

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

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

Паляниця Юрій Богданович

УДК 57.087:519.21

ДИСЕРТАЦІЯ
**МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ФОНОКАРДІОСИГНАЛУ
ДЛЯ УДОСКОНАЛЕННЯ КАРДІОДІАГНОСТИЧНИХ
СИСТЕМ**

01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи
05 "Технічні науки"

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

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

Науковий керівник
доктор фізико-математичних наук, професор
Драган Ярослав Петрович

Ідентичність всіх примірників дисертації

ЗАСВІДЧУЮ:

Вчений секретар спеціалізованої вченої ради

/Б. Г. Шелестовський/

Тернопіль – 2019

АНОТАЦІЯ

Паляниця Ю. Б. Математична модель фонокардіосигналу для удосконалення кардіодіагностичних систем. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук (доктора філософії) за спеціальністю 01.05.02 – "Математичне моделювання та обчислювальні методи" (05 "Технічні науки"). – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019 р.

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

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

У дисертаційній роботі розв'язано актуальне наукове завдання – обґрунтовано нове застосування періодично корельованого випадкового процесу як математичної моделі фонокардіосигналу одночасно зареєстрованого з електрокардіосигналом, яка, на відміну від відомих, відображає механізм його породження (генезу). Це дає змогу, врахувавши поєднання стохастичності із повторністю сигналу, отримати його нові інформативні характеристики. Базуючись на математичній моделі ФКС у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП) та на концепції "шунтування", модифіковано синфазний метод статистичного опрацювання фонокардіосигналу одночасно зареєстрованого з електрокардіосигналом у системах автоматизованої діагностики стану серцево-судинної системи (ССС). У результаті опрацювання ФКС синфазним методом отримано значення спектральних компонент сигналу, які є його інформативно-інваріантними ознаками (оскільки вони об'єктивізують параметри, переносником яких є ФКС). Такий підхід є особливо актуальним для моніторингу стану здоров'я людини за межами стаціонару на ранній (донозологічній) стадії, що забезпечується використанням портативної апаратури носимої на тілі пацієнта, причому існуючі у профілактичній медицині системи широко використовують метод полікардіографії, який базується на паралельному записі електрокардіограми (ЕКГ), фонокардіограми в основному з використанням морфологічного аналізу, детерміністичного підходу та базових статистик. Обґрунтована модель дає змогу врахувати нестационарну природу біосигналу та

статистичну взаємопов'язаність між окремими циклами серцевих скорочень. Засадничу роль при цьому відіграє метод пошуку періоду корельованості біосигналу (за такий приймаємо РР-інтервал електрокардіосигналу (ЕКС)).

Для верифікації математичної моделі розроблено метод імітаційного моделювання фонокардіосигналу на основі періодично корельованої випадкової послідовності та створено пакет комп'ютерних програм для автоматизованого опрацювання фонокардіосигналу.

Запропонований у роботі підхід до обґрунтування математичної моделі ФКС базується на тому, що частота серцевих скорочень (ЧСС) визначається автоматизмом синусового вузла, який модулюється шляхом зворотного зв'язку впливом вегетативних, гуморальних і місцевих факторів. Тому, роботу серця можна описати «модуляцією» – кожен з послідовності імпульсів потенціалу дії спричиняє відповідь у вигляді серії послідовних рознесених в часі серцевих скорочень/розслаблень, при цьому форма, тривалість і фазові зсуви цих імпульсів можуть змінюватися залежно від ступеня навантаження, емоційного стану та цілого комплексу інших екзогенних та ендогенних впливів. Відгуки також не мають постійних параметрів. Вони залежать від таких факторів, як стан провідної системи серця (блокада ніжки пучка Гіса), опору структур потоку крові (пролапси, стенози, аневризми), постінфарктних рубців і ще багато інших факторів, що має велику діагностичну цінність. При цьому, енергія процесу серцевих скорочень єдиного генезу (принцип шунтування) розділяється в просторо-часі на два нестационарні «потоки» різної фізичної природи (принцип бімедійності): електричну (електрокардіосигнал) та механічну (фонокардіосигнал). Кожен наступний цикл серцевих скорочень відбувається у відповідь на потенціал дії "водія ритму" – синусового вузла, що відображається на електрокардіограмі у вигляді Р-зубця і зумовлює необхідність використання електрокардіосигналу як джерела доповняльних відомостей і відповідає природі досліджуваного об'єкта (Котельников).

Математична модель ФКС як ПКВП обґрунтовує застосовність відповідних методів статистичного опрацювання сигналу (синфазний, компонентний, фільтровий). Статистичне опрацювання даних синфазним методом вимагає мінімуму апаратних та обчислювальних ресурсів та передбачає визначення періоду корельованості щоб сформувати ансамбль реалізацій відібраного сигналу

з метою його подальшої обробки. Класичним підходом до визначення його є обчислення періоду повторюваності автокореляційної функції. Такий спосіб є чутливим до довжини вибірки та фазової структури серцевого циклу, що унеможливорює забезпечення повторюваності результатів. Визначення тривалості одного серцевого циклу за тривалістю RR-інтервалу не дає змоги забезпечити вибірку однієї реалізації, тобто інтервалу між моментами прояву дії синусового вузла, що на ЕКГ виявляється Р-зубцем. За одну реалізацію серцевого циклу прийнято інтервал PP, оскільки Р-зубець відповідає моменту активації потенціалу дії (Й. Шмидт-Фойгт).

У результаті аналізу властивостей ФКС встановлено, що його амплітудні спектри за реалізаціями, розглядаючи ФКС як стаціонарну векторну ергодичну послідовність з періодом повторюваності рівному тривалості PP-інтервалу, є мінливими, що свідчить про наявність в сигналі стохастичної складової. Отже фонокардіосигнал є процесом зі скінченною потужністю класу π^T (автокореляційна функція зникає), в якому наявна повторюваність (автокореляційна функція періодична) та випадковість (спектри реалізацій відрізняються, присутні флуктуації). Співфазні відліки сигналу в силу означення даного класу процесів мають одну і ту ж статистику другого порядку.

Отже математична модель ФКС (одночасно зареєстрованого з ЕКС) як ПКВП та модифікований синфазний метод опрацювання його дають можливість, опираючись на принцип бімедійності, одержання достовірних часово-інваріантних ознак, що характеризують стан ССС.

Розвинуто спектрально-кореляційний метод отримання інформативних характеристик ФКС на підставі застосування синфазного методу аналізу.

Попереднє опрацювання проведено за алгоритмом: детрендінг сигналу (позбавлення від тренду, постійної складової сигналу), згладжування (позбавлення від високочастотних шумів, наведень з мінімальним спотворенням спектру та зміщенням локалізацій зубців), знаходження періоду повторюваності за Р-зубцями. У клінічній практиці за тривалість серцевого циклу приймають RR-інтервал, однак це не відповідає природі досліджуваного об'єкта, оскільки початком кожної наступної реалізації циклу серцевого скорочення є момент прояву потенціалу дії синусового вузла, що на ЕКГ є Р-зубцем. За період корельованості T прийнято PP-інтервал на вибірці ЕКГ.

Одержані спектральні компоненти є інформативно-інваріантними ознаками стану ССС, які несуть відомості про наявність патологічного процесу на ранній стадії розвитку його, що уможливорює скринінг пацієнтів без застосування дороговартісних та складних засобів дослідження.

Розроблено комп'ютерну імітаційну модель сигналу у вигляді кусково-апроксимованої адитивно-мультиплікативної суміші вектора кусково-спряженої сигмоїди та вектора частотного наповнення кусково-конкатенованого смугообмеженого шуму згенерованого фазонезсувними методами фільтрації, що уможливило процедуру імітації сигналу.

До основних переваг імітаційної моделі належать простота, невимогливість до "машинних" ресурсів, а також можливість врахування випадковості характерної для ФКС.

Результати обчислених миттєвих значень достовірностей P_d спектральних компонент ФКС при заданих ймовірностях помилки $P_f = (0.001, 0.01, 0.1)$, вказують на те, що оцінки спектральних компонент ФКС є інваріантно-інформативними ознаками, за допомогою яких можна з високою достовірністю (0,9784–0,9872) оцінити стан серцево-судинної системи людини (стан норми чи патології) на ранній стадії розвитку патології, що підтверджує адекватність математичної моделі ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС у вигляді ПКВП.

Практичне значення отриманих результатів дисертаційного дослідження полягає в тому, що одержані теоретичні результати обґрунтовують модифікацію відомих спектрально-кореляційних методів аналізу характеристик ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС, дають змогу підвищити достовірність та розширити можливості автоматизованих систем діагностики шляхом впровадження в область кардіології нового класу достовірних інформативно-інваріантних ознак, що ними в цьому сенсі є спектральні компоненти. Побудована комп'ютерна імітаційна модель ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС придатна для тестування алгоритмів опрацювання даних, отриманих у лікувальних установах.

За темою дисертації опубліковано 20 наукових праць: 6 статей у наукових фахових виданнях [1–5, 8], 5 з них [1, 3–5, 8] індексуються в наукометричній базі «Index Copernicus», 2 статті у закордонних виданнях [6–7], 1 патент України на

корисну модель, 10-х збірниках тез наукових конференцій [10–20]. Працю [3] опубліковано без співавторів.

Ключові слова: фонокардіосигнал, електрокардіосигнал, генез фонокардіосигналу, періодично корельований випадковий процес, спектральні компоненти, достовірність, верифікація, комп'ютерне імітаційне моделювання.

Список публікацій здобувача

Наукові праці, в яких опубліковано основні наукові результати дисертації:

1. Дозорський В. Г., Фалендиш В. В., Дедів Л. Є., Паляниця Ю. Б. Метод виявлення проявів ішемічної хвороби серця для медичних систем контролю стану пацієнта // *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського*. Кременчук: КрНУ, 2015. Випуск 1, частина 1 (90). С. 63–68.
2. Драган Я., Никитюк В., Паляниця Ю. Енергетично-сигнальна концепція визначення стану технологічного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкта // *Вісник Національного університету «Львівська політехніка»*. Серія: Комп'ютерні науки та інформаційні технології: збірник наукових праць, 2015. № 826. С. 368–372. Бібліографія: 9 назв.
3. Паляниця Ю. Б. Сучасні підходи до опрацювання фонокардіосигналу та математична модель його у вигляді періодично корельованого випадкового процесу // *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки*, 2016. Вип. 2 (235). С. 90–93.
4. Драган Я. П., Паляниця Ю. Б., Гевко О. В., Дедів І. Ю. Обґрунтування структури системи дистанційної діагностики адаптаційних резервів серця // *Науковий вісник НЛТУ України: Збірник науково-технічних праць*. Львів: РВВ НЛТУ України, 2015. Вип. 25.10. С. 255–259.
5. Драган Я. П., Грицюк Ю. І., Паляниця Ю. Б. Системний аналіз статистичного оцінювання станів стохастичної вібраційної системи і принципу шунтування // *Науковий вісник України: Збірник науково-технічних праць*. Львів: РВВ НЛТУ України, 2016. Вип. 26.1. С. 395–402.
6. Palaniza Y. B., Shadrina H. M., Khvostivskiy M. O., Dediv L. Ye., Dozorska O. F. Main theoretical basis of biosignals modeling // *Znanstvena misel in Slovenia: journal, Ljubljana*, 2018. № 16. Vol. 1. P. 39–44.

7. Dragan Y. P., Nykytyuk V. V., Palaniza Y. B. The research object mathematical model substantiation for physical and technical sciences as result, in particular, in the case of a power-activated object with a regulated activator system analysis // *Znanstvena misel in Slovenia: journal, Ljubljana*, 2018. № 19. P. 42–47.
8. Palaniza Y. B., Yavorska E. B., Shadrina H. M., Dediv L. E. Phonocardiogram as a periodically correlated stochastic process preprocessing algorithm structure grounding // *Visnyk TNTU*. 2018, № 3 (91). С. 143–152.
9. Патент 119246 UA, МПК А61В 5/0432 (2006.01) А41D 13/12 (2006.01) Одяг для моніторингу стану серцево-судинної системи / Драган Я. П., Паляниця Ю. Б., Гевко О. В., Дедів Л. Є., Яворська Є. Б., Шадріна Г. М. – № u 201609140; заявл. 31.08.2016; опубл. 25.09.2017. Бюл. № 18, 2017 р.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

10. Паляниця Ю. Б., Дедів Л. Є. Імітаційна модель фонокардіосигналу // Матеріали XV наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя: зб. тез доповідей, 14–15.12.11 р. Тернопіль: ТНТУ, 2011. С. 165.
11. Паляниця Ю. Б., Дедів Л. Є. Імітаційна модель фонокардіосигналу // Матеріали Міжнародного наукового симпозиуму «Досягнення сучасної науки». 19–30 червня 2012р. Іваново, РФ. 3 с.
12. Паляниця Ю. Обґрунтування вибору математичного підходу для опису фонокардіосигналу людини // Матеріали XVII-го науково-технічного форуму «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». Сб. материалов форума. Т. 1. Харьков: ХНУРЭ, 2013. 323 с.
13. Паляниця Ю., Дедів Л., Дозорський В. Метод опрацювання фонокардіосигналу для задач діагностування та ідентифікації захворювань малого кола кровообігу // Матеріали міжнародної науково-практичної конференції «Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития 2013», 5–6 червня 2013 р. Іваново, РФ. С. 100–101.
14. Паляниця Ю., Хвостівський М. Обґрунтування математичної моделі фонокардіосигналу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу // Матеріали міжнародної науково-практичної конференції «Актуальні задачі сучасних технологій» Тернопільського національного

- технічного університету імені Івана Пулюя, 11–12 грудня 2013 р. Тернопіль: ТНТУ, 2013. С. 218–219.
15. Паляниця Ю. Б., Гевко О. В. Дистанційна діагностика адаптаційних резервів серця // Міжнародна науково-практична конференція «*Perspective innovations in science, education, production and transport 2014*», 16–26 грудня 2014 р. Іваново, РФ. 4 с.
 16. Драган Я., Грицюк Ю., Паляниця Ю. Системний аналіз – засіб обґрунтування математичної моделі досліджуваного об'єкта як системи // *Advanced Information and Communication Technologies–2015: Proceedings of 1st International Conference (AICT 2015)*, October 29 – November 1, 2015, Lviv, Ukraine. Lviv: Lviv Polytechnic National University, 2015. P. 159–161.
 17. Паляниця Ю. Б., Шадріна Г. М. Обґрунтування вибору алгоритму попереднього опрацювання фонокардіосигналу як періодично корельованого випадкового процесу // Матеріали XIX наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя: зб. тез доповідей, 18–19.05.16 р. Тернопіль: ТНТУ, 2016. С. 117.
 18. Драган Я. П., Грицюк Ю. І., Сікора Л. С., Яворський Б. І., Паляниця Ю. Б. Класи варіантності сигналів і їх лінійних перетворень та чисельні методи – висліди системного аналізу ряду Тейлора // Матеріали IV науково-технічної конференції «*Обчислювальні методи і системи перетворення інформації*» Фізико-механічний інститут ім. Г. В. Кар-пенка НАН України: зб. тез доповідей, 2016 р. Лівів: ФМІ, 2016. 5 с.
 19. Паляниця Ю. Б., Кінаш Р. В., Богонович І. Є. Застосування OLA-методу для опрацювання біосигналів в кардіологічній практиці // Матеріали VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «*Актуальні задачі сучасних технологій*» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя: зб. тез доповідей, 16–17.11.17 р. Тернопіль: ТНТУ, 2017. Т 2. С. 144.
 20. Паляниця Ю. Б., Франчевська Г. І. Енергетичні аспекти обробки біосигналів у кардіологічній практиці // Матеріали VII Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «*Актуальні задачі сучасних технологій*» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя: зб. тез доповідей, 28–29.11.18 р. Тернопіль: ТНТУ, 2018. Т 3. С. 243.

ABSTRACT

Palaniza, Y. B. A phonocardiogram mathematical model for cardio-diagnostic systems improvement. – Manuscript.

Thesis for the degree of a candidate of technical sciences (speciality 01.05.02 – mathematical design and calculable methods). – Ternopil Ivan Puluj national technical university, Ternopil, 2019.

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

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

In dissertation the important scientific task is solved – a new application of the periodically correlated random process as a mathematical model of a phonocardiogram (PCS) simultaneously registered with electrocardiosignal (ECS) is grounded, which, unlike known ones, reflects the mechanism of generation of its (genesis), which allows determining the characteristics of the model from the results of experiments and takes into account the combination of stochasticity and signal repeatability. This enables, taking into account the combination of stochasticity with the repetition of the signal, to obtain its new informative characteristics. Based on a PCS mathematical model and on the concept of "shunting", the sinphase method of statistical processing of a phonocardiogram simultaneously registered with electrocardiosignal in automated diagnostic systems is modified, taking into account the mechanism of a phonocardiogram genesis. As a result of the processing, the phonocardiogram spectral components values are obtained, which are its information-invariant features (since they objectivize the parameters that the PCS is responsible for). This approach is particularly relevant for monitoring the health status of a person outside the hospital at the early (pre-nosological) stage, which is ensured by the use of portable equipment worn on the patient's body, and existing preventive medicine systems widely used the polycardiography method, which is based on the phonocardiogram with electrocardiosignal simultaneously recording mainly using morphological analysis, deterministic approach and basic statistics. The grounded model enables to take into account the non-stationary nature of the biosignal and the statistical interconnection between individual heart rate cycles. The fundamental role in this is played by the

method of a biosignal correlation period finding (for this task an electrocardiosignal PP interval is accepted).

A method of phonocardiosignal simulating based on periodically correlated stochastic sequences has been developed to verify the results of researches. A package of computer programs has been developed for a phonocardiosignal automated processing.

The proposed approach to the PCS mathematical model grounding is based on the fact that the heart rate (HR) is determined by the automatism of the sinus node, is modulated by feedback through the influence of vegetative, humoral and local factors. Therefore, the work of the heart can be described as "modulation" - each of the sequence of pulses of the action potential causes the response in the form of a series of consecutive time-varying heartbeats / relaxations, with the shape, duration, and phase shifts of these impulses may vary, depending on the degree of physical loading, the emotional state and a whole set of other exogenous and endogenous influences. Neural responses will also have no permanent parameters. They depend on such factors as the heart conductive system state (Gis beam branches blockade), the resistance of blood flow structures (prolapse, stenosis, aneurysms), postinfarction scarring, and many other factors, which have a great diagnostic value. The single genesis cardiac contractions process energy (the principle of shunting) is divided into two non-stationary "streams" of different physical nature (the principle of bimedia): electric (electrocardiosignal) and mechanical (phonocardiosignal). Each subsequent cycle of cardiac contractions occurs in response to the action potential of so-coled " rhythm driver" – the sinus node, which is reflected on the electrocardiogram as a P-tooth, and necessitates the use of the electrocardiogram as a source of supplementary information and corresponds to the investigated object nature (Kotelnikov).

The mathematical model of PCS as PCSP substantiates the applicability of the corresponding signal processing statistical methods (synphase method, component method, filter method). Statistical data processing by synphase method requires a minimum of hardware and computing resources and provides the correlation period determination to form the ensemble of implementations of the recorded signal for its further processing. A classic approach to it determination is the period of an autocorrelation function repetition calculation. This method is sensitive to the length of the sample and the heart cycle phase structure, which makes it impossible to ensure the

repeatability of the results. Determining the duration of one heart cycle using the RR-interval lengths does not allow to provide a sampling of one implementation, that is, the interval between the moments of the sinus node action manifestation, which appears on the ECG by P-wave. For one implementation of the cardiac cycle determination, the interval PP was adopted, since the P-wave corresponds to the moment of activation of the action potential (J. Schmidt-Voigt (1966)).

As a result of the analysis of the properties of the PCS, it has been established that its amplitude spectra along realization`s number, considering PCS as a stationary vector ergodic sequence with a repetition period equal to the duration of the PP-interval, are variable, which indicates the presence of a stochastic component in the signal. So, a phonocardiogram is a process with finite power of the class π^T (the autocorrelation function decays), in which there is repeatability (the autocorrelation function is periodical) and randomness (the spectra of realizations differ, there are fluctuations). Sinphase signal samples, due to the definition of such class processes have the same second order statistics.

That`s why, the PCS (simultaneously registered with ECS) mathematical model as PCSP and the modified sinphase method for its processing provide an opportunity, based on the bimedia principle, the obtaining of reliable time-invariant CVS state parameters characterizing.

A spectral-correlation method for obtaining PCS informational characteristics based on the use of synphase analysis method is improved.

Preliminary processing performed according to the algorithm: signal detrending (getting rid of the trend, signal constant component), smoothing (getting rid of high-frequency noise and crosstalk with a minimum distortion of the spectrum and ECS waves localization displacement), P-wave repeatability period finding. In clinical practice, for the duration of the heart cycle, the R-R interval is accepted, but this does not correspond to the nature of the subject being studied, since the beginning of each subsequent implementation of the heart contraction cycle is the moment of manifestation of the action potential of the sinus node, which is the P-wave of the ECG. As correlation period T on current sample dataset, the P-P interval is taken.

The spectral components obtained are informatively invariant signs of the CVS state that carry information about the presence of the pathological process at an early

stage of its, which makes it possible to screen patients without using expensive and complex research tools.

A computer simulation model of a PCS was developed in the form of a piecewise approximated additive-multiplicative mixture of a piecewise conjugated sigmoid curves vector and a "frequency-filling" vector of the piecewise-concatenated band-limited noise generated by non-phase-shift filtration methods, which made possible the simulation procedure of the signal. Its main advantages are simplicity, undemanding to "machine" resources, and the possibility of taking into account the PCS stochasticity.

The results of the calculated instantaneous PCS spectral components reliability values P_d at given error probabilities $P_f = (0.001, 0.01, 0.1)$ indicate that the estimations of the PCS spectral components are invariant-informative features, by means of which it is possible to assess the state of the person cardiovascular system with high (0.9784-0.9872) reliability (state of norm or pathology), at an early stage of pathology, which confirms the adequacy of the mathematical model of the PCS simultaneously registered with the ECS in the form of PCSP.

The practical importance of obtained results of the dissertation theses is concluded in the obtained theoretical results substantiate the modification of the known spectral-correlation methods of the analysis of the characteristics of the PCS simultaneously registered with ECS. Its allow to increase the reliability and expand the possibilities of the automated diagnostic systems by introducing into the cardiology a new class of reliable informatively invariant features that they have in this sense spectral components. The PCS simulation model constructed is suitable for testing algorithms for processing data obtained from medical institutions. The methodology of the experiment obtained in the work and the results of the research are delivered for use by the interested organizations.

Main results of the investigation represented in the dissertation theses are published in 20 scientific papers, of them: 6 articles in scientific professional journals [1–5, 8], 5 of them [1, 3–5, 8] are indexed in the scientific basis of the "Index Copernicus", 2 articles are foreign publications [6–7], 1 patent of Ukraine, 10 collections of abstracts of scientific conferences [10–20]. One publication [3] is published without co-authors.

Key words: phonocardiosignal, electrocardiosignal, genesis of phonocardiosignal, periodically correlated stochastic process, spectral components, reliability, verification, computer simulation.

LIST OF PUBLICATIONS BY THE SUBJECT OF DISSERTATION

Scientific papers, in which the main scientific results of the dissertation are published:

1. Dozorsky V., Falendysh V., Dediv L., Palaniza Y. The method of coronary heart disease detection for the medical systems of patient state control // Visnyk Kremenchutskoho natsionalnoho universytetu imeni Mykhaila Ostrohradskoho. Kremenchuk: KrNU, 2015. Vol. 1, Part 1 (90). P. 63–68. (In Ukrainian).
2. Dragan Y., Nykytyuk V., Palaniza Y. Energy-signal concept for determining the state of the technological dental process as an energetic object // Visnyk Natsionalnoho universytetu "Lvivska politehnika". Seriya: Kompiuterni nauky ta informatsiini tekhnolohii: zbirnyk naukovykh prats, 2015. № 826. P. 368–372. (In Ukrainian).
3. Palaniza Y. Modern approaches to phonocardiosignal processing and its mathematical model as a periodically correlated random process // Visnyk Khmelnytskoho natsionalnoho universytetu. Tekhnichni nauky, 2016. Vol. 2(235). P. 90–93. (In Ukrainian).
4. Dragan Ya. P., Palaniza Yu. B., Hevko O. V., Dediv I. Yu. Heart adaptation reserve remote diagnostics system structure grounding // Naukovyi visnyk NLTU Ukrainy: Zbirnyk naukovo-tekhnichnykh prats. Lviv: RVV NLTU Ukrainy, 2015. Vol. 25.10. P. 255–259. (In Ukrainian).
5. Dragan Ya. P., Gryciuk Yu. I., Palyanytsya Yu. B. System analysis of the statistical evaluation of the state of the stochastic vibration system and the principle of shunting // Naukovyi visnyk Ukrainy: Zbirnyk naukovo-tekhnichnykh prats. Lviv: RVV NLTU Ukrainy, 2016. Vol. 26.1. P.395–402. (In Ukrainian).
6. Palaniza Y. B., Shadrina H. M., Khvostivskiy M. O., Dediv L. Ye., Dozorska O. F. Main theoretical basis of biosignals modeling // Znanstvena misel in Slovenia: journal, Ljubljana, 2018. № 16. Vol. 1. P. 39–44.
7. Dragan Y. P., Nykytyuk V. V., Palaniza Y. B. The research object mathematical model substantiation for physical and technical sciences as result, in particular, in

the case of a power-activated object with a regulated activator system analysis // *Znanstvena misel in Slovenia: journal*, Ljubljana, 2018. № 19. P. 42–47.

8. Palaniza Y. B., Yavorska E. B., Shadrina H. M., Dediv L. E. Phonocardiosignal as a periodically correlated stochastic process preprocessing algorithm structure grounding // *Visnyk TNTU*. 2018, № 3 (91). C. 143–152.
9. Patent 119246 UA, MPK A61B 5/0432 (2006.01) A41D 13/12 (2006.01) Clothing for cardiovascular system state monitoring / Dragan Y. P., Palaniza Y. B., Hevko O. V., Dediv L. Y., Yavorska E. B., Shadrina H. M. № u 201609140; zaiavl. 31.08.2016; opubl. 25.09.2017, Biul. № 18, 2017.

Scientific works certifying the testing of the dissertation materials:

10. Palaniza Y. B., Dediv L. Y. The phonocardiosignal imitation model // *Materialy XV naukovoï konferentsii Ternopilskoho natsionalnoho tekhnichnoho universytetu imeni Ivana Puliuia: zb. tez dopovidei*, 14–15.12.11. Ternopil: TNTU, 2011. P. 165. (In Ukrainian).
11. Palaniza Y. B., Dediv L. Y. The phonocardiosignal imitation model // *Materialy mizhnarodnoho naukovoï sympoziumu "Dosiahnennia suchasnoi nauky"*. 19–30.06.2012. Ivanovo, RF. 3 p. (In Ukrainian).
12. Паляниця Ю. Substantiation of mathematical approach choice for the human phonocardiosignal description // *Materialy XVII-ho naukovo-tekhnichnoho forumu «Radioelektronika i molodezh' v XXI veke»*. Sb. materyalov foruma. Vol. 1. Kharkov: KhNURE, 2013. 323 p. (In Ukrainian.)
13. Palaniza Y. B., Dediv L. Ye., Dozorskiy V. G. The method of processing of phonocardiosignal for the problems of diagnosis and identification of pulmonary circulation disease // *Materialy mizhnarodnoi naukovo-praktychnoi konferentsii "Nauchnyye issledovaniya i ikh prakticheskoye primeneniye. Sovremennoye sostoyaniye i puti razvitiya '2013"*, 5-6.06.2013. Ivanovo, RF. P. 100–101. (In Ukrainian).
14. Palaniza Y. B., Khvostivskiy M. O. Rationale the mathematical model of the signal as a pulse periodically correlated random process // *Materialy mizhnarodnoi naukovo-praktychnoi konferentsii "Aktualni zadachi suchasnykh tekhnolohii"* Ternopilskoho natsionalnoho tekhnichnoho universytetu imeni Ivana Puliuia, 11–12.12.2013. Ternopil: TNTU, 2013. P. 218–219. (In Ukrainian).

15. Palaniza Y. B., Hevko O. V. Remote diagnostics of heart adaptation reserve // Mizhnarodna naukovo-praktychna konferentsiia "Perspective innovations in science, education, production and transport '2014", 16–26.12.2014. Ivanovo, RF. 4 p.
16. Dragan Y. P., Gryciuk Yu. I., Palaniza Y. B. System analysis as a means of substantiating the investigated object mathematical model as a system // Advanced Information and Communication Technologies-2015: Proceedings of 1st International Conference (AICT'2015), October 29 – November 1, 2015, Lviv, Ukraine. Lviv: Lviv Polytechnic National University, 2015. P. 159–161. (In Ukrainian).
17. Palaniza Y. B., Shadrina H. M. Phonocardiosignal as a periodically correlated stochastic process preprocessing algorithm structure grounding // Materialy XIX naukovoï konferentsii Ternopilskoho natsionalnoho tekhnichnoho universytetu imeni Ivana Puliuia: zb. tez dopovidei, 18–19.05.2016. Ternopil: TNTU, 2016. P. 117. (In Ukrainian).
18. Dragan Y. P., Gryciuk Yu. I., Sikora L. S., Yavorsky B. I., Palaniza Y. B. Classes of variations of signals and their linear transformations and numerical methods - the results of system analysis of the Taylor series // Materialy IV naukovo-tekhnichnoi konferentsii "Obchysliuvalni metody i systemy peretvorennia informatsii" Fizyko-mekhanichniy instytut im. H. V. Karpenka NAN Ukrainy: zb. tez dopovidei. Liviv: FMI, 2016. 5 p. (In Ukrainian).
19. Palaniza Y. B., Kinash R. V., Bogonovych I. Y. The ola-method application for the biosignal processing in cardiology practice // Materialy VI Mizhnarodnoi naukovo-tekhnichnoi konferentsii molodykh uchenykh ta studentiv «Aktualni zadachi suchasnykh tekhnolohii» Ternopilskoho natsionalnoho tekhnichnoho universytetu imeni Ivana Puliuia: zb. tez dopovidei, 16–17.11.17. Ternopil: TNTU, 2017. Vol. 2. P. 144. (In Ukrainian).
20. Palaniza Y., Franchevska H. Energy aspects of biosignals processing in cardiology practice // Materialy VII Mizhnarodnoi naukovo-tekhnichnoi konferentsii molodykh uchenykh ta studentiv «Aktualni zadachi suchasnykh tekhnolohii» Ternopilskoho natsionalnoho tekhnichnoho universytetu imeni Ivana Puliuia: zb. tez dopovidei, 28–29.11.18. Ternopil: TNTU, 2018. Vol. 3. P. 243. (In Ukrainian).

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ	18
ВСТУП	20
РОЗДІЛ 1. СПЕЦИФІКА ЗАДАЧІ ТА СУЧАСНИЙ СТАН ПРОБЛЕМИ ДІАГНОСТИКИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ ФОНОКАРДІОГРАФІЇ	27
1.1. Сучасний стан проблеми та захворюваність серцевими недугами. Динаміка ситуації	27
1.2. Механізм породження серцевих скорочень	30
1.3. Способи реєстрації акустичних показників роботи серця	32
1.4. Обґрунтування необхідності використання фонокардіосиг- налу з врахуванням механізму породження серцевих скорочень для своєчасного виявлення патологій	41
1.5. Висновки до розділу 1	44
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ФОНОКАРДІО- СИГНАЛУ	45
2.1. Принципи генезу фонокардіосигналу. Принципи бімедійності та шунтування	45
2.2. Методи аналізу фонокардіосигналу	58
2.3. Енергетична теорія стохастичних сигналів та її засоби опрацювання кардіосигналів	61
2.4. Статистичне оцінювання станів серцево-судинної системи як стохастичної вібраційної системи. Принципи бімедійності та шунтування .	72
2.5. Висновки до розділу 2	80
РОЗДІЛ 3. ОБҐРУНТУВАННЯ МЕТОДУ АНАЛІЗУ ФОНОКАРДІО- СИГНАЛУ	81
3.1. Обґрунтування способу виділення моментів прояву дії водія ритму для визначення інтервалу повторюваності фонокардіосигналу	81

	17
3.2. Опрацювання фонокардіосигналу синфазним методом	95
3.3. Обґрунтування структури системи відбору фонокардіосигналу	99
3.4. Висновки до розділу 3	104
РОЗДІЛ 4. ВЕРИФІКАЦІЯ МОДЕЛІ ФОНОКАРДІОСИГНАЛУ У ВИГЛЯДІ ПЕРІОДИЧНО КОРЕЛЬОВАНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ ТА КОМП'ЮТЕРНЕ ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ	105
4.1. Програмна реалізація алгоритму опрацювання фонокардіосигналу	105
4.2. Комп'ютерне імітаційне моделювання фонокардіосигналу	109
4.3 Експериментальна верифікація математичної моделі фоно- кардіосигналу	125
4.4. Розроблення програмного забезпечення опрацювання фоно- кардіосигналу	133
4.5. Висновки до розділу 4	134
ВИСНОВКИ	135
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	137
ДОДАТКИ	150

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач;

ВП – випадковий процес;

ВЧ – високі частоти;

ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів;

ОФКС – обвідна фонокардіосигналу;

ПЗ – програмне забезпечення;

ПК – період корельованості;

ПКВП – періодично корельований випадковий процес;

ПП – періодичність повторюваності;

ФКС – фонокардіосигнал;

ЧН – частотне наповнення;

A, M, D – множини (числові, підмножини числової осі, **R**);

$B(u)$ – коваріація стаціонаризатора (середня чи інтегральна коваріація)

нестационарного випадкового процесу;

$b(t, u)$ – параметрична (зсувова) коваріація значень у момент t випадкового процесу та зсунутої на u його версії;

C – множина всіх комплексних чисел;

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

E – символ оператора математичного сподівання;

E_{ξ} – енергія випадкового процесу ξ , $t \in D$;

$\exp(\bullet)$ – експонента (показникова функція);

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

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

H – абстрактний гільбертів простір;

K – колмогорівський простір випадкових величин скінченної дисперсії;

M, M_t – символ усереднення (за змінною t) на числовій осі;

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

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

P_ξ – середня (по числовій осі) потужність випадкового процесу $\xi(t), t \in \mathbf{R}$;

$R(u)$ – коваріація стаціонарного випадкового процесу його значень, віддалених одне від одного на u :

\mathbf{R} – множина дійсних чисел;

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

$\hbar, \hbar^\varepsilon, \hbar^\pi$ – загальний і відповідно \mathbf{L}^2 та \mathbf{B}^2 простори над простором \mathbf{K} ;

ξ – випадкова величина;

T – період функції або сигналу;

Δt – крок дискретизації;

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

ε – клас випадкових процесів скінченої енергії;

π – клас випадкових процесів скінченої середньої потужності;

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

Ω – простір елементарних подій;

ВСТУП

Актуальність теми. Ключовим інтегральним показником, що використовується для оцінювання здоров'я людини, є передусім, стан серцево-судинної системи (ССС). Задля своєчасного виявлення патологічних процесів на ранній стадії розвитку їх актуальним є створення діагностичних систем моніторингу стану ССС, що мали б можливість легко інтегруватися в Українських соціальних та інфраструктурних реаліях. Базою для створення таких систем є розробка відповідного програмного та математичного забезпечення, яке б уможливило виявлення нових інформативно-інваріантних ознак біологічного сигналу зрозумілих та прийнятних для лікаря, за якими можна судити про стан серця.

Існуючі на тепер у профілактичній медицині системи широко використовують метод полікардіографії, який базується на одночасному записі електрокардіограми (ЕКГ), фонокардіограми (ФКГ) та сфігмограми.

З погляду системно-сигнальної концепції переносником відомостей про стан серця, що найповніше та безпосередньо характеризує його як гідродинамічну систему і, зокрема, відображає морфологічні та органічні порушення в роботі серця такі як пролапси, стенози, фіброз є фонокардіосигнал (ФКС).

Відомі два підходи щодо побудови математичних моделей ФКС: детермінований (Кебот і Додж, Мангеймер, Г. І. Касирським) та стохастичний (S. Schmidt). Такі підходи не мають засобів оцінювання статистичної взаємопов'язаності між різними реалізаціями однієї і тієї ж серії спостережень, не враховують механізм породження серцевих скорочень, а також властивої фонокардіосигналу повторюваності та випадковості, і не використовуються для своєчасного виявлення захворювання. У роботах Осухівської Г. М. розширено можливості автоматизованих систем комп'ютерної діагностики ССС засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів, розробленої Драганом Я. П. яка є основою для використання періодично корельованого

випадкового процесу як моделі тонового сигналу серця людини. Однак такий підхід, як теоретичний концепт, не дає змоги адекватно описати серцеву діяльність відповідно до реальної фізіологічної природи породження серцевих скорочень, а лише розглядає роботу серця як процес, що повторюється в деяких межах через приблизно рівні проміжки часу. Він не враховує вплив регуляції серцевого ритму (Шмидт-Фойгт, Keitx A, Flack MW, Aschoff KA, Tawara S, Harrison DC, Schroeder JS, Berke OK Graham AF. Rider AK, Stinson EB), як основного чинника, що включає в себе сино-атріальний вузол – генератор збудження, що поширюється по структурах провідної системи (His W, Purkinje JP), спричиняючи послідовне скорочення ділянок міокарда та, відповідно, їх послідовне розслаблення (систола/діастола).

Опираючись на міркування викладені у праці Баєвський Р. М., Талаков А. А. «Балістокардіографія» стосовно того, що серцево-судинну систему людини доцільно розглядати як замкнуту гемодинамічну, де первинним переносником відомостей про неї, з-поміж інших, є фонокардіосигнал як такий, що породжений механічними та акустичними процесами в системі, для одержання додаткових (часто критичних) для підвищення достовірності оцінювання параметрів досліджуваного об'єкта та принципу бімедійності, а саме розділення енергії сигналу, породженого одним джерелом, в просторо-часі на два «потoki» різної фізичної природи (електричну та механічну) введено поняття «шунтування». Під шунтуванням розуміємо принцип одержання доповняльних відомостей про об'єкт «обхідним» «коротким» шляхом, зокрема через виділення окремих інформативних параметрів із сигналу іншої фізичної (електричної, на відміну від акустичної) природи процесу того ж генезу в термінах сигнально-системної концепції.

Тому актуальною є задача обґрунтування математичної моделі ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС з урахуванням періодичності його формування та статистичних взаємозв'язків, яка враховує у своїй структурі (є адекватною природі досліджуваного об'єкта) механізм породження серцевої

діяльності, Це, в свою чергу дасть можливість отримати нові інформативно-інваріантні ознаки завдяки оптимізації відбору статистичного матеріалу для застосування відповідних моделі методів опрацювання ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС. Програмна реалізація алгоритмів опрацювання цими методами інтегрована в сучасні системи діагностики стану ССС необхідна для оперативного та своєчасного виявлення змін на ранній донозологічній стадії патологічного процесу, який жодним чином себе не проявляє явно, що значно розширить можливості сучасних систем діагностики ССС людини.

Мета роботи. Метою дослідження є удосконалення математичної моделі ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС, яка враховує притаманну сигналові повторюваність і випадковість, та розроблення методів аналізу його, які базуються на цій моделі, для підвищення достовірності автоматизованих діагностичних систем (у тому числі й віддаленої діагностики).

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота пов'язана з науковою темою, яку виконано в Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя на кафедрі «Біомедичних систем»: «Методи та засоби виявлення патологічних станів для систем медичного контролю функціонального стану організму людини», інвентарний номер державної реєстрації № 0115U002455, 2015–2017 рр. – обґрунтування математичної моделі та розроблення методу опрацювання фонокардіосигналу засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів.

Мета і задачі дослідження. Метою дослідження є удосконалення математичної моделі ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС, яка враховує притаманну сигналові повторюваність і випадковість, та розроблення методів аналізу його, які базуються на цій моделі, для підвищення достовірності автоматизованих діагностичних систем (у тому числі й віддаленої діагностики). Досягнення мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Проаналізувати відомі математичні моделі фонокардіосигналу та методів його опрацювання для обґрунтування напрямку дослідження;
2. Удосконалити математичну модель фонокардіосигналу, яка враховує у своїй структурі фазово-часові характеристики сигналу та механізм генезу ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС, для розв'язання задач оперативного та достовірного виявлення змін стану серця на ранніх стадіях захворювання;
3. Обґрунтувати метод статистичного опрацювання та комп'ютерного імітаційного моделювання фонокардіосигналу з метою виявлення нових інформативних та інваріантних ознак;
4. Обґрунтувати можливість застосування цих нових інформативних ознак в автоматизованих системах комп'ютерної діагностики;
5. Розробити програмне забезпечення комп'ютерного дослідження фонокардіосигналу для верифікації обґрунтованої математичної моделі.

Об'єкт дослідження. Процес моделювання ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС з урахуванням механізму його формування та статистичних взаємозв'язків між окремими реалізаціями його.

Предмет дослідження. Математична модель ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС у вигляді періодично корельованого випадкового процесу та її властивостей для підвищення достовірності систем автоматизованої діагностики.

Методи дослідження. У дослідженні використано синфазний метод аналізу експериментальних даних засобами моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, що враховує повторюваність та випадковість, властиву ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС (надалі ФКС), статистичну взаємопов'язаність між різними серцевими циклами, локалізацію змін в часі та розроблено метод комп'ютерного імітаційного моделювання ФКС на основі обґрунтованої математичної моделі. Створено пакет прикладних програм, де імплементовано алгоритми опрацювання ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС.

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Вперше обґрунтовано математичну модель фонокардіосигналу одночасно зареєстрованого з електрокардіосигналом у вигляді періодично-корельованої випадкової послідовності, що дало можливість розроблення алгоритмів опрацювання та автоматизацію аналізу нестационарного фонокардіосигналу та підвищити достовірність результатів аналізу.

2. Вдосконалено синфазний метод опрацювання фонокардіосигналу, що дало змогу отримати нові інформативно-інваріантні діагностичні ознаки.

3. Вперше обґрунтовано застосування спектрально-кореляційних компонент, які відповідають стану серцево-судинної системи людини для аналізу фонокардіосигналу, базуючись на концепціях бімедійності та «шунтування».

4. Вперше розроблено імітаційну модель фонокардіосигналу, яка підтвердила узгодження результатів комп'ютерного експерименту з емпіричними даними.

Практичне значення одержаних результатів. Одержані теоретичні результати обґрунтовують модифікацію відомих спектрально-кореляційних методів аналізу характеристик ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС, дають змогу підвищити достовірність та розширити можливості автоматизованих систем діагностики шляхом впровадження в область кардіології нового класу достовірних інформативно-інваріантних ознак, що ними в цьому сенсі є спектральні компоненти. Побудована комп'ютерна імітаційна модель ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС придатна для тестування алгоритмів опрацювання даних, отриманих у лікувальних установах. Результати дисертаційного дослідження надаються для застосування при виконанні наукових досліджень, їх впроваджено: в Тернопільській міській комунальній лікарні «МКЛ № 3»; в навчальному процесі кафедри медичної інформатики, кафедри медичної фізики та кафедри фізіології з основами біоетики та біобезпеки Тернопільського державного медичного університету імені І. Я. Горбачевського; в навчальному процесі на кафедрі біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені І. Пулюя.

Акти впроваджень наведено в Додатку В до дисертації.

Особистий внесок. Основні результати, які становлять суть дисертаційної роботи, отримані дисертантом самостійно. У працях, опублікованих із співавторами, здобувачеві належить: у роботі [1] – поширення умов застосовності методів статистики 2-го порядку на аналіз фонокардіосигналу одночасно зареєстрованого з електрокардіосигналом; [2] – поширення концепції одержання відомостей про стан біооб’єкта як енергактивної системи шляхом активного зондування; у роботах [4] – обґрунтування структури апаратних засобів досягнення однорідності статистичного матеріалу для діагностики адаптаційних резервів серця; [5] – поширення концепції одержання відомостей про стан біооб’єкта як емерджентної енергактивної системи; [6] – верифікація результатів дослідження; [7] – застосування принципів бімедійності та шунтування до гемодинамічної системи з внутрішнім активатором; [8] – вибір оптимальних параметрів алгоритму попереднього опрацювання фонокардіосигналу з урахуванням генезу його; [9] – обґрунтування структури системи дистанційної діагностики адаптаційних резервів серця.

Апробація результатів дисертації. Окремі результати роботи апробовано на: Міжнародному науковому симпозиумі «Досягнення сучасної науки» (19–30 червня 2012 р. – Іваново, РФ); XVII-му науково-технічному форумі «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке», Харьков: ХНУРЭ. 2013; Міжнародній науково-практичній конференції «Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития 2013» (5 – 6 червня 2013 р. – Іваново, РФ); Міжнародній науково-практичній конференції «Perspective innovations in science, education, production and transport 2014» (16–26 грудня 2014 р. – Іваново, РФ); Міжнародній конференції 1st International Conference (AICT’2015), October 29 – November 1, 2015, Lviv, Ukraine. – Lviv : Lviv Polytechnic National University, 2015; IV науково-технічній конференції «Обчислювальні методи і системи перетворення інформації» Фізико-механічний інститут ім. Г. В. Карпенка НАН України, 2016 р. – Лівів; неодноразово на конференціях Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (2012–2017 рр.); щорічних наукових семінарах кафедри «Біотехнічні системи» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (2012–2015 рр.).

В цілому робота доповідалася на науковому семінарі Інституту комп'ютерних наук та інформаційних технологій Національного університету «Львівська політехніка» (м. Львів), в Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя (м. Тернопіль).

Публікації. За темою дисертації опубліковано 20 наукових праць: 6 статей у наукових фахових виданнях [1–5, 8], 5 з них [1, 3–5, 8] індексуються в наукометричній базі «Index Copernicus», 2 статті у закордонних виданнях [6–7], 1 патент України на корисну модель, 10-х збірниках тез наукових конференцій [10–20]. Працю [3] опубліковано без співавторів.

РОЗДІЛ 1

СПЕЦИФІКА ЗАДАЧІ ТА СУЧАСНИЙ СТАН ПРОБЛЕМИ ДІАГНОСТИКИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ ФОНОКАРДІОГРАФІЇ

В цьому розділі описано специфіку задачі та сучасний стан проблеми діагностування серцево-судинної системи людини за допомогою фонокардіографії, окреслено умови проведення експериментального дослідження, а також наведено типову схему відбору сигналу і обґрунтовано вибір фонокардіографа прототипу.

1.1. Сучасний стан проблеми та захворюваність серцевими недугами. Динаміка ситуації

За даними Міністерства охорони здоров'я України (МОЗУ) та Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), спостерігається тенденція до зростання рівня смертності від захворювань серцево-судинної системи (ССС) людини. При цьому поширеність хвороб [1] системи кровообігу серед працездатного [2] населення [3] становила 52 %, у тому числі ішемічної [4] хвороби [5] серця – 42,1 %, гіпертонічної хвороби (усі форми) – 61,5 % та судинно-мозкових захворювань – 30 %. Тому важливим завданням сучасної медицини є завчасна діагностика [6] патологічних змін [7] в роботі ССС.

На сьогодні діагностика стану ССС ґрунтується на застосуванні методів фізіологічних досліджень, які базуються на проявах і властивостях [8] ССС. При цьому, стан ССС характеризується роботою різних її структур [9]. Функціонування кожної окремо взятої структури [10] супроводжується протіканням [11] або зміною [12] в часі параметрів чи характеристик певних фізичних процесів (зміна електричного поля, виділення тепла або зміна теплопровідності, зміна пружних властивостей середовища). Протікання цих

змін в часі трактуються відповідно до основних положень системно-сигнальної концепції як «сигнал» [13]. Кожен з отримуваних видів сигналів (потенціали, механічні коливання, звук та ін.) несе найбільше відомостей про стан характерної йому структури ССС. При цьому, роботу структур серця (наприклад міокарду, клапанів) найповніше характеризують акустичні сигнали, дослідження яких проводять за допомогою аускультатії [14], тобто звичайного прослуховування [15]. При такому методі виявлення патології залежить від професійності лікаря, роздільної здатності його вуха та інших суб'єктивних факторів. Перспективним при діагностуванні стану ССС є метод фонокардіографії [16], що ґрунтується на реєстрації акустичних показників механічної роботи серця (фонокардіосигналу). Структури ССС (клапани серця, крупні судини, потік крові, а також м'язи) породжують комплекс механічних коливань. Навідміну від аускультатії, метод дає змогу більш об'єктивно отримати дані про механічну роботу серця, уможливорює спостереження за динамікою зміни стану ССС у зв'язку з протіканням патологічних процесів, терапії таких процесів.

Завдяки розвитку технологій [17] та, зокрема, комп'ютерної техніки, метод фонокардіографії [18] здобув поширення в системах автоматизованої комп'ютерної діагностики, які вимагають застосування та постійного вдосконалення математичного апарату та обчислювальних алгоритмів, врахування нових факторів, що чинять вплив на здоров'я людини. Алгоритми роботи таких діагностичних систем визначаються математичною моделлю ФКС. Відомі математичні моделі можна умовно розділити на детерміновані (Кебот і Додж (1925), Мангеймер (1941), Г. І. Касирським (1957)) та стохастичні [19]. Варто зазначити, що в таких діагностичних системах як СФЕРА-4 (НТЦ "ХАІ-МЕДИКА, Харків), "Кардіо +" („МЕТЕСОЛ", Чернігів), МКМ-08 (СФУ, Красноярськ, Росія) опрацювання даних базується на поданні ФКС як стаціонарної випадкової послідовності [20]. При цьому проводиться оцінювання імовірнісних характеристик ФКС, а за математичну модель приймається стаціонарний випадковий процес. Такий підхід є спрощеним, не

відповідає природі процесу серцевих скорочень і не має засобів оцінювання статистичної взаємопов'язаності між різними циклами однієї і тієї ж серії спостережень, а також властивої ФКС повторюваності та випадковості, і не може бути використаний для своєчасного виявлення проявів захворювання.

Зокрема у працях Г. М. Осухівської [21] для опрацювання [22] тонового сигналу [23] (навідміну від ФКС частотній діапазон тонів серця локалізується нижче діапазону частот шумів, і енергія тонів значно вища ніж енергія шумів) введено поняття "релаксаційного мультипульсатора" і в межах енергетичної теорії [24] стохастичних сигналів (ЕТСС) [25] застосовано фільтровий статистичний метод. У працях С.А. Лупенка [26] розкрито інший підхід [27] до опису кардіосигналів у вигляді суперпозиції координат скінченновимірною вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів як математичних моделей одночасно зареєстрованих [28] кардіосигналів (СЗКС). Оскільки статистична обробка СЗКС здійснюється з врахуванням ритмічної структури сигналу (функції ритму), вхідними даними при такій обробці, є значення сигналу, дискретна функція ритму, кількість циклів з яких складається сигнал та кількість зон, з яких складається кожен цикл, це вимагає застосування операцій передискретизації та інтерполяції даних, що призводить до використання значної кількості апаратних та програмних ресурсів, що не підходить для носимих на тілі (smart clothes) систем віддаленого моніторингу [29] біопказників пацієнта в компактному форм-факторі.

Сучасні [30] діагностичні [31] комплекси дають змогу здійснювати обробку біосигналу з допомогою електронно-обчислювальної техніки, напівавтоматичний розрахунок показників біосигналу, формування медичного висновку, і потребують вдосконалення математичного апарату з метою підвищення достовірності діагностики функціонального стану серця людини методом фонокардіографії. Фонокардіографія реєструє тони [32], шуми, що виникають при роботі серця [33]. Серцеві [34] м'язи, клапани, сухожилля, великі судини, що підходять до серця, потік крові є причинами появи

комплексу механічних коливань, що призводить до появи шумів різної частоти. Спектр частот тонів, що з'являються при цьому, знаходиться в діапазоні 140-1000 Гц. Фонокардіографічний метод об'єктивізує дані [35] про тони [36] і шуми серця, уможлиблює розрахунок інформативних показників, дає змогу спостерігати за динамікою зміни звуків серця у зв'язку з перебігом патологічних процесів.

1.2. Механізм породження серцевих скорочень

В працях розкрито вплив нейрорегуляції на серцевий ритм [37], як основного чинника. На рис. 1 зображено провідну систему [7] серця (зліва) та форму потенціалів дії різних відділів серця (справа). Ця система включає в себе сино-атріальний (синусів) вузол [38], атріо-вентрикулярний вузол [39], пучок Гіса (His W), ніжки пучка Гіса, волокна Пуркін'є (Purkinje JP), пучки Самойлова-Венкебаха. У цій системі головним водієм ритму є синусів вузол [37] (Й. Шмидт-Фойгт (1966),), який генерує збудження (Keitx A, Flack MW, Aschoff KA, Tawara S, Harrison DC, Schroeder JS, Berke OK Graham AF. Rider AK, Stinson EB), що, в свою чергу, поширюється по структурах провідної системи, спричиняючи послідовне скорочення ділянок міокарда та, відповідно, їх послідовне розслаблення (систола/діастола).

Таким чином всі етапи серцевого циклу – це послідовність електричних та механічних явищ у відповідь на подразник, що задається серцевим ритмом. Частота серцевих скорочень (ЧСС) визначається автоматизмом синусового вузла [33] (тобто його спонтанною діастолічною деполяризацією), який модулюється шляхом зворотного зв'язку впливом вегетативних, гуморальних і місцевих факторів.

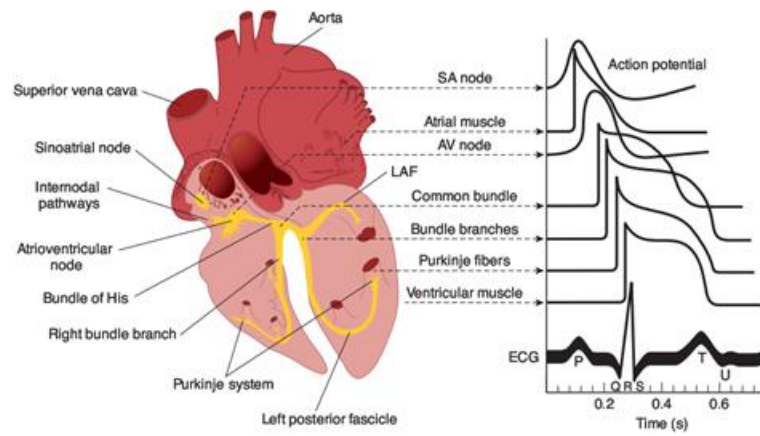


Рисунок. 1.1. – Схематичне зображення провідної системи серця

Отже, роботу серця [40] можна описати «модуляцією» – кожен з послідовності імпульсів потенціалу дії спричиняє відповідь у вигляді серії послідовних рознесених в часі серцевих скорочень/розслаблень, при цьому форма, тривалість і фазові зсуви [41] цих імпульсів [42] можуть змінюватися в залежності від ступеня навантаження, емоційного стану та цілого комплексу інших екзогенних та ендогенних впливів. Відгуки також не будуть мати постійних параметрів, які, в свою чергу, будуть залежати від таких факторів, як стан провідної системи (блокада ніжки пучка Гіса), опору структур потоку крові (пролапси, стенози, аневризми), постінфарктних рубців і ще багато інших факторів, що має велику діагностичну цінність.

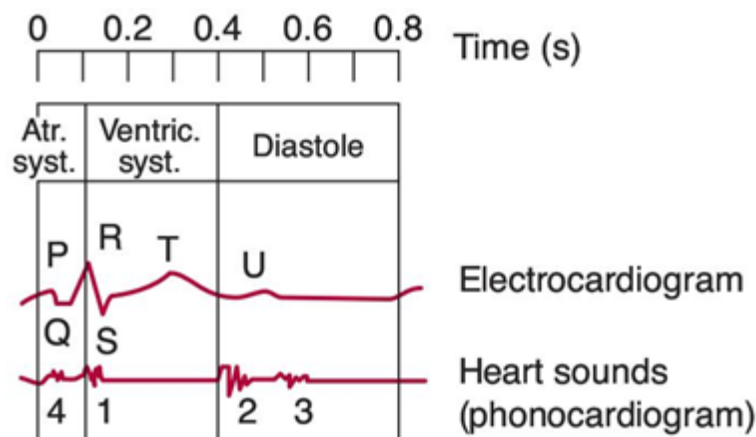


Рисунок. 1.2. – Фази серцевого циклу (ЧСС 75 ударів за хвилину)

1.3. Способи реєстрації акустичних показників роботи серця

Для запису фонокардіограми варто застосовувати стандартні рівні підсилення. В більшості випадків використовується одне із значень стандартного набору з підсиленням 2/1, 5/1, 10/1, 20/1, 50/1 і т.д. Така система дає можливість стандартизувати підсилення ФКГ і робити адекватне порівняння різних записів. Однак, торкаючись питання про стандартизацію підсилення при записі ФКГ, слід мати на увазі, що на величину амплітуди записуваних тонів і шумів впливає і ступінь притиснення мікрофона до грудної стінки. На практиці доводиться користуватися прийомами, що забезпечують більш-менш однаковий ступінь притиснення мікрофона (фіксація гумовим поясом або лейкопластиром). Це дає змогу порівнювати амплітуди серцевих звуків, записаних у різний час. Однак при аналізі ФКГ у зв'язку із зазначеними вище особливостями не здійснюється вимір амплітуди тонів і шумів, а лише аналіз [43] амплітуд тонів та пропорцій між ними тільки по записаних фонокардіограмах за однакових умов. При виборі оптимального звукового підсилення (при дослідженні осіб з нормальними тонами серця) треба виходити з необхідності одержати достатню для звичайного візуального розгляду амплітуду тонів, що не виходить за межі каналу реєстрації й не накладається на запис на інших каналах. При цьому систолічна й діастолічна пауза на аускультативному каналі (але не на низькочастотному) повинна бути репрезентована прямою, так званою ізоакустичною лінією. При відсутності зовнішніх перешкод і правильному накладанні мікрофона поява на цій лінії осциляції свідчить про занадто великий рівень підсилення. Реєстрація прекардіальної ФКГ здійснюється після відпочинку досліджуваного протягом 5...10 хвилин, у положенні лежачи, в ізольованому від сторонніх звуків приміщенні. Хворий має бути роздягнений до пояса, тому що інакше виникають шуми одягу, які спотворюють ФКГ. Для усунення перешкод, пов'язаних із впливом на мікрофон волосяного покриву, необхідно проводити запис із ділянок тіла, вільних від волосся. Якщо це неможливо, волосся слід

змочити водою або змастити жиром. Під час дослідження хворий повинен лежати зручно. У приміщенні має бути тепло, інакше у хворого може виникнути м'язове тремтіння, що робить реєстрацію ФКГ неможливою. Запис ФКГ виконується при затримці подиху хворого або на видиху. Однак у деяких випадках, наприклад, при трикуспідальній недостатності, фонокардіограму необхідно записувати не тільки на видиху, але й на вдиху, під час якого підсилюється систолічний шум біля мечоподібного відростка. При записі ФКГ мікрофон встановлюють послідовно в стандартних точках вислуховування або проводять синхронний запис з декількох точок. Однак слід підкреслити, що при дослідженні звуків серця стандартні точки використовуються не шаблонно, як це має місце при реєстрації електрокардіограми. Вибір точок для накладання мікрофона, як правило, проводиться за допомогою вислуховування. Часто зсув мікрофона на 1...2 сантиметри призводить до істотних змін звукової симптоматики. У ряді випадків звуки серця сприймаються тільки на дуже обмежених ділянках поверхні грудної клітки. Хольдак і Вольф вважають, що не можна реєструвати ФКГ із класичних точок вислуховування. Стандартизація припустима лише відносно позначення точок накладання мікрофона для кожного пацієнта індивідуально, щоб у разі потреби можна було провести повторне дослідження по можливості в аналогічних умовах.

Спосіб фіксації мікрофона на грудній клітці визначається його типом. Мікрофон з повітряною провідністю доцільно фіксувати за допомогою гумового ременя. Деякі мікрофони такого виду можуть утримуватися на грудній клітці завдяки своїй масі і за допомогою мішечка з піском. Однак такі способи фіксації неприйнятні при дослідженні стоячого, сидячого (наприклад, при ортопное) або лежачого на боці хворого. Для фіксації мікрофона безпосереднього дотику гумовий ремінь непридатний, він не може досить надійно утримувати його. У результаті такий мікрофон зміщується, і виникає тертя пелота об грудну клітку. Належної якості запису ФКГ досягають при фіксації мікрофона безпосереднього дотику за допомогою штативів,

спеціальних підвісних пристроїв, подібних тим, які застосовуються в пересувних лампах, однак всі ці системи фіксації досить громіздкі. При реєстрації ФКГ у положенні хворого на боці, сидячи або стоячи доводиться фіксувати мікрофон рукою. Утримання мікрофона рукою вимагає певної навички, нерідко для цього потрібний кваліфікований помічник. Проте, і в таких випадках не завжди вдається уникнути артефактів, викликаних тремтінням руки.

За потреби варто застосовувати проби з навантаженням чи з гіпотензивними препаратами. Фізичне навантаження індивідуалізується залежно від стану хворого. Фізичне навантаження підсилює тони, а також органічні й функціональні шуми серця. У здорової людини після навантаження може з'явитися функціональний систолічний шум. Проба з амлінітритом базується на зниженні артеріального тиску. Перед пробою у хворого записують вихідну ФКГ й артеріальний тиск. Потім хворий вдихає через ніс амлінітрит з ампули (10 вдихів протягом 20...30 с). Після цього роблять безперервний запис ФКГ, і через кожні 30 с вимірюють артеріальний тиск. На висоті гіпотензивного ефекту (через 15...20 с) зменшується й коротшає шум, обумовлений мітральною й аортальною недостатністю. Проба з еуфіліном або нітрогліцерином ґрунтується на зниженні тиску в легеневій артерії після внутрішньовенного введення хворому еуфіліну.

Для запису необхідна спеціальна кімната, яка ізольована від сторонніх шумів і апаратів, що володіють шумовими і електромагнітними ефектами (двигуни, рентгенівські й фізіотерапевтичні апарати і т.д.). З метою зменшення впливу температури в приміщенні на мікрофонні давачі, діапазон її зміни повинен бути якомога вузьким. Мікрофон повинен прикладатися до грудної клітки герметично (рис.1.1). Бажано, щоб фонокардіограф був забезпечений приставкою для одночасного вислуховування записуваних звуків та електрокардіографом [44].

Зазвичай в фонікардіографії передбачена реєстрація 5 звукових каналів: перший – аускультативний (А), ширококутовий, що дозволяє записати звуки

серця приблизно так, як вони сприймаються людським вухом, другий – низькочастотний (Н), що пропускає звуки з частотою близько 35 Гц, третій – перший середньочастотний (С1) – від 35 до 70 Гц; четвертий – другий середньочастотний (С2) – від 70 до 140 Гц, а п'ятий – високочастотний, що записує звуки переважно з частотою понад 140 Гц (максимум близько 250 Гц).

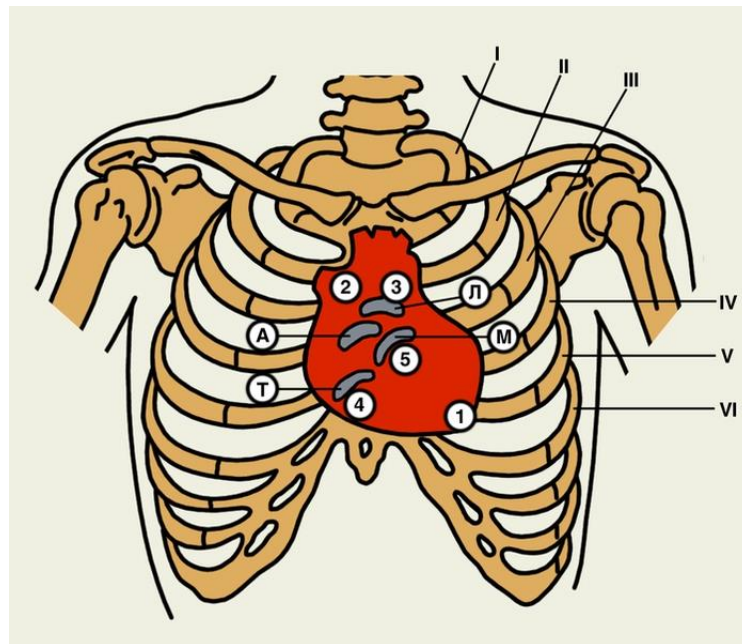


Рисунок 1.3. – Точки аускультатії серця

- А – проекція клапана аорти; Л – проекція клапана легеневого стовбура; М – проекція мітрального клапана; Т – проекція тристулкового клапана.
- 1 – верхівка серця (дослідження мітрального клапана), 2 – друге міжребер'я біля правого краю грудини (дослідження клапану аорти), 3 – друге міжребер'я біля лівого краю грудини (дослідження клапану легеневого стовбура), 4 – тіло грудини над мечовидним відростком (дослідження тристулкового клапану), 5 – точка Боткіна-Ерба – четверте міжребер'я зліва від грудини (дослідження аортального клапана).
- Римськими цифрами позначені ребра.

Важливою складовою фоноелектрокардіографа є мікрофон (роботи ХНУРЕ, кафедри біомедичних електронних пристроїв і систем). Мікрофон перетворює звукові коливання на електричні, які після підсилення й

проходження через систему частотних фільтрів спрямовуються у реєструючий пристрій. Таким чином він дає графічне зображення звукових явищ. З різних типів мікрофонів, які нині застосовуються для фонокардіографії, найбільш поширеними є динамічні (котушкові) і п'єзоелектричні (кристалічні) мікрофони. Залежно від принципу перетворення механічних коливань в електричні розрізняють лінійні, стетоскопічні й логарифмічні мікрофони, які в свою чергу поділяються на датчики зсуву, швидкості й прискорення відповідно. Лінійні мікрофони перетворюють звукові коливання, не коригуючи їх. Електричний сигнал, що надходить із лінійного мікрофона, пропорційний зсуву його рухливої мембрани, тому лінійний мікрофон є датчиком зсуву. Тож сигнал, що надходить із конденсаторного (ємнісного) мікрофона, пропорційний зсуву його рухливої пластини, тому такий мікрофон у принципі є датчиком зсуву. Стетоскопічні мікрофони створюють ЕРС пропорційно швидкості руху в магнітному полі котушки, фіксованої на мембрані, тобто являють собою датчики швидкості. Стетоскопічні мікрофони поліпшують перетворення високочастотних коливань. Звуки серця, записані за допомогою стетоскопічних мікрофонів, приблизно відповідають звукам, які чутні через стетоскоп. Логарифмічні мікрофони мають високочастотну характеристику. ФКГ, записана із застосуванням логарифмічного мікрофона, відтворює логарифм зміни сили звуку, що відповідає гучності, яка сприймається вухом людини. Ці принципові розбіжності намагаються покласти в основу класифікації мікрофонів, які застосовуються у фонокардіографії. Насправді характер перетворення мікрофоном механічних коливань на електричні залежить не тільки від принципу перетворення, але й від конструктивних особливостей мікрофона, його акустичних властивостей. Так, наприклад, сполучення між повітряними камерами, розташованими по обидва боки діафрагми, може перетворити датчик зсуву на датчик швидкості. Тому відповідні властивості того чи іншого конкретного типу мікрофона можна репрезентувати, користуючись лише розглянутими вище параметрами, що обумовлюють його частотну характеристику. Частотна характеристика

мікрофона може бути скоригована в підсилювачі. Чим більше вона наближається до горизонтальної, тим простіше й надійніше, як правило, може бути забезпечена потрібна характеристика всього фонокардіографа в цілому. Істотний інтерес, зокрема, становить чутливість мікрофона в ділянці інфразвукових частот (від 0,3 і менш до 20 Гц). Останнім часом знову підвищився інтерес до запису кривої верхівкового поштовху (кардіограми), що здійснюється за допомогою датчика пульсу. Паралельний запис кардіограми й фонокардіограми з тієї ж самої ділянки поверхні грудної клітки виявляється неможливим, коли для цього потрібно використовувати два різних датчики. Пропонують з'єднати повітряну камеру датчика пульсу з повітряною камерою мікрофона, хоча це викликає зміни акустичної характеристики останнього. Значну перевагу набув би єдиний датчик для фонокардіографії й кардіографії. Таким датчиком міг би стати мікрофон з горизонтальною частотною характеристикою від 0,3 Гц. Ще важливішою є рівномірність частотної характеристики в ділянці низьких частот для внутрішньосерцевої фонокардіографії. Мініатюрний мікрофон з горизонтальною частотною характеристикою від нуля Гц одночасно є й датчиком електроманометра для запису кривих тиску й середнього тиску у порожнинах серця й великих судин. Істотне значення має сталість властивостей мікрофона, його чутливість до умов зовнішнього середовища, температури, вологості, до струсів, ударів тощо. З огляду на це набувають переваги динамічні мікрофони. Найбільший інтерес для лікаря становить спосіб передачі коливань поверхні грудної клітки чутливому елементу мікрофона. Розрізняють мікрофони з повітряною провідністю й мікрофони (вібродатчики) безпосереднього торкання. В останніх коливання передаються діафрагмі безпосередньо або частіше через стрижень (пелот). Особливу групу складають конденсаторні мікрофони, у яких роль однієї із пластин виконує поверхня грудної клітки або (в експерименті) оголеного серця. Конструктивні особливості мікрофона, спосіб його фіксації можуть істотно впливати на характер запису. Так, при недостатньо щільному приляганні мікрофона до поверхні грудної клітки

повітряна камера, через яку коливання передаються мембрані, стає негерметичною. Таким чином досягається той же ефект, якого домагаються створенням спеціального диференціюючого отвору. Сполучення між камерою мікрофона повітряної провідності й атмосферою обумовлює зниження чутливості до низькочастотних складових. Одночасно на чутливий елемент мікрофона починають значніше впливати шуми приміщення. При застосовуванні значного підсилення для запису з високочастотними характеристиками ці шуми унеможливають читання кривої. Коливання поверхні грудної клітки передаються не тільки рухливій системі мікрофона, але і його корпусу, особливо якщо маса останнього невелика. Це також може призвести до зміни чутливості мікрофона до низькочастотних складових залежно від способу фіксації. Погіршує умови сприйняття звуків серця, особливо низькочастотних, і надмірне притиснення мікрофона повітряної провідності. Щоб зменшити вплив способу накладення такого мікрофона на характер сприйняття звуків серця, його опорну поверхню роблять досить великою, а опорне кільце має бути з губчастої гуми. Мікрофони повітряної провідності сприймають звуки з відносно великої поверхні. Вплив невеликих змін положення мікрофона в результаті виявляється незначним. Деяке обмеження можливості локалізувати той або інший акустичний феномен на поверхні грудної клітки не має великого значення в клінічній практиці. Нерідко, особливо при дослідженні дітей, а також хворих з деформацією грудної клітки або ж випнутими ребрами, забезпечити герметичне накладення мікрофона буває неможливо. Доводиться фіксувати його не в потрібній точці, а десь поблизу або ж збільшувати силу притиснення. Тому в педіатричній практиці доцільніше було б застосовувати мікрофон з меншою опорною поверхнею, тим більше що в дітей звуки серця, як правило, значно інтенсивніші, ніж у дорослих. Фіксація мікрофонів безпосереднього торкання полегшується тим, що їх можна накладати й частиною опорної поверхні, з перекосами. Опорна поверхня їх, як правило, невелика. Це дозволяє віддати перевагу мікрофону безпосереднього торкання при дослідженні дітей. З

іншого боку, при роботі з таким мікрофоном необхідно особливо ретельно уникати тертя його об поверхню грудної клітки, волосся й т.д. Цим обумовлені жорсткіші вимоги до фіксації мікрофонів безпосереднього торкання. Вже невеликі зміни положення мікрофона на поверхні грудної клітки або ступеня його притиснення ведуть до істотних змін характеру запису. При фіксації над кістками, грудниною, ребрами – амплітуда запису звуків серця значно збільшується. Відчутна залежність характеру запису від умов фіксації мікрофона утруднює порівняння результатів дослідження. Спосіб фіксації мікрофона багато в чому визначається його типом. Під час роботи з мікрофонами безпосереднього торкання не рекомендується фіксація за допомогою гумового ременя. Однак цей спосіб цілком прийнятний для роботи з мікрофоном повітряної провідності. Сутужніше фіксувати мікрофон безпосереднього торкання з пелотом. Гумовий ремінь не може досить надійно утримувати такий мікрофон. Не виключається зсув мікрофона, тертя пелота об поверхню грудної клітки. Фіксація за допомогою різних штативів, на противагу, громіздка, не завжди забезпечує гарний запис, а часом і неможлива. Деякі мікрофони досить просто покласти на груди пацієнта: мікрофон утримується власною вагою. Такий спосіб забезпечує стандартність ступеня притиснення, але він неприйнятний при дослідженні у положенні хворого лежачи на лівому боці, стоячи або сидячи (наприклад, при ортопное), при накладенні мікрофона в пахвинній ділянці, а часто й біля верхівки серця. Мікрофон безпосереднього торкання подекуди доводиться втримувати рукою. Це ускладнює роботу дослідника, нерідко вимагає залучення навченого помічника. Не завжди вдається уникнути артефактів, викликаних тремтінням руки. Деякі мікрофони можуть фіксуватися за допомогою присмокування. Незрозуміло, однак, як впливають на характер запису зміни з боку шкіри й м'яких тканин при такому способу фіксації. Із усього сказаного виходить, що питання про найкращий тип мікрофона далеке від вирішення. Оскільки найзручнішою є фіксація за допомогою гумового ременя, то можна віддати перевагу (принаймні, при дослідженні дорослих) мікрофону повітряної

провідності.

Підсилювач має бути розрахований таким чином, щоб частотні характеристики всього тракту відповідали заданим. У деяких апаратах фонокардіографічний тракт має свій окремий підсилювач. Вигідніше користуватися так званими фонокардіографічними приставками: сигнал, що надходить із мікрофона, після попереднього посилення й фільтрації подається на вхід підсилювача електрокардіографа [45]. Це розширює можливості використання підсилювача й пристрою для реєстрації, електрокардіографа, забезпечує більшу свободу дій дослідника.

Перевага в спектральному складі звуків серця низькочастотних коливань, що володіють значно більшою енергією, ніж високочастотні, вимагає при реєстрації ФКГ нерівномірного підсилення складових різної частоти. При однаковому підсиленні всіх складових (так звана лінійна ФКГ) інфразвукові коливання мають на ФКГ вигляд хвиль великої амплітуди, коливання, що відображають тони серця, утворюють ледь помітні зубці, а більшість шумів, за винятком особливо інтенсивних, не реєструються, тому що їхня енергія відносно невелика.

У сучасних апаратах елементи фільтрації й посилення тісно пов'язані між собою. Роль фільтрів високих частот виконують елементи зв'язку між каскадами підсилювача. Верхня мережа смуги пропущення апаратів звичайно визначається характеристикою пристрою для реєстрації. До складу підсилювача можуть бути включені фільтри, що знижують чутливість до складових у ділянці частот вище 100...150 і, навіть, 60 Гц. Це робиться для надання електрокардіограмі "чистоти", усунення "м'язових перешкод", тобто нашарування потенціалів мускулатури.

Фонокардіограма [46] в нормі (рис. 1.4) складається з двох постійно присутніх I і II тонів і з двох пауз: систолічної та діастолічної.

У діастолічній паузі іноді зустрічаються додаткові діастолічні тони – III, IV, а в патологічних випадках в діастолі може бути відзначений високочастотний екстратон – клацання відкриття мітрального клапана, або

«мітральний компонент», який позначається як OS.

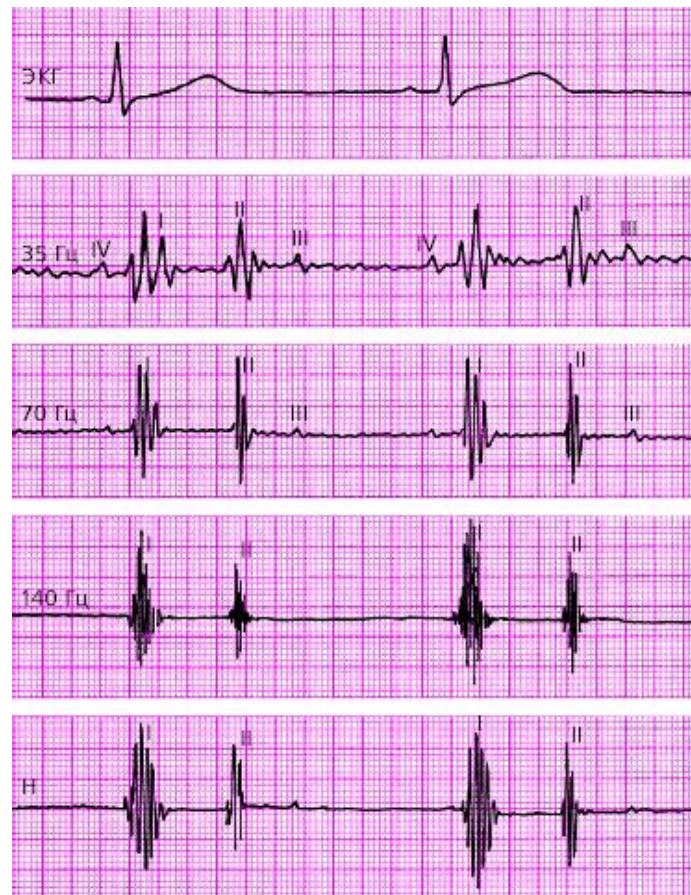


Рисунок 1.4. – Одночасно зареєстровані нормальні електрокардіограма і фонокардіограма

1.4. Обґрунтування необхідності використання фонокардіосигналу з врахуванням механізму породження серцевих скорочень для своєчасного виявлення патологій

Кінець минулого століття в науці позначився розповсюдженням [47] системного мислення, започаткованого в 30-х роках загально визнаною трійкою науковців: В. Вернадський, Л. фон Берталанфі, Н. Вінер, що цілком аргументовано показано в підручнику [48] (хоч є й інші погляди, див. [49], [50]). Це мислення відійшло від канонів класичної науки, підвалини якої заклали Галілей і Ньютон (див. [51]), а ще на Фізичному конгресі 1900 р. в Парижі лорд Кельвін відстоював тезу, що "пояснити явище – значить

побудувати його механічну модель". І так поступають науковці, що стоять на детерміністичних позиціях (див. [52]), хоч на Конгресі мистецтв і наук у Сент-Луїсі (США, 1904 р.) А. Пуанкаре стверджував: "Фізичний закон набуває цілком новий аспект, коли це вже не буде тільки диференціальне рівняння, а він набуде характеру статистичного закону". Запровадили статистику в фізику Дж. Гібс та Дж. Максвел, але тільки в кінетику молекул, хоч Максвел і став фундатором (разом із М. Фарадеєм та Г. Герцом) радіотехніки і радіофізики та тільки радіофізики створили теорію коливань. Переосмислюючи ідею Фур'є з теорії теплоти про подання функції часу через гармоніки, вони виробили основи – поняття й формальний математичний апарат аналізу не тільки детермінованих, але й стохастичних (з грец. *στοχαστική* – здогад) коливань, істотно доповнивши здобутки математиків за принципом фізика нашого часу Р. Фейнмана: "якщо маєте проблеми (з формалізмом), то маєте заглянути до математиків, бо а ну ж вони вже мали з цим справу. Якщо ж ні, то вам доведеться самим розбиратися, і тоді ваші результати математики занесуть у свої книги". Ця фраза досить влучно характеризує ідею системного мислення. Та тут обійдено проблему тлумачення, обмежившись тільки мовами – фізики, техніки, математики. Бо, як казав один німецький фізик, математики – то є сорт французів: говорять ніби про те, що й ти, але розуміють щось зовсім інше.

І, власне, натуралісти, як любив називати В. Вернадський [53], і передовсім фізики є першопрохідцями вивчення складних систем. Ситуація добра, коли маємо перший із згаданих варіантів, тобто є вже математичні засоби, придатні для розроблення теорії такого типу систем, як в разі задач механіки, електро-, гідро-, аеродинаміки, акустики і т.д., коли формальний опис давали моделі у вигляді диференціального рівняння чи в разі вібраційної системи – розв'язки їх у вигляді періодичних чи споріднених із ними різних типів майже періодичних функцій. Залишається тільки потреба – обґрунтувати придатність цієї моделі як засобу розв'язання конкретної задачі дослідника.

Набагато цікавішою і дещо пліднішою, хоч і відповідно заплутанішою, є ситуація в разі коливної стохастичної системи.

Однак у жодній із відомих на сьогодні робіт не наведено особливості статистичного оцінювання станів стохастичної вібраційної системи. Також потрібно розглянути питання залучення доповняльних відомостей про вібраційні системи шляхом розширення бази даних.

Об'єкт дослідження тут – статистичне оцінювання станів стохастичної вібраційної системи. Тому можна сформулювати наступне.

Предмет дослідження тут – системний аналіз та моделі статистичного оцінювання станів стохастичної вібраційної системи і принципу шунтування.

Мета роботи полягає в системному аналізі та розробленні надійної системи статистичного оцінювання станів стохастичної вібраційної системи і принципу шунтування, що загалом дає змогу залучити доповняльні відомості про вібраційні системи шляхом розширення бази даних.

Для реалізації зазначеної мети потрібно виконати такі основні завдання:

1) відтворити особливості статистичного оцінювання станів стохастичної вібраційної системи;

2) розглянути питання залучення доповняльних відомостей про вібраційні системи шляхом розширення бази даних;

3) зробити відповідні висновки та надати рекомендації щодо використання.

Із названих канонізованих фундаторів системного мислення кожен зіграв різну роль: фон Берталанфі, базуючись на проблемах біології і опираючись фактично на відому тезу Аристотеля, що її в підручнику [48] названо постулятом: "Ціле більше суми своїх частин", висунув так звану загальну теорію систем; Вернадський (див. [53]), не тільки розвинув концепцію біосфери і її переходу в ноосферу [54], а за підставу нової теорії пізнання замість гносеології діалектичного матеріалізму висунув принцип голізму (цілісності від грец. олоσ – цілий, увесь; англ. holism) в стилі Аристотеля. Цей аспект обійдено "за замовчуванням" в згаданому підручнику, а посилання є тільки на працю [54]. Також згадано "праксеологію" Котарбінського, а про фундатора її Є. Слуцького, що до популяризації його та утвердження чи не

найбільше спричинився якраз Котарбінський, теж ані слова. Слуцький також фундатор теорії випадкових процесів (ВП) і перших математичних моделей ритміки [55] як стохастичних коливань [56].

Наведено процедуру дослідження системного аналізу математичної моделі вібраційних сигналів для стохастичних систем у вигляді періодично корельованого випадкового процесу в сенсі теорії ймовірності. Описаний як найпрозоріший логічно статистичний метод оцінювання стану таких систем за допомогою засобів теорії цієї моделі.

1.5. Висновки до розділу 1

Таким чином показано необхідність застосування нового підходу, що він адекватний ситуації, коли у процесі дослідження складних систем формування переносників даних – сигналів, що розповсюджуються у фізично різних середовищах, мають різні механізми перетворення і тому підлягають принципово різним закономірностям (як поверхневі хвилі і звукові імпульси тиску), а генератором їх є той самий заданий процес. Сформульовано так званий узагальнений принцип шунтування як механізм забезпечення додаткових даних і залучення їх як комплементарних (доповнювальних), що стосується цих станів системи. Показано, що коли маємо справу з сигналами від різних джерел, але які підлягають таким самим закономірностям, зокрема, задовольняють такі самі рівняння, то часто виявляється доцільним моделювання їх тільки принципом подібності та фізичних аналогій. При такому моделюванні використовують системи іншої, відмінної від моделюваної, фізичної природи, наприклад, процеси, що протікають у гідродинамічних елементах, часто аналогічні процесам у електромагнітних елементах. Обґрунтовано, ефективність та інформативність фонокардіосигналу паралельно зареєстрованого з електрокардіосигналом для діагностики патологій серця.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ФОНОКАРДІОСИГНАЛУ

В розділі оглянуто існуючі математичні моделі фонокардіосигналу, які використовуються для опису акустичних сигналів серця. Описано відомі методи опрацювання фонокардіосигналу та вказано на необхідність вдосконалення математичної моделі фонокардіосигналу. Обґрунтовано недостатню інформативність методів обробки фонокардіосигналу, які найчастіше використовуються. Доказано, необхідність опису фонокардіосигналу засобами енергетичної теорії випадкових процесів та застосування його для опрацювання ФКС синфазним методом аналізу.

2.1. Принципи генезу фонокардіосигналу. Принципи бімедійності та шунтування

Варто проілюструвати вплив нейрорегуляції на серцевий ритм, як основного чинника. На рис. 2.1 зображено провідну систему серця.

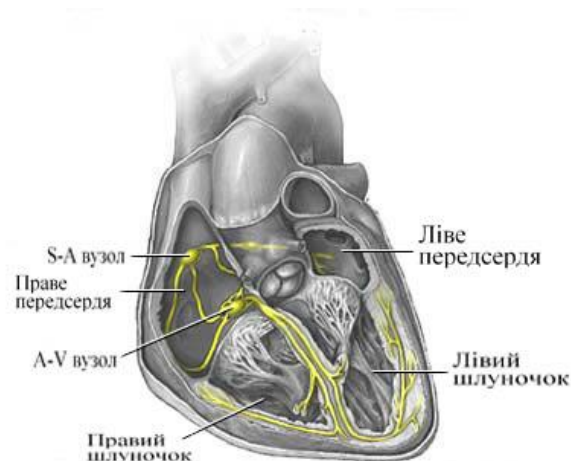


Рисунок 2.1. – Провідна система серця

Вона включає в себе сино-атріальний (синусів) вузол [57], атріо-вентрикулярний вузол, пучок Гіса (His W), ніжки пучка Гіса, волокна Пуркінє

(Purkinje JP), пучки Самойлова-Венкебаха. У цій системі головним "диригентом" є синусів вузол (Шмідт-Фойгт (1966)), який генерує збудження (Keitx A, Flack MW, Aschoff KA, Tawara S, Harrison DC, Schroeder JS, Berke OK, Graham AF, Rider AK, Stinson EB), що, в свою чергу поширюється по структурах провідної системи [58], спричиняючи послідовне скорочення ділянок міокарда та, відповідно, їх послідовне розслаблення (систола/діастола).

Таким чином всі етапи серцевих скорочень/розслаблень відбуваються у відповідь на подразник, що задає серцевий ритм [13]. Це добре видно на рис. 2.2 (0 – деполяризація, 1 – швидка рання реполяризація, 2 – плато (повільна реполяризація), 3 – швидка пізня реполяризація, 4 – фаза спокою).

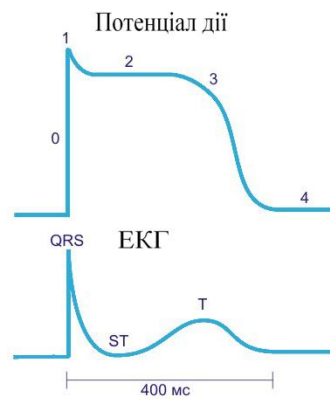


Рисунок 2.2. – Відповідність між зубцями ЕКГ і фазами потенціалу дії робочих кардіоміоцитів по (Harrison)

Акустичні прояви механічної роботи серця також синхронізовані [28], що проілюстровано на рис. 2.3.

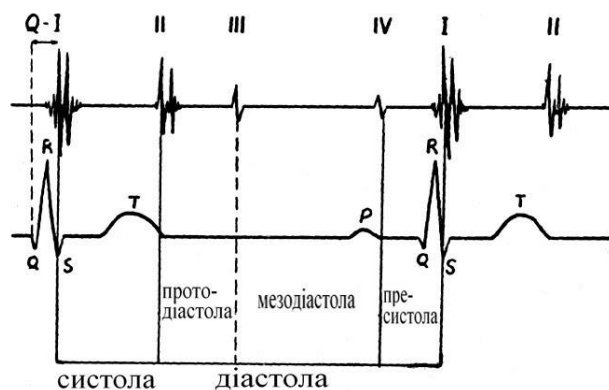


Рисунок 2.3. – Схема фаз систоли і діастоли по Шмідт-Фойгту

Регулювання полягає в тому, що система піддається таким впливам, завдяки яким, не дивлячись на зовнішнє збурення, величини, що характеризують стан системи, зберігають свої значення в заданих межах або змінюються за заданими законами.

Узагальнену структурну схему системи автоматичного регулювання можна представити у вигляді замкнутого ланцюга, що складається з двох елементів. В цій системі поточне значення регульованої величини $y(t)$ порівнюється із заданим $g(t)$ і виявляється помилка (неузгодженість) $\varepsilon(t) = g(t) - y(t)$. Для зменшення помилки до допустимих меж регулятор здійснює регулюючий вплив $u(t)$ на регульований об'єкт. Помилки в такій системі виникають внаслідок збурюючих впливів (збурень) $f(t)$ на регульований об'єкт або в результаті зміни задаючого впливу $g(t)$. При цьому відбувається передача сигналів по замкнутому контурі, реалізуючи основний принцип автоматичного регулювання, що полягає в застосуванні зворотного зв'язку, по якому дані про зміну регульованої величини від регульованого об'єкта передається регулятору. Цей зворотний зв'язок є негативним, оскільки для виявлення помилки поточне значення регульованої величини має відніматися від заданого значення. Залежність, що визначає необхідний регулюючий вплив, є законом регулювання. Регулювання ЧСС відноситься до систем стабілізації, де задаючий вплив g має постійне значення, при чому основним режимом роботи спрямований на зменшення або повну відсутність помилок викликаних збурюючими впливами. За характером сигналів [59] така система є неперервною, в якій сигнали, що передаються по контуру є неперервними функціями часу.

Строго кажучи, така система є нестационарною зі змінними в часі параметрами (Д.М. Попов). Математичні моделі таких нестационарних систем, зокрема, можуть бути у вигляді диференціальних рівнянь зі змінними коефіцієнтами. Якщо ці рівняння лінійні, то нестационарні системи називають лінійними, описати які можна рівністю:

$$a_n(t) \frac{d^n y}{dt^n} + a_{n-1}(t) \frac{d^{n-1} y}{dt^{n-1}} + \dots + a_0(t) y = b_m(t) \frac{d^m u}{dt^m} + b_{m-1}(t) \frac{d^{m-1} u}{dt^{m-1}} + b_0(t) u. \quad (2.1)$$

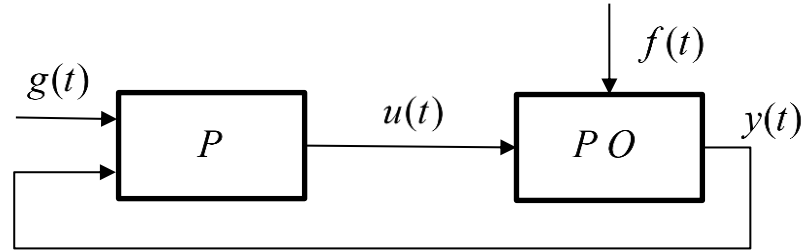


Рисунок 2.4. – Структурна схема автоматичного регулювання

Використовуючи оператор диференціювання $p \equiv d/dt$, можна записати:

$$D(p,t)y = M(p,t)u, \quad (2.2)$$

де

$$\begin{aligned} D(p,t) &= a_n(t)p^n + a_{n-1}(t)p^{n-1} + \dots + a_0(t); \\ M(p,t) &= b_m(t)p^m + b_{m-1}(t)p^{m-1} + b_0(t). \end{aligned} \quad (2.3)$$

Наявність в рівняннях залежних від часу коефіцієнтів ускладнює розрахунки характеристик нестационарних систем. Взяти відношення операторних поліномів, помітно, що функція передачі нестационарної системи

$$W(p,t) = \frac{M(p,t)}{D(p,t)}, \quad (2.4)$$

залежить не тільки від p , но і від t .

Тому в першому наближенні таку систему розглядаємо як таку, що на відносно коротких однорідних інтервалах є стаціонарною і її параметри не залежать від часу t .

Така система умовно структурно ділиться на окремі динамічні ланки з відповідними функціями передачі, які з'єднуються між собою у відповідні комбінація, зокрема: послідовно, паралельно, зі зворотнім зв'язком.

Послідовним називають з'єднання ланок, при якому вихідна величина (сигнал) передаючої ланки служить входною величиною для (сигналом) для наступної ланки. Схема послідовного з'єднання ланок з відповідними функціями передачі $W_1(s) = \frac{Y_1(s)}{U_1(s)}$, $W_2(s) = \frac{Y_2(s)}{U_2(s)}$, вплив $U_2(s) = Y_1(s)$ має результуючу функцію передачі $W(s) = W_1(s)W_2(s)$. Відповідно функція передачі $W(s)$ ланцюга із n послідовно з'єднаних ланок рівна добутку функцій передачі цих ланок

$$W(s) = \prod_{k=1}^n W_k(s). \quad (2.5)$$

Амплітудно-фазова частотна характеристика (АФЧХ) $W_1(j\omega)$ такої ланки знаходиться перемноженням АФЧХ окремих ланок: $A(\omega) = \prod_{k=1}^n A_k(\omega)$ та

$\varphi(\omega) = \prod_{k=1}^n \varphi_k(\omega)$, де $A(\omega)$ та $\varphi(\omega)$ амплітудна частотна та фазова частотні характеристики ланцюга.

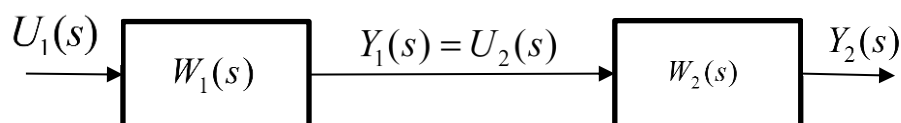


Рисунок 2.5. – Структурна схема послідовного з'єднання двох ланок

З цих співвідношень видно, що логарифмічна амплітудна $L(\omega) = 20\lg A(\omega)$ і логарифмічна фазова частотні характеристики є сумою відповідних логарифмічних частотних характеристик всіх послідовно включених ланок.

Простим прикладом послідовно з'єднаних ланок є з'єднання пропорційної та аперіодичної ланок

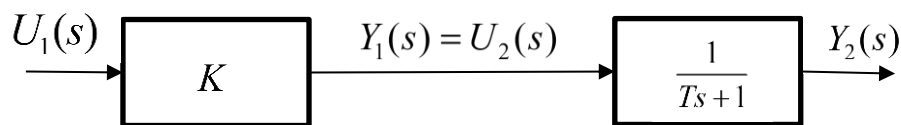


Рисунок 2.6. – Структурна схема послідовного з'єднання пропорційної та аперіодичної ланок

Логарифмічна амплітудна частотна характеристика ланцюга може бути одержана при зміщенні на $20\lg K$ вгору (якщо $K > 1$) або вниз (якщо $K < 1$) логарифмічної амплітудної характеристики аперіодичної ланки, побудованої при $K < 1$. Замість зміщення характеристики часто зручніше перенести вісь частот паралельно початковому положенню на $20\lg K$ вниз (при $K > 1$) або вгору (якщо $K < 1$). Так само визначають логарифмічні амплітудні характеристики при послідовному з'єднанні з пропорційною ланкою будь-якої іншої ланки. У пропорційної ланки фазова частотна характеристика $\varphi(\omega) = 0$, тому послідовне з'єднання такої ланки з іншими не змінює загальної фазової частотної характеристики ланцюга.

Паралельним називають з'єднання ланок, при якому вхідна величина (сигнал) має однакове значення для всіх ланок, вихідна величина (сигнал) є алгебраїчною сумою вихідних величин (сигналів) цих ланок.

Для такого з'єднання справедливо: $Y(s) = Y_1(s) + Y_2(s)$,

$$Y_1(s) = W_1(s)U(s), \quad Y_2(s) = W_2(s)U(s), \quad \text{звідки} \quad W(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = W_1(s) + W_2(s).$$

Якщо n ланок з'єднані паралельно, то таким же чином можна отримати

$$W(s) = \sum_{k=1}^n W_k(s). \quad (2.6)$$

Функція передачі паралельного з'єднання ланок буде сумою функцій передачі цих ланок. Відповідно перехідна $h(t) = \sum_{k=1}^n h_k(t)$ та вагова

$w(t) = \sum_{k=1}^n w_k(t)$ функції такого з'єднання будуть сумою таких же функцій

окремих ланок. Амплітудно-фазова частотна характеристика $W_1(j\omega)$ такої ланки знаходиться за правилом додавання комплексних величин

$$W(j\omega) = \sum_{k=1}^n W_k(j\omega) = \sum_{k=1}^n P_k(\omega) + j \sum_{k=1}^n Q_k(\omega). \quad (2.7)$$

Структурна схема паралельного з'єднання двох ланок має вигляд:

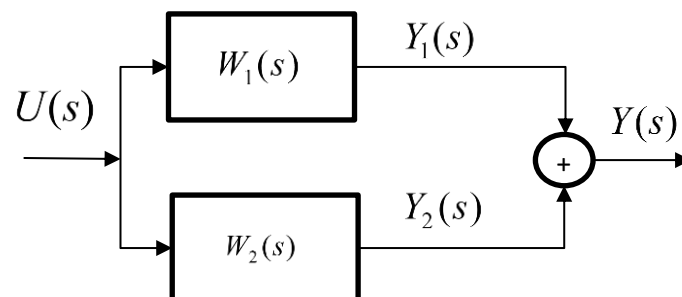


Рисунок 2.7. – Структурна схема паралельного з'єднання двох ланок

З'єднання зі зворотним зв'язком має прямий ланцюг передачі сигналів і ланцюг зворотного зв'язку, який загалом може бути додатним та від'ємним.

При негативному зворотному зв'язку із вхідної величини (сигналу) u віднімається вихідна величина y_{fb} зворотного зв'язку із зображенням по Лапласу помилки: $E(s) = U(s) - Y_{fb}(s)$, $Y_{fb}(s) = W_{fb}(s)Y(s)$, де $W_{fb}(s)$ – функція передачі зворотного зв'язку. Тоді для зворотного зв'язку справедливо $E(s) = U(s) - W_{fb}(s)Y(s)$, а для прямого ланцюга – $Y(s) = W(s)E(s)$. Отже, функція передачі такого з'єднання має вигляд:

$$\Phi(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{W(s)}{1 - W(s)W_{fb}(s)}. \quad (2.8)$$

Структурна схема паралельного з'єднання двох ланок має вигляд:

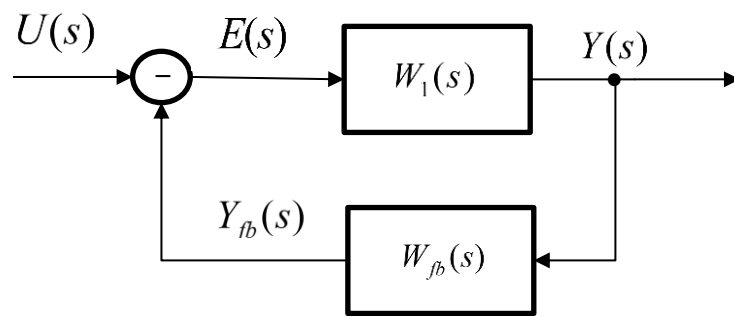


Рисунок 2.8. – Структурна схема з'єднання зі зворотним зв'язком

Для того, щоб лінійна система була стійкою [Зезін] необхідно і достатньо, щоб всі корені $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n$ характеристичного рівняння, складеного за диференціальним рівнянням цієї системи мали негативні дійсні частини. Це твердження випливає з загального рішення неоднорідного диференціального рівняння $y(t)$, яке описує поведінку системи в часі і є сумою часткового рішення неоднорідного диференціального рівняння $y_{free}(t)$ і загального рішення відповідного однорідного диференціального рівняння $y_{forced}(t)$:

$$y(t) = y_{free}(t) + y_{forced}(t).$$

Часткове рішення $y_{free}(t)$ визначає вимушену складову досліджуваного процесу, яку можна розглядати як незбурений рух системи. Загальне рішення $y_{free}(t)$ визначає вільну (перехідну) складову процесу або збурений рух системи. Стійкість системи визначають за допомогою алгебраїчних критеріїв (Гурвіца, Рауса) або більш потужних – частотних критеріїв (Михайлова для замкнутої системи, Найквіста – для розімкнутої).

Критерій Найквіста формулюється так: замкнута система стійка, якщо стійка розімкнута система і її амплітудно-фазова характеристика при зміні ω від 0 до $+\infty$ не охоплюють точку з координатами $-1, j0$.

Критерій Найквіста має наступне фізичне утримання. Припустимо, що в замкнутій негативним зворотним зв'язком системі при нульовому заданому впливі $g = 0$ виникли незгасаючі гармонійні коливання з частотою ω_1 , тобто $y = a_y \sin \omega_1 t$, що відповідає знаходженню системи на межі стійкості. Тоді на вході прямого ланцюга внаслідок негативного зворотного зв'язку, величина Y_{fb} буде рівною $Y_{fb} = -a_y \sin \omega_1 t$. Це означає, що пряма ланцюг розімкнутої системи передає вхідний сигнал без спотворення по амплітуді і зі зсувом по фазі $-\pi$. Отже, її амплітудно-фазова характеристика при даній частоті ω_1 проходить через точку $-1, j0$. Якщо АФЧХ розімкнутої системи проходить лівіше точки $-1, j0$, то це означає, що прямий ланцюг розімкнутої системи ослаблює вхідний сигнал на даній частоті. Тоді, після замикання, в такій системі будуть реалізовані зникаючі коливання. Тобто замкнута система буде стійкою. Замкнута система може бути стійкою і при нестійкій розімкнутій системі.

Частотний критерій Найквіста (Д.Н. Попов) може бути застосований і для дослідження стійкості систем з розподіленими параметрами. До таких відносяться системи, процеси в яких описуються рівняннями в часткових похідних. Параметри таких систем розподілені по просторових координатах. В ряді випадків система з розподіленими параметрами може бути приведена до системи, в контур якої входять ланки чистого запізнювання. Якщо декілька

таких ланок включені послідовно, то вони можуть бути замінені одним із загальним часом запізнювання. Тоді вся система буде мати таку структурну схему:

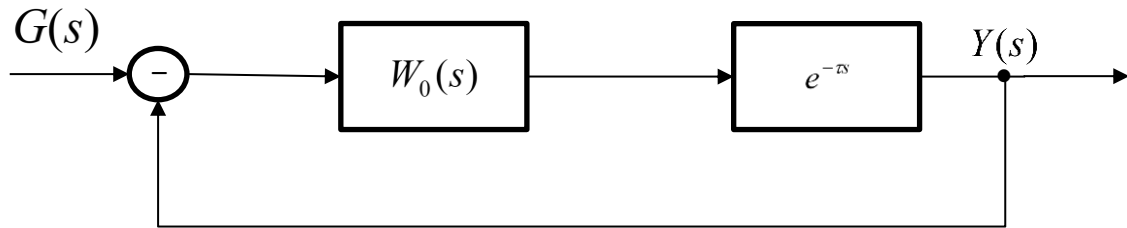


Рисунок 2.9. – Структурна схема системи зі запізнюванням

Функції передачі розімкнутого контура цієї системи $W(s) = W_0(s)e^{-s\tau}$ відповідає амплітудно-фазова частотна характеристика

$$W(j\omega) = W_0(j\omega)e^{-j\omega\tau}. \quad (2.9)$$

При $\tau = 0$ система називається граничною по відношенню до системи зі запізнюванням. Амплітудно-фазова частотна характеристика системи зі запізнюванням одержується зміщенням за годинниковою стрілкою точок АФЧХ граничної системи $W_0(j\omega)$ на додатковий кут $-\omega\tau$. Зі збільшенням ω значення $\omega\tau$ росте, а модуль $W_0(j\omega)$ зазвичай спадає, тому АФЧХ системи зі запізнюванням "закручується" довкола початку координат.

Зміна тиску визначається за формулою Жуковського:

$$\Delta p = \rho(v_0 - v_1)v, \quad (2.10)$$

де ρ – щільність рідини, v_0 і v_1 – середні швидкості води до і після закриття клапана, v – швидкість поширення ударної хвилі в рідині. Цю швидкість можна розрахувати за формулою [Bronzino]:

$$v = \frac{1}{\sqrt{\rho\beta + \frac{D_p}{E_d}}}, \quad (2.11)$$

де E – розтяжність стінки, β – стисливість рідини, d – товщина стін труби, а D – її діаметр. Модуль пружності стіни визначається [Pedli] як:

$$E = \left(\frac{1}{A_0}\right)\left(\frac{dA}{dp_{tm}}\right), \quad (2.12)$$

де A_0 – деяка фіксована площа, наприклад, рівна площі січення при $p_{tm} = 13,3 \text{ КН/м}^2$ (= 100 мм.рт.ст.). Величина цієї "псевдорозтяжності" близька до дійсної розтяжності, якщо всі взяті до уваги площі мають значення близькі до A_0 , як у випадку артерій великого кола кровообігу, но сильно відрізняються від E , якщо брати до уваги великий діапазон площ.

Швидкість проходження хвилі сильно залежить від розтягування стінки, що виражається рівнянням:

$$\Delta \approx 0.17 \frac{P \cdot R^4}{E \cdot d^3}, \quad (2.13)$$

де Δ – максимальне зміщення стінки ("вип'ячування") судини відносно положення з нульовим тиском, мм; P – середнє значення тиску на стінку, Па/мм²; R – радіус ділянки, мм.

Очевидно, що роботу серця можна описати як деяку модуляцію – кожен з послідовності імпульсів потенціалу дії спричиняє відповідь у вигляді серії послідовних рознесених в часі серцевих скорочень/розслаблень, при цьому форма, тривалість і фазові зсуви [41] цих імпульсів можуть змінюватися в залежності від ступеня навантаження, емоційного стану та цілого комплексу

інших екзогенних та ендогенних впливів. Саме собою розуміється, що відгуки також не будуть мати постійних параметрів, які, в свою чергу, будуть залежати від таких факторів як стан провідної системи (блокада ніжки пучка Гіса), опору структур потоку крові (пролапси, стенози, аневризми), постінфарктних рубців і ще багато іншого, що надає велику діагностичну цінність.

І саме математична модель, як формальне відображення дійсності, повинна враховувати у своїй структурі наведені вище нюанси.

З розширенням можливостей дослідження реальних об'єктів, що їх надає використання сучасних комп'ютерних засобів, постає потреба підвищення адекватності, тобто ступеня узгодженості врахування (і відповідно неврахування) ознак досліджуваного об'єкту і засобів дослідження суттєвих для розв'язуваної щодо нього задачі, у структурі математичної моделі сигналів-носіїв відомостей про об'єкт, яка завжди виступає базовим елементом МАПР-тріади (модель – алгоритм – програмна реалізація).

Сказане про роль моделі фактично уточнює сенс відомої тези: теорія визначає, що можемо спостерігати, яка, своєю чергою, є "унауковленою" версією побутової приказки: щоб знайти, треба знати, що шукати. Це так, але тут приховано два аспекти, бо треба завчасно щось знати:

- 1) про об'єкт спостереження, тобто що саме варто в ньому спостерігати;
- 2) як і якими засобами (коли і як) доцільно це зробити.

А це означає, що без гіпотез тут не обійтись, які теж вимагають верифікації – справдження *post factum* рації прийняття їх чи відхилення.

Деякі специфічні моменти обґрунтування математичних моделей систематизовано у статті з особливим наголосом на підкреслений відомим нашим фізиком А. Свідзинським аспект: дослідник має бути завжди налаштований змінювати таку модель при зміні об'єкту чи задачі дослідження або ж обидвох їх. Засоби такої адаптації моделі на сучасному етапі науково-технічного прогресу забезпечує системний аналіз, одним із факторів якого вважають засновника і першого президента Української академії наук і творця теорії біосфери й ноосфери на ґрунті принципу голізму –

В. Вернадського, а приклад застосування цього в конкретній предметній області – теорії стохастичних сигналів дає монографія. Досліджуваний об'єкт при цьому трактують як загальну систему. І коли виділено з певних міркувань враховувані у моделі його ознаки, то базуючись на одному з визначальних принципів системного аналізу – голізмі, що його Вернадський підніс до рангу навіть підстави для вироблення нової теорії пізнання, яка мала б замінити збанкрутілу гносеологію діалектичного матеріалізму, який містить суперечну голізму домішку Гегелевої ідеалістичної діалектики, і в час Вернадського (30-і роки минулого століття) підтримувався у всіх сферах господарства та науки. Не менш важливим як вираз панівної в наш час парадигми в сенсі Т. Куна є принцип когнітивності (пізнаванності) системи, який підкреслює роль сигналу як носія і переносника відомостей (даних) про просторово-часову структуру, тобто про будову і дію, системи. Правомірно вважати, що є такі типи породження сигналів:

а) спонтанність як результат природнього функціонування досліджуваного об'єкту,

б) стимуляція (збудження) випромінювання,

в) зондування [60] – відбиття променя-зонда. На тлі таких поглядів і під тиском їх порівняно мало поширена практика стосування концепції енергоактивності, яка характерна для біосфери, а також подібний механізм справедливий для технічних чи, інакше, штучних (artificial) в сенсі Г. Саймона, що до них належить багато об'єктів технологічних структур. Енергоактивному об'єктові притаманні за означенням такі характерні риси як ініціація, активізація, каталіз специфічною дією носія енергії зі значеннями визначальної його ознаки в певному характеристичному діапазоні їх. Суттєвим моментом у формуванні сигналу в таких є "поділ енергії" – на ту, що йде на підтримання процесу дії системи, і ту, що йде на створення сигналу про стан системи і перенесення даних про нього. Тому важливо, щоб математична модель відображала цю процедуру як з кількісного, так і з якісного боку.

У відповідності до вище сказаного серце можна вважати такою енергетичною системою де відбувається поділ енергії на, власне породження акустичних коливань різними структурами серця, судинами, прилеглими тканинами, та на генерацію електричного імпульсу, що проходячи послідовно по структурах серця і породжує коливання їх. Це і є "шунт", що у термінах теорії кіл дає змогу опосередковано отримати дані про роботу серця, в даному випадку отримати дані про межі тривалості окремих реалізацій серцевих скорочень, при цьому не вдаючись до методів оцінювання тривалості її. Організм в цілому та ССС зокрема як біологічна система володіють такими принципами організації [61]:

- 1) принцип лабільності – здатність системи до адаптації;
- 2) принцип Слуцького – відповідно до якого для такої коливної системи характерним є те, що вона при зміні параметрів (чинників впливу) вона залишається стабільною в коливаннях.

У відповідності до першого принципу, така самоогранізована система здатна пристосовуватися до зміни умов існування задля збереження, причому гнучко, "вибираючи" при цьому найбільш оптимальну стратегію. У відповідності до другого принципу, організм, як біологічна система підтримує сталість внутрішнього середовища організму (гомеостаз) та функцій його таких як циркадні ритми, частота серцевих скорочень і тому подібне, при цьому жоден динамічний параметр не прямує асимптотично до якогось постійного абсолютного чи відносного значення, а здійснює коливання відносно цього значення.

2.2. Методи аналізу фонокардіосигналу

Існуючі математичні моделі циклічних сигналів серця можна поділити [62] на детерміновані та стохастичні [19] (ймовірнісні, випадкові). Це висвітлено, зокрема в роботах учнів Драгана Я. П.: Яворської Є. Б. [63], Хвостівського М. О. [64], Дедіва Л. Є. [65].

До детермінованих слід віднести гармонічні функції (синуси та косинуси), полігармонічні періодичні функції, що розкладаються у ряд Фур'є із кратними гармоніками, "майже періодичні" [66] детерміновані функції, що розкладаються в ряди Фур'є по різних ортогональних та неортогональних базисах, піддаються перетворенням, Гільберта, Карунена-Лоева та Лапласа. Такі математичні моделі циклічних сигналів є досить спрощеними [67], ідеалізованими моделями реальних сигналів серця і можуть бути використані на практиці лише для опису циклічних кардіосигналів з відносно стабільною, стійкою структурою [68], коли нехтування випадковістю в ній не приводить до суттєвих спотворень і спрощує розв'язання поставлених задач дослідження.

До стохастичних моделей [69] циклічних сигналів належать [70] адитивні, мультиплікативні, адитивно-мультиплікативні суміші стаціонарного випадкового процесу [71] та періодичної детермінованої функції, періодично корельований та маже періодично корельований випадкові процеси, періодичні білі шуми [72] [73], процеси із незалежними періодичними приростами та лінійні [74] періодичні випадкові процеси [75]. Результати проведеного огляду математичних моделей кардіосигналів зведено у таблицю 2.1. Найпростішими підходом можна вважати опис кардіосигналу у вигляді вектора випадкових значень. При цьому враховуються матсподівання і дисперсія кардіосигналу.

Більш повною мірою охоплюють властивості кардіосигналу функції у вигляді стаціонарного випадкового процесу (у вузькому або широкому розумінні), але вони не враховують фазову структуру [41] та періодичність, властиву біосигналам. До таких моделей належать, зокрема, адитивна, мультиплікативна, адитивно-мультиплікативна.

Адитивна модель утворена так:

$$\xi(\omega, t) = f(t) + \xi_1(\omega, t), \quad (2.14)$$

де $\{\xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in R\}$ – стаціонарний випадковий процес в широкому розумінні;

$f(t), g(t)$ – детерміновані функції.

Найчастіше в якості $\xi_1(\omega, t)$ використовують Гаусовий стаціонарний білий шум з нульовим математичним сподіванням та постійною дисперсією.

Мультиплікативна модель утворена так:

$$\xi(\omega, t) = g(t) + \xi_1(\omega, t), \quad \omega \in \Omega, t \in R \quad (2.15)$$

Адитивно-мультиплікативна модель:

$$\xi(\omega, t) = g(t) \cdot \xi_1(\omega, t), \quad \omega \in \Omega, t \in R \quad (2.16)$$

Такі моделі не відображають структуру кардіосигналу повною мірою.

З огляду на те, що кардіосигнал на кожній своїй реалізації не повторюється повністю, Лупенко [27] запропонував модель у вигляді лінійного T -періодичного випадкового процесу.

Перераховані моделі не враховують у своїй структурі статистичну [62] взаємопов'язаність між різними циклами однієї і тієї ж серії спостережень, а також властиву фонокардіосигналу, як сигналу біологічної природи, повторюваність та випадковість, тому не підходять для розв'язання задач оперативного та своєчасного виявлення змін стану серця на ранніх стадіях захворювання.

Енергетична теорія стохастичних сигналів [76] розроблена Драганом Я. П. і підхід до розгляду біосигналів як до періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП) дають змогу обґрунтувати вдосконалену математичну модель кардіосигналу, що враховує у своїй структурі як періодичність, так і випадковість, властиву сигналу.

Математична модель у вигляді ПКВП зображується у вигляді:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) \cdot e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in \mathbf{R}, \quad (2.17)$$

де $\xi_k(t)$ – стаціонарні компоненти фонокардіосигналу як стохастична складова сигналу;

$e^{ik \frac{2\pi}{T} t}$ – періодична складова фонокардіосигналу із періодом коливань T .

Практичне застосування підходів енергетичної теорії стохастичних процесів обґрунтовано в праці Осухівської Г. М.

У праці Осухівської Г. М. обґрунтовано можливість використання ПКВП (у вигляді сигналу релаксаційного мультипульсатора) як моделі для опису й аналізу тонового сигналу серця людини, що стало підставою вибору інформативних ознак для діагностики стану клапанів серця людини;

Як результат, видно, що існує два підходи до побудови математичних моделей біосигналу – детермінований і стохастичний.

В цьому розділі обґрунтовано недостатню інформативність методів обробки фонокардіосигналу [77], які найчастіше використовуються. Доказано, необхідність опису фонокардіосигналу в рамках енергетичної теорії випадкових процесів та застосування для його обробки синфазного методу аналізу.

2.3. Енергетична теорія стохастичних сигналів та її засоби опрацювання кардіосигналів

На сучасному етапі розвитку науки, коли остаточно утвердилася не детерміністська точка зору в області досліджень біомедичних сигналів, теорія випадкових процесів і полів творить основу для побудови моделей сигналів і теорії інформаційно-вимірних систем. Сигнали при цьому мисляться як фізичні процеси, які переносять у просторі-часі відомості про досліджувані

явища. Ці відомості добуваються потім шляхом належного опрацювання – вимірювання характеристик прийнятих спонтанно чи стимульовано випромінених сигналів. Обґрунтування процедур приймання і перетворення сигналів та оцінювання їхньої якості не можливе без наявності моделей, які відображають у математично конструктивній і продуктивній формі суттєві з точки зору розв’язуваних задач сторони досліджуваних об’єктів. Потреби теорії сигналів стимулюють розвиток теорії випадкових процесів – тих її питань, які потрібні для побудови моделей сигналів та їх досліджень.

Розмаїття статистичних явищ та різноманітність прикладних задач ставлять різні вимоги до повноти та адекватності моделей цих явищ і моделей сигналів, що несуть відомості про їхню структуру чи функціонування. З одного боку розвиток статистичної теорії іде шляхом деталізації моделей, що дає змогу враховувати специфіку конкретних механізмів породження явищ, а з другого – шляхом дальшого узагальнення: виділення та вивчення найзагальніших закономірностей явищ, які дають можливість залучати до рішення прикладних задач потужні методи сучасної теорії випадкових функцій та функціонального аналізу, вимагаючи при цьому мінімальних відомостей та апріорних даних про досліджувані фізичні явища і сигнали, що відображають просторово-часову структуру цих явищ.

Абстрактний математичний підхід створює базу для розгляду досить широкого класу конкретних фізичних ситуацій. Вирішальним при цьому є вибір моделі, яка давала б змогу пристосувати відповідний математичний апарат аналізу.

Широке застосування досягла теорія сигналів, яка базується на стаціонарній моделі, що пояснюється традиційністю її вихідних положень, розробленістю методів і процедур кореляційно-спектрального аналізу, моделювання. Вона дала змогу поставити та розв’язати ряд проблем аналізу сигналів, що й засвідчило становлення теорії стохастичних сигналів.

Автоматичним наслідком \hbar -стаціонарності є існування стаціонарного наближення для випадкових процесів з енергетичних класів, а тому ця

властивість дає можливість їх гармонічного аналізу – знаходження розподілу енергії чи середньої потужності по гармоніках, які складають сигнал, і справедливості для цього розподілу закону збереження, що виражає узагальнену теорему Вінера-Хінчина.

Для виявлення типу корельованості гармонічних складових вживають спеціальні заходи: використовують складніші, ніж в разі стаціонарних процесів, методи – синфазний, компонентний, або фільтровий методи аналізу ПКВП [78], опираючись на згадані вище закономірності їхньої структури.

Моделювання ФКС методами нестаціонарних ВП не є поширеним, тому що таке поняття як нестаціонарність містить лише заперечення стаціонарності. Необхідно конкретизувати, за яким законом змінюються в часі імовірнісні характеристики. Одним з важливих і фізично виправданих припущень є обмеження потужності процесу.

Скористаємося поняттям колгоморівського гільбертового простору випадкових величин \mathbf{K} , елементи якого є випадковими величинами зі скінченими дисперсіями $d_{\xi} = \|\xi\|^2$, скалярним добутком і нормою. Згідно з вимогою скінченності потужності, одним із видів нестаціонарних процесів є клас ВП зі скінченною середньою потужністю (Драган Я. П.).

Для того, щоб розвинути засоби дослідження ритміки на вивчення коливних сигналів – МКС, приведемо з праць Драгана Я. П. результати обґрунтування математичної моделі (коливних змін їхніх фізичних характеристик) у вигляді ПКВП, яка конструктивно поєднує в одному математичному об'єкті такі суттєві та суперечливі, на перший погляд, властивості коливних сигналів як повторюваність і випадковість.

У публікаціях Драгана Я. П. на єдиній методологічній основі розвинуто теорію нестаціонарних сигналів, яка дає змогу перенести на такі сигнали відомі із кореляційної теорії стаціонарних сигналів, належним чином розширивши їхні аспекти. У цьому розумінні кореляційна теорія стаціонарних сигналів охоплюється розвинутою енергетичною теорією і є її частинним випадком.

Енергетична теорія систематично викладена у монографіях Драгана Я. П., внаслідок осмислення потреб та багатьох результатів досліджень нестационарних сигналів і формування узагальненої точки зору на них, яка дає можливість встановлення нових фактів, знаходження їх справжнього значення і взаємозв'язку з відомими в рамках розвинутої систематичної і вичерпної теоретичної схеми. Теорія поєднує питання зображення сигналів через елементарні складові, лінійних перетворень, обґрунтування алгоритмів опрацювання й аналізу [79] стосовно широкого кола задач теорії і практики використання стохастичних сигналів.

В основу цієї теорії покладено енергетичний принцип – виділення класів сигналів (загалом нестационарних) за скінченністю енергетичних характеристик енергії сигналу – тоді одержується клас \mathcal{E} :

$$E_{\xi} = \int_D E|\xi(t)|^2 dt < \infty, \quad (2.18)$$

або ж його середньої потужності – клас \mathcal{P} :

$$P_{\xi} = M_t \{E|\xi(t)|^2\} < \infty, \quad (2.19)$$

де $\xi(t), t \in \mathbf{D}$ – ВП, який є моделлю ФКС;

M_t – символ усереднення по всій осі часу;

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

Оскільки енергія (енергія коливань, а саме кінетична енергія) є квадратичною функцією, то постулат скінченності енергетичних характеристик сигналів найприродніше формальними засобами може бути виражений при трактуванні цих характеристик як норм у відповідних векторних (чи гільбертових, як їх узагальнення) просторах, бо метрика таких просторів як узагальнення теорема Піфагора є квадратичною. Тоді виразом

скінченності енергетичних характеристик буде умова обмеженості норм. Але у нестационарного сигналу миттєва потужність – його дисперсія $d_{\xi}(t) = E|\xi(t)|^2$, $t \in \mathbf{D}$ є змінною, тому його природній опис дає функцію часу зі значеннями у відповідному гільбертовому простоті, яким у даному разі є колгоморівський гільбертів простір \mathbf{K} , утворений випадковими величинами скінченої дисперсії, трактованими як абстрактні вектори, тобто елементами (векторами) є значення ВП як моделі ФКС.

Норма цих елементів в утвореному ними лінійному просторі буде в загальному випадку змінною (стала вона тільки для стаціонарного процесу):

$$\|\xi_t\|_{\mathbf{K}} = \sqrt{d_{\xi}(t)} = \sqrt{r_{\xi}(t,t)}, \quad (2.20)$$

де $t \in \mathbf{D}$, $r_{\xi}(t,s) = E\xi(t)\xi(s)$ – кореляційна функція процесу.

Щоб одержати незалежну від часу характеристику всього нестационарного сигналу, треба „виключити час”, що можна зробити згідно з фізичною інтерпретацією двома способами: обчисливши інтеграл (для сигналу типу сплеску, імпульсу – це буде його енергія), або знайшовши середнє у часі (для незаникних коливань – це буде середня потужність). Вимога скінченності цих інтегральних енергетичних характеристик має природній вираз як обмеженість норм у гільбертових просторах над колгоморівським гільбертовим простором.

Як видно зі сказаного, такі простори є природнім засобом вивчення функцій зі значенням у гільбертових просторах, у тому числі функцій $\xi: \mathbf{D} \rightarrow \mathbf{K}$.

Таким чином, апарат теорії абстрактних функцій зі значеннями у гільбертовому просторі є адекватним засобам вивчення стохастичних сигналів у термінах їхніх інтегральних енергетичних характеристик – їхньої енергії чи відповідно середньої потужності. Зрозуміло, що такі інтегральні характеристики властиві сигналам, які знаходяться в усталеному режимі, а

перехідний режим звичайно описують за Л. Заде у термінах змінної стану.

Енергетичні характеристики таких сигналів, як ми бачили, доцільно розглядати як формальні норми у певних просторах, елементами яких є ці сигнали. Такі простори називають просторами сигналів (Драган Я. П.).

Застосування теореми Чебешива до ВП з енергетичних класів (до енергії сигналу чи його потужності як випадкової величини) встановлює той факт, що реалізації таких процесів з імовірністю одиниця є функціями часу – елементами відповідно просторів $L^2(\mathbf{D})$ чи \mathbf{B}^2 (останній збігається з простором повільно зростаючих або інакше темперованих, узагальнених функцій) [52]. Для стаціонарних процесів такий факт (належність їх реалізацій з імовірністю одиниця до \mathbf{B}^2) встановив К. Іто.

Таким чином, енергетична концепція дає достатню підставу для формалізації повної і вичерпної теорії нестаціонарних класів – у термінах їх зображень як ВП, у кореляційних термінах, через властивості їхніх реалізацій та їх транслянт – як теорії двох виділених енергетичних класів стохастичних сигналів, яка охоплює теорію стаціонарних. Подальша деталізація досягається вивченням сигналів, які творять підкласи в енергетичних класах.

Важливими є параметроваріантні класи сигналів (Драган Я. П.), які доцільно означити за властивостями – характером зміни у часі – їхніх параметричних (зсувових) коваріацій $b_{\xi}(t, u) = r_{\xi}(t + u, t)$, коли вони періодичні у сенсі Безиковича та полі періодичні (квазіперіодичні) у часі по змінній t .

Випадкові процеси названих класів служать моделями сигналів у розвинутій концепції ритміки як стохастичні коливання, що істотно узагальнює відомий підхід Вінера-Колгоморова, який базується на стаціонарній моделі. Нова концепція, крім одержуваного з колгоморовської спектрального розподілу потужності, дає засоби врахування типу не стаціонарності коливань: для них характерна статистична повторюваність властивостей, що знаходять вираз у типі корельованості гармонічних складових коливань. Зручну характеристику таких коливань дають множини кореляційних і спектральних компонент – відповідних „коєфіцієнтів” Фур’є.

Такі моделі описують сигнали, породжувані системами з поворотами, обертаннями, часовий хід природних процесів, біоритми, коливну кінетику.

ПКВП коли $N = 1, \Lambda = \frac{2\pi}{T}$, де T – період функції $b(\cdot, u)$, є моделями простої ритміки; біперіодично-корельовані, коли $N = 2$ – моделями подвійної ритміки явищ.

Якщо клас π трактувати як параметроваріантний, тобто залежність характеристик процесу покладати не тільки просто такою, що існують при всяких зсувах сукупностей їхніх значень відповідні середні по часі як параметрові, але й брати до уваги характер чи тип цієї часової залежності, то явне задання її вигляду виділить такі, що відповідають цим типам залежності, підкласи класу π .

І коли ця залежність періодична чи поліперіодична, то виділяються відповідно класи періодично (клас π^T), поліперіодично (клас π^\wedge), і майже періодично корельованих (клас π^λ) ВП. Клас π має таку структуру (Драган Я. П.): $\sigma \subseteq \pi^T \subseteq \pi^\wedge \subseteq \pi^\lambda \subseteq \pi$.

До сучасного етапу проводилися різнобічні дослідження ПКВП (означені ще у 1947 р. О. Коронкевичем). Деякі властивості їх були встановленні у різний час рядом авторів, причому ці результати розрізненні, з'являлися епізодично у зв'язку з різними проблемами. Елементи теорії ПКВП під різним кутом зору були зібрані у працях Драган Я. П., в яких ці факти систематизовано і логічно доведено з позицій єдиного підходу засобами ЕТСС [80].

Періодично корельовані випадкові процеси – це моделі стохастичних коливань з періодичною зміною імовірнісних характеристик як підклас класу π .

За означенням, ВП $\xi(t)$, $t \in R(-\infty, \infty)$, називають періодично корельованим, якщо існують: таке фіксоване число $T > 0$ (яке називається періодом корельованості) математичне сподівання та коваріація ВП, відповідно:

$$m_{\xi}(t) \stackrel{\Delta}{=} E\xi(t), \quad r_{\xi}(t, s) \stackrel{\Delta}{=} E \overset{0}{\xi}(t) \overset{0}{\xi}(s), \quad (2.21)$$

де $\overset{0}{\xi}(t) = \xi(t) - m_{\xi}(t)$ – центрований ФКС;

E – символ усереднення по розподілові (обчислення математичного сподівання), що виконується умова

$$m_{\xi}(t+T) = m_{\xi}(t), \quad r_{\xi}(t+T, s+T) = r_{\xi}(t, s), \quad \forall t, s \in R, \quad (2.22)$$

де $m_{\xi}(t)$ – математичне сподівання, а $r_{\xi}(t, s)$ – кореляційна функція процесу, або, якщо використати параметричну коваріацію (функцію кореляції $b_{\xi}(t, u) = r_{\xi}(t+u, t)$), то з цих формул виходить, що математичне сподівання і параметрична коваріація є періодичними з періодом T :

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

При обчисленні середніх характеристик це призводить до того, що усереднення по всій осі переходить в усереднення по відрізку довжини T . Останнє можна для простоти (внаслідок інваріантності усереднення щодо зсувів) вважати усередненням на відрізку $[0; T)$, тобто покласти, що середні величини характеристик процесу дорівнюють:

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

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

де M_t – символ усереднення по всій осі часу, T – період корельованості

ПКВП.

Ці характеристики тому мають розклади у ряди Фур'є:

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

де $\Lambda \stackrel{\Delta}{=} \frac{2\pi}{T}$;

принаймні є у сенсі теорії узагальнених функцій Шварца, коли розглядати ПКВП скінченої середньої потужності.

Енергетичний підхід дає можливість дослідити властивості таких ВП, а у припущенні їх \hbar -ергодичності, розробити методи статистичного оцінювання характеристик часової зміни властивостей сигналів.

Суттєвою властивістю ПКВП з класу π^T є те, що основні задачі оцінювання їхніх характеристик можна розв'язувати зведенням до статистики стаціонарних ВП, яка достатньо розвинута.

Відліки, вибрані через період корельованості, творять векторні стаціонарні послідовності. Синфазний метод оцінювання характеристик ПКВП є по суті варіантом статистики стаціонарних послідовностей. Крім того, ПКВП з класу π – стаціонарні у гільбертовому просторі

$$\hbar \stackrel{\Delta}{=} \mathbf{B}^2(K), \quad (2.27)$$

що є гільбертовим простором типу \mathbf{B}^2 з метрикою Бора-Безиковича

$$\|f\|_{\mathbf{B}^2}^2 \stackrel{\Delta}{=} M_t \{ |f(t)|^2 \} = \lim_{L \rightarrow \infty} \frac{1}{2N} \int_{-N}^N |f(t)|^2 dt, \quad (2.28)$$

над колгоморівським гільбертовим простором \mathbf{K} випадкових величин

скінченної дисперсії, квадрат норми елементів (векторів) у якому

$$\|\xi(t)\|_K^2 = d_\xi(t) = r_\xi(t, t) = E \left| \xi^0 \right|^2, \quad t \in \mathbf{D}. \quad (2.29)$$

Тоді квадрат норми ВП класу π є нормою в гільбертовому просторі \mathbf{B}^2 над колгоморівським гільбертовим простором і дорівнює середній потужності ВП:

$$P_\xi = \|\xi(t)\|_{h^\pi}^2 = M_t \left\{ \xi(t)_K^2 \right\} < \infty. \quad (2.30)$$

Для ВП з класу π^T квадрат норми дорівнює середній за період потужності:

$$h^T = \mathbf{L}^2 \left([0, T]; \frac{1}{T}, \mathbf{K} \right), \quad P^T_\xi = \frac{1}{T} \int_0^T E \|\xi(t)\|_K^2 dt. \quad (2.31)$$

Тому в припущенні h^T – ергодичності (критерієм її є той самий, що і в теорії звичайних, тобто в гільбертовому просторі \mathbf{K} , стаціонарних ВП, є швидке зникання кореляційних зв'язків при $u \rightarrow \infty$ (критерій Слуцького)) оцінка нульової кореляції компоненти $\hat{B}(u) = M_t \left\{ \xi^0(t+u) \xi^0(t) \right\}$ має всі властивості оцінки кореляційної функції стаціонарних ВП. Її спектральна функція є оцінкою розподілу потужності ПКВП, але з виключеними завдяки усередненню кореляційними зв'язками гармонік.

Кореляційні компоненти:

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad (2.32)$$

в силу їхньої обмеженості $|B_k(u)| \leq |B_0(u)| \leq B_0 = P_\xi^T$ належать до класу \mathbf{B}^2 , тому мають зображення у вигляді інтегралів Фур'є за мірами (загалом комплексно значними):

$$B_k(u) = \int_R e^{iu\lambda} F_k(d\lambda). \quad (2.33)$$

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

Параметрична коваріація МКС має зображення у вигляді:

$$b_\xi(t, u) = \iint_{\mathbf{R}^2} e^{i(t\lambda - u\mu)} F(d\lambda, d\mu), \quad (2.34)$$

з двочастотною спектральною мірою (бімірою)

$$F(\Delta, \Delta') = \sum_{k \in \mathbf{Z}_{\Delta'}} \int \chi_\Delta(\mu + k\Lambda) F_k(d\mu), \quad (2.35)$$

носієм якої є сім'я прямих $F = \{\lambda = \mu + k\Lambda, k \in \mathbf{Z}\}$

Встановленні властивості коваріації ПКВП дають підставу вивести вираз самого процесу через його стаціонарні складові, тобто установити структуру цього класу процесів.

Розглядаючи ФКС $\xi(t)$ як реалізацію ПКВП із періодом T корельованості, його доцільно зобразити через стаціонарні компоненти у вигляді виразу:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) e^{i \frac{2\pi kt}{T}}, \quad (2.36)$$

де $\xi_k(t), k \in \mathbf{Z}$ - стаціонарні компоненти (випадкова складова) МКС;

$e^{i \frac{2\pi kt}{T}}$ - періодична складова МКС.

З такого подання вираз (2.36) охоплює часткові моделі як сума максимально можливої кількості моделей адитивно-мультиплікативних сумішей, та поєднує у своїй структурі як стохастичну та періодичну складові, і має засоби щоб описати нестационарні коливання ФКС $\xi(t)$ шляхом розкладання сигналу на стаціонарні компоненти, а тому для опрацювання (кореляційних компонент МКС) застосовна вся теорія ймовірності та математичної статистики.

Таким чином, математична модель ФКС у вигляді ПКВП, що описується виразом, є адекватною як фізичній природі таких сигналів (враховує у своїй структурі повторюваність та випадковість) так і задачі діагностики ССС (має засоби оцінювання імовірнісних характеристик ФКС та їх часово-фазової структури).

2.4. Статистичне оцінювання станів серцево-судинної системи як стохастичної вібраційної системи. Принципи бімедійності та шунтування

Опираючись на міркування викладені у праці Баєвський Р. М., Талаков А. А. «Балістокардіографія» стосовно того, що серцево-судинну систему людини доцільно розглядати як замкнуту гемодинамічну, де первинним переносником відомостей про неї, з-поміж інших, є фонокардіосигнал як такий, що породжений механічними та акустичними процесами в системі, для одержання додаткових (часто критичних) для підвищення достовірності оцінювання параметрів досліджуваного об'єкта та принципу бімедійності, а саме розділення енергії сигналу, породженого одним джерелом, в просторо-часі на два «потoki» різної фізичної природи (електричну та механічну) введено поняття «шунтування». Під шунтуванням розуміємо принцип одержання доповняльних відомостей [81] про об'єкт «обхідним» «коротким» шляхом, зокрема через виділення окремих інформативних параметрів із сигналу іншої фізичної (електричної, на відміну

від акустичної) природи процесу того ж генезу в термінах сигнально-системної концепції. Саме таким критерієм відповідає модель ФКС у вигляді ПКВП і зумовлює опрацювання його статистичним методом: синфазний, компонентний, фільтровий.

Синфазний [82] метод базується на тому, що відліки значень сигналу через період корельованості [83] при різному виборі початку відліку (початкової фази) $t_0 \in [0, T)$ утворюють стаціонарну ергодичну векторну випадкову послідовність $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$, де $\xi(t) \equiv \{\xi(t_0 + kT), k \in Z\}$.

Співфазні відліки сигналу в силу означення даного класу процесів мають одну і ту ж статистику другого порядку, так само як відліки сигналу одну і ту ж повну статистику.

Тому за умови \hbar -ергодичності сигналу, а відповідно, ергодичності в звичайному сенсі послідовності $\xi(t_0)$, для характеристик сигналу справедливими є статистики:

$$m^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad t_0 \in [0, T) \quad (2.37)$$

$$b^N(t_0, u) = \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi(t_0 + u + kT) \overline{\xi(t_0 + kT)}. \quad (2.38)$$

Усереднення у виразах (2.10), (2.11) виконується на відрізку фіксованої довжини $T = N_T \cdot \Delta t$, де Δt – інтервал дискретизації, N_T – дискретна довжина фіксованого відрізка в межах періоду, T – період корельованості. Довжина реалізації буде представлена як $kT + u$, де k – кількість періодів реалізації, u – максимальний зсув, для якого оцінюють значення кореляційної функції. Тоді:

$$\hat{m}_\xi(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT), \quad t_0 \in [0, T), \quad (2.39)$$

$$\hat{b}_\xi(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi^0(t_0 + u + nT) \xi^0(t_0 + nT). \quad (2.40)$$

Математичне сподівання статистики дорівнює оцінюваній величині:

$$M_t \left\{ \hat{m}_\xi(t) \right\} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} m_\xi(t + kT) = \hat{m}_\xi(t) \quad (2.41)$$

тому оцінка (2.12) є незсунутою. Дисперсія оцінки дорівнює:

$$D_m \left[\hat{m}_\xi(t) - M_t \left\{ \hat{m}_\xi(t) \right\} \right] = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{b}_\xi(t, kT) \quad (2.42)$$

Для отримання оцінки статистики $\hat{b}_\xi(t, u)$ при відомому математичному сподіванні можна використати вираз:

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi^0(t + nT) \xi^0(t + u + nT) - \hat{m}_\xi(t) \hat{m}_\xi(t + u) \quad (2.43)$$

Оцінки (2.13) є незсунутою, а дисперсія визначається за формулою:

$$\hat{D}_{\hat{b}_N}(t, u) = \frac{1}{N^2} \sum_{m, n=0}^{N-1} E \xi^0(t + nT) \xi^0(t + u + nT) \xi^0(t + mT) \xi^0(t + u + mT) - \hat{b}_\xi^2(t, u) \quad (2.44)$$

При невідомому математичному сподіванні, коли попередньо необхідно обчислити його оцінку, статистики:

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \left[\xi^0(t + nT) - \hat{m}_\xi(t + nT) \right] \left[\xi^0(t + u + nT) - \hat{m}_\xi(t + u + nT) \right], \quad (2.45)$$

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi^0(t + nT) \xi^0(t + u + nT) - \hat{m}_\xi(t) \hat{m}_\xi(t + u). \quad (2.46)$$

Вони мають при скінченному N вже не нульовий зсув. Для першої з них:

$$M_t \left\{ \hat{b}_\xi(t) \right\} = \hat{b}_\xi(t, u) - \frac{1}{N} \hat{b}_\xi(t, u) - \frac{1}{N} \sum_{k=N+1}^{N-1} \hat{b}_\xi(t, u + kT) + \frac{1}{N} \sum_{k=N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{b}_\xi(t, u + nT) \quad (2.47)$$

Зсув $\varepsilon_b^{(1)} = \frac{1}{N} \left[\hat{b}_\xi(t, u) \sum_{n=N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} \hat{b}_\xi(t, u + nT) \right]$ прямує до нуля при $N \rightarrow \infty$, тобто

розглянута оцінка є асимптотично незсунутою. Таку ж властивість має і оцінка (2.19), де її зсув:

$$\varepsilon_b^{(2)} = \frac{1}{N} \left[\hat{b}_\xi(t, u) \sum_{n=N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{b}_\xi(t, u + kT) \right] \quad (2.48)$$

Величини $\varepsilon_b^{(1)}$ а $\varepsilon_b^{(2)}$ пов'язані між собою співвідношенням:

$$\varepsilon_b^{(1)} + \varepsilon_b^{(2)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{b}_\xi(t, u) + \sum_{k=N+1}^{N-1} \hat{b}_\xi(t, u + kT) \right] \quad (2.49)$$

Оцінки кореляційної функції при невідомому математичному сподіванні також утворюють статистику:

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \left[\xi(t + kT) \xi(t + u + nT) - \hat{m}_\xi(t + kT) \hat{m}_\xi(t + u + kT) \right] \quad (2.50)$$

Зсув її аналогічний $\varepsilon_b^{(2)}$.

Кореляційний аналіз сигналу, окрім отримання оцінок коваріації $\hat{b}_\xi(t, u)$, ставить також задачу знаходження оцінок спектральних компонент $\hat{B}_k(u)$, які характеризують структуру часової мінливості. Оцінювання спектральних компонент здійснюється за статистикою $\hat{b}_\xi(t, u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt \quad (2.51)$$

При відомому математичному сподіванні оцінка $\hat{B}_k(u)$ є незсунутою:

$$M_t \left\{ \hat{B}_k(u) \right\} = \hat{B}_k(u) \quad (2.52)$$

Для цього випадку оцінки компонентів $\hat{B}_k(u)$, як і оцінки кореляційної функції, є асимптотично незсунутими.

Якщо коваріаційну функцію обчислюють за формулою (2.41), то її зсув визначається виразом:

$$\varepsilon_{\hat{B}_k(u)}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{B}_k(u) - \sum_{k=N+1}^{N-1} \left(\frac{|k|}{N} \right) \hat{B}_k(t, u + kT) \right] \quad (2.53)$$

Її зсув дорівнює:

$$\varepsilon_{\hat{B}_k(u)}^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{B}_k(u + kT) \quad (2.54)$$

Отримані співвідношення дають можливість проаналізувати властивості статистик математичної моделі сигналу у вигляді ПКВП, таких як: математичне сподівання, коваріаційну функцію $\hat{b}_\xi(t, u)$ та спектральні [84] компоненти $\hat{B}_k(u)$, які визначають характер наближення таких оцінок до обчислюваних величин залежно від методів їх знаходження.

Статистичне опрацювання даних синфазним методом [85] вимагає мінімуму апаратних та обчислювальних ресурсів та передбачає визначення періоду корельованості щоб сформуванню ансамблю реалізацій [86] відібраного сигналу з метою його подальшої обробки. Класичним підходом до визначення його є обчислення періоду повторюваності автокореляційної функції (рис. 2). Такий спосіб є чутливим до довжини вибірки та фазової структури серцевого

циклу, що унеможливило забезпечення повторюваності результатів. Визначення тривалості одного серцевого циклу за тривалістю R-R інтервалу не дає змоги забезпечити вибірку однієї реалізації, тобто інтервалу між моментами прояву дії синусового вузла, що на ЕКГ виявляється Р-зубцем. За одну реалізацію серцевого циклу прийнято інтервал Р-Р, оскільки Р-зубець відповідає моменту активації [60] потенціалу дії (Й. Шмидт-Фойгт (1966 р.)).

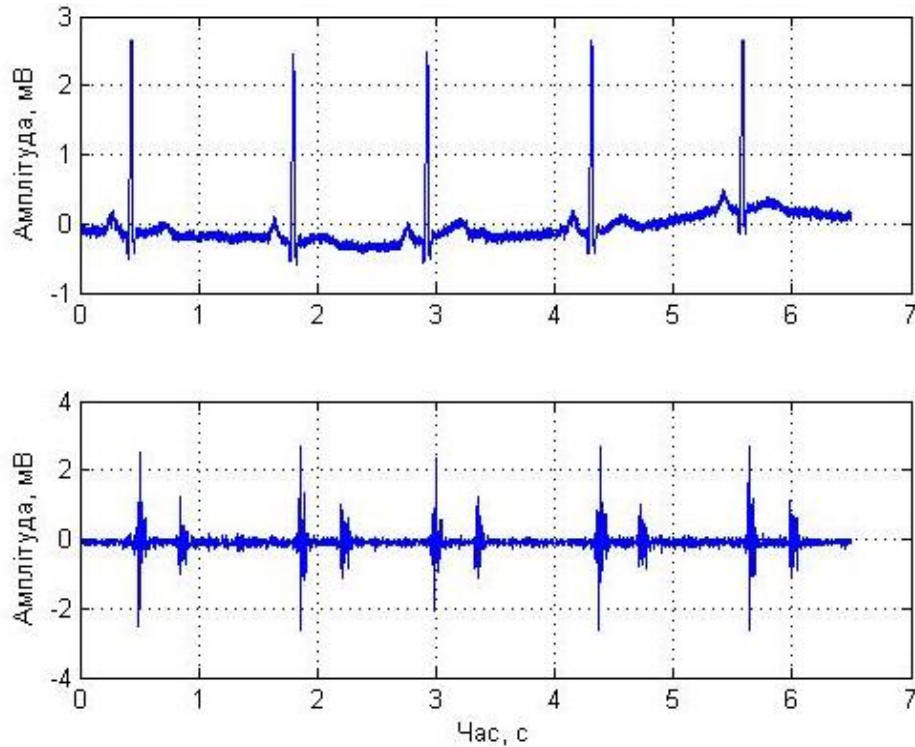


Рисунок 2.10. – Реєсторграма фонокардіосигналу

Для досліджень використано паралельно зареєстровані ЕКС (рис. 2.10 зверху) та ФКС (рис. 2.10 знизу) [база даних PhysioNet].

Для визначення адекватної математичної моделі фонокардіосигналу проведемо його аналіз.

Побудовано графік автокореляційної функції [83] та пронормовано до одиничної амплітуди [68]:

$$r_{\xi}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} \xi(t) \cdot \xi(t + \tau) dt, \quad (2.55)$$

де τ – зсув.

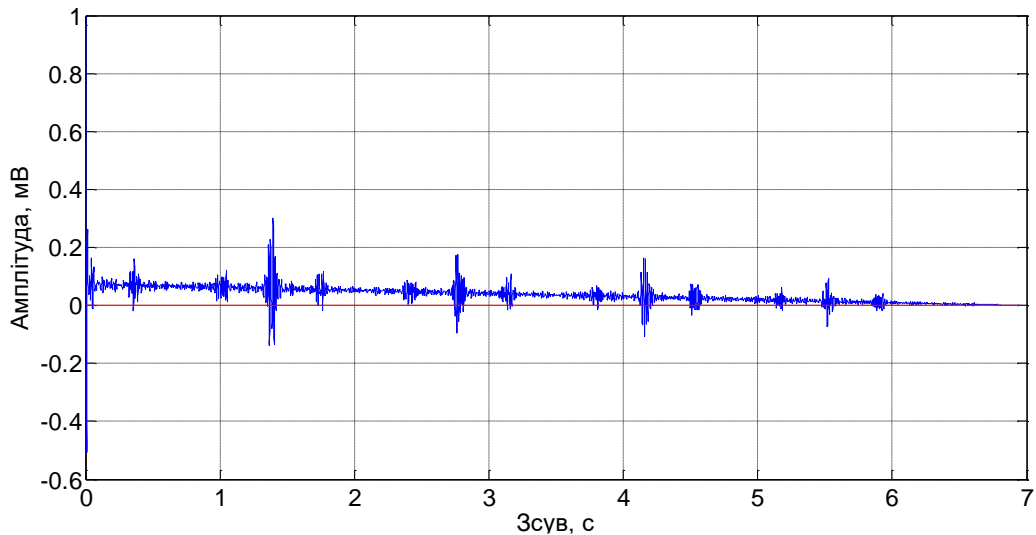


Рисунок 2.11. – Автокореляційна функція фонокардіосигналу
(прямою лінією позначено вісь ОХ)

Графік залежності зміни тривалості періоду корельованості від номера періоду:

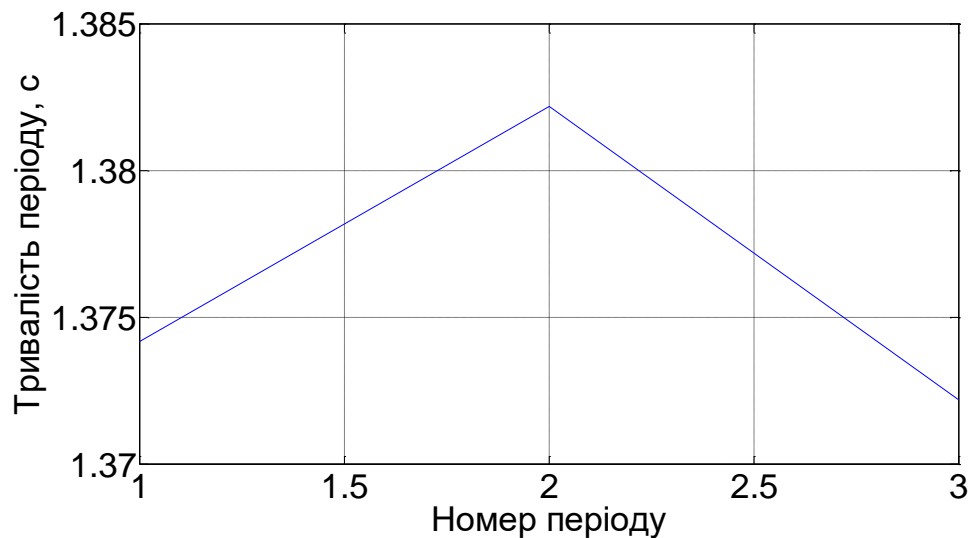


Рисунок 2.12. – Варіація періоду корельованості фонокардіосигналу

Середнє значення періоду корельованості $T_c = 1.3762$ с (частота серцевих скорочень 43.5987 ударів за хвилину). При частоті дискретизації $f_d = 1000$ Гц тривалість періоду корельованості складає 1376 відліків.

Побудовано ансамбль реалізацій [86] фонокардіосигналу. Тривалість реалізації рівна періоду корельованості фонокардіосигналу.

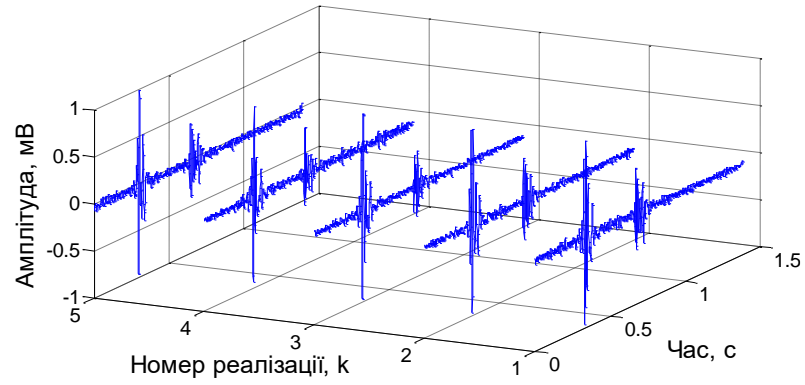


Рисунок 2.13. – Реалізації фонокардіосигналу

Спектральний аналіз:

$$S_n(f) = \sum_{-\infty}^{\infty} S_n \cdot e^{jn\Delta\omega}, \quad (2.56)$$

де $\Delta\omega = 2\pi/T$ – крок по частоті;

T – період корельованості;

n – множина дійсних чисел.

$S_n(f)$, Гц

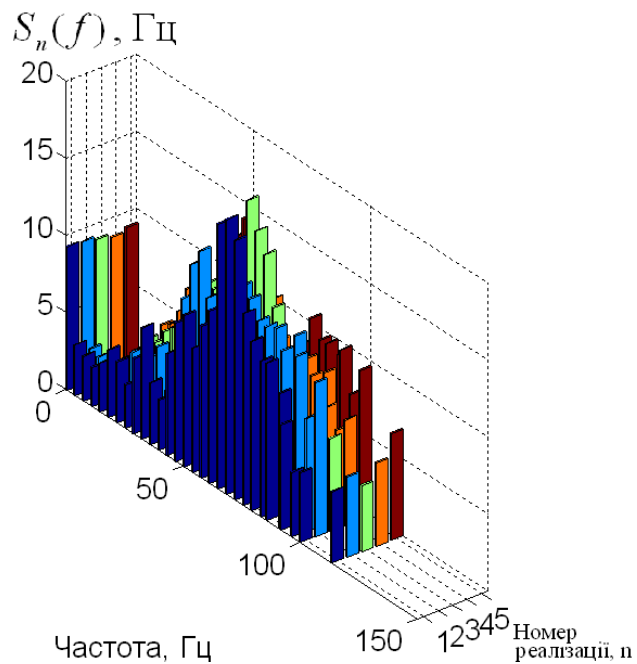


Рисунок 2.14. – Реалізації амплітудних спектрів фонокардіосигналу

Амплітудні спектри фонокардіосигналу є мінливими, що свідчить про наявність в сигналі стохастичної складової.

Можна зробити висновок, що фонокардіосигнал є процесом зі скінченною потужністю [87] класу π^T (автокореляційна функція зникає), в якому присутня повторюваність (автокореляційна функція періодична) та випадковість (спектри реалізацій відрізняються, присутні флуктуації).

Отже математичною моделлю, адекватною фонокардіосигналу, в термінах енергетичної теорії випадкових процесів (Драган Я. П.) є модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

2.5. Висновки до розділу 2

Проведено огляд існуючих математичних моделей для опису акустичних сигналів серця фонокардіосигналу та встановлено, що вони не описують повною мірою акустичні сигнали серця. Тому існує необхідність вдосконалення математичного апарату для опису фонокардіосигналу з метою врахування його фазової структури та присутніх в ньому періодичності та випадковості.

Обґрунтовано недостатню інформативність методів обробки фонокардіосигналу, які найчастіше використовуються.

Доказано, що фонокардіосигналу, як випадковому сигналу, властива повторюваність та випадковість, що зумовлює необхідність опису його в рамках енергетичної теорії випадкових процесів та застосування для його обробки синфазного методу аналізу.

РОЗДІЛ 3

ОБҐРУНТУВАННЯ МЕТОДУ АНАЛІЗУ ФОНОКАРДІОСИГНАЛУ

В розділі здійснено опрацювання фонокардіосигналу. Створено програмне забезпечення для реалізації методу.

3.1. Обґрунтування способу виділення моментів прояву дії водія ритму для визначення інтервалу повторюваності фонокардіосигналу

Ключовим інтегральним показником, що використовується для оцінювання здоров'я людини, є передусім, стан [88] серцево-судинної системи (ССС), що підтверджено авторами багатьох робіт медичного спрямування, таких як Л. І. Фогельсон, М. В. Черноруцький, І. І. Савченков, С. Ф. Олійник, А. І. Кобленц-Мішке, Р. Лаэннек, А. Л. Мясніков та низка інших

Згідно даних ВООЗ в Україні щорічно гине близько півмільйона осіб через стрімке зростання захворюваності населення на патології ССС. Негативна тенденція зберігається незважаючи на те, що Україна входить до міжнародного співтовариства країн, які поставили собі за мету до 2025 року скоротити смертність від серцево-судинних захворювань (ССЗ) на чверть. У країнах Європи людей привчають уважно ставитися до власного здоров'я і, щойно виникає хоча б мінімальна підозра на хворобу, звертатися за медичною допомогою, що не є характерним для наших співвітчизників. У зв'язку з цим, надзвичайно важливу роль у поліпшенні ситуації відіграє профілактика та раннє діагностування ССЗ. Найменша затримка може значно погіршити стан хворого та спричинити важкі, часто непоправні наслідки. Тому, чим раніше діагностується хвороба серця, тим більше шансів урятувати людині життя.

У країнах Західного світу все більше використовують системи [89] дистанційної діагностики стану здоров'я пацієнта [90] за межами лікувального чи лікувально-профілактичного закладу (голтерівське моніторування), зокрема система OMsignal виробництва канадської компанії, випускає одяг з

імплантованими давачами, які можуть контролювати серцевий ритм, частоту дихання, обсяг вдихів і видихів, число та інтенсивність рухів, витрачені калорії. В Україні подібні технології лише починають впроваджуватися. Водночас постійний розвиток науки і техніки, зокрема мобільного зв'язку, дає змогу розробляти нові та вдосконалювати існуючі способи відбору та аналізу даних про стан здоров'я пацієнта.

Задля своєчасного виявлення патологічних процесів на ранній стадії розвитку їх актуальним є створення діагностичних систем моніторингу стану ССС, що мали б можливість легко інтегруватися в Українських соціальних та інфраструктурних реаліях. Базою для створення таких систем є розробка відповідного програмного та математичного забезпечення, яке б уможливило виявлення нових інформативно-інваріантних ознак біологічного сигналу зрозумілих та прийнятних для лікаря, за якими можна було б судити про стан серця.

Існуючі на сьогоднішній день у профілактичній медицині системи широко використовують [91] метод полікардіографії, який базується на одночасному записі [46] електрокардіограми (ЕКГ) [44], фонокардіограми (ФКГ) та сфігмограми [92]. При цьому перші два [45] показники є ключовими. Вони відображають стан ССС, оскільки в термінах системно-сигнальної концепції [93] переносять відомості про досліджуваний об'єкт. Основна увага при цьому приділяється вивченню фазової структури серцевого циклу, а кожна його реалізація розглядається як стаціонарна випадкова послідовність, при цьому за математичну модель приймають стаціонарний випадковий процес.

Оскільки метод фонокардіографії є базовою складовою полікардіографії, то він потребує першочергового удосконалення. Якість опрацювання фонокардіосигналу (ФКС) визначається способом математичного опису його. Математична модель ФКС у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП), була обґрунтована попередньо. Така модель обумовлює методи [25] (синфазний, компонентний, фільтровий) для опрацювання об'єкта

дослідження та створення автоматизованих полікардіографічних телеметричних систем діагностики стану ССС.

Зокрема, алгоритми для реалізації синфазного методу можуть інтегруватися в сучасні комп'ютерні діагностичні засоби, і їх перевагою, порівняно з іншими методами, є зменшення кількості апаратних та обчислювальних ресурсів. Використання ПКВП як моделі ФКС дало змогу врахувати вплив нервової регуляції (синусового вузла, як водія ритму), виявити зміни в роботі серця на ранніх стадіях захворювання шляхом впровадження нового класу інформативно-інваріантних ознак – спектральних компонент, отриманих в результаті опрацювання сигналу синфазним методом.

Проте синфазний метод вимагає забезпечення однорідності статистичного матеріалу, що ускладнює дослідження, та визначення періоду корельованості вхідної послідовності, який у випадку ФКС, може бути представлений як середня тривалість серцевого циклу.

Класичним підходом до визначення періоду корельованості є визначення періоду повторюваності автокореляційної функції. Такий спосіб є чутливим до довжини вибірки та фазової структури серцевого циклу, що унеможливорює забезпечення повторюваності результатів. Визначення тривалості одного серцевого циклу за тривалістю R-R інтервалу не дає змоги забезпечити вибірку однієї повної реалізації, тобто інтервалу між моментами прояву дії синусового вузла, що на ЕКГ [44] виявляється Р-зубцем. Тому пропонується визначати одну реалізацію серцевого циклу як інтервал P-R, оскільки Р-зубець відповідає моменту активації потенціалу дії (Шмидт-Фойгт).

Таким чином з метою подальшого використання ФКС у системах голтерівського моніторингу для ранньої діагностики стану ССС пропонується за модель ФКС вибрати ПКВП (оскільки ця модель є адекватною до природи породження сигналу) та синфазний метод опрацювання.

ФКС як переносник даних про функціональний стан містить у своєму складі й відображення небажаних явищ, зокрема: шуми, які виникають у процесі реєстрації ФКС (зміщення мікрофона по поверхні шкіри,

замикання/розмикання контакторів фонокардіографа, сторонні шуми в приміщенні); ендогенні шуми тіла пацієнта (дихання, перистальтика кишківника); дрейф нуля фонокардіографа (тренд).

Попереднє [94] опрацювання [95] проводити за наступним алгоритмом: детрендінг сигналу (позбавлення від тренду, постійної складової сигналу), згладжування [96] (позбавлення від високочастотних шумів з мінімальним спотворенням спектру та зміщенням локалізацій зубців), знаходження періоду повторюваності за Р-зубцями.

Класичним способом мінімізації тренду є застосування двоетапного процесу: на першому етапі проводиться апроксимація послідовності за допомогою поліному, наприклад, Ньютона n -го порядку, а на другому – адитивне віднімання обчисленої послідовності від суміші сигналу та тренду (детрендінг) за допомогою того ж полінома k -го порядку, де $k < n$. Однак, у випадку із ФКС, де наявні, як мінімум, тренд дихання та паразитна складова 50 Гц (частота мережі), метод є непридатним, оскільки не дає можливості одночасно позбутися від обох цих складових.

На практиці ж в аналоговій електроніці застосовують послідовність із високочастотного (ФВЧ) та режекторного (РФ) фільтрів для, відповідно, позбавлення від тренду, постійної складової сигналу та наведень шин мережі живлення 50 Гц на давачі кардіографа.

У нашому випадку синфазний метод є нечутливим до когерентних складових, наявних у сигналі, тому потреба позбуватися наведень відпадає.

Задля мінімізації тренду запропоновано [95] використати високочастотний фільтр Бесея, який характеризується максимально плоскою амплітудно-частотною характеристикою (АЧХ), лінійною фазо-частотною характеристикою (ФЧХ) та постійним часом групової затримки.

Функція передачі фільтра, АЧХ якого апроксимована функцією Бесея, має вигляд:

$$H(s) \frac{z(s)}{p(s)} = \frac{k}{(s - p(1))(s - p(2)) \dots (s - p(n))} \quad (3.1)$$

де: k – коефіцієнт підсилення;

p_n – n -й полюс;

s – комплексна складова $j\omega$;

ω – циклічна частота.

При цьому нормують полюси і коефіцієнт підсилення так, що на низьких і високих частотах аналоговий фільтр-прототип Беселя буде асимптотично еквівалентним фільтру Батерворта того ж порядку, знаходячи полюси фільтра за задалегіть складеною таблицею. Частотою зрізу вважають частоту (1 рад/с), на якій коефіцієнт передачі починає різко спадати. Значення АЧХ на частоті зрізу завжди менше за $\sqrt{\frac{1}{2}}$; а для фільтрів більших порядків із зростанням порядку n коефіцієнт передачі на частоті зрізу зменшується.

Групова затримка аналогових фільтрів Беселя є майже постійною в смузі пропускання та максимально плоскою в околі нульової частоти. Груповая затримка на нульовій частоті.

$$\tau_g = \left(\frac{(2n)!}{2^n n!} \right)^{1/n}, \quad (3.2)$$

де: n – порядок фільтра.

Отже, у всій смузі пропускання аналогові фільтри Беселя характеризуються практично постійною груповою затримкою. Це дає змогу зберегти форму сигналу, що проходить крізь таку лінійну систему за умови, що їх спектр сконцентрований в смузі пропускання фільтра. Дискретні фільтри Беселя не мають цієї властивості.

Оскільки є необхідність нормувати коефіцієнт підсилення фільтра (аналоговий прототип не має нулів), враховуючи, що на низьких і високих частотах аналоговий фільтр-прототип Беселя буде асимптотично

еквівалентним фільтру Батерворта (1.1) того ж порядку, причому на першому порядку його передаточна характеристика співпадає повністю, а його полюси вибираються за таблицею.

$$H(S) = \frac{1}{S + 1} \quad (3.3)$$

А перехід від аналогового фільтра до цифрового здійснюється через білінійне перетворення, що є переходом від передаточної характеристики $H(s)$ аналогового фільтра до $H(z)$ цифрового, яке можна здійснити підстановкою $z = \exp(s \cdot T)$, де T – період дискретизації сигналу. Здійснювати експоненціальне відображення s -площини в z -площину не зовсім зручно, натомість використовується дробово-раціональна підстановка виду:

$$s \frac{2}{T} \cdot \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \quad (3.4)$$

Для переходу ФНЧ-ФВЧ цю підстановку можна інвертувати:

$$z^{-1} = \frac{2 - sT}{2 + sT}, \quad z = \frac{2 + sT}{2 - sT} \quad (3.5)$$

Таким чином уявна вісь s -площини переходить в одиничне коло на площині z , причому ліва півплощина площини s відображається всередину одиничного кола площини z , а права півплощина площини s відображається поза одиничним колом.

Таке перетворення дуже схоже на $z = e^{sT}$. Це зумовлено тим, що вираз (1.100) являє собою розклад в ряд Тейлора [97] $z = e^{sT}$ при обмеженні степені ряду до одиниці:

$$e^x = 1 + x + \frac{x^2}{2} + \frac{x^3}{6} + \dots = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{x^n}{n!}. \quad (3.6)$$

Тоді член підстановки розкладпється так:

$$z = e^{sT} = \frac{e^{sT/2}}{e^{-sT/2}} \approx \frac{1 + sT/2}{1 - sT/2} = \frac{2 + sT}{2 - sT}. \quad (3.7)$$

В результаті спотворюється шкала частот, тому на першому кроці необхідно це спотворення врахувати для того, щоб сформулювати вимоги до коридору АЧХ аналогового фільтра таким чином, щоби вже на самому етапі білінійного перетворення отримати фільтр з описаними вище параметрами – максимально наближеними до аналогового прототипа. Спотворення шкали частот при білінійному перетворенні відбувається у відповідності до виразу:

$$\Omega = \frac{2}{T} \operatorname{tg}\left(\frac{\omega_n}{2}\right), \quad (3.8)$$

де: T – інтервал дискретизації;

Ω – шкала частот аналогового фільтра;

ω_n – нормована шкала частот цифрового фільтра.

При цьому період АЧХ цифрового фільтра по нормованій шкалі частот ω_n рівний 2π відповідає інтервалу дискретизації $T = 2$.

Порядок спроектованого фільтра Бесея вибирається за емпірично сформульованим критерієм:

$$K = \left(n \cdot \left(\frac{K_{f_1} \cdot f_s}{\Delta}\right)\right) < 0,3 \quad (3.9)$$

де: n – порядок фільтра;

K_{f_1} – коефіцієнт ослаблення на частоті 1 Гц, раз;

f_s – коефіцієнт ослаблення на частоті зрізу;

$$\Delta = f_s - 1.$$

Результатом підбору [95] став синтезований [98] фільтр 3-го порядку з частотою зрізу 10 Гц, АЧХ та ФЧХ якого відображені на рисунку 1.

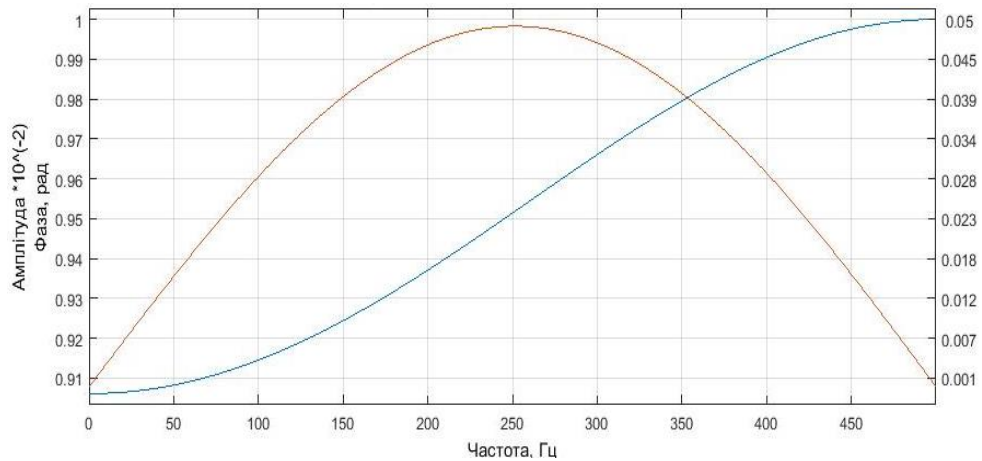


Рисунок 3.1. – АЧХ та ФЧХ синтезованого фільтра в середовищі Matlab

Вхідний сигнал одночасно зареєстрований ФКС та ЕКС має вигляд:

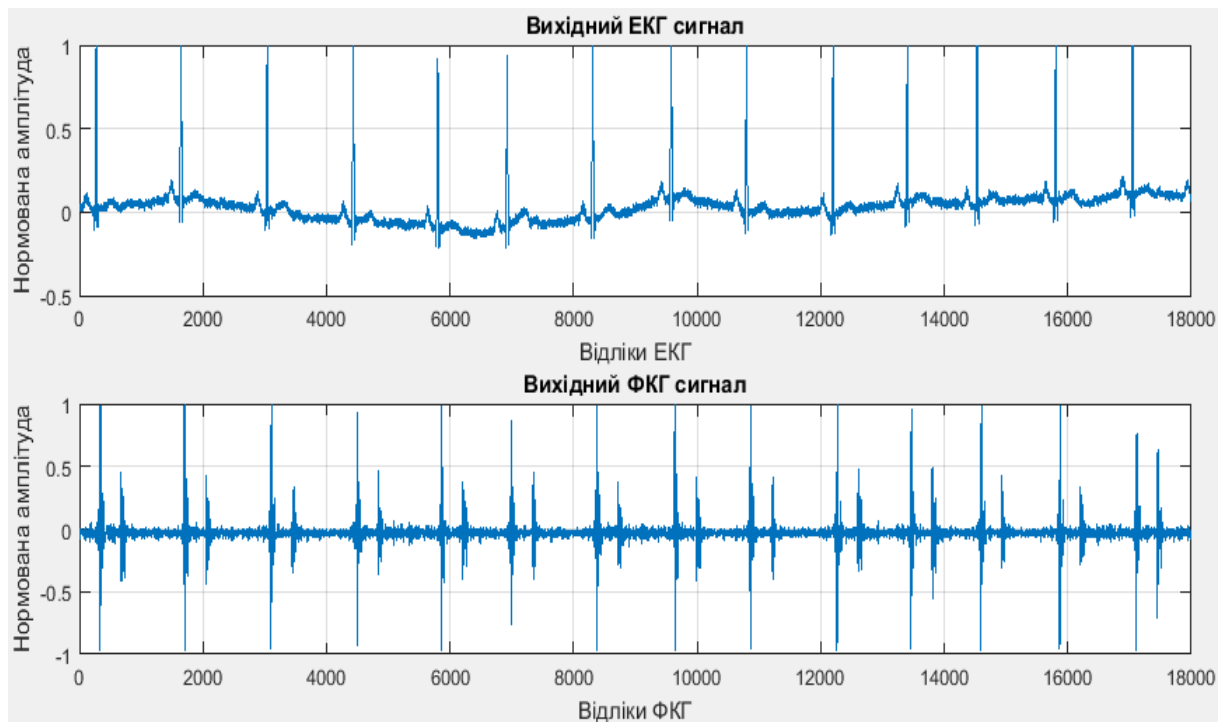


Рисунок 3.2. – Вхідний сигнал одночасно зареєстрований ФКС та ЕКС

Фільтрований (позбавлений тренду) ЕКС має вигляд:

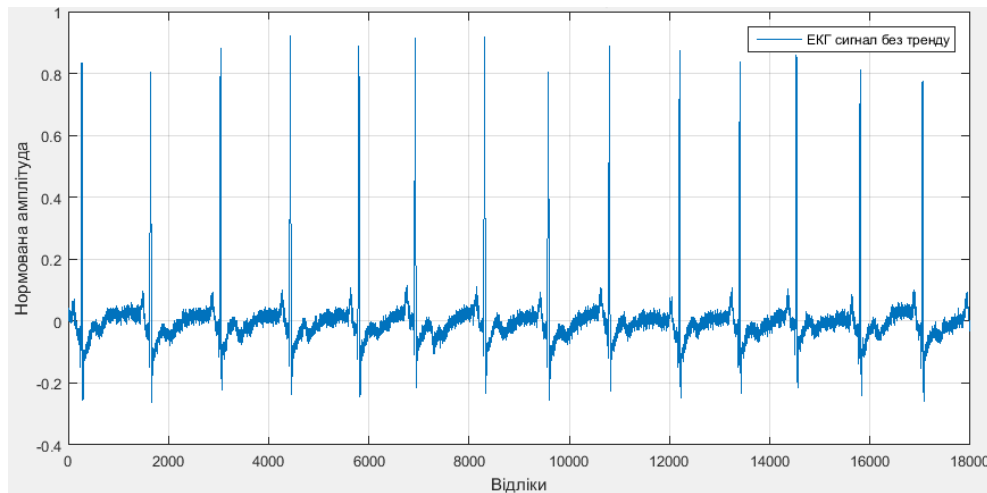


Рисунок 3.3. – ЕКС без тренду

Наступним етапом є визначення локалізацій R-зубців пороговим методом.

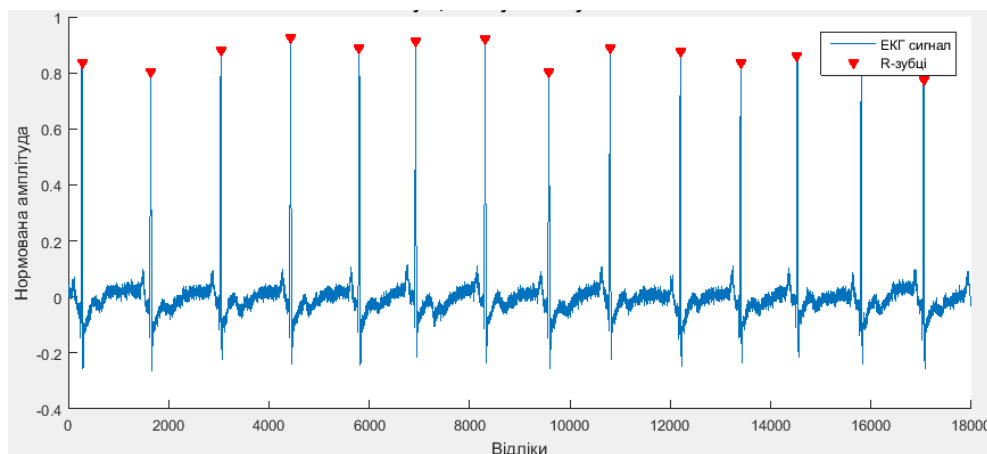


Рисунок 3.4. – Локалізації R-зубців у ЕКС

Власне, так склалося історично, що за тривалість серцевого циклу приймають R-R інтервал, однак це не відповідає природі досліджуваного об'єкта, оскільки початком кожної наступної реалізації циклу серцевого скорочення є момент прояву потенціалу дії синусового вузла, що на ЕКГ є Р-зубцем.

Оскільки Р-зубець є набагато меншим [99] у порівнянні з R-зубцем і форма його є більш плавною, то він більше спотворюється під впливом шумів високочастотного характеру. При низьких значеннях відношення сигнал/шум встановити коректно локалізацію максимуму з високою точністю є проблематично. Застосування фільтрів низьких частот є недопустимим, оскільки вони, окрім фазових спотворень, сильно розмивають стрімкі зубці та зсувають їх у часі (сильно спотворюють сигнали, що мають розриви першого роду).

За Ван-Трісом справедливим є твердження, що усі задачі фільтрації можна умовно поділити на три групи:

1. Відомий і корисний сигнал і шуми (їх розподіли);
2. Відомий сигнал і невідомі шуми (їх розподіли);
3. Невідомі сигнал і шуми (їх розподіли).

Оптимальним фільтром для першого випадку є:

$$H(f) = S(f) / [S(f) + N(f)] \quad (3.10)$$

де: $S(f)$ – спектральна густина випадкового корисного сигналу;

$N(f)$ – спектральна густина корельованого шуму.

У нашому випадку високочастотні шуми є некорельованими з корисним сигналом.

Тоді доцільно використати згладжування. Одним із найбільш поширених фільтрів низьких частот (згладжу вальних фільтрів), що використовуються для опрацювання сигналів у багатьох галузях, є метод ковзного середнього в загальному випадку ковзне середнє чисельно рівне середньому арифметичному значенню досліджувані послідовності на встановленому діапазоні. Метод же модифікованого ковзного середнього, що є рекурентним співвідношенням, для якого кожне наступне значення фільтрованої послідовності залежить від попереднього. Окрім цих методів застосовуються

моделі ковзних на основі інших усереднюючи функцій, зокрема, модель ковзної медіани.

В системах опрацювання даних також використовують й іншого роду методи опрацювання, зокрема інтерполяція сплайнами, при цьому перераховані значення послідовності на кожному окремому відрізку характеризують поліномом заданої степені, коефіцієнти якого визначаються практично. Однак перераховані методи непридатні для опрацювання ЕКГ, оскільки вносять значні спотворення у сигнал з високими короткими піками.

Все більшого поширення набуває метод згладжування із застосуванням фільтра Савіцького-Голея, при цьому, замість лінійного наближення в околі кожної точки послідовності будується апроксимуючий поліном n -го порядку по методу найменших квадратів у вікні певної довжини, відтворення послідовності очисленням її із полінома меншої степені, зсув вікна та повторення цих операцій. Згладжувальні фільтри Савіцького-Голея (поліноміальні не рекурсивні фільтри) використовуються для згладжування (у вузькому сенсі) зачумлених сигналів з широким спектром. Тоді такі фільтри доють набагато кращий результат у порівнянні зі звичайними не рекурсивними усереднюючими фільтрами, що мають тенденцію разом із шумами видаляти й значну долю високочастотних корисних складових сигналу та вносити мінімальні фазові спотворення, що є критично важливою особливістю для опрацювання сигналу синфазним методом. Однак метод згладжування забезпечує дещо гірше ослаблення шуму у порівнянні зі звичайними не рекурсивними фільтрами що вимагає дещо більших затрат обчислювальної потужності системи. Оскільки така фільтрація забезпечує поліноміальну апроксимацію окремих кадрів вхідної послідовності по критерію мінімуму середньоквадратичної похибки, то в цьому сенсі він є оптимальним.

Таким чином фільтр Савіцького-Голея є найбільш оптимальною методією, що не порушує форму корисного сигналу за умови оптимального підбору порядку полінома і ширини вікна згладжування.

Для оцінювання якості згладжування приймаємо два критерії: значення максимального відхилення (горизонтального зміщення) i -го Р-зубця після проведення процедури згладжування адитивної суміші ЕКС та білого шуму зі співвідношенням амплітуд 1/0,05 із застосуванням фільтра Савіцького-Голея, та середньоквадратичне відхилення реального та фільтрованого ЕКС. Результати зведено в дві таблиці.

Перша ілюструє залежність максимального відхилення Р-зубця від довжини кадру та порядку згладжувального полінома.

Таблиця 3.1

Залежність максимального відхилення Р-зубця від довжини кадру та порядку згладжувального полінома фільтра Савіцького-Голея

Відхилення, мс	Довжина кадру фільтра F										
		13	15	17	19	21	23	25	27	29	31
Порядок згладжувального полінома O	3	8	7	7	7	6	5	5	5	3	2
	4	7	7	7	6	5	5	4	4	2	2
	5	7	7	6	5	5	4	4	2	2	2
	6	7	6	5	5	4	4	2	2	2	1
	7	6	5	5	4	3	2	2	2	2	1
	8	5	5	4	4	2	2	2	2	1	1
	9	5	4	4	2	2	2	2	2	1	1
	10	5	4	2	2	2	2	2	1	1	0
	11	3	2	2	2	2	1	1	1	1	0
	12	2	2	2	1	1	1	1	0	0	0

Друга ілюструє залежність середньоквадратичного відхилення реального та фільтрованого ЕКС від довжини кадру та порядку згладжувального полінома.

Таблиця 3.2

Залежність середньоквадратичного відхилення реального та фільтрованого ЕКС від довжини кадру та порядку згладжувального полінома фільтра Савіцького-Голея

Відхилення, мс	Довжина кадру фільтра F										
		13	15	17	19	21	23	25	27	29	31
Порядок згладжувального полінома O	3	0,393	0,364	0,343	0,326	0,313	0,302	0,292	0,284	0,275	0,271
	4	0,501	0,464	0,434	0,407	0,385	0,367	0,352	0,340	0,329	0,319
	5	0,503	0,465	0,434	0,408	0,386	0,368	0,353	0,340	0,330	0,319
	6	0,592	0,547	0,513	0,484	0,459	0,436	0,416	0,398	0,381	0,368
	7	0,593	0,547	0,514	0,485	0,459	0,436	0,416	0,397	0,382	0,370
	8	0,684	0,626	0,580	0,549	0,521	0,497	0,476	0,456	0,439	0,419
	9	0,684	0,631	0,582	0,549	0,521	0,498	0,476	0,457	0,438	0,423
	10	0,790	0,707	0,654	0,610	0,576	0,548	0,526	0,506	0,487	0,471
	11	0,791	0,707	0,656	0,613	0,578	0,549	0,526	0,506	0,487	0,470
	12	0,943	0,804	0,726	0,674	0,636	0,602	0,573	0,548	0,530	0,511

При розв'язуванні мінімізаційної задачі використано метод найшвидшого градієнтного спуску по кривій перетину площин залежностей.

На рисунку поданому нижче розв'язування оптимізаційної задачі вибору параметрів оптимального фільтра Савіцького-Голея по кривій перетину двох площин встановлено глобальний для цього діапазону величин довжини кадру фільтра та порядку згладжувального полінома глобальний мінімум мінімум.

Причому він є єдиним, оскільки оптимізаційний процес запускався з хаотичним вибором початкових точок, давши однаковий результат.

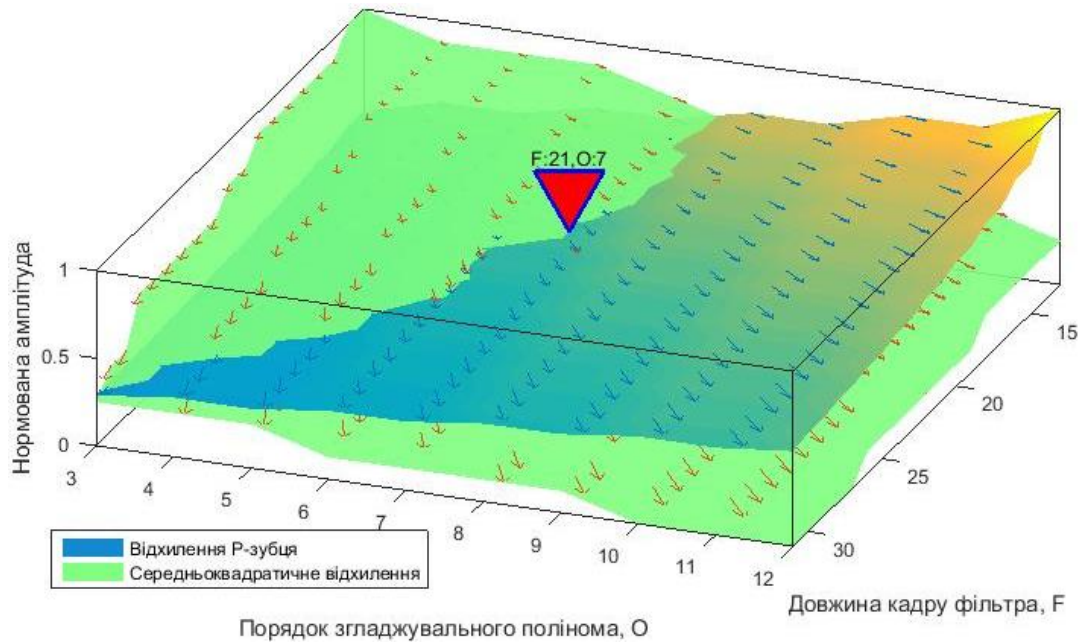


Рисунок 3.5. – Розв’язування оптимізаційної задачі вибору параметрів оптимального фільтра Савіцького-Голея

Зашумлений та згладжений ЕКС зображено на рисунку нижче:

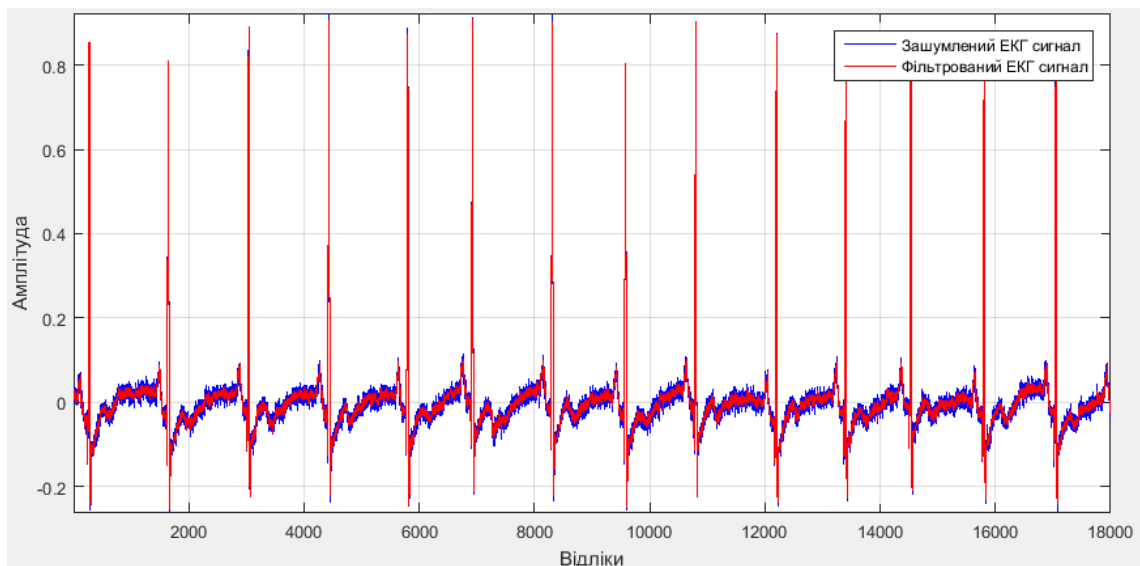


Рисунок 3.6. – Зашумлений та згладжений ЕКС фільтром Савіцького-Голея

Для пошуку Р-зубців у згладженому сигналі використано порогові метод, оскільки тепер відпадає необхідність застосування різного роду процедур

розпізнавання форми, пошуку пат тернів чи переходу в іншу область (наприклад спектральну шляхом застосування перетворення Фур'є чи область масштабних вейвлет-коефіцієнтів).

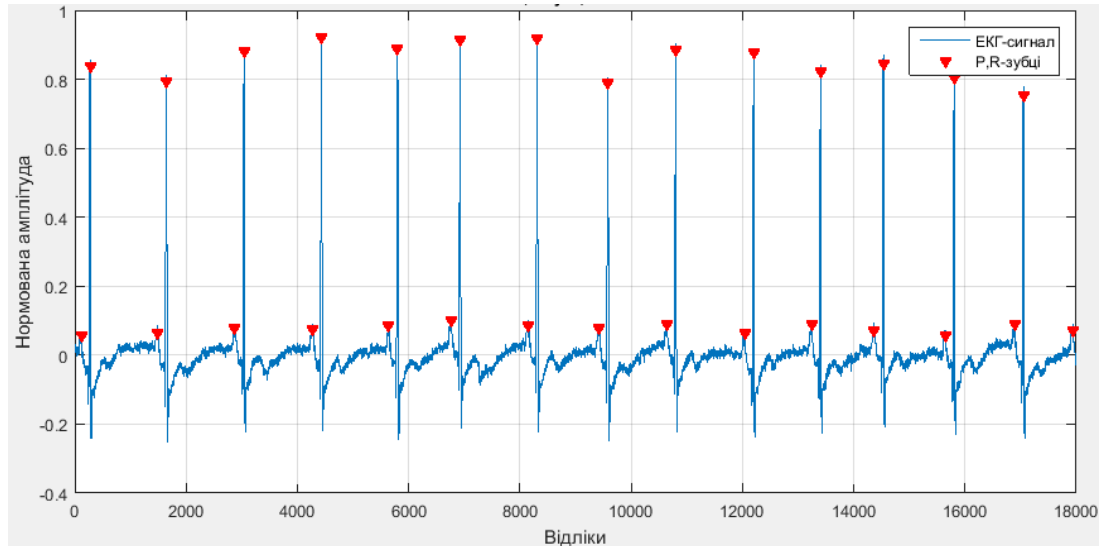


Рисунок 3.7. – Локалізації R- зубців та P-зубців у ЕКС

Запропонований алгоритм попереднього опрацювання дає можливість зменшити негативний вплив шумів при опрацюванні ЕКС синфазним методом та підвищити повторюваність результатів.

3.2. Опрацювання ФКС синфазним методом

Для проведення дослідження створено програму в середовищі Matlab [100]. Отримано такі результати.

Виділено стаціонарні компоненти [101] згідно виразу:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \xi_k(t) \cdot e^{ik \frac{2\pi}{T}}, \quad (3.11)$$

де $\xi_k(t)$ – випадкова складова фонокардіосигналу вигляді стаціонарних та стаціонарно пов'язаних процесів (стаціонарні компоненти);

$e^{ik\Delta t}$ – гармонічна складова фонокардіосигналу з періодом T .

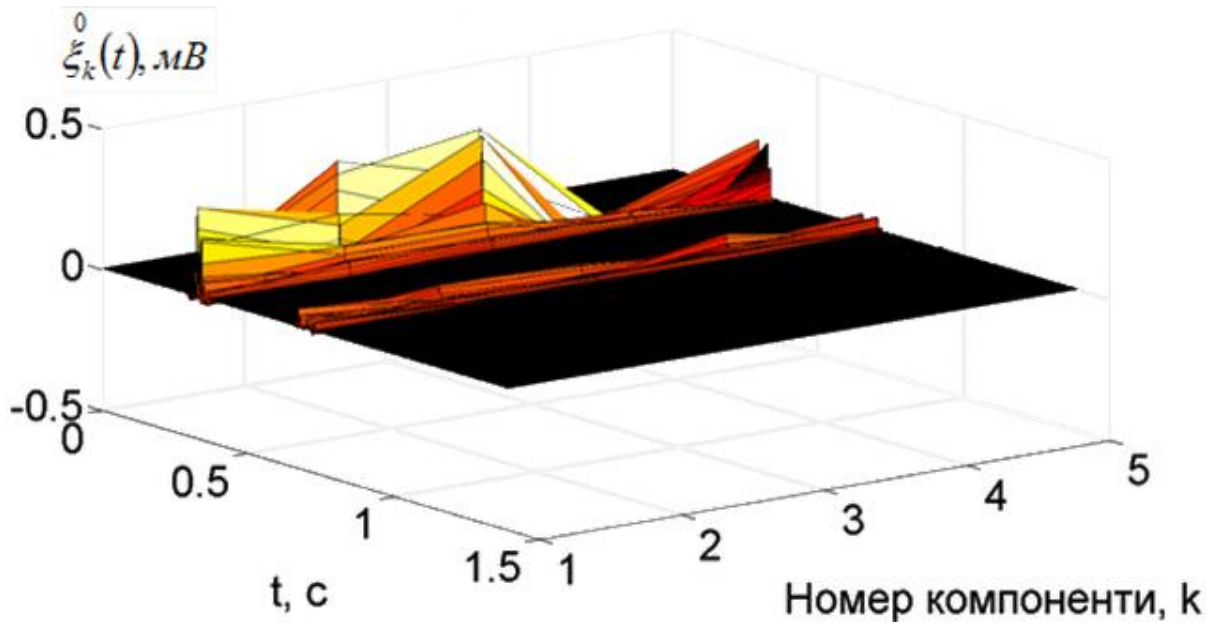


Рисунок 3.8. – Оцінки стаціонарних компонент фонокардіосигналу

Оцінки кореляційної функції ФКС:

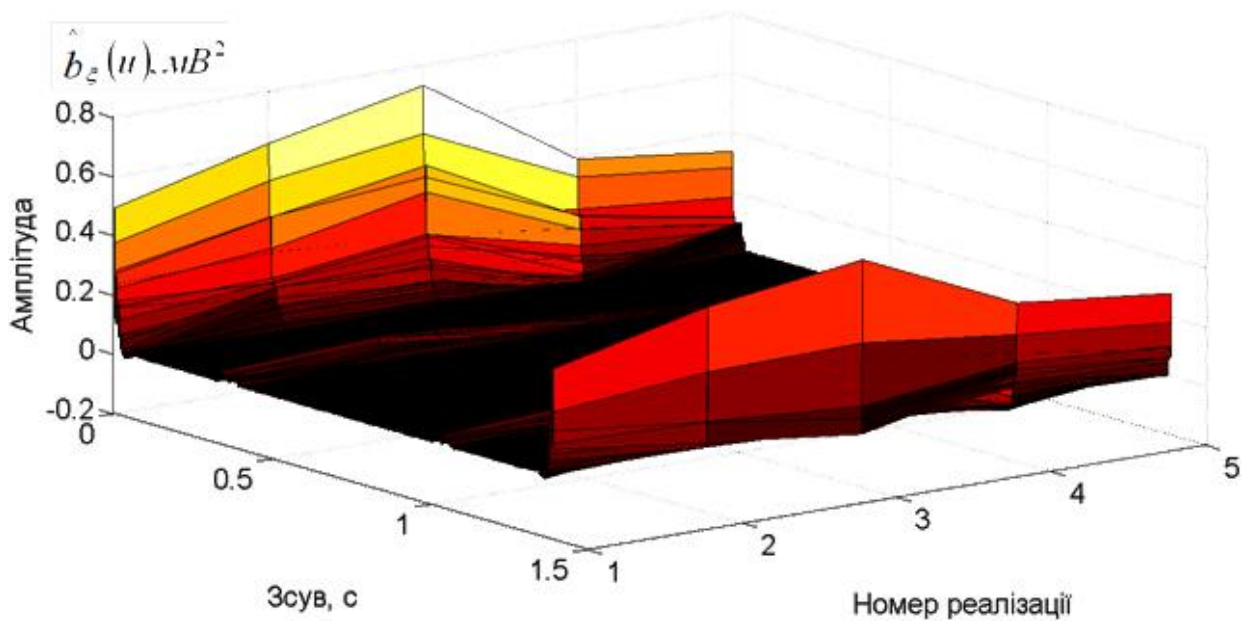


Рисунок 3.9. – Оцінки кореляційної функції фонокардіосигналу

Оцінки кореляційних компонент [102] фонокардіосигналу:

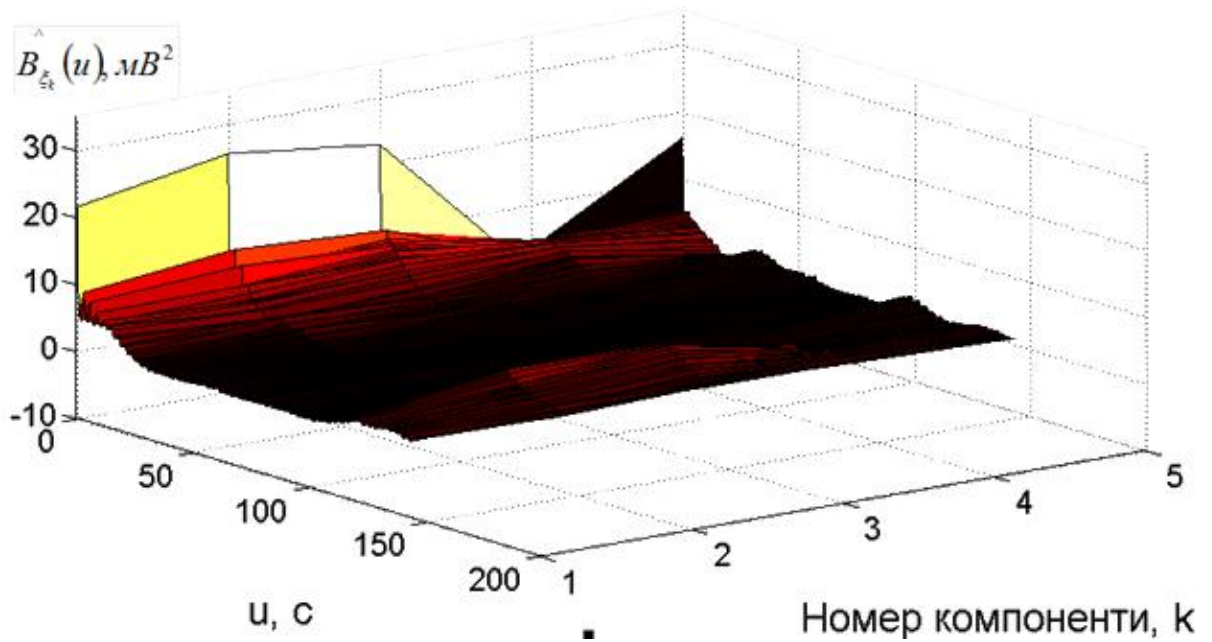


Рисунок 3.10. – Оцінки кореляційних компонент фонокардіосигналу

Шляхом усереднення по реалізаціях отримано усереднені оцінки кореляційних компонент:

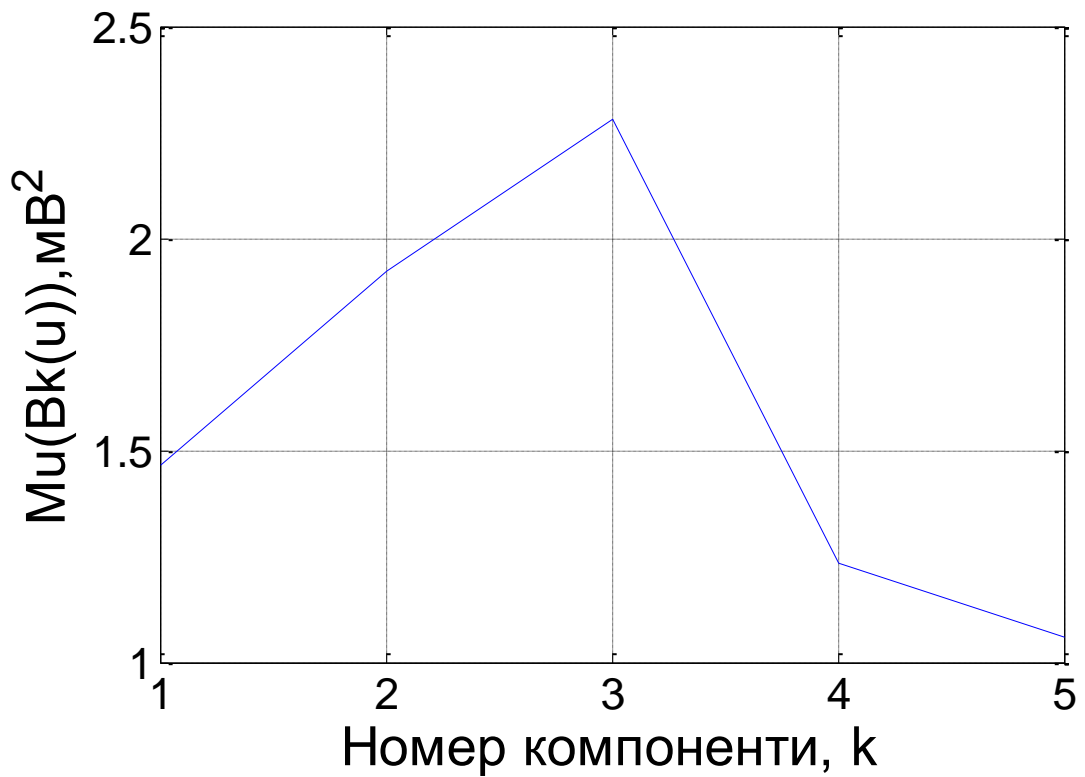


Рисунок 3.11. – Оцінки матсподівання кореляційних компонент фонокардіосигналу

Таким чином, отримано нову інформативну ознаку, що характеризує фонокардіосигнал та враховує у своїй структурі повторюваність та випадковість, присутню в ньому.

Застосовано схему алгоритму опрацювання фонокардіосигналу одночасно зареєстрованого з електрокардіосигналом як ПКВП модифікованим синфазним методом засобами алгебри алгоритмів [103] Овсяка В. К., яка дає змогу здійснити точний опис алгоритму, мінімізацію за кількістю дій (унітермів) [104] на відміну від табличного, вербального чи блок-схемного описів. Її апробовано в роботах Хвостівського М. О. [64], Дедіва Л. Є., Дедів І. Ю для циклічних біологічних сигналів, що показало хороші результати і приріст ефективності алгоритмів опрацювання цих сигналів.

В алгебрі алгоритмів [105] операції виконуються над унітермами, якими є окремі знаки та їхні послідовності. Унітерми, у відповідності до конкретних чи абстрактних залежностей поділяються на предметні ($x = y, y = z^2$) і абстрактні ($F(x,y)$) – абстрактна функція від двох змінних) унітерми. Операції над унітермами утворюють формули-алгоритми. Абстрактними алгоритмами називаються формули з абстрактними унітермами. А моделі абстрактних алгоритмів утворюються заміною в абстрактних алгоритмах всіх абстрактних унітермів предметними.

Алгебра алгоритмів базується на таких операціях: секвентування ($\overline{\quad}$) – використовується для опису послідовностей дій; елімінування (\sqcap) – розгалужень в алгоритмах [106]; паралелення (\sqcup) – опис процесів, які виконуються одночасно; секвентування циклічне ($\overline{\quad}$), циклічне елімінування ($\overline{\quad}$), та паралелення циклічне ($\overline{\quad}$).

Алгоритм розрахунку стаціонарних компонент з центрованої послідовності ФКС одночасно зареєстрованого із ЕКС з періодом корельованості по РР-інтервалах із застосуванням алгебри алгоритмів виглядає так:

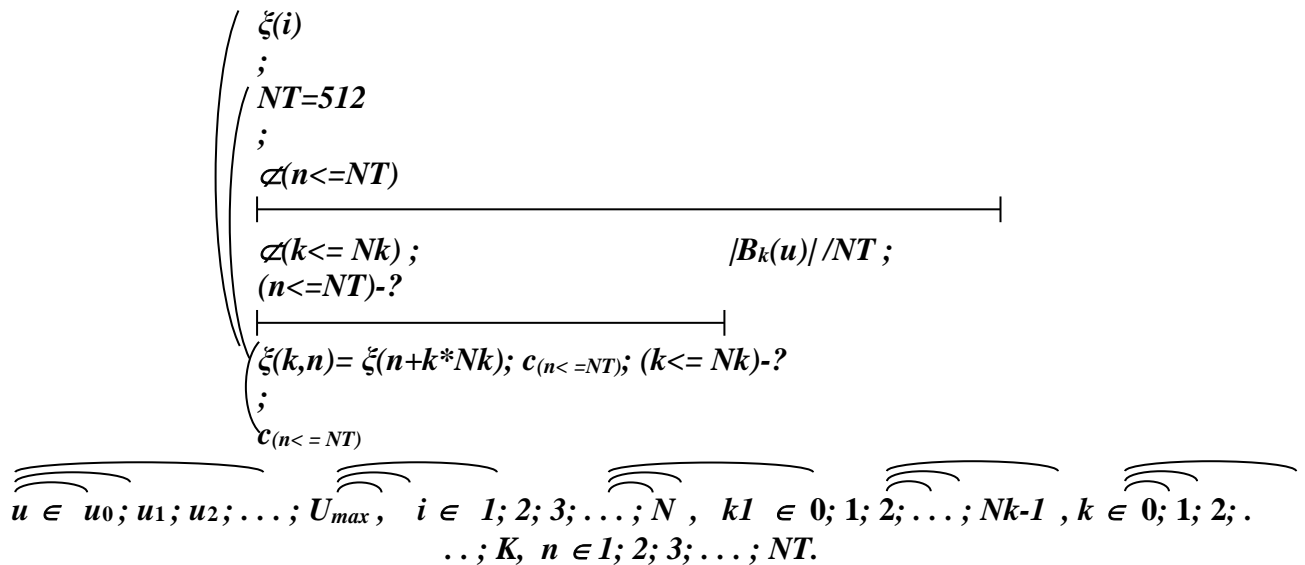


Рисунок 3.12. – Алгоритм формування стаціонарних компонент з центрованої послідовності ФКС одночасно зареєстрованого із ЕКС з періодом корельованості по РР-інтервалах

Тут умовно позначено: NT – довжина періоду, N – довжина реалізації ФКС, визначена по РР-інтервалах ЕКС, U_{max} – максимальний зсув, N_k – кількість періодів реалізації ФКС, K – кількість спектральних компонент в кожній реалізації.

3.3. Обґрунтування структури системи відбору фонокардіосигналу

Важливим суттєвим моментом при опрацюванні даних є однорідність умов їх реєстрації. Це спричинює потребу забезпечити спеціальними заходами однорідність статистичного матеріалу та достатність (репрезентативність) вибірки.

Серцево-судинна патологія продовжує залишатися соціально значимою проблемою. Особливе занепокоєння викликає невинне зростання випадків раптової серцевої смерті та безсимптомних фатальних порушень ритму. Тому, дистанційний моніторинг [29] серцево-судинної системи сьогодні – на перших шпальтах наукових видань.

Контроль за діяльністю серця людини [8], в тому числі поза межами лікувальних та профілактичних закладів, залишається одним з пріоритетних завдань сучасної медицини. Насторожує почастищення випадків раптової [107] смерті [108] під час виконання фізичних навантажень [109]. Тому, перспективними залишаються інженерні розробки, які дозволять моніторувати стан серцево-судинної системи.

Значної уваги [110], сьогодні, заслуговує галузь «розумного одягу», котра перебуває у зародковому стані. Адже існує ряд перепон: особливості тканин, які б щільно облягали тіло та не сковували рухів людини, і вмонтовані в них давачі, що здатні були б зчитувати інформацію. Так, канадська компанія OMsignal розробила одяг з імплантованими давачами, що можуть контролювати серцевий ритм, частоту дихання, обсяг вдихів і видихів, число та інтенсивність рухів, витрачені калорії.

Враховуючи, що в Україні немає подібних розробок, пропонуємо розробити автоматизовану систему моніторингу серцево-судинної системи, давачі якої, вмонтовуючись в одяг, змогли б тривало відбирати ЕКГ та періодично ФКГ. Дані сигнали є одними з найбільш інформативних параметрів, що відображають діяльність серця. Основна увага при цьому приділяється вивченню фазової структури серцевого циклу. Зокрема, особливу роль відіграють такі показники, як фаза ізометричного скорочення, час вигнання крові, тривалість механічної систоли. Вкорочення даних показників вказує на фазовий синдром гіпердинамії міокарда у відповідь на фізичне динамічне навантаження, подовження – на фазовий синдром гіподинамії. Гіпердинамічний тип реакції вказує на сприятливі функціональні резерви серця. Тому, дистанційне визначення типу реакції у людей, котрі приходять на заняття у спортзал, було б досить доречним.

Умовно можна виділити два основні підходи до реєстрації біопоказників поза межами лікувальних та профілактичних закладів:

1. Портативні [111] пристрої, що є самостійними одиницями.
2. Інтегровані в одяг пристрої.

До першої групи можна віднести пристрої Холтерівського моніторингу (наприклад CardioMera EKG Holter Meditech Ltd.), однак таке рішення створює певні незручності для пацієнта, пов'язані з необхідністю кріплення провідників давачів, розташування їх у найбільш комфортний спосіб. Це створює дискомфорт, певною мірою обмежує свободу рухів і, зрештою, через спричинений стрес та постійну зосередженість, спотворює результати. Тому, більш перспективним напрямком є: одяг з уже вмонтованими давачами та портативним пристроєм, що в значній мірі позбавлено недоліків попереднього підходу. Однак лімітована лінійка моделей позбавляє людину можливості носити одяг, до якого вона звикла. Запропонована ж система, здатна інтегруватися в будь який одяг, одягнений на грудну клітку. В якості давачів для реєстрації [112] електрокардіосигналу (ЕКС), використовуються клейкі одноразові електроди із «твердим» гелем, котрий під дією тепла тіла пацієнта знижує в'язкість. Для Холтерівського моніторингу пропонуємо [110] стандартні модифіковані грудні відведення CS1 і CM5. Зокрема, CS1 (негативний електрод у лівій підключичній ділянці, позитивний – у позиції V1) відповідає відведенню V1, а CM5 (негативний електрод – у правій підключичній ділянці, позитивний у позиції V5), приблизно відповідає звичайній ЕКГ у відведенні V5. У цих відведеннях найкраще виявляються порушення [113] ритму. Мікрофон для реєстрації фонокардіосигналу (ФКС) кріпиться, за допомогою гелю, на верхівці серця. Екрановані провідники кріпляться до одягу за допомогою застібки-лепучки, що пришивається або приклеюється у зручних місцях для забезпечення комфорту пацієнта [114]. Компактний електронний блок сприймає, обробляє інформацію з давачів та відправляє її на робочу станцію лікаря для подальшого аналізу. Спеціалізоване програмне забезпечення, інстальоване на електронно-обчислювальній машині, автоматично розраховує необхідні показники.

Окрім того, важливим суттєвим моментом при опрацюванні даних є однорідність умов їх реєстрації. Це спричинює потребу забезпечити спеціальними заходами однорідність статистичного матеріалу та достатність

(репрезентативність) вибірки. Розроблена структура комплексу дає можливість реєстрації ФКС та ЕКС в однорідних умовах. Його умовно можна розділити на три частини: носимий пристрій із вмонтованими в одяг давачами, "хмарний" сервіс та комп'ютеризоване робоче місце лікаря. Носимий пристрій є легким, компактним та разом із давачами ЕКГ та ФКГ інтегрується в одяг, тому не завдає незручностей пацієнту. Його умовно можна розділити на такі структурні одиниці:

- Тракт ЕКГ на основі спеціалізованої інтегральної схеми з функціями фільтрації (встановлення верхньої границі діапазону в значення 50 Гц дає можливість мінімізувати сторонні шуми при фізичній активності пацієнта такі як дихання, електропотенціали м'язів). Детектора електричного контакту давачів необхідний для попередження втраті можливості запису ЕКГ при втраті контакту давачів зі шкірою пацієнта.

- Тракт ФКГ включає вузол диференційного підсилювача, що характеризується великим ступенем ослаблення синфазної завади, що мінімізує вплив довколишнього електромагнітного випромінювання. Підсилювальний каскад із електронним регулюванням коефіцієнту підсилення забезпечує максимальне використання динамічного діапазону (аналого-цифровий перетворювач (АЦП) розрядністю 8 біт задля спрощення інтеграції в існуючі телемедичні системи [115]). Використано антиаліасинговий фільтр з характеристикою Бесселя, що має лінійну фазо-частотну характеристику та плоску амплітудно-частотну характеристику, що практично не вносить спотворення в сигнал.

- Оцифрування сигналів здійснюється за допомогою вбудованого модуля АЦП мікроконтролера з ядром STM8, що характеризується низькою ціною та малим енергоспоживанням.

- Реалізовано вузол звукової сигналізації, що створює звукові повідомлення пацієнту про режими роботи пристрою, зокрема про необхідність призупинити активний рух для коректного запису ФКС.

- Пристрій оснащено модулем bluetooth, що здійснює зв'язок з мобільним телефоном, який, в свою чергу передає дані на "хмарний" сервіс для зберігання і/або отримує IP-адресу для безпосереднього зв'язку з робочим місцем лікаря.

Отже, удосконалення сучасних автоматизованих систем для дистанційного моніторингу серцевої діяльності, є пріоритетним завданням медичної галузі в Україні зокрема та в світі у цілому. Запропонована автоматизована система [116] для моніторингу адаптаційних резервів серця, що включає відбір електрокардіосигналу та фонокардіосигналу і електроди якої здатні інтегруватись у одяг, дасть змогу виявляти серцеву патологію ще на ранній, доклінічній стадії розвитку.

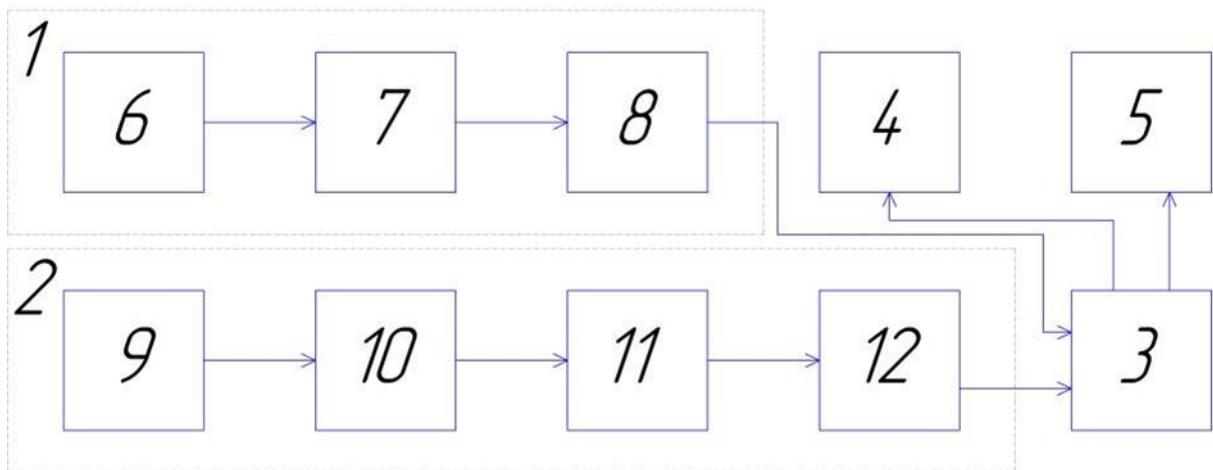


Рисунок 3.13. – Структура системи відбору біопоказників біооб'єкта

Одяг для моніторингу стану серцево-судинної системи користувача містить тракт електрокардіосигналу 1, тракт фонокардіосигналу 2, блоку мікроконтролера 3, на який поступають сигнали з відповідного тракту, вузла звукової сигналізації 4 та модуля bluetooth 5, де тракт електрокардіосигналу 1 складається з електрокардіографічних давачів 6, детектора електричного контакту сенсорів з тілом 7, фільтра 8, тракт фонокардіосигналу 2 включає фонокардіографічні давачі 9, вузол диференційного підсилювача 10, підсилювальний каскад 11, антиаліасинговий фільтр 12.

3.4. Висновки до розділу 3

На базі обґрунтованої математичної моделі фонокардіосигналу використано синфазний метод для опрацювання фонокардіосигналу, який дає змогу оцінити стан серця за його акустичними показниками. На базі синфазного методу створено передумови для розроблення програмного забезпечення в середовищі Matlab для автоматичних систем діагностики функціонального стану серця на основі синфазного методу аналізу фонокардіосигналу як періодично корельованого випадкового процесу.

Вдосконалено синфазний метод опрацювання фонокардіосигналу, що дало змогу отримати нові інформативно-інваріантні діагностичні ознаки.

Обґрунтовано застосування спектрально-кореляційних компонент, які відповідають стану серцево-судинної системи людини для аналізу фонокардіосигналу, базуючись на концепціях біомедійності та «шунтування».

РОЗДІЛ 4

ВЕРИФІКАЦІЯ МОДЕЛІ ФОНОКАРДІОСИГНАЛУ У ВИГЛЯДІ ПЕРІОДИЧНО КОРЕЛЬОВАНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ ТА КОМП'ЮТЕРНЕ ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ

В розділі створено тестовий фонокардіосигнал з відомими параметрами, в якому забезпечено можливість внесення стохастичної складової із відомими параметрами розподілу випадкової величини її для експериментальної верифікації теоретичних результатів опрацювання фонокардіосигналу статистичними методами.

4.1. Програмна реалізація алгоритму опрацювання фонокардіосигналу

Опираючись на емпіричні висновки [117] та дійсні медичні факти, зокрема те що в співдружності з Г. Вітенштейнасом и К. Валужисом професор З.І. Янушкевічус успішно вирішив проблему передавання фонокардіосигналу по існуючих тоді телефонних аналогових лініях зв'язку з відповідними параметрами та пропускнуою смугою частотна характеристика якої складала «0,1 100 гц», використавши «обвідну ФКС» отриману шляхом пропускання сигналу крізь аналогові фільтри низьких частот, розроблено імітаційну модель [118] ФКС у вигляді адитивно-мультиплікативної суміші [119] обвідної [120], апроксимованої сигмоїдною функцією спряження, та вектора частотного наповнення [121] конкатенованого із окремих інтервалів смугообмеженого [122] в частотній області білого шуму [123]. До основних її переваг належить простота [124], невимогливість [125] до "машинних" ресурсів, а також можливість врахування випадковості характерної для ФКС. Опираючись на вище сказане та на математичну модель ФКС у вигляді ПКВП комп'ютерна імітаційна має вигляд:

$$\xi(t) = \sum_k^{N_k} \left(\begin{cases} \tilde{\xi}_k(E(s_{nk}, A_{nk} + \psi_A, T_{nk}, v_{nk}, t_n) \cdot (w \cdot wn(T_{nk-oT_{n-1k}}) \otimes h(f_{nkl} + \psi_{f_{nkl}}, f_{nkh} + \psi_{f_{nkh}}))), & t \in [T_{k-1}, T_k) \\ 0 & , t \notin [T_{k-1}, T_k) \end{cases} \right)$$

де $\tilde{\xi}_k$ – k -а реалізація;

N_k – кількість реалізацій ФКС;

M_k – кількість інтервалів ФКС у межах k -ї реалізації;

$$E(s_{nk}, A_{nk}, \psi_A, T_{nk}, v_{nk}, t_n) = \begin{cases} \frac{A_{nk}}{1 + \left(\frac{0.5 \cdot T_{nk}}{t_n}\right)^{v_{nk} \cdot 10}} + \psi_A, & s_{nk} > 0 \\ \frac{2 \cdot A_{nk}}{1 - \left(\frac{0.5 \cdot T_{nk}}{t_n}\right)^{v_{nk} \cdot 10}} + \psi_A, & s_{nk} < 0 \end{cases}$$

s_{nk} – маркер зростання/спадання апроксимуючої функції n -го інтервалу k -ї реалізації;

A_{nk} – амплітуда n -го інтервалу k -ї реалізації;

T_{nk} – тривалість n -го інтервалу k -ї реалізації;

v_{nk} – швидкість зростання/спадання n -го інтервалу k -ї реалізації;

t_n – інтервал визначеності n -го інтервалу;

w – вікно Блекмана;

wn – білий шум ;

o – коефіцієнт перекриття n -го інтервалу тривалістю T_{nk} k -ї реалізації відносно $n-1$ -го інтервалу тривалістю T_{n-1k} k -ї реалізації;

$h(f_{nkl} + \psi_{f_{nkl}}, f_{nkh} + \psi_{f_{nkh}})$ – ядро згортки смугового КІХ-фільтра з нижньою f_{nl} та верхньою f_{nh} границею смуги пропускання;

$\psi_{A_{nk}}(M(A_{nk}), D(A_{nk}))$, $f_{nkl}(M(\tilde{f}_{nkl}), D(\tilde{f}_{nkl}))$ і $f_{nkh}(M(\tilde{f}_{nkh}), D(\tilde{f}_{nkh}))$ – випадкові величини для амплітуд, нижньої і верхньої частот зрізу смугового фільтра n -го інтервалу k -ї реалізації з Гаусовим законом розподілу із математичним сподіванням $M\{A\} = M(\tilde{f}_{nkl}) = M(\tilde{f}_{nkh}) = 0$ та дисперсіями $D(\tilde{f}_{nkl})$, $D(\tilde{f}_{nkh})$.

$k \in Z, n \in Z$ – множини дійсних чисел.

Опираючись на викладений математичний апарат розроблено блок-схему програми моделювання фонокардіосигналу (рис. 4.1), що включає такі операції:

- На етапі ініціалізації даних програма після старту проводить налаштування оточення і приводить його до стану по замовчуванням, зчитує значення змінних:

- T_{nk} – тривалість n -го інтервалу k -ї реалізації;

- A_{nk} – амплітуда n -го інтервалу k -ї реалізації;

- s_{nk} – маркер зростання/спадання апроксимуючої функції n -го інтервалу k -ї реалізації;

- A_{nk} – амплітуда n -го інтервалу k -ї реалізації;

- T_{nk} – тривалість n -го інтервалу k -ї реалізації;

- v_{nk} – швидкість зростання/спадання n -го інтервалу k -ї реалізації;

- t_n – інтервал визначеності n -го інтервалу;

- o – коефіцієнт перекриття n -го інтервалу тривалістю T_{nk} k -ї реалізації відносно $n-1$ -го інтервалу тривалістю T_{n-1k} k -ї реалізації;

- f_{nl} нижня границя смуги пропускання;

- $f_b_ratio_l$ – крутизна першого фронту смугопр пропускаючого фільтра;

- $f_b_ratio_h$ – крутизна другого фронту смугопр пропускаючого фільтра;

Здійснює налаштування вхідних параметрів та здійснює початкові налаштування програмних об'єктів та функцій.

- Наступним етапом є здійснення рекурсії шляхом входження в глобальний цикл, кількість ітерацій якого залежить від кількості реалізацій серцевих скорочень [42] передбачених вхідними даними (змінна k).

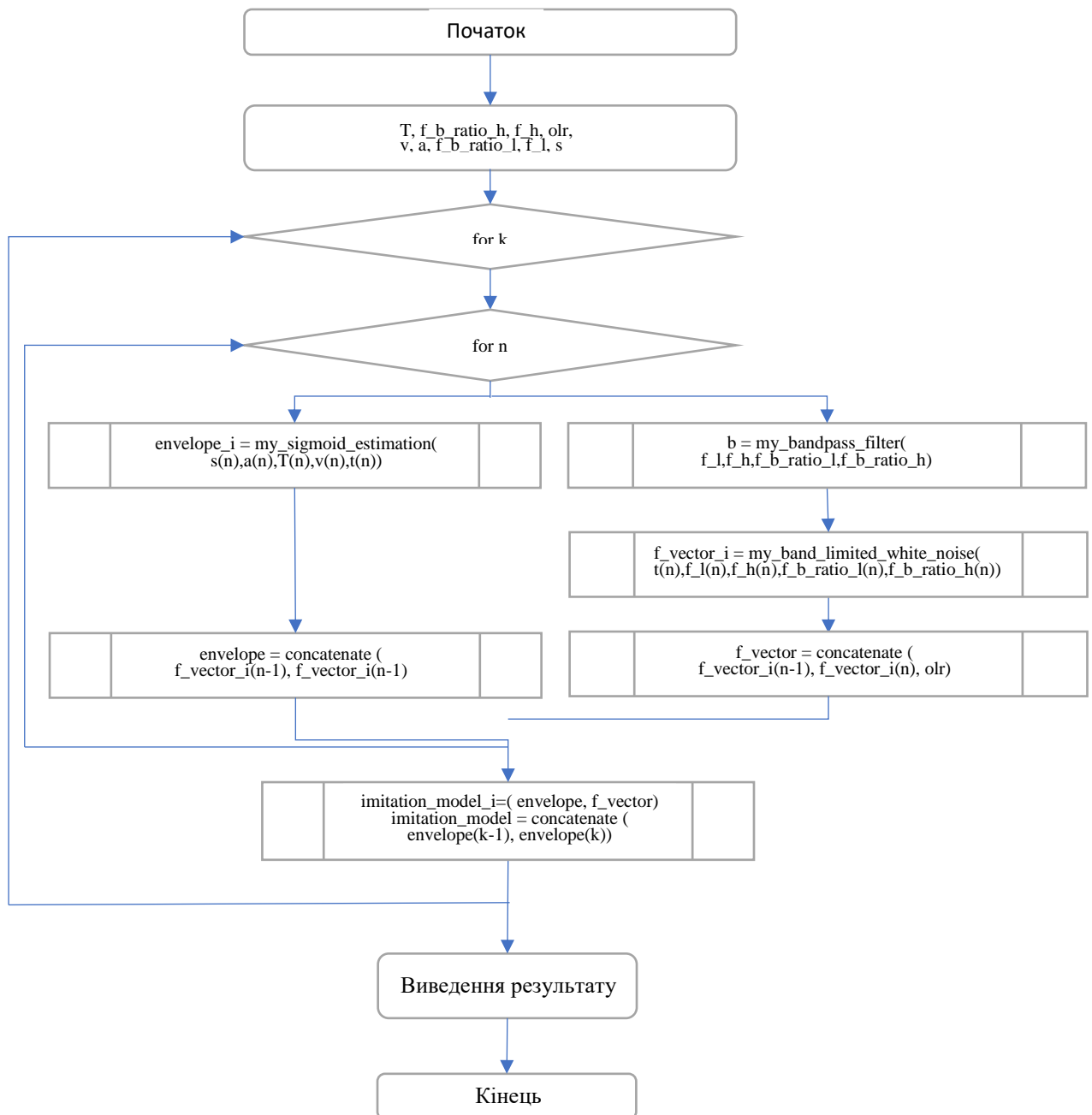


Рисунок 4.1. – Послідовність операцій реалізації імітаційної моделі ФКС

- Наступним етапом є здійснення рекурсії шляхом входження в цикл, кількість ітерацій якого залежить від кількості n інтервалів k -ї реалізації.
- Далі відбувається розділення алгоритму на дві гілки, які, за умови наявності в системі більше одного процесорного ядра, може виконуватися паралельно і/або частина обчислювальних операцій може реалізуватися за рахунок використання ресурсів відеокарти.
- обчислення функції спряження відбувається на наступному етапі

першої гілки алгоритму n -го інтервалу k -ї реалізації;

- конкатенація функцій спряження у вектор обвідної відбувається на наступному етапі першої гілки алгоритму n -го інтервалу k -ї реалізації;

- синтез смугового фільтра (обчислення полюсів b його) є першим етапом другої гілки алгоритму, що відповідає за формування вектора частотного наповнення;

- генерація фрагмента смугообмеженого білого шуму відбувається на наступному етапі другої гілки алгоритму n -го інтервалу k -ї реалізації;

- конкатенація з перекриттям фрагментів смугообмеженого білого шуму, зваженого з вікном Блекмана відбувається на наступному етапі другої гілки алгоритму n -го інтервалу k -ї реалізації;

- далі відбувається сходження обох гілок алгоритму в один потік обчислення результуючого вектора імітаційної моделі шляхом утворення мультиплікативної суміші обвідної та вектора частотного наповнення.

- алгоритм здійснює кожну наступну рекурсію k -ї реалізації для обчислення імітаційної моделі.

- наступний етап – збереження результатів обчислення, та виведення результатів у графічній формі зручній для аналізу користувачем.

- Заключним етапом є очищення робочого простору, приведення оточення до стану за замовчуванням, перевірка контрольних сум та вихід із програмного середовища виконання коду.

4.2. Комп'ютерне імітаційне моделювання фонокардіосигналу

Розробка програмного забезпечення здійснена в середовищі Matlab [126], що об'єднує в собі велику кількість засобів високого рівня абстракції та дає змогу спростити цей етап, і тим самим зменшити вартість кінцевого продукту.

4.2.1. Підпрограма виділення обвідної реального фонокардіосигналу. Блок-схему програми зображено на рис. 4.2.

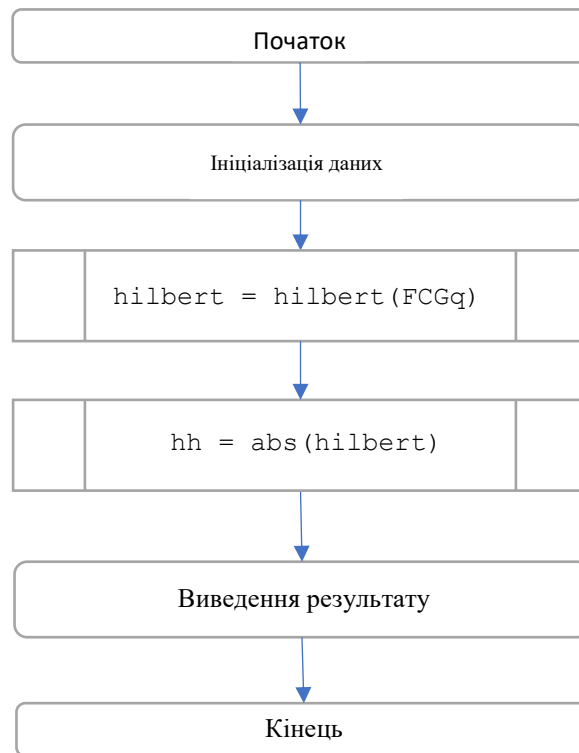


Рисунок 4.2. – Алгоритм виділення обвідної реального сигналу

Блок-схема підпрограми виділення обвідної [127] реального сигналу (рис. 4.3) включає такі операції:

- На етапі ініціалізації даних програма після старту проводить налаштування оточення і приводить його до стану по замовчуванням, зчитує значення змінних;

- наступним етапом є обчислення перетворення Гільберта та, відповідно виділення ортогонального спряження;

- далі обчислюється обвідна ФКГ за виразом: $envelope = \sqrt{x_r^2 + x_i^2}$.

Для прискорення алгоритму прийнято рішення синтезувати фазоінвертор Гільберта з такою АЧХ:

- наступний етап – збереження результатів обчислення, та виведення результатів, очищення робочого простору, приведення оточення до стану за замовчуванням, перевірка контрольних сум та вихід із програмного середовища виконання коду.

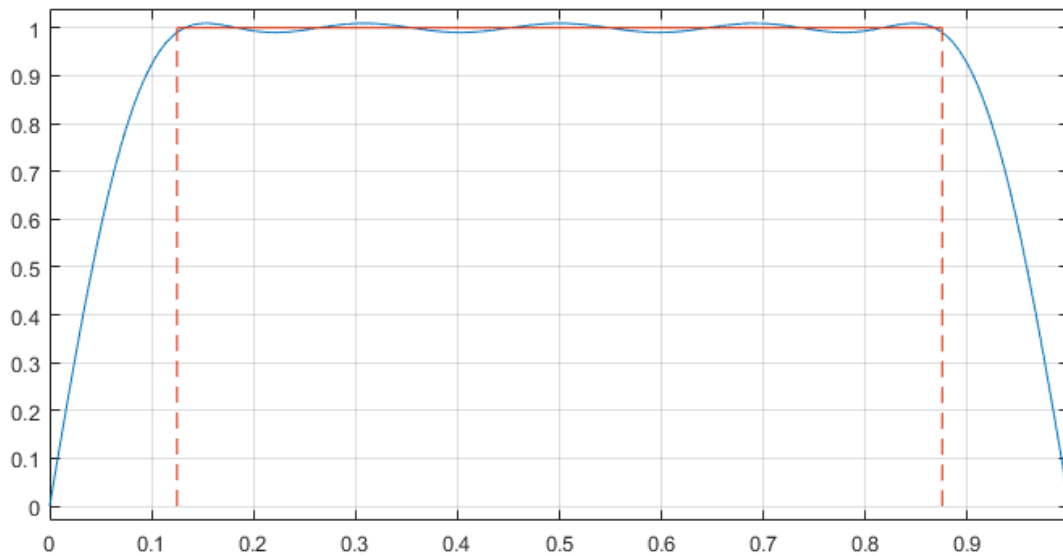


Рисунок 4.3. – АЧХ фазоінвертора Гільберта з такою (вісь абсцис – нормована частота ([0 1]); ординат амплітуда (нормована до одиниці)).

Пунктирною лінією зображено ідеальну АЧХ

Імпульсна характеристика фазоінвертора Гільберта обчислена за виразом:

$$H(e^{j\omega}) = \sum_{-\infty}^{\infty} h[n]e^{-j\omega n}. \quad (4.2)$$

В результаті проведення процедури фільтрації фазоінвертора Гільберта отримано дві послідовності – дійсну і уявну частину комплексного вектора:

$$\begin{aligned} x_i[m] &= \sum_{-\infty}^{\infty} h[n-m]x_r[m], \\ x_r[m] &= \sum_{-\infty}^{\infty} h[n-m]x_i[m], \end{aligned} \quad (4.3)$$

А обвідна фонокардіосигналу обчислюється за виразом, що є кінцевим:

$$\text{envelope} = \sqrt{x_r^2 + x_i^2} . \quad (4.4)$$

Обчислену обвідну ФКС та ФКС зображені на рис. 4.5.

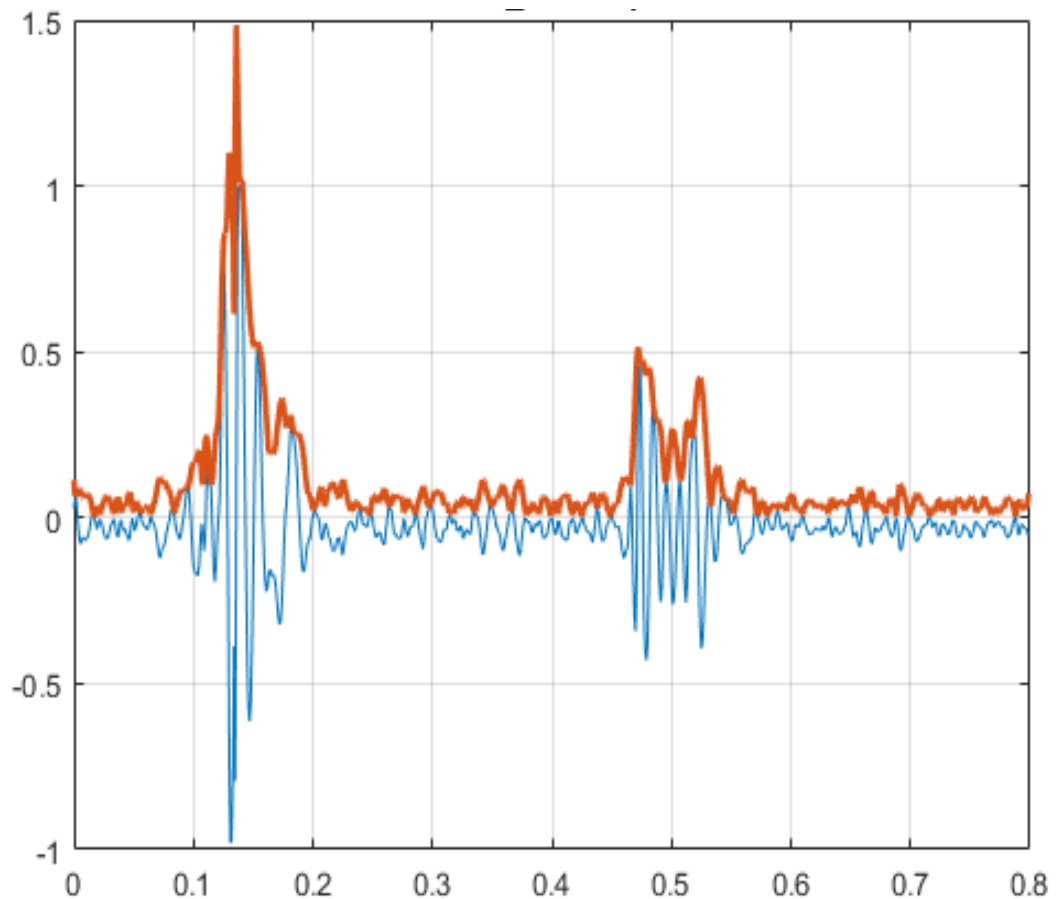


Рисунок 4.4. – Реальний ФКГ та обвідна (потовщена крива)
(вісь абсцис – час (с); ординат – амплітуда (відносна)).

4.2.2. Підпрограма генерування функції спряження для кускової апроксимації обвідної фонокардіосигналу. Блок-схему зображено на рис. 4.5.

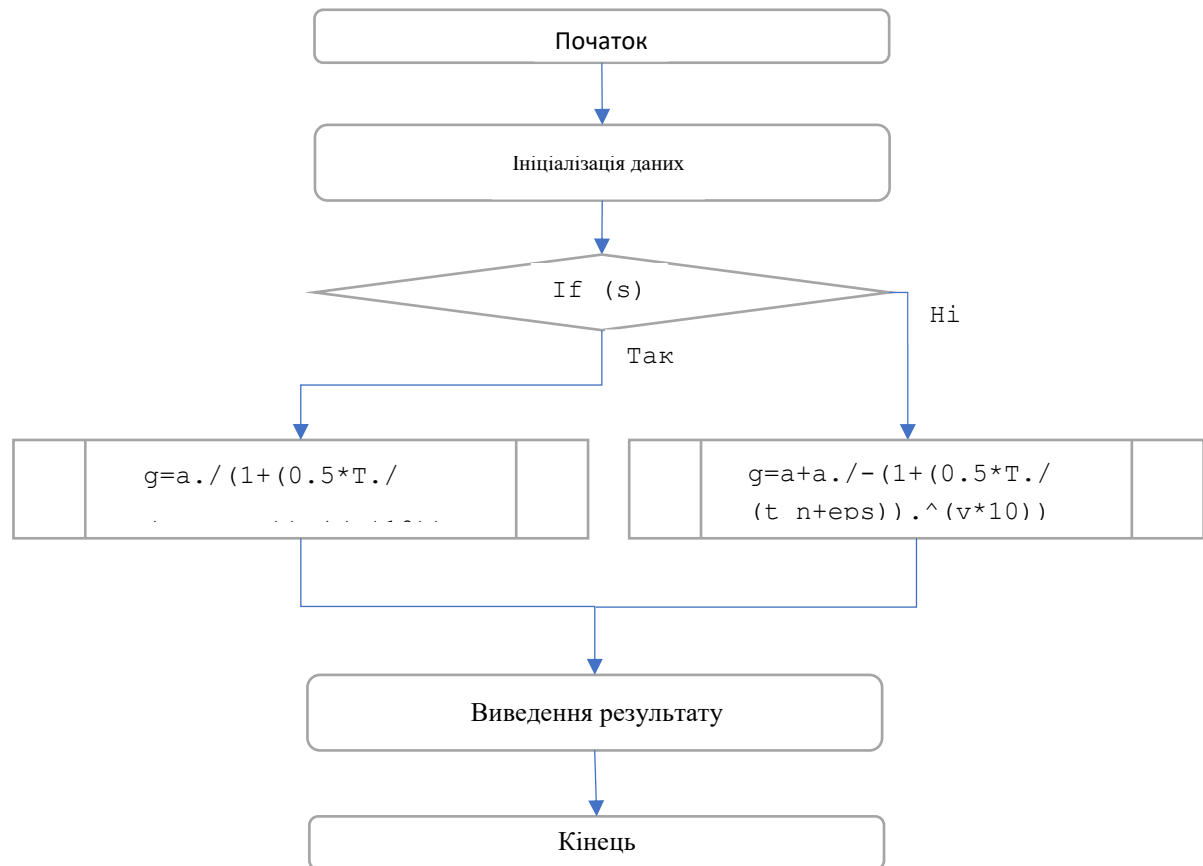


Рисунок 4.5. – Блок-схема генерування функції спряження для кускової апроксимації обвідної фонокардіосигналу

Блок-схема підпрограми генерування функції спряження для кускової апроксимації обвідної фонокардіосигналу:

- На етапі ініціалізації даних програма після старту проводить налаштування оточення і приводить його до стану по замовчуванням, зчитує значення змінних;
- наступним етапом блок умови, що залежить від s_{nk} (маркер зростання/спадання сигмоїдної функції: «істинно» при $s_{nk} > 0$ і «неістинно» при $s_{nk} < 0$;
- далі обчислюється генерування функції спряження для кускової апроксимації за виразом: $g = a. / (1 + (0.5 * T. / (t_n + eps))). ^ (v * 10)$ при $s_{nk} > 0$ або $g = a + a. / - (1 + (0.5 * T. / (t_n + eps))). ^ (v * 10)$ при $s_{nk} < 0$;

• наступний етап – збереження результатів обчислення, та виведення результатів, очищення робочого простору, приведення оточення до стану за замовчуванням, перевірка контрольних сум та вихід із програмного середовища виконання коду.

Функції спряження для кускової апроксимації обвідної фонокардіосигналу зображено на рис. 4.6.

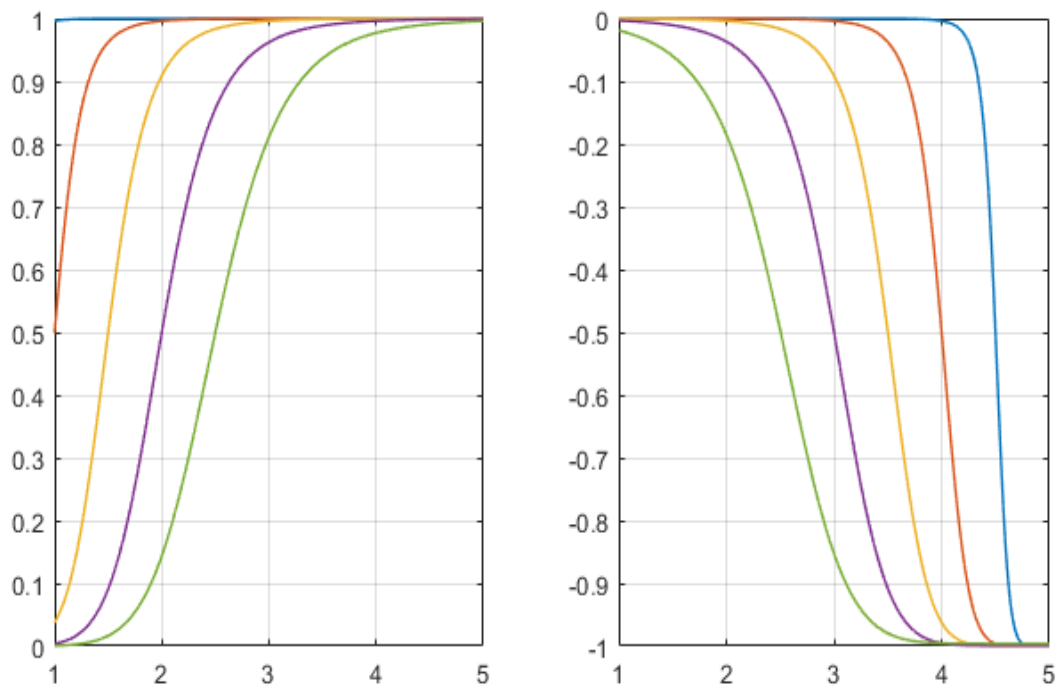


Рисунок 4.6. – Функції спряження для кускової апроксимації обвідної фонокардіосигналу згенеровані для значень змінних $s_{nk} > 0$, $T_{nk} = [1:5]$, $t_n = 5$ (зліва) та $s_{nk} < 0$, $T_{nk} = [1:5]$, $t_n = 5$ (справа) (вісь абсцис – час (с); ординат – амплітуда (відносна))

Генерування функції спряження для кускової апроксимації обвідної фонокардіосигналу обчислюється за виразом:

$$E(s_{nk}, A_{nk}, \psi_A, T_{nk}, v_{nk}, t_n) = \begin{cases} \frac{A_{nk}}{1 + \left(\frac{0.5 \cdot T_{nk}}{t_n}\right)^{v_{nk} \cdot 10}} + \psi_A, s_{nk} > 0 \\ \frac{2 \cdot A_{nk}}{1 - \left(\frac{0.5 \cdot T_{nk}}{t_n}\right)^{v_{nk} \cdot 10}} + \psi_A, s_{nk} < 0 \end{cases} \quad (4.5)$$

- N_k – кількість реалізацій ФКС;
- M_k – кількість інтервалів ФКС у межах k -ї реалізації;
- s_{nk} – маркер зростання/спадання апроксимуючої функції n -го інтервалу k -ї реалізації;
- A_{nk} – амплітуда n -го інтервалу k -ї реалізації;
- T_{nk} – тривалість n -го інтервалу k -ї реалізації;
- v_{nk} – швидкість зростання/спадання n -го інтервалу k -ї реалізації;
- t_n – інтервал визначеності n -го інтервалу;
- w – вікно Блекмана.

4.2.3. Підпрограма генерування структури смугового фільтра для створення фрагменту вектора частотного наповнення. Блок-схему генерування структури смугового фільтра зображено на рис. 4.7.

Опираючись на викладений математичний апарат складено блок-схему підпрограми генерування структури смугового фільтра, що включає такі операції:

- На етапі ініціалізації даних програма після старту проводить налаштування оточення і приводить його до стану по замовчуванням. Здійснює налаштування вхідних параметрів та здійснює початкові налаштування програмних об'єктів та функцій

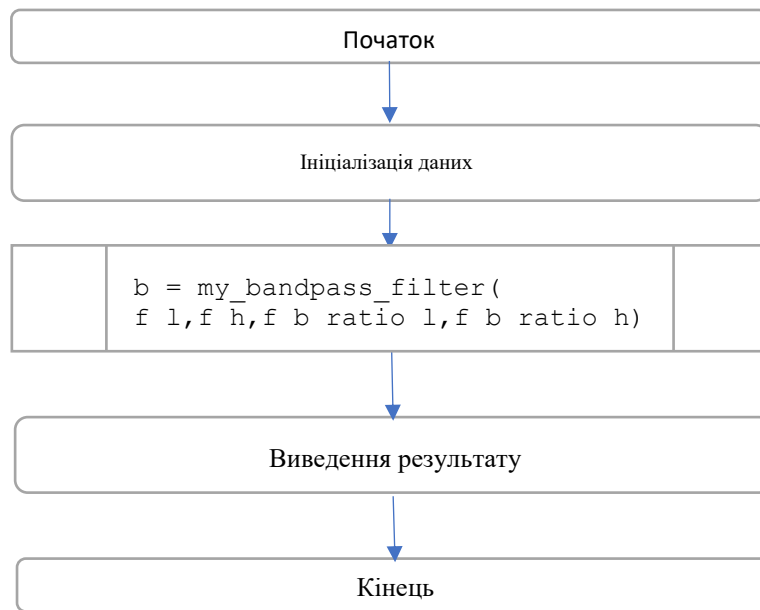


Рисунок 4.7. – Блок-схема генерування структури смугового фільтра

- синтезує потрібний фільтр (полюси b) враховуючи значення змінних:

t_n – інтервал визначеності n -го інтервалу;

o – коефіцієнт перекриття n -го інтервалу тривалістю T_{nk} k -ї реалізації відносно $n-1$ -го інтервалу тривалістю T_{n-1k} k -ї реалізації;

f_{nl} – нижня границя смуги пропускання;

f_{nh} – верхня границя смуги пропускання;

$f_b_ratio_l$ – крутизна першого фронту смугопрускаючого фільтра (0,15);

$f_b_ratio_h$ – крутизна другого фронту смугопрускаючого фільтра (0,15);

- наступний етап – збереження результатів обчислення, та виведення результатів, очищення робочого простору, приведення оточення до стану за замовчуванням, перевірка контрольних сум та вихід із програмного середовища виконання коду.

Структуру смугового фільтра зображено на рис. 4.8.

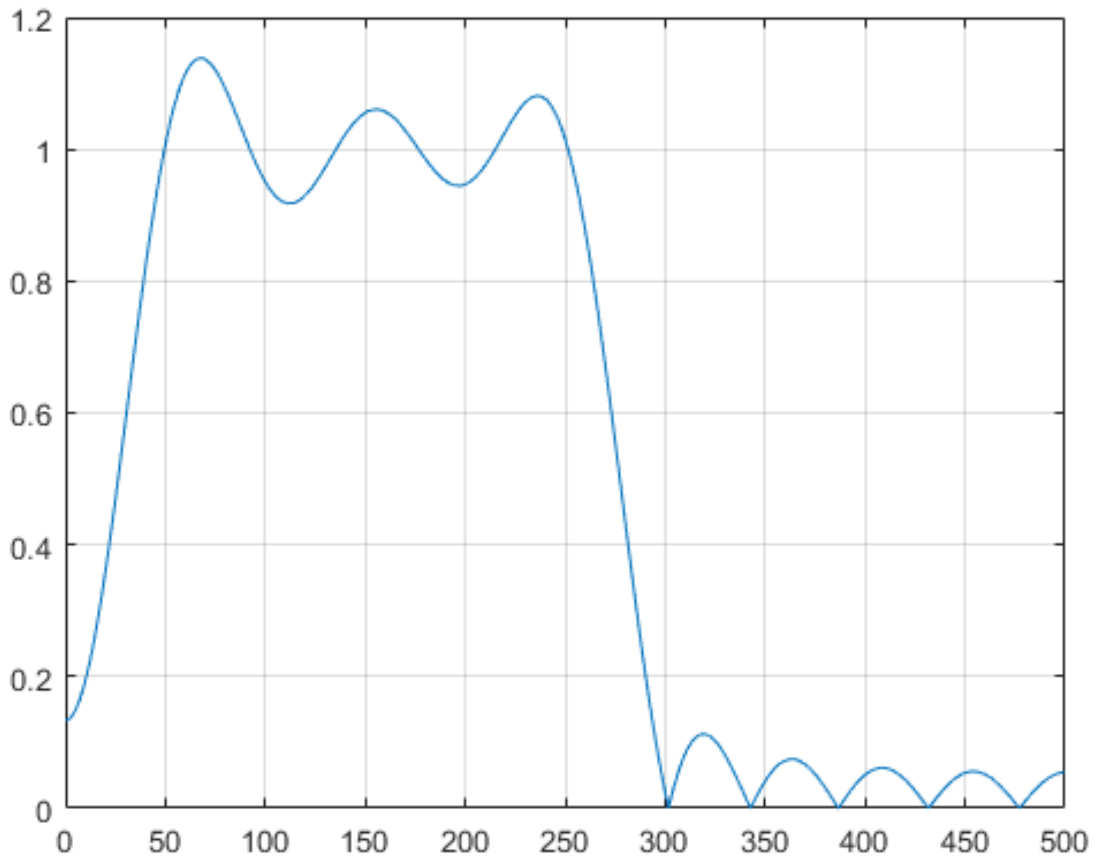


Рисунок 4.8. – Структура смугового фільтра при $f_{nl}=0$, $f_{nh}=300$
(вісь абсцис – частота (Гц); ординат – амплітуда
(нормована до коефіцієнта підсилення $k=1$))

Генерування структури смугового фільтра здійснюється за виразом:

$$h(n) = f(x, f_{nkl} + \psi_{f_{nkl}}, f_{nkh} + \psi_{f_{nkh}}) \quad (4.6)$$

де $f_{nkl}(M(\tilde{f}_{nkl}), D(\tilde{f}_{nkl}))$ і $f_{nkh}(M(\tilde{f}_{nkh}), D(\tilde{f}_{nkh}))$ – випадкові величини для амплітуд, нижньої і верхньої частот зрізу смугового фільтра n -го інтервалу k -ї реалізації з Гаусовим законом розподілу із математичним сподіванням $M\{A\} = M(\tilde{f}_{nkl}) = M(\tilde{f}_{nkh}) = 0$ та дисперсіями $D(\tilde{f}_{nkl})$, $D(\tilde{f}_{nkh})$.

$k \in Z, n \in Z$ – множини дійсних чисел.

Підпрограма генерування смугообмеженого шуму. Блок-схему генерування смугообмеженого шуму зображено на рис. 4.9.

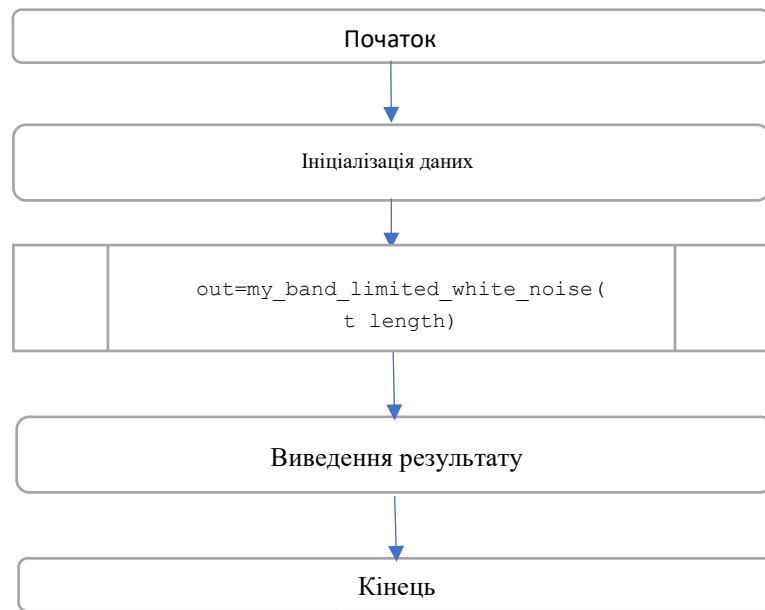


Рисунок 4.9. Блок-схема генерування смугообмеженого шуму

Блок-схема підпрограми генерування смугообмеженого шуму:

- На етапі ініціалізації даних програма після старту проводить налаштування оточення і приводить його до стану по замовчуванням, зчитує значення змінних;
 - далі генерується смугообмежений шум в залежності від тих самих змінних, що й для підпрограми генерування структури смугового фільтра;
 - наступний етап – збереження результатів обчислення, та виведення результатів, очищення робочого простору, приведення оточення до стану за замовчуванням, перевірка контрольних сум та вихід із програмного середовища виконання коду.

Згенерований смугообмежений шум зображено на рис. 4.10.

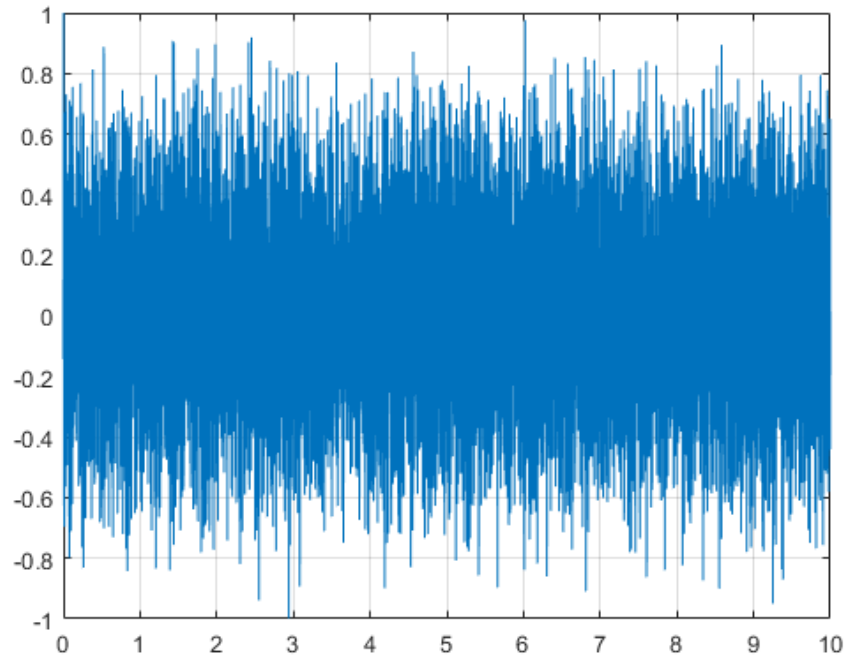


Рисунок 4.10. Згенерований смугообмежений шум при $f_{nl}=0$, $f_{nh}=300$
(вісь абсцис – частота (Гц); ординат – амплітуда (нормована до 1))

Густина розподілу сигналу має форму кривої гауса, що відповідає нормальному розподілу (рис. 4.11).

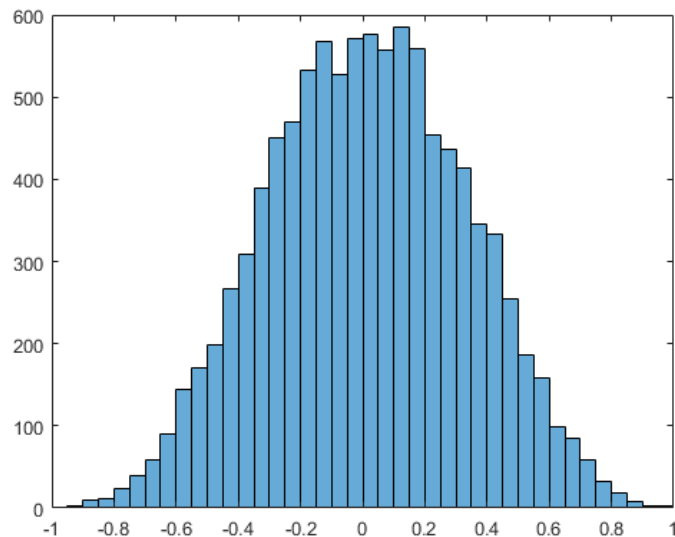


Рисунок 4.11. Густина розподілу шуму при $f_{nl}=0$, $f_{nh}=300$
(вісь абсцис – інтервал ()); ординат – кількість потраплянь в інтервал (раз)).

Амплітудний (зверху) та фазовий (знизу) спектри згенерованого

смугообмеженого шуму зображено на рис. 4.12.

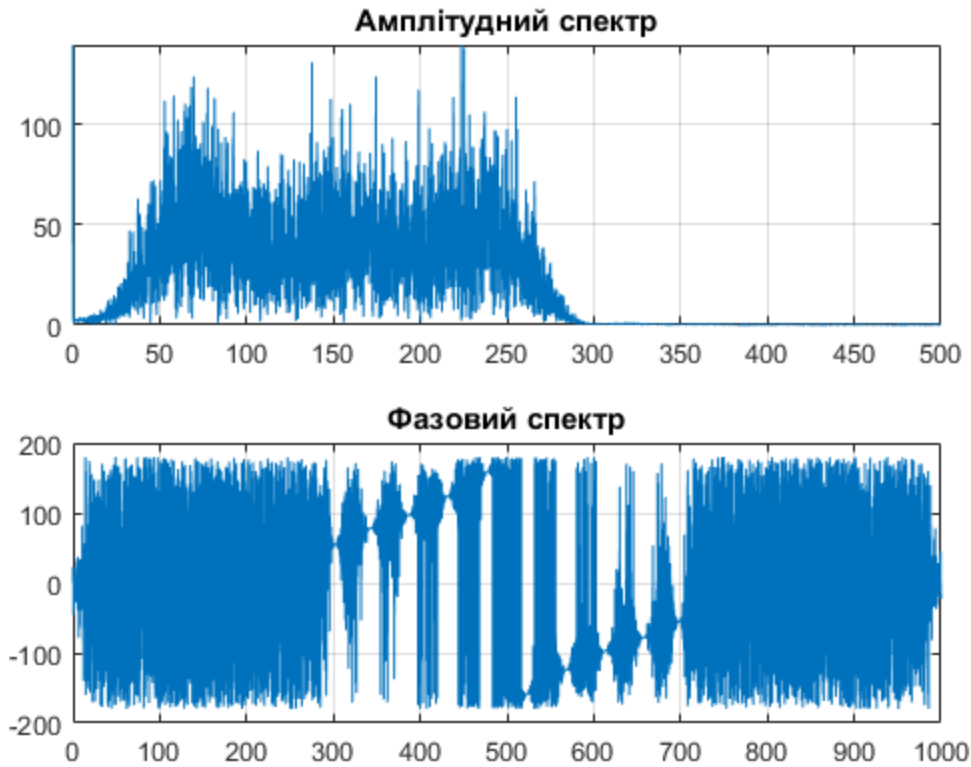


Рисунок 4.12. – Амплітудний (зверху) та фазовий (знизу) спектри згенерованого смугообмеженого шуму $f_{nl}=0$, $f_{nh}=300$ (вісь абсцис – частота (Герц); ординат – (зверху) амплітуда (відносна) та (знизу) кут повороту фази (Градус))

Генерування смугообмеженого шуму здійснюється за виразом:

$$wn_{bl} = (w \cdot wn(T_{nk-o} \cdot T_{n-1k})) \cdot h(f_{nkl} + \psi_{f_{nkl}}, f_{nkh} + \psi_{f_{nkh}}) \quad (4.7)$$

де w – вікно Блекмана;

wn – білий шум ;

$h(f_{nkl} + \psi_{f_{nkl}}, f_{nkh} + \psi_{f_{nkh}})$ – ядро згортки смугового фільтра.

В результаті опрацювання реального ФКС та виділеної обвідної його здійснено кускову апроксимацію обвідної за допомогою сигмоїдної функції:

На рис. 4.13 зображено реальний ФКС (тонка крива), обвідна реального ФКС (пунктирна крива) та апроксимована крива.

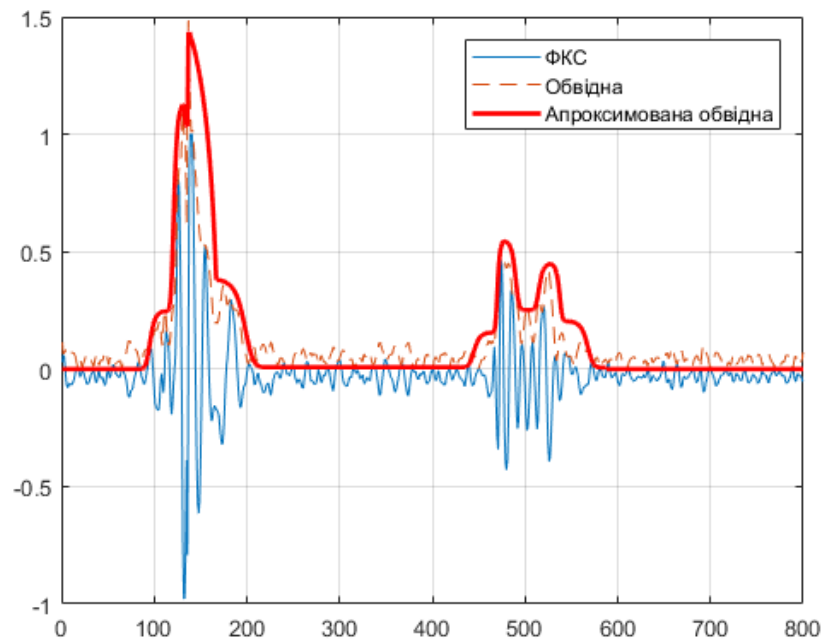


Рисунок 4.13. – Реальний ФКС (тонка крива), обвідна реального ФКС (пунктирна крива) та апроксимована крива (потовщена крива), (вісь абсцис – час (с); ординат – амплітуда (відносна))

Згенеровано відповідний вектор одиничної амплітуди частотного наповнення ФКС у відповідності до фізіологічних [40] даних (рис. 4.14).

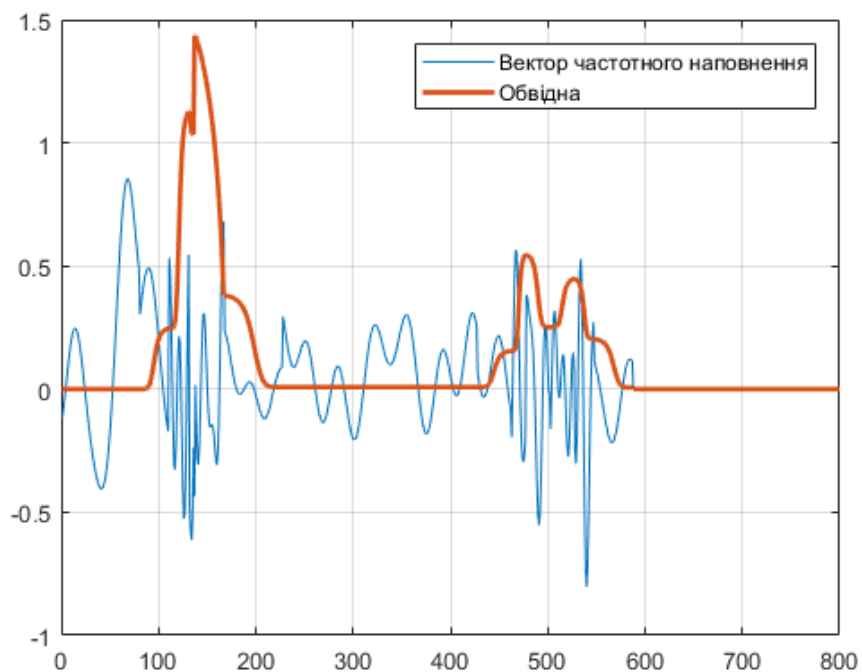


Рисунок 4.14. – Вектор частотного наповнення ФКС (тонка крива), апроксимована обвідна ФКС (потовщена крива), (вісь абсцис – час (с); ординат – амплітуда (відносна))

Результат моделювання зображено на рис. 4.15.

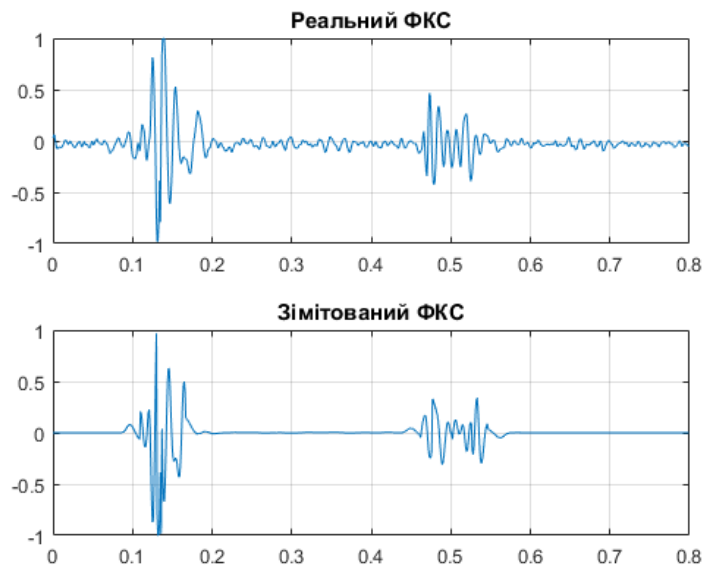


Рисунок 4.15. – Реальний ФКС (зверху) та зімітований ФКС (знизу),
(вісь абсцис – час (с); ординат – амплітуда (нормована))

Реалізацію зімітованого ФКС зображено на рис. 4.16.

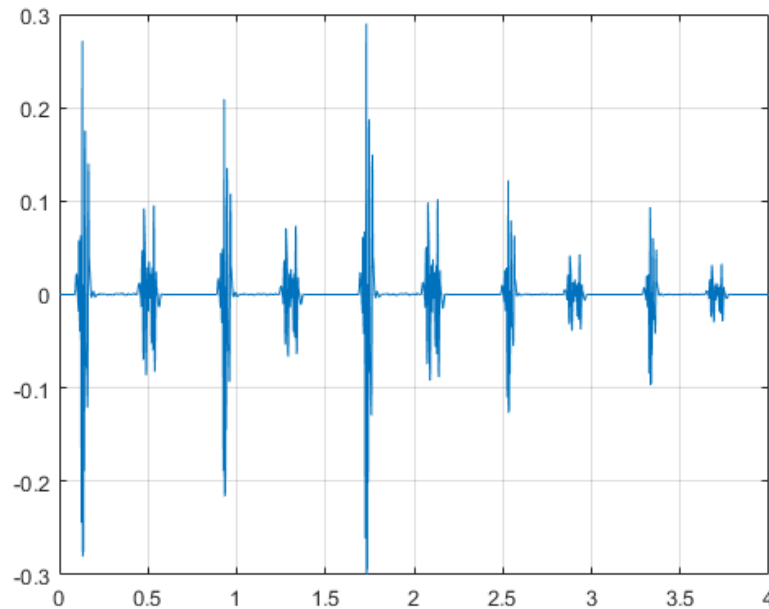


Рисунок 4.16. – Зімітований ФКС (5 реалізацій), (вісь абсцис – час (с);
ординат – амплітуда (нормована))

Одним із найбільш поширених і, водночас найбільш інформативних методів дослідження стаціонарних сигналів, є віконне перетворення Фур'є [128]. Такий підхід дає можливість побачити миттєву амплітуду кожної гармоніки рознесені в часі.

Класичне перетворення Фур'є враховує спектр сигналу, який взято у всьому діапазоні існування змінної. Найчастіше інтереси зосереджуються тільки на локальному [129] розподілі частот, у той час коли необхідно зберегти первинну змінну (зазвичай час). У цьому випадку використовується узагальнене перетворення Фур'є, так зване віконне перетворення Фур'є. Для початку необхідно вибрати деяку віконну функцію:

$$F(t, \omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) W(\tau - t) e^{-i\omega\tau} d\tau, \quad (4.8)$$

де $F(t, \omega)$ – дає розподіл частот частини оригінального сигналу $f(t)$ у окіл часу t ;

$W(\tau - t)$ – функція ковзного вікна.

Обчислене віконне перетворення Фур'є зображено на рис. 4.17.

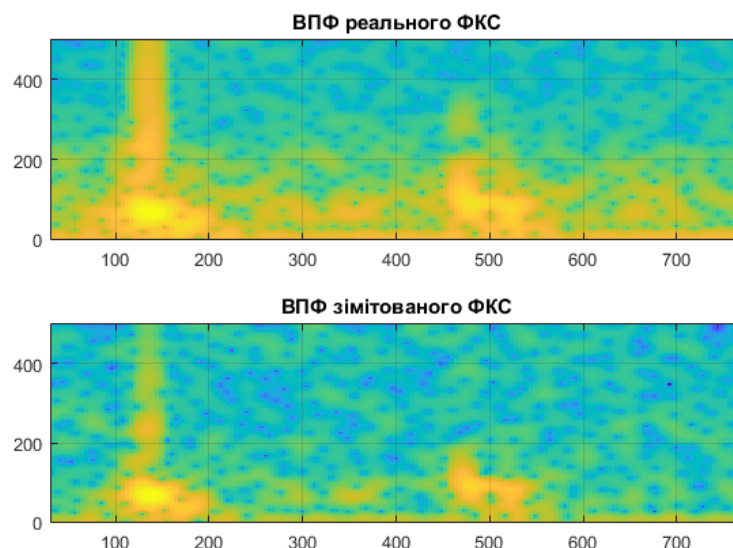


Рисунок 4.17. – Віконне перетворення Фур'є реального ФКС (зверху) та зімітованого ФКС (знизу), (вісь абсцис – час (с); ординат – частота (Гц))

Візуально видно, що обидва сигнали є дуже подібними. Разом з тим, в якості об'єктивного критерію подібності використано середньоквадратичний критерій.

Нехай зображення $f(n_1, n_2)$ і $g(n_1, n_2)$ описуються моделями однорідних випадкових полів. Мірою відповідності реального зображення ідеального може служити середнє значення квадрата їх різниці:

$$\varepsilon_{\text{кв}}^2 = E\{(f - g)^2\}. \quad (4.9)$$

Ця величина буде постійною по всьому полю аргументів, тому аргументи (однакові для f, g) для стислості не вказуємо.

Якщо математичні очікування f і g рівні, то різниця має нульове середнє і величина е кв 2 набуває сенсу дисперсії різниці (а значення $\varepsilon_{\text{кв}}^2$ – середньоквадратичного відхилення g від f) двох зображень. Для стаціонарної моделі зазвичай вважається виконаним умова ергодичності, при якому усереднення по ансамблю реалізацій може бути замінено на усереднення по одній реалізації. Тоді для безперервних зображень при

$$0 \leq n_1 \leq N_1 - 1, \quad 0 \leq n_2 \leq N_2 - 1 \quad (4.10)$$

маємо:

$$\varepsilon_{\text{кв}}^2 \approx \frac{1}{4L_1L_2} \int_{-L_1}^{L_1} \int_{-L_2}^{L_2} [f(x_1, x_2) - g(x_1, x_2)]^2 dx_1 dx_2, \quad (4.11)$$

а для дискретних, даних маємо:

$$\varepsilon_{\kappa 6}^2 \approx \frac{1}{4N_1N_2} \sum_{n_1=0}^{N_1-1} \int_{n_{21}=0}^{N_{21}-1} [f(n_1, n_2) - g(n_1, n_2)]^2. \quad (4.12)$$

Результат обрахунку середньоквадратичного критерію дорівнює 0,035; що є близьким до незміщеної оцінки середньоквадратичного відхилення нормального розподілу однієї вибірки (Дисперсія: $D[x] = \sigma^2$;

$$\sigma^2 = \frac{\sum (x_i - a)^2 n_i}{\sum n_i}; \quad \sigma = \sqrt{D} = \sqrt{0,001225} = 0,035).$$

Отже об'єктивна оцінка вказує на адекватність імітаційної моделі реальному сигналу.

4.3. Експериментальна верифікація математичної моделі фонокарідосигналу

Оцінювання достовірності обраної математичної моделі ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС як ПКВП здійснено в часовій області із застосуванням статистик першого порядку, а саме: обчислено 50 значень середнього арифметичного стаціонарних компонент ФКС (дисперсія по реалізаціях) на 50-ти інтервалах із, кожен з яких тривалістю 10 реалізацій ФКС, вирізаного по Р-зубцях за умови, що в кожному інтервалі варіація серцевого ритму менша 5 %.

Окрім обчислення коефіцієнтів ексцесу та асиметрії нормальність розподілу досліджуваної послідовності оцінено за допомогою критерію узгодженості Колмогорова-Смирнова [130], який застосовується для перевірки гіпотез [131] стосовно безперервних законів розподілу величин. Критерій Колмогорова-Смирнова дозволяє проводити перевірку узгодженості емпіричної функції розподілу з теоретичною. Перевіряється справедливність гіпотези $H_0: F^*(x) = F(x)$ на протипагу гіпотезі $H_1: F^*(x) \neq F(x)$.

Критерій згоди Колмогорова базується на тому факті, що, розподіл

супремуму різниці між теоретичною і емпіричною функціями розподілу

$$D_n = \sup |F^*(x) - F(x)|. \quad (4.13)$$

однаковий для будь-якої $F(x)$. Величина D_n називається статистикою Колмогорова.

При малих n для статистики Колмогорова існують таблиці критичних точок $D_{кр}$. При великих n використовується граничний розподіл Колмогорова:

$$P(\sqrt{n}D_n < x) \rightarrow Q(x) = 1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} (-1)^{k-1} e^{-2k^2 x^2}, n \rightarrow \infty. \quad (4.14)$$

Для розподілу Колмогорова, граничного для статистики $\lambda = \sqrt{n}D_n$, також існують таблиці критичних точок $\lambda_{кр}$. Практично вони використовуються вже при $n > 20$. Статистика $\lambda = \sqrt{n}D_n$ не залежить від виду невідомої функції розподілу.

В загальному випадку функція розподілу $F(x)$ може бути і розривною, хоча вони мають бути розривами першого роду, що є стрибкоподібними змінами. Тому вибіркова статистика λ в загальному випадку визначається за допомогою точної верхньої границі (sup):

$$D_n^- = \sup_x [F(x) - F^*(x)], \lambda = \sqrt{n}D_n^- - \text{статистика Смирнова}$$

$$D_n^+ = \sup_x [F^*(x) - F(x)], \lambda = \sqrt{n}D_n^+ - \text{статистика Колмогорова}$$

$$\text{при цьому } D_n = \max_x [D_n^-, D_n^+].$$

При цьому, алгоритм перевірки гіпотези виглядає так:

1. Вхідні дані представляються у вигляді інтервального статистичного (варіаційного) ряду.
2. Знаходиться значення емпіричної функції розподілу $F^*(x)$.
3. Використовуючи гіпотетичну функцію розподілу, рахується значення $F(x)$ теоретичної функції розподілу, що відповідає вхідним даним випадкової величини ξ .
4. Знаходиться D_n і рахується спостережуване значення вибіркової статистики $\lambda_H = \sqrt{n}D_n$.
5. По заданому рівні значимості α із таблиць квантилів розподілу Колмогорова знаходяться критичні точки λ_α .
6. Порівнюючи спостережувані значення вибіркової статистики λ_H з критичною точкою λ_α приймається одне з двох рішень:
 - а) якщо $D_n\sqrt{n} < \lambda_\alpha$, то вважається, що для відхилення нульової гіпотези причин немає, тобто гіпотетична функція розподілу узгоджується з досліджуваними даними про дисперсії ФКС на 50 інтервалах;
 - б) якщо ж $D_n\sqrt{n} > \lambda_\alpha$, то нульова гіпотеза відхиляється на користь альтернативної.

Важливо, що критерій Колмогорова не можна застосовувати у випадку згрупованих даних. Алгоритм розрахунку критерію узгодженості Колмогорова-Смирнова реалізовано і в синтаксисі мови програмування Matlab:

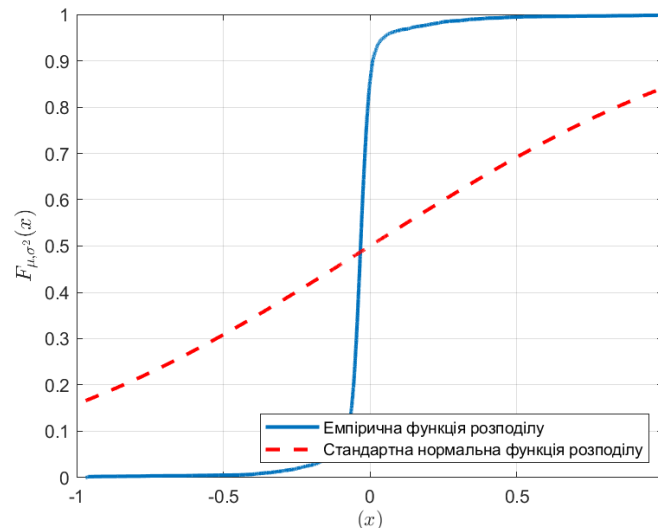


Рисунок 4.18. – Емпірична та стандартна функції розподілу для дисперсій стаціонарних компонент на 50-ти інтервалах

Розраховане значення критерію Колмогорова-Смирнова складає 0.0075 при критичному значенні 0.009, що дає змогу прийняти нульову гіпотезу і стверджувати, що розподіл дисперсій стаціонарних компонент на 50-ти інтервалах є нормальним, а р-значення тесту рівне величині 0.2017 (скалярне значення в діапазоні $[0,1]$) інтерпретується як ймовірність спостереження тестової статистики як екстремальної, або більш екстремальної, ніж спостережуваної величина під нульовою гіпотезою. Малі значення p ставлять під сумнів достовірність нульової гіпотези.

Важливим підходом до вироблення правила вибору рішень при відсутності апріорної інформації про втрати та імовірності станів є критерій Неймана-Пірсона [63]. У відповідності до цього критерію вибирається так правило, яке забезпечує мінімально можливу величину β імовірності помили другого роду при умові, що імовірність помилки першого роду не більша заданої величини α .

Серед усіх критеріїв, що розрізняють гіпотези H_0 і H_1 із заданою помилкою першого роду α , найбільш потужним є критерій відношення правдоподібностей.

Відповідно до теореми Неймана-Пірсона, існує така константа C , що залежить лише від α , що критична область S найбільш потужного критерію має вигляд:

$$S = \{x: W_n(x_1, \dots, x_n | s_0) \cup \frac{W_n(x_1, \dots, x_n | s_1)}{W_n(x_1, \dots, x_n | s_0)} > C, W_n(x_1, \dots, x_n | s_0) \neq 0\} \quad (4.15)$$

При цьому константа C є розв'язком рівняння:

$$P\left(\frac{W_n(x_1, \dots, x_n | s_1)}{W_n(x_1, \dots, x_n | s_0)} > C | s_0\right) = \alpha \quad (4.16)$$

Правило вибору рішення за критерієм Неймана-Пірсона має найбільшу потужність серед усіх інших правил, для яких рівень значимості не перевищує α . Як наслідок, можна максимізувати величину:

$$1 - \beta = \int_S W_n(x_1, \dots, x_n | s_1) dt_1 \dots dt_n \quad (4.17)$$

при умові, що:

$$\int_S W_n(x_1, \dots, x_n | s_1) dt_1 \dots dt_n = \alpha \quad (4.18)$$

Множина $T = \{x: W_n(x_1, \dots, x_n | s_0) = 0\}$ не змінює розмір критерію α , но збільшує його потужність. Прийнято, що $T \subseteq S$, для випадку $S \subseteq R_n \setminus T$. Тодя:

$$1 - \beta = \int_S \frac{W_n(x_1, \dots, x_n | s_1)}{W_n(x_1, \dots, x_n | s_0)} W_n(x_1, \dots, x_n | s_0) dt_1 \dots dt_n \quad (4.19)$$

при умові:

$$\int_S W_n(x_1, \dots, x_n | s_1) dt_1 \dots dt_n = \alpha \quad (4.20)$$

Як наслідок, максимізується середнє значення випадкової величини

$$l(x_1, \dots, x_n) = \frac{W_n(x_1, \dots, x_n | s_1)}{W_n(x_1, \dots, x_n | s_0)} \text{ при умові істинності нульової гіпотези } H_0.$$

Отже, правило вибору рішень, що базується на критерії Неймана-

Пірсона є окремим випадком байєсовського рішення, в якому величина $\frac{q}{P}$ замінюється на величину C .

Оскільки за умови істинності нульової гіпотези H_0 випадкова величина

$\bar{x} \in N\left(a_0, \frac{\sigma^2}{n}\right)$, то $\frac{(\bar{x} - a_0)}{\sigma} \sqrt{n} \in N(0, 1)$, та імовірність потрапити в критичну область рівна:

$$P(S | H_0) = P(\bar{x} \geq C_1, a = a_0) = 1 - F\left[\frac{(C_1 - a_0)\sqrt{n}}{\sigma}\right] = \frac{1}{2} - \Phi\left[\frac{(C_1 - a_0)\sqrt{n}}{\sigma}\right] = \alpha \quad (4.21)$$

де $\Phi(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^x e^{-\frac{t^2}{2}} dt$ – функція нормального розподілу, що пов'язана з інтегральною функцією Лапласа співвідношенням:

$$F(x) = \Phi(x) + \frac{1}{2}. \quad (4.22)$$

Позначимо через u_α розв'язок рівняння $\Phi(x) = \frac{1}{2} - \alpha$. Величина u_α є

квантилем рівня $\frac{1-2\alpha}{2}$ для стандартного нормального розподілу і приймається як критична точка. Її значення знаходяться по таблиці функції

Лапласа з умовою $\Phi(u_\alpha) = \frac{1}{2} - \alpha$. Тоді з рівності $\Phi\left[\frac{(C_1 - a_0)\sqrt{n}}{\sigma}\right] = \frac{1}{2} - \alpha$ з

таблиць функції Лапласа знаходиться квантиль u_α і визначається константа C_1

покладаючи $\frac{(C_1 - a_0)\sqrt{n}}{\sigma} = u_\alpha$, або $C_1 = a_0 + \frac{\sigma}{\sqrt{n}}u_\alpha$.

Критерій перевірки гіпотези формулюється таким чином: якщо $a_0 < C_1 < a_1$, то при $\bar{x} > C_1$ приймається гіпотеза H_1 , а при $\bar{x} \leq C_1$ приймається гіпотеза H_0 .

Таким чином, найбільш потужний критерій перевірки гіпотези H_0 : $a = a_0$ при альтернативній H_1 : $a = a_1$ такий:

- якщо $\bar{x} \geq a_0 + \frac{\sigma}{\sqrt{n}}u_\alpha$, то гіпотеза H_0 відхиляється,
- если $\bar{x} < a_0 + \frac{\sigma}{\sqrt{n}}u_\alpha$, то гіпотеза H_0 приймається.

Якщо вірна гіпотеза H_0 , но відбулася подія $\bar{x} > C_1$, то приймається гіпотеза H_1 , тобто помилка першого роду.

Якщо вірна гіпотеза H_1 , но відбулася подія $\bar{x} \leq C_1$, то приймається гіпотеза H_0 , тоді це помилка другого роду.

Важливим негативним фактором, вплив якого необхідно мінімізувати, є тренд дихання. Для оцінювання достовірності результатів опрацювання застосовано CFAR-метод (Constant False Alarm Rate або ж "постійна імовірність хибних тривог"), який є модифікацією статистичного критерію

Неймана-Пірсона і є адаптивним, що дає можливість оцінити достовірність результатів опрацювання ФКС. Достовірність оцінок обчислено за формулою:

$$P_d = \frac{\text{sum}(D > T)}{N_{\text{trial}}}, \quad (4.23)$$

де P_d – значення достовірності, що в термінах моделювання за методом Монте-Карло є відношенням кількості перетинів до кількості "спроб", тобто загальної довжини досліджуваної послідовності; D – усереднені значення дисперсії відліків ФКС; $T = aP_n$ – динамічний поріг розрізнення, обчислений у ковзному вікні; $a = N(P_{fa}^{-1/N} - 1)$ – масштабний фактор; $P_n = \frac{1}{N} \sum_{m=1}^N x_m$ – середнє по відліках x_m опрацьовуваної послідовності у вікні довжиною N ; $P_{fa} = \frac{1}{2}[1 - \text{erf}(\sqrt{SNR})]$ – імовірність хибної тривоги; erf – функція помилок; $\sqrt{SNR} = \frac{T_{mf}}{\sqrt{N_s M_s}}$ – корінь квадратний від співвідношення сигнал/шум; N_s – потужність сигналу; M_s – коефіцієнт підсилення узгодженого фільтра; T_{mf} – поріг після узгодженого фільтра.

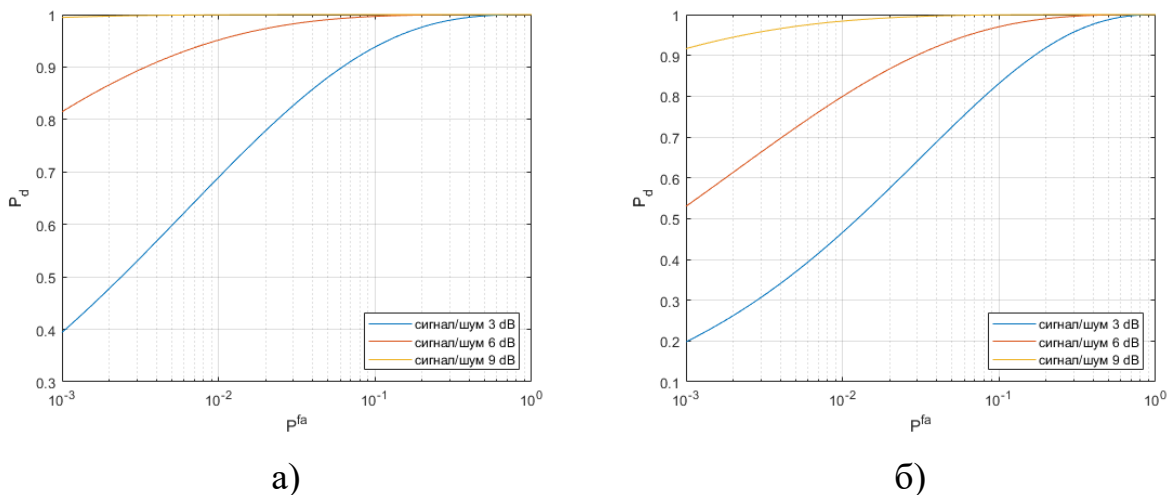


Рисунок 4.19. – Достовірність опрацювання ФКС модифікованим (а) та немодифікованим (б) синфазним методом для дисперсій стаціонарних компонент на 50-ти інтервалах

Результати обчислених миттєвих значень достовірностей P_d стаціонарних компонент ФКС при заданих ймовірностях помилки $P_{fa} = (0.001, 0.01, 0.1)$, вказують на те, що оцінки стаціонарних компонент ФКС є інваріантно-інформативними ознаками, за допомогою яких можна з високою достовірністю (0,9784-0,9872) оцінити стан серцево-судинної системи людини (стан норми чи патології) на ранній стадії розвитку патології, що підтверджує адекватність математичної моделі ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС у вигляді ПКВП. Для мінімізації можливості виникнення помилки другого роду та, враховуючи той факт, що досліджуваний сигнал є стохастичним, застосовано подвійну верифікацію результатів моделювання шляхом введення додатково процедури оцінювання одержаних результатів із застосуванням критерію однорідності Смірнова, що використовується для перевірки гіпотези про приналежність двох незалежних вибірок одному закону розподілу. Встановлено, що достовірність результатів становить (0,9873–0,9952).

4.4. Розроблення програмного забезпечення опрацювання фонокардіосигналу

Для опрацювання фонокардіосигналу створено програму Palaniza_PKS з допомогою об'єктів користувачького інтерфейсу.

Проямок роботи включає в себе такі етапи:

- відкрити програму (файл " Palaniza_PKS.exe");
- в полі "Задати файл" вибрати потрібний тип файлу для опрацювання шляхом встановлення галочки навпроти відповідного поля;
- за умови вибору файлу типу *.txt обов'язково вказати частоту дискретизації в герцах;
- в полі "Повне ім'я файлу" вказати шлях до файлу, його ім'я та розширення аналогічно як в системі Windows;
- в полі "Виберіть діапазон" встановіть початковий і кінцевий моменти часу в секундах у відповідних полях;

- натиснути кнопку "Вибрати";
- в полі графіка візуалізації вибраного діапазону оцінити візуально вибраний діапазон. За потреби змінити межі діапазону шляхом введення у відповідні поля значень в секундах;

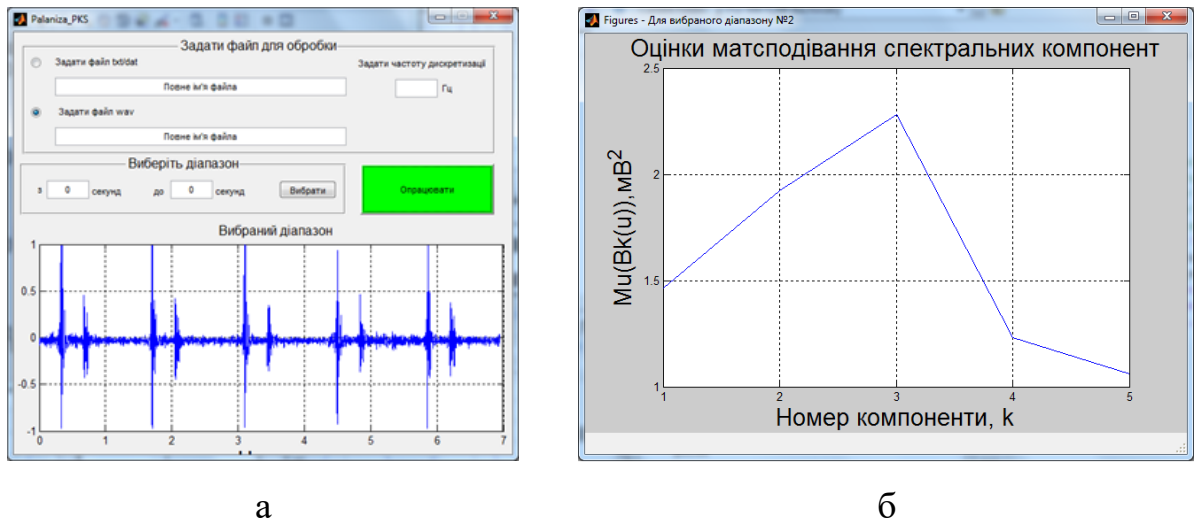


Рисунок 4.20. – Головне вікно (а) та Результат роботи (б) програми Palaniza_PKS

- натиснути кнопку "опрацювати" на зеленому фоні. Після цього з'явиться вікно із зображенням графіка матсподівання спектральних компонент фонокардіосигналу (рис. 3.8), що є інформативним параметром фонокардіосигналу. В заголовку вікна вказується поточний номер вибраного діапазону. Для коректної роботи програми варто вибирати період приблизно рівний 5...10 циклам серцевих скорочень.

4.5. Висновки до розділу 4

В розділі створено тестовий сигнал з відомими параметрами, внесено в нього зміни та проведено опрацювання тестового сигналу запропонованим методом для експериментальної верифікації теоретичних результатів опрацювання фонокардіосигналу. Встановлено, що метод є придатним для опрацювання фонокардіосигналу.

ВИСНОВКИ

У дисертації розв'язано актуальну наукову задачу удосконалення математичної моделі та методів аналізу ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС із врахуванням механізму породження його для підвищення достовірності ранньої діагностики стану ССС людини в автоматизованих діагностичних системах.

При цьому отримано такі результати:

1. У результаті проведеного порівняльного аналізу відомих математичних моделей фонокардіосигналу сформульовано основні вимоги до математичної моделі ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС: врахування статистичної взаємопов'язаності між різними реалізаціями серцевого циклу скорочень та можливість застосування для задач оперативного виявлення змін стану ССС на ранніх стадіях захворювання.

2. Опираючись на принцип бімедійності, який показує, що робота ССС як гемодинамічної системи є енергетичним процесом, що протікає одночасно у двох фізично різних середовищах (акустичний процес у пружному та електричний у провідному), з математичної точки зору є векторним процесом і описується як диверс-вектор, який існує одночасно в двох різних просторах зі своїми базисами та однорідними компонентами. Оцінювання роботи ССС за ФКС (як векторний процес у пружному середовищі) доповнюється відомостями одержаними із ЕКС (як векторний процес у провідному середовищі). Базуючись на концепції «шунтування», обґрунтовано модель ФКС одночасно зареєстрованого з ЕКС у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка, на відміну від відомих, відображає механізм генезу його, що дає змогу визначення інформативно-інваріантних характеристик сигналу і враховує поєднання стохастичності із повторністю сигналу.

3. Модифіковано синфазний метод статистичного опрацювання фонокардіосигналу, який дає змогу оцінити стан ССС людини, зокрема на ранніх стадіях розвитку захворювання.

4. Установлено, що отримані значення спектральних компонент є характеристиками інформативно-інваріантних ознак фонокардіосигналу та дають змогу оцінити функціональний стан ССС людини.

5. Розроблено комп'ютерну імітаційну модель фонокардіосигналу базуючись на обґрунтованій математичній моделі для задач верифікації і тестування розроблених методів опрацювання фонокардіосигналу.

6. Створено пакет комп'ютерних програм статистичного опрацювання фонокардіосигналу на основі модифікованого методу, який придатний для використання як складової частини спеціалізованого програмного забезпечення автоматизованих комп'ютерних діагностичних систем.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Кассирский Г. И. Реабилитация в кардиохирургии. Лекции по сердечно-сосудистой хирургии // Изд. 2, дополн., М., 2001. С. 20-24.
2. Ковалёв В. Д.. Кровеносная и лимфатическая системы. Энциклопедия для детей. // «Человек» часть первая. «Аванта +». Москва. 2002 г. 462с.
3. Дозорський В. Г., Фалендиш В. В., Дедів Л. Є., Паляниця Ю. Б. Метод виявлення проявів ішемічної хвороби серця для медичних систем контролю стану пацієнта // Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. Кременчук КрНУ, 2015. Випуск 1, частина 1 (90). С. 63–68.
4. Галенина И. Е. Ишемическая болезнь сердца // Л., 1997. 421 с.
5. Barry J., Campbell S., Nabel E. J., Mead K., Selwyn A. P. Ambulatory monitoring of the digitized electrocardiogram for detection and early warning of transient myocardial ischemia in angina pectoris // Am. J. Cardiol. 1987. Vol. 60. PP. 483–488.
6. Виноградов А.В. Дифференциальный диагноз внутренних болезней // М. Медицина, 1980. 816 с.
7. Паляниця Ю. Б. Сучасні підходи до опрацювання фонокардіосигналу та математична модель його у вигляді періодично корельованого випадкового процесу // Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки, 2016. Вип. 2(235). С. 90–93.
8. Белоконь Н. А., Подзолков В. П. Врожденные пороки сердца // М. Медицина, 1990. 352 с.
9. Струков А. И., Серов В. В. Патологическая анатомия // М., "Медицина", 1993.
10. Ткаченко Б. И. Физиология сердца // Уч. пос. СПб. Спецлит, 2002 г. 143 с.
11. Федюкович Н.И. Анатомия и физиология человека // Ростов на Дону. Феникс. 2008. 480с.
12. Iaizzo P. A. (ed.). Handbook of cardiac anatomy, physiology, and devices // Springer Science & Business Media, 2009. 700 p.

13. Dragan Y. P., Nykytyuk V. V., Palaniza Y. B. The research object mathematical model substantiation for physical and technical sciences as result, in particular, in the case of a power-activated object with a regulated activator system analysis // Znan. misel Slov. journal, Ljubljana, 2018. #19. Vol. P.42-47.

14. Милославский Я. М., Ходжаева Д. Основные инструментальные методы исследования сердца // К.-Казань Издательство КГУ, 1983. 143 с.

15. Алмазов В. А., Салимьянова А. Г., Шляхто Е. В., Клаусс Г. Аускультация сердца // СПб СПбГМУ, 1996. 232с.

16. Ігнатенко Г. А. Фонокардіографія: [навчальний посібник] // Донецьк. Донеччина, 2007. 120 с.

17. Мустецов Н. П. Инструментальные методы медико-биологических исследований // Харьков ХТУРЭ, 1999. 176 с.

18. Фитилева Л. М. Клиническая фонокардиография // Медицина, Москва, 1968.

19. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных // пер. с англ. М. Мир, 1989. 540 с.

20. Вентцель Е. С., Овчаров Л. А. Теория случайных процессов и ее инженерные приложения : учеб. пособие для вузов // 2-е изд., стер. М. Высш. Шк., 2000. 383 с. ил. ISBN 5-06-003831-9.

21. Осухівська Г. М. Математична модель тонового сигналу для діагностики стану клапанів серця людини // автореф. дис. канд. техн. наук 01.05.02. Тернопіль, 1999. 20 с.

22. Драган Я. П., Осухивская Г. М. Описание тональных кардиосигналов с помощью модели периодически коррелированных случайных процессов // Проблемы управления и информатики. 1999. №1. С. 78-83.

23. Драган Я. П., Осухівська Г. М. Інваріанти тонального сигналу на підставі його моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу // Вісник Державного університету "Львівська політехніка". Львів вид-во Держ. ун-ту "Львівська політехніка". 1998. Т.1, №337. С. 164-166.

24. Драган Я. П., Рожков В. А., Яворский И. Н. Методы вероятностного анализа ритмики океанологических явлений // Л. Гидрометеиздат, 1987. 319 с.

25. Драган Я. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів // Львів, Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. XVI+333с.
26. Лупенко С. А. Математичне моделювання та методи обробки циклічних сигналів серця в діагностичних системах кардіометрії // Вісник Тернопільського державного технічного університету. 2001. Т.6, №3. С. 103-111.
27. Литвиненко Я. В., Лупенко С. А., Чупрін Л. И., Щербак Л. М. Алгоритм моделювання дискретних стаціонарних лінійних випадкових процесів // Актуальні проблеми автоматизації та інформаційних технологій. Дніпропетровськ Навчальна книга. 2000. Т.4. С. 52-58.
28. Кельман И. М. Электроардиография и фонокардиография // М. Медицина, 1974. 134 с.
29. Барановский А. Л., Калиниченко А. Н., Манило Л. А. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. Пособие для вузов // Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. М. Радио и связь, 1993. 248 с.
30. Дунець В. Л. Математична модель та метод опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні для підвищення точності кардіодіагностичних систем: дис. канд. тех. наук: 01.05.02 // Тернопільський державний технічний університет ім. І. Пулюя. // Тернопільський державний технічний університет ім. І. Пулюя. Тернопіль, 2013. 124 с.
31. Вычислительные системы и автоматическая диагностика заболеваний сердца // под. ред. Ц. Касереса и Л. Дрейфуса. М. Мир, 1974. 504 с.
32. Iwata A, Ishii N, Suzumura N. 1980 Algorithm for detection the frist heart sound by spectral tracking // Med. Bio. Eng. Comp. P. 19-26.
33. Anderson R. N., Becker A E. Cardiac anatomy: An integrated text a colour atlas // London, Gower, 1980.
34. Allwork SP, Restive A. The pathology of mitral papillary muscles in mitral regurgitation associated with discrete subaortic stenosis // Am J Cardiovasc Pathol., 1988, v.2, p 79-85.

35. Javed F., Venkatachalam P. A., MH A. F. A signal processing module for the analysis of heart sounds and heart murmurs // J. Phys. Conf. Ser. IOP Publ. 2006. Vol. 34. №. 1. 1098 p.

36. Liang H., Lukkarinen S., Hartimo I. Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelogram // Comput. Cardiol. 1997. IEEE, 1997. P. 105-108.

37. Воскресенский А. Д., Вентцель М. Д. Статистический анализ сердечного ритма и показатели гемодинамики в физиологических исследованиях // Проблемы космической биологии. М., 1974. С. 42.

38. Исаков И. И., Кушаковский М. С., Журавлева Н. Б. Клиническая электрокардиография (нарушения сердечного ритма и проводимости) // Руководство для врачей. Изд. 2-е перераб. и доп. Л. Медицина, 1984. 272 с.

39. Физиология человека. В 3-х томах. Т.2. // Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. М. Мир, 2005. 314с.

40. Барабанов С. В. Физиология сердца // СПб Спецлит, 2001. 143с.

41. Карпман В.Л. Фазовый анализ сердечной деятельности // М., 1985.

42. Паляниця Ю., Хвостівський М. Обґрунтування математичної моделі фонокардіосигналу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу // Матеріали міжнародної науково-практичної конференції “Актуальні задачі сучасних технологій” Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, 11-12 грудня 2013 р. Тернопіль ТНТУ, 2013. С. 218-219.

43. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных // пер. с англ. М. Мир, 1989. 540 с. ISBN 5-03-001071-8.

44. Баум О. В., Дубровин Д. Э. Физико-математическая модель генеза электрокардиограмм // Биофизика. 1971. Т.16, №5. С. 898-903.

45. Дехтярь Г. Я. Электрокардиографическая диагностика // 2-е изд., перераб. и доп. М. Медицина, 1972. 416 с.

46. Артур Р. М., Кокс Ж. Р., Нолл Ф. Анализ электроэнцефалограмм, кривых кровяного давления и электрокардиограмм на цифровой вычислительной машине // ТИИЭР, 1972, №4. С. 36-70.

47. Драган Я. П., Грицюк Ю. І., Паляниця Ю. Б. Системний аналіз статистичного оцінювання станів стохастичної вібраційної системи і принципу шунтування // Науковий вісник України Збірник науково-технічних праць. Львів РВВ НЛТУ України, 2016. Вип. 26.1. С. 395-402.

48. Згуровський М. З., Н. Д. Панкратова Основи системного аналізу: підручник [для студ. ВНЗ] // за заг. ред. М. З. Згуровського. К. Вид. група ВНУ, 2007. 544 с.

49. Катренко А. В. Системний аналіз об'єктів та процесів комп'ютеризації // Львів Вид-во "Новий світ 2000", 2003. 424 с.

50. Сурмин Ю.П. Теория систем и системный анализ: учеб. пособ. // К. Вид-во "Вища шк.", 1977. 255 с.

51. Whitehead A. L. Science and the modern world // New-York, McMillanCo, 1947. 304 p.

52. Боголюбов Н. Н., Митропольский Ю. А. Асимптотические методы в теории нелинейных колебаний // М. Изд-во "Наука", 1974. 503 с.

53. Вернадский В. И. Научная мысль как планетное явление // М. Изд-во "Наука", 1991. 271 с.

54. Вернадский В. И. Учение о биосфере и постепенном переходе в ноосферу // Изд. 3-е, [перераб. и доп.]. М. Изд-во "Наука", 1978. 326 с.

55. Драган Я. П., Яворский И. Н. Ритмика морского волнения и подводные акустические сигналы // К. Наукова думка, 1982. 246 с.

56. Слуцький Є. Визнання. Творча спадщина з погляду сучасності // за ред. В.Р. Базилевича. К. Вид-во "Знання", 2007. 919 с.

57. Бадалян Л. О. Неврологические синдромы при болезнях сердца // М. изд-во Медицина, 1975. 198 с.

58. Кассирский Г. И., Дегтярева Е. А., Грошева Т. В., Горячева Т. Г. Реабилитация больных после хирургической коррекции приобретенных пороков сердца // М., 1998. 102с.

59. Мандзій Б. А., Желяк Р. І. Основи теорії сигналів. Підручник // За ред. Б. А. Мандзія. Видавничий дім «Ініціатива». Львів, 2008. 240 с.

60. Драган Я., Никитюк В., Паляниця Ю. Енергетично-сигнальна концепція визначення стану технологічного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкта // вісник Національного університету "Львівська політехніка". Серія Комп'ютерні науки та інформаційні технології збірник наукових праць, 2015. № 826. С. 368–372.

61. Баевский Р. М. Временная организация функций и адаптивно-приспособительная деятельность организма. Теоретические и прикладные аспекты анализа временной организации биосистем // М. Наука. С. 88-111.

62. Ахутин В. М., Богдановский Э. М., Шкапин Б. Ф. Сравнение методов статистического анализа электрокардиосигналов // Биофизика, 1968. Т. 13, № 4. С. 706-711.

63. Яворська Є. Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю: дис. канд. тех. наук: 01.05.02 // Тернопільський державний технічний університет ім. І. Пулюя. Тернопіль, 2009. 154 с.

64. Хвостівський М. О. Математична модель макромеханізму формування електроретиносигналу для підвищення достовірності офтальмодіагностичних систем: дис. канд. тех. наук: 01.05.02 // Тернопільський державний технічний університет ім. І. Пулюя. Тернопіль, 2010. 131 с.

65. Дедів Л. Є. Математична модель електрокардіосигналу для підвищення інформативності систем голтерівського моніторингу: дис. канд. тех. наук: 01.05.02 // Тернопільський державний технічний університет ім. І. Пулюя. Тернопіль, 2011. 113 с.

66. Гладышев Е. Г. Переодически и почти переодически коррелированные случайные процессы с непрерывным временем // Теория вероятностей и её применение. – 1963. 631 с.

67. Андерсон Т. Статистический анализ временных рядов // пер. с англ. – М. Мир, 1976. 755 с.

68. Вентцель Е. С., Овчаров Л. А. Теория вероятностей и ее инженерные приложения // М. Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит. 1988. 480 с.

69. Абакумов В. Г., Геранін В. О., Рибін О. І., Сватош Й. Синкоп Ю. С. Біомедичні сигнали та їх обробка // К. ТОО “ВЕК+”, 1997. 349 с.
70. Войчишин К. С., Драган Я. П. О простой стохастической модели естественных ритмических процессов // Отбор и передача информации, 1971, вст. 29. С. 7-15.
71. Виленкин С. Я. Статистическая обработка результатов исследования случайных функций // М. Энергия, 1979. 320 с.
72. Красильников О. І. Марченко Б. Г., Приймак М. В. Процеси з незалежними періодичними приростами і періодичні білі шуми // Відбір і обробка інформації. 1996. Вип. 10.
73. Приймак М. В. Дискретні періодичні білі шуми з неперервним розподілами і можливості їх імітаційного моделювання // Відбір і обробка інформації. 2003. Вип.18 (94).
74. Драган Я. П., Приймак Н. В. Линейные периодически коррелированные случайные процессы // Препр. АН УССР. Физ.–мех. ин-т им. Г.В. Карпенко, № 120. Львов, 1986.
75. Драган Я., Євтух П., Сікора Л., Яворський Б. Поліперіодично корельовані випадкові процеси як адекватні моделі сигналів кратної ритміки природніх явищ і технологічних процесів // Комп'ютерні технології друкарства, 2000, №1. С. 69-90.
76. Драган Я. П. Модели сигналов в линейных системах // Київ Наук. думка, 1972. 302 с.
77. Бабак В. П., Хандецький В. С., Шрюфер Е. Обробка сигналів: підручник // К. Либідь, 1996. 392 с.
78. Дозорський В. Г. Математична модель вокалізованих фрикативних звуків для задач діагностики голосового апарату людини: дис. канд. тех. наук: 01.05.02 // Тернопільський державний технічний університет ім. І. Пулюя. Тернопіль, 2013. 117 с.
79. Ingle V. K., Proakis J. G. Digital Signal Processing Using MATLAB: A Problem Solving Companion // Cengage Learn. 2016.

80. Драган Я. П., Сікора Л. С., Яворський Б. І. Основи сучасної теорії стохастичних сигналів: енергетична концепція, математичний апарат, фізичне тлумачення // Львів. Центр стратегічних досліджень екобіотехнічних систем. 1999. 133 с.

81. Чорна Л. Б. Стохастична модель голосового сигналу для задачі діагностики ритміки серця людини: дис. канд. тех. наук: 01.05.02 // Тернопільський державний технічний університет ім. І. Пулюя. Тернопіль, 1999. 192 с.

82. Драган Я. П. Структура и представление моделей стохастических сигналов // К. Наукова думка, 1980. 384 с.

83. Драган Я. П., Чорна Л. Б., Яворський Б. І. Варіаційний алгоритм визначення періоду корельованості періодично корельованого випадкового процесу як моделі голосних звуків // Вісник Державного університету Львівська політехніка Зб. наук. пр. (№ 337, Прикладна математика). Львів держ. ун-т „Львівська політехніка”, 1998. С. 166-169.

84. Паляниця Ю. Б., Кінаш Р. В., Богонович І. Є. Застосування OLA-методу для опрацювання біосигналів в кардіологічній практиці // Матеріали VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя зб. тез доповідей, 16-17.11.17 р. Тернопіль ТНТУ, 2017.

85. Паляниця Ю. Обґрунтування вибору математичного підходу для опису фонокардіосигналу людини // Матеріали XVII-го науково-технічного форуму «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». Сб. материалов форума. Т. 1. Харьков ХНУРЕ, 2013. 323 с.

86. Драган Я. П. Свойства реализаций случайных процессов и их статистическая репрезентативность // Отбор и передача информации. 1987. № 76. С.12-21.

87. Драган Я. П. Случайные процессы с конечной средней мощностью, их спектры и гармонизируемость // Тез. докл. 2-й Вильнюсской конф. по теории вероятностей и математической статистики АНЛитССР, 1977. С. 133-134.

88. Паляниця Ю., Дедів Л., Дозорський В. Метод опрацювання фонокардіосигналу для задач діагностування та ідентифікації захворювань малого кола кровообігу // Матеріали міжнародної науково-практичної конференції “Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития ‘2013”, 5-6 червня 2013 р. Іваново, РФ. С. 100–101.

89. Катона З. Электроника в медицине // М. Советское радио, 1980. 144 с.

90. Паляниця Ю. Б., Гевко О. В. Дистанційна діагностика адаптаційних резервів серця // Міжнародна науково-практична конференція “Perspective Innov. Sci. Educ. Prod. Transp. ‘2014”, 16-26 грудня 2014р. Іваново, РФ. 4 с.

91. Дж. Констант Клиническая диагностика заболеваний сердца (кардиолог у постели больного) // Пер. с англ. М. ООО «Бином-Пресс», 2004. №61485. 448с.

92. Evdokimov V. I., Shapiro L. N., Shuster L. A. The electronic medical polygraph // Biomed. Eng. 1977. Vol. 11. №. 2. P. 109-111.

93. Драган Я., Грицюк Ю., Паляниця Ю. Системний аналіз – засіб обґрунтування математичної моделі досліджуваного об’єкта як системи // Adv. Inf. Commun. Technol. Proc. 1st Int. Conf. (AICT’2015), Oct. 29 – Novemb. 1, 2015, Lviv, Ukr. Lviv Lviv Polytech. Natl. Univ. 2015. Pp. 159-161.

94. Цуприк Г. Б. Математичне моделювання та оцінювання параметрів форми відгуку біооб’єкту на низькоінтенсивне подразнення: дис. канд. тех. наук: 01.05.02 // Тернопільський державний технічний університет ім. І. Пулюя. Тернопіль, 2016. 139 с.

95. Palaniza Y. V., Yavorska E. V., Shadrina N. M., Dediv L. E. Phonocardiosignal as a periodically correlated stochastic process preprocessing algorithm structure grounding // Visnyk TNTU. 2018, № 3 (91). С. 143–152.

96. Паляниця Ю. Б., Франчевська Г. І. Енергетичні аспекти обробки біосигналів у кардіологічній практиці // Матеріали VII Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя зб. тез доповідей, 28-29.11.18 р. Тернопіль ТНТУ, 2018.

97. Драган Я. П., Грицюк Ю. І., Сікора Л. С., Яворський Б. І., Паляниця Ю. Б. Класи варіантності сигналів і їх лінійних перетворень та чисельні методи – висліди системного аналізу ряду Тейлора // Матеріали IV науково-технічної конференції “Обчислювальні методи і системи перетворення інформації” Фізико-механічний інститут ім. Г.В. Карпенка НАН України зб. тез доповідей, 2016 р. Лівів ФМІ, 2016. 5 с.

98. Паляниця Ю. Б., Шадріна Г. М. Обґрунтування вибору алгоритму попереднього опрацювання фонокардіосигналу як періодично корельованого випадкового процесу // Матеріали XIX наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя зб. тез доповідей, 18-19.05.16 р. Тернопіль ТНТУ, 2016. С. 117.

99. Немирко А. П., Манило Л. А., Милева К. Н. Алгоритмы измерения и анализа параметров ST–сегмента ЭКС для систем автоматического наблюдения за состоянием человека // Вопросы кибернетики. 1991. Вып. 164. С. 127–141.

100. Кривилев А. В. Основы компьютерной математики с использованием системы MATLAB // М. Лекс-Книга, 2005. 496 с.

101. Драган Я. П., Яворський Б. І., Яворська Є. Б. Концепції і принципи побудови моделей для означення метрологічних характеристик ритміки кардіосигналів // Вісник нац. унів. “Львівська політехніка” зб. наук. пр. Львів Національний університет “Львівська політехніка”, 2002. № 443. С. 200-205. (Серія „Радіоелектроніка та телекомунікації”).

102. Драган Я. П. Ковариационный анализ эквидистантных отсчетов функции и гармонизируемых случайных процессов с финитным спектром // Отбор и обработка информации, 1992. №8 (84). С.1-9.

103. Овсяк В., Бритковський В., Овсяк О., Овсяк Ю. Синтез і дослідження алгоритмів комп’ютерних систем // Львів УАД, 2004. 276 с.

104. Овсяк О. В. Розширення алгебри алгоритмів аксіомами операцій циклів // Вісник Національного університету “Львівська політехніка”. 2010. № 685 Комп’ютерні системи проектування. Теорія і практика. С. 12–20.

105. Ovsyak V. Algebra of Algorithms // Mod. Probl. radio Eng. Telecommun. Comput. Sci. Proc. Int. Conf. TCSET'2006, Febr. 28 March 4, 2006. 2006. L'viv. Slav. Ukr. P. 66-67.

106. Овсяк В. Операція елімінування з константними умовами // Комп'ютерні технології друкарства. – Львів Українська академія друкарства, 2008. № 19. С. 61-65.

107. Bharati S, Lev M. The spectrum of common atrioventricular orifice (canal) // Am Hear. J., 1973, v.86, p. 553-561.

108. Beuren AJ., Schulze C., Eberle P. et al. The syndrome of supra-aortic stenosis, peripheral pulmonary stenosis, mental retardation and similar facial appearance // Am J Cardiol., 1964, v.13, p.471-483.

109. Behrendt DM, Rocchini A. Relief of left ventricular outflow tract obstruction in infants and small children with valved extracardiac conduits // Ann Thorac Surg., 1987, v.43, p.82-86.

110. Драган Я. П., Паляниця Ю. Б., Гевко О. В., Дедів І. Ю. Обґрунтування структури системи дистанційної діагностики адаптаційних резервів серця // Науковий вісник НЛТУ України Збірник науково-технічних праць. Львів РВВ НЛТУ України, 2015. Вип. 25.10. С.255-259.

111. Гусаров Г. В., Тихоненко В. М., Морошкин В. С. Разработка портативного носимого устройства, предназначенного для ранней диагностики и оперативной сигнализации о развитии ишемических изменений в миокарде // Заключительный отчет основного плана НИР Ленинград. НИИ кардиологии по теме 012 / М-во здравоохранения РФ. Ленинград НИИ кардиологии. 1990. 22 с.

112. Доцилин В. Л. Практическая электрокардиография // 2-е изд., перераб. и доп. М. Медицина, 1987. 336 с.

113. Сверстюк А. С. Обґрунтування та верифікація математичної моделі синхронно зареєстрованих кардіосигналів на базі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. 2009. №1.

114. Александер Ф. Психосоматическая медицина. Принципы и практическое применение // М. изд-во Эксмо, 2002. 453 с.

115. Владзимирский А. В. Телемедицина: Curatio Sine Tempora et Distantia // Москва. 2016. 663 с.
116. Патент 119246 UA, МПК А61В 5/0432 (2006.01) А41D 13/12 (2006.01) Одяг для моніторингу стану серцево-судинної системи // Драган Я. П., Паляниця Ю. Б., Гевко О. В., Дедів Л. Є., Яворська Є. Б., Шадріна Г. М. — № u 201609140 ; заявл. 31.08.2016 ; опубл. 25.09.2017, Бюл. № 18, 2017 р.
117. Налимов В. В. Теория эксперимента // М. Наука, 1971. 207 с.
118. Palaniza Y. B., Shadrina N. M., Khvostivskiy M. O., Dediv L. Ye., Dozorska O. F. Main theoretical basis of biosignals modeling // Znan. misel Slov. journal, Ljubljana, 2018. #16. Vol.1. P. 39-44.
119. Дедів І. Ю. Математична модель дихальних шумів для підвищення інформативності аускультативних діагностичних систем: дис. канд. тех. наук: 01.05.02 // Тернопільський державний технічний університет ім. І. Пулюя. Тернопіль, 2013. 120 с.
120. Паляниця Ю. Б., Дедів Л. Є. Імітаційна модель фонокардіосигналу // Матеріали міжнародного наукового симпозиуму “Досягнення сучасної науки”. 19-30 червня 2012р. – Іваново, РФ. 3 с.
121. Паляниця Ю. Б., Дедів Л. Є. Імітаційна модель фонокардіосигналу // Матеріали XV наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя зб. тез доповідей, 14-15.12.11 р. Тернопіль ТНТУ, 2011. С. 165.
122. Куприянов М. С., Матюшкин Б. Д. Цифровая обработка сигналов: процессоры, алгоритмы, средства проектирования // СПб Политехника, 1999. 592 с.
123. Оппенгейм А. В., Шафер Р. В. Цифровая обработка сигналов // Пер. с англ. В. А. Лексаченко, В. Г. Челпанова. Под ред. Шаца С. Я. Связь, 1979. 416 с.
124. Шеннон Р. Имитационное моделирование систем – искусство и наука // пер. с англ. М. Мир, 1978. 421 с.
125. Li T., Qiu T. S., Tang H. A heart sound segmentation method based on cyclostationary envelope // Appl. Mech. Mater. Trans Tech Publ. 2013. Vol. 347. P. 2280-2283.

126. Поршнеv С. В. MATLAB 7. Основы работы и программирования // М. Биноm-Пресс, 2006. 320 с.
127. Atbi A. et al. Separation of heart sounds and heart murmurs by hilbert transform envelopogram // J. Med. Eng. Technol. 2013. Vol. 37. №. 6. Vol. 375-387.
128. Rakovic P. et al. Time-frequency signal processing approaches with applications to heart sound analysis // 2006 Comput. Cardiol. IEEE, 2006. P. 197-200.
129. Хэррис Д. Д. Использование окон при гармоническом анализе методом дискретного преобразования Фурье // ТИИЭР, 1978. Т. 66. № 1. С. 60–96.
130. Никитин О. Р. Статистические методы обработки параметров радиосигналов: Учеб. пособие для студентов высших учебных заведений // Владимир ФГБОУ ВПО Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых. 2012. 143 с.
131. Купер Дж., Макгиллем А. Вероятностные методы анализа сигналов и систем // Мир, 1989. 376 с.

ДОДАТКИ

Додаток А

Список публікацій здобувача за темою дисертації:

1. Дозорський В. Г., Фалендиш В. В., Дедів Л. Є., Паляниця Ю. Б. Метод виявлення проявів ішемічної хвороби серця для медичних систем контролю стану пацієнта // Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. Кременчук: КрНУ, 2015. Випуск 1, частина 1 (90). С. 63–68.
2. Драган Я., Никитюк В., Паляниця Ю. Енергетично-сигнальна концепція визначення стану технологічного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкта // Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Серія: Комп'ютерні науки та інформаційні технології: збірник наукових праць, 2015. № 826. С. 368–372. Бібліографія: 9 назв.
3. Паляниця Ю. Б. Сучасні підходи до опрацювання фонокардіосигналу та математична модель його у вигляді періодично корельованого випадкового процесу // Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки, 2016. Вип. 2 (235). С. 90–93.
4. Драган Я. П., Паляниця Ю. Б., Гевко О. В., Дедів І. Ю. Обґрунтування структури системи дистанційної діагностики адаптаційних резервів серця // Науковий вісник НЛТУ України: Збірник науково-технічних праць. Львів: РВВ НЛТУ України, 2015. Вип. 25.10. С. 255–259.
5. Драган Я. П., Грицюк Ю. І., Паляниця Ю. Б. Системний аналіз статистичного оцінювання станів стохастичної вібраційної системи і принципу шунтування // Науковий вісник України: Збірник науково-технічних праць. Львів: РВВ НЛТУ України, 2016. Вип. 26.1. С. 395–402.
6. Palaniza Y. B., Shadrina N. M., Khvostivskiy M. O., Dediv L. Ye., Dozorska O. F. Main theoretical basis of biosignals modeling // Znanstvena misel in Slovenia: journal, Ljubljana, 2018. No 16. Vol. 1. Pp. 39–44.
7. Драган Я. П., Никитюк В. В., Паляниця Ю. Б. Обґрунтування математичної моделі об'єкту дослідження в фізико-технічних науках як вислід системного аналізу його зокрема в разі енергоактивного об'єкта з регульованим активатором // Znanstvena misel in Slovenia: journal, Ljubljana, 2018. № 19. С. 42–47.
8. Palaniza Y. B., Yavorska E. B., Shadrina N. M., Dediv L. E. Phonocardiosignal as a periodically correlated stochastic process preprocessing algorithm structure grounding // Visnyk TNTU. 2018, № 3 (91). С. 143–152.
9. Патент 119246 UA, МПК А61В 5/0432 (2006.01) А41D 13/12 (2006.01) Одяг для моніторингу стану серцево-судинної системи / Драган Я. П., Паляниця

- Ю. Б., Гевко О. В., Дедів Л. Є., Яворська Є. Б., Шадріна Г. М.— № и 201609140 ; заявл. 31.08.2016 ; опубл. 25.09.2017, Бюл. № 18, 2017 р.
10. Паляниця Ю. Б., Дедів Л. Є. Імітаційна модель фонокардіосигналу // Матеріали XV наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя: зб. тез доповідей, 14–15.12.11 р. Тернопіль: ТНТУ, 2011. С. 165.
 11. Паляниця Ю. Б., Дедів Л. Є. Імітаційна модель фонокардіосигналу // Матеріали Міжнародного наукового симпозиуму "Досягнення сучасної науки". 19–30 червня 2012 р. Іваново, РФ. 3 с.
 12. Паляниця Ю. Обґрунтування вибору математичного підходу для опису фонокардіосигналу людини // Матеріали XVII-го науково-технічного форуму «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». Сб. материалов форума. Т. 1. Харьков: ХНУРЭ, 2013. 323 с.
 13. Паляниця Ю., Дедів Л., Дозорський В. Метод опрацювання фонокардіосигналу для задач діагностування та ідентифікації захворювань малого кола кровообігу // Матеріали міжнародної науково-практичної конференції "Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития 2013", 5–6 червня 2013 р. Іваново, РФ. С. 100–101.
 14. Паляниця Ю., Хвостівський М. Обґрунтування математичної моделі фонокардіосигналу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу // Матеріали міжнародної науково-практичної конференції "Актуальні задачі сучасних технологій" Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, 11–12 грудня 2013 р. Тернопіль: ТНТУ, 2013. С. 218–219.
 15. Паляниця Ю. Б., Гевко О. В. Дистанційна діагностика адаптаційних резервів серця // Міжнародна науково-практична конференція "Perspective innovations in science, education, production and transport 2014", 16–26 грудня 2014 р. Іваново, РФ. 4 с.
 16. Драган Я., Грицюк Ю., Паляниця Ю. Системний аналіз – засіб обґрунтування математичної моделі досліджуваного об'єкта як системи // Advanced Information and Communication Technologies-2015: Proceedings of 1st International Conference (AICT'2015), October 29 – November 1, 2015, Lviv, Ukraine. Lviv : Lviv Polytechnic National University, 2015. Pp. 159–161.
 17. Паляниця Ю. Б., Шадріна Г. М. Обґрунтування вибору алгоритму попереднього опрацювання фонокардіосигналу як періодично корельованого випадкового процесу // Матеріали XIX наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені

- Івана Пулюя: зб. тез доповідей, 18–19.05.16 р. Тернопіль: ТНТУ, 2016. С. 117.
18. Драган Я. П., Грицюк Ю. І., Сікора Л. С., Яворський Б. І., Паляниця Ю. Б. Класи варіантності сигналів і їх лінійних перетворень та чисельні методи – висліди системного аналізу ряду Тейлора // Матеріали IV науково-технічної конференції "Обчислювальні методи і системи перетворення інформації" Фізико-механічний інститут ім. Г. В. Карпенка НАН України: зб. тез доповідей, 2016 р. Лівів: ФМІ, 2016. 5 с.
 19. Паляниця Ю. Б., Кінаш Р. В., Богонович І. Є. Застосування OLA-методу для опрацювання біосигналів в кардіологічній практиці // Матеріали VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя: зб. тез доповідей, 16–17.11.17 р. Тернопіль: ТНТУ, 2017. Т. 2. С. 144.
 20. Паляниця Ю. Б., Франчевська Г. І. Енергетичні аспекти обробки біосигналів у кардіологічній практиці // Матеріали VII Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя: зб. тез доповідей, 28–29.11.18 р. Тернопіль: ТНТУ, 2018. Т. 3. С. 243.

Відомості про апробацію результатів дисертації

Окремі результати роботи апробовано на: міжнародному науковому симпозиумі "Досягнення сучасної науки" (19–30 червня 2012р. – Іваново, РФ); XVII-му науково-технічному форумі «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке», Харьков: ХНУРЕ. 2013; міжнародній науково-практичній конференції "Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития '2013" (5–6 червня 2013 р. – Іваново, РФ); міжнародній науково-практичній конференції "Perspective innovations in science, education, production and transport '2014" (16–26 грудня 2014р. – Іваново, РФ); міжнародній конференції 1st International Conference (AICT'2015), October 29 – November 1, 2015, Lviv, Ukraine. – Lviv : Lviv Polytechnic National University, 2015; IV науково-технічній конференції "Обчислювальні методи і системи перетворення інформації" Фізико-механічний інститут ім. Г. В. Карпенка НАН України, 2016 р. – Лівів; неодноразово на конференціях Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (2012–2017 рр.); щорічних наукових семінарах кафедри „Біотехнічні системи” Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (2012–2015 рр.).

Частина програмного коду розробленого ПЗ

```

clear all; clc; close all, format long g, randn('seed',0),
rand('seed',0)
set(0,'defaultTextInterpreter','none');
load('mat.mat')

Fs = 1000;

% Обвідна
s = [ 1 1 1 -1 1 -1 -1 1 1 1 -1 1 -1 -1 ]; % Якщо
позитивний/негативний, то функція зростає/спадає
a = [ 0.0 0.25 0.9 0.1 0.8 1.6 0.379 0.0 0.15 0.4 0.3
0.2 0.25 0.2 ]; % Амплітуда
T = [ 0.08 0.03 0.021 0.004 0.002 0.03 0.06 0.2 0.035 0.015
0.025 0.025 0.02 0.04 ]; % Тривалість
v = [ 0.6 0.6 0.6 0.6 0.6 0.1 0.6 0.6 0.6 0.6 0.6 0.6
0.6 0.6 ]; %
f_l = [ 0 0 20 20 20 20 0 0 0 20 20 20 20 0 ]; %
нижня частота пропускання
f_h = [ 40 40 120 120 120 120 40 40 40 120 120 120
120 40 ]; % верхня частота пропускання
olr = [ 0.05 0.05 0.05 0.05 0.05 0.05 0.05 0.05 0.05 0.05 0.05 0.05
0.05 0.05 0.05 ]; % overlap ratio коефіцієнт перекриття
f_b_ratio_l = 0.15; % крутизна першого фронту смугопропускаючого
фільтра
f_b_ratio_h = 0.15; % крутизна першого фронту смугопропускаючого
фільтра

envelope=[];
a_chift = 0; % Зсув по амплітуді (вертикальна конкатенація)
for i=1:length(a)
    envelope_i =
my_sigmoid_estimation(s(i),a(i),T(i),v(i),[0:1/Fs:T(i)-1/Fs]);
    if(i==1)
        envelope = [envelope (envelope_i+0)];
    else
        envelope = [envelope
(envelope_i+envelope(length(envelope)))];
    end
end

clear i envelope_i a_chift
envelope(length(envelope)+1:length(FCG_envelope))=0; % доповнити
нулями

figure, set(gcf,'color','w');

```

```

l = plot(FCG);
hold on
l = plot(FCG_envelope, '--');
l = plot(envelope);
l(1).LineWidth = 2;
l(1).Color = [1 0 0];
% l(1).LineStyle = '--';
% l(1).Marker = 'square';
% l(1).MarkerEdgeColor = [0 0 1];
zoom xon, grid on, %xlim([500 650]);
hold off
title('envelope'), clear l
legend('ФКС', 'Обвідна', 'Апроксимована обвідна')

% Частотне наповнення

f_vector=[];
f_vector_i=[];
for i=1:length(olr)
    if(i==1)
        f_vector_i =
my_band_limited_white_noise(0.5,f_l(i),f_h(i),f_b_ratio_l,f_b_ratio_h,Fs); disp('!1')
        f_vector = [f_vector
f_vector_i(round(0.25*length(f_vector_i)):round(0.25*length(f_vector_i))+(T(i)*Fs)-1)];
    else
        f_vector_i =
my_band_limited_white_noise(0.5,f_l(i),f_h(i),f_b_ratio_l,f_b_ratio_h,Fs); disp('2')
        %f_vector = [f_vector
(blackman(T(i)*Fs)).*f_vector_i(round(0.25*length(f_vector_i)):round(0.25*length(f_vector_i))+(T(i)*Fs)-1)];
        f_vector = [f_vector
f_vector_i(round(0.25*length(f_vector_i)):round(0.25*length(f_vector_i))+(T(i)*Fs)-1)];
    end
    f_vector = f_vector;
end
clear i f_vector_i
f_vector(length(f_vector)+1:length(FCG_envelope))=0; % доповнити нулями

figure, set(gcf, 'color', 'w');
plot(f_vector)
hold on
plot(envelope, 'LineWidth', 2)
hold off
zoom xon, grid on, xlim([0 800]);
legend('Вектор частотного наповнення', 'Обвідна')

```

```
function output_signal =
my_band_limited_white_noise(t_length,f_l,f_h,f_b_ratio_l,f_b_ratio_h,Fs)
```

```
% % ПРИКЛАД ВИКОРИСТАННЯ
% Fs=10000;
% t_length = 10;
% t=0:1/Fs:t_length -(1/Fs);
%
% f_l = 0; % нижня частота пропускання
% f_h = 300-1; % верхня частота пропускання
% f_b_ratio_l = 0.15; % крутизна першого фронту
% f_b_ratio_h = 0.15; % крутизна першого фронту
%
% смугопропускаючого фільтра
% смугопропускаючого фільтра
```

```
t=0:1/Fs:t_length -(1/Fs);
```

```
input_signal =
random(makedist('Uniform','Lower',0,'Upper',1),1,length(t));
```

```
b = my_bandpass_filter(f_l,f_h,f_b_ratio_l,f_b_ratio_h,Fs);
```

```
% output_signal = fftfilt(b,input_signal);
output_signal = filtfilt(b,1,input_signal);
output_signal = output_signal./max(abs(output_signal));
```

```
end
```

```
function [b] =
my_bandpass_filter(f_l,f_h,f_b_ratio_l,f_b_ratio_h,Fs)
```

```
% % ПРИКЛАД ВИКОРИСТАННЯ
% Fs = 1000;
% f_l = 0; % нижня частота пропускання
% f_h = 300-1; % верхня частота пропускання
% f_b_ratio_l = 0.15; % крутизна першого фронту
% f_b_ratio_h = 0.15; % крутизна першого фронту
%
% смугопропускаючого фільтра
% смугопропускаючого фільтра
```

```
%
% b = my_bandpass_filter(f_l,f_h,f_b_ratio_l,f_b_ratio_h,Fs);
%
% [H,f] = freqz(b,1,1024,Fs);
% plot(f,abs(H))
% grid, zoom xon
% % hfvt = fvtool(b,1);
% % legend(hfvt,'fir1')
```

```

fcuts = [f_l f_l+((f_h-f_l)*f_b_ratio_l) f_h-((f_h-
f_l)*f_b_ratio_h) f_h];
mags = [0 1 0]; % амплітуди смуг
devs = [0.1 0.15 0.1]; % відхилення в смугах

[n,Wn,beta,ftype] = kaiserord(fcuts,mags,devs,Fs); % return:
порядок, нормалізовані частоти фронти, ...
% параметр бета, тип фільтра (рядковий параметр функції fir1)
n = n + rem(n,2); % парна довжина
b = fir1(n,Wn,ftype,kaiser(n+1,beta),'noscale');

end

function [fft_vector, fft_magnitude, fft_phase,
frequency_vector] = my_fft(input_signal,sampling_frequency)

% % ПРИКЛАД ВИКОРИСТАННЯ
% Fs=1000;
% t_length = 0.1;
% t=0:1/Fs:t_length -(1/Fs);
%
% Y1=0*sin(2*pi*40*t);
% Y2=1*sin(2*pi*50*t);
% Y3=0*sin(2*pi*60*t);
% input_signal=Y1+Y2+Y3;
%
% noise_ratio = 0.00001; % співвідношення сигнал/шум адитивного
шуму
% input_signal = (input_signal +
noise_ratio*rand(1,length(input_signal)));
% input_signal = (input_signal-noise_ratio/2);
% input_signal = input_signal./max(abs(input_signal));
%
% plot(t,input_signal); grid on; hold on, zoom xon
%
% [fft_vector, fft_magnitude, fft_phase, frequency_vector] =
my_fft(input_signal,Fs);
%
%
% figure,
% ax1 = subplot(2,1,1);
% plot(frequency_vector,fft_magnitude), zoom xon, grid on,
xlim([0 0.5*Fs]);
% title('Magnitude')
%
% ax2 = subplot(2,1,2);
% plot(frequency_vector,rad2deg(fft_phase))
% title('Phase')
% grid(ax2,'on')

```

```

fft_vector = fft(input_signal);
fft_magnitude = abs(fft_vector);
fft_phase = angle(fft_vector);

frequency_vector = (0:length(fft_vector)-
1)*sampling_frequency/length(fft_vector);

```

```
end
```

```
function g = my_sigmoid_estimation(s,a,T,v,t_n)
```

```

% % ПРИКЛАД ВИКОРИСТАННЯ
% s = -1; % Якщо позитивний/негативний, то функція
зростає/спадає
% a=20; % Амплітуда
% T = 5; % Тривалість
% v=0.8; % Швидкість зростання/спадання
% t_n=[0:0.01:10]; % Область визначення
% g = my_sigmoid_estimation(s,a,T,v,t_n);
% plot(t_n,g,'LineWidth',1); grid on; hold on, zoom on

```

```

if (s>0)
    g=a./(1+(0.5*T./(t_n+eps)).^(v*10));
%     g=1./-(1+(i./(f+eps)).^9);

```

```
end
```

```

if (s<0)
%     ;
% TEMPORARY
    g=fliplr(a./(1+(0.5*T./(t_n+eps)).^(v*10)));
    g=g-max(g);
% TEMPORARY

```

```
end
```

```
end
```

Додаток В

Акти впровадження результатів дисертаційних досліджень

"ЗАТВЕРДЖУЮ"

проректор з наукової роботи
ДВНЗ "Тернопільський державний медичний
університет імені І.Я. Горбачевського МОЗ України"

КЛШЦ І.М.

2018 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Математична модель фонокардіосигналу для удосконалення кардіодіагностичних систем.
2. Заклад, що розробив, його поштова адреса: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, м.Тернопіль, вул. Руська, 56.
3. Прізвище, ім'я, по-батькові авторів: Паляниця Ю.Б., асистент кафедри біотехнічних систем – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя та д.ф.-м.н., проф. Драган Я.П., професор кафедри програмного забезпечення Національного університету "Львівська політехніка".
4. Джерело інформації: Паляниця Ю.Б. Сучасні підходи до опрацювання фонокардіосигналу та математична модель його у вигляді періодично корельованого випадкового процесу // Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки, 2016. Вип. 2(235). С. 90–93.
5. Назва організації, що впроваджує: ДВНЗ "Тернопільський державний медичний університет імені І.Я. Горбачевського МОЗ України", кафедра фізіології з основами біоетики та біобезпеки, м. Тернопіль, вул. Юліуша Словацького, 2.
6. Термін впровадження: 2017-2018 рр.
7. Проведено досліджень: 61.
8. Ефективність впровадження: алгоритми, розроблені на основі математичної моделі дають змогу підвищити достовірність та розширити можливості автоматизованих систем діагностики шляхом впровадження в область кардіології нового класу достовірних інформативно-інваріантних ознак, що ними є спектральні компоненти.
9. Зауваження та пропозиції організації, що впровадила розробку: рекомендовано до застосування у навчальному процесі при вивченні інструментальних методів діагностики серцево-судинної системи.

Відповідальний за впровадження:

Завідувач кафедри фізіології з основами біоетики та біобезпеки

Заслужений діяч науки і техніки України д.м.н., проф. Вадзюк С.Н.

"ЗАТВЕРДЖУЮ"
 проректор з наукової роботи
 ДВНЗ "Тернопільський державний медичний
 університет імені І.Я. Горбачевського МОЗ України"



Кліщ І.М.
 2018 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Математична модель фонокардіосигналу для удосконалення кардіодіагностичних систем.
2. Заклад, що розробив, його поштова адреса: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, м. Тернопіль, вул. Руська, 56.
3. Прізвище, ім'я, по-батькові авторів: Паляниця Ю.Б., асистент кафедри біотехнічних систем – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя та д.ф.-м.н., проф. Драган Я.П., професор кафедри програмного забезпечення Національного університету "Львівська політехніка".
4. Джерело інформації: Паляниця Ю.Б. Сучасні підходи до опрацювання фонокардіосигналу та математична модель його у вигляді періодично корельованого випадкового процесу // Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки, 2016. Вип. 2(235). С. 90–93.
5. Назва організації, що впроваджує: ДВНЗ "Тернопільський державний медичний університет імені І.Я. Горбачевського МОЗ України".
6. Термін впровадження: 2017-2018 рр.
7. Проведено досліджень: 30.
8. Ефективність впровадження: алгоритми, розроблені на основі математичної моделі дають змогу підвищити достовірність та розширити можливості автоматизованих систем діагностики шляхом впровадження в область кардіології нового класу достовірних інформативно-інваріантних ознак, що ними є спектральні компоненти.
9. Зауваження та пропозиції організації, що впровадила розробку: рекомендовано до застосування у навчальному процесі.

Завідувач кафедри
 медичної інформатики

проф. Вакуленко Д.В.

"ЗАТВЕРДЖУЮ"
 проректор з наукової роботи
 ДВНЗ "Тернопільський державний медичний
 університет імені І.Я. Горбачевського МОЗ України"



Кліщ І.М.
 2018 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Математична модель фонокардіосигналу для удосконалення кардіодіагностичних систем.
2. Заклад, що розробив, його поштова адреса: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, м.Тернопіль, вул. Руська, 56.
3. Прізвище, ім'я, по-батькові авторів: Паляниця Ю.Б., асистент кафедри біотехнічних систем – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя та д.ф.-м.н., проф. Драган Я.П., професор кафедри програмного забезпечення Національного університету "Львівська політехніка".
4. Джерело інформації: Паляниця Ю.Б. Сучасні підходи до опрацювання фонокардіосигналу та математична модель його у вигляді періодично корельованого випадкового процесу // Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки, 2016. Вип. 2(235). С. 90–93.
5. Назва організації, що впроваджує: ДВНЗ "Тернопільський державний медичний університет імені І.Я. Горбачевського МОЗ України".
6. Термін впровадження: 2017-2018 рр.
7. Проведено досліджень: 30.
8. Ефективність впровадження: алгоритми, розроблені на основі математичної моделі дають змогу підвищити достовірність та розширити можливості автоматизованих систем діагностики шляхом впровадження в область кардіології нового класу достовірних інформативно-інваріантних ознак, що ними є спектральні компоненти.
9. Зауваження та пропозиції організації, що впровадила розробку: рекомендовано до застосування у навчальному процесі.

Відповідальний за впровадження:
 Завідувач кафедри медичної фізики діагностичного
 та лікувального обладнання

д.т.н., доц. Рудяк Ю.А.

"ЗАТВЕРДЖУЮ"
Зам. директора ІВЕСМП "Медап"



І.П. Яремчук

20 18 р.

АКТ

впровадження результатів дисертаційного дослідження
на тему:

"Математична модель фонокардіосигналу для удосконалення
кардіодіагностичних систем"

**Паляниці Юрія Богдановича – асистента кафедри біотехнічних систем
Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя**

Комісія у складі: голова комісії – д.т.н., проф. Ткачук Р.А., члени –
провідний інженер Цуприк Г.Б., інженер-електронік магістр Ткачук Р.М.

1. Склали даний акт тому, що асистент кафедри біотехнічних систем Паляниця Ю.Б. передав, а комісія прийняла матеріали з результатами дослідження дисертаційної роботи та комп'ютерну програму імітації фонокардіосигналу.

2. Комісією встановлено:

2.1. Результати дослідження проведені автором мають наукову новизну, а крім того програма виконує обчислення за удосконаленим алгоритмом значень імітованого фонокардіосигналу у вигляді кусково-апроксимованої адитивно-мультиплікативної суміші вектора кусково-спряженої сигмоїди та вектора частотного наповнення кусково-конкатенованого смугообмеженого шуму згенерованого фазонезсувними методами фільтрації для задач верифікації алгоритмів опрацювання фонокардіосигналу, що дозволяє підвищити точність та інформативність при створенні нових автоматизованих та експертних діагностичних систем.

2.2. При порівняльних тестових випробуваннях встановлено, що обчислені значення імітованого фонокардіосигналу відповідають оригіналу із достовірністю їх оцінювання 0,989-0,999 при заданій імовірності помилки 0,001.

3. Комісія вирішила:

3.1. Результати наукових досліджень прийнято до використання при створенні сучасної діагностичної апаратури та застосовано результати дисертаційного дослідження Паляниці Ю.Б. при побудові біотехнічної системи діагностики стану серцево-судинної системи людини.

Даний акт не є підставою для фінансових розрахунків.

Голова комісії

Ткачук Р.А.

Члени комісії

Цуприк Г.Б.

Ткачук Р.М.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор КНП

«МКЛ №3» ТМР

Лазарчук Ю.В.



2019 р.

Акт впровадження

1. *Назва пропозиції для впровадження:* Комп'ютерна програма для дослідження стану серцево-судинної системи людини за фонокардіосигналом з використанням статистик другого порядку – спектральних компонент.
2. *Ким запропоновано, виконавець, адреса:* Паляниця Ю.Б., асистент кафедри біотехнічних систем, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, кафедра біотехнічних систем, м.Тернопіль, вул. Руська, 56.
3. *Джерело інформації:* Наукова стаття: Паляниця Ю.Б. Сучасні підходи до опрацювання фонокардіосигналу та математична модель його у вигляді періодично корельованого випадкового процесу // Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки, 2016. Вип. 2(235). С. 90–93.
4. *Де впроваджено:* Тернопільська комунальна лікарня №3, м.Тернопіль, вул. Волинська, 40.
5. *Термін впровадження:* 2018 р.
6. *Загальна кількість спостережень:* 56.
7. *Висновок по впровадженню:* Використання запропонованої комп'ютерної програми дає змогу проводити дослідження стану серцево-судинної системи людини в кардіологічній практиці.
8. *Зауваження та пропозиції організації, що впровадила розробку:* рекомендовано, на основі моделі фонокардіосигналу як періодично корельованого випадкового процесу розробити мобільний додаток, що покращить масо-габаритні показники системи.

Відповідальний за впровадження:

Завідуючий реабілітаційним відділенням

Жеворонко Н.Б.

СИСТЕМА-ПРОТОТИП ДЛЯ ВІДДАЛЕНОГО МОНІТОРИНГУ ПОКАЗНИКІВ СТАНУ ПАЦІЄНТА

Одним із зразків, представлених на ринку діагностичних систем є прилад МКМ-08 розробки Сибірського федерального університету (Красноярськ, Росія) з функцією передачі даних на ПК через шину USB (Universal Serial Bus).

Апаратно-програмний комплекс складається з програмного забезпечення для персонального комп'ютера з набором програм, сполучається через USB порт з кардіомонітором МКМ-08. Мікрокардіомонітор МКМ-08 виконаний в ударостійкому корпусі з полістиролу на якому розташований графічний індикатор, клавіатура, призначена для управління приладом, розташована горизонтально, що забезпечує зручність роботи. Робота з приладом організована у вигляді меню, що дозволяють встановити різноманітні режими. Прилад дозволяє працювати з датчиками ЕКГ сигналу, датчиками пульсової хвилі (ПВ), датчиками фоно-кардіосигналу (ФКС) Живлення приладу здійснюється від елемента типу "Крона" або акумуляторних батарей. В процесі роботи ведеться контроль за станом батарей живлення. Результат відображається на екрані. Зовнішній вигляд приладу МКМ-08 представлений на рисунку:



Рисунок 1. – Зовнішній вигляд приладу МКМ-08

Технічні характеристики (канал ФКГ):

- Амплітуда вхідного сигналу, мВ	1-10
- Частотний діапазон, Гц	20-1000
- Напруга поляризації ємнісного датчика, В	3
- Коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу, дБ, не менше	80
- Вхідний опір в частотному діапазоні, кОм,	6,8
- Розрядність аналого-цифрового перетворювача, біт	12
- Частота аналого-цифрового перетворювача, Гц	2000
- Ємність карти пам'яті MMC, Мб не менше	512
- Час напрацювання на відмову при ймовірності безвідмовної роботи 0,9, годину, не менше	10000
- Діапазон робочих температур, °С	0 ... 40
- Вологість навколишнього середовища, %	30-80
- Управління місцеве та дистанційне по інтерфейсу	USB
- Зв'язок із стільниковим телефоном по інтерфейсу	UART
- Тривалість запису в пам'ять, час, не менше	24