольняє модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

Періодично корельований випадковий процес як модель пульсового сигналу відображає його часову-фазову структуру. Модель у вигляді такого процесу має засоби, які враховують як пов'язаність гармонічних складових, так і зміни імовірнісних характеристик пульсового сигналу в часі. Моделювання пульсового сигналу методами енергетичної теорії дозволяє проводити його аналіз синфазним методом, що уможливорює створення алгоритмів опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі.

РОЗДІЛ 3

МЕТОДИ ОПРАЦЮВАННЯ ПУЛЬСОВОГО СИНАЛУ

У розділі використано метод статистичного опрацювання пульсового сигналу на основі математичної моделі сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу для пульсового сигналу при психоемоційному стресі, який дає змогу підвищити достовірність систем діагностики стану ССС для визначення психоемоційному стресі. Для опрацювання сигналу запропоновано синфазний метод та використано підхід, який базується на попередній підготовці сигналу шляхом використання цифрових фільтрів. На базі використаного методу опрацювання сигналу розроблено алгоритмічну базу для синтезу програмного забезпечення для опрацювання пульсового сигналу з метою визначення порушень у діяльності ССС зумовлених психоемоційним стресом.

Основні положення розділу апробовано у [89, 111, 112].

3.1. Визначення періоду пульсового сигналу

Вирішення задачі підвищення інформативності пульсового сигналу при психоемоційному стресі полягає у визначенні частоти серцевих скорочень на певному періоді T . Цей період відповідає періоду корельованості сигналу. Безпосередньо за реалізацією сигналу не можна визначити період кореляції, тому виникає проблема його пошуку. Для вирішення цієї проблеми потрібно обґрунтувати критерій встановлення його значення та методику знаходження інтервалу існування сигналу як ПКВП та його наближення. Важливим етапом вирішення задачі пошуку періоду корельованості сигналу є вибір способу його пошуку із множини можливих значень.

Статистично період корельованості близький до періоду серцевого циклу. Для початкового наближення можна брати значення періоду T_m . Період корельованості є важливою інформативною ознакою, яка несе діагностичну

інформацію про серцевий ритм. Оскільки при психоемоційному стресі спостерігається зміна частоти серцевих скорочень, то виявлення змін у періоді корельованості є важливим етапом діагностики стану ССС за пульсовим сигналом при психоемоційному стресі. Одним із методів знаходження періоду пульсового сигналу є усереднення часу між максимальними значеннями амплітуди пульсового сигналу на визначеному інтервалі часу [113].

Враховуючи особливості утворення та поширення пульсової хвилі, максимальне значення амплітуди пульсового сигналу припадає на анакротичний період серцевого циклу, що відповідає ударному об'єму крові при серцевому викиді. На рис.3.1 показано максимальні значення пульсового сигналу, які отримані шляхом порівняння значень через період дискретизації та виділення таким чином пікової амплітуди, а на рис. 3.2 представлено реалізацію максимальних значень у вигляді кривої.

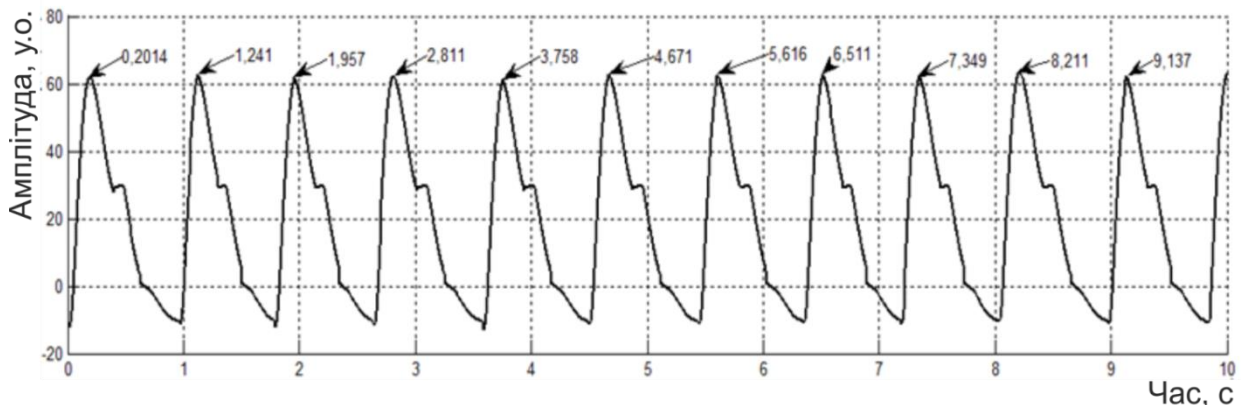


Рис.3.1. Знаходження точки у часі, яка відповідає піковому значенню амплітуди на часовому інтервалі відбору пульсового сигналу

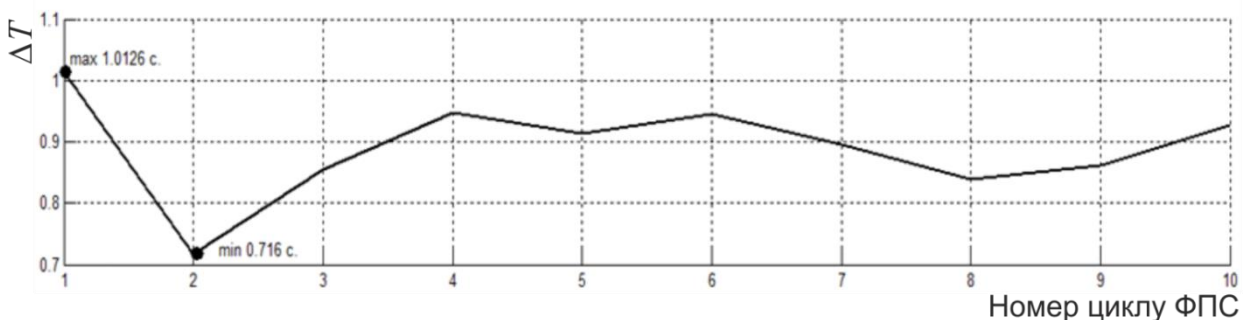


Рис.3.2. Графік залежності зміни періоду від циклу пульсового сигналу

З рис.3.2 видно, що середнє значення періоду рівне 0,8909 с, максимальне відхилення від середнього рівне 1,0126 с, мінімальне – 0,716 с, що свідчить про незначну зміну періоду. Звідси можна зробити висновок, що даний метод придатний для визначення періоду корельованості пульсового сигналу як ПКВП. Відбір пульсового сигналу для аналізу його амплітудних значень проведено із використанням пульсоксиметра CMS50D+ “Contec Medical System Co., Ltd.”, який виготовлено і впроваджено в експлуатації із врахуванням вимог директиви MDD93/42/ЕЕС та має знак відповідності СЕ із вказанням нотифікованого органу 0123.

Період сигналу можна знайти у частотній області за амплітудним спектром сигналу, шляхом обчислення гармонік сигналів (рис.3.3). При швидкому перетворенні Фур’є період пульсового сигналу проявляється піками на частотах, які відповідають частоті сигналу. Максимальна частота відповідає частоті пульсу і дає усереднений період пульсового сигналу. Таке усереднення є дещо спрощеним, однак при великому числі вхідних даних дає високу точність при визначенні усередненого періоду пульсового сигналу.

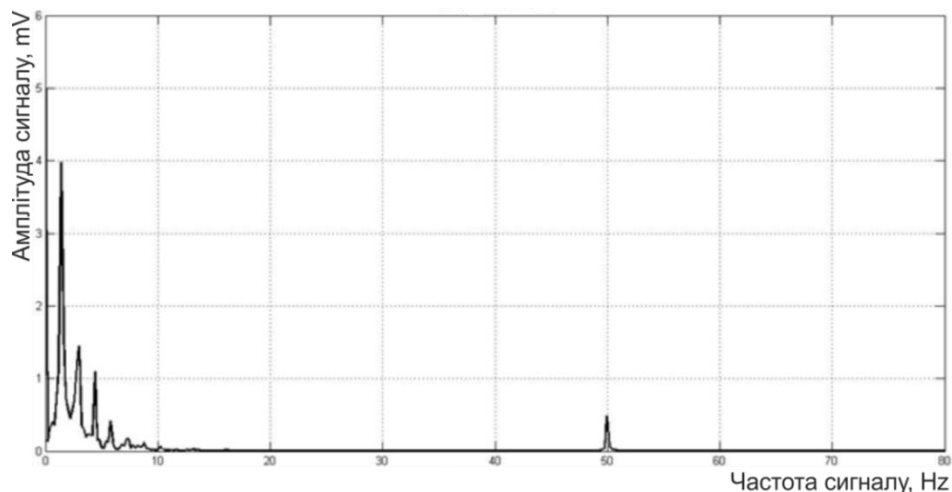


Рис.3.3 Графік амплітудо-частотного спектру пульсового сигналу

Метод знаходження періоду за максимальним значенням пульсового сигналу залежить від величини порогу, по якому відбувається порівняння максимальних значень. Тому для малого значення порогу можуть враховуватися

не тільки значення анакротичного максимуму, але і пік дикротичної хвилі. Для усунення з методу знаходження періоду таких неточностей, додатково використано метод ковзного вікна із врахуванням середнього значення періоду визначеного по максимумах сигналу для n -го числа відліків в межах ковзного вікна (рис.3.4).

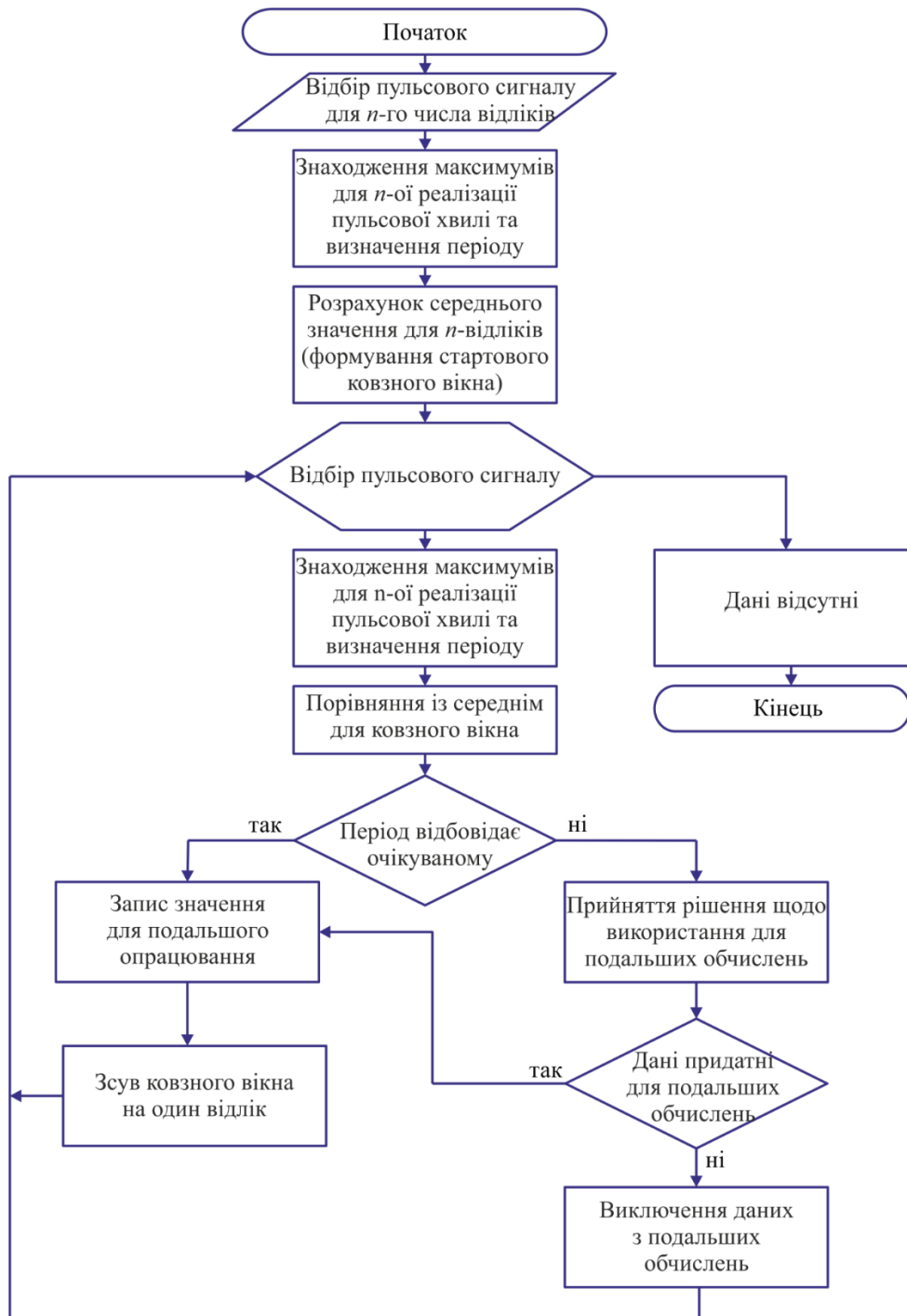


Рис.3.4. Блок-схема алгоритму визначення періоду сигнал із використанням КОВЗНОГО ВІКНА

Враховуючи вказані недоліки, для контролю за появою похибок доцільно провести верифікацію отриманих значень періоду T . Верифікацію здійснюють перевіркою гіпотези про пробний період на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$. Для оцінки кількісного критерію вибору періоду корельованості необхідно задати функцію, яка є мірою рельєфності кривих статистичних оцінок $\hat{m}_{\xi_m}(t_0/T_{pm}), t_{0m} \in [0; T_{pm}]$. Варіація функції (3.1) є такою мірою:

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) = \sup_{\forall D_m([T_{1m}; T_{2m}])} \sum_{i=0, N-1} |\hat{m}_{\xi_m}(t_{i+1}) - \hat{m}_{\xi_m}(t_i)|. \quad (3.1)$$

Варіація є верхньою межею сум приросту значень функцій $\hat{m}_{\xi_m}(t_{k+1}) - \hat{m}_{\xi_m}(t_k)$. За умови, що t_k є точками розбиття інтервалу $T_{1m} = t_0 < t_1 < \dots < t_k = T_{2m}$ (3.2):

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) = V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{pm}]) + V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{pm}; T_{2m}]) \quad (3.2)$$

Функція (3.2) є мірою і вона може бути різною для різних функцій, в тому числі якщо ці функції мають однаковий розмах.

Для підсилення рельєфної функції використовують Φ -варіацію $V_\Phi(f; [a; b]) \cdot (u \geq 0, \Phi(u) = 0)$ (3.3):

$$V_\Phi(f; [a; b])^\Delta = \sup_{\forall D_n([a; b])} \sum_{k=0, \overline{N-1}} \Phi(|f(t_{k+1}) - f(t_k)|) \quad (3.3)$$

Якщо $\Phi(u) = u$, то отримуємо клас $V(f; [a; b])$ Жордана, $\Phi(u) = U^p$ ($1 < p < \infty$) – клас $V_{U^p}(f; [a; b])$ Вінера.

На рис.3.5 зображено $V_\Phi(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ квадратичної (коли $\Phi(u) = u^2$) функції статистичних оцінок.

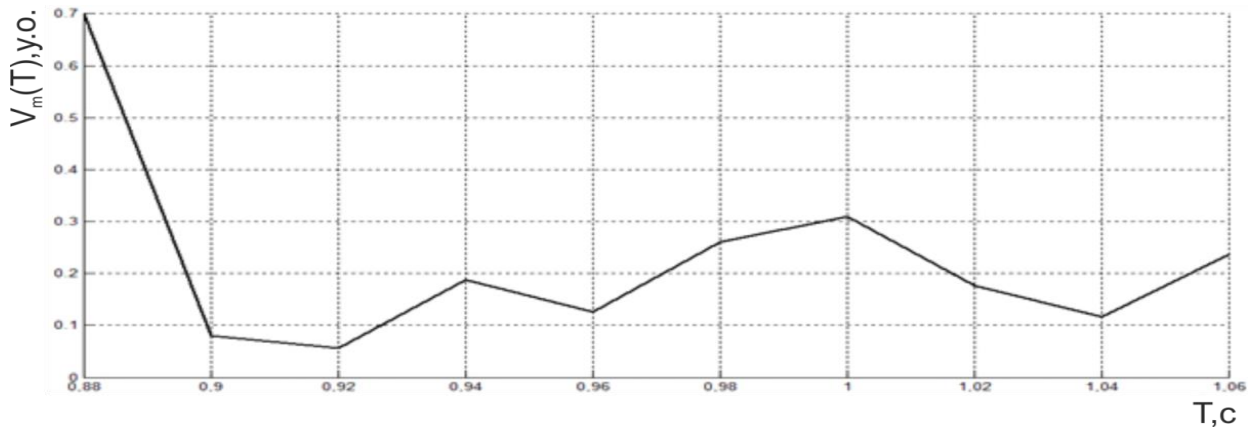


Рис.3.5. Варіація математичного сподівання вибірки із реалізації пульсового сигналу у стані спокою

Оцінку істинності значення періоду корельованості проведено за наступним правилом: за істинне значення \widehat{T}_m періоду корельованості прийнято таке значення пробного періоду, яке дає максимальне значення розмахів $\widehat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} \Delta(\widehat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ в першому наближенні. Те значення пробного періоду, яке забезпечує максимум функції варіації (3.4):

$$\widehat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} V(\widehat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]), \quad \widehat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} V(\widehat{d}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) \quad (3.4)$$

Останній критерій у термінах статистики є більш потужним, бо має високу роздільну здатність. Знаходження глобального максимуму функціоналів варіації $V(\widehat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ проводять шляхом перебору значень $\{T_{pm}\} \subseteq [T_{1m}; T_{2m}]$. Суть методу полягає в обчисленні статистичних оцінок для усіх можливих періодів корельованості. Крок перебору визначається фіксованим числом, яке відповідає кроку дискретизації, оскільки ми використовуємо дискретні часові ряди.

3.2. Підготовка до аналізу та аналіз пульсового сигналу

На основі властивостей пульсового сигналу як періодично корельованого випадкового процесу запропоновано використати для аналізу даних синфазний

метод. Оскільки сигнали біологічного походження у більшості випадків зашумлені, то доцільним є провести аналіз спектру сигналу та здійснити його фільтрацію із використанням цифрових фільтрів. Процедура фільтрації передусе етапу аналізу даних.

3.2.1. Синтез фільтра для виділення постійної складової із пульсового сигналу

Як видно із рис.3.3 корисний сигнал є зашумленим, про що свідчить наявність піків на частотах, які не мають відношення до ритмів організму. Спектр корисного сигналу припадає на низькі частоти до 3Гц. На частоті 50Гц спостерігається чітко виражений пік, який виникає при впливі завади електромережі у вигляді синусоїди частотою 50Гц.

Такого роду заваду можна усунути, використовуючи аналогові фільтрів. Однак проблема паразитних шумів може виникнути не тільки на конкретно заданій частоті, тому вирішення даної задачі вимагає підходу, який би базувався на гнучких системах. Одним із варіантів таких систем є цифрові фільтри [114]. Основною перевагою їх використання є те, що цифрові фільтри можуть використовуватися при дуже низьких частотах, характерних для багатьох біомедичних приладів; цифрові фільтри можуть мати характеристики, одержати які на аналогових фільтрах неможливо, наприклад, лінійну фазову характеристику; цифрові фільтри не потребують періодичного калібрування; один цифровий фільтр може опрацьовувати декілька вхідних сигналів без дублювання аналогових блоків; точність цифрового фільтра обмежена лише розрядністю машинного слова.

Цифрові фільтри поділяються на два класи: фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою (НІХ-фільтри) і фільтри із скінченною імпульсною характеристикою (СІХ-фільтри) [115, 116]. Фільтр кожного типу можна представити через коефіцієнти його імпульсної характеристики $h(k)$ ($k = 0, 1, \dots$). Вхідний і вихідний сигнали фільтра зв'язані через операцію згортки, даний зв'язок наведений в формулі (3.5) для НІХ-фільтрів і в формулі (3.6) для СІХ-фільтрів.

$$y(n) = \sum_{k=0}^{\infty} h(k)x(n-k) \quad (3.5)$$

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n-k) \quad (3.6)$$

З даних рівнянь видно, що для НІХ-фільтрів імпульсна характеристика має нескінченну тривалість, тоді як для СІХ-фільтрів вона скінченна, оскільки $h(k)$ для СІХ-фільтра може приймати всього N значень.

На практиці обчислювати вихід НІХ-фільтра з використанням рівняння (3.5) неможливо, оскільки тривалість імпульсного відгуку зavelика (теоретично – нескінченна). Тому рівняння НІХ-фільтра переписується в рекурсивній формі:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{\infty} h(k)x(n-k) = \sum_{k=0}^N b_k x(n-k) - \sum_{k=0}^M a_k x(n-k) \quad (3.7)$$

де a_k і b_k – коефіцієнти фільтра. Таким чином, рівняння (3.6) і (3.7) – це різницеві рівняння СІХ- і НІХ-фільтра відповідно. Дані рівняння (зокрема значення $h(k)$ для СІХ-фільтрів або a_k і b_k для НІХ-фільтрів) використовуються в багатьох задачах розробки фільтрів.

Для реалізації задачі відфільтрування завади частотою 50Гц доцільніше використати НІХ-фільтри, оскільки важливою вимогою є характеристика з різким зрізом і висока пропускна здатність, тому що НІХ-фільтри (особливо ті, що використовують еліптичну характеристику) потребують визначення меншого числа коефіцієнтів, ніж аналогічні СІХ-фільтри.

Функція передачі НІХ-фільтра може бути записана наступним чином:

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_M z^{-M}} = \frac{\sum_{k=0}^N b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^M a_k z^{-k}} \quad (3.8)$$

Важливою складовою процесу розробки НІХ-фільтра є розрахунок значень коефіцієнтів b_k і a_k , для того щоб визначити аспекти характеристик фільтра, наприклад, частотна характеристика, яка має вести себе визначеним чином.

Функцію передачі НІХ-фільтра, представлену в формулі (3.8), можна записати наступним чином:

$$H(z) = \frac{K(z - z_1)(z - z_2) \dots (z - z_N)}{(z - p_1)(z - p_2) \dots (z - p_M)}, \quad (3.9)$$

де: z_1, z_2 – нулі $H(z)$, тобто значення z , при яких $H(z)$ стає рівною нулю, а p_1, p_2 – полюси $H(z)$, тобто значення z , при яких $H(z)$ нескінченна [6].

Для того, щоб фільтр був стійким, всі його полюси мають лежати всередині кола одиничного радіусу (або співпадати з нулями на одиничному колі). На положення нулів обмеження не накладаються. Для реалізації задачі фільтрування сигналу використано режекторний еліптичний фільтр (Чебешева-Кауера). Еліптичний фільтр - електронний фільтр, характерною особливістю якого є пульсації амплітудно-частотної характеристики як в смузі пропускання, так і смузі подавлення. Величина пульсацій в кожній з смуг не залежить одна від одної. Іншою відмінною особливістю такого фільтра є дуже крутий спад амплітудної характеристики, тому за допомогою цього фільтра можна досягати більш ефективного поділу частот, ніж за допомогою інших лінійних фільтрів.

Для синтезу цифрового фільтра застосовуємо наступні параметри:

1) характеристики сигналу: сигнал отримуємо від біооб'єкту, передача відбувається через оцифрування аналогового сигналу із подальшою обробкою на ПК, дані оцифровуються з частотою 1кГц, отримане значення складає 8біт, практичний інтерес складають частоти до 3Гц;

2) частотна характеристика фільтра: фільтр повинен відсікати синусоїдальну заваду частотою 50Гц;

3) спосіб реалізації фільтра: середовище Matlab при використанні інструментарію fdatool, модельний час обробки сигналу.

Проведемо розрахунок режекторного НІХ-фільтра, який має задовольняти наступні вимоги:

- частота режекції – 50Гц;
- ширина смуги режекції – 4Гц;
- частота дискретизації – 500Гц.

Розрахунок проведемо шляхом розміщення нулів і полюсів фільтра.

Побудова фільтра відповідає його специфікації рис.3.6.

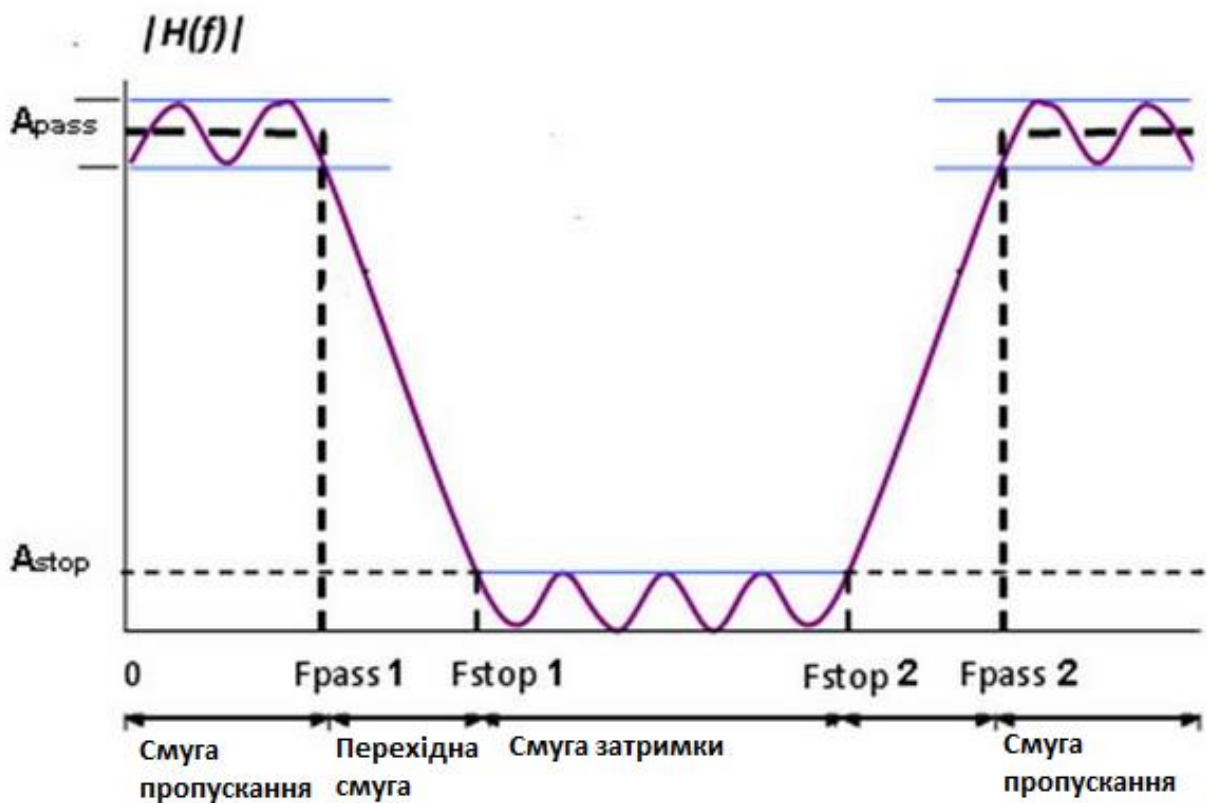
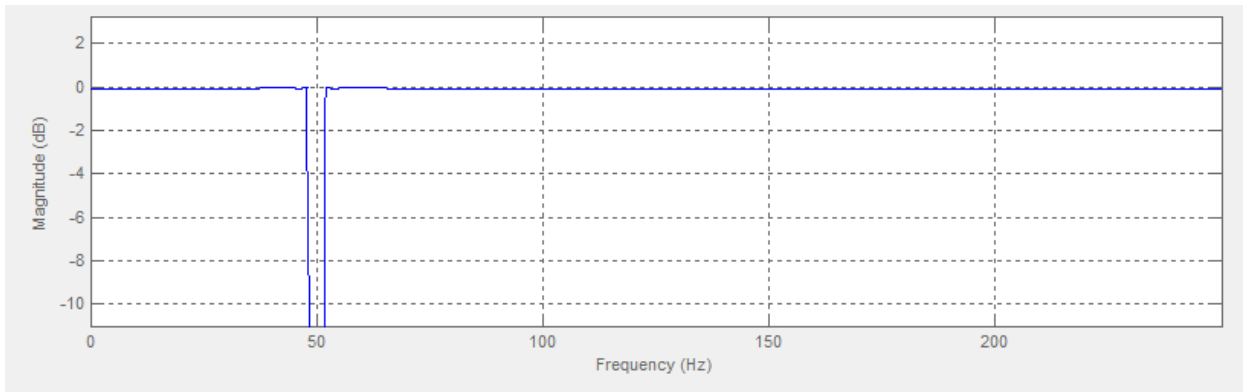
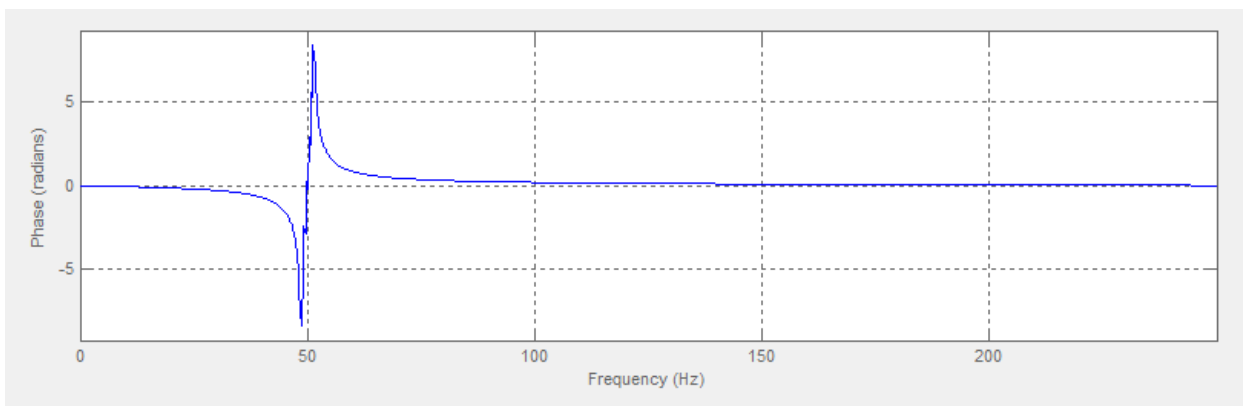


Рис.3.6. Вигляд специфікації режекторного фільтра

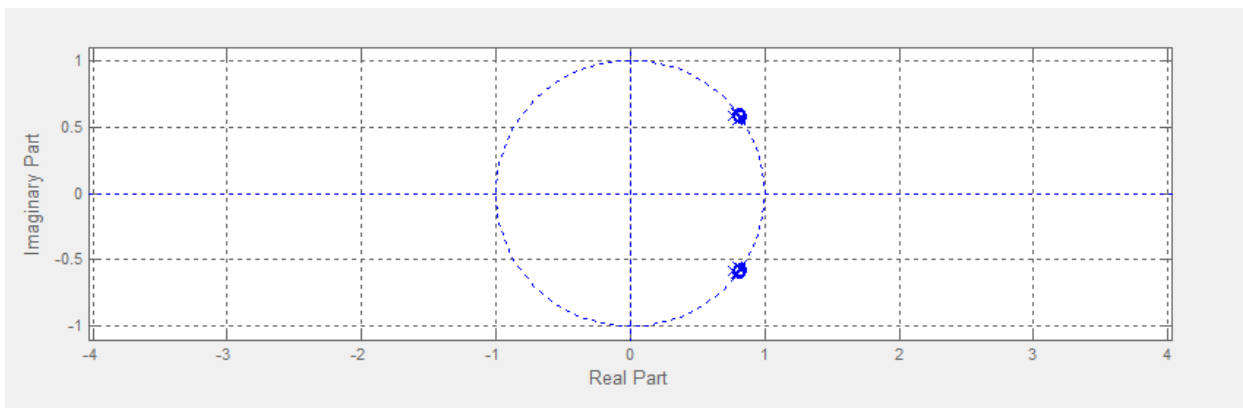
Генерування фільтра з заданими параметрами у середовищі Matlab при використанні інструментарію fdatool [117]. Основні характеристики фільтра показано на рис.3.7.



а)



б)



в)

Рис.3.7. Характеристики згенерованого режекторного фільтра: а) амплітудо-частотна характеристика; б) фазо-частотна характеристика; в) карта нулів і полюсів

На рис.3.8 показано результати фільтрації сигналу із використанням згенерованого фільтра.

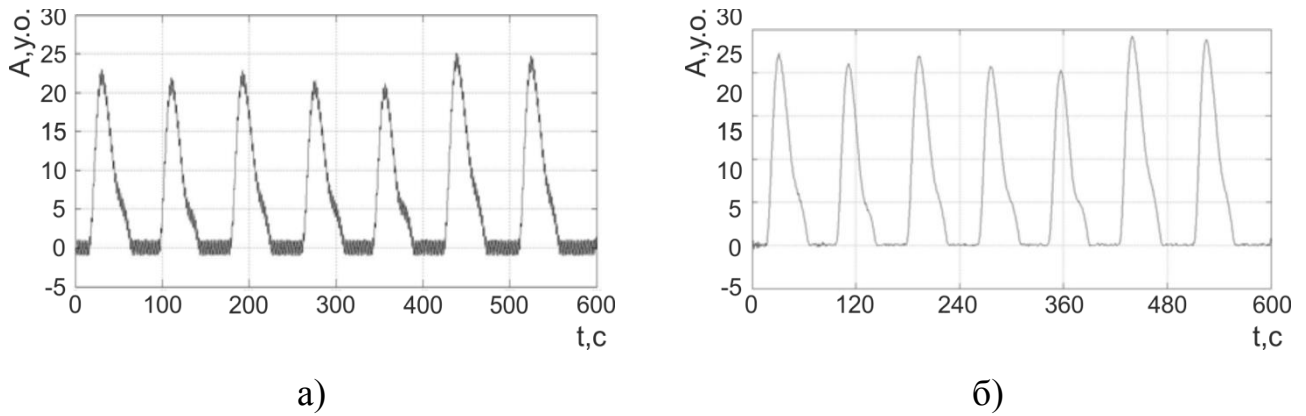


Рис.3.8. Результати фільтрації сигналу із використанням режекторного фільтра: а) сигнал до фільтрації; б) відфільтрований сигнал

Здійснений синтез фільтра для виділення із пульсового сигналу завад дає змогу підготувати сигнал до етапу аналізу. Використання попередньої фільтрації сигналу, сприяє спрощенню алгоритмів опрацювання сигналу і є проміжним етапом між відбором та аналізом даних.

3.2.2. Синфазний метод аналізу пульсового сигналу

На основі описаних у розділа 2 властивостей пульсового сигналу як ПКВП реалізовано синфазний метод, який дає можливість за однією реалізацією \hat{h} -ергодичного пульсового сигналу оцінити зміну у часі фазової структури сигналу та його коваріацію, а не лише їх середнє значення. Це дає змогу виділити нові інформативні ознаки сигналу для вирішення задачі оцінки психоемоційного стану за пульсовим сигналом.

При використанні синфазного методу опрацювання пульсового сигналу обчислення виконують на відрізку довжиною $T = k\Delta$, де T – період корельованості, а Δ – інтервал дискретизації. Довжину реалізації задають із врахуванням максимального зсуву u і вона буде рівною $nT + u$. Статистика середньої коваріації та статистика математичного сподівання матимуть наступний вигляд (3.10) та (3.11):

$$b_{\xi_m}(t, u) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{k=-N}^N \xi_m(t + u + kT) \overline{\xi_m(t + kT)}, \quad (3.10)$$

$$\hat{m}_{\xi_m}(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi_m(t+kT), \quad (3.11)$$

де $b_{\xi_m}(t, u)$ – статистика середньої коваріації;

$\xi_m(t)$ – центральний пульсовий сигнал на m -му ковзному вікні;

T – період корельованості;

N – кількість періодів корельованості на усій реалізації;

$\hat{m}_{\xi_m}(t)$ – статистична оцінка математичного сподівання.

Справедливими будуть наступні статистики із врахуванням того, що пульсовий сигнал є ПКВП (3.10) та (3.11):

$$\hat{m}_{\xi_m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t_0+kT) \quad (3.10)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t_0+kT) \overline{\xi_m(t_0+u+kT)} \quad (3.11)$$

Властивості цих оцінок залежать від вибраного правила оцінювання та довжини реалізації пульсового сигналу. Усереднення із врахуванням виразів (3.10) та (3.11) виконано на відрізку довжиною $T_m = k\Delta$. У вказаному виразі T_m – період корельованості, а Δ - інтервал дискретизації. При цьому потрібно врахувати максимальний зсув u , для якого проводиться оцінка кореляційної функції. Із врахуванням зсуву вирази (3.10) та (3.11) набудуть наступного вигляду

$$\hat{m}_{\xi_m}(t) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi_m(t+nT_m) \quad t \in [0, T) \quad (3.12)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi_m(t+u+nT_m) \overline{\xi(t+nT_m)}. \quad (3.13)$$

Оскільки математичне сподівання статистики (3.14) рівне оцінюваній величині, то оцінка (3.12) є незсувною:

$$M_t\{\hat{m}_{\xi_m}(t)\} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + kT_m) = \hat{m}_{\xi_m}(t) \quad (3.14)$$

Дисперсійна оцінка дорівнює (3.15):

$$D_{\hat{m}_m} = M[\hat{m}_{\xi_m}(t) - M_t\{\hat{m}_{\xi_m}(t)\}]^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) \hat{b}_{\xi_m}(t, kT_m) \quad (3.15)$$

При відомому математичному сподіванні, параметрична коваріація $\hat{b}(t, u)$ визначається за виразом (3.16):

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + kT_m) \overline{\xi(t + u + kT_m)} - \hat{m}_{\xi_m}(t) \hat{m}_{\xi_m}(t + u) \quad (3.16)$$

Така оцінка є незсувною, а тому її дисперсія визначається за виразом (3.17):

$$D_{\hat{b}_{\xi_m}^N}(t, u) = \frac{1}{N^2} \sum_{j,k=0}^{N-1} E \xi_m(t + kT_m) \overline{\xi_m(t + u + kT_m)} \cdot \overline{\xi_m(t + jT_m)} \\ \times \xi_m(t + u + jT_m) - b_{\xi_m}^2(t, u) \quad (3.17)$$

Коли необхідно попередньо обчислити оцінку математичного сподівання, статистики при скінченному N мають зсув відмінний від нульового (3.18), (3.19):

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi_m(t + kT_m) - m_{\xi_m}(t + kT_m)] \left[\overline{\xi_m(t + u + kT_m)} - \hat{m}_{\xi}(t + u + kT_m) \right] \quad (3.18)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + kT_m) \overline{\xi_m(t + u + kT_m)} - \hat{m}_{\xi_m}(t) \hat{m}_{\xi_m}(t + u) \quad (3.19)$$

Для першої статистики знаходимо (3.20):

$$\begin{aligned} M_t\{\hat{b}_{\xi_m}(t, u)\} &= \\ &= \hat{b}_{\xi_m}(t, u) - \frac{1}{N} \hat{b}_{\xi_m}(t, u) \\ &\quad - \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} b_{\xi_m}(t, u + kT_m) \\ &\quad + \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) b_{\xi_m}(t, u + kT_m) \end{aligned} \quad (3.20)$$

Зсув статистики (3.21) прямує до нуля при $N \rightarrow \infty$, що свідчить, що вона є асимптотично незсувною, як і її оцінка (3.22):

$$\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(1)} = \frac{1}{N} \left[\hat{b}_{\xi_m}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} b_{\xi_m}(t, u + kT_m) \right] \quad (3.21)$$

$$\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) b_{\xi_m}(t, u + kT_m) \quad (3.22)$$

Величина $\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(1)}$ та $\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)}$ пов'язані між собою виразом (3.23):

$$\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(1)} + \varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{b}_{\xi_m}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} b_{\xi_m}(t, u + kT_m) \right] \quad (3.23)$$

При кореляційному аналізі пульсового сигналу постає задача оцінок кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$, які характеризують часову мінливість сигналу, і оцінюються за наступною статистикою (3.24):

$$\hat{B}_{km}(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_{\xi_m}(t, u) e^{(-ik\frac{2\pi}{T_m}t)} dt, \quad \overline{k = 0, u - 1} \quad (3.23)$$

Такі оцінки при відомому математичному сподіванні є незсувними $M_t\{\hat{B}_{km}(u)\} = \hat{B}_{km}(u)$. Для скінченного N зсув визначається за формулою (3.24):

$$\varepsilon_{\hat{B}_{km}(u)}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{B}_{km}(u) - \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} \hat{B}_{km}(t, u + kT_m) \right] \quad (3.24)$$

Якщо параметрична коваріація визначаються із співвідношення (3.19), то зсув рівний (3.25):

$$\varepsilon_{\hat{B}_{km}(u)}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{B}_{km}(u) - \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} \hat{B}_{km}(t, u + kT_m) \right] \quad (3.25)$$

За наведеними співвідношеннями можна проаналізувати властивості статистик математичної моделі пульсового сигналу у вигляді ПКВП [118], а саме: математичне сподівання, коваріаційну функцію та кореляційні компоненти, які визначають наближення таких оцінок до обчислення величин залежно від методів їх знаходження.

3.3. Алгоритм аналізу пульсового сигналу синфазним методом

Опрацювання пульсового сигналу як ПКВП з дискретним часом синфазним методом полягає у тому, що пульсовий сигнал розбивається на послідовності синфазних значень на ґратках виду $\{n\Delta t + kN_T\Delta t, k \in Z\}$ через дискретний період корельованості N_T . Значення на ґратках утворюють стаціонарні та стаціонарно-зв'язані послідовності.

Маючи масив стаціонарних компонент $\xi(k, n\Delta t) = \xi(n\Delta t + kN_T)$ обчислено масив оцінок їх взаємкореляційних функцій $\hat{b}_\xi(n\Delta t, u)$ (коваріаційні компоненти) згідно виразу (3.26):

$$\hat{b}_\xi(n\Delta t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N_T-1} \xi(n\Delta t + u + kN_T)\xi(n\Delta t + kN_T), k \in Z \quad (3.26)$$

Звідси оцінка кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$ (3.27):

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \hat{b}_\xi(n\Delta t, u) e^{-\frac{j2\pi kn}{N_T}} \quad (3.27)$$

Кореляційна компонента $\hat{B}_k(u)$ відображає фазо-часову структуру в частотній області і є кількісним показником, який дає змогу оцінити зміни сигналу в часі. Нормою вважається відсутність змін показників у часі, тоді як патологія пов'язана саме із такими змінами. Саме дослідження фазово-часової структури дає можливість виявити ранні зміни у діяльності серцево-судинної системи, що може бути проявом патології. Звідси блок-схема алгоритму формування кореляційних компонент буде мати структуру зображену на рис.3.9.

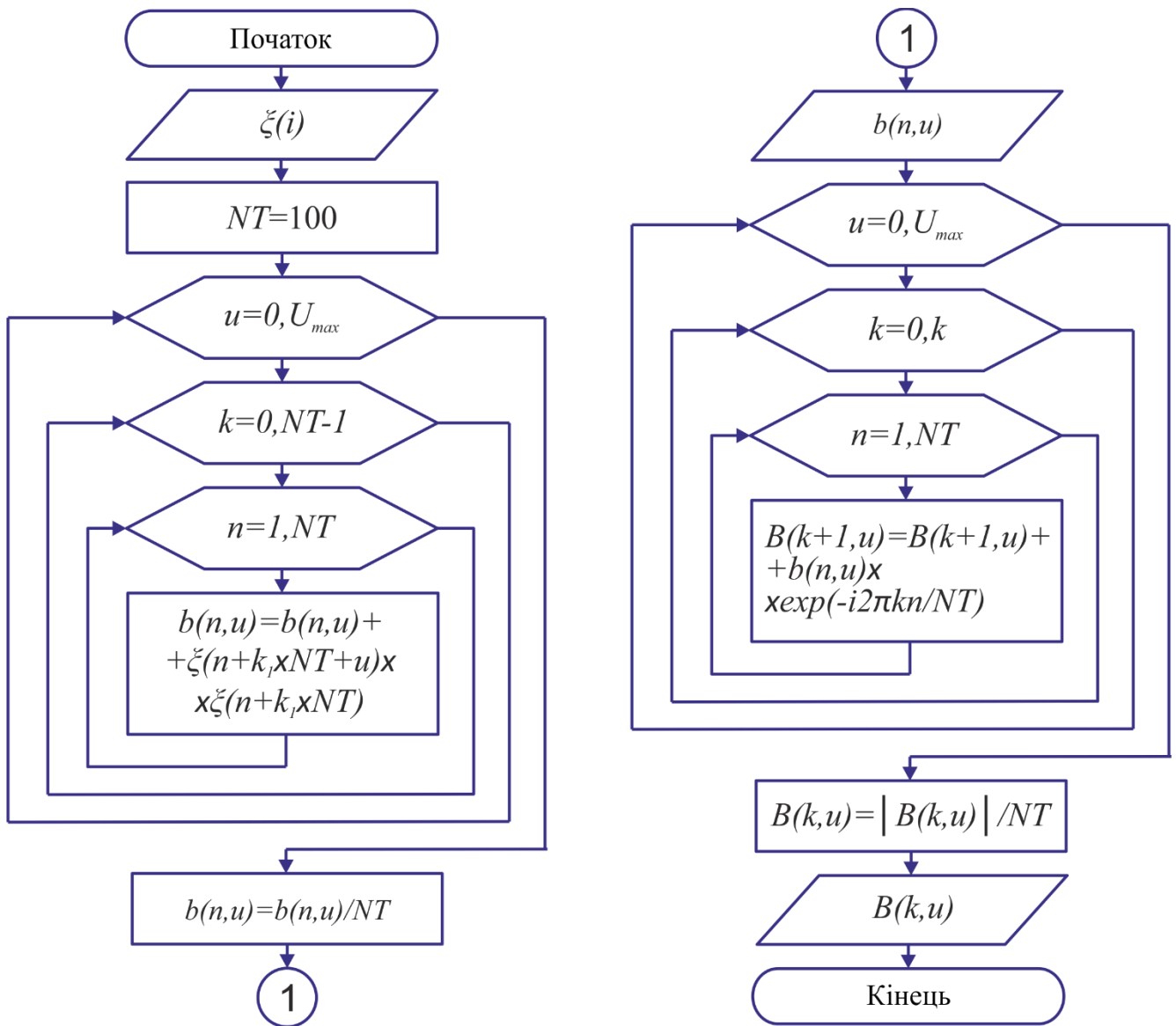


Рис.3.9. Блок-схема алгоритму опрацювання пульсового сигналу синфазним методом

На рис.3.9 позначено через: U_{max} – максимальний зсув, N – довжина реалізації пульсового сигналу, k – кількість кореляційних компонент, NT – період пульсового сигналу, $\xi(i)$ – послідовність пульсових сигналів із дискретним часом.

Розроблений алгоритм комп'ютерного опрацювання пульсового сигналу синфазним методом дає змогу оцінити характеристики сигналу для виявлення нових інформативних ознак на основі математичної моделі пульсового сигналу як ПКВП при психоемоційному стресі.

3.4. Висновки до розділу 3

На основі математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу розроблено алгоритм опрацювання пульсового сигналу для виділення та оцінки його характеристик. З метою усунення завад з сигналів біологічного походження запропоновано використовувати попередню фільтрацію сигналу. Синтезовано цифровий режекторний фільтр для виділення шуму у певному спектрі частот.

На базі обґрунтованої математичної моделі пульсового сигналу у вигляді ПКВП отримано вирази для обчислення характеристик сигналу синфазним методом та розроблено алгоритмічну базу для створення програмного забезпечення для аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі. При проведенні аналізу характеристик математичної моделі у вигляді ПКВП для синфазного опрацювання пульсового сигналу було встановлено, що вони розширюють можливості статистичної оцінки стану серцево-судинної системи людини. Такий результат досягається введенням додаткового класу інформативних ознак – кореляційних компонент, які відображають зміни фазо-часової структури пульсового сигналу і дають змогу виявити нові інформативні ознаки сигналу.

РОЗДІЛ 4

ВЕРИФІКАЦІЯ ТА ВАЛІДАЦІЯ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ОПРАЦЮВАННЯ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ СТРЕСІ

У розділі запропоновано метод та алгоритм опрацювання пульсового сигналу синфазним методом. Розроблено імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі, яка враховує у своїй структурі періодичність сигналу, наявність випадкової складової та особливості перебігу стрес-реакції. Здійснено процедуру валідації імітаційної моделі сигналу на основі експериментальних даних. Достовірність імітаційного моделювання оцінено із використанням t -критерію Стьюдента.

На базі розробленої імітаційної моделі, як засобу для генерування сигналів із заданими властивостями, проведено верифікацію методу оцінки пульсового сигналу при психоемоційному стресі із використанням даних фотоплетизмографії як методу відбору пульсового сигналу. Проаналізовано синфазним методом тестові відліки фотоплетизмографічного сигналу, які враховують психоемоційний стрес, із проведенням оцінки достовірності отриманих результатів. Розраховано відносну похибку між відомими значеннями пульсового сигналу при стресі та даними, які отримані при використанні синфазного методу опрацювання пульсового сигналу.

Основні положення розділу апробовано у [15, 89, 90, 111, 112, 119, 120] та опубліковано у праці [91, 92, 121].

4.1. Результати опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі синфазним методом

Здійснено опрацювання пульсового сигналу як ПКВП при психоемоційному стресі синфазним методом, що дало змогу оцінити спектральну компоненту сигналу. Це дає змогу розширити діагностичні можливості опрацюванні

пульсового сигналу при психоемоційному стресі, шляхом впровадження в область діагностики ССС нового класу інформативних ознак.

Основною статистичною оцінкою, яка дає можливість описати пульсовий сигнал при психоемоційному стресі є оцінка усереднених кореляційних компонент $m(t)$ (4.1), реалізація якої представлена на рис.4.1:

$$m(t) = M_k \left\{ M_u \{ \hat{B}_{km}(u, t) \} \right\} = \frac{1}{N_k} \sum_{k=1}^{N_k} M_u \{ \hat{B}_{km}(u, t) \}, n = \overline{1, N_c/N_b}, u = \overline{1, N_u} \quad (4.1)$$

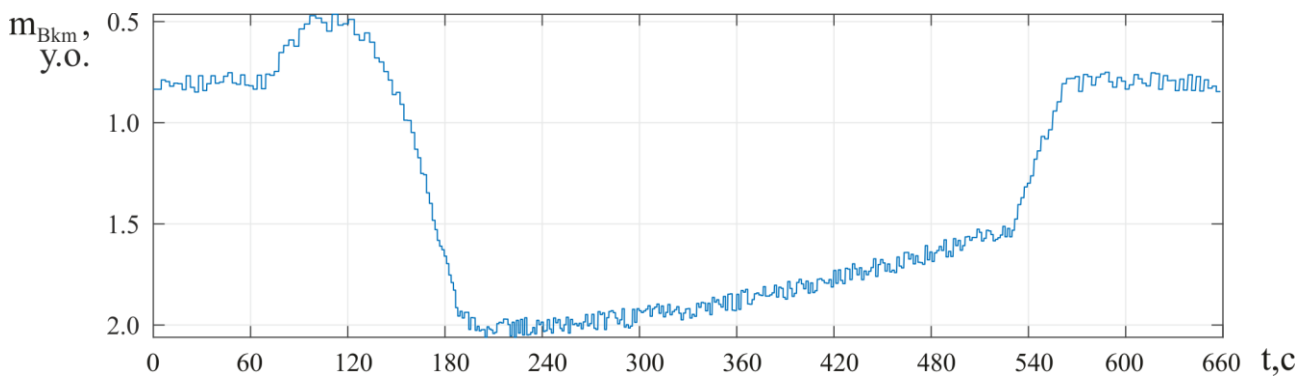


Рис.4.1. Реалізація оцінок усереднених кореляційних компонент пульсового сигналу при психоемоційному стресі

На рис.4.1 візуально видно зміну амплітудних значень оцінок усереднених кореляційних компонент пульсового сигналу, що свідчать про зміни у функціонуванні ССС, які виникають під час психоемоційного стресу. З рис.4.1 видно, що тривалість періоду серцевого циклу під дією стрес-фактору на першому етапі зростає. Після уповільнення частоти серцевих скорочень йде їх наростання до певної межі і формування нестійкої рівноваги. Після припинення дії стрес-фактору відбувається відновлення діяльності ССС на рівні, який спостерігався в початковий момент часу. Отримані оцінки $m(t)$ є статистичними характеристиками пульсового сигналу при психоемоційному стресі на прийомі у лікаря-стоматолога.

4.2. Спосіб визначення часу відновлення стану серцево-судинної системи за пульсовим сигналом при психоемоційному стресі

Усереднена оцінка кореляційних компонент (рис.4.2) характеризує зміни пульсового сигналу, а саме фазово-часові відхилення. Суть методу визначення моменту відновлення діяльності ССС після припинення дії стрес-фактору полягає у порівнянні усереднених кореляційних компонент. До початку дії стрес-фактору оцінки змінювалися в інтервалі $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ з математичним сподіванням m_1 середнього рівня.

Якщо оцінка після припинення дії стресу наближається по значеннях до інтервалу $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ в діапазоні вимірювань l_1 (рис.4.2), то це свідчить про відновлення стану ССС. Максимальне наближення по значенню в n -ий момент часу t_n (рис.4.2), дає підставу говорити про факт відновлення. Додатково накладається умова повторюваності відліків на певному діапазоні вимірювань, оскільки усереднена оцінка кореляційних компонент при психоемоційному стресі двічі наближається до стану норми у точках t_2 та t_5 (рис.4.2).

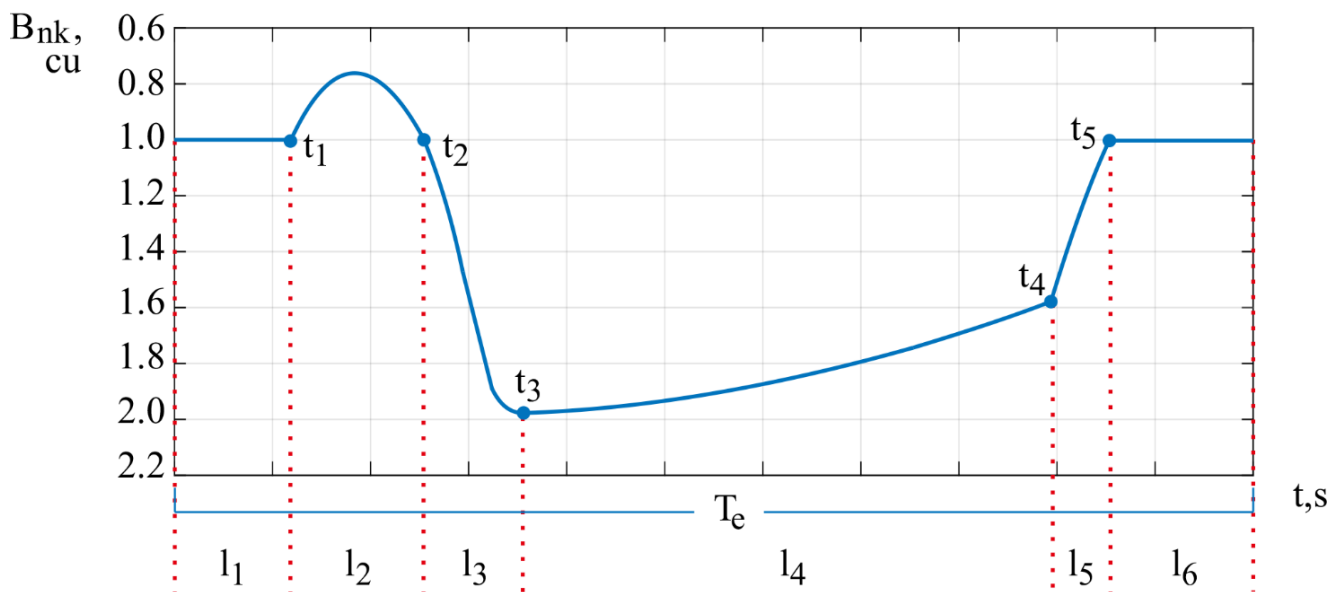


Рис.4.2. Схема реалізації усереднених оцінок кореляційних компонент пульсового сигналу при психоемоційному стресі із позначеними часовими зонами

Значення оцінок кореляційних компонент в інтервалі l_1 (стан спокою) змінюється за нормальним законом розподілу (4.2):

$$p(m(t_n)) = \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} \exp \frac{-(m(t_n) - m_1)^2}{2\sigma_1^2}, t_n \in [t_0, t_1] \quad (4.2)$$

де m_1 – математичне сподівання кореляційних компонент пульсового сигналу до моменту початку дії стресу (4.3):

$$m_1 = \sum \sum B_k(t_1, u) \quad (4.3)$$

де σ_1 – середньоквадратичне відхилення кореляційних компонент пульсового сигналу до моменту початку дії стресу (4.4):

$$\sigma_1 = \sqrt{\sum \sum (m_1 - B_k(t_1, u))^2} \quad (4.4)$$

Графічна ілюстрація графіку густини ймовірностей у вигляді кривої нормального розподілу (розподілу Гауса) зображено на рис.4.3 а). На рис.4.3 б) показано гістограму розподілу частоти періоду пульсового сигналу отриманого у стані спокою на протязі 40хв. [101]. Зміна періоду пульсового сигналу відбувається в діапазоні від 0,894 с до 0,638 с, що відповідає частоті серцевих скорочень від 67 ударів/хв. до 101 удару/хв. відповідно. На гістограму розподілу частоти періоду пульсового сигналу (емпіричні дані) накладено графік теоретичного розподілу частоти періоду пульсового сигналу. Він дозволяє стверджувати, що по вигляду графіку теоретичного розподілу як гіпотези H_0 , можна стверджувати, що розподіл емпіричних даних відповідає розподілу Гауса.

Задача визначення часу відновлення пульсу після припинення дії стресу за усередненими кореляційними компонентами зводиться до визначення попадання значення $m(t_n)$ в інтервал $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ (4.5):

$$\begin{cases} m(t_n) \in [(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)] \\ p\{(m_1 - \sigma_1) < m(t_n) < (m_1 + \sigma_1)\} = \max \end{cases} \quad (4.5)$$

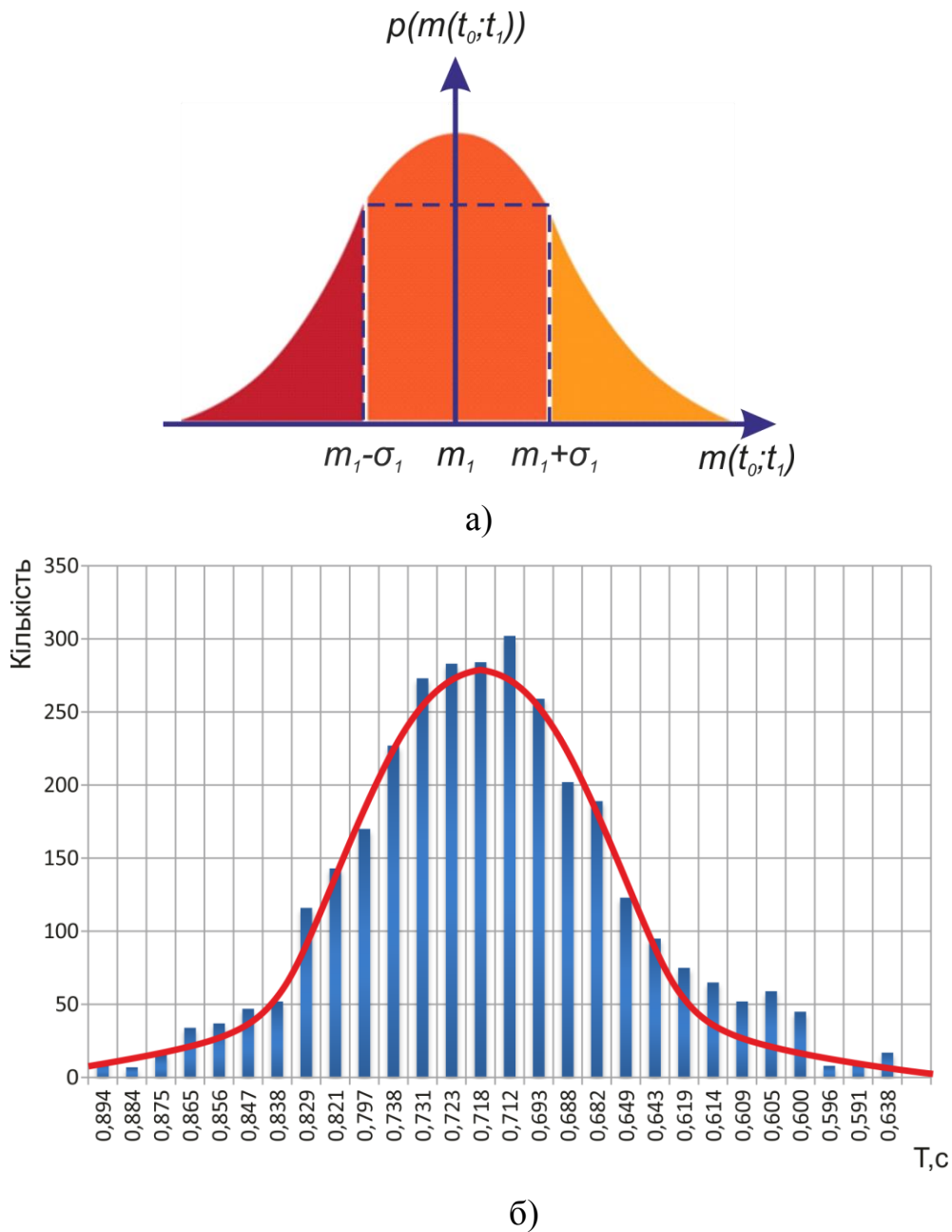


Рисунок 4.3. Нормальний розподіл (стан спокою): а) графічна ілюстрація графіку густини ймовірностей у вигляді кривої нормального розподілу; б) гістограма емпіричних та графік теоретичних частот періоду пульсогвого сигналу (пояснення в тексті)

Визначити усередненні кореляційні компоненти можна виходячи із виразу (4.6):

$$p\{(m_1 - \sigma_1) < m(t_n) < (m_1 + \sigma_1)\} = \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} \int_{m_1 - \sigma_1}^{m_1 + \sigma_1} \frac{(m(t_n) - m_1)^2}{2\sigma_1} \quad (4.6)$$

Вирази (4.5) та (4.6) є базовими для розробки алгоритму визначення моменту відновлення діяльності ССС після припинення дії стресу (рис.4.4).

На рис.4.4 прийнято наступні позначення: $T[n_1, \dots, n_{max}]$ – масив значень періоду пульсової хвилі визначених синфазним методом; t_e – загальний час імітаційного моделювання або експерименту; t_p – поточне значення періоду; t_n – масив значень періоду, які знаходяться в межах інтервалу $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$; t_j – масив значень періоду з присвоєними значеннями $t_n = 0$ для значень, які знаходяться за межами інтервалу $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$; $T_{відн.}$ – значення часу відновлення після припинення дії стресу.

З метою верифікації даних за допомогою t – критерію Стьюдента проведено аналіз максимальної ймовірності прийняття рішення про точність визначення часу відновлення на основі апріорних даних та даних отриманих шляхом аналізу імітаційної моделі синфазним методом.

Для перевірки гіпотези щодо оцінки подібності даних двох вибірок використано t -критерій Стьюдента, який служить для визначення рівності середніх значень для двох вибірок. Оскільки значення відхилень періоду для двох вибірок має нормальний розподіл, то для оцінки ймовірності прийняття рішень використано формулу (4.7):

$$t_s = \frac{|M_1 - M_2|}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2}{N_1} - \frac{\sigma_2^2}{N_2}}} \quad (4.7)$$

де M_1, M_2 – середнє арифметичне; σ_1, σ_2 – стандартне відхилення; N_1, N_2 – розмір вибірок.

Оцінити зв'язок між вибірками можна із використанням лінійного коефіцієнта кореляції, який розраховується за формулою (4.8):

$$r_{xy} = \frac{\overline{x \cdot y} - \bar{x} \cdot \bar{y}}{S(x) \cdot S(y)} \quad (4.8)$$

де \bar{x} , \bar{y} , $\overline{x \cdot y}$ – вибіркові середні; $S(x)$, $S(y)$ – середньоквадратичні відхилення.

Лінійний коефіцієнт кореляції приймає значення від -1 до +1. Критерієм оцінювання зв'язку між величинами служить критерій Чердона:

0,1 < r_{xy} < 0,3 – зв'язок слабкий;

0,3 < r_{xy} < 0,5 – зв'язок помірний;

0,5 < r_{xy} < 0,7 – зв'язок помітний;

0,7 < r_{xy} < 0,9 – зв'язок високий;

0,9 < r_{xy} < 1 – зв'язок дуже високий.

Для оцінки вибірок також використовують рівняння регресії, яке є основою розрахунку довірчих інтервалів двох вибірок (4.9):

$$y = r_{xy} \frac{x - \bar{x}}{S(x)} S(y) + \bar{y} \quad (4.9)$$

Індивідуальні довірчі інтервали для двох вибірок оцінюються за формулою (4.10):

$$\varepsilon_i = t_S S \sqrt{1 + \frac{1}{n} + \frac{(\bar{x} - x_i)^2}{\sum (x_i - \bar{x})^2}} \quad (4.10)$$

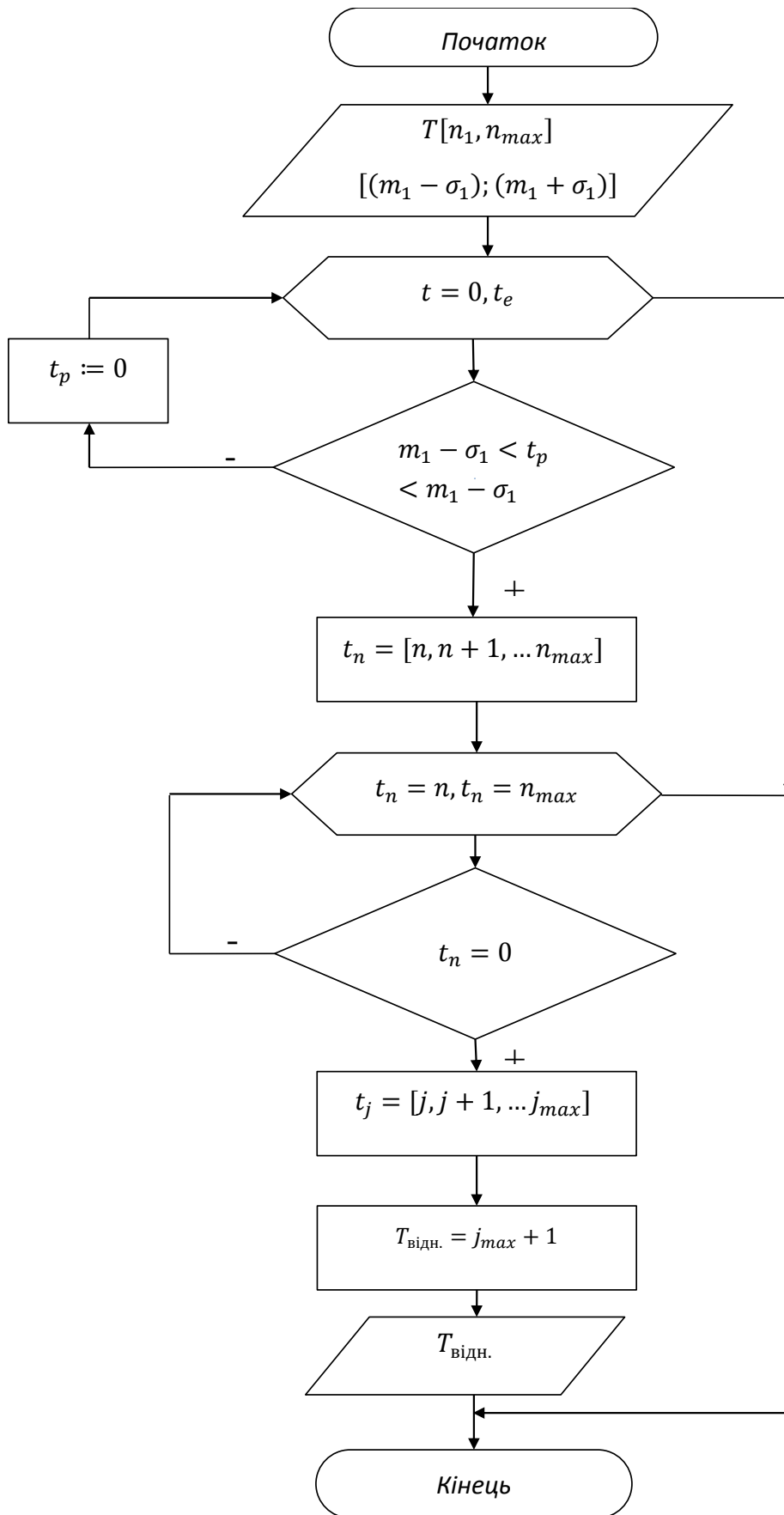


Рис.4.4 Блок-схема алгоритму для визначення часу відновлення пульсового сигналу після припинення дії стресу

З метою верифікації математичної моделі пульсової хвилі у вигляді ПКВП на основі алгоритму опрацювання даних синфазним методом за розробленою імітаційною моделлю сигналу та експериментальними даними для валідації імітаційної моделі, у підрозділі 4.4 проведено верифікацію даних із визначенням ймовірності прийняття рішення за t –критерієм Стьюдента.

4.3. Імітаційне моделювання фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі

В дані роботі запропоновано моделювати ФПС як одного із варіантів пульсового сигналу із використанням функцій, які характеризують окремі ділянки сигналу або його характерні точки. Моделювання проведено в чотири етапи: моделювання сигналу в межах одного періоду; моделювання сигналу на певному інтервалі часу T_e ; накладання на змодельований сигнал випадкової складової; моделювання кривої зміни часових та амплітудних параметрів пульсового сигналу при психоемоційному стресі; накладання на криву пульсового сигналу кривої зміни часових та амплітудних параметрів пульсового сигналу при психоемоційному стресі. Моделювання основних елементів сигналів проводиться шляхом моделювання відрізків сигналу, які описуються за допомогою гармонічних функцій із певними параметрами. Імітаційне комп'ютерне моделювання проведено в середовищі MATLAB.

4.3.1. Алгоритм імітаційного моделювання фотоплетизмографічного сигналу в межах одного періоду

Імітаційна модель ФПС в межах одного періоду враховує у своїй структурі форму сигналу та основні кодуєчі точки, за якими проводиться аналіз стану ССС. Суть процесу моделювання ФПС полягає у відтворенні форми сигналу із використанням гармонічних функцій для n -ого числа відрізків для k -ої реалізації пульсової хвилі, які враховують амплітудні та часові параметри сигналу (4.11):

$$\xi_k(t) = \xi_{1k}(t_1) \cup \xi_{2k}(t_2) \cup \xi_{3k}(t_3), \dots, \xi_{nk}(t_n), \quad (4.11)$$

де $t_{1,2,3,\dots,n} \in [0, T_{1,2,3,\dots,n})$ – часовий діапазон 1,2,3,...,n-ої хвилі; $t \in T_1 + T_2 + T_3 + \dots + T_n$ – тривалість, яка рівна тривалості одного серцевого циклу; $\xi_{1k,2k,3k,\dots,nk}(t)$ – продовжений по часовій осі n -го відрізка хвилі ФПС, $t \in [0, T_n)$; k – реалізація пульсової хвилі $k = 1, 2, 3, \dots, K$, K – кількість реалізацій пульсової хвилі.

Блок-схема алгоритму імітаційного моделювання ФПС в межах одного серцевого циклу зображено на рис.4.5.

Виходячи з математичної моделі ФПС у вигляді ПКВП і принципі імітування, імітаційну модель подано у вигляді (4.12):

$$\xi_k(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \tilde{\xi}_k(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \sum_{n \in \mathbb{Z}} \tilde{\xi}_{nk}(t), t \in R \quad (4.12)$$

де $\tilde{\xi}_k(t)$ – продовжений по часовій осі k -ий період ФПС, $\tilde{\xi}_k(t), t \in R$; $\tilde{\xi}_{nk}(t)$ – продовжені по часовій області n -ні хвилі ФПС, $\tilde{\xi}_{nk}(t), t \in [0, T_{nk})$.

Імітаційна модель пульсового сигналу на періоді T побудована із врахуванням характерних амплітудних та часових інтервалів, які несуть діагностичну цінність (4.13):

$$S_{nk}(t) = A_{nk} \sin(2 \cdot \pi \cdot t \cdot f_{nk}) \cdot e^{-t \cdot K_{nk} \cdot L_{nk}}, t \in [0, T_{nk}), \quad (4.13)$$

де n – номер хвилі на певних інтервалах, $n = 1, 2, \dots, N$; N – кількість хвиль; T_{nk} – тривалість n -ої хвилі на k -му періоді; A_{nk} – амплітуда nk -ої хвилі; f_{nk} – частота коливання синусоїди; K_{nk} – коефіцієнт нахилу nk -ої хвилі; L_{nk} – масштабні коефіцієнти для nk -ої хвилі.

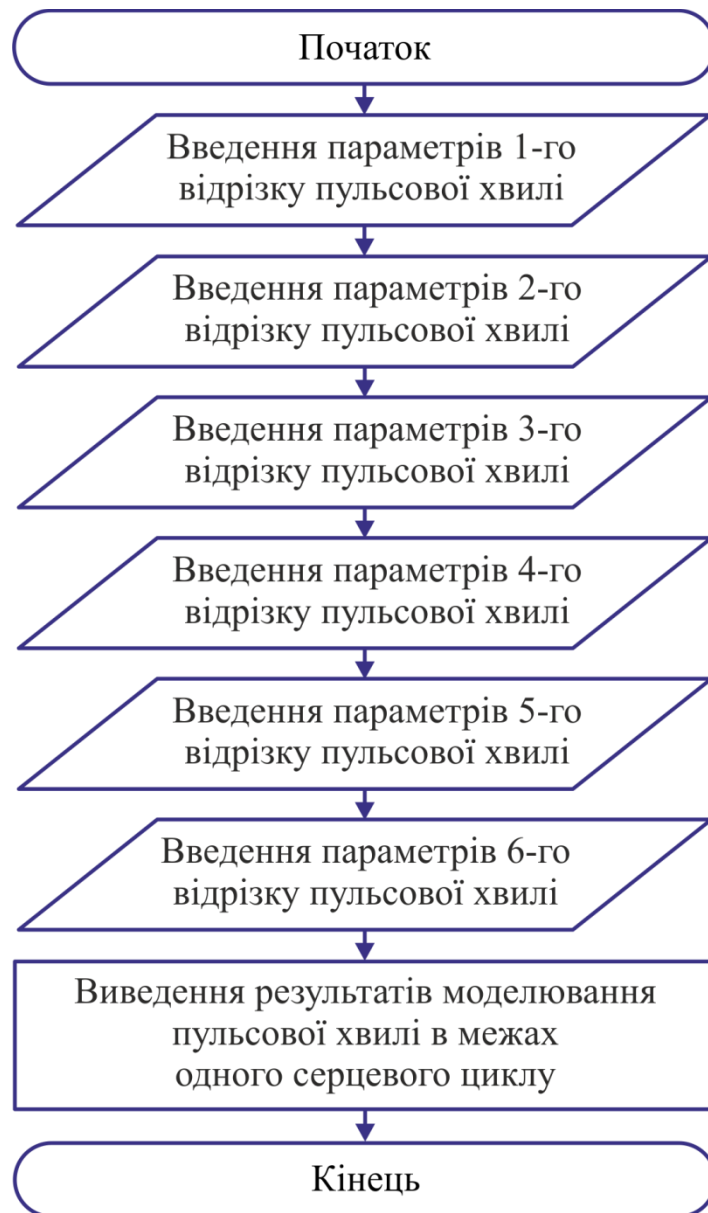


Рис.4.5. Блок-схема алгоритму моделювання ФПС в межах одного періоду

Процес моделювання ФПС в межах одного періоду відображено на рис.4.6.

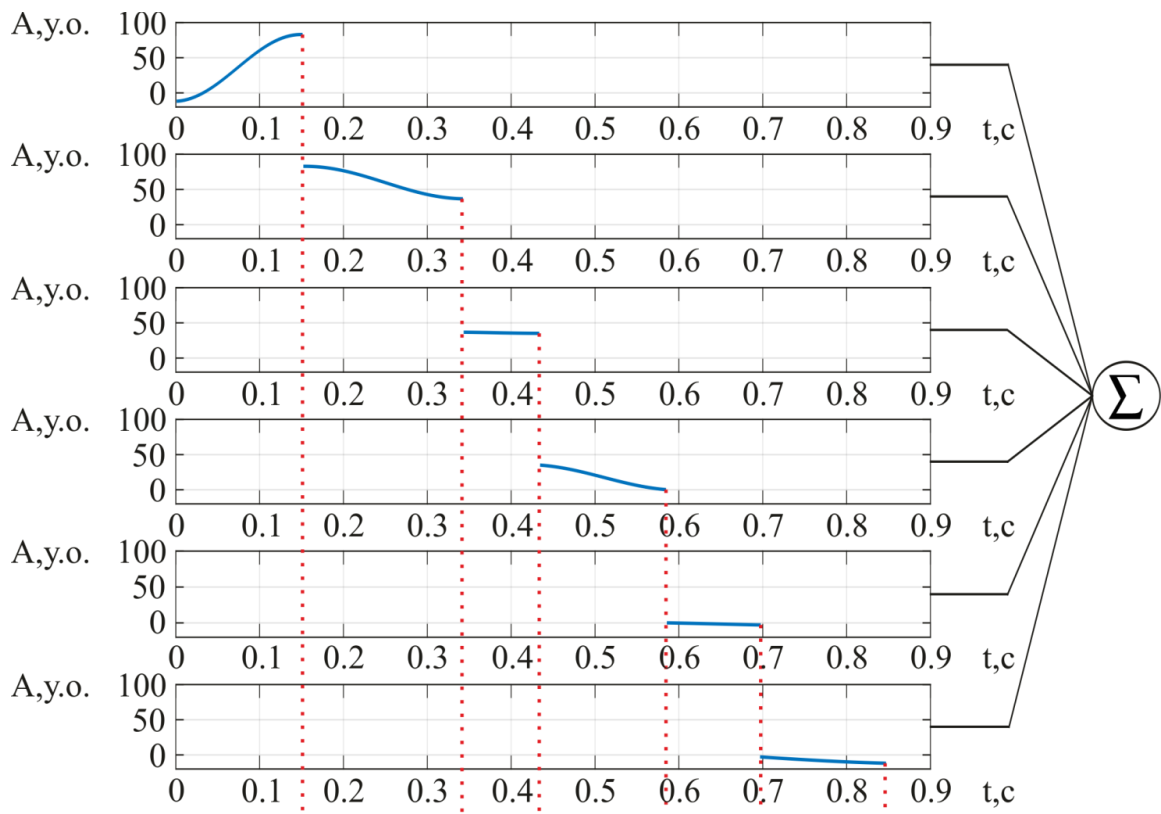


Рис.4.6. Процес моделювання ФПС в межах одного періоду: x – t, c – час в секундах; y – $A, y. o.$ – амплітуда в умовних одиницях

Результат моделювання ФПС в межах одного періоду із використанням пакету приладних програм MATLAB відображено на рис.4.7.

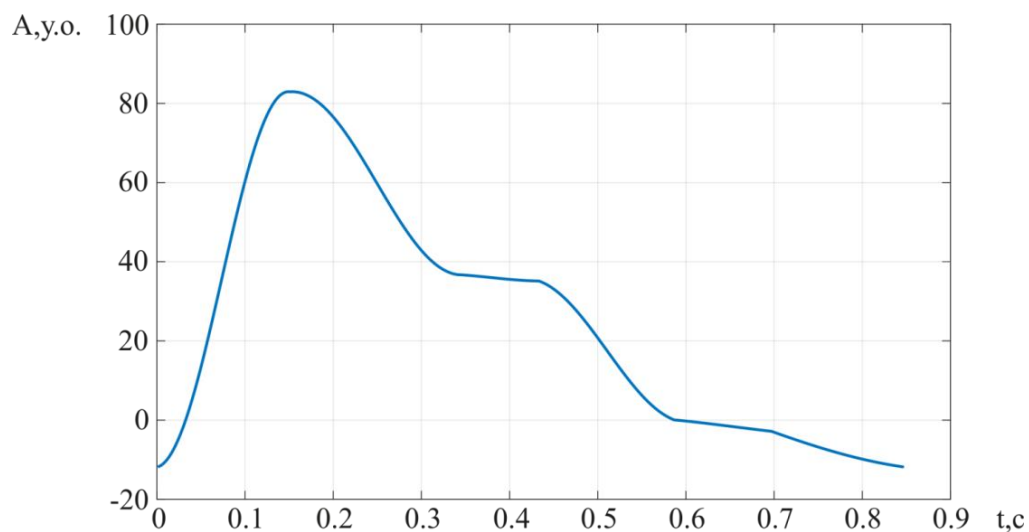


Рис.4.7. Імітаційна модель ФПС в межах одного періоду: x – t, c – час в секундах; y – $A, y. o.$ – амплітуда в умовних одиницях

Імітаційна модель ФПС в межах одного періоду враховує у своїй структурі основні кодуєчі точки та форму сигналу. Період зімітованого сигналу відповідає частоті серцевих скорочень 70 ударів/хв.. Відтворення сигналу із використанням гармонічних функцій для 6-ти відрізків дозволяє змінювати часові інтервали між контрольними точками, що дає можливість відтворювати форму сигналу при нормальному функціонуванні ССС та при наявності патологій. Імітаційна модель ФПС в межах одного періоду є базовим елементом для побудови імітаційної моделі на довільному часовому проміжку як у стані спокою, так і при психоемоційному стресі.

4.3.2. Алгоритм імітаційного моделювання фотоплетизмографічного сигналу в межах k -ої кількості періодів із врахуванням випадкової складової

ФПС є сигналом біологічного походження, тому окрім періодичної складової він містить випадкову складову по часу t та амплітуді A з математичним сподіванням $M\{A\}, M\{t\}$ та дисперсією $D\{A\}, D\{t\}$. Для моделювання ФПС в межах k -ої кількості періодів потрібно продовжити його на k -ну кількість серцевих циклів та ввести в формулу (4.13) випадкову складову. Вираз (4.13) набуде при цьому вигляду (4.14):

$$S_{nk}(t) = (A_{nk} + \psi_A) \sin(2 \cdot \pi \cdot (t + \psi_t) \cdot f_{nk}) \cdot e^{-t \cdot K_{nk} \cdot L_{nk}}, \quad (4.14)$$

де $\psi_A(M\{A\}, D\{A\})$ – випадкова величина амплітуди хвилі з математичним сподіванням $M\{A\}$ та дисперсією $D\{A\}$; де: $\psi_t(M\{t\}, D\{t\})$ – випадкова величина тривалості хвилі з математичним сподіванням $M\{t\}$ та дисперсією $D\{t\}$.

Імітаційна модель ФПС у межах k -ої кількості періодів передбачає використання функції *rand* пакету приладних програм MATLAB R2019b (США). При цьому числове значення *rand* міняється в межах значень математичним сподіванням $M\{A\}, M\{t\}$ та дисперсією $D\{A\}, D\{t\}$ для часу t та амплітуди A .

Результат моделювання ФПС із врахуванням математичним сподіванням $M\{A\}, M\{t\}$ та дисперсією $D\{A\}, D\{t\}$ в межах 10-ти періодів показано на рис.4.8.

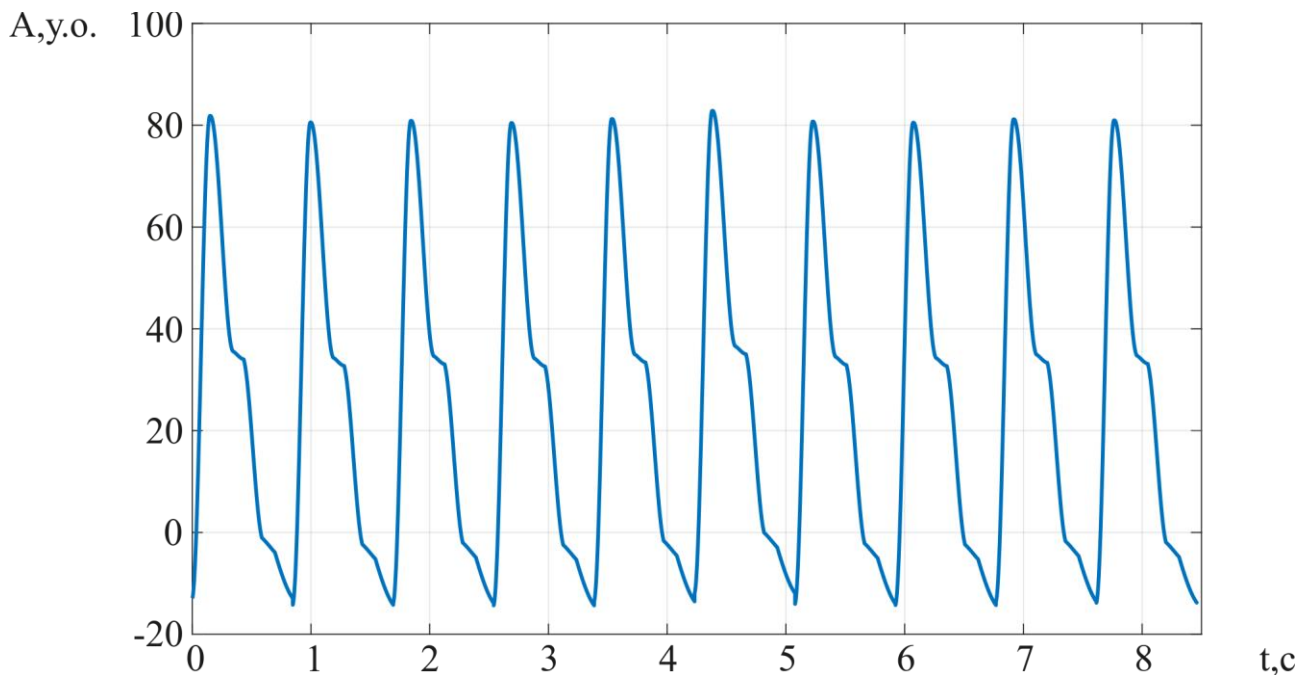


Рис.4.8. Імітаційна модель ФПС в межах 10-ти періодів із врахуванням випадкової складової: $x - t, c$ – час в секундах; $y - A, y.o.$ – амплітуда в умовних одиницях

Імітаційна модель ФПС в межах 10-ти періодів відображає у своїй структурі періодичність сигналу та випадкову складову із значенням $rand=2$ для амплітуди A та $rand=1$ для періоду t . Відтворення сигналу таким способом дозволяє враховувати наявність випадкових величин по амплітуді $M\{A\}, D\{A\}$ та по часу $M\{t\}, D\{t\}$, як показано на рис.4.8. Виникнення відхилень сигналу зумовлене зовнішніми та внутрішніми чинниками: артефакти руху, оптичні перешкоди, тощо. Використання такого підходу до побудови імітаційної моделі ФПС дозволяє враховувати випадкову складову сигналів біологічного походження.

4.3.3. Імітаційна модель кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі

Психоемоційний стрес, який виникає на прийомі у лікаря-стоматолога, призводить до зміни функціональної діяльності серцево-судинної системи, проявом чого є зміна пульсу. Такі зміни спостерігається вже на етапі очікування стоматологічних маніпуляцій. Максимального значення пульс досягає під час маніпуляцій, що показують дані дослідження [45], у якому кількісна оцінка

показників проводилася шляхом порівняння даних контрольної та піддослідної групи. Відстеження цих змін із використанням фотоплетизмографії потребує врахування природи психоемоційного стресу. Зміни у діяльності ССС при психоемоційному стресі можна розділити на три стадії – стадія тривоги, стадія резистентності та стадія відновлення, яке спостерігається після завершення дії стресу. Довготривала дія стресу може призвести до виникнення стадії виснаження, яка призводить до порушення діяльності організму.

Враховуючи фази перебігу психоемоційного стресу, при імітаційному моделюванні введено коефіцієнт зміни тривалості циклу R , який забезпечує імітування ФПС по формі, шляхом перемноження на значення k -го періоду $T_k \cdot B$. При цьому коефіцієнт зміни тривалості циклу складається з n -го числа гармонічних функцій (4.15):

$$R_{nk} = A_{T_{nk}} \sin(2 \cdot \pi \cdot t \cdot f_{T_{nk}}) \cdot L_{nk}, \quad n = \overline{1,5}, \quad k = (\overline{1, R_{max}}), \quad k \in l_n, \quad (4.15)$$

де R_{nk} – n -на хвиля коефіцієнта зміни тривалості циклу для k -го періоду; l_n – n -на область, на якій період змінює своє значення $L \in [l_1, \dots, l_n]$; L – область значень для коефіцієнта зміни тривалості циклу R_n ; R_{max} – максимальне значення зміни тривалості циклу.

Принцип формування коефіцієнту, який визначає зміну тривалості циклу при психоемоційному стресі показано на рис.4.9, де через $l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6$ позначено області, на яких період змінює своє значення у відповідності до перебігу стрес-реакції організму. Область l_1, l_6 , відображає стан спокою; l_2 , – стадія тривоги; $l_3- l_5$ – стадія резистентності.

На рис.4.9. час моделювання T_e розбито на характерні часові інтервали. При цьому $T_e \in [t_n, \dots, t_{n+1}]$, де $n \in 1, 2, \dots, N$; N – кількість відліків коефіцієнта зміни тривалості циклу R_{nk} по часу. На періоді $t < t_1$ пульс відповідає стану спокою. Очікування стоматологічних маніпуляцій (або іншого наперед відомого стрес-фактору) призводить до виникнення стадії тривоги, яка відповідає часовому

інтервалу $t_2 < t < t_1$. Стадія резистентності при імітаційному моделюванні розбита на 3 часові інтервали. Зростанню ФПС до максимального значення відповідає часовий інтервал $t_3 < t < t_2$. Різде зростання пульсу на першому етапі стадії резистентності закінчується формуванням нестійкої рівноваги $t_4 < t < t_3$. Після припинення дії стрес-фактору відбувається відновлення частоти пульсу на часовому інтервалі $t_4 < t < t_5$ до значень, які спостерігалися у стані спокою. Дане твердження відображає часовий інтервал $t < t_5$.

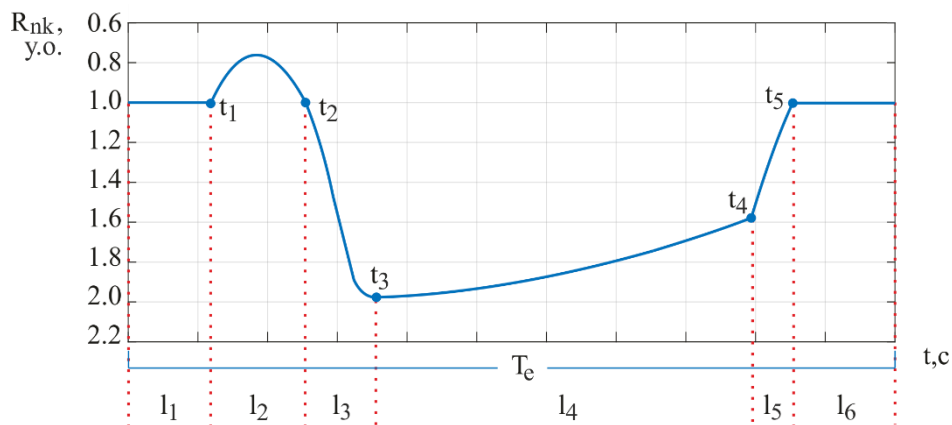


Рис.4.9. Крива зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі: x – t, c – час в секундах; y – $R_{nk}, y.o.$ – крива зміни тривалості циклу в умовних одиницях

Результат моделювання кривої зміни тривалості циклу показано на рис.4.10. Моделювання проведено на періоді $T_e = 220c$.

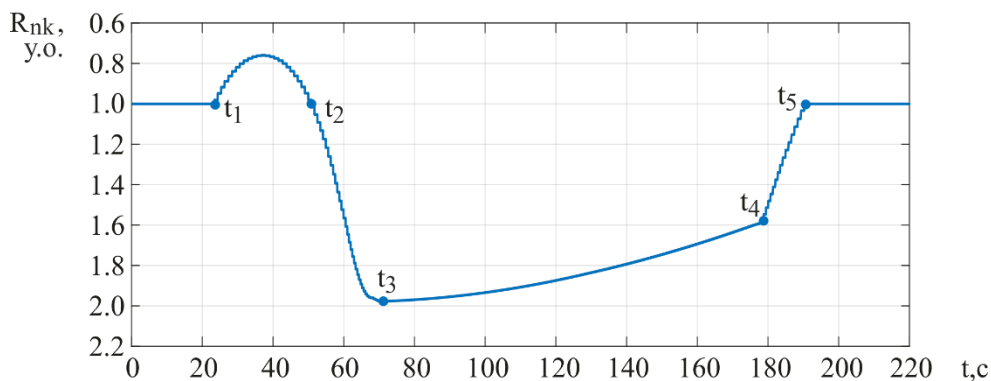


Рис.4.10. Імітаційна модель кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі ($T_e = 220c$): x – t, c – час в секундах; y – $R_{nk}, y.o.$ – крива зміни тривалості циклу в умовних одиницях

На рис.4.10 час моделювання T_e розбито на характерні часові інтервали. На періоді $t < t_1$ пульс відповідає стану спокою. Очікування наперед відомого стресу призводить до зменшення пульсу на 20% (часовий інтервал $t_2 < t < t_1$). Зростанню пульсу у 2 рази відбувається на часовому інтервалі $t_3 < t < t_2$. Після чого відбувається формуванням нестійкої рівноваги $t_4 < t < t_3$. У цей період пульс змінюється несуттєво до моменту припинення дії стресу. Після припинення дії стресу відбувається відновлення частоти пульсу на часовому інтервалі $t_4 < t < t_5$ до значень, які спостерігалися у стані спокою.

Зімітована крива перебігу стресу відображає характерні зміни у діяльності ССС, які спостерігаються при психоемоційному стресі. Її використання для розробки імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі дозволяє врахувати зміни у діяльності ССС, які підпорядковуються визначеним етапам перебігу стрес-реакції. Це створює можливість прогнозувати стан пацієнта на протязі періоду дії стресу та після його припинення. При цьому запропонована імітаційна модель побудована таким чином, що дозволяє змінювати тривалість стадій перебігу стресу для забезпечення відтворення різних сценаріїв зміни стану пацієнта при психоемоційному стресі.

4.3.4. Комплексна імітаційна модель періодичного фотоплетизмографічного сигналу із випадковою складовою та врахуванням кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі

Моделювання ФПС при психоемоційному стресі із використанням пакету приладних програм MATLAB R2019b (США) побудовано за наступним алгоритмом:

1. Введення параметрів одиничного ФПС.
2. Введення часових проміжків зміни ФПС при психоемоційному стресі: T_e – час експерименту; t_1 – початок дії стрес-фактору; t_2 – початок мобілізації ресурсів організму; t_3 – досягнення максимального значення пульсу; t_4 – початок відновлення пульсу; t_5 – відновлення пульсу до значення в стані спокою.
3. Введення значень математичного сподівання $M\{A\}, M\{t\}$ та дисперсії $D\{A\}, D\{t\}$ для формування випадкової складової.

4. Моделювання ФПС на періоді T_e із врахуванням кривої зміни тривалості циклу R_{nk} .

5. Виведення результатів імітаційного моделювання ФПС із кривої зміни тривалості циклу R_{nk} , математичного сподівання $M\{A\}, M\{t\}$ та дисперсії $D\{A\}, D\{t\}$.

Результат імітаційного моделювання ФПС при психоемоційному стресі із використанням пакету приладних програм MATLAB R2019b (США) із врахуванням періодичності сигналу, випадкової складової та кривої перебігу психоемоційного стресу представлено на рис.4.11.

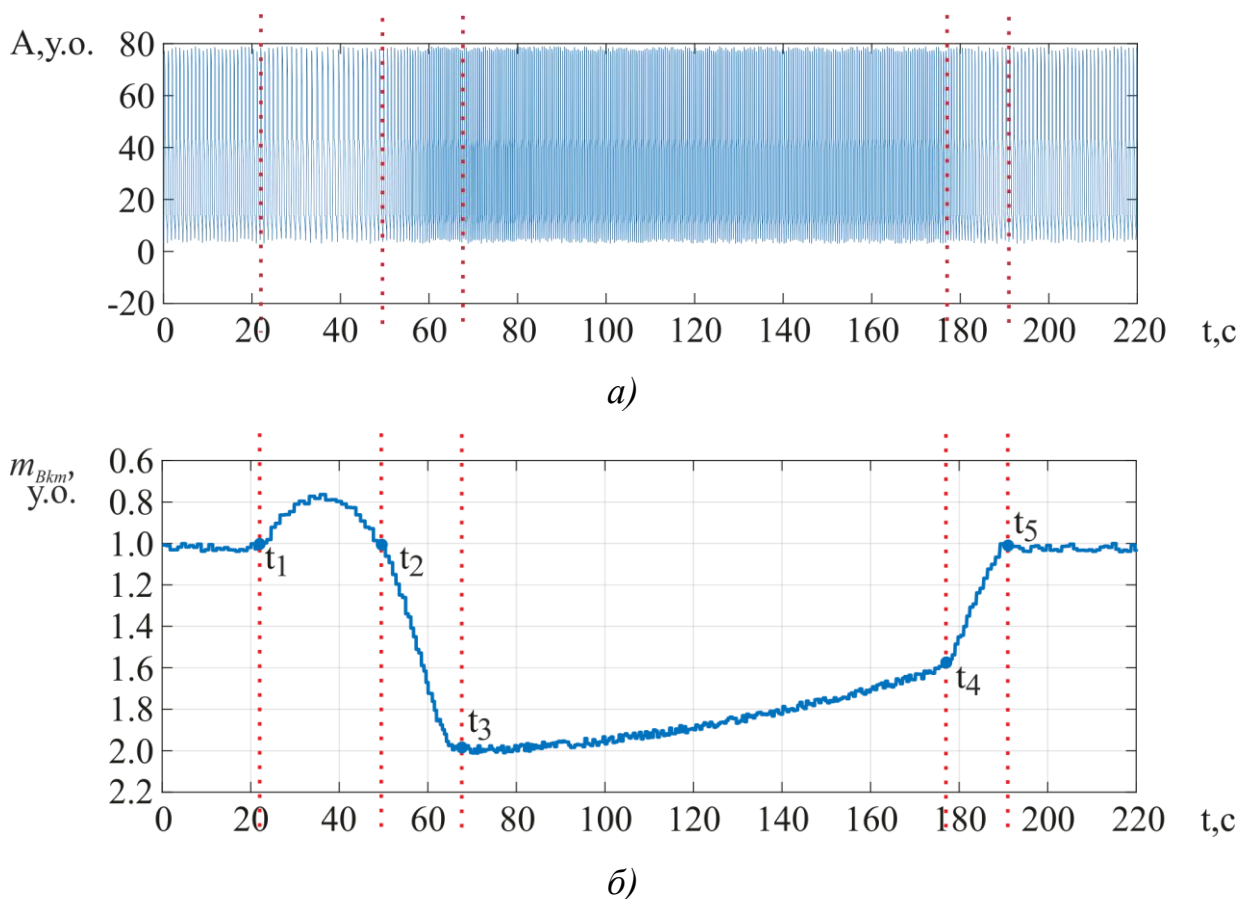


Рис.4.11. Імітаційна модель ФПС при психоемоційному стресі ($T_e = 220\text{c}$) із врахуванням випадкової складової: а) – зімітований ФПС: $x - t, \text{c}$ – час в секундах; $y - A, \text{y.o.}$ – амплітуда в умовних одиницях; б) –реалізація усереднених оцінок кореляційних компонент $m_{Bkm}(t)$ зімітованого ФПС при психоемоційному стресі: $x - t, \text{c}$ – час в секундах; $y - m_{Bkm}, \text{y.o.}$ – коефіцієнт зміни тривалості циклу в умовних одиницях

Блок-схема алгоритму формування ФПС при психоемоційному стресі показано на рис.4.12.

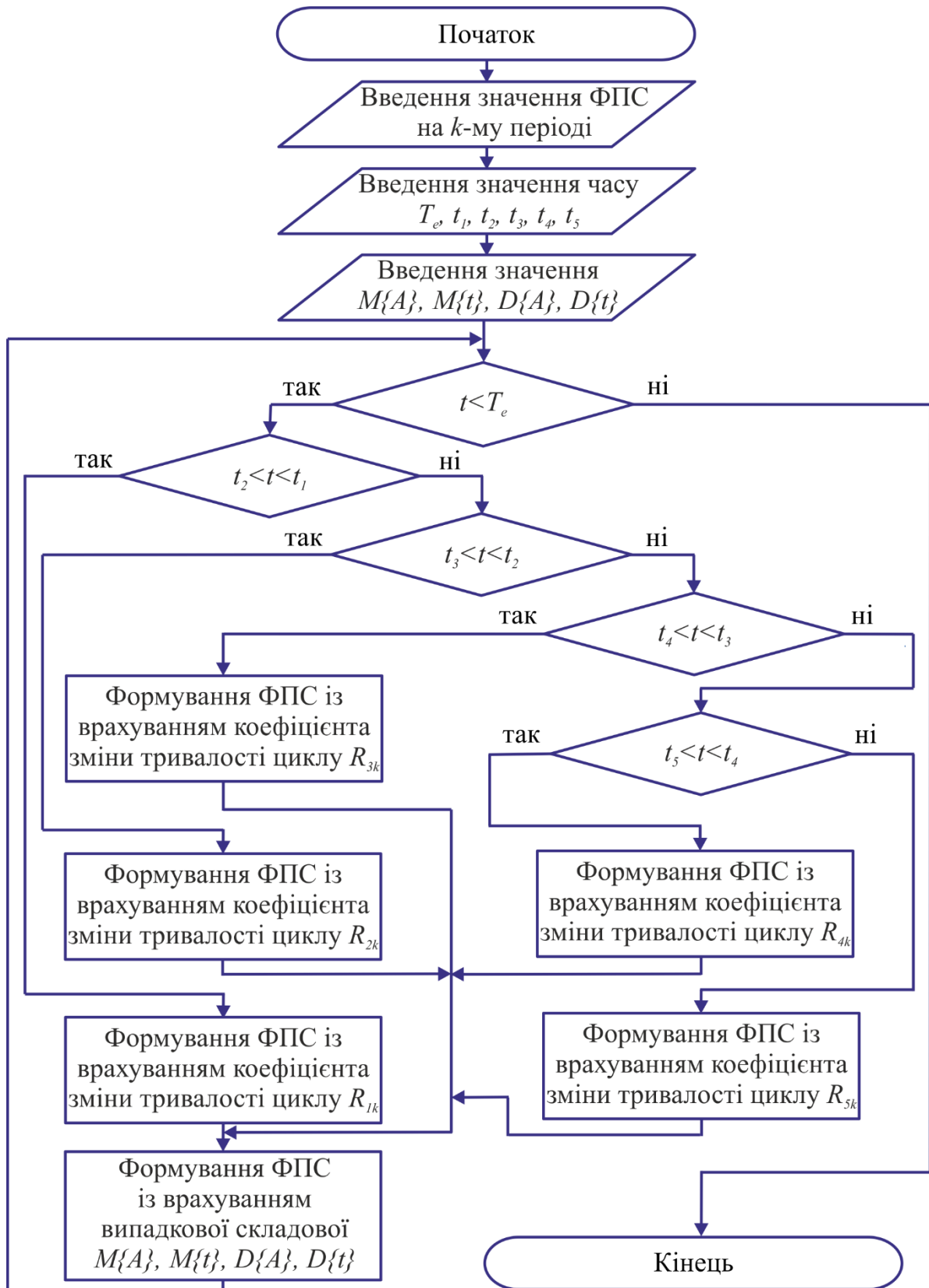


Рис.4.12. Блок-схема алгоритму моделювання ФПС при психоемоційному стресі

Змодельований таким чином пульсовий сигнал, враховує у своїй структурі періодичність сигналу його випадкову складову та криву перебігу стрес-реакції, що дозволяє використовувати таку імітаційну модель для тестування алгоритмів аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі.

4.3.5. Результат валідації імітаційної моделі фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі

Підтвердження адекватності результатів моделювання потребує проведення оцінки даних, які отримані шляхом імітаційного моделювання. Способом валідації імітаційної моделі є розрахунок відносної похибки та t -критерію Стьюдента для зімітованого та експериментально отриманого сигналів.

Результат імітаційного моделювання підтверджено експериментальним сигналом, отриманим із використанням Samsung Galaxy Note8 (Південна Корея) [122]. Оцінка його метрологічних характеристик проведена із використанням NeXus-10 МКІІ (Нідерланди), який є золотим стандартом FDA для такого роду вимірювань. З рис.4.13 видно, що фрагмент реалізація ФПС в межах 3с відображає форму сигналу та його основні параметри в межах вказаного періоду.

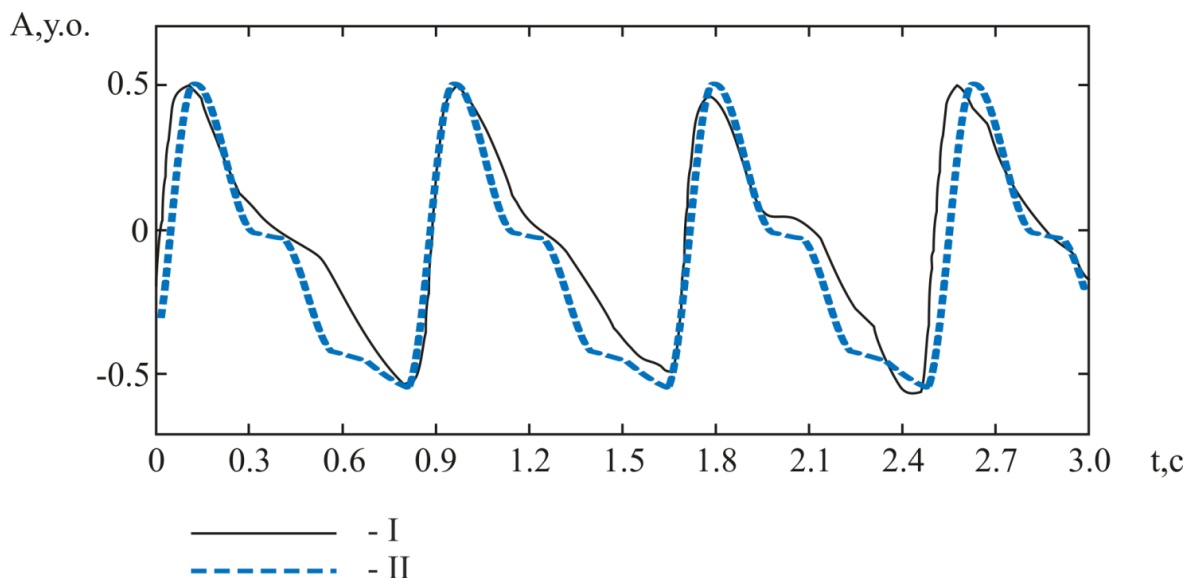


Рис.4.13. Фрагмент реалізації зімітованого та експериментально зареєстрованого ФПС на періоді $T_e = 3c$: I – експериментально зареєстрований ФПС [122]; II – зімітований ФПС: $x - t, c$ – час в секундах; $y - A, y.o.$ – амплітуда в умовних одиницях

Розрахунок відносної похибки для розкиду амплітуди зімітованого та експериментально отриманого сигналів складає 3,97%. Відносна похибка між значенням періодів зімітованого та експериментально отриманого сигналів (по максимальній амплітуді) складає 3,41%. Отримані результати свідчать про високу точність методу імітаційного моделювання ФПС. Розрахунок t -критерію Стьюдента для двох вибірок розкиду амплітуди та періоду для зімітованого та експериментально отриманого сигналів вказує, що різниця між даними є статистично не значущою – $p=0,296$ та $p=0,275$ відповідно.

4.4. Результати верифікації методу опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі

Для комп'ютерної імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі можуть бути задані наступні параметри: 1) початковий час t_0 ; 2) момент початку зменшення частоти серцевих скорочень t_1 ; 3) момент часу відновлення частоти серцевих скорочень t_2 ; 4) момент часу максимального значення частоти серцевих скорочень психоемоційному стресі t_3 ; 5) момент часу, який відповідає припиненню дії стрес-фактору t_4 та 6) момент відновлення частоти серцевих скорочень після припинення дії стресу t_5 . За допомогою алгоритму опрацювання ФПС як ПКВП синфазним методом визначено час відновлення після припинення дії стрес-фактору (рис.4.14).

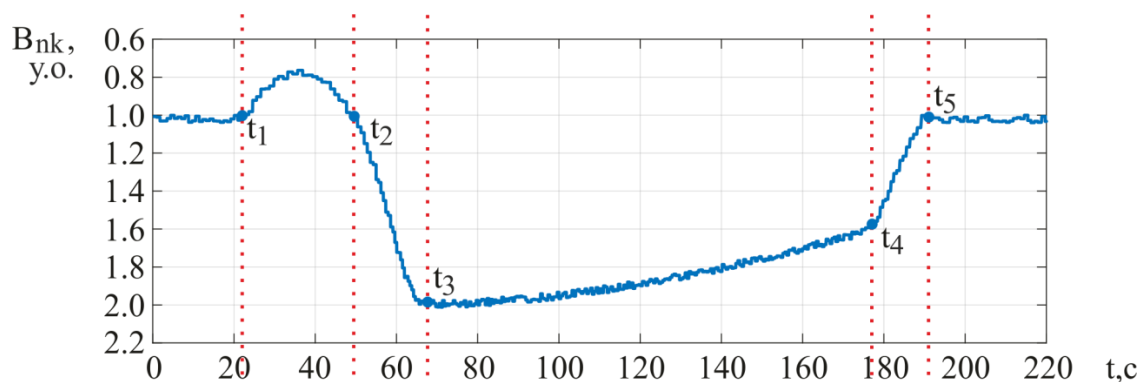


Рис.4.14. Реалізація усереднених оцінок кореляційних компонент зімітованого фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі

Для оцінки точності методу визначення часу відновлення використано значення відносної похибки між значенням апостеріорних $t_{5 \text{ aposteriory}}$ та апріорних $t_{5 \text{ apriore}}$ часів. Розрахунок похибки проведено за формулою (4.16), а результати подано у табл.4.1.

$$\delta_{t3} = \frac{|t_{5 \text{ apriore}} - t_{5 \text{ aposteriory}}|}{t_{5 \text{ apriore}}} \cdot 100\% \quad (4.16)$$

де $t_{5 \text{ apriore}}$ – значення апріорного моменту часу t_5 ; $t_{5 \text{ aposteriory}}$ – значення апостеріорного моменту часу t_5 .

В таблиці 4.1 наведено 10 результатів обчислення часу відновлення для 10-ти реалізацій зімітованих ФПС з відотною похибкою визначення ФПС.

Таблиця 4.1

Результати обчислених синфазним методом значень моменту часу відновлення та відносна похибка обчислення часу відновлення пульсового сигналу

№	Апріорний час $t_{5 \text{ apriore}}$	Апостеріорний час $t_{5 \text{ aposteriory}}$	$\delta_{t3}, \%$
1	205	207	1,0
2	210	208	0,9
3	215	218	1,4
4	220	221	0,4
5	225	234	4
6	230	233	1,3
7	235	239	1,7
8	240	244	1,7
9	245	250	2
10	250	254	1,6

Максимальне значення відносної похибки при опрацюванні сигналу синфазним методом складає 4%. Це свідчить про високу точність методу визначення часу відновлення ССС після припинення дії стрес-фактору на основі імітаційного моделювання.

Розрахунок t -критерію Стьюдента для $p \leq 0,01$ ($t_5 = 0,5$, тобто значення знаходиться в зоні незначущості) свідчить про високу ймовірність порядку 0,95 визначення часу t_5 апіорного по відношенню до апостеріорного. Відповідно до розрахованого критерію Стьюдента ймовірність виконання гіпотези складає 95%, тобто результати розрахунків за алгоритмом на основі синфазного методу опрацювання ПКВП можуть відрізнятися від заданого значення на $\pm 5\%$.

Дані розрахунки свідчать, що математична модель пульсового сигналу у вигляді ПКВП дає високу точність при опрацюванні ФПС при психоемоційному стресі. Тобто цей факт є підставою для верифікації математичної моделі пульсового сигналу у вигляді ПКВП як такої, що дає змогу оцінити амплітудні та часові характеристики сигналу та виділити додаткові інформативні ознаки з пульсового сигналу.

4.5. Висновки до розділу 4

У розділі наведено результати імітаційного моделювання ФПС при психоемоційному стресі для проведення валідації моделі пульсового сигналу у вигляді ПКВП. Імітаційна модель побудована у вигляді кусково-неперервної синусоїди, яка відображає характерні точки та форму сигналу. Запропонована імітаційна модель ФПС при психоемоційному стресі враховує у свої структур періодичність сигналів біологічного походження, випадкову складову викликану як змінами у діяльності ССС, так і зовнішніми умовами, а також фази перебігу стресу.

Встановлено, що запропонована імітаційна модель ФПС має високу точність відтворення параметрів пульсової хвилі. Розрахунок відносної похибки для розкиду амплітуди зімітованого та експериментально отриманого сигналів

складає 3,97%. Відносна похибка між значенням періодів зімітованого та експериментально отриманого сигналів (по максимальній амплітуді) складає 3,41%. Розрахунок t -критерію Стьюдента для двох вибірок розкиду амплітуди та періоду для зімітованого та експериментально отриманого сигналів вказує, що різниця між даними є статистично не значущою – $p=0,296$ та $p=0,275$ відповідно.

Проведено верифікацію синфазного методу опрацювання пульсового сигналу на основі імітаційної моделі. Максимальне значення відносної похибки при опрацюванні сигналу синфазним методом складає 4%. Розрахунок t -критерію Стьюдента для $p \leq 0,01$ ($t_s = 0,5$, тобто значення знаходиться в зоні незначущості) свідчить про високу ймовірність порядку 0,95 визначення часу відновлення частоти серцевих скорочень після припинення дії стрес-фактору. Відповідно до розрахованого t -критерію Стьюдента ймовірність виконання гіпотези складає 95%. Це свідчать, що математична модель пульсового сигналу у вигляді ПКВП при психоемоційному стресі дає високу точність при опрацюванні пульсового сигналу та дає змогу оцінити амплітудні та часові характеристики сигналу із можливістю виділення додаткових інформативних ознак при діагностиці стану ССС.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв'язано актуальну наукову задачу вибору методів та засобів опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці, обґрунтування математичної моделі пульсового сигналу та розроблення методу його опрацювання для систем аналізу пульсового сигналу, зорієнтованих на підвищення точності оцінювання стану пацієнта за змінами у діяльності серцево-судинної системи при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці.

При цьому отримано такі основні результати:

1. На підставі проведеного аналізу проблеми оцінки функціонування серцево-судинної системи за пульсовим сигналом при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці, сформувано основні вимоги до методів та засобів оцінки пульсового сигналу при психоемоційному стресі: врахування математичного опису даних; врахування обмежень обраного методу відбору даних; врахування обмежень методу аналізу даних; врахування можливості проведення верифікації математичної моделі та методів опрацювання даних.

2. На підставі проведеного аналізу методів відбору пульсової хвилі обґрунтовано використання фотоплетизмографії як методу відбору пульсового сигналу, оскільки вона є високоточним, неінвазивним методом та отримані таким чином дані придатні до подальшого аналізу. Обґрунтовано використання аналітичних методів, як таких, що підлягають алгоритмізації та враховують особливостей сигналів біологічного походження.

3. Обґрунтовано структуру математичної моделі пульсового сигналу як періодично корельованого випадкового процесу на базі аналізу пульсового сигналу як гармонічного процесу, як стаціонарного випадкового процесу та як кореляційної функції, яка враховує періодичний перехідний характер та стохастичність структури пульсового сигналу при психоемоційному стресі.

4. Обґрунтовано метод та розроблено алгоритм аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі з використанням математичної моделі пульсового

сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, які уможливають підвищення інформативності діагностичних систем шляхом використання кореляційних компонент як додаткових діагностичних ознак.

5. Розроблено імітаційну модель пульсового сигналу та алгоритм її валідації із використанням експериментальних даних, що уможливило прийняття рішення про адекватність імітаційної моделі, оскільки відносна похибка двох вибірок по розкиду амплітуди складає 3,97%, по періоду - 3,41%, а розрахунок t -критерію Стьюдента для розкиду амплітуди та періоду вказує, що різниця між даними є статистично не значущою – $p=0,296$ та $p=0,275$ відповідно.

6. Розроблено методи та алгоритми опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі та проведено їх верифікацію, що уможливило прийняття рішення про адекватність методу аналізу пульсового сигналу при психоемоційному стресі, оскільки відносна похибка між апіорними та апостеріорними даними складає 4%, а розрахунок t -критерію Стьюдента для $p \leq 0,01$ ($t_s = 0,5$, тобто значення знаходиться в зоні незначущості) свідчить про високу ймовірність порядку 0,95 визначення апіорного часу по відношенню до апостеріорного.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бургонський В.Г. Зміни стресостійкості як передумова психосоматичних порушень у стоматологічних хворих. *Современная стоматология*. 2014. №4. С. 13-20.
2. Larissa Pessoaa, Virgilio Galvãob, Leopoldo Santos-Netoc Periodontal disease as a risk factor for cardiovascular disease: Suggestion of a further link in systemic lupus erythematosus. *Medical Hypotheses*. 2011. Vol.77. P. 286-289.
3. Демьяненко С.А., Авдоница Л.И., Бойко В.В. Кардиомониторинг при розличенні боязни і страху і прийнятті рішення про премедикацію на стоматологічному прийомі. *Институт стоматологии*. 2004. № 3(24). С. 8-12.
4. Демьяненко С. А. Психоемоціональне напруження в розвитку гіпертензивних реакцій на стоматологічному прийомі. *Вятский медицинский вестник*. 2014. №3-4. С. 53-56.
5. Вагнер В. Д., Нимаев Б. Ц. Концептуальні основи подальшого розвитку загальної (сімейної) практики в стоматології. *Институт стоматологии*. 2005. №4, С. 20-21.
6. Індекс здоров'я. Україна-2019: Результати загальнонаціонального дослідження : [Укл. Барська Ю. та ін.]. Київ, 2020. 103 с.
7. Тригранян Р. А. *Стресс и его значение для организма*. Москва, 1988. 176 с.
8. Булах В. П. Стрес та його вплив на організм людини. *Медсестринство*. 2014. №3. С. 10-15.
9. Максименко С.Д., Коваль І.А., Максименко К.С., Папуча М.В. *Медицина психологія*. Вінниця, 2008. 520 с.
10. Adler R., Hembler W. *Praxis un Theorie der Anamnese*. Fischer, Stuttgart, 1986. 123 с.
11. Мельникова М. Л. *Психология стресса: теория и практика: учебно-методическое пособие*. Екатеринбург, 2018. 112 с.

12. Вахненко О.М. Аналіз ресурсного забезпечення стоматологічної служби в Україні. *Современная стоматология*. Ужгород, 2011. № 3. С. 172-176.
13. Ивасенко П.И., Вагнер В.Д., Митина Е.А., Вагнер Л.В. Неотложные состояния в амбулаторной стоматологической практике. Омск, 1999. 144 с.
14. Распространенность неотложных состояний в амбулаторной стоматологической практике г. Волгограда [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://files.scienceforum.ru/pdf/2012/1115.pdf>.
15. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Модель пульсового сигналу для оцінювання психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці. *Сучасні досягнення в науці і освіті: збірник праць XIII Міжнародної наукової конференції, 6-13 вересня 2018р., м. Нетанья (Ізраїль)*. Хмельницький, 2018. С. 13-15.
16. Кардиопротекторная терапия при стресс-ассоциированных заболеваниях сердца. *Український медичний часопис*. 2018. №2(124). С. 1.
17. Maas, A.H.E.M., Appelman Y.E.A. Gender differences in coronary heart disease. *Netherlands Heart Journal*. 2010. Vol.18(12). P. 598-602.
18. Stress may have greater effect on cardiovascular health in women than in men [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.news-medical.net/news/20171222/Stress-may-have-greater-effect-on-cardiovascular-health-in-women-than-in-men.aspx>.
19. Невідкладні стани в стоматології, що загрожують життю [Електронний ресурс]. Режим доступа: <https://navistom.com/ru/blog/nevidkladni-stani-v-stomatologiyi-shcho-zagrozhuyut-zhittyu-12766.html>.
20. Купновицька І.Г., Кононенко Ю. Г., Нейко Н. В., Рожко М.М. Невідкладні стани на амбулаторному прийомі у стоматолога: навчальний посібник. Вінниця: 2017. 288 с.
21. Соколова И. И., Марковская И. В. Причины и уровень психоэмоционального напряжения у пациентов на стоматологическом терапевтическом приеме. *Медицина сьогодні і завтра*. 2014. №1. С. 172-175.

22. Шаповалова Э.Б., Максимов С.А., Индукаева Е.В., Артамонова Г.В. Ассоциация стресса с сердечно-сосудистыми заболеваниями и факторами риска в популяции (ЭССЕ-РФ в Кемеровской области). *Российский кардиологический журнал*. 2019. №24(9). С. 7–13.
23. Стресс и кардиоваскулярная патология — новые вызовы в современных украинских реалиях. *Український медичний часопис*. 2015. №2(106). С. 23–25.
24. Демяненко С.А. Стрессиндуковані реакції психоемоційного напруження пацієнта на стоматологічному прийомі. *Российский стоматологический журнал*. 2015. №4. С. 23–26.
25. Павлов С.В., Козловська Т.І., Василенко В.Б. Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом. Вінниця, 2014. 140 с.
26. Нікітчук Т.М. Порівняльний аналіз методів реєстрації пульсової хвилі. *Вісник Хмельницького національного університету*. Хмельницький, 2013. №1. С. 183–186.
27. Фролов С.В., Строев В.М., Горбунов А.В., Трофимов В.А. Методы и приборы функциональной диагностики: учебное пособие. Тамбов, 2008. Трофимов. 80 с.
28. Ащеулова Т. В., Амбросова Т. Н., Смирнова В. И. Исследование пульса и артериального давления: метод. указ. для студ. мед. фак-тов. Харьков, 2016. 20 с.
29. Фармацевтична енциклопедія. Пульс [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.pharmencyclopedia.com.ua/article/1029/puls>.
30. Мордик М.Ю., Черкашин Р.Є. Особливості функціонального стану серцево-судинної системи під час розумової праці. *Молодіжний науковий вісник*. 2007. С. 47–50.
31. Калягин А.Н. Методика исследования пульса и измерения артериального давления. Синдром артериальной гипертензии. Иркутск, 2009. 44 с.

32. Маева И.В. Диагностика болезней сердечно-сосудистой системы. 2004. 240 с.
33. Готь І.М., Винарчук-Патерега В.В., Ломницький І.Я. Методичні вказівки з клінічного обстеження хворих і написання історії хвороби з хірургічної стоматології. Львів, 2001.
34. Пальпація: Навчальний посібник / За ред. Г.А. Ігнатенка. Донецьк, 2007. 150 с.
35. Зотов Д.Д., Гротова А.В. Современные методы функциональной диагностики в кардиологии. Санкт-Петербург, 2002. 118 с.
36. Остафійчук Д.І., Караняга А.О., Полікарпова І.С. Клінічні методи дослідження серцево-судинної діяльності (огляд літератури). Клінічна та експериментальна патологія. 2020. №2(72). С. 85-90.
37. Thomas P Kuhlmann, Christopher L Siström, Joseph F Chance Light reflection rheography as a noninvasive screening test for deep venous thrombosis. *Annals of emergency medicine*. 1992. Vol.21(5). P. 513-517.
38. Думлер А.А., Подтаев С.Ю., Степанов Р.А., Фрик П.Г. Практическое применение импедансной реографии в кардиологии – новые подходы. *Альманах клинической медицины*. 2016. №44(2). С. 179–185.
39. Кокодий Н.Г., Шапошникова А.В., Кайдаш М.В., Тиманюк В.А. Математический анализ сфигмограммы. *Photobiology and photomedicine*. 2017. №1, 2. С. 87-94.
40. D.Astley J., Brodie Gresswell Comparative Sphygmography. *The Veterinary Journal and Annals of Comparative Pathology*. 1984. Vol. 18 (6). P. 410-413.
41. Терехова Л.Г. Практические вопросы сфигмографии. 1968. 127 с.
42. Кацитадзе І.Ю. Вплив різних шляхів контролю частоти серцевих скорочень на толерантність до фізичного навантаження, її гемодинамічне забезпечення та функцію міокарду у післяінфарктних хворих з хронічною серцевою недостатністю і помірно зниженою фракцією викиду: дис. ... кандидата медичних наук, кардіологія 14.01.11 / Нац. б-ка України ім. В.І. Вернадського. Київ, 2016.

43. Nelson M., Covalciuc M. Stepanek J. Noninvasive measurement of central vascular pressures with arterial tonometry: Clinical revival of the pulse pressure waveform? 2010. Vol. 85(5). P. 72-460.
44. Мінцера О.П. Сучасні методи і засоби для визначення і діагностування емоційного стресу: монографія. Вінниця, 2010. 228 с.
45. Moraes J. L., Rocha M. X., Vasconcelos G. G., Vasconcelos Filho J. E., de Albuquerque V. H. C. & Alexandria, A. R. Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications. *Sensors*. 2018. Vol. 18(6), 1894.
46. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г., Колісник П.Ф., Марков С.М. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч.1 – Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи. Навчальний посібник. Вінниця, 2003. 115 с.
47. Можно ли использовать дистанционную фотоплетизмографию для бесконтактной регистрации жизненно важных функций в медицинских учреждениях? Перспективное сравнительное исследование. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://ichgcp.net/ru/clinical-trials-registry/NCT04489407>.
48. Савицкий Н. Н. Некоторые методы исследования и функциональной оценки системы кровообращения. 1956. 329 с.
49. Hendrik J.Vos, Jason D. Voorneveld, Erik Groot Jebbink, Chee Hau Leow, Luzhen Nie, Annemien E. van den Bosch, Meng-Xing Tang, Steven Freear, Johan G. Bosch Contrast-Enhanced High-Frame-Rate Ultrasound Imaging of Flow Patterns in Cardiac Chambers and Deep Vessels. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2020. Vol. 46(11) P. 2875-2890.
50. УЗД (доплерографія) судин шії та голови [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://sono-med.com/uk/uzd-doplerografiya-sudin-shiyi-ta-golovi/>.
51. Donald J. Krapohl, Pamela K. Shaw Fundamentals of Polygraph Practice. 2015. 348 p.
52. Пеленицын А.Б., Комиссарова Я.В., Сошников А.П. Проблемы расширения практики использования полиграфа в России // Психологические и

- методологические аспекты исследований с применением полиграфа. Материалы научно-практической конференции «Профессиональные и методические аспекты проведения психофизиологических исследований с применением полиграфа» (Москва 17 марта 2012 г.). Москва, 2012. – С. 129-142.
53. Сергієнко В.О. Ригідність артерій, серцево-судинні захворювання і цукровий діабет (огляд літератури і власні дані). *Ендокринологія*. 2013. № 3. С. 40-52.
54. Как работают датчики пульса в носимых устройствах [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://pcnews.ru/news/kak_rabotaut_datciki_pulsa_v_nosimyh_ustrojstvah-919277.html.
55. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография. Москва, 1970. – 163 с.
56. Чугаєв И.Г., Лисицина К.А. Коррекция психологического состояния человека посредством биологической обратной связи. *Медицинская техника*. 1991. №2. С. 14-17.
57. Ткаченко П. І., Білоконь С. О., Лохматова Н. М., Доброскок В. О. Вираженість психоемоційного напруження на ситуаційний стрес у дітей із незрощенням піднебіння. *Український стоматологічний альманах*. 2017. №1. С. 75-78.
58. Кулигіна В. М. Результати дослідження індивідуально-психологічних особливостей та стану вегетативної нервової системи підлітків з множинним карієсом. *Профілактична та дитяча стоматологія*. 2012. № 1. С. 22-28.
59. Иомдина Е. Н. Вариации индекса Кердо как показателя баланса вегетативной нервной системы у детей и подростков с прогрессирующей миопией. *Глаз*. 2013. № 2. С. 22-25.
60. Личностная шкала проявлений тревоги(J.Teulor) [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.psychiatry.ru/stat/92>.

61. Тест Люшера — описание и интерпретация [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://psyfactor.org/lib/lusher.htm>.
62. Акулов В.А. Модель пульсовой волны и её реализация в среде Excel. *Труды третьей Всероссийской научной конференции. Ч.4: Математические модели в информационных технологиях*. Самара, 2006. №4. С. 13-16.
63. Самков С.В., Черненко А. И. (2006). Сверхширокополосный радар для измерения параметров сердечнососудистой системы человека при физических нагрузках. *II Всерос. научная конф.-семинар, 20 июня 2006 г., Муром*. Муром, 2006. С. 18-22.
64. Гніліцький В. В., Мужичька, Н. В. Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі для експрес діагностики за пульсограмами. *Вісник ЖДТУ. Технічні науки*. 2010. №4(55). С. 28–38.
65. Wu Hau-Tieng, Wu Han-Kuei, Wang Chun-Li, Yang Yueh-Lung, Wu Wen-Hsiang, Tsai Tung-Hu & Chang Hen-Hong Modeling the pulse signal by wave-shape function and analyzing by synchrosqueezing transform. *PLoS ONE*. 2016. Vol. 11(6), e0157135.
66. Khvostivska L. V., Osukhivska H. M., Khvostivskiy M. O., Shadrina H. M. Imitation modeling of the daily pulse signal for long-term monitoring systems. *Visnyk NTUU KPI Serii A – Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia*. 2019. №77. С. 66–73.
67. Хупавцева Н.О. Вплив стресу на організм людини та шляхи його подолання. *Збірник наукових праць РДГУ*. 2016. №7. С. 224-228.
68. Суворова В.В. Психофизиология стресса. Москва, 1975. 254 с.
69. Марищук В.Л., Евдокимов В.И. Поведение и саморегуляция человека в условиях стресса. 2001. 260 с.
70. Кокун О. М., Агаєв Н. А., Пішко І. О., Лозінська Н. С. Основи психологічної допомоги військовослужбовцям в умовах бойових дій: Методичний посібник. Київ, 2015. 170 с.
71. Стрыгин К.Н., Полуэктов М.Г. Современные представления о стрессе и протективной роли сна. *Медицинский совет*. 2015. №5. С. 70-76.

72. Andrew J. Wawrzyniak, Vasken Dilsizian, David S. Krantz, Kristie M. Harris, Mark F. Smith, Anthony Shankovich, Kerry S. Whittaker, Gabriel A. Rodriguez, John Gottdiener, Shuying Li, Willem Kop & Stephen S. Gottlieb High concordance between mental stress-induced and adenosine-induced myocardial ischemia assessed using SPECT in heart failure patients: hemodynamic and biomarker correlates. *The journal of nuclear medicine*. 2015. Vol. 10. P. 1527-1533.
73. Марков С.М. Структурно-зв'язностна модель фотоплетизмографічного сигналу. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2014. № 2. С. 41-47.
74. Малиновский Е. Л Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://docplayer.ru/89649952-Uчебno-metodicheskoe-posobie-po-ispolzovaniyu-palcevoy-fotopletizmografii.html>.
75. Фотоплетизмография: оценка состояния сосудов. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://bioscanner.com/tech/fpg/>.
76. Шевченко В. В., Осадчий А. В., Есипенко Е. С. Способ выделения информативных параметров фотоплетизмосигнала для определения системных реакций на МЛТ. *Современные научные исследования и инновации*. 2012. №5. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://web.snauka.ru/issues/2012/05/12640>.
77. Коломієць Р. О., Нікітчук Т. М., Морозов Д. С. Отримання та обробка біосигналів. Житомир, 2017. 232 с.
78. Момоток Л.О., Юшина Л.В., Рожнова О.В. Основы медицинской информатики: Підручник. Київ, 2008. 168 с.
79. Марпл С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения. Москва, 1990. 584 с.
80. Максимчук И.В., Гергель Л.Г., Осадчий О.В. Сравнительный анализ Фурье и Вейвлет преобразования для анализа сигнала фотоплетизмограммы. *Современные научные исследования и инновации*. Киев, 2013. №6. С. 28-34.

81. Wang Hui-Yan, Zhang Pen-Yong Investigation on the automatic parameters extraction of pulse signals based on wavelet transform. *Journal of Zhejiang University SCIENCE A*. 2007. P. 1283–1289.
82. Norden Huang et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proceedings of the Royal Society of London*. 1998. Vol. 454. p. 903–995.
83. N. E. Huang, Samuel S.P. Shen. The Hilbert-Huang transform and its applications. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.. 2005. 311 p.
84. Омпоков В. Д., Бороноев В. В. Частотно-временной анализ пульсовых сигналов на основе преобразования Гильберта-Хуанга. Журнал радиоэлектроники. 2019. №8. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/aug19/4/text.pdf>.
85. Boronoev V.V., Ompokov V.D. The Hilbert-Huang Transform for biomedical signals processing. *2014 International conference on computer technologies in physical and engineering applications (ICCTPEA). Saint Petersburg State University; IEEE (IEEE Catalog number CFP14BDA-USB)*. 2014. p. 21-22.
86. Бороноев В.В., Омпоков В.Д. Возможности преобразования Гильберта-Хуанга в задаче обработки и анализа биомедицинских сигналов. Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 3. С. 40-44.
87. Kirstin Aschbacher, Defne Yilmaz, Yaniv Kerem, Stuart Crawford, David Benaron, Jiaqi Liu, Meghan Eaton, Geoffrey H. Tison, Jeffrey E. Olgin, Yihan Li, Gregory M. Marcus Atrial fibrillation detection from raw photoplethysmography waveforms: A deep learning application. *Heart Rhythm O2*. 2020. Vol.1(1). P. 3-9.
88. Исследование сосудистой системы [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://en.ppt-online.org/354139>.
89. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Вибір методів та засобів оцінювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці. *Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій: матеріали Міжнародної науково-технічної конференції до 100-річчя з дня*

- заснування НАН України та на вшанування пам'яті Івана Пулюя (100-річчя з дня смерті), (Тернопіль, 23–24 травня 2018 року). Тернопіль, 2018. С. 241.
90. Стрембіцька О.І., Горин Т.І. Математична модель пульсового сигналу при фізичному навантаженні. *Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів, (Тернопіль, 16-17 листопада 2017 року)*. Тернопіль, 2017. – С. 168.
91. Yavorska Y., Strembitska O., Strembitskyi M., Hvostivska L. Evaluation of methods for determining abnormalities in cardiovascular system by pulse signal under psycho-emotional stress in dental practice. *Scientific Journal of TNTU*. 2020. – С. 118–126.
92. Strembitska O., Tymoshenko R., Mozhaiev M., Buslov P., Kashyna G., Baranenko R., Makiievskyi O. Technology Of Application Of Multifrequency Signals To Create An Electromagnetic Field. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*. 2021. №2 (21). С. 40–43.
93. Шиян А.А. Основы моделирования биологических та ергатических систем. Навчальний посібник. Вінниця, 2008. 131 с.
94. Розен Р. Принцип оптимальности в биологии. Москва, 1969. 216 с.
95. Поняття «моделі» та «модельювання». [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://buklib.net/books/24846/>.
96. Скурихин В.И., Шифрин В.Б., Дубровський В.В. Математическое моделирование. Київ, 1983. 270 с.
97. Злепко С.М., Павлов С.В., Коваль Л.Г. Основы біомедичного радіоелектронного апаратобудування: навчальний посібник. Вінниця, 2011. 133 с.
98. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Вагарин А.Ю., Рытик А.П. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по характеристикам пульсовой волны. Саратов, 2009. 96 с.

99. Воробьев А.П., Фролов А.В., Сидоренко Г.И., Мельникова О.П., Гуль Л.М. Прямая и отраженная пульсовые волны: методы исследования. *Кардиология в Белоруси*. 2009. №5. С. 99-108.
100. Edmond Zahedi, Kalaivani Chellappan, Mohd Alauddin Mohd Ali, Harwant Singh. Analysis of the Effect of Ageing on Rising Edge Characteristics of the Photoplethysmogram using a Modified Windkessel Model. *Cardiovascular Engineering*. 2008. №7(4). P. 172-181
101. Philip Schmidt, Attila Reiss, Robert Duerichen, Claus Marberger, Kristof Van Laerhoven. Introducing WESAD, a multimodal dataset for Wearable Stress and Affect Detection. *In 2018 International Conference on Multimodal Interaction (ICMI '18), October 16–20, 2018, Boulder, CO, USA*. New York, 2018. 9 pages.
102. Слуцкий Е.Е. Избранные труды (теория вероятностей и математическая статистика). Москва, 1966. 292с.
103. Медіченко М.П., Литвинов В.П. Радіотехнічні ланцюги і сигнали: Навчальний посібник. Москва, 2011. 161 с.
104. Минцер О.П., Угаров Б.Н., Власов В.В. методы обработки медицинской информации. Київ, 1991. 271 с.
105. Крамер Г. Стационарные случайные процессы. Москва, 1969. 400 с.
106. Драган Я. П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Львів, 1997. 361 с.
107. Драган Я.П. Структура и представление моделей стохастических сигналов. Київ, 1980. 384 с.
108. Драган Я.П., Чорна Л.Б., Яворський Б.І. Алгоритм варіаційного визначення періоду корельованості періодично корельованого випадкового процесу як моделі голосових звуків. *Вісник Державного університету Львівська політехніка: зб. наук. пр.* Львів, 1998. №337. С. 166-169.
109. Білінський Й.Й., Огородник К.В., Юкиш М.Й. Випадкові сигнали та їх характеристики. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://posibnyky.vntu.edu.ua/e_s/33.htm.

110. Основні класи випадкових процесів [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
http://www.vmi.uabs.edu.ua/images/department/vmi/stories/tsp/lections/tsp_lecture_1_3.pdf.
111. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Алгоритм опрацювання фотоплетизмографічного сигналу синфазним методом для визначення змін психоемоційного стану пацієнта у стоматології. *II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2019): збірник наукових праць*. Харків, 2019. С.118-119.
112. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Використання синфазного методу опрацювання фотоплетизмографічного сигналу для оцінки психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці. *Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій. Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції, 20-21 червня 2019 року: збірник тез доповідей*. Тернопіль, 2019. С. 155-158.
113. Gazanhes C. Etude de modulation d'amplitude consecutive a la diffusion d'une onde acoustique par une surface agitee. Marseille, 1972. 168 p.
114. Цифрова фільтрація сигналів [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/fksa/2kvetnyj_komp'yuterne_modelyuvannya_system_procesiv/t2/17..htm.
115. Ошаровська О.В., Неграй О.В., Патлаєнко М. О., Мазуркевич О.Ф. Методичні вказівки до курсового проектування з курсу “Цифрова обробка сигналів”. Проектування цифрових фільтрів для радіотехнічних систем для студентів ННІ РТІБ. Одеса, 2015. 35 с.
116. Айфичер Є., Джервис Б. Цифровая обработка сигналов. Практический подход. Москва, 2004. 922 с.
117. Половко А.М., Бутусов П.Н. MATLAB для студента. 2005. 320 с.
118. Дунець В.Л., Дозорський В.Г., Дедів І.Ю., Дедів Л.Є. Застосування енергетичної теорії стохастичних сигналів для задач медичної діагностики. *Сборник научных трудов по материалам международной научно-*

- практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований '2011»». Технические науки. Одесса, 2011. Т.3. С. 72-73.*
119. Дунець В.Л., Стрембіцька О.І. Імітаційна модель фотоплетизмографічного сигналу при фізичному навантаженні. *Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей V Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів, (Тернопіль, 17-18 листопада 2016 року)* Тернопіль, 2016. С. 89.
120. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Комп'ютерне імітаційне моделювання фотоплетизмографічного сигналу при зміні психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці. *Оптоелектронні інформаційні технології "ФОТОНІКА-ОДС-2020". Збірник тез доповідей міжнародної науково-технічної конференції, м. Вінниця, 5-7 жовтня 2020 року.* Вінниця, 2020. С. 14.
121. Yavorska E., Strembitska O., Strembitskyi M., Pankiv I. Development of a simulation model of a photoplethysmographic signal under psychoemotional stress. *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies.* 2021. №2 (9 (110)). С. 36–45.
122. Behnam Askarian, Kwanghee Jung, Jo Woon Chong. Monitoring of heart rate from photoplethysmographic signals using a Samsung Galaxy Note8 in underwater environments. *Sensors.* 2019. Vol. 19(13). P. 28-46.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А1

Список публікацій здобувача

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:

1. Development of a simulation model of a photoplethysmographic signal under psychoemotional stress / E.Yavorska, O. Strembitska, M. Strembitskyi, I. Pankiv. // *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*. – 2021. – №2 (9 (110)). – С. 36–45. doi: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2021.227001>. (*індексується у Scopus, CrossRef, Index Copernicus Journals Master List, Directory of Open Access Journals (DOAJ), Google Scholar*). - розроблено комп'ютерну імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі.

2. Technology Of Application Of Multifrequency Signals To Create An Electromagnetic Field / [O. Strembitska, R. Tymoshenko, M. Mozhaiev та ін.]. // *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*. – 2021. – №2 (21). – С. 40–43. doi: <https://doi.org/10.22937/IJCSNS.2021.21.2.5>. (*індексується у Web of Science, Google Scholar*). - розглянуто просторово-фазо-частотні сигнали як такі, що містять періодичні та випадкові складові.

3. Evaluation of methods for determining abnormalities in cardiovascular system by pulse signal under psycho-emotional stress in dental practice / Y.Yavorska, O. Strembitska, M. Strembitskyi, L. Hvostivska. // *Scientific Journal of TNTU*. – 2020. – С. 118–126. doi: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2020.04.118. (*індексується у Index Copernicus, Google Scholar*). - проведено порівняльний аналіз методів опрацювання пульсового сигналу.

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

4. Яворська, Є. Б. Комп'ютерне імітаційне моделювання фотоплетизмографічного сигналу при зміні психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці [Текст] / Яворська Є. Б., Стрембіцька О. І. // Оптоелектронні інформаційні технології “ФОТОНІКА-ОДС-2020”. Збірник тез

доповідей міжнародної науково-технічної конференції, м. Вінниця, 5-7 жовтня 2020 року. – Вінниця: “ТД Едельвейс і К”, 2020. – С.14. - розроблено комп’ютерну імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі.

5. Яворська, Є.Б. Алгоритм опрацювання фотоплетизмографічного сигналу синфазним методом для визначення змін психоемоційного стану пацієнта у стоматології [Текст] / Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. // II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2019) [Текст] : збірник наукових праць – Харків : Національний аерокосмічний університет ім. М. С. Жуковського «Харківський авіаційний інститут», 2019. – С.118-119. - запропоновано алгоритм опрацювання пульсового сигналу синфазним методом при психоемоційному стресі.

6. Яворська, Є.Б. Використання синфазного методу опрацювання фотоплетизмографічного сигналу для оцінки психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці [Текст] / Яворська Є., Стрембіцька О. // Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп’ютерних технологій. Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції, 20-21 червня 2019 року: збірник тез доповідей. – Тернопіль: ФОП Паляниця В.А., 2019. – С. 155-158. - запропоновано алгоритм опрацювання пульсового сигналу синфазним методом при психоемоційному стресі.

7. Яворська, Є.Б. Модель пульсового сигналу для оцінювання психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці [Текст] / Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. // Сучасні досягнення в науці і освіті: збірник праць XIII Міжнародної наукової конференції, 6-13 вересня 2018р., м. Нетанья (Ізраїль). – Хмельницький, 2018. – С. 13-15. - запропоновано математичну модель пульсового сигналу при психоемоційному стресі.

8. Яворська, Є.Б. Вибір методів та засобів оцінювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці [Текст] / О.І. Стрембіцька, Є.Б. Яворська // Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій: матеріали Міжнародної науково-технічної конференції до 100-річчя з дня заснування НАН України та на вшанування пам’яті Івана Пулюя

(100-річчя з дня смерті), (Тернопіль, 23–24 травня 2018 року) / Науковий секретар: Золотий Р.З. – Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2018. – С. 241. – запропоновано алгоритм опрацювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі синфазним методом.

9. Стрембіцька, О.І. Математична модель пульсового сигналу при фізичному навантаженні [Текст] / О.І. Стрембіцька, Т.І. Горин // Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів, (Тернопіль, 16-17 листопада 2017 року) – Тернопіль: ТНТУ, 2017. – С. 168. - запропоновано математичну модель пульсового сигналу при фізичному навантаженні.

10. Дунець, В. Л. Імітаційна модель фотоплетизмографічного сигналу при фізичному навантаженні [Текст] / В.Л. Дунець, О.І. Олійник. // Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей V Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів, (Тернопіль, 17-18 листопада 2016 року) – Тернопіль: ТНТУ, 2016. – С. 89. - розроблено комп'ютерну імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при фізичному навантаженні.

ДОДАТОК Б1

Генерування імітаційної моделі пульсового сигналу в межах n -відліків
з змінною частотою

```
j=1;  
time_pre_start = 10;  
time_stat_fp = time_pre_start + 20;  
time_stop_fp = time_stat_fp + 1;  
time_stop_fp1 = time_stop_fp + 50;  
time_stop_refresh = time_stop_fp1 + 50;
```

```
time_cl = 0;  
count = 0;  
x01 = 0;  
x0 = 1;  
x1 = 1;  
x2 = 1;
```

```
indexX = 1;  
x10 = 1:10;  
indexX10 = 1;
```

```
dis_law = 1:10;
```

```
x_rand = 0;
```

```
%Норма 1,1 = 72 уд./хв.
```

```
while time_cl < 100
```

```
count = count + 1;
```

```
x=1;
```

```
x01 = x01 + 1;
```

```
x0 = x0 + 1;
```

```
x1 = x1 + 1;
```

```
x2 = x2 + 1;
```

```
if time_cl <= time_pre_start
```

```
x = 2.5;
```

```
end;
```

```
if time_cl > time_pre_start
```

```

x01 = x01 - 1;
%x = 1.3^((count - x0)/10 - 0.1);
x = 1.5*sin(((time_stat_fp-time_pre_start)/(1700))*(count -
x01)*2*pi+(time_stat_fp-time_pre_start)*1.13)+3.4;
end;

```

```

if time_cl > time_stat_fp

```

```

    x0 = x0 - 1;
    %x = 1.3^((count - x0)/10 - 0.1);
    x =0.30*sin(((time_stop_fp-time_stat_fp)/(200))*(count - x0)*2*pi+(time_stop_fp-
time_stat_fp)*0.039)+4.9;
end;

```

```

if time_cl > time_stop_fp

```

```

    x1 = x1 - 1;
    %x = 1.4^((x1 - count)/10 + 0.1);
    %x = log(1.8/((count - x1)/130 + 0.1));
    x = 6.*sin(((time_stop_fp1 -time_stop_fp)/(7500*18))*(count -
x1)*2*pi+(time_stop_fp1 -time_stop_fp)/(150*0.206))-1.05;
end;

```

```

if time_cl > time_stop_fp1

```

```

    x2 = x2 - 1;
    %x = 1.4^((x1 - count)/10 + 0.1);
    %x = log(1.8/((count - x1)/130 + 0.1));
    x = 5.*sin(((time_stop_refresh -time_stop_fp1)/(7500*1.9))*(count -
x2)*2*pi+(time_stop_refresh -time_stop_fp1)/(150*0.14))+0.5;
end;

```

ДОДАТОК Б2

Генерування імітаційної моделі пульсового сигналу в межах k -відліків
із накладанням кривої зміни фізіологічних показників
при психоемоційному стресі

```
x_rand = rand*1;
```

```
x = x + x_rand/10;
```

```
if (x>10)
```

```
    x=10;
```

```
end;
```

```
a_rand = rand*2;
```

```
time_cl = time_cl+ 1/x;
```

```
for i= 1:(length(a1)/x)
```

```
    a_sig (j) = r1(i)/x+j+count/x;
```

```
    a_freq (j) = a1(i)- a_rand;
```

```
    dis_law(j) = x;
```

```
    j = j+1;
```

```
end;
```

```
for i= 1:(length(a2)/x)
```

```
    a_sig (j) = r2(i)/x+j+count/x;
```

```
    a_freq (j) = a2(i)- a_rand;
```

```
    dis_law(j) = x;
```

```
    j = j+1;
```

```
end;
```

```
for i= 1:(length(a3)/x)
```

```
    a_sig (j) = r3(i)/x+j+count/x;
```

```
    a_freq (j) = a3(i);
```

```
    dis_law(j) = x;
```

```
    j = j+1;
```

```
end;
```

```
for i= 1:(length(a1)/x)
```

```
    a_sig (j) = r4(i)/x+j+count/x;
```

```
    a_freq (j) = a4(i);
```

```
    dis_law(j) = x;
```

```
    j = j+1;
```

```
end;
```

```
for i= 1:(length(a5)/x)
    a_sig (j) = r5(i)/x+j+count/x;
    a_freq (j) = a5(i);
    dis_law(j) = x;
    j = j+1;
end;

for i= 1:(length(a6)/x)
    a_sig (j) = r6(i)/x+j+count/x;
    a_freq (j) = a6(i);
    dis_law(j) = x;
    j = j+1;
end;
end;

subplot (2, 1, 1),plot(a_sig/40,a_freq)
subplot (2, 1, 2),plot(a_sig/40,-dis_law)
```

ДОДАТОК В1



ПП «Галіт»
вул. 15 Квітня, 6Є, с.Байківці,
Тернопільський р-н, Тернопільська обл.,
47711, Україна
тел. 0-800-502-998, e-mail: office@galit.te.ua

РС "Galit"
6E, 15 Kvitnya st, village Baikivtsi,
region Ternopil,
47711, Ukraine
tel. +380-800-502-998, e-mail: office@galit.te.ua

IBAN: UA 29 322313 0000026008000020960 у банку АТ «Укресімбанк»;
IBAN: UA 89 338783 0000026004055101418 у Тернопільській філії банку АТ КБ «Приватбанк»;
IBAN: UA 42 325268 0000026009095181001 у банку АТ АКБ «Львів»;
код за ЄДРПОУ 30938037, ІПН 309380319183.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. *Об'єкт впровадження:* Апаратно-програмні модулі для відбору та аналізу пульсового сигналу.
2. *Ким запропоновано, виконавці, адреса:* Стрембіцька Оксана Іванівна, аспірант кафедри Біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, кафедра Біотехнічних систем, вул. Текстильна, 28.
3. *Джерело інформації:* Матеріали дисертаційної роботи Стрембіцької Оксани Іванівни на тему: «Методи та засоби оцінювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці», спеціальність 163 – Біомедична інженерія.
4. *Назва організації, що впроваджує:* ПП «Галіт», 47711, Тернопільська обл., Тернопільський р-н, с. Байківці, вул. 15 Квітня, 6Є.
5. *Термін впровадження:* 2021-2022рр.
6. *Висновок по впровадженню:* Прийнято рішення про можливість використання запропонованих апаратно-програмних модулів для технічної реалізації компонентів відбору та аналізу пульсового сигналу у комплексі із стоматологічними установками «GALLANT», що дозволить використовувати стоматологічні установки для контролю психоемоційного стану пацієнта при проведенні складних хірургічних операцій.
7. *Зауваження, пропозиції:* немає.

Даний акт не є підставою для фінансових розрахунків.

Начальник конструкторського відділу
ПП «Галіт»

А.М. Темченко