

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Тернопільський національний технічний університет
імені Івана Пулюя

С.А. Лупенко, А.С. Сверстюк

**МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТА МЕТОДИ
ОПРАЦЮВАННЯ СИНХРОННО
ЗАРЕЄСТРОВАНИХ СИГНАЛІВ СЕРЦЯ З
ВИКОРИСТАННЯМ ЦИКЛІЧНИХ РИТМІЧНО
ПОВ'ЯЗАНИХ ВИПАДКОВИХ ПРОЦЕСІВ**

Наукова монографія

Видавництво «Магнолія - 2006»
Львів 2020

ББК 32.973.202

Л869

УДК 004.032.24+004.272+004.75

Відтворення цієї книги або будь-якої її частини заборонено без письмової згоди видавництва. Будь-які спроби порушення авторських прав будуть переслідуватися у судовому порядку.

Рецензенти:

Власюк А.П. – завідувач кафедри економіко-математичного моделювання та інформаційних технологій Національного університету «Острозька академія», доктор технічних наук, професор, академік Академії наук вищої школи України

Сафоник А.П. – доктор технічних наук, професор кафедри автоматизації, електротехнічних та комп'ютерно-інтегрованих технологій Національного університету водного господарства та природокористування, м. Рівне, МОН України

Рекомендовано Вченою радою

Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя
(Протокол №6 від 22 травня 2020р.)

Лупенко С.А., Сверстюк А.С.

Математичне моделювання та методи опрацювання синхронно зареєстрованих сигналів серця з використанням циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів / С.А. Лупенко, Сверстюк А.С. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2020. – 148 с.

Монографію присвячено вирішенню важливого науково-прикладного завдання створення математичних, імітаційних моделей та методів опрацювання в комп'ютерних системах опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів електричної, магнітної та акустичної природи, базуючись на теоретико-імовірнісному підході. На основі аналізу біофізичних процесів формування та факті циклічності кардіосигналів у монографії подано їх математичну модель у вигляді вектора циклічних ритмічно-пов'язаних випадкових процесів. Описано нові класи діагностичних ознак: у вигляді коефіцієнтів розкладу взаємно кореляційних функцій синхронно зареєстрованих кардіосигналів однакової та різної фізичної природи у двохвимірні ряди Фур'є. Описано новий метод із представленням відповідних результатів імітаційного моделювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів на ЕОМ. Розроблено програмний комплекс для статистичної опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів з використанням вектора циклічних ритмічно-пов'язаних випадкових процесів.

ISBN 5-211-05310-9

© Лупенко С.А., Сверстюк А.С. 2020

© «Магнолія 2006», 2020

ЗМІСТ

Вступне слово наукового редактора серії наукових монографій «Цикли, моделі, технології»	5
Перелік основних умовних позначень, символів і скорочень	8
Вступ	9
Розділ 1. Математичні моделі синхронно зареєстрованих сигналів серця, методи опрацювання та діагностичні ознаки в кардіометричних діагностичних системах (огляд літературних джерел)	12
1.1. Застосування синхронно зареєстрованих сигналів у діагностиці стану серцево-судинної системи і життєдіяльності організму	12
1.1.1. Електрокардіографія	12
1.1.2. Електрокардіоінтервалографія	15
1.1.3. Реографія	16
1.1.4. Полікардіографія	18
1.1.5. Магнітокардіографічний метод	20
1.1.6. Механокардіографічні методи	21
1.1.7. Динамокардіографія	22
1.1.8. Балістокардіографія	23
1.1.9. Апекскардіографія	23
1.1.10. Югулярна флебографія	24
1.1.11. Моніторування життєво важливих функцій організму	24
1.1.12. Основні технічні характеристики кардіометричних систем	27
1.1.12.1. Технічні характеристики кардіографа “КардіоЛаб СЕ”	27
1.1.12.2. Технічні характеристики реографічного комплексу “Реоком Standard”	28
1.2. Математичні моделі, методи опрацювання сигналів серця в кардіодіагностичних системах	29
1.2.1. Основні підходи до моделювання кардіосигналів	29
1.2.2. Детерміновані математичні моделі кардіосигналів	30
1.2.3. Стохастичні математичні моделі циклічних сигналів	30
1.2.3.1. Вектор випадкових величин як математична модель синхронно зареєстрованих сигналів серця	30
1.2.3.2. Адитивні, мультиплікативні та адитивно-мультиплікативні суміші періодичних детермінованих функцій та стаціонарного випадкового процесу	31
1.2.3.3. Періодично корельовані випадкові процеси	32
1.2.3.4. Лінійний періодичний випадковий процес	32
1.2.3.5. Математичні моделі, що враховують циклічність, стохастичність та мінливість ритму кардіосигналів	34
1.3. Властивості, які повинна мати математична модель сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів	35
1.4. Висновки	37

Розділ 2. Математичні засоби моделювання та опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів	38
2.1. Вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів як математична модель синхронно зареєстрованих кардіосигналів	38
2.2. Статистичні методи опрацювання сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів	43
2.3. Зонна структура циклічного випадкового процесу та метод оцінювання його функції ритму на основі відомостей про зонну структуру	49
2.3.1. Основні підходи до сегментація кардіосигналів	49
2.3.2. Зонна структура циклічного випадкового процесу та метод оцінювання його функції ритму на основі відомостей про зонну структуру	50
2.4. Верифікація математичної моделі синхронно зареєстрованих кардіосигналів на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів	58
2.5. Висновки	61
Розділ 3. Застосування методів сумісного статистичного опрацювання синхронно зареєстрованих сигналів серця та діагностичні ознаки в автоматизованих кардіодіагностичних системах	63
3.1. Методи попереднього опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів на базі ЕОМ	63
3.2. Порівняльний аналіз результатів сумісного статистичного опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів з використанням нового та відомого методів	68
3.3. Діагностичні ознаки в системах автоматизованої діагностики функціонального стану серцево-судинної системи за сукупністю синхронно зареєстрованих кардіосигналів	80
3.4. Діагностичні простори кардіометричних систем на основі циклічних випадкових процесів.	97
3.5. Висновки	101
Розділ 4. Метод імітаційного моделювання та програмний комплекс для опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів	102
4.1. Імітаційна модель синхронно зареєстрованих кардіосигналів	102
4.2. Пакет комп'ютерних програм для опрацювання та імітаційного моделювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів	110
4.3. Висновки	119
Висновки	120
Список використаних джерел	121
Додаток А. Лістинг програмного комплексу для опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів	132

ВСТУПНЕ СЛОВО
НАУКОВОГО РЕДАКТОРА СЕРІЇ НАУКОВИХ МОНОГРАФІЙ
«ЦИКЛИ, МОДЕЛІ, ТЕХНОЛОГІЇ»

*Присвячується нашим дорогим Учителям –
професорам Марченку Борису Григоровичу
та Щербаку Леоніду Миколайовичу!*

Вельмишановний читачу!

Вашій увазі пропонується серія наукових монографій «Цикли, моделі, технології», яка об'єднує більше десятка монографій, присвячених вирішенню різносторонніх науково-прикладних проблем та завдань математичного моделювання, розробки методів лінійних та нелінійних перетворень, статистичного та спектрально-часового опрацювання, комп'ютерної імітації сигналів (процесів, явищ) із циклічною просторово-часовою структурою. Наукові результати, які пропонуються читачу у цій серії монографій були отримані колективом авторів протягом більше ніж 20 років активних досліджень, що привело до опублікування більше 400 наукових робіт та до успішного захисту семи кандидатських та двох докторських дисертацій за спеціальністю 01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи в галузі технічних наук. Докторські дисертації захистили Лупенко С.А. (2010 рік) та Литвиненко Я.В. (2019 рік), кандидатські дисертації захистили Лупенко С.А. (2001 рік), Литвиненко Я.В. (2006 рік), Луцків А.М. (2008 рік), Лозінська (Тиш) Є.В. (2008 рік), Сверстюк А.С. (2010 рік), Горкуненко А.Б. (2012 рік), Луцик Н.С. (2016 рік). Ряд нових дисертаційних досліджень молодих науковців нашого творчого колективу ще очікують свого оприлюднення та процедури захисту.

Більшість результатів, що об'єднує у собі серія «Цикли, моделі, технології», отримано при виконанні науково-дослідних проектів, серед яких можна вказати такі:

1. Комплексний міжуніверситетський науково-дослідний проект "Розробка, дослідження та впровадження методів і засобів контролю та управління якістю програмних продуктів" (№ держреєстрації 0113U000258).

2. Науково-дослідний проект "Створення грід-орієнтованого програмного забезпечення для здійснення криптоаналізу", що є складовою частиною проекту „Розробка математичного та програмного грід-орієнтованого забезпечення для моделювання та прикладних досліджень в галузях механіки, ідентифікації нанопористих матеріалів, біометрії та криптоаналізу”, що виконувався Інститутом кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України (№ держреєстрації 0111U008183).

3. Науково-дослідний проект "Розробка математичного та програмного забезпечення інформаційних систем діагностики та аутентифікації людини за циклічними біометричними сигналами" (номер держреєстрації 0112U002203).

4. Науково-дослідний проект “Моделювання та розробка алгоритмів криптоаналізу з використанням паралельних та розподілених комп'ютерних систем (номер держреєстрації 0111U002595).

5. Науково-дослідний проект «Математичне моделювання, методи опрацювання та імітації біометричних циклічних сигналів в інформаційних системах» (номер держреєстрації 0106U009380).

Серед предметних областей в яких отримали своє впровадження та застосування розроблені нові математичні моделі та методи опрацювання, комп'ютерної імітації циклічних сигналів є інформаційні системи медичної діагностики функціонального стану серця людини (морфоаналіз та аналіз серцевого ритму), системи біометричної аутентифікації особи за її динамічним підписом, системи аналізу та прогнозування циклічних економічних процесів, системи технічної діагностики в матеріалознавстві та механіці. Ця значна праця стала підставою для формування наукової школи «Моделювання та математичне забезпечення інтелектуалізованих інформаційних систем в медицині, техніці та економіці», у рамках якої, розроблено комплекс нових математичних моделей, методів та програмно-апаратних засобів перетворення, аналізу, прогнозування, комп'ютерного моделювання широкого класу сигналів та інформаційних процесів, які мають місце в галузі медичної діагностики, кібербезпеки, економетрії та діагностики стану матеріалів. Основною особливістю наукової школи є розвиток та поєднання сучасних моделей та технологій опрацювання сигналів із моделями та технологіями в галузі систем штучного інтелекту.

Однією із важливих цілей, яку переслідує опублікування вказаної серії наукових монографій, є ознайомлення науковців, аспірантів та студентів із сучасними неklasичними математичними моделями, методами, програмними та програмно-апаратними засобами опрацювання (перетворення, аналізу, прогнозування) циклічних сигналів (процесів) різної природи та просторово-часової структури. Під неklasичністю моделей, пропонувананих для ознайомлення читачу, розуміється факт їхнього відхилення від відомих (klasичних) моделей, які ґрунтуються на періодичній (детермінованій чи стохастичній) функціональній залежності. Klasичні математичні моделі циклічних сигналів мають довгу історію свого використання для моделювання найрізноманітніших процесів та явищ із циклічною структурою. Серед них найбільш відомими є періодична, майже періодична, квазігармонічна детерміновані функції, квазімеандр, стаціонарний випадковий процес, вектор стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових процесів, періодично корельований (циклостаціонарно корельований) та майже періодично корельований (майже циклостаціонарно корельований) випадкові процеси, періодично розподілений випадковий процес, лінійний періодичний випадковий процес, періодичний процес із незалежними значеннями (періодичний білий шум), випадковий процес із незалежними періодичними приростами, періодичний марковський випадковий процес та періодичний марковський випадковий ланцюг.

Отримані творчим колективом наукові результати розвивають та доповнюють відомі класичні математичні моделі, методи опрацювання та комп'ютерної імітації, а також відповідні програмно-апаратні засоби, відкриваючи нові горизонти творчого науково-інженерного пошуку в царині математичного моделювання та інформаційних технологій в тих багаточисельних галузях народного господарства, де виникають завдання автоматизованого аналізу, прогнозування та прийняття рішень за сигналами циклічної просторово-часової структури.

Підсумковим вагомим результатом, отриманим творчим колективом наукової школи «Моделювання та математичне забезпечення інтелектуалізованих інформаційних систем в медицині, техніці та економіці» є побудова сучасної оригінальної теорії математичного моделювання, опрацювання та комп'ютерної імітації сигналів циклічної структури в інтелектуалізованих інформаційних систем їх аналізу, діагностики та прогнозування. Ця теорія з позицій єдиного теоретико-методологічного підходу враховує широкий спектр можливих атрибутів циклічності в рамках детермінованої, стохастичної, нечіткої та інтервальної парадигм моделювання, значне структурне багатоманіття закономірностей мінливості та спільності ритму циклічних сигналів, має засоби адаптації до змін їх ритму, що у практичному аспекті, підвищило точність, достовірність та рівень інформативності опрацювання та імітації циклічних сигналів в інтелектуалізованих інформаційних системах.

З глибокою повагою,
доктор технічних наук, професор

Сергій Лупенко

ПЕРЕЛІК ОСНОВНИХ УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ І СКОРОЧЕНЬ

$M\{\}$	оператор математичного сподівання
N	множина натуральних чисел
R	множина дійсних чисел
Z	множина цілих чисел
Ω	множина елементарних подій
$R(t_1, t_2)$	кореляційна функція випадкового процесу
$R(\tau)$	кореляційна функція стаціонарного випадкового процесу
$\xi(\omega, k)$	позначення дискретного випадкового процесу
$\xi(\omega, t)$	позначення випадкового процесу
$\eta(\omega, \tau)$	випадковий процес з незалежними приростами
АКГ	апекскардіограма
АКС	апекскардіосигнал
АТ	артеріальний тиск
БЖ	блок живлення
БКГ	балістокардіограма
БКС	балістокардіосигнал
ДКГ	динамокардіограма
ДКС	динамокардіосигнал
ФКГ	фонокардіограма
ФКС	фонокардіосигнал
ЕКГ	електрокардіограма
ЕКС	електрокардіосигнал
ЕОМ	електронна обчислювальна машина
ІКС	інформаційно-керуюча система
ІСМБД	інтегроване середовище медико-біологічних досліджень
КПК	кишеньковий персональний комп'ютер
КС	кардіосигнал
МКГ	магнітокардіограма
МКС	магнітокардіосигнал
ПК	персональний комп'ютер
РГ	реограма
РГС	реографічний сигнал
РКС	реокардіосигнал
СЗЕКС	синхронно зареєстровані електрокардіосигнали
СЗКС	синхронно зареєстровані кардіосигнали
СКГ	сфігмокардіограма
СКС	сфігмокардіосигнал
ССС	серцево-судинна система
ФНЧ	фільтр низьких частот

ВСТУП

Серцево-судинні захворювання в Україні становлять серйозну проблему. Вони, посідаючи перше місце у структурі поширеності, зумовлюють більше половини всіх випадків смерті та третину причин інвалідності населення України. Медико-соціальний тягар хвороб системи кровообігу полягає ще і в тому, що вони суттєво впливають на тривалість і якість життя населення, на показники втрат економічного потенціалу країни. Саме тому боротьба з хворобами системи кровообігу на сучасному етапі є першочерговою проблемою сучасної медицини.

Втрати України від серцево-судинної патології є значно більшими, ніж в більшості країн європейського регіону. У загальній структурі смертності в Україні питома частка серцево-судинних захворювань становить понад 60 відсотків. У зв'язку з цим Уряд України запропонував проект Регіональної програми «Профілактика та лікування серцево-судинних та судинно-мозкових захворювань на 2018 – 2022 роки». У проекті зазначається, що рівень інвалідності та смертності, зумовлених хворобами системи кровообігу, свідчить про недостатню ефективність заходів, що вживаються в Україні для їх подолання. Однією із причин загострення ситуації Постанова визначає низький рівень оснащення закладів охорони здоров'я обладнанням, необхідним для своєчасної діагностики, лікування та надання інтенсивної допомоги, незадовільною організацією процесу діагностики та лікування. Тому розробка сучасних технологій інструментальної діагностики патології серцево-судинної системи (ССС) на ранніх стадіях розвитку захворювань, контролю ефективності профілактичних і лікувальних заходів, а також моніторингу життєдіяльності організму у критичних станах є актуальною проблемою сучасної медицини і техніки.

Перспективним напрямком подолання зазначеної проблеми є вдосконалення існуючих методик інструментальної діагностики стану ССС, шляхом розробки нових діагностичних і прогностичних ознак на основі вибору адекватних методів математичного аналізу синхронно зареєстрованих сигналів. Робота серця як біофізичної системи супроводжується генеруванням всередині організму, на поверхні та за його межами електричних, магнітних та механічних (акустичних) полів, що у своїй просторово-часовій структурі відображають функціональний стан ССС людини і дозволяють проводити її діагностику. На сьогодні відома значна кількість функціональних методів дослідження стану ССС, в яких використовується синхронна реєстрація декількох однакових або різних за походженням кардіосигналів. Одним з основних є синхронна реєстрація електрокардіограми (ЕКГ) у різних відведеннях.

Сучасні електрокардіографічні методи та системи дослідження діяльності серця відзначаються великою різноманітністю та широким використанням ЕОМ. Діагностичні висновки про роботу серця, які отримуються на основі аналізу ЕКГ, поділяють на два класи: морфоаналіз, який базується в основному на аналізі форми електрокардіографічної кривої і має за

мету опис стану робочої м'язової маси серця, та аналіз ритму скорочення серця, який ґрунтується на визначенні розміщення та частоти збудження водіїв ритму серця і характеру поширення імпульсу збудження по спеціалізованій провідниковій системі. Пороте, незважаючи на синхронність реєстрації ЕКГ, її аналіз, як візуальний, так і цифровий, а також прийняття рішення відбуваються за усталеними діагностичними ознаками кожного з відведень, які підтверджені емпірично і досягаються відповідними технічними рішеннями фірм-виробників обладнання.

Реографічний метод, який включає синхронну реєстрацію ЕКГ, об'ємної і диференціальної кривої реограми, попри аналіз кожної кривої зокрема дозволяє встановити нові діагностичні ознаки шляхом накладання кривих і одержання нових маркерних точок для визначення нових показників, наприклад, часу та амплітуди наповнення судин великого і малого діаметра.

Класичним методом кардіології, який використовує синхронно зареєстровані ЕКГ, фонокардіограму та сфігмограму сонної артерії, є полікардіографія. Цей діагностичний метод спрямований на з'ясування фазової структури серцевого циклу – тривалості окремих етапів скорочення і розслаблення міокарда, що має важливе діагностичне значення для з'ясування скоротливої здатності міокарда та змін внутрішньолегеневої гемодинаміки в нормі та патології. Незважаючи на появу сучасних методів дослідження внутрішньокардіальної і системної гемодинаміки, полікардіографія продовжує залишатися інформативним, неінвазивним, простим у користуванні, доступним в амбулаторних умовах та відносно недорогим методом дослідження стану ССС, про що свідчить низка публікацій останніх років. Однак автори беруть до уваги лише часову характеристику синхронно зареєстрованих кривих, не враховуючи їх амплітудні характеристики, що зумовлено відсутністю мотивації і методології їх синхронного аналізу.

При моніторингу життєво важливих функцій організму, яке відбувається під час надання екстреної і невідкладної медичної допомоги, синхронно реєструються ключові показники життєдіяльності організму: ЕКГ, криві артеріального і центрального венозного тиску, зовнішнього дихання, напруження кисню і вуглекислого газу у крові та інші, що залежить від конкретної клінічної ситуації та можливостей застосованої апаратури. Однак і в цій ситуації діагностичний аналіз ведеться за кожним сигналом зокрема, який зіставляється із віковою нормою або величиною, яка визначається і корегується лікарем.

Таким чином, можна констатувати, що на сьогодні методи сумісного автоматизованого опрацювання сукупності СЗКС не отримали значного розвитку. Це пояснюється недостатнім рівнем розробки об'єднуючих ідей при побудові математичних моделей різних типів кардіосигналів та розрізненістю методів їх опрацювання. Значний вплив здійснила й розробка інших високоінформативних методів діагностики. Разом з тим, можна констатувати, що розробка оптимальних шляхів аналізу СЗКС чи параметрів життєдіяльності організму з виходом на нові інтегральні показники та емпіричним підтвердженням їх вищої діагностичної цінності, порівняно з існуючими, може

підняти на новий рівень характер діагностичного процесу та управління здоров'ям і процес лікування.

У першому розділі проведено огляд та порівняльний аналіз існуючих математичних моделей та методів опрацювання СЗКС, наведено основні діагностичні ознаки в автоматизованих системах діагностики стану, зокрема ССС і життєдіяльності організму в цілому. З'ясовано необхідні властивості математичної моделі, яка запропонована в монографії для опрацювання і аналізу СЗКС.

У другому розділі обґрунтовано засоби математичного моделювання та сумісного статистичного опрацювання сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів однієї та різної фізичної природи, з використанням математичної моделі у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Здійснено верифікацію математичної моделі сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів.

У третьому розділі проведено порівняльний аналіз методів сумісного статистичного опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів з використанням нового та відомого методів, обґрунтовано нові діагностичні ознаки, які можуть бути використані для вирішення задачі комп'ютерної кардіодіагностики.

У четвертому розділі розроблено метод комп'ютерного імітаційного моделювання СЗКС на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Проведено серію імітаційних експериментів на ЕОМ із моделювання СЗКС, які відповідають як умовній нормі, так і різним видам патологій. Створено пакет комп'ютерних програм для автоматизованого сумісного опрацювання та імітації СЗКС.

РОЗДІЛ 1

МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ СИНХРОННО ЗАРЕЄСТРОВАНИХ СИГНАЛІВ СЕРЦЯ, МЕТОДИ ОПРАЦЮВАННЯ ТА ДІАГНОСТИЧНІ ОЗНАКИ В КАРДІОМЕТРИЧНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ)

1.1. Застосування синхронно зареєстрованих сигналів у діагностиці стану серцево-судинної системи і життєдіяльності організму

На сьогодні відома значна кількість функціональних методів дослідження стану ССС, в яких використовується синхронна реєстрація декількох однакових або різних за походженням кардіосигналів. Одним з основних є синхронна реєстрація електрокардіограми (ЕКГ) у різних відведеннях.

1.1.1. Електрокардіографія. Це метод електрофізіологічного дослідження діяльності серця в нормі і при патології ґрунтується на реєстрації й аналізі процесу поширення електричного збудження в міокарді передсердь і шлуночків. Електричне поле, яке виникає при цьому, формує навідний потенціал на поверхні шкіри людини, який реєструється спеціальним приладом – електрокардіографом. Отже ЕКГ – відображає динаміку зміни різниці потенціалів у двох точках електричного поля серця, що відповідають місцям накладання на тілі пацієнта двох електродів, один із яких є позитивним, інший – негативним. Для просторового уявлення про зміни електричних процесів у тканині серця ЕКГ знімають при різному положенні електродів на тілі людини, які складають відповідні відведення [69]. У даний час в клінічній практиці найширше використовується 12 відведень: 3 стандартних від кінцівок (I, II, III), 3 підсилених від кінцівок (від правої руки – aVR, від лівої руки – aVL і від лівої ноги – aVF) і 6 грудних відведень (V₁, V₂, V₃, V₄, V₅, V₆) (рис. 1.1).

Сучасні електрокардіографічні методи та системи дослідження діяльності серця відзначаються великою різноманітністю та широким використанням ЕОМ. Класичний електрокардіографічний метод із вищеперерахованими варіантами відведень і діагностикою, що базується на принципах моделювання логіки лікаря прийнято відносити до ЕКГ - систем першого та другого покоління. Для позначення нових діагностичних систем, в яких використовуються нові методи збору, опрацювання і відображення ЕКС (рис. 1.1), використовують поняття електрокардіографії третього та четвертого покоління.

Серед цих нових методів найбільш відомими є електрокардіографічне картування [56, 69, 70]. Метод полягає у вимірюванні електричного потенціалу на всій поверхні тіла шляхом синхронної реєстрації електрокардіосигналів із великої кількості відведень. При ЕКГ- картуванні об'єм інформації про електричне поле серця значно більший, ніж при використанні загальноприйнятих електрокардіографічних методів. В комп'ютерних системах третього покоління інтерпретація даних, отриманих в результаті опрацювання ЕКС, здійснюється з використанням методів, що в значній мірі ґрунтуються на емпіричних спостереженнях і визначенні діагностичних ознак, які підтверджені практикою.

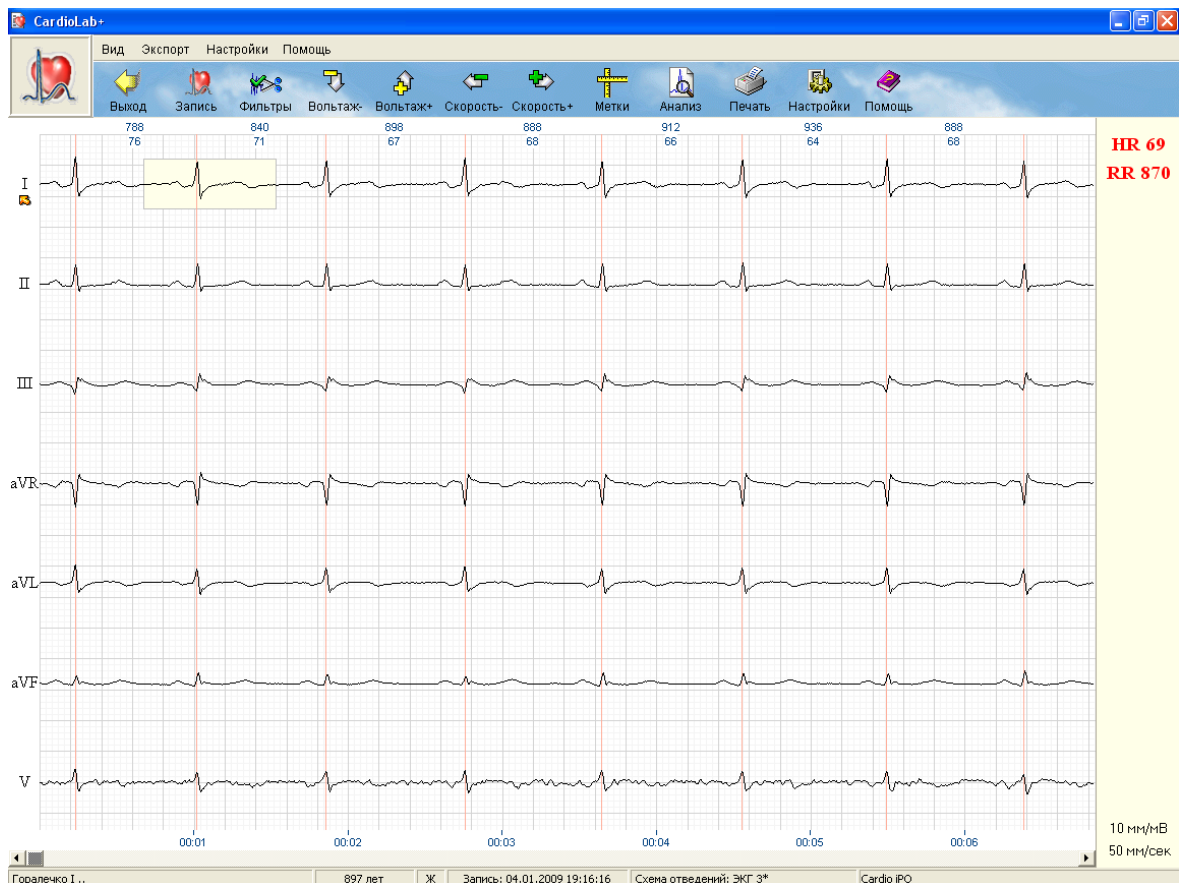


Рис. 1.1. Синхронно зареєстровані ЕКГ у I, II, III, aVR, aVL, aVF, V стандартних відведеннях на кардіокомплексі CardioLab+ (Запис виконано на кафедрі патологічної фізіології Тернопільського державного медичного університету імені І.Я. Горбачевського).

Більшість методів комп'ютерної діагностики зводяться до таких основних етапів [31]:

- розпізнавання (виділення) базових, первинних елементів ЕКГ;
- визначення (квантифікація) діагностичних ознак;
- проведення діагностики з використанням систем розпізнавання біомедичних образів.

Перший етап полягає в наступному. Всю зареєстровану ЕКГ поділяють на цикли (рис. 1.2). В кожному серцевому циклі виділяють ділянки, які належать до ізолінії, і ті, які репрезентують хвилі, комплекси та інші графоелементи, які мають діагностичне значення.

На другому етапі аналізу визначають діагностичні ознаки: кривизну ліній, інтервали хвиль та комплексів, амплітуди, площі під ділянками ЕКГ і т. д [71 – 74]. Також проводять усереднення значень відповідних діагностичних ознак, які виміряні в декількох серцевих циклах. Точність визначення амплітуд поодиноких графоелементів при використанні відомих методів опрацювання ЕКГ становить близько 5 %. Похибка визначення інтервалів часу, як правило, не перевищує 10 % [71].

Для аналізу QRS-комплексу, хвиль Р та Т обчислюють відповідні площі над та під ізолінією. Також визначають швидкість зміни ЕКГ в області QRS-

комплексу (обчислюють як відношення амплітуди QRS-комплексу до його тривалості) та в області Т. Швидкість зміни хвилі Т звичайно обчислюють як відношення амплітуди хвилі до часу половини її тривалості. Основні діагностичні зони електрокардіосигналу наведені на рис. 1.2

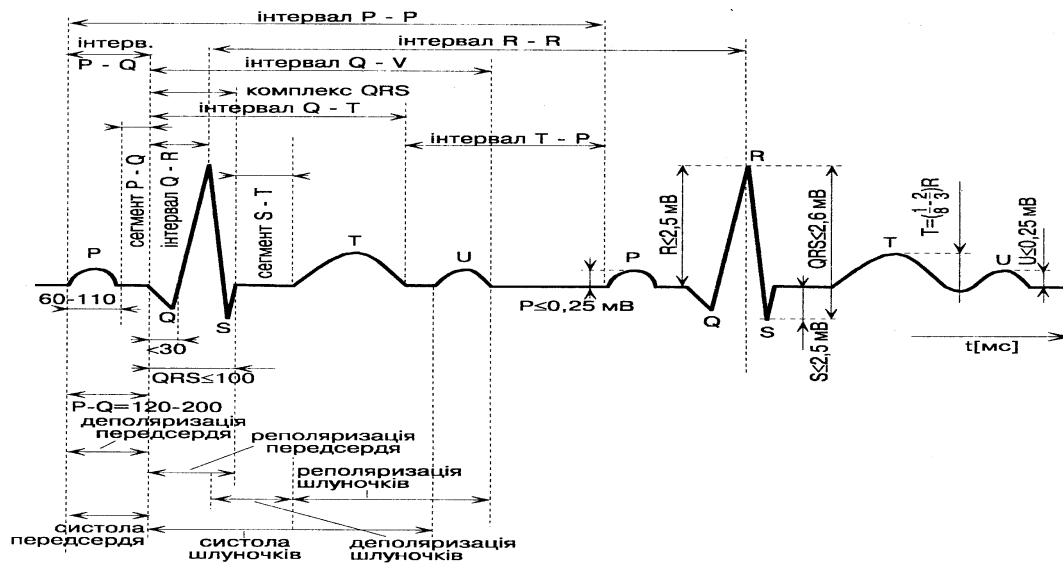


Рис. 1.2. Ідеалізована реалізація електрокардіосигналу в II стандартному відведенні з основними діагностичними зонами.

У сучасних системах автоматизованого опрацювання ЕКГ як діагностичні використовують більше 400 ознак [69]. Звичайно, це дає змогу суттєво збільшити достовірність, повноту діагностики, деталізувати висновки, порівняно із візуальною оцінкою ЕКГ. Алгоритми та методи, які лежать в основі функціонування існуючих комп'ютерних систем аналізу ЕКГ для виділення базових її елементів та встановлення екстремумів, суттєво відрізняються один від одного для різних фірм-розробників. В багатьох випадках ці методи становлять комерційну таємницю.

На третьому етапі відбувається, власне, діагностика – прийняття рішення про функціональний стан серця. Слід зазначити, що далеко не всі захворювання можна виявити засобами автоматизованої діагностики, оскільки кардіосигналам властива значна варіативність, мінливість, що ускладнює їх класифікацію. Серед патологій, які відносно успішно виявляються автоматизованими методами діагностики, можна назвати наступні [75]: аритмії (синусову брадикардію, синусову тахікардію, синусову аритмію, блокада товарового плеча, атріовентрикулярні блокади, фібриляції передсердь), інфаркти (передній, задній та перетинковий інфаркти), гіпертрофії шлуночків (гіпертрофію правого та лівого шлуночків, двостороню гіпертрофію шлуночків), фібриляцію шлуночків, блокаду пучків Гіса та ін.

В цілому діагностичні рішення про роботу серця, які отримуються на основі аналізу ЕКГ, поділяють на два класи [73]:

1. Діагноз морфологічного характеру (морфоаналіз), який базується в основному на аналізі форми електрокардіографічної кривої і має за мету опис стану робочої м'язової маси серця. Морфоаналіз дає змогу виявляти передній,

задній та перетинковий інфаркти, гіпертрофію правого і лівого шлуночків, двосторонню гіпертрофію шлуночків, фібриляцію шлуночків, блокаду пучків Гіса тощо.

2. Діагноз про ритм скорочення серця, який базується на визначенні розміщення та частоти збудження водіїв ритму серця і характеру поширення імпульсу збудження спеціалізованою провідниковою системою. Аналіз ритму дає змогу виявляти миготіння передсердь, синусову тахікардію, брадикардію та аритмію, блокаду ніжок пучка Гіса, атріовентрикулярну блокаду та інші порушення.

У системах четвертого покоління при аналізі ЕКГ реалізується біофізичний підхід до інтерпретації кардіоелектричного потенціалу, що вимагає спеціального перетворення вимірних кардіосигналів на основі додаткових відомостей про фізичну структуру серця та тіла. У цьому випадку в основу покладений метод опрацювання кардіоданих на базі математичних моделей генезису електричного поля серця, що описують електродинамічну систему “електричний еквівалентний генератор серця – об’ємний провідник тіла людини”. Розв’язується так звана обернена електродинамічна задача, що полягає в оцінці характеристик еквівалентного генератора серця за розподілом електричних потенціалів електричного поля, що реєструється на поверхні тіла [75, 76].

Таким чином, незважаючи на синхронність реєстрації ЕКГ, її аналіз, як візуальний, так і цифровий, а також прийняття рішення відбуваються за ustalеними діагностичними ознаками кожного з відведень, які підтверджені емпірично і досягаються відповідними технічними рішеннями фірм-виробників обладнання.

1.1.2. Електрокардіоінтервалографія. Належить до методу, пов’язаного з реєстрацією ЕКГ, і використовується в клінічній практиці, спортивній і авіакосмічній медицині, починаючи з ери перших польотів людини в космос і дотепер [77 – 79]. Цей метод ґрунтується на реєстрації значного об’єму кардіоінтервалів (від декількох сотень до цідобового монітування), визначенні їх тривалості та відповідній цифровій обробці з проведенням часового, спектрального аналізу та кардіоінтервалографії за Р.М. Баєвським. Фізіологічний зміст методу полягає у тому, що серцевий ритм розглядається як універсальний індикатор нейро-гуморальних змін в організмі людини, які виникають у процесі постійного пристосування до впливу чинників зовнішнього і внутрішнього середовища. Аксіомою вважається судження про те, що зміст регуляції серцевого ритму полягає у функції розкиду тривалості кардіоінтервалів. Тому алгоритм аналізу і прийняття рішення полягає у відповідній математичній обробці послідовності тривалостей кардіоінтервалів. Хоча цей метод не передбачає додаткової синхронної реєстрації інших проявів роботи серця, дослідження ряду інших авторів [80, 81] показали, що діяльність серця під впливом комплексу регуляторних впливів характеризується більше розкидом її інотропної активності, ніж хронотропної. Тому синхронний аналіз тривалості кардіоінтервалів у поєднанні з неінвазивним методом оцінки

іотропної активності серця є перспективним методом донозологічної діагностики стану організму людини.

1.1.3. Реографія. Це метод дослідження функції серця і кровопостачання органів шляхом реєстрації коливань імпедансу, тобто повного (омічного і ємнісного) опору змінному струмові високої частоти, пов'язаних із змінами кровонаповнення досліджуваних ділянок тіла. Метод ґрунтується на встановленні А. А. Кедровим пропорційної залежності між змінами імпедансу (ΔZ) стосовно його вихідної величини (Z) і приростом об'єму (ΔV) стосовно вихідного об'єму (V) досліджуваної частини тіла за рахунок її кровонаповнення.

Для реєстрації реограм (РГ) використовують спеціальні прилади – реографи, виконані, як правило, у вигляді приставок до багатоканальних реєструвальних пристроїв (поліграфи, електрокардіографи). Основними елементами реографа будь-якої модифікації є генератор струму високої частоти (не менше 30 кГц), що подається через струмовий електрод до досліджуваної ділянки тіла; перетворювач “імпеданс – напруга”, що з'єднується з досліджуваною ділянкою тіла електродом напруги (потенційним); детектор; підсилювач сигналів датчика-перетворювача; пристрій, що калібрує, зі стандартними опорами, що включаються дискретно в електричне коло, (0,05; 0,1; 0,2 Ом). [82, 83].

Реографія дає можливість вивчати силу скорочення міокарда, проводити фазовий аналіз систоли окремо для двох шлуночків, а також характеризувати стан судинної системи, кровонаповнення практично у всіх органах (головному мозку, легенях, печінці, нирках, кінцівках тощо). Реографічне дослідження включає в себе синхронний запис основної та диференційної реограм (рис. 1.3).

Залежно від місця накладання електродів на РГ можна одержати зміни системного кровонаповнення (інтегральна реографія тіла), кровонаповнення переважно одного регіону кровообігу або навіть одного органа, наприклад печінки, легень. Реографія деяких окремих ділянок тіла виділилася в самостійні методики зі спеціальною розробкою варіантів техніки дослідження і способів інтерпретації реограм.

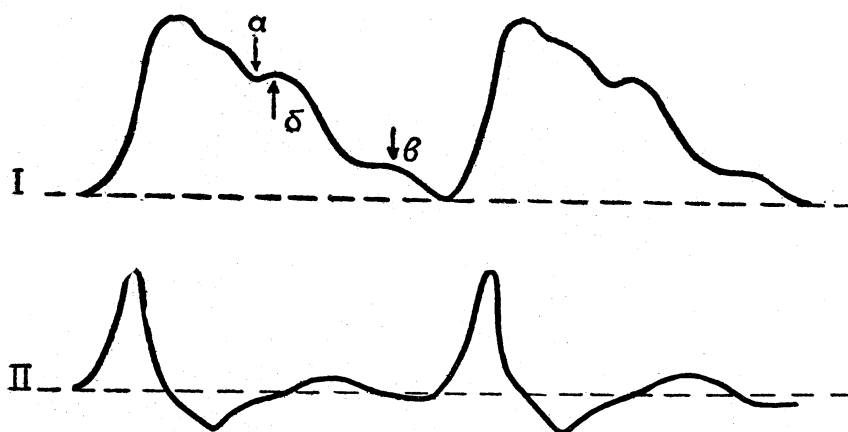


Рис. 1.3. Основна (I) і диференційна (похідна від основної) (II) реограми: а – інцизура, б – дикротична хвиля, в – діастолічна хвиля.

Аналіз реограми включає якісну і кількісну характеристику окремої реографічної хвилі (рис. 1.4).

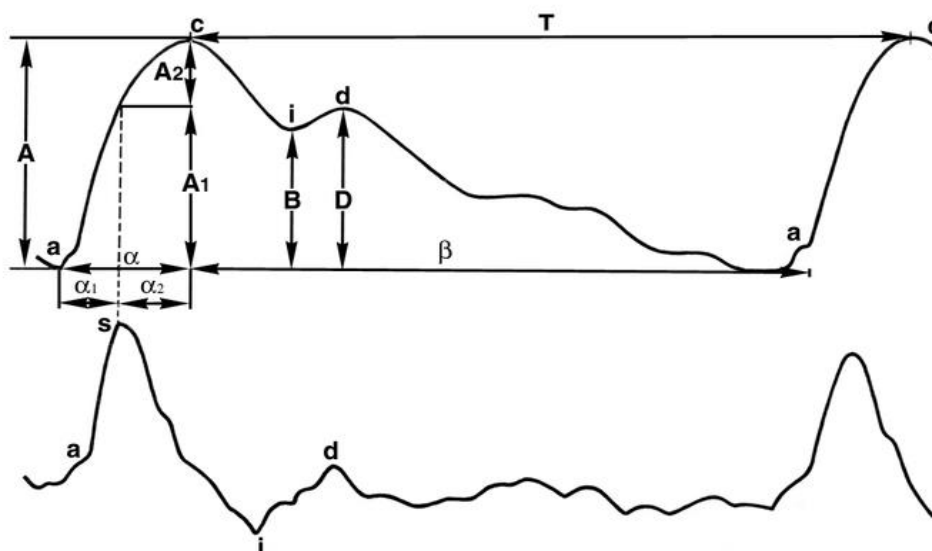


Рис. 1.4. Основна (вгорі) і диференційна (внизу) реовазограми:

а – пресистолична хвиля; с і s – вершини систолических хвиль; і – інцизура; d – вершина діастолічної хвилі; А – амплітуда систолическої хвилі з компонентами A_1 і A_2 ; А – амплітуда реографічної хвилі на рівні інцизури; D – амплітуда діастолічної хвилі; α – тривалість анакрати, що складається з інтервалів α_1 і α_2 ; β – тривалість катакрати; T – період між вершинами сусідніх хвиль реовазограми, що відповідає тривалості серцевого циклу.

Якісна характеристика реограми враховує регулярність кривої, кругість анакрати, характер вершини, форму катакрати, кількість і чіткість додаткових хвиль. Крива вважається регулярною, якщо кожна наступна хвиля схожа на попередню. При аритмії регулярність хвиль порушується: чим довша діастола, тим вища амплітуда наступної за нею хвилі реограми. Основою кількісного аналізу реограми є вимір амплітуд окремих ділянок реографічної хвилі (при коливаннях амплітуди розраховують її середнє значення з 5-10 хвиль) і тривалостей декількох інтервалів.

До основних діагностичних ознак за даними реографії слід віднести: амплітуди, тривалості та моменти початку інцизури, дикротичної та діастолічної хвиль, період вигнання крові, кути нахилу характерних хвиль кривих, крутизна підйому та спаду хвиль, а також деякі комплексні показники (величина серцевого викиду крові, ударний об'єм серця), що обчислюються на основі простіших характерних ознак форми РГ.

Завдяки синхронності реєстрації основної і диференційної кривої з'являється можливість встановити такі діагностично важливі показники, як A_1 і A_2 , які характеризують відповідно величини кровонаповнення судин великого і малого діаметра, а також час їх кровонаповнення α_1 і α_2 , який залежить від опору судин. При наявності синхронно зареєстрованої ЕКГ інтервал від зубця Q ЕКГ до точки а на реограмі вказує на час поширення хвилі від серця до місця реєстрації реограми [84].

1.1.4. Полікардіографія. Це класичний синхронний запис кардіосигналів, який включає одночасну реєстрацію ЕКГ, фонокардіограми (ФКГ) і сфігмограми сонної артерії (СФГ) і дозволяє провести фазовий аналіз серцевого циклу [85] (рис. 1.5).

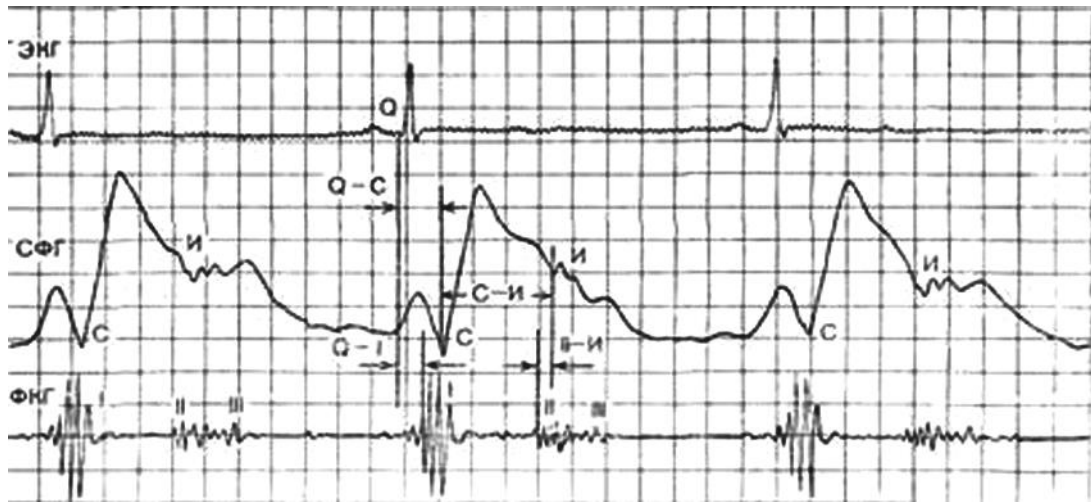


Рис. 1.5. Полікардіограма – зіставлення синхронно зареєстрованих ЕКГ, ФКГ і СФГ [86].

ФКГ – метод дослідження і діагностики порушень діяльності серця і його клапанного апарату, заснований на реєстрації та аналізі звуків, що виникають при скороченні і розслабленні серця. Фонокардіографія об’єктивно відображає та уточнює результати амплітудного і частотного аналізу звуків, вимірювання їхньої тривалості й інтервалів між ними (рис. 1.6).

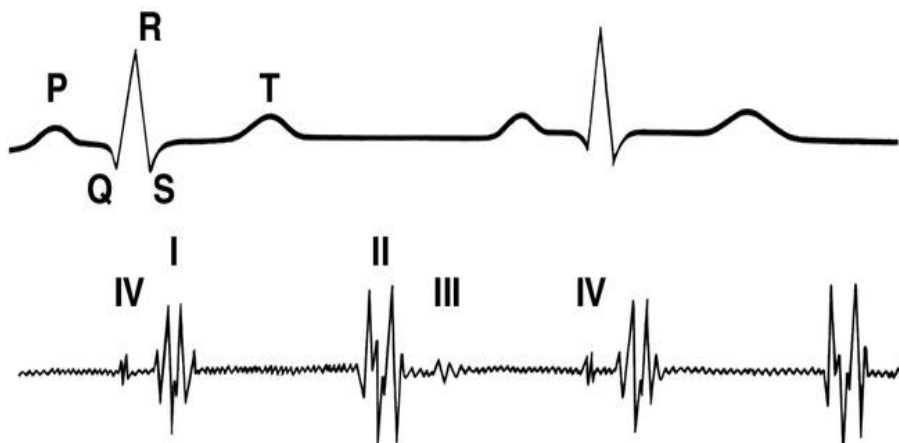


Рис. 1.6. Синхронний запис ЕКГ та ФКГ цифрами I, II, III, IV позначені відповідно перший, другий, третій і четвертий тони серця [87].

Для фонокардіографії використовують спеціальні прилади – фонокардіографи або фонокардіографічні приставки, основними елементами конструкції яких є мікрофон, що перетворює звукові коливання в електричні; частотні фільтри, з’єднані з підсилювачами сигналів, що надходять від мікрофона; пристрій, що реєструє та забезпечує запис коливань до 1000 Гц при

швидкості реєстрації 50 і 100 мм/с. Використання різних типів мікрофонів (лінійного, стетоскопічного, логарифмічного) і смугових фільтрів дозволяє для виділення діагностично значимих звукових феноменів реєструвати звукові коливання як у практично повному та аускультуючому, так і в спеціально обраному діапазоні частот.

Під час систоли чи фази вигнання серцевого циклу, кров'яний тиск досягає максимуму (ділянка А-Б), а потім спадає по мірі розслаблення шлуночка до тих пір, поки тиск, який обумовлений пружними властивостями аорти і судинної системи, не перевищить тиску шлуночка. В цей момент аортальний клапан серця закривається, що відповідає закінченню систолічної фази серцевого циклу. На кривій кров'яного тиску це явище відображене у вигляді дикротичної хвилі (ділянка Б-В-Г) рис. 1.7.

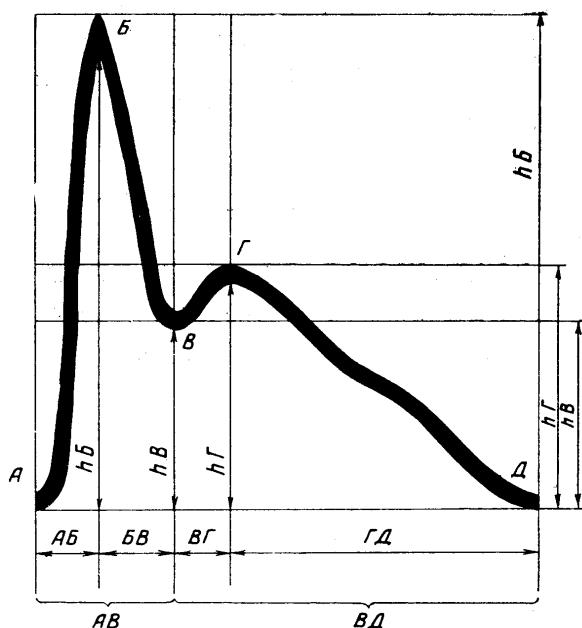


Рис. 1.7. Сфігмографічний цикл

Полікардіограма дозволяє з'ясувати фазову структуру серцевого циклу, – тривалість окремих етапів скорочення і розслаблення міокарда, що має важливе діагностичне значення для з'ясування скоротливої здатності міокарда та змін внутрішньолегової гемодинаміки в нормі та патології. Стан систолічної функції міокарда характеризує фаза ізовольомічного скорочення, діастолічної – ізовольомічного розслаблення.

Незважаючи на появу сучасних методів дослідження внутрішньокардіальної і системної гемодинаміки, полікардіографія продовжує залишатися інформативним, неінвазивним, простим у користуванні, доступним в амбулаторних умовах та відносно недорогим методом дослідження стану ССС, про що свідчить низка публікацій останніх років [17, 19, 89, 90].

Однак, автори беруть до уваги лише часову характеристику синхронно зареєстрованих кривих, не зважаючи на їх амплітудні характеристики. Можна припустити, що основною причиною цього явища є відсутність мотивації і методології їх сумісного аналізу.

1.1.5. Магнітокардіографічний метод. Магнітокардіограма (МКГ) – крива, яка відображає зміну модуля магнітної індукції магнітного поля серця в часі. На рисунку 1.8 наведено дві типові синхронно зареєстровані магнітокардіограми.

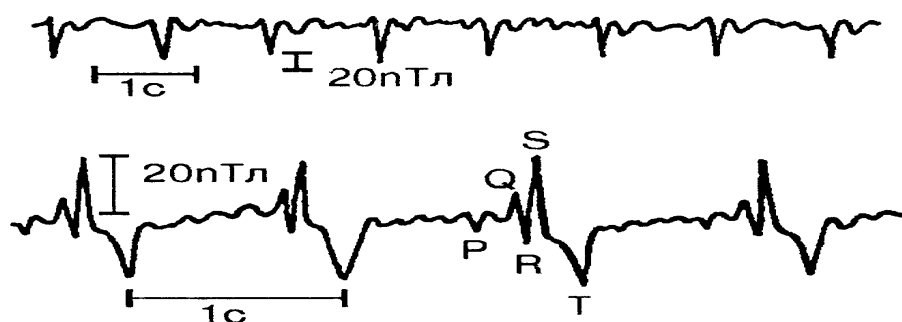


Рис. 1.8. Синхронно зареєстровані магнітокардіограми.

Магнітокардіографія полягає у вимірювання електричного поля серця людини і дає додаткові діагностичні дані щодо стану серця [130]. Відмінною рисою магнітокардіографії є можливість безконтактного вимірювання. Вперше магнітне поле серця людини було виміряно на початку 60-х років. З цією метою використовувалися два феритові осердя з котушками, які містили два мільйони витків мідного дроту. Обмотки котушок були виконані посеційно для мінімізації розподіленої ємності, яка може увійти в резонанс з високою індуктивністю котушок (рівній декільком мільйонам генрі) на частотах від 2 до 3 Гц. Вихідна напруга, зумовлена коливанням магнітного поля серця, становила декілька десятків мікрвольт, підсилювалась ламповим каскадом з дуже високим входним опором з подальшою подачею сигналу на інтегратор. При цьому визначалася не величина магнітного потоку, а швидкість його зміни, яка була пропорційна до генерованої в котушках напруги. Ця система добре працює в місцях з відсутніми зовнішніми потужними джерелами магнітного шуму (електродвигуни, вентилятори, холодильники, центрифуги і т. п.). Максимальне значення магнітної індукції магнітного поля серця людини, яке вдалося зареєструвати становить близько 50 пТл, і є дуже низьким у порівнянні із рівнем геомагнітного поля Землі (50-70 мкТл), промислових магнітних шумів (кілька сотень нТл). Тому як метод боротьби з магнітними шумами була побудова спеціалізованих екрануючих кімнат з багатошаровим магнітним екрануванням. Також успішно випробувана система із чотирьох котушок, які орієнтувалися в одному і тому ж напрямку і розміщувалися на однаковій відстані одна від одної. Дві зовнішні котушки мали у три рази менше витків і у три рази більший інтервал між витками, ніж дві внутрішні котушки. Використання системи з чотирьох котушок суттєво знижувало рівень магнітних шумів. Сучасні давачі для реєстрації магнітного поля серця дозволили одержати МКГ з такою ж чіткістю як і електрокардіограми (ЕКГ) і виготовлені на основі магнітометрів SQUID (Superconducting Quantum Interference Device), які мають низький рівень власних шумів.

При проведенні діагностики за зареєстрованою МКГ, як правило, використовують аналогічні методи опрацювання, такі ж як і для ЕКГ. В кожному циклі МКГ виділяють характерні ділянки – хвилі та зубці, які позначаються за аналогією із позначенням зубців та хвиль ЕКГ. Для діагностики використовують: тривалості хвиль та зубців, їх амплітуди, площі під зубцями, характер крутизни певних ділянок МКГ, значення першої та другої похідних в характерних точках.

Однак, значного поширення метод магнітокардіографії в медичній практиці не знайшов, що пояснюється складністю захисту від зовнішніх магнітних полів та потреби у створенні необхідних умов захисту одержаних даних.

1.1.6. Механокардіографічні методи. Механокардіографія (від грец. *mēchanikos* механічний + *kardia* серце + *graphō* писати, зображувати) непрямий метод дослідження основних параметрів центральної гемодинаміки, в основі якого покладено реєстрацію й аналіз певних показників, пов'язаних із механічною діяльністю серця. Цей метод одержав свою назву від приладу механокардіографа, створеного М. М. Савицьким для реєстрації тахоосцилограми.

Аналіз тахоосцилограми наведено на рис. 1.9.

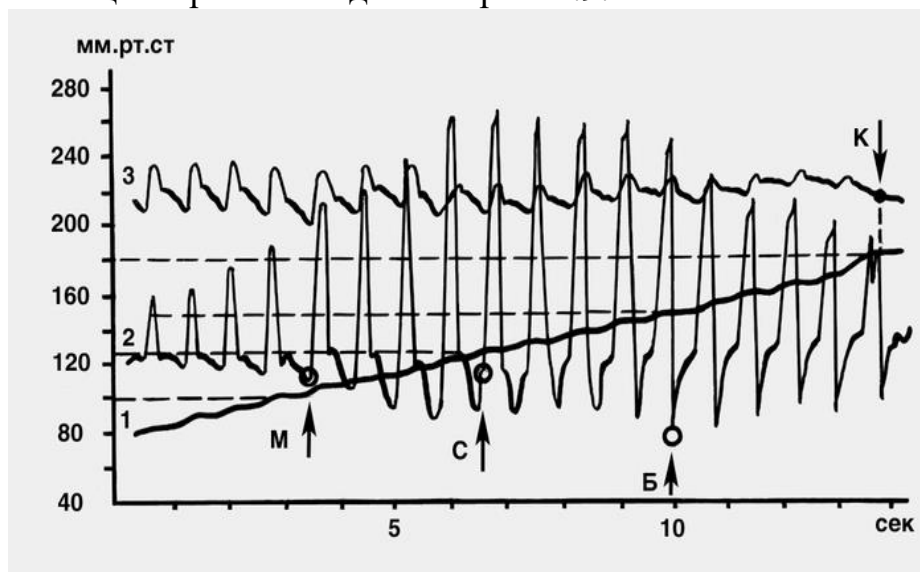


Рис. 1.9. Реалізація основних кривих, записаних на механокардіографі Савицького, для визначення всіх параметрів артеріального тиску:

1 – крива компресійного тиску в манжеті, накладеній на плече; 2 – тахоосцилограма, кружками відзначені зміни кривої, що відповідають досягненню в компресійній манжеті значень артеріального тиску – мінімального (М), середнього (С) і бічного систолічного (Б); 3 – сфігмограма променевої артерії стрілкою позначений момент досягнення в компресійній манжеті, накладеній на плече, значень кінцевого систолічного (К) тиску.

Тахоосцилограма (рис. 1.9) зареєстрована на тахоосцилографічному каналі приладу, дозволяє одержати точні величини пульсового тиску (різниці між боковим систолічним тиском і діастолічним тиском).

Тахоосцилографія – єдиний непрямий метод, що дозволяє визначити боковий, тобто справжній систолічний артеріальний тиск (АТ) за максимальним негативним зубцем тахоосцилограми, після якого амплітуда зубців спадає. Тахоосцилографія, також, дозволяє об'єктивно визначити величину середнього АТ, необхідного для розрахунку загального периферійного опору судин.

Механокардіографія використовується переважно в наукових дослідженнях (наприклад, для оцінки ефективності медикаментозних засобів, що впливають на серцевий викид і загальний периферійний судинний опір), однак технічна простота методу цілком дозволяє застосовувати його в кабінетах функціональної діагностики поліклінік для визначення серцевого викиду (особливо в динаміці терапії хворих із серцевою недостатністю, системною венозною недостатністю тощо).

Серед типових інших механокардіографічних методів дослідження ССС можна назвати: балістокардіографію, динамокардіографію, кінетокардіографію та апекскардіографію. Розглянемо деякі з них та методи їх опрацювання для діагностики серцево-судинної патології.

1.1.7. Динамокардіографія. Це методом дослідження механічних явищ, зумовлених серцевою діяльністю, шляхом реєстрації зміни положення центра ваги грудної клітки людини і ударних компонентів серцевої кінематики. Ідеалізований динамокардіографічний сигнал (ДКС) і основні діагностично значимі ділянки (зони) його одного циклу подані на рис. 1.10.

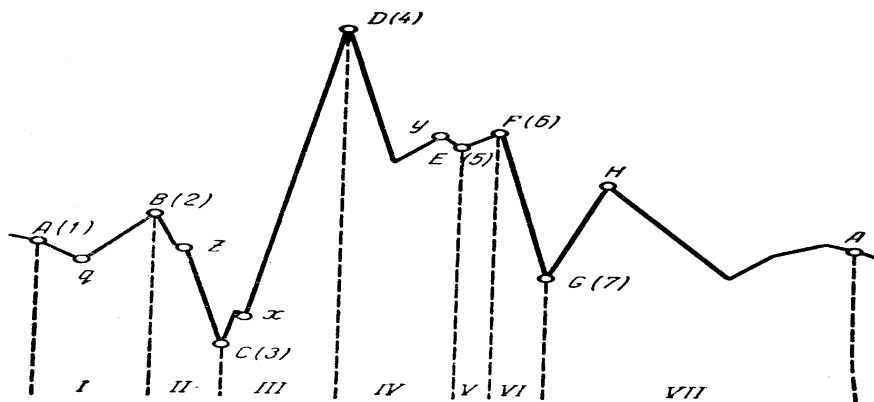


Рис. 1.10. Цикл ідеалізованої динамокардіограми.

Давач динамокардіосигналу має вигляд плоскої коробки і розміщується на кришці спеціального столу під грудною кліткою пацієнта. Механічні коливання грудної клітини перетворюються в електричний сигнал, який потім підсилюється, фільтрується від завад і реєструється на папір, або після оцифрування вводиться в комп'ютер.

Основними діагностичними ознаками, які використовуються при обробці динамокардіограми (ДКГ), є сукупність амплітудних характерних певних точок ДКГ, які позначені на рис. 1.10. – А, q, В, z, С, х, D, у, Е, F, G, М, та часових інтервалів I, II, III, IV, V, VI, VII .

1.1.8. Балістокардіографія. Це метод, який ґрунтується на реєстрації механічних рухів тіла людини внаслідок викиду крові із серця і протікання її по судинній системі. Між балістокардіографічним і динамокардіографічним методами є різниця, яка полягає в фізичних принципах цих методів та відмінностях будови реєструвальних пристроїв. Методика балістокардіографії (БКГ) (пряма і непряма, високочастотна, низькочастотна та ультранизькочастотна) полягає в реєстрації зміщень тіла у взаємоперпендикулярних осях. В залежності від напрямку, в якому реєструється зміщення тіла за осями X, Y, Z, розрізняють повздовжню, поперечну та дросо-вентральну балістокардіограми. Зміщення тіла при викиді крові із серця та її руху по великих судинах обумовлені силами балістичного характеру, тому балістокардіографія в будь-якій її модифікації відображає її амплітуду. Динамокардіографія ж базується на реєстрації обертових моментів руху тіла навколо осі X (повздовжня динамокардіограма) або осі Y (поперечна динамокардіограма). Балістокардіографія реєструє зміщення тіла внаслідок зміщення центру ваги тіла. Динамокардіографія реєструє ті механічні явища, які викликають зміщення проекції центру ваги грудної клітини.

Діагностичні ознаки, які використовують при проведенні діагностики за БКГ, вибираються аналогічно до діагностичних ознак ДКГ, оскільки часова структура цих механокардіографічних сигналів досить подібна і залежить від сили серцевого поштовху.

1.1.9. Апекардіографія. Апекардіографія – це реєстрація коливань стінки грудей над верхівкою серця, зареєстрована крива називається апекардіограма (АКГ). Для реєстрації АКГ використовують, чутливий до інфразвукових вібрацій від 1 до 20 Гц, зчитувачий пристрій, який розташовують на поверхні грудей у 5-му міжреберному інтервалі [69].

Для лікарів АКГ дає цінну інформацію про зміни тиску та об'єму у лівій частині серця. Типовий вигляд апекардіосигналу (АКС) та його основні діагностично значимі ділянки наведено на рис. 1.11.

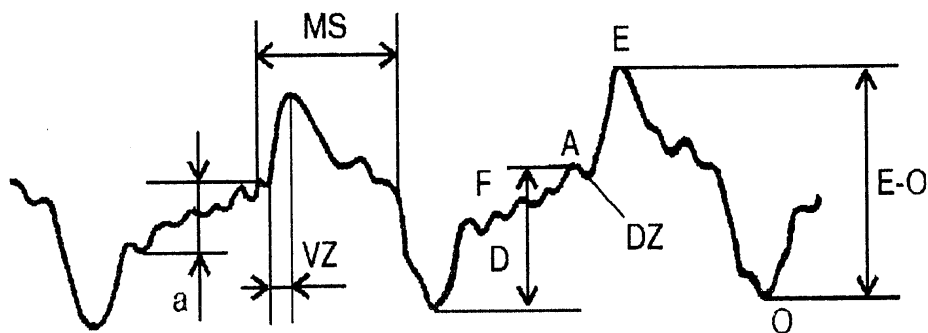


Рис. 1.11. Апекардіосигнал.

Хвиля “а”, яка є малою по величині, виникає під час активного наповнення лівого шлуночка у пресистоли. Амплітуду даної хвилі часто подають у відсотках загальної амплітуди.

Підйом великої систолічної хвилі починається після дикротичного злому (Dz), протягом часу vz. Максимум АКС, якому відповідає точка еджекції на

рис. А.4 позначений буквою Е. Ця точка відповідає моменту відкриття аортального клапана. Систолична хвиля далі спадає. Буквою “О” на рис. 1.11. позначено мінімум АКС, що відповідає відкриттю атріовентрикулярних клапанів серця. На АКГ наповнення шлуночка кров'ю відображається повільно зростаючою хвилею, яка закінчується перед хвилею “а”. В існуючих автоматизованих комп'ютерних системах діагностики стану ССС, описані вище особливі точки АКС, використовуються в якості діагностичних ознак.

1.1.10. Югулярна флебографія. Метод югулярної флебографії використовують для визначення центрального венозного пульсу, який характеризує зміни кровонаповнення вен. Приклад синхронно зареєстрованих югулярного флебокардіосигналу, фонокардіосигналу, електрокардіосигналу наведено на рис. 1.12 (діагноз: умовна норма).

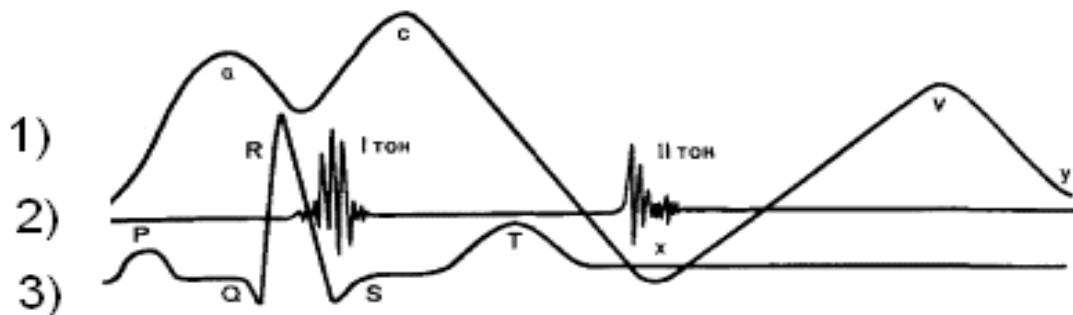


Рис. 1.12. Синхронно зареєстровані кардіосигнали:
 1) югулярний флебокардіосигнал;
 2) фонокардіосигнал;
 3) електрокардіосигнал.

Нормальний югулярний флебокардіосигнал складається з послідовності циклічних хвиль, які залежать від діяльності в основному правого передсердя.

При аналізі югулярної флебограми аналізуються співвідношення хвиль, їх глибина та тривалість. На структуру флебокардіосигналу впливає пульсація сонної артерії.

Югулярна флебографія може бути використана як самостійно, так і в поєднанні з іншими інструментальними методами дослідження для оцінки гемодинаміки при недостатності кровообігу (зміна хвиль «а», «v», «у»), недостатності аортальних клапанів, відкритому аортальному протоці (збільшення амплітуди «с»), стенозі аорти (зменшення амплітуди хвилі «с»), дефекті міжпередсердної перегородки (збільшення амплітуди хвилі «а»). Крім цього, югулярну флебограму можна використовувати для кількісного визначення тиску в легеневій артерії за методом F. Vurstin. У цьому методі було запропоновано номограму, яка враховувала частоту серцевих скорочень та висоту артеріального тиску, і тим самим враховуючи коефіцієнт кореляції між розрахованим і фактичним тиском в легеневій артерії.

1.1.11. Моніторування життєво важливих функцій організму. Одним з сучасних методів застосування синхронно зареєстрованих сигналів у клініці є моніторування життєво важливих функцій пацієнта під час надання екстреної і

невідкладної медичної допомоги. Постійний контроль за життєвими показниками є важливим діагностичним напрямком для своєчасного й адекватного надання медичної допомоги. При цьому для аналізу, як правило, використовують ЕКГ, криві артеріального і центрального венозного тиску, зовнішнього дихання, напруження кисню і вуглекислого газу у крові тощо (рис. 1.13). За бажанням реаніматора приліжкові монітори дозволяють визначати й інші показники життєдіяльності людини при умові підключення відповідних датчиків. Слід зазначити, що крім зображення на моніторі ці прилади здатні відтворити запис на папері (рис. 1.14), а також фіксувати ці ж та додаткові параметри в цифровому вигляді (частоту серцевих скорочень, систолічний і діастолічний тиск, частоту дихання, сатурацію та ін.). Часова розгортка, незважаючи на цифрову величину показника, має більше діагностичне значення, оскільки характер амплітудних характеристик в залежності від часу (форма кривої, наявність додаткових хвиль тощо) дозволяють у ряді випадків спрогнозувати перебіг захворювання задовго до зміни величини амплітуди, яку як правило, можна ввести в алармовий режим і одержати звукове підтвердження критичної зміни того чи іншого параметра життєдіяльності.

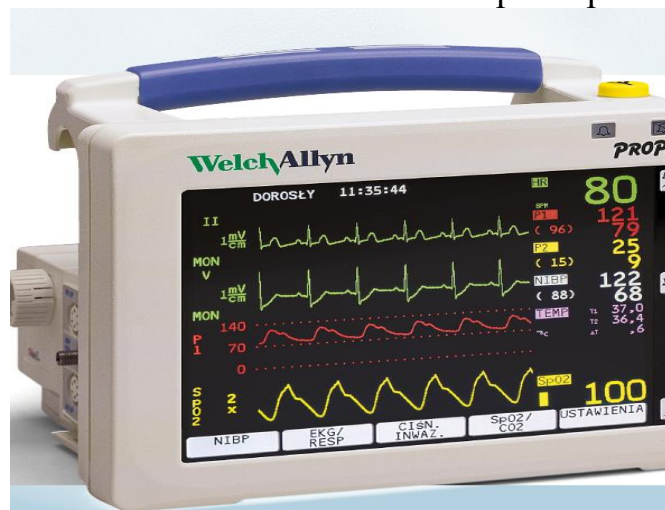


Рис. 1.13. Приліжковий монітор із синхронною реєстрацією ЕКГ у II стандартному та V відведеннях, кривих артеріального тиску та ступеня насичення гемоглобіну киснем.

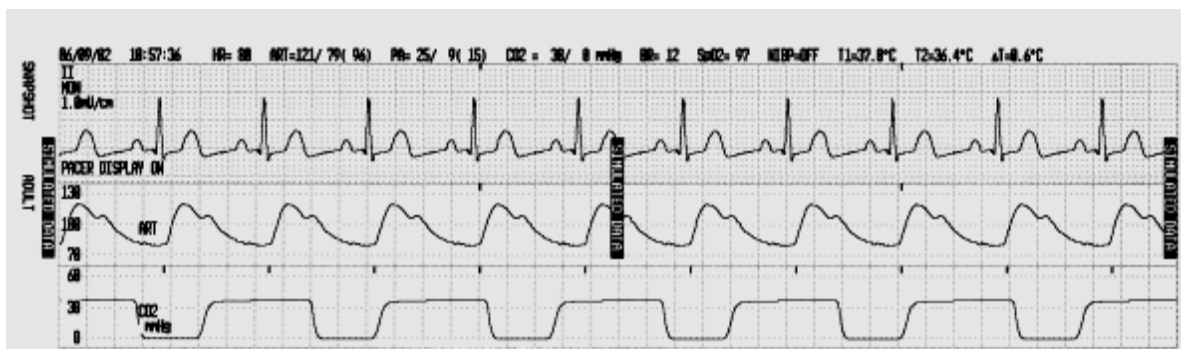


Рис. 1.14. Синхронна реєстрація ЕКГ у II стандартному відведенні, артеріального тиску та парціального тиску вуглекислого газу у видихуваному повітрі. У верхньому ряду додаткові цифрові величини показників життєдіяльності, зафіксовані на момент реєстрації запису.

Слід відзначити, що аналіз показників відбувається шляхом зіставлення кожного з них із віковою нормою, або критичною величиною, яку визначає лікар. Це додатково підтверджує відсутність адекватних методів аналізу амплітудних характеристик синхронно зареєстрованих сигналів у взаємозв'язку, а відтак – й новітніх методів діагностики і контролю за ефективністю лікування. У зв'язку з цим, на ринку переважають монітори життєдіяльності, які висвітлюють тільки цифрові дані або тільки ЕКГ й інші цифрові дані (рис. 1.15).



а)



б)

Рис. 1.15. Кардіомонітори з цифровим відображенням даних (а) та з цифровим відображенням і можливістю реєстрації ЕКГ (б).

Можливість реєстрації хоча б ЕКГ має надзвичайно важливе значення, оскільки дає змогу визначити характер порушення ритму при зупинці серця та вибрати найбільш вигідну тактику оживлення. Тому ряд моніторів із цифровим відображенням ряду параметрів життєдіяльності організму запрограмовані на автоматичне розпізнавання фатальних відхилень ЕКГ, проведення дефібриляції в автоматичному режимі та голосове управління процесом реанімації.

Таким чином, можна констатувати, що на сьогодні методи сумісного автоматизованого опрацювання сукупності СЗКС не отримали значного розвитку. Це пояснюється недостатнім рівнем розробки об'єднуючих ідей при побудові математичних моделей різних типів кардіосигналів та розрізненістю методів їх опрацювання. Значний вплив здійснила й розробка інших високоінформативних методів діагностики. Разом з тим, можна констатувати, що розробка оптимальних шляхів аналізу синхронно зареєстрованих кардіосигналів чи параметрів життєдіяльності організму з виходом на нові інтегральні показники та емпіричним підтвердженням їх діагностичної цінності, порівняно з існуючими, може вивести характер діагностичного процесу, процес лікування та управління здоров'ям людини на якісно новий рівень.

1.1.12. Основні технічні характеристики кардіометричних систем

1.1.12.1. Технічні характеристики кардіографа “КардіоЛаб СЕ”

Кардіограф “КардіоЛаб СЕ” має 12 каналів. Його розмір (не враховуючи кабеля відведення) складає 70×40×15 мм, а вага (разом з кабелем) – не більше 200 грамів. Кардіограф підключається до інтерфейсного роз’єму кишенькового персонального комп’ютера (КПК), від якого також здійснюється живлення.

Кардіограф дозволяє зареєструвати електрокардіограму в 6-ти основних і одному грудному відведенні, зберегти її в базі даних КПК, проглянути записану ЕКГ на його екрані, автоматично виміряти основні тимчасові і амплітудні параметри ЕКГ. Крім того, можна записати моніторну ЕКГ і виконати для неї детальний аналіз варіабельності серцевого ритму. Не зважаючи на мініатюрні розміри, кардіограф дає змогу записати і проаналізувати фонокардіограму пацієнта. Для запису акустичних сигналів кардіограф комплектується спеціальним мікрофоном серцевих звуків, виконаним на базі стандартного стетоскопа. Збережені в базі даних записи дуже просто переносяться на стаціонарний комп’ютер (через провідникове або безпроводне з’єднання з ПК (персональним комп’ютером)) і можуть бути проаналізовані та роздруковані на звичайному папері. З допомогою мобільного телефону ці записи можна впродовж однієї хвилини передати в діагностичний центр або мережею Інтернет в будь-яку частину світу.

До портативного кардіографа додається спеціальна версія програми КАРДІОЛАБ для стаціонарного ПК, яка дозволяє зберігати, проглядати, проаналізувати, надрукувати і, при необхідності, передати по електронній пошті зареєстровані портативним кардіографом дані. Ця ж програма дозволяє приймати електронною поштою записи, передані портативним кардіографом з використанням мобільного телефону. При цьому, завдяки повній сумісності форматів даних, портативні кардіографи серії КардіоЛаб СЕ і стаціонарні кардіографічні системи КАРДІОЛАБ+ всіх версій легко інтегруються в єдиний комплекс, який реалізує всі програмні можливості потужної стаціонарної системи і мобільність портативних пристроїв.

– Основні технічні характеристики кардіографа КардіоЛаб СЕ	
– Кількість ЕКГ каналів	12 (3/6 + ФКГ)
– Діапазон реєстрованих сигналів, мВ	0,005...5
– Вхідний опір, МОм	більше 100
– Подавлення синфазних перешкод, дБ	більше 100
– Смуга пропускання підсилювача (-3 Дб), Гц	0,05...75
– Взаємне проникнення каналів, Дб	-40
– Рівень шуму при закороченому виході, мкВ	менше 2
– Захисна ізоляція-оптична розв’язка, тип	VF
– Кількість розрядів аналого-цифрового перетворювача	14
– Частота дискретизації, Гц	2000 (1000)
– Тип інтерфейса	RS-232(IrDA)
– Споживана ЕКГ-підсилювачем потужність, ВА	Менше 0,1
– Габаритні розміри ЕКГ-підсилювача, мм	110*80*20

– Вага ЕКГ-підсилювача, кг	0,25 (0,1)
– Електроживлення	Акумулятори (КПК)
– Час безперервної роботи від акумулятора	10 год.
– Операційна система	Pocket PC 2002/2003

1.1.12.2. Технічні характеристики реографічного комплексу “Реоком Standard”.

Основні відомості про виріб та його технічні дані

1. Основні відомості про виріб.

Комплекс реографічний “Реоком Standard” ТУ У 33.1-02066769-003-2002, зав. №203, призначений для вимірювання опору ділянок тіла людини змінному струму і часових параметрів реографічних сигналів (РГС), реєстрації біологічних сигналів людини по електрокардіографічному (ЕКГ) каналу та їх опрацювання, розрахунку параметрів центральної і регіональної гемодинаміки, а також кровонаповнення судинної системи людини.

За умовами експлуатації комплекс належить до кліматичного виконання УХЛ категорії 4.2 за ГОСТ 15150.

За стійкістю до механічних впливів комплекс відповідає групі 4.2 за ГОСТ 20790.

За загальними вимогами безпеки комплекс відповідає вимогам ДСТУ 3798-98 (ІЕС 601-1-88).

За способом захисту від ураження електричним струмом комплекс відповідає класу захисту II, тип захисту ВF за ДСТУ 3798.

Комплекс зареєстрований в Україні і допущений для застосування в медичній практиці (свідоцтво про Державну реєстрацію № 730/2002 від 20.02.2002 р.)

Підприємство-виробник – Національний аерокосмічний університет ім. Н.Є.Жуковського «Харківський авіаційний інститут», 61070, м.Харків-70, вул. Чкалова, 17.

2. Основні технічні дані

- Діапазон вимірювання базового опору – від 10 до 400 Ом.
- Межі допустимої абсолютної похибки при вимірюванні базового опору – $\pm (0,1 R + 1)$ Ом, де R – числове значення вимірюваного опору,
- Діапазон вимірювання змінної складової базового опору – від 0,05 до 0,5 Ом.
- Межі допустимої абсолютної похибки при вимірюванні змінної складової - $\pm (0,1r + 0,001)$ Ом, де r – числове значення вимірюваної змінної складової базового опору, виражене в Ом.
- Середньоквадратичне значення сили зондуючого струму через пацієнта не більше 3 мА.
- Номінальна частота зондуючого струму – 20; 40; 80; 160 кГц з допустимим відносним відхиленням $\pm 10\%$.

- Номінальне значення калібрувального сигналу базового опору – 100 Ом з допустимим відхиленням ± 5 Ом.
- Номінальне значення калібрувального сигналу змінної складової базового опору – 0,1 Ом з допустимим відхиленням $\pm 0,01$ Ом.
- Нерівномірність амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) реографічних каналів відносно частоти 10 Гц в інтервалах діапазону частот:
 - від 3 до 20 Гц – ± 10 %;
 - від 0,5 до 3 Гц і від 20 до 30 Гц – ± 30 %.
- Рівень шумів, підведених до входу при базовому опорі 75 Ом, не більше 0,002 Ом.
- Діапазон показів по каналу ЕКГ – від 0,03 до 2 мВ.
- Діапазон вимірювання тимчасових інтервалів ЕКС – від 0,1 до 5 с.
- Межі допустимої відносної похибки при вимірюванні тимчасових інтервалів ЕКС - ± 5 %.
- Час встановлення робочого режиму – не більше 5 хв.
- Тривалість безперервної роботи комплексу – не менше 8 год.
- Електричне живлення блоку живлення (БЖ) здійснюється напругою постійного струму – 12,0 В.
- Сила електричного струму, що використовується БЖ – не більше 80 мА.
- Потужність, що використовується комплексом, не перевищує 250 ВА.
- Маса блоку перетворення – не більше 1,5 кг.
- Габаритні розміри блоку перетворення – не більше 255×190×40 мм.

1.2. Математичні моделі, методи опрацювання сигналів серця в кардіодіагностичних системах

1.2.1. Основні підходи до моделювання кардіосигналів. Процедура створення кардіодіагностичних систем підпорядковується такому алгоритму: створюється математична модель кардіосигналів, розробляються методи аналізу та опрацювання сигналів серця на базі обгрунтованої моделі, проектується система розпізнавання образів (діагностична система), створюється необхідне програмне та апаратне забезпечення, в якому втілюються результати попередніх етапів.

Серед науковців, які займалися в області моделювання та опрацювання циклічних сигналів серця, слід назвати таких науковців як Agarwal J., Botvinick E., Dreifus L. [21], Jorna P. G. [91], Nematollahi A. R. [92], Harris F. [22], Kaplan D. [23], Mc Kusick V.A., Talbot S.A., Toichi M. [93], Webb G.N., Ахутин В.М. [25], Баум О.В. [26], Беркутов А.М. [27], Богдановский Э.М., Габинский Я.Л. [28], Гуревич М.Б. [29], Гуржин С.Г., Дубровин Д.Э., Дунаев А.А., Злочевский М.С., Клочков В.А. [33, 34], Лабутин В.К., Прошин Е.М., Шакин В.В., Шкапин Б.Ф., Шурыгин Д.Я., Чирейкин Л.В. [53], а також сучасних вітчизняних науковців – Драган Я.П. [30 – 32], Литвиненко Я.В. [38 – 40], Лозінська Є.В. [41, 42], Марченко Б.Г. [43, 44], Млинко Д.Б. [45], Осухівська Г.М. [46],

Файнзильберг Л.С. [50, 51], Федорів Р.Ф. [52], Чорна Л., Щербак Л.М. [57], Яворська Є.Б., Яворський Б.І.

У комп'ютерних системах кардіодіагностики, якість та ефективність методів автоматизованого опрацювання сигналів серця, суттєво зумовлюється адекватністю їх математичних моделей. Умовно можна виділити два підходи, що використовуються при побудові математичних моделей кардіосигналів: створення моделей, що відображають просторово-часову структуру кардіосигналів та побудова математичних моделей їх генезису, біофізичних механізмів їх формування. Також розрізняють детерміновані та стохастичні математичні моделі кардіосигналів.

1.2.2. Детерміновані математичні моделі кардіосигналів.

Детерміновані моделі кардіосигналів застосовують як при моделюванні їх просторово-часової структури, так і при моделюванні біофізичних механізмів їх формування. При побудові математичних моделей генезису кардіосигналів, як правило, використовується лише детермінований підхід [75]. Математичні моделі генезису кардіосигналів базуються на уявленні про серце як систему генераторів просторово-часових полів різної фізичної природи: електричної, магнітної та механічної (акустичної). Найбільш розвинутий підхід при побудові моделей генезису сигналів серця розроблений для електричного кардіополя. Серед детермінованих математичних моделей просторово-часової структури кардіосигналів виділяють два класи: клас періодичних, майже періодичних детермінованих функцій [74], а також клас неперіодичних детермінованих функцій та пов'язані із ним розклади серцевого циклу в ряди Фур'є по різних ортогональних та неортогональних базисах, перетворення Фур'є, Гільберта, Карунена-Лоєва та Лапласа [69, 94, 95].

Загалом детерміновані математичні моделі кардіосигналів, зокрема синхронно зареєстрованих сигналів серця, є малоінформативними, оскільки не враховують стохастичність їх морфологічної структури та мінливий характер ритму реальних кардіосигналів.

1.2.3. Стохастичні математичні моделі циклічних сигналів

Сучасні дослідження кардіосигналів у значній мірі використовують апарат теорії ймовірності, випадкових процесів та математичної статистики. Такий підхід до моделювання та аналізу реальних сигналів, на противагу детермінованому підходу, називають імовірнісним, стохастичним.

Дамо стисло характеристику цих математичних моделей та розглянемо можливості опису кардіосигналів на їх основі.

1.2.3.1. Вектор випадкових величин як математична модель синхронно зареєстрованих сигналів серця

Найпростішою математичною моделлю циклічного сигналу ССС, що лежить в основі більшості методів опрацювання та діагностичних ознак в автоматизованих системах діагностики серця, є вектор випадкових величин, кожна компонента якого описує певні характерні елементи циклічного сигналу

серця, що в кожному циклі розглядаються як реалізації цих випадкових величин. До таких елементів відносять амплітуди та тривалості зубців, хвиль, інших особливих ділянок кардіосигналу, площі під зубцями, комплексні показники, що утворені із простіших. Так, наприклад, в роботах [95, 96] як діагностичні ознаки при аналізі серцевого ритму використовують математичне сподівання та дисперсію тривалості серцевого циклу (R-R інтервал). Методи опрацювання циклічних сигналів на базі їх моделі у вигляді вектора випадкових величин, полягають у статистичному оцінюванні його ймовірнісних характеристик шляхом усереднення однорідних (однофазних, синфазних) елементів циклічного сигналу, які взяті із різних циклів зареєстрованої реалізації сигналу.

Не зважаючи на те, що дана математична модель враховує стохастичність структури реальних кардіосигналів, вона описує їх лише в декількох характерних, реперних точках, які автоматизованим способом складно визначити та оцінити.

Дана модель не може бути використана для синхронно зареєстрованих сигналів серця, оскільки вона враховує стохастичну природу, циклічність, мінливість досліджуваних кардіосигналів, однак не враховує спільність їх ритму.

1.2.3.2. Адитивні, мультиплікативні та адитивно-мультиплікативні суміші періодичних детермінованих функцій та стаціонарного випадкового процесу

Загальновідомими найпростішими ймовірнісними моделями сигналів, що базуються на концепції стохастичної періодичності, є адитивні, мультиплікативні та адитивно-мультиплікативні суміші стаціонарного в широкому розумінні випадкового процесу $\{\xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}\}$ (Ω - множина елементарних подій) та детермінованих періодичних функцій $f(t)$, $g(t)$:

1) адитивна модель

$$\xi(\omega, t) = f(t) + \xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}, \quad (1.1)$$

2) мультиплікативна модель

$$\xi(\omega, t) = g(t) \cdot \xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}, \quad (1.2)$$

3) адитивно-мультиплікативна модель

$$\xi(\omega, t) = f(t) + g(t) \cdot \xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}. \quad (1.3)$$

Адитивна модель (1.1) забезпечує періодичність лише математичного сподівання результуючого випадкового процесу, а його дисперсія є константою. Мультиплікативна модель (1.2) враховує періодичність як математичного сподівання, так і дисперсії результуючого процесу, але в цьому

випадку математичне сподівання та дисперсія є функціонально пов'язаними, що для багатьох циклічних сигналів не має місця. Адитивно-мультиплікативна модель (1.3) є поєднанням моделей (1.1) та (1.2).

Моделі (1.1) – (1.3) мають досить спрощений характер і не охоплюють всієї структурної різноманітності реальних циклічних сигналів серця, що не дає змоги поглибити їх опис до рівня, необхідного для потреб сучасної науки та техніки. Як правило, ці моделі використовують в задачах фільтрації кардіосигналів від завад [97].

1.2.3.3. Періодично корельовані випадкові процеси

У задачах моделювання циклічних сигналів серця вже досить довгий час плідно використовують періодично корельовані випадкові процеси (ПКВП) [98]. У багатьох роботах ці процеси називають циклостаціонарно корельованими випадковими процесами [99, 100]. Під ПКВП розуміють випадковий процес $\xi(\omega, t)$, математичне сподівання $m_\xi(t)$ якого є періодичною функцією з деяким періодом T ($T > 0$), а кореляційна функція $R_\xi(t_1, t_2)$ – періодична з цим же періодом T за сукупністю аргументів, тобто [100, 101, 102]:

$$m_\xi(t) = m_\xi(t + T), t \in \mathbf{R}, \quad (1.4)$$

$$R_\xi(t_1, t_2) = R_\xi(t_1 + T, t_2 + T), t_1, t_2 \in \mathbf{R}. \quad (1.5)$$

Число T називають періодом корельованості. ПКВП включає в себе моделі (1.1) – (1.3) як частинні випадки, а, отже, є більш загальною ймовірнісною математичною моделлю, що повніше враховує стохастичну періодичність. Крім того, така модель включає і деякі види імпульсних ймовірнісних моделей [102]. До суттєвих переваг ПКВП можна віднести його відносну простоту, необхідність для його побудови незначної апріорної інформації про досліджуваний циклічний сигнал серця.

Модель циклічного сигналу у вигляді ПКВП дає змогу враховувати лише його перші дві моментні функції – математичне сподівання та кореляційну функцію. Крім того, ця математична модель не дає змоги врахувати мінливість та спільність ритму СЗКС.

1.2.3.4. Лінійний періодичний випадковий процес

У ряді робіт, зокрема у праці [103], для математичного моделювання кардіосигналів використано лінійні періодичні випадкові процеси, які є конструктивно заданими і їх можна досліджувати в рамках функцій розподілу.

Лінійний випадковий процес може бути поданий у вигляді стохастичного інтегралу Стілтєса:

$$\xi(\omega, t) = \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t, \tau) d\eta(\omega, \tau), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}, \quad (1.6)$$

де $\zeta(\omega, t)$, $\omega \in \Omega$, $t \in \mathbf{R}$ – білий шум у вузькому (широкому розумінні); $\eta(\omega, t)$, $\omega \in \Omega$, $t \in \mathbf{R}$ – випадковий процес із незалежними (некорельованими) приростами (породжуючий процес), узагальнена похідна від якого є білим шумом $\zeta(\omega, t)$ у вузькому (широкому) розумінні.

Лінійні періодичні випадкові процеси є підкласом лінійних випадкових процесів. Лінійний випадковий процес (1.6) може бути T -періодичним ($T > 0$) у трьох таких випадках [72].

1. У загальному випадку:

$$\text{а) } \varphi(t, \tau) = \varphi(t + T, \tau + \alpha T), \alpha \in (-\infty, \infty), \quad (1.7)$$

тобто $\varphi(t, \tau)$ – ядро періодично нестационарної лінійної системи;

$$\begin{aligned} & d\chi_1(\tau) = d\chi_1(\tau + \alpha T), \\ \text{б) } & d\chi_2(\tau) = d\chi_2(\tau + \alpha T), \\ & \partial_x \partial_\tau L(x, \tau) = \partial_x \partial_\tau L(x, \tau + \alpha T), \end{aligned} \quad (1.8)$$

де параметр α має значення відношення періоду приростів породжуючого процесу до періоду лінійного випадкового процесу.

2. Для ядра та параметрів породжуючого процесу лінійного випадкового процесу (1.6) мають місце такі властивості:

а) $\varphi(t, \tau) = \varphi(t - \tau)$ – ядро часоінваріантної лінійної системи;

б) виконуються умови (1.8) при $\alpha = 1$. Тобто, $\eta(\omega, \tau)$ – випадковий процес із незалежними T -періодичними приростами.

3. Для ядра та параметрів породжуючого процесу лінійного випадкового процесу (1.6) мають місце такі властивості:

$$\begin{aligned} \text{а) } & \varphi(t, \tau) = \varphi(t + T, \tau), \\ \text{б) } & \chi_1(\tau) \equiv \mu; \chi_2(\tau) = \sigma^2, L(x, \tau) \equiv L(x), \end{aligned} \quad (1.9)$$

тобто породжуючий процес $\eta(\omega, \tau)$ є однорідним.

В діагностичних системах аналізу циклічних сигналів серця на базі їх моделі у вигляді лінійного періодичного випадкового процесу як інформативні ознаки використовують ядро $\varphi(t, \tau)$ (чи його параметри, якщо ядро параметризоване) та ймовірнісні характеристики породжуючого процесу $\eta(\omega, \tau)$ [104].

Основною перевагою лінійного періодичного випадкового процесу є його конструктивність, оскільки це дає змогу використовувати лінійний періодичний випадковий процес для проведення імітації циклічних сигналів серця на ЕОМ. Крім того, на базі лінійного періодичного випадкового процесу можна проводити опис та аналіз циклічних сигналів серця в рамках багатовимірних функцій розподілу та характеристичних функцій. Недоліком лінійного періодичного випадкового процесу є складність та неоднозначність у визначенні (оцінюванні) ядра $\varphi(t, \tau)$ та параметрів породжуючого процесу

$\eta(\omega, \tau)$ за заданими ймовірнісними характеристиками лінійного періодичного випадкового процесу.

Лінійні періодичні випадкові процеси не цілком адекватні структурі кардіосигналів, особливо у випадку наявності яскраво вираженої серцевої аритмії (дисперсія тривалостей серцевого циклу велика), або внаслідок фізичних навантажень, оскільки не враховують мінливість їх ритму, що призводить до розмивання статистичних характеристик кардіосигналів при їх обробці. Таке розмивання, як відзначено у роботі [105], зумовлене усередненням неодноразових відліків досліджуваного кардіосигналу, внаслідок незмінності інтервалу їх вибору із сигналу (цим постійним інтервалом, через який здійснювався вибір та усереднення відліків кардіосигналу, є період його моделі у вигляді періодичного випадкового процесу). Крім того, ці математичні моделі не адаптовані для опису спільності ритму СЗКС.

1.2.3.5. Математичні моделі, що враховують циклічність, стохастичність та мінливість ритму кардіосигналів

У роботах [66, 106, 107] побудовано математичну модель циклічних кардіосигналів у вигляді вектора періодичних, із різними періодами, випадкових процесів та розроблено методи їх статистичного аналізу, які у формі зонної часової структури сигналу враховують нестабільність, мінливість часових інтервалів між однофазними значеннями в різних циклах кардіосигналу, що дало змогу частково усунути ефект „розмивання” статистичних характеристик кардіосигналу. А саме, для усунення ефекту усереднення відліків, які належать різним зонам, в кожній реалізації кардіосигналу виділено та згруповано однотипні зони в окремі функції часу, які розглядаються як реалізації деяких новоутворених випадкових процесів

$$\left\{ \hat{\xi}_i(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in [0, \infty), i = \overline{1, N} \right\}. \quad (1.10)$$

Таким чином, у відповідність кожній реалізації кардіосигналу $\xi(\omega, t)$ поставлено реалізацію $\left\{ \hat{\xi}_{i_\omega}(t), \omega \in \Omega, t \in [0, \infty), i = \overline{1, N} \right\}$ вектора (1.10), які сформовані шляхом вирізання із неї i -тих зон в кожному серцевому циклі і групування їх в такій послідовності: i -ті зони в наступному j -му циклі розміщуються зразу після i -тої зони в попередньому ($j-1$)-му серцевому циклі.

Елементи вектора випадкових процесів (1.10) в роботі [108] подані як лінійні T_i -періодичні випадкові процеси, що є математичними моделями сигналів серця, які генеруються серцем лише коли воно перебуває у відповідних i -тих фазах. Період T_i рівний математичному сподіванню $\mathbf{M}\{T_i(\omega)\}$ тривалості i -тої зони. Використання такої математичної моделі кардіосигналу дало змогу проводити його статистичну обробку по кожній зоні

його реалізації окремо, що усунуло небажаний ефект усереднення значень реалізації кардіосигналу, які відносяться до різних її зон.

З метою підвищення ступеня однорідності відліків зон, що належать різним серцевим циклам і усереднюються при проведенні статистичного оцінювання кардіосигналів, побудовано вектори T_i -періодичних випадкових процесів, що сформовані з відповідних процесів вектора (1.10) шляхом синхронізації та масштабування відповідних циклів (зон) їх реалізацій. Отримані вище результати для одного кардіосигналу у вигляді лінійного випадкового процесу в роботі [109] поширені і на випадок сукупності СЗКС у вигляді вектора лінійних T -періодичних випадкових процесів та просторово-часового кардіополя.

Однак дана математична модель не враховувала факт наявності стохастичного зв'язку між різними циклами кардіосигналу (цикли кардіосигналу припускалися стохастично незалежними) та досить обмежено описувала його ритмічну структуру, оскільки, по-суті, постулювала його кусково-лінійний характер, що не завжди відповідало дійсності.

У роботах [110, 111, 112] показано, що циклічні сигнали серця можуть бути адекватно описані шляхом використання циклічного випадкового процесу, оскільки дана математична модель та розроблені на її основі методи статистичного опрацювання кардіосигналів враховують як циклічність та стохастичність їх морфологічної структури, так і мінливість ритмічної структури сигналів серця. На відміну від вектора випадкових T_i -періодичних процесів, дана математична модель дає змогу враховувати довільний закон зміни ритму кардіосигналу та стохастичну залежність між циклами досліджуваного сигналу серця. Як частинний випадок, циклічний випадковий процес включає стохастично періодичний випадковий процес.

Ця математична модель може бути успішно застосована при описі та обробці лише одного кардіосигналу, а для зображення сукупності СЗКС необхідно скористатися поняттям вектора випадкових процесів, який повинен описуватися сукупністю сумісних імовірнісних характеристик, зокрема сумісних функцій розподілу, взаємних змішаних моментних функцій, взаємокореляційними функціями, а також повинен враховувати спільність ритмічної структури досліджуваних СЗКС.

1.3. Властивості, які повинна мати математична модель сукупності СЗКС

Як видно з проведеного огляду та компаративного аналізу математичних моделей кардіосигналів, кожній з них притаманні як деякі позитивні сторони, так і певні недоліки. Природно одразу відкинути детермінований підхід до побудови математичної моделі СЗКС, оскільки кардіосигнали характеризуються значною варіативністю, неповторністю, що можливо адекватно описати лише з використанням стохастичного підходу.

Незважаючи на значне багатоманіття циклічних сигналів серця, що використовуються у сучасних кардіодіагностичних системах, у роботах [113,

114], враховуючи факт подібності їх просторово-часових структур та генезису, обґрунтовано необхідність та можливість узагальненого теоретико-методологічного підходу до їх моделювання та аналізу. Крім цього, такий уніфікований підхід до моделювання та аналізу кардіосигналів, відкриває можливість сумісного (паралельного) аналізу декількох СЗКС, що може суттєво підвищити достовірність та повноту комп'ютерної діагностики стану ССС людини. На переваги подібного комплексного підходу до діагностики стану ССС вказували автори багатьох наукових робіт медичного спрямування, а саме Куршаков М.А., Кірілов С.А., Лукомський П.Е., Селідовкіна А.А.

Математична модель СЗКС повинна мати наступні властивості.

1. Враховувати стохастичну природу кардіосигналів. Описувати часову структуру СЗКС у повному імовірнісному сенсі (в рамках багатовимірних функцій розподілу імовірностей та характеристичних функцій) з метою забезпечення необхідної глибини інформативності їх опису.

2. Враховувати циклічність СЗКС, яка є атрибутивною властивістю їх часової структури.

3. Враховувати мінливість ритму СЗКС, що дасть змогу усунути негативний ефект розмивання їх статистичних характеристик і, як наслідок, підвищить точність, достовірність та інформативність комп'ютерної кардіодіагностики.

4. Враховувати спільність ритму СЗКС, що зробить можливим розробку методів їх сумісного опрацювання та імітації.

Наведеним вище властивостям цілком відповідає вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. У роботі [115] вперше висунуто гіпотезу про ефективність використання математичної моделі СЗКС у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, який повніше та точніше враховує особливості морфологічної та ритмічної структур СЗКС, порівняно із їх відомими математичними моделями у вигляді вектора випадкових величин, стохастичного періодичного процесу, вектора періодичних, із різними періодами, випадкових процесів та циклічного випадкового процесу. Однак питання обґрунтування, верифікації та застосування цієї математичної моделі для задач розробки автоматизованих кардіодіагностичних комп'ютерних систем за синхронно зареєстрованими кардіосигналами залишилися повністю відкритими.

У цьому контексті актуальним є проведення дисертаційного дослідження на предмет обґрунтування, верифікації та застосування вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів як математичної моделі СЗКС з метою їх сумісного опрацювання та імітації в сучасних комп'ютерних системах діагностики стану ССС.

В таблиці 1.1, подано класифікацію та порівняльну характеристику основних відомих математичних моделей сигналів серця та нової математичної моделі, що обґрунтована та застосована до задач автоматизованої кардіодіагностики в дисертаційній роботі.

Таблиця 1.1. Порівняльна характеристика математичних моделей кардіосигналів

ВЛАСТИВОСТІ МОДЕЛЕЙ КАРДІОСИГНАЛІВ (КС), ЯКІ ПОВИННІ БУТИ ВРАХОВАНІ ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ СЗКС	ВІДОМІ МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ КАРДІОСИГНАЛІВ									НОВА МОДЕЛЬ
	ДЕТЕРМІНОВАНІ		СТОХАСТИЧНІ							
	ДЕТЕРМІНОВАНА ФУНКЦІЯ, ЩО ОПИСУЄ ФОРМУ ОДНОГО СЕРЦЕВОГО ЦИКЛУ	ПЕРІОДИЧНА ТА МАЙЖЕ ПЕРІОДИЧНА ФУНКЦІЯ	ВЕКТОР ВИПАДКОВИХ ВЕЛИЧИН ЯК МОДЕЛЬ РЕПЕРНИХ ТОЧОК КАРДІО-ЦИКЛУ	АДИТИВНА, МУЛЬТИПЛІКАТИВНА, АДИТИВНО-МУЛЬТИПЛІКАТИВНА МОДЕЛІ	ПЕРІОДИЧНО КОРЕЛЬОВАНИЙ ВИПАДКОВИЙ ПРОЦЕС	ПЕРІОДИЧНО РОЗГОДЛЕНИЙ ВИПАДКОВИЙ ПРОЦЕС	ЛІНІЙНИЙ ПЕРІОДИЧНИЙ ВИПАДКОВИЙ ПРОЦЕС	ВЕКТОР ЛІНІЙНИХ ПЕРІОДИЧНИХ У ЧАСІ З РІЗНИМИ ПЕРІОДАМИ ВИПАДКОВИХ ПРОЦЕСІВ	ЦИКЛІЧНИЙ ВИПАДКОВИЙ ПРОЦЕС	
ВРАХОВУЄ ЦИКЛІЧНІСТЬ КС	-	+	-	+	+	+	+	+	+	+
ВРАХОВУЄ ВИПАДКОВИЙ ХАРАКТЕР МОРФОЛОГІЧНОЇ СТРУКТУРИ КС	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+
ВРАХОВУЄ СТОХАСТИЧНУ ЗАЛЕЖНІСТЬ МІЖ КАРДІОЦИКЛАМИ	-	-	-	-	+	+	+	-	+	+
ОПИСУЄ КС В ТЕРМІНАХ ФУНКЦІЙ РОЗПОДІЛУ	-	-	+	+	-	+	+	+	+	+
ВРАХОВУЄ МІНЛИВІСТЬ РИТМУ КС	-	-	-	-	-	-	-	+	+	+
ВРАХОВУЄ ЗМІНУ РИТМУ КС ЗА ДОВІЛЬНИМ ЗАКОНОМ	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+
ВРАХОВУЄ СПІЛЬНІСТЬ РИТМУ СЗКС	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+

1.4. Висновки

1. На основі огляду літературних джерел розглянуто основні методи функціональної діагностики стану серцево-судинної системи людини, наведені основні класи сигналів серця, методи їх опрацювання та діагностичні ознаки в автоматизованих системах діагностики.

2. Встановлено, що на сьогодні методи сумісного автоматизованого опрацювання сукупності СЗКС не отримали значного розвитку. Це пояснюється недостатнім рівнем розробки об'єднуючих ідей при побудові математичних моделей різних типів кардіосигналів та розрізненістю методів їх опрацювання.

3. Проведено порівняльний аналіз та класифікацію існуючих математичних моделей циклічних сигналів серця, зокрема СЗКС, що використовуються для потреб автоматизованої діагностики функціонального стану серцево-судинної системи людини.

4. Враховуючи специфіку задачі сумісного опрацювання сукупності СЗКС, визначено необхідні властивості нової математичної моделі синхронно зареєстрованих сигналів серця.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНІ ЗАСОБИ МОДЕЛЮВАННЯ ТА ОПРАЦЮВАННЯ СИНХРОННО ЗАРЕЄСТРОВАНИХ КАРДІОСИГНАЛІВ НА ОСНОВІ ВЕКТОРА ЦИКЛІЧНИХ РИТМІЧНО ПОВ'ЯЗАНИХ ВИПАДКОВИХ ПРОЦЕСІВ

2.1. Вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів як математична модель синхронно зареєстрованих кардіосигналів

Як було зазначено у першому розділі монографії, вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів враховує основні властивості, які притаманні СЗКС, однак питання системного обґрунтування, верифікації та застосування його як їх математичної моделі потребує свого вирішення.

Згідно із роботами [62, 115], дамо означення та наведемо основні властивості вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів.

Означення 2.1. Вектор $\Theta_N(\omega, t)$ циклічних випадкових процесів $\left\{ \xi_i(\omega, t), i = \overline{1, N}, \omega \in \Omega, t \in \mathbf{W} \right\}$ будемо називати вектором циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, а самі циклічні процеси – ритмічно пов'язаними, якщо існує така функція $T(t, n)$, яка задовольняє умовам функції ритму, що скінченновимірні вектори $\left\{ \xi_{i_1}(\omega, t_1), \xi_{i_2}(\omega, t_2), \dots, \xi_{i_k}(\omega, t_k) \right\}$ та $\left\{ \xi_{i_1}(\omega, t_1 + T(t_1, n)), \xi_{i_2}(\omega, t_2 + T(t_2, n)), \dots, \xi_{i_k}(\omega, t_k + T(t_k, n)) \right\}$ $n \in \mathbf{Z}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}$, де $\{t_1, \dots, t_k\}$ – множина сепарабельності вектора $\Theta_N(\omega, t)$, при всіх цілих $k \in \mathbf{N}$ є стохастично еквівалентними у широкому розумінні.

Областю визначення вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів є впорядкована дискретна $\mathbf{W} = \mathbf{D} = \left\{ t_{ml} \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ або неперервна $\mathbf{W} = \mathbf{R}$ множина дійсних чисел. У випадку дискретності області визначення $\mathbf{W} = \mathbf{D}$ для її елементів має місце такий тип лінійного упорядкування: $t_{m_1 l_1} < t_{m_2 l_2}$, якщо $m_2 > m_1$, або якщо $m_2 = m_1$, а $l_2 > l_1$, в інших випадках $t_{m_1 l_1} > t_{m_2 l_2}; m_1, m_2 \in \mathbf{Z}, l_1, l_2 \in \overline{1, L}$. Причому $0 < t_{m, l+1} - t_{m, l} < \infty$.

У роботі [116] встановлено властивості функції ритму, а саме такі властивості:

1.
 - a) $T(t, n) > 0$, якщо $n > 0$ ($T(t, 1) < \infty$);
 - b) $T(t, n) = 0$, якщо $n = 0$;
 - c) $T(t, n) < 0$, якщо $n < 0$, $t \in \mathbf{W}$.(2.1)

2. Для будь-яких $t_1 \in \mathbf{W}$ та $t_2 \in \mathbf{W}$, для яких $t_1 < t_2$, для функції $T(t, n)$ виконується строга нерівність:

$$T(t_1, n) + t_1 < T(t_2, n) + t_2, \forall n \in \mathbf{Z}. \quad (2.2)$$

3. Функція $T(t, n)$ є найменшою за модулем ($|T(t, n)| \leq |T_\gamma(t, n)|$) серед усіх таких функцій $\{T_\gamma(t, n), \gamma \in \Gamma\}$, які задовольняють (2.1) та (2.2).

Згідно із роботою [117], функція ритму описує ритм циклічного сигналу, який у якісному відношенні може бути постійним (стабільним, незмінним, регулярним) або змінним (не стабільним). Із точки зору поняття функції ритму, ритмічний циклічний сигнал або сигнал із постійним ритмом – це сигнал, моделлю якого є циклічна функція із функцією ритму $T(t, n) = n \cdot T$, $T = const > 0$. Не ритмічний циклічний сигнал (сигнал із змінним ритмом) – це сигнал, моделлю якого є циклічна функція із функцією ритму $T(t, 1) \neq const$. Циклічну функцію із постійним ритмом названо ритмічною циклічною функцією. Прикладами ритмічної функції є детермінована чи випадкова періодичні функції.

Якщо $\mathbf{W} = \mathbf{R}$, а вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів є всюди визначеним на \mathbf{R} , то функція ритму $T(t, n)$ є неперервною за аргументом t функцією, а у випадку існування її похідної по t , із нерівності (2.2) впливає така строга нерівність [117]:

$$\lim_{t_2 - t_1 \rightarrow 0} \frac{T(t_2, n) - T(t_1, n)}{t_2 - t_1} = T'(t, n) > -1. \quad (2.3)$$

У загальному випадку $T(t, n) \neq -T(t, -n)$, зокрема $T(t, 1) \neq -T(t, -1)$. Для функції ритму можна записати:

$$t_1 + T(t_1, n) = t_2, \quad (2.4)$$

$$t_2 + T(t_2, -n) = t_1. \quad (2.5)$$

Підставивши (2.5) в (2.4), отримаємо:

$$t_2 + T(t_2, -n) + T(t_1, n) = t_2. \quad (2.6)$$

Отже, виходячи із аналітичної залежності (2.6) отримаємо таку залежність:

$$T(t_2, -n) = -T(t_1, n), \quad (2.7)$$

де t_1 та t_2 – моменти часу, в яких циклічна функція має однофазні значення.

У частинному випадку:

$$T(t_2, -1) = -T(t_1, 1). \quad (2.8)$$

Для функції ритму має місце рекурентна залежність:

$$T(t, n) = T(t, k) + T(t + T(t, k), l), t \in \mathbf{W}, \quad (2.9)$$

де $n = k + l, n, k, l \in \mathbf{Z}$. Рівність (2.9) має місце як для додатних, так і для від'ємних n, k та l .

У частинному випадку, коли $l = 1$, а, відповідно, $k = n - 1$, з рівності (2.9) отримаємо залежність:

$$T(t, n) = T(t, n - 1) + T(t + T(t, n - 1), 1), t \in \mathbf{W}, \quad (2.10)$$

яка дає змогу обчислити функцію ритму $T(t, n)$ для довільного натурального числа n за функцією $T(t, 1)$.

У випадку, коли $l = -1$, а, відповідно, $k = n + 1$, із рівності (2.10) отримується залежність:

$$T(t, n) = T(t, n + 1) + T(t + T(t, n + 1), -1), t \in \mathbf{W}, \quad (2.11)$$

за якою можна обчислити $T(t, n)$ для від'ємних цілих чисел n , якщо відомі її значення при $n = -1$.

У частинному випадку, якщо функція ритму $T(t, n) = n \cdot T$ ($T = \text{const} > 0, n \in \mathbf{Z}$), то вектор $\Theta_N(\omega, t)$ в роботі [117] названо вектором T -періодично пов'язаних випадкових процесів.

Розглянемо властивості ймовірнісних характеристик вектора $\Theta_N(\omega, t)$ циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів.

Так, для його сумісної k -вимірної функції розподілу має місце рівність:

$$\begin{aligned} & F_{k_{\varepsilon_{i_1} \dots \varepsilon_{i_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = \\ & = F_{k_{\varepsilon_{i_1} \dots \varepsilon_{i_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), n \in \mathbf{Z}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}, t_1, \dots, t_k \in \mathbf{W}. \end{aligned} \quad (2.12)$$

Аналогічно і k -вимірною сумісною характеристичною функцією $f_{k_{\varepsilon_{i_1} \dots \varepsilon_{i_k}}}$ ($u_1, \dots, u_k; t_1, \dots, t_k$) вектора $\Theta_N(\omega, t)$ задовольняє рівності:

$$\begin{aligned} & f_{k_{\varepsilon_{i_1} \dots \varepsilon_{i_k}}} (u_1, \dots, u_k; t_1, \dots, t_k) = \\ & = f_{k_{\varepsilon_{i_1} \dots \varepsilon_{i_k}}} (u_1, \dots, u_k; t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), n \in \mathbf{Z}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}, t_1, \dots, t_k \in \mathbf{W}. \end{aligned} \quad (2.13)$$

Змішана початкова моментна функція порядку $p = \sum_{j=1}^k R_j$:

$$\begin{aligned}
c_{p_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}} (t_1, \dots, t_k) &= \mathbf{M} \left\{ \xi_{i_1}^{R_1}(\omega, t_1) \cdot \dots \cdot \xi_{i_k}^{R_k}(\omega, t_k) \right\} = \\
&= c_{p_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}} (t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), t_1, \dots, t_k \in \mathbf{W}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}, n \in \mathbf{Z}.
\end{aligned} \tag{2.14}$$

Змішана центральна моментна функція порядку $p = \sum_{j=1}^k R_j$:

$$\begin{aligned}
r_{p_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}} (t_1, \dots, t_k) &= \mathbf{M} \left\{ \left(\xi_{i_1}(\omega, t_1) - m_{\xi_{i_1}}(t_1) \right)^{R_1} \cdot \dots \cdot \left(\xi_{i_k}(\omega, t_k) - m_{\xi_{i_k}}(t_k) \right)^{R_k} \right\} = \\
&= r_{p_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}} (t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), t_1, \dots, t_k \in \mathbf{W}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}, n \in \mathbf{Z}.
\end{aligned} \tag{2.15}$$

Кожна компонента вектора $\Theta_N(\omega, t)$ є циклічним випадковим процесом, якому, згідно із роботою [118], дано таке означення.

Означення 2.2. Сепарабельний випадковий процес $\xi(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}$, називається циклічним випадковим процесом неперервного аргументу, якщо існує така функція $T(t, n)$, яка задовольняє умовам функції ритму, що скінченновимірні вектори $(\xi(\omega, t_1), \xi(\omega, t_2), \dots, \xi(\omega, t_k))$ та $(\xi(\omega, t_1 + T(t_1, n)), \xi(\omega, t_2 + T(t_2, n)), \dots, \xi(\omega, t_k + T(t_k, n)))$, $n \in \mathbf{Z}$, де $\{t_1, t_2, \dots, t_k\}$ - множина сепарабельності процесу $\xi(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}$, при всіх цілих $k \in \mathbf{N}$ є стохастично еквівалентними у широкому розумінні.

Для циклічного випадкового процесу неперервного аргументу, характерно те, що сімейство його узгоджених функцій розподілу задовольняє наступним рівностям:

$$\begin{aligned}
F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k) &= F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), \\
x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k &\in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}, k \in \mathbf{N}.
\end{aligned} \tag{2.16}$$

Якщо $T(t, n) = n \cdot T$, $T = const$, $T > 0$, то будемо мати випадковий циклічний процес зі стабільним ритмом, або так званий стохастично T -періодичний процес. Якщо $T(t, n) \neq n \cdot T$, то будемо мати випадковий циклічний процес зі змінним ритмом.

Для циклічного випадкового процесу сімейство його характеристичних функцій задовольняє рівності:

$$\begin{aligned}
f_{k_\xi}(u_1, \dots, u_k, t_1, \dots, t_k) &= f_{k_\xi}(u_1, \dots, u_k, t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), \\
u_1, \dots, u_k, t_1, \dots, t_k &\in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}, k \in \mathbf{N}.
\end{aligned} \tag{2.17}$$

Для такого випадкового процесу змішана початкова моментна функція порядку $p = \sum_{l=1}^k R_l$ дорівнює:

$$\begin{aligned} c_{p_\xi}(t_1, \dots, t_k) &= \mathbf{M} \left\{ \xi^{R_1}(\omega, t_1) \cdot \dots \cdot \xi^{R_k}(\omega, t_k) \right\} = \\ &= c_{p_\xi}(t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), t_1, \dots, t_k \in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}. \end{aligned} \quad (2.18)$$

При $k=1$ та $p=1$ будемо мати початкову моментну функцію першого порядку (математичне сподівання) циклічного випадкового процесу. При $k=2$ та $p=2$ будемо мати змішану початкову моментну функцію другого порядку (коваріаційну функцію) циклічного випадкового процесу.

Змішана центральна моментна функція порядку $p = \sum_{l=1}^k R_l$:

$$\begin{aligned} r_{p_\xi}(t_1, \dots, t_k) &= \mathbf{M} \left\{ \left(\xi(\omega, t_1) - m_\xi(t_1) \right)^{R_1} \cdot \dots \cdot \left(\xi(\omega, t_k) - m_\xi(t_k) \right)^{R_k} \right\} = \\ &= r_{p_\xi}(t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), t_1, \dots, t_k \in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}. \end{aligned} \quad (2.19)$$

При $k=1$ та $p=2$ будемо мати центральну моментну функцію другого порядку (дисперсію) циклічного випадкового процесу. При $k=2$ та $p=2$ будемо мати змішану центральну моментну функцію другого порядку (кореляційну функцію) циклічного випадкового процесу.

Для циклічно корельованого випадкового процесу математичне сподівання $m_\xi(t)$ та кореляційна функція $r_{2_\xi}(t_1, t_2)$ задовольняють таким рівностям:

$$m_\xi(t) = m_\xi(t + T(t, n)), t \in \mathbf{R}, \quad (2.20)$$

$$r_{2_\xi}(t_1, t_2) = r_{2_\xi}(t_1 + T(t_1, n), t_2 + T(t_1, n)), t_1, t_2 \in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.21)$$

Згідно із роботою [118], дамо означення циклічного випадкового процесу із дискретним аргументом. Цей дискретний процес є математичною моделлю кардіосигналу, реалізації якого є подані в дискретній (оцифрованій) формі, яка необхідна для опрацювання та аналізу сигналу серця на ЕОМ.

Означення 2.3. Дискретний випадковий процес $\xi(\omega, t_{ml}), \omega \in \Omega, t_{ml} \in \mathbf{D}$, називається циклічним дискретним випадковим процесом, якщо існує така дискретна функція $T(t_{ml}, n)$, яка задовольняє умовам функції ритму, що скінченновимірні вектори $(\xi(\omega, t_{m_1 l_1}), \xi(\omega, t_{m_2 l_2}), \dots, \xi(\omega, t_{m_k l_k}))$ і

$(\xi(\omega, t_{m_1 l_1} + T(t_{m_1 l_1}, n)), \xi(\omega, t_{m_2 l_2} + T(t_{m_2 l_2}, n)), \dots, \xi(\omega, t_{m_k l_k} + T(t_{m_k l_k}, n))), n \in \mathbf{Z}$, при всіх цілих $k \geq 1$ є стохастично еквівалентними у широкому розумінні.

Область $\mathbf{D} = \left\{ t_{ml}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ є областю визначення дискретного циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t_{ml})$, m – номер циклу циклічного випадкового процесу, l – номер відліку дискретного випадкового процесу в рамках його m -го циклу.

Так, для дискретного циклічного випадкового процесу сімейство його функцій розподілу задовольняє наступним рівностям:

$$F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_{m_1 l_1}, \dots, t_{m_k l_k}) = F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_{m_1 l_1} + T(t_{m_1 l_1}, n), \dots, t_{m_k l_k} + T(t_{m_k l_k}, n)), \\ x_1, \dots, x_k \in \mathbf{R}, t_{m_1 l_1}, \dots, t_{m_k l_k} \in \mathbf{D}, n \in \mathbf{Z}, k \in \mathbf{N}. \quad (2.22)$$

2.2. Статистичні методи опрацювання сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів

Розглянемо методи статистичного оцінювання ймовірнісних характеристик СЗКС з використанням результатів робіт [119, 62, 67]. Оскільки кожний кардіосигнал, що входить до складу СЗКС, описується циклічним випадковим процесом, то для оцінювання ймовірнісних характеристик кожного сигналу серця зокрема можна скористатися результатами робіт [110, 112], у яких вперше застосовано методи статистичного оцінювання циклічних випадкових процесів для аналізу циклічних сигналів серця.

Згідно із [120], процедура статистичного аналізу циклічного випадкового процесу включає у себе такі етапи.

1. Визначається початок \tilde{t}_m та кінець \tilde{t}_{m+1} m -го (довільного) циклу циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t), \omega \in \mathbf{\Omega}, t \in \mathbf{R}$, тобто визначається півінтервал $\mathbf{W}_{c_m} = [\tilde{t}_m, \tilde{t}_{m+1})$.

2. Розбивається півінтервал $\mathbf{W}_{c_m} = [\tilde{t}_m, \tilde{t}_{m+1})$ на L півінтервалів точками $\left\{ t_{ml}, l = \overline{1, L} \right\}$, де $t_{m1} = \tilde{t}_m$.

3. Формується вкладений у неперервний процес $\xi(\omega, t), \omega \in \mathbf{\Omega}, t \in \mathbf{R}$ дискретний циклічний випадковий процес $\left\{ \xi(\omega, t_{ml}), \omega \in \mathbf{\Omega}, t_{ml} \in \mathbf{D} \right\}$, що заданий на дискретній множині $\mathbf{D} = \left\{ t_{ml}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ шляхом знаходження цієї множини за відомою функцією ритму та множиною $\left\{ t_{ml}, l = \overline{1, L} \right\}$, а саме, $t_{m+n, l} = t_{ml} + T(t_{ml}, n), n \in \mathbf{Z}$.

4. Формується вектор L φ -серій $\left\{ \varphi_l(\omega, m) = \xi(\omega, t_{ml}), m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L} \right\}$, які

є стаціонарними та стаціонарно пов'язаними випадковими послідовностями.

5. До вектора L стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, за припущення їх ергодичності та ергодичної пов'язаності, застосовуються відомі методи їх статистичного аналізу.

У роботі [120] відзначено, що при статистичній обробці вектора L стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей (φ -серій) необхідна їх ергодичність та ергодична пов'язаність відносно оцінюваних ймовірнісних характеристик, тобто для них повинні справджуватися теореми ергодичності. Така вимога обґрунтовує можливість проведення статистичного оцінювання ймовірнісних характеристик лише за однією довгою реалізацією вектора L стаціонарних та стаціонарно пов'язаних послідовностей, і, як наслідок, дає можливість оцінити ймовірнісні характеристики циклічного випадкового процесу за однією його реалізацією, що містить значну кількість циклів випадкового процесу.

Оцінка, що збігається до математичного сподівання:

$$m_{\xi}(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \cdot \sum_{n=-N}^N \xi(\omega, t+T(t, n)), t \in \mathbf{W}_{c_m}. \quad (2.23)$$

Оцінка, що збігається до дисперсії:

$$d_{\xi}(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \cdot \sum_{n=-N}^N \left[\xi(\omega, t+T(t, n)) - m_{\xi}(t+T(t, n)) \right]^2, t \in \mathbf{W}_{c_m}. \quad (2.24)$$

Оцінка, що збігається до початкової моментної функції k -го порядку:

$$m_{\xi}^k(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \cdot \sum_{n=-N}^N \xi^k(\omega, t+T(t, n)), t \in \mathbf{W}_{c_m}. \quad (2.25)$$

Оцінка, що збігається до центральної моментної функції k -го порядку:

$$d_{\xi}^k(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \cdot \sum_{n=-N}^N \left[\xi(\omega, t+T(t, n)) - m_{\xi}(t+T(t, n)) \right]^k, t \in \mathbf{W}_{c_m}. \quad (2.26)$$

Оцінка, що збігається до змішаної початкової моментної функції порядку

$$p = \sum_{i=1}^k R_i :$$

$$\begin{aligned}
& c_{p_\xi}(t_1, \dots, t_k) = \\
& = \text{li.m.}_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \cdot \sum_{n=-N}^N \left[\xi^{R_1}(\omega, t_1 + T(t_1, n)) \cdot \dots \cdot \xi^{R_k}(\omega, t_k + T(t_k, n)) \right], t_1 \in \mathbf{W}_{c_m}, t_2, \dots, t_k \in \mathbf{R}.
\end{aligned} \tag{2.27}$$

При $p = 2$ та $k = 2$, $c_{2_\xi}(t_1, t_2), t_1 \in \mathbf{W}_{c_m}, t_2 \in \mathbf{R}$ є коваріаційною функцією циклічного випадкового процесу на області $\mathbf{W}_{c_m} \times \mathbf{R}$.

Оцінка, що збігається до змішаної центральної моментної функції порядку $p = \sum_{i=1}^k R_i$:

$$\begin{aligned}
& r_{p_\xi}(t_1, \dots, t_k) = \text{li.m.}_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \cdot \\
& \cdot \sum_{n=-N}^N \left[\left(\xi(\omega, t_1 + T(t_1, n)) - m_\xi(t_1 + T(t_1, n)) \right)^{R_1} \cdot \dots \cdot \left(\xi(\omega, t_k + T(t_k, n)) - m_\xi(t_k + T(t_k, n)) \right)^{R_k} \right], \\
& t_1 \in \mathbf{W}_{c_m}, t_2, \dots, t_k \in \mathbf{R}.
\end{aligned} \tag{2.28}$$

При $p = 2$, $k = 2$, $r_{2_\xi}(t_1, t_2), t_1 \in \mathbf{W}_{c_m}, t_2 \in \mathbf{R}$ - кореляційна функція циклічного випадкового процесу на області $\mathbf{W}_{c_m} \times \mathbf{R}$.

Оцінка, що збігається в середньоквадратичному сенсі до функції розподілу $F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k)$ циклічного випадкового процесу:

$$\begin{aligned}
& F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k) = \\
& = \text{li.m.}_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \cdot \sum_{n=-N}^N \prod_{i=1}^k H(x_i - \xi(\omega, t_i + T(t_i, n))), t_1 \in \mathbf{W}_{c_m}, t_2, \dots, t_k \in \mathbf{R}.
\end{aligned} \tag{2.29}$$

Функція $H(x) = \begin{cases} 1, & x \geq 0, \\ 0, & x < 0. \end{cases}$ є функцією Хевісайда, яка є індикатором

невід'ємного числа.

Оскільки наведені вище формули відображають збіжність у середньоквадратичному сенсі статистичних оцінок до відповідних імовірнісних характеристик, то дані статистичні оцінки є незміщеними та слухними. Також відзначимо, що наведені вище співвідношення дають змогу оцінити ймовірнісні характеристики циклічного випадкового процесу не на всій області їх визначення, оскільки одновимірні статистики задані лише на області визначення \mathbf{W}_{c_m} m -го циклу, хоча повинні бути задані на \mathbf{R} , а k -вимірні статистики задані на області $\mathbf{W}_{c_m} \times \mathbf{R}^{k-1}$, хоча повинні бути задані на \mathbf{R}^k . Однак, знаючи функцію ритму циклічного випадкового процесу, можна отримати значення цих статистичних оцінок і на всій області їх визначення.

Так, згідно із роботою [120], математичне сподівання для $m + n$ -го циклу ($m \in \mathbf{Z}$) дорівнює:

$$m_{\xi}(t + T(t, n)) = m_{\xi}(t), t \in \mathbf{W}_{c_m}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.30)$$

Область визначення $m + n$ -го циклу відповідно дорівнює:

$$\mathbf{W}_{c_{m+n}} = [t_m + T(t_m, n), t_{m+1} + T(t_{m+1}, n)], m = \text{const}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.31)$$

Для дисперсії циклічного випадкового процесу можна записати таку рівність:

$$d_{\xi}(t + T(t, n)) = d_{\xi}(t), t \in \mathbf{W}_{c_m}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.32)$$

Змішану моментну функцію порядку $p = \sum_{i=1}^k R_i$ циклічного випадкового процесу достатньо знати на області $\mathbf{W}_{c_m} \times \mathbf{R}^{k-1}$, щоб за відомою функцією ритму отримати її значення на всій області \mathbf{R}^k її визначення.

Для змішаної початкової моментної функції порядку $p = \sum_{i=1}^k R_i$ маємо:

$$c_{p_{\xi}}(t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)) = c_{p_{\xi}}(t_1, \dots, t_k), t_1 \in \mathbf{W}_{c_m}, t_2, \dots, t_m \in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.33)$$

Для змішаної центральної моментної функції порядку $p = \sum_{i=1}^k R_i$ маємо:

$$r_{p_{\xi}}(t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)) = r_{p_{\xi}}(t_1, \dots, t_k), t_1 \in \mathbf{W}_{c_m}, t_2, \dots, t_k \in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.34)$$

Оцінювання одновимірних функції $F_{1_{\xi}}(x, t)$ та щільності розподілу $p_{1_{\xi}}(x, t)$ (якщо вона існує) також достатньо провести лише на одному m -му циклі циклічного випадкового процесу, тобто достатньо мати оцінки $\hat{F}_{1_{\xi}}(x, t)$, $\hat{p}_{1_{\xi}}(x, t)$, $t \in \mathbf{W}_{c_m}$. Так, якщо відомі одновимірні функція розподілу чи одновимірні щільності розподілу, тобто $F_{1_{\xi}}(x, t)$, $p_{1_{\xi}}(x, t)$, що задані на $t \in \mathbf{W}_{c_m}$, то для отримання їх на всій області визначення \mathbf{R} , запишемо наступні співвідношення:

$$F_{1_{\xi}}(x, t + T(t, n)) = F_{1_{\xi}}(x, t), t \in \mathbf{W}_{c_m}, n \in \mathbf{Z}, \quad (2.35)$$

$$p_{1_{\xi}}(x, t + T(t, n)) = p_{1_{\xi}}(x, t), t \in \mathbf{W}_{c_m}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.36)$$

Багатовимірні (k -вимірні) функції розподілу $F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k)$ циклічного випадкового процесу достатньо оцінити не на всій часовій області її визначення \mathbf{R}^k , а лише на області $\mathbf{W}_{c_m} \times \mathbf{R}^{k-1}$, тобто, $t_1 \in \mathbf{W}_{c_m}, t_2, \dots, t_k \in \mathbf{R}$, а решту значень отримати за відомою функцією ритму $T(t, n)$, а саме:

$$F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)) = F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k), \\ t_1 \in \mathbf{W}_{c_m}, t_2, \dots, t_k \in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.37)$$

На практиці реєструється скінченна кількість циклів циклічного випадкового процесу, то цей факт враховано у роботі [120], де при статистичному оцінюванні його ймовірнісних характеристик, формули для обчислення реалізацій відповідних статистичних оцінок імовірнісних характеристик циклічного випадкового процесу у випадку, коли задана деяка довга його реалізація $\xi_\omega(t), t \in \widehat{\mathbf{W}}$, яка містить достатньо велику кількість його повних циклів, набудуть такого вигляду.

Реалізація статистичної оцінки математичного сподівання:

$$\hat{m}_\xi(t) = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} \xi_\omega(t + T(t, n)), t \in \mathbf{W}_{c_1} = [\tilde{t}_1, \tilde{t}_2), \quad (2.38)$$

де $t_1 \neq 0$ – у загальному випадку.

Реалізація статистичної оцінки дисперсії:

$$\hat{d}_\xi(t) = \frac{1}{M-1} \cdot \sum_{n=0}^{M-1} \left[\xi_\omega(t + T(t, n)) - \hat{m}_\xi(t + T(t, n)) \right]^2, t \in \mathbf{W}_{c_1} = [\tilde{t}_1, \tilde{t}_2). \quad (2.39)$$

Реалізація статистичної оцінки початкової моментної функції k -го порядку:

$$\hat{m}_\xi^k(t) = \frac{1}{M} \cdot \sum_{n=0}^{M-1} \xi_\omega^k(t + T(t, n)), t \in \mathbf{W}_{c_1} = [\tilde{t}_1, \tilde{t}_2). \quad (2.40)$$

Реалізація статистичної оцінки центральної моментної функції k -го порядку:

$$\hat{d}_\xi^k(t) = \frac{1}{M-1} \cdot \sum_{n=0}^{M-1} \left[\xi_\omega(t + T(t, n)) - \hat{m}_\xi(t + T(t, n)) \right]^k, t \in \mathbf{W}_{c_1} = [\tilde{t}_1, \tilde{t}_2). \quad (2.41)$$

Реалізація статистичної оцінки змішаної початкової моментної функції порядку $p = \sum_{i=1}^k R_i$:

$$\hat{c}_{p_{\xi}}(t_1, \dots, t_k) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \cdot \sum_{n=0}^{M-M_1} \left[\xi_{\omega}^{R_1}(t_1 + T(t_1, n)) \cdot \dots \cdot \xi_{\omega}^{R_k}(t_k + T(t_k, n)) \right], t_1 \in \mathbf{W}_{c_1}, t_2, \dots, t_k \in \bigcup_{m=1}^{M_1} \mathbf{W}_{c_m}, \quad (2.42)$$

де M_1 ($M_1 \ll M$) – кількість циклів, у рамках яких набирають свої значення аргументи t_2, \dots, t_k .

Реалізація статистичної оцінки змішаної центральної моментної функції порядку $p = \sum_{i=1}^k R_i$:

$$\hat{r}_{p_{\xi}}(t_1, \dots, t_k) = \frac{1}{M - M_1} \cdot \sum_{n=0}^{M-M_1} \left[\left(\xi_{\omega}(t_1 + T(t_1, n)) - \hat{m}_{\xi}(t_1 + T(t_1, n)) \right)^{R_1} \cdot \dots \cdot \left(\xi_{\omega}(t_k + T(t_k, n)) - \hat{m}_{\xi}(t_k + T(t_k, n)) \right)^{R_k} \right], \quad (2.43)$$

$$t_1 \in \mathbf{W}_{c_1}, t_2, \dots, t_k \in \bigcup_{m=1}^{M_1} \mathbf{W}_{c_m}.$$

Реалізація статистичної оцінки функції розподілу $F_{k_{\xi}}(x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k)$ циклічного випадкового процесу:

$$\hat{F}_{k_{\xi}}(x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \cdot \sum_{n=0}^{M-M_1} \prod_{i=1}^k H(x_i - \xi_{\omega}(t_i + T(t_i, n))), t_1 \in \mathbf{W}_{c_1}, t_2, \dots, t_k \in \bigcup_{m=1}^{M_1} \mathbf{W}_{c_m}. \quad (2.44)$$

З метою проведення сумісного опрацювання СЗКС скористаємося розробленими в роботі [62] методами статистичного оцінювання сумісних функцій розподілу та взаємних моментних функцій, зокрема взаємних кореляційних та взаємних коваріаційних функцій компонент вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів.

Згідно з роботами [62, 67], реалізація статистичної оцінки змішаної початкової моментної функції порядку $p = \sum_{j=1}^k R_j$:

$$\hat{c}_{p_{\xi_{i_1} \dots i_k}}(t_1, \dots, t_k) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \cdot \sum_{n=0}^{M-M_1} \left[\xi_{i_{\omega}}^{R_1}(t_1 + T(t_1, n)) \cdot \dots \cdot \xi_{i_{\omega}}^{R_k}(t_k + T(t_k, n)) \right], \quad (2.45)$$

$$t_1 \in \mathbf{W}_{c_1}, t_2, \dots, t_k \in \bigcup_{m=1}^{M_1} \mathbf{W}_{c_m}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}.$$

Реалізація статистичної оцінки змішаної центральної моментної функції

порядку $p = \sum_{j=1}^k R_j$:

$$\hat{r}_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}(t_1, \dots, t_k) = \frac{1}{M - M_1} \sum_{n=0}^{M-M_1} \left(\xi_{i_1}^{R_1}(t_1 + T(t_1, n)) - \hat{m}_{\xi_{i_1}}(t_1 + T(t_1, n)) \right)^{R_1} \dots \quad (2.46)$$

$$\cdot \left(\xi_{i_k}^{R_k}(t_k + T(t_k, n)) - \hat{m}_{\xi_{i_k}}(t_k + T(t_k, n)) \right)^{R_k}, t_1 \in \mathbf{W}_{c_1}, t_2, \dots, t_k \in \bigcup_{m=1}^{M_1} \mathbf{W}_{c_m}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}.$$

2.3. Зонна структура циклічного випадкового процесу та метод оцінювання його функції ритму на основі відомостей про зонну структуру

2.3.1. Основні підходи до сегментація кардіосигналів

У багатьох задачах аналізу циклічних сигналів серця постає завдання їх сегментації – розбиття на певні сегменти, зони. Відомості про сегментну структуру циклічного сигналу необхідні для оцінювання його функції ритму, що, у свою чергу, дає змогу провести дискретизацію та статистичний аналіз циклічних сигналів серця. Відомими методами сегментації кардіосигналів є:

- аналіз амплітудних характеристик сигналу;
- аналіз різницевої функції першого порядку (першої похідної) сигналу та порівняння її екстремумів з пороговими значеннями;
- аналіз допоміжних залежностей типу „функції форми”, „узагальненої енергетичної функції” та інших;
- аналіз з використанням еталонних сигналів.

Метод аналізу амплітудних характеристик сигналу передбачає вимірювання амплітуд ЕКС і порівняння їх з відомими пороговими значеннями з метою виявлення R – зубців. Недолік цього методу проявляється в значній чутливості до рівня сигналу та дрейфу ізопотенціальної лінії.

Одним з найпоширеніших методів виявлення QRS - комплексів, а точніше R – зубців, є метод аналізу різницевої функції першого порядку (першої похідної) та порівняння її екстремумів з пороговими значеннями [131]. Широке використання цього методу пояснюється відносно простою структурою алгоритму та простотою його реалізації. Метод дає хибні результати у випадку зашумлених сигналів, сигналів з трендом.

Наступні алгоритми використовують різні перетворення, результати яких відображають певні властивості ЕКС. Наприклад, як „функцію форми” використовують функцію від модуля різниці другого порядку (другої похідної), що визначається для низькочастотної складової ЕКС. Ці методи також мають недоліки попередніх.

Головна ідея методу еталонів полягає в тому, що один із комплексів QRS на початку аналізу ЕКС приймається за еталон. Далі відбувається його співставлення з іншими QRS – комплексами, залежно, від обраної метрики близькості (наприклад середньоквадратична, рівномірна, кореляційна). Цей метод має велику завадостійкість. Але головний недолік його полягає в тому,

що невдалий вибір зашумленого еталона призведе до помилок при його порівнянні з іншими ділянками ЕКС.

Інші підходи до сегментації циклічних сигналів серця у вигляді випадкового процесу із зонною часовою структурою наведено в роботі [132].

2.3.2. Зонна структура циклічного випадкового процесу та метод оцінювання його функції ритму на основі відомостей про зонну структуру

Розроблені методи статистичного оцінювання як для випадку одного циклічного випадкового процесу, так і для вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, ґрунтуються на припущенні, що є відомою функція ритму $T(t, n)$ циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t)$ чи циклічного випадкового вектора $\Theta_N(\omega, t)$, хоча в багатьох практичних випадках вона є невідомою і потребує попереднього визначення (оцінювання).

У роботі [121] розроблено метод оцінювання функції ритму циклічних сигналів, математичною моделлю яких є абстрактне циклічне функціональне відношення, зокрема циклічний випадковий процес чи вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Цей метод ґрунтується на тому факті, що циклічний випадковий процес $\xi(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}$ є упорядкованою множиною ізоморфних відносно порядку та ймовірнісних характеристик циклів, а тому, згідно з роботою [122], його можна подати у вигляді такого упорядкованого об'єднання:

$$\{(t, \xi(\omega, t)), t \in \mathbf{R}\} = \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \{(t, \xi_m(\omega, t)), t \in \mathbf{W}_{c_m}\}, \quad (2.47)$$

де півінтервал $\mathbf{W}_{c_m} = [\tilde{t}_m, \tilde{t}_{m+1})$, що є елементом зліченного розбиття множини дійсних чисел \mathbf{R} , є областю визначення m -го циклу циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}$; множина $\{\xi_m(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{W}_{c_m}, m \in \mathbf{Z}\}$ є множиною циклів, тобто випадкових процесів, для k -вимірних функцій розподілу $\left\{ F_{k_{\xi_{m_1} \dots \xi_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k), (t_1, \dots, t_k) \in \prod_{j=1}^k \mathbf{W}_{c_{m_j}}, m_1, \dots, m_k \in \mathbf{Z} \right\}$ яких має місце така рівність:

$$F_{k_{\xi_{m_1} \dots \xi_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = F_{k_{\xi_{m_1+n} \dots \xi_{m_k+n}}} (x_1, \dots, x_k; t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), \quad (2.48)$$

$$x_1, \dots, x_k \in \mathbf{R}, (t_1, \dots, t_k) \in \prod_{j=1}^k \mathbf{W}_{c_{m_j}}, m_1, \dots, m_k, n \in \mathbf{Z},$$

що є наслідком циклічності випадкового процесу $\xi(\omega, t)$.

Очевидно, що виконується така рівність:

$$F_{k_{\xi_{m_1} \dots \xi_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = F_{k_{\xi}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k), (t_1, \dots, t_k) \in \prod_{j=1}^k \mathbf{W}_{c_{m_j}}, m_1, \dots, m_k \in \mathbf{Z}. \quad (2.49)$$

Якщо $m_1 = \dots = m_k = m$, то k -вимірною функцією розподілу $F_{k_{\xi_{m_1} \dots \xi_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) \in k$ -вимірною автофункцією розподілу m -го циклу циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t)$. У цьому разі вона є заданою на гіперкубі $\mathbf{W}_{c_m}^k$, що є k -кратним декартовим добутком області визначення \mathbf{W}_{c_m} . Оскільки циклічний випадковий процес $\xi(\omega, t)$ містить зліченну множину циклів, то вся сукупність їх автофункцій розподілу задані на зліченній множині гіперкубів $\{\mathbf{W}_{c_m}^k, m \in \mathbf{Z}\}$.

Якщо рівність індексів $m_j, j = \overline{1, k}$ не має місця, то k -вимірною функцією розподілу $F_{k_{\xi_{m_1} \dots \xi_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) \in$ сумісною k -вимірною функцією розподілу між відповідними (m_1 -м, m_2 -м, ..., m_k -м) циклами. Сумісна k -вимірною функцією розподілу $F_{k_{\xi_{m_1} \dots \xi_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) \in$ заданою на k -кратному декартовому добутку $\prod_{j=1}^k \mathbf{W}_{c_{m_j}}$. Вся множина сумісних k -вимірних функцій розподілу задана на області $\mathbf{R}^k \setminus \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \mathbf{W}_{c_m}^k$.

Функції розподілу (k -вимірні функції розподілу) $F_{k_{\xi}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k)$ циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t)$ можуть бути записані через функції розподілу його циклів $\{\xi_m(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{W}_{c_m}, m \in \mathbf{Z}\}$, а саме через таке k -кратне упорядковане об'єднання [123]:

$$\left\{ \left((t_1, \dots, t_k), F_{k_{\xi}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) \right), (t_1, \dots, t_k) \in \mathbf{R}^k \right\} = \bigcup_{m_1 \in \mathbf{Z}}^{(k)} \bigcup_{m_k \in \mathbf{Z}} \left\{ \left((t_1, \dots, t_k), F_{k_{\xi_{m_1} \dots \xi_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) \right), (t_1, \dots, t_k) \in \prod_{j=1}^k \mathbf{W}_{c_{m_j}} \right\}, \quad (2.50)$$

$$k \in \mathbf{N}, x_1, \dots, x_k \in \mathbf{R}.$$

Згідно із роботою [122], циклічний випадковий процес можна подати і у вигляді такої конструкції:

$$\xi(\omega, t) = \sum_{m \in \mathbf{Z}} \tilde{\xi}_m(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}, \quad (2.51)$$

де $\tilde{\xi}_m(\omega, t)$ - випадковий процес, який визначається так:

$$\tilde{\xi}_m(\omega, t) = \xi(\omega, t) \cdot I_{\mathbf{W}_{c_m}}(t), m \in \mathbf{Z}, \omega \in \mathbf{\Omega}, t \in \mathbf{R}, \quad (2.52)$$

а функція $I_{\mathbf{W}_{c_m}}(t)$ є індикаторною функцією m -го циклу, яка дорівнює:

$$I_{\mathbf{W}_{c_m}}(t) = \begin{cases} 1, t \in \mathbf{W}_{c_m}, \\ 0, t \notin \mathbf{W}_{c_m}. \end{cases} \quad (2.53)$$

Отже, звуження випадкового процесу $\tilde{\xi}_m(\omega, t)$ на область \mathbf{W}_{c_m} є m -м циклом $\xi_m(\omega, t)$ циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t)$.

Функції розподілу циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t)$ можуть бути записані через функції розподілу вектора $\{\tilde{\xi}_m(\omega, t), m \in \mathbf{Z}\}$, а саме [122]:

$$F_{k_{\tilde{\xi}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = \sum_{m_1 \in \mathbf{Z}} \binom{k}{m_1} \sum_{m_k \in \mathbf{Z}} F_{k_{\tilde{\xi}_{m_1} \dots \tilde{\xi}_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) \cdot \prod_{j=1}^k I_{\mathbf{W}_{c_{m_j}}}(t_j), k \in \mathbf{N}, \quad (2.54)$$

де $\left\{ F_{k_{\tilde{\xi}_{m_1} \dots \tilde{\xi}_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k), (t_1, \dots, t_k) \in \mathbf{R}^k, m_1, \dots, m_k \in \mathbf{Z} \right\}$ - множина k -вимірних функцій розподілу вектора $\{\tilde{\xi}_m(\omega, t), m \in \mathbf{Z}\}$.

Якщо $m_1 = \dots = m_k = m$, то k -вимірна функція розподілу $F_{k_{\tilde{\xi}_m \dots \tilde{\xi}_m}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k)$ є k -вимірною автофункцією розподілу m -ї компоненти $\tilde{\xi}_m(\omega, t)$, що дорівнює:

$$F_{k_{\tilde{\xi}_m \dots \tilde{\xi}_m}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = \begin{cases} F_{k_{\tilde{\xi}_m \dots \tilde{\xi}_m}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k), (t_1, \dots, t_k) \in \mathbf{W}_{c_m}^k; \\ \bar{F}_k (x_1, \dots, x_k), (t_1, \dots, t_k) \in (\mathbf{R} \setminus \mathbf{W}_{c_m})^k; \\ F_{l_{\tilde{\xi}_m \dots \tilde{\xi}_m}} (x_1, \dots, x_l; t_1, \dots, t_l) \cdot \bar{F}_{k-l} (x_{l+1}, \dots, x_k), \\ (t_1, \dots, t_l) \in \mathbf{W}_{c_m}^l, (t_{l+1}, \dots, t_k) \in (\mathbf{R} \setminus \mathbf{W}_{c_m})^{k-l}, l = \overline{1, k-1}. \end{cases} \quad (2.55)$$

де $\bar{F}_k(x_1, \dots, x_k)$ - функція розподілу k -вимірного детермінованого вектора, кожна компонента якого дорівнює нулеві. У цьому разі функція $\bar{F}_k(x_1, \dots, x_k)$ дорівнює:

$$\bar{F}_k(x_1, \dots, x_k) = \begin{cases} 0, & (x_1, \dots, x_k) \notin [0, \infty)^k, \\ 1, & (x_1, \dots, x_k) \in [0, \infty)^k. \end{cases} \quad (2.56)$$

Отже, як видно із формули (2.55), функція розподілу $F_{k_{\xi_m} \dots \xi_m}(x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k)$ m -ї компоненти $\tilde{\xi}_m(\omega, t)$, якщо її розглядати лише на гіперкубі $\mathbf{W}_{c_m}^k$, що є k -кратним декартовим добутком області \mathbf{W}_{c_m} , є автофункцією розподілу m -го циклу циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t)$.

Якщо рівність індексів $m_j, j = \overline{1, k}$ не має місця, то k -вимірною функцією розподілу $F_{k_{\xi_{m_1}} \dots \xi_{m_k}}(x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k)$ є сумісною k -вимірною функцією розподілу між відповідними $(m_1$ -м, m_2 -м, ..., m_k -м) компонентами вектора $\{\tilde{\xi}_m(\omega, t), m \in \mathbf{Z}\}$, яка дорівнює:

$$F_{k_{\xi_{m_1}} \dots \xi_{m_k}}(x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = \begin{cases} F_{k_{\xi_{m_1}} \dots \xi_{m_k}}(x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k), & (t_1, \dots, t_k) \in \prod_{j=1}^k \mathbf{W}_{c_{m_j}}; \\ \bar{F}_k(x_1, \dots, x_k), & (t_1, \dots, t_k) \in \prod_{j=1}^k \mathbf{R} \setminus \mathbf{W}_{c_{m_j}}; \\ F_{l_{\xi_{m_1}} \dots \xi_{m_l}}(x_1, \dots, x_l; t_1, \dots, t_l) \cdot \bar{F}_{k-l}(x_{l+1}, \dots, x_k), & \\ (t_1, \dots, t_l) \in \prod_{j=1}^l \mathbf{W}_{c_{m_j}}, (t_{l+1}, \dots, t_k) \in \prod_{j=l+1}^k \mathbf{R} \setminus \mathbf{W}_{c_{m_j}}, & l = \overline{1, k-1}. \end{cases} \quad (2.57)$$

Відзначимо, що формула (2.55) є частинним випадком формули (2.57), коли всі індекси є однаковими, а саме $m_1 = \dots = m_k = m$.

Оскільки випадковий процес $\xi(\omega, t)$ є циклічним, то для k -вимірних функцій розподілу $\left\{ F_{k_{\xi_{m_1}} \dots \xi_{m_k}}(x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k), m_1, \dots, m_k \in \mathbf{Z} \right\}$ компонент вектора $\{\tilde{\xi}_m(\omega, t), m \in \mathbf{Z}\}$ має місце рівність:

$$\begin{aligned} & F_{k_{\xi_{m_1}} \dots \xi_{m_k}}(x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = \\ & = F_{k_{\xi_{m_1+n} \dots \xi_{m_k+n}}}(x_1, \dots, x_k; t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), \quad x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k \in \mathbf{R}, m_1, \dots, m_k, n \in \mathbf{Z}. \end{aligned} \quad (2.58)$$

Ще одним способом зображення циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t)$, який враховує наявність зонної структури на його циклах, є конструкція:

$$\xi(\omega, t) = \sum_{m \in \mathbf{Z}} \sum_{i=1}^N \tilde{\xi}_{mi}(\omega, t), \quad \omega \in \mathbf{\Omega}, t \in \mathbf{R}, \quad (2.59)$$

де $\left\{ \tilde{\xi}_{mi}(t), t \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N} \right\}$ – матриця випадкових процесів, що зображають i -ті зони в m -их циклах циклічного випадкового процесу, і які дорівнюють:

$$\tilde{\xi}_{mi}(\omega, t) = \xi(\omega, t) \cdot I_{W_{mi}}(t), t \in \mathbf{R}. \quad (2.60)$$

Згідно із роботою [122], запишемо функцію розподілу випадкового процесу, який задано конструкцією (2.59), а саме:

$$F_{k_{\xi}}(x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = \sum_{m_1 \in \mathbf{Z}} \sum_{i_1=1}^N \binom{k}{m_1, \dots, m_k} \sum_{m_k \in \mathbf{Z}} \sum_{i_k=1}^N F_{k_{\xi_{m_1, i_1} \dots \xi_{m_k, i_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) \cdot \prod_{j=1}^k I_{W_{m_j, i_j}}(t_j), k \in \mathbf{N}. \quad (2.61)$$

де $\left\{ F_{k_{\xi_{m_1, i_1} \dots \xi_{m_k, i_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k), k \in \mathbf{N}, m_1, \dots, m_k \in \mathbf{Z}, i_1, \dots, i_k \in \overline{1, N} \right\}$ – множина k -вимірних функцій розподілу компонент матриці $\left\{ \tilde{\xi}_{mi}(t), t \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N} \right\}$ випадкових процесів.

Якщо є відомою множина $\mathbf{D}_z = \left\{ \tilde{t}_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N} \right\}$, то можна визначити дискретну функцію ритму $T(\tilde{t}_{m,i}, n)$, яка є вкладеною в неперервну $T(t, n)$, а саме:

$$T(\tilde{t}_{m,i}, n) = \tilde{t}_{m+n,i} - \tilde{t}_{m,i}, \forall n \in \mathbf{Z}, \tilde{t}_{m,i} \in \mathbf{D}_z. \quad (2.62)$$

У випадку, якщо найдрібнішою зоною циклічної функції $f(t), t \in \mathbf{W}$ є її цикл, то дискретна функція ритму буде визначатися через моменти $\{\tilde{t}_m, m \in \mathbf{Z}\}$ початків циклів функції:

$$T(\tilde{t}_m, n) = \tilde{t}_{m+n} - \tilde{t}_m, \forall n \in \mathbf{Z}, \tilde{t}_m \in \mathbf{D}_c. \quad (2.63)$$

Таким чином, встановлено взаємозв'язок між дискретною функцією ритму, що є вкладеною в функцію ритму циклічної функції, та її зонною структурою.

Оскільки будь-яка циклічна функція може розглядатися як функція із зонною структурою, де найбільшою зоною є її цикл, а також встановлено, що за заданою множиною $\mathbf{D}_c = \{\tilde{t}_m, m \in \mathbf{Z}\}$ елементів області визначення \mathbf{W} , що відповідають початкам циклів циклічної функції, а також за заданою множиною $\mathbf{D}_z = \left\{ \tilde{t}_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N} \right\}$ елементів області визначення \mathbf{W} , що відповідають початкам зон циклічної функції, коли необхідно враховувати більш дрібніші

ніж цикл сегменти, на основі формул (2.62) та (2.63) можна визначити дискретні функції ритму $T(\tilde{t}_m, n)$ та $T(\tilde{t}_{mi}, n)$, що є вкладеними в неперервну $T(t, n)$, тому першим етапом оцінювання функції ритму циклічного сигналу є отримання відомостей про його зонну структуру. Методи визначення зонної структури базуються на специфічній інформації про характеристики зон і не є універсальними. Так, наприклад, у роботах [124, 125] розроблено методи сегментації електрокардіосигналу, що базуються на ідеї виявлення зон стаціонарності, які чергуються із нестаціонарними ділянками електрокардіосигналу.

Згідно із роботою [121], задача оцінювання функції ритму циклічного сигналу полягає у наступному. Нехай маємо циклічний сигнал, що адекватно описується абстрактною циклічною функцією $f(t), t \in \mathbf{R}$ із зонною структурою на її циклах. Припустимо, що множина $\mathbf{D}_z = \left\{ \tilde{t}_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N} \right\}$ є відомою. У роботі [121] запропоновано визначати (оцінювати) функцію ритму $T(t, n)$ неперервної циклічної функції $f(t), t \in \mathbf{R}$ шляхом проведення інтерполяції функції ритму $T(\tilde{t}_{mi}, n)$ дискретної циклічної функції $f(\tilde{t}_{mi}), \tilde{t}_{mi} \in \mathbf{D}_z$, що є вкладеною в неперервну $f(t), t \in \mathbf{R}$. Умови, що накладаються на інтерполяційну функцію $\hat{T}(t, n)$ є тими ж умовами, яким повинна задовольняти функція ритму $T(t, n)$, тобто умовам (2.1) та (2.2). Якщо неперервна функція ритму має похідну, то умова (2.2) переходить в умову (2.3), а саме, $T'_t(t, n) > -1, \forall n \in \mathbf{Z}, \forall t \in \mathbf{R}$, як це показано в [117].

Отже, задача оцінювання функції ритму полягає у визначенні такої інтерполяційної функції $\hat{T}(t, n)$, яка б проходила через дискретні значення функції $T(\tilde{t}_{mi}, n)$ та задовольняла умовам функції ритму $T(t, n)$, зокрема її похідна по t , якщо вона існує, не повинна бути меншою ніж мінус одиниця.

За відомими $T(t, 1)$ та $T(t, -1)$ на основі рекурентних співвідношень (2.10) та (2.11) можна визначити функцію $T(t, n)$ для довільного цілого n . А, отже, достатньо провести оцінювання функцій $T(t, 1)$ та $T(t, -1)$, а функцію $T(t, n)$ визначити на основі рекурентних співвідношень (2.10) та (2.11). Як нижче буде показано, що у випадку кускової лінійності функції $T(t, 1)$, функцію $T(t, -1)$ можна отримати за оціненою $T(t, 1)$.

У роботі [121], запропоновано найпростіший вид інтерполяції – лінійну інтерполяцію функції $\hat{T}(t, 1)$, яка буде мати вигляд:

$$\hat{T}(t, 1) = \sum_{m \in \mathbf{Z}} \sum_{i=1}^N \hat{T}_{mi}(t), t \in \mathbf{R}, \quad (2.64)$$

де $\left\{ \hat{T}_{mi}(t) \right\}$ – множина функцій, які дорівнюють:

$$\hat{T}_{mi}(t) = \begin{cases} k_{mi} \cdot t + b_{mi}, & t \in \mathbf{W}_{mi}, \\ 0, & t \notin \mathbf{W}_{mi}. \end{cases}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}. \quad (2.65)$$

Область $\mathbf{W}_{mi} = [\tilde{t}_{mi}, \tilde{t}_{m,i+1})$ відповідає i -й зоні в m -му циклі. Якщо $i = N$, то $\tilde{t}_{m,N+1} = \tilde{t}_{m+1,1}$. Звичайно, на практиці m набирає свої значення зі скінченної підмножини цілих чисел.

Отже при лінійній інтерполяції функції ритму необхідно знайти множини коефіцієнтів $\{k_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}\}$ та $\{b_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}\}$, які повністю визначають інтерполяційну функцію $\hat{T}(t, 1)$. Дані коефіцієнти $\{k_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}\}$ та $\{b_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}\}$ визначатимуться за співвідношеннями:

$$k_{mi} = \frac{T(\tilde{t}_{m,i+1}, 1) - T(\tilde{t}_{m,i}, 1)}{\tilde{t}_{m,i+1} - \tilde{t}_{m,i}}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}, \quad (2.66)$$

$$b_{mi} = T(\tilde{t}_{m,i+1}, 1) - \frac{T(\tilde{t}_{m,i+1}, 1) - T(\tilde{t}_{m,i}, 1)}{\tilde{t}_{m,i+1} - \tilde{t}_{m,i}} \cdot \tilde{t}_{m,i+1}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}. \quad (2.67)$$

Згідно із умовами, що накладаються на інтерполяційну функцію $\hat{T}(t, 1)$ її похідна, яка існує у всіх точках множини \mathbf{R} , за винятком точок множини $\mathbf{D}_z = \{\tilde{t}_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}\}$, повинна бути більшою за мінус одиницю, а це можливо лише коли похідні функцій $\{\hat{T}_{mi}(t)\}$ будуть більшими ніж -1 . Похідні функцій $\{\hat{T}_{mi}(t)\}$ дорівнюють коефіцієнтам $\{k_{mi}\}$, які обчислюються згідно з формулою (2.66) і завжди є більшими за -1 , оскільки $T(\tilde{t}_{m,i+1}, 1) - T(\tilde{t}_{m,i}, 1) > \tilde{t}_{m,i} - \tilde{t}_{m,i+1}$, що випливає із умов функції ритму, яким, звичайно, задовольняє дискретна функція ритму $T(\tilde{t}_{m,i}, 1)$, а саме:

$$k_{mi} = \frac{T(\tilde{t}_{m,i+1}, 1) - T(\tilde{t}_{m,i}, 1)}{\tilde{t}_{m,i+1} - \tilde{t}_{m,i}} > -1, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}. \quad (2.68)$$

Оскільки при визначенні функції $T(t, 1)$ використана лінійна інтерполяція, то легко провести лінійну інтерполяцію функції $T(t, -1)$. Так, для дискретної функції ритму $T(\tilde{t}_{m,i}, n)$ має місце співвідношення:

$$T(\tilde{t}_{m,i}, n) = -T(\tilde{t}_{m+n,i}, -n), \forall n \in \mathbf{N}. \quad (2.69)$$

У частинному випадку, коли $n = 1$, співвідношення (2.69) буде мати вигляд:

$$T(\tilde{t}_{m,i}, 1) = -T(\tilde{t}_{m+1,i}, -1). \quad (2.70)$$

Співвідношення (2.69) та (2.70) випливають із того факту, що множина значень $\{f(\tilde{t}_{mi}), m \in \mathbf{Z}, i = \text{const}\}$ є множиною однофазних значень циклічної дискретної функції, яка задана на дискретній області $\mathbf{D}_z = \{\tilde{t}_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}\}$.

Виходячи із співвідношення (2.70) для дискретної функції ритму, що є вкладеною в неперервну, можна записати аналогічне співвідношення для самої неперервної функції ритму, яке дасть змогу аналітично обчислити функцію $T(t, -1)$ за відомою функцією $T(t, 1)$, за умови, що функція $T(t, 1)$ визначена шляхом лінійної інтерполяції дискретної функції $T(\tilde{t}_{m,i}, 1)$.

Запишемо аналітичний вираз, що пов'язує $\hat{T}(t, -1)$ та $\hat{T}(t, 1)$:

$$\hat{T}(t, -1) = -\hat{T}\left(\frac{\tilde{t}_{m,i} - \tilde{t}_{m-1,i}}{\tilde{t}_{m+1,i} - \tilde{t}_{m,i}} \cdot t + \frac{\tilde{t}_{m,i} - \tilde{t}_{m-1,i}}{\tilde{t}_{m+1,i} - \tilde{t}_{m,i}} \cdot \tilde{t}_{m-1,i} - \tilde{t}_{m,i}, 1\right), t \in \mathbf{W}_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}. \quad (2.71)$$

З іншого боку, функцію $\hat{T}(t, -1)$ можна записати так:

$$\hat{T}(t, -1) = -\hat{T}(\alpha_{m,i} \cdot t + S_{m,i}, 1), t \in \mathbf{W}_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}, \quad (2.72)$$

де коефіцієнти статичного масштабування $\{\alpha_{m,i}\}$ та коефіцієнти статичного зсуву $\{S_{m,i}\}$ дорівнюють:

$$\alpha_{m,i} = \frac{\tilde{t}_{m,i} - \tilde{t}_{m-1,i}}{\tilde{t}_{m+1,i} - \tilde{t}_{m,i}}, S_{m,i} = \frac{\tilde{t}_{m,i} - \tilde{t}_{m-1,i}}{\tilde{t}_{m+1,i} - \tilde{t}_{m,i}} \cdot \tilde{t}_{m-1,i} - \tilde{t}_{m,i}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}. \quad (2.73)$$

Записані співвідношення дають змогу обчислити $\hat{T}(t, -1)$ за відомою $\hat{T}(t, 1)$, причому виконання всіх умов, що накладаються на функцію ритму буде гарантованим.

2.4. Верифікація математичної моделі синхронно зареєстрованих кардіосигналів на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів

Жодна модель сигналу не може описати в повній мірі всі його сторони. Тому про відповідність математичної моделі реальному сигналу можна говорити лише наближено, використовуючи для цього перевірку на узгодженість властивостей запропонованої математичної моделі та властивостей реальних сигналів. Така процедура називається процедурою верифікації математичної моделі. Суть верифікації відповідної математичної моделі досліджуваного сигналу чи сукупності сигналів полягає у наступному.

1. Висувається гіпотеза про відповідність, адекватність математичної моделі СЗКС у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Сама гіпотеза базується на аналізі емпіричного матеріалу (реєстрограм СЗКС), а саме, емпірично встановлених властивостей досліджуваних сигналів – циклічності, стохастичності, мінливості та спільності їх ритму, які експлікуються, ідеалізуються та логічно доповнюються в сенсі Р. Невалінни до строгих математичних понять.

2. Здійснюється процедура верифікації запропонованої математичної моделі, а саме, шляхом статистичного опрацювання циклічних сигналів з використанням методів статистичного аналізу, які розроблені для вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, приймається рішення про відповідність чи не відповідність висунутої гіпотези результатам опрацювання.

Оскільки математична модель у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів постулює циклічну повторюваність ймовірнісних характеристик, мінливість та спільність ритму СЗКС, і ці властивості є основою при проведенні автоматизованого опрацювання досліджуваних кардіосигналів, то перевіркою на адекватність буде перевірка наявності повторюваності (наближеної до циклічної повторюваності) статистичних оцінок СЗКС, наявності мінливості ритму та наявності подібності оцінок функції ритму, які отримані окремо для кожної компоненти СЗКС.

З метою такої перевірки було проведено двадцять експериментів зі статистичної опрацювання різних типів СЗКС, як однієї, так і різної фізичної природи, як для норми, так і у випадках різного роду патологій.

Як типовий приклад розглянемо результати статистичного опрацювання електрокардіосигналу (ЕКС), реокардіосигналу (РКС) та фонокардіосигналу (ФКС), що синхронно зареєстровані та містили 24 серцевих цикли [64]. Усі три синхронно зареєстровані реалізації різних за фізичною природою кардіосигналів було розбито на два сегменти, кожен із яких містив однакову кількість циклів, а саме по 12 циклів. Для кожного із сегментів незалежно проведено статистичну обробку, а саме оцінено їх математичне сподівання, дисперсію та кореляційні функції. Рис. 2.1-2.9 ілюструють основні результати описаної вище процедури, на них наведено графіки реалізацій досліджуваних СЗКС, їх відповідні функції ритму та основні статистичні оцінки на двох послідовних сегментах СЗКС.

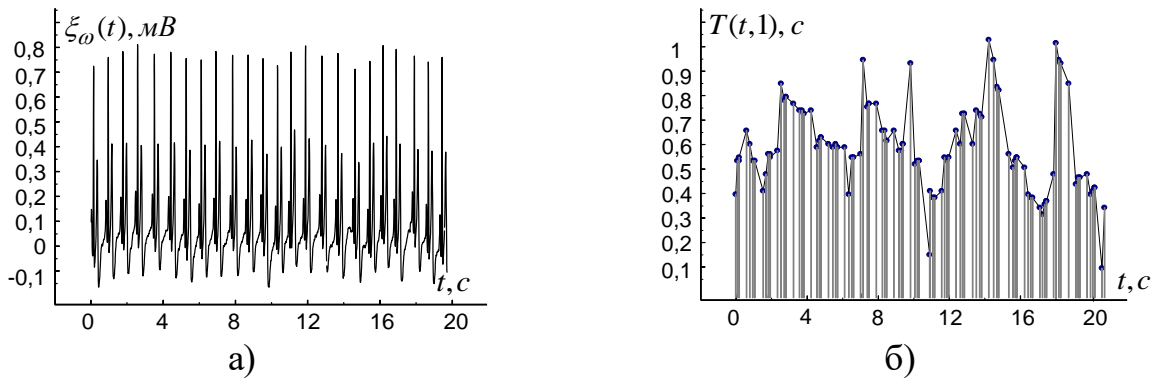


Рис. 2.1. Графіки реалізації ЕКС (а) та його функції ритму (б).

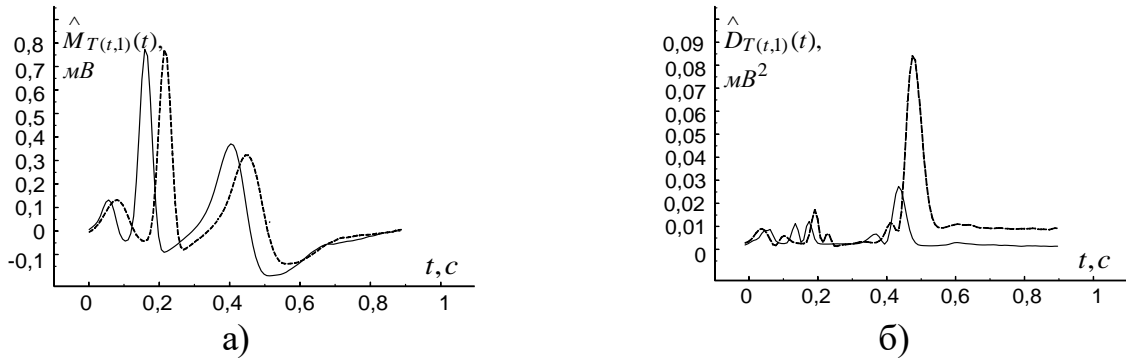


Рис. 2.2. Графіки реалізацій статистичних оцінок математичних сподівань (а) та дисперсій (б), які отримані за першим сегментом (суцільна лінія) та за другим (пунктирна лінія) сегментами ЕКС.

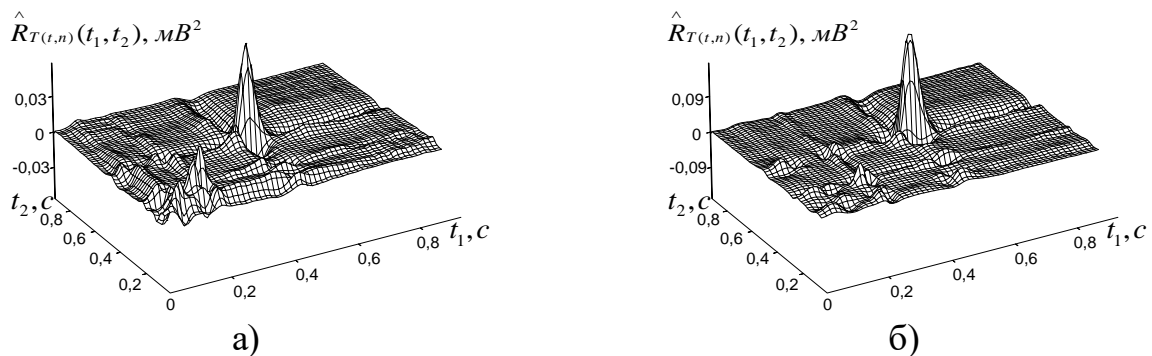


Рис. 2.3. Графіки реалізацій статистичних оцінок автокореляційних функцій, які отримані за першим сегментом (а) та за другим (б) сегментами ЕКС.

З рис. 2.2 та 2.3 видно подібність оцінюваних статистичних характеристик на двох різних сегментах ЕКС.

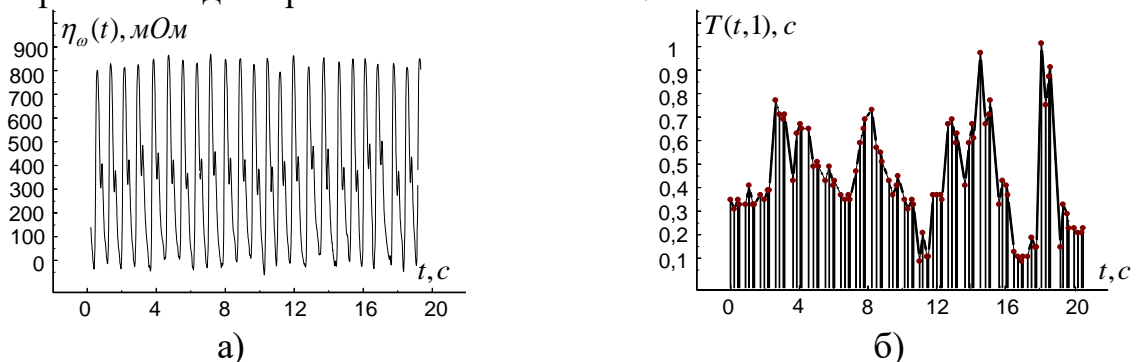


Рис. 2.4. Графіки реалізації РКС (а) та його функції ритму (б).

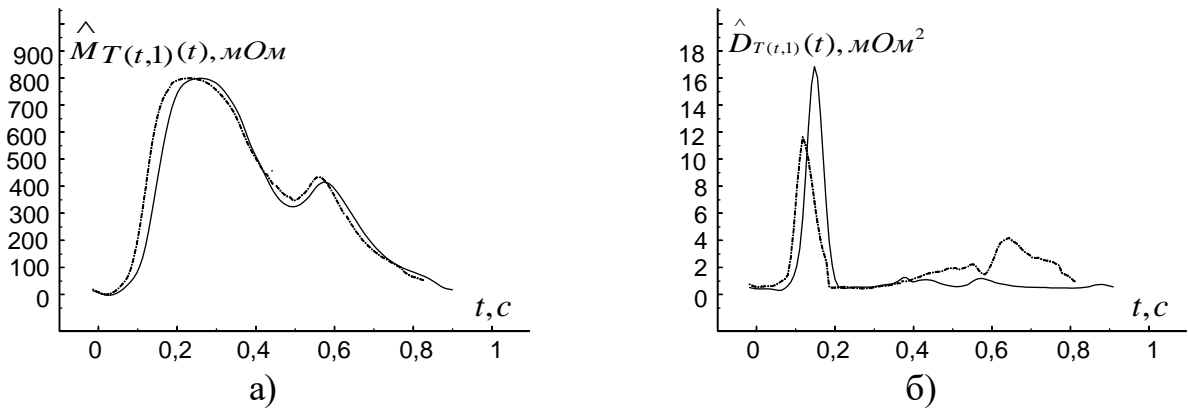


Рис. 2.5. Графіки реалізацій статистичних оцінок математичних сподівань (а) та дисперсій (б), які отримані за першим сегментом (суцільна лінія) та за другим (пунктирна лінія) сегментами РКС.

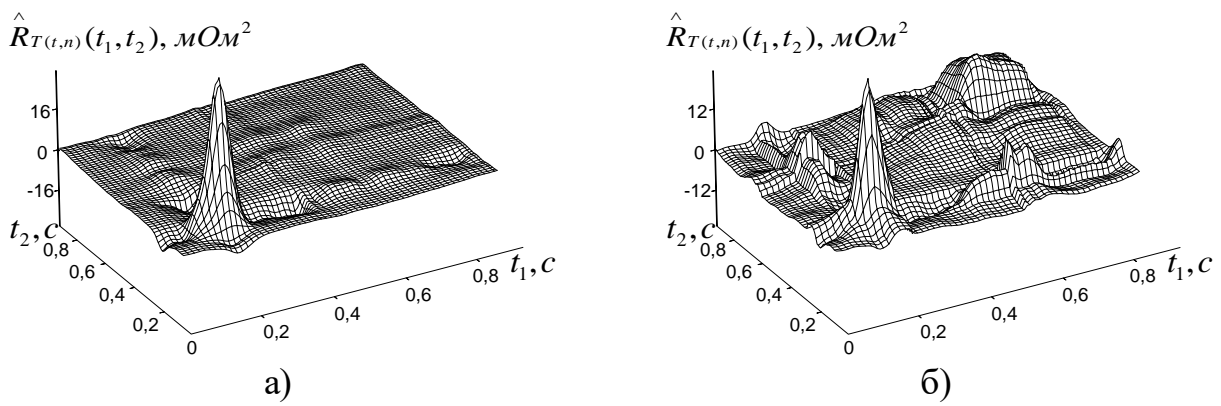


Рис. 2.6. Графіки реалізацій статистичних оцінок автокореляційних функцій, які отримані за першим (а) та за другим (б) сегментами РКС.

Аналогічно, як у попередньому випадку має місце подібність оцінюваних статистичних характеристик на двох різних сегментах РКС.

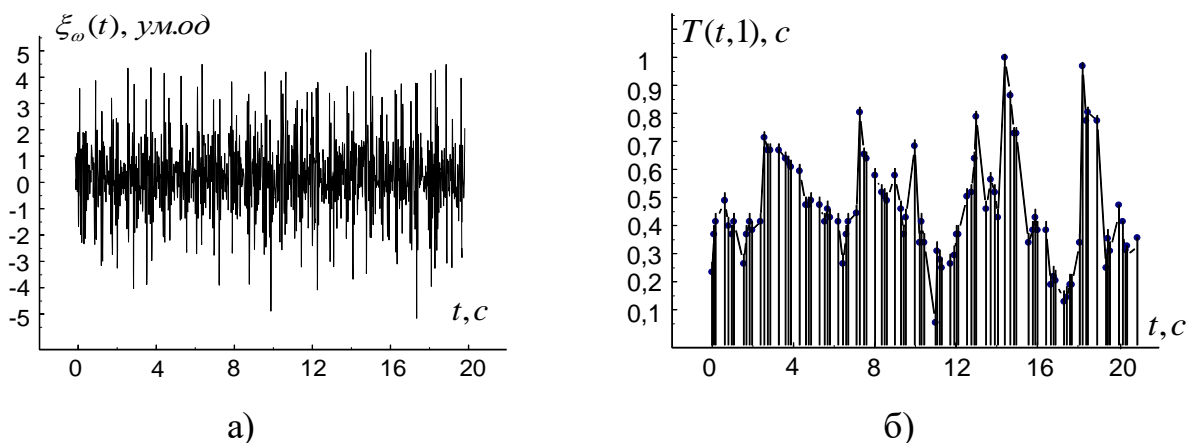
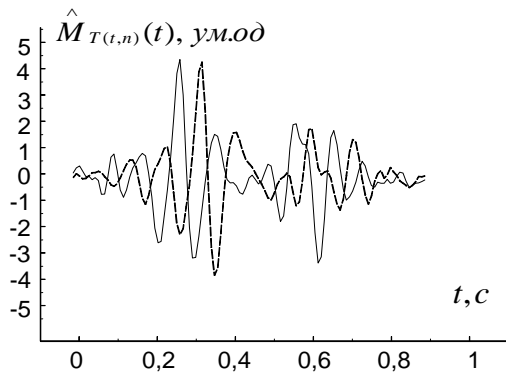
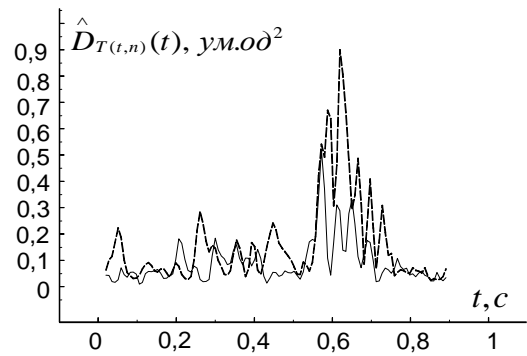


Рис. 2.7. Графіки реалізації ФКС (а) та його функції ритму (б).

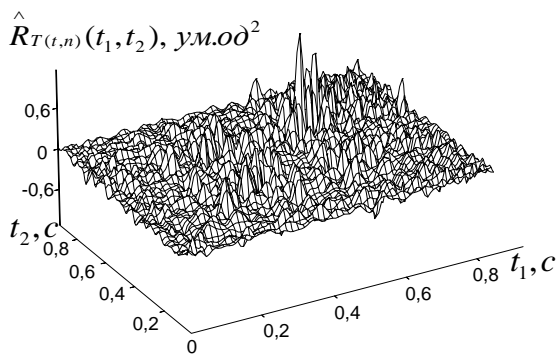


а)

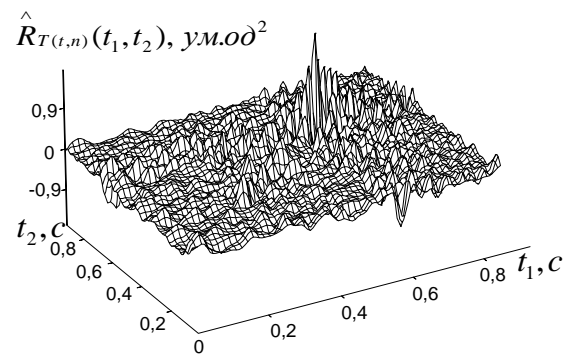


б)

Рис. 2.8. Графіки реалізацій статистичних оцінок математичних сподівань (а) та дисперсій (б), які отримані за першим (суцільна лінія) та за другим (пунктирна лінія) сегментами ФКС.



а)



б)

Рис. 2.9. Графіки реалізацій статистичних оцінок автокореляційних функцій, які отримані за першим (а) та за другим (б) сегментами ФКС.

У результаті проведення серії із 20 експериментів було виявлено, що отримані статистичні оцінки кожної з двох реалізацій СЗКС практично збігаються, а точніше, флюктують біля деяких теоретичних кривих, які можна розглядати як відповідні імовірнісні характеристики досліджуваних СЗКС. Оскільки статистичні оцінки отримані із одних і тих же реалізацій, але на різних їх ділянках, що розміщені одна за одною, то природно припустити, що імовірнісні характеристики СЗКС є циклічними [64].

Оцінки функції ритму, які отримані окремо для кожної компоненти СЗКС, є змінними та подібними, що вказує на справедливості гіпотези про мінливість та спільність ритму СЗКС.

Отже, модель СЗКС у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів є верифікованою, що вказує на її адекватність реальним СЗКС та дає підстави для її використання як основи математичних засобів комп'ютерного аналізу СЗКС.

2.5. Висновки

1. Обґрунтовано математичну модель сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів у вигляді вектора циклічних ритмічно

пов'язаних випадкових процесів, що дало змогу врахувати їх стохастичність, циклічність, мінливість та спільність ритму.

2. Обґрунтовано математичні засоби опрацювання сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів з використанням методів статистичного оцінювання ймовірнісних характеристик вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів.

3. Запропоновано використати відомий метод оцінювання функції ритму синхронно зареєстрованих кардіосигналів, який ґрунтується на відомостях про їх зонну структуру.

4. Проведено верифікацію математичної моделі синхронно зареєстрованих кардіосигналів у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, що дало підстави для його використання як основи математичних засобів комп'ютерного аналізу сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів.

РОЗДІЛ 3

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ СУМІСНОГО СТАТИСТИЧНОГО ОПРАЦЮВАННЯ СИНХРОННО ЗАРЕЄСТРОВАНИХ СИГНАЛІВ СЕРЦЯ ТА ДІАГНОСТИЧНІ ОЗНАКИ В АВТОМАТИЗОВАНИХ КАРДІОДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ

3.1. Методи попереднього опрацювання СЗКС на базі ЕОМ

Більшість зареєстрованих СЗКС замасковані в завадах, які мають різну природу та походження. Наприклад, при використанні кардіографічних методів, найбільш суттєвою завадою біологічного походження є електричні поля, що генеруються скелетними м'язами. Крім того, ряд завод зумовлені вимірювальною апаратурою, а саме, нестабільністю з'єднання між електродом та областю його контакту з біооб'єктом. Ще однією причиною спотворення кардіосигналів є проходження їх через підсилювачі та фільтри аналогової частини вимірювальної підсистеми та зовнішні фізичні поля, джерела яких розміщені поза біооб'єктом та вимірювальною апаратурою. При використанні електрокардіографічних та магнітокардіографічних методів зовнішніми завадами є наводки електромагнітної апаратури, а для механокардіографічних методів – механічні вібрації. Для усунення завод із зареєстрованих кардіосигналів використовують попередню фільтрацію та процедуру вилучення тренду.

Попередню фільтрацію можна здійснювати як аналоговими, так і цифровими засобами. Цифрові фільтри, порівняно з аналоговими, мають ряд певних переваг: вони мають високу стабільність та заводостійкість, легко піддаються модифікації їх структури та функцій. Вибір того чи іншого типу цифрового фільтра зумовлюється конкретними умовами та задачами фільтрації. Оскільки в дисертаційній роботі розглядаються питання сумісного опрацювання декількох синхронно зареєстрованих кардіосигналів, що пов'язано з великими масивами даних, то краще для цієї задачі підійдуть рекурсивні фільтри, оскільки алгоритми опрацювання на їх основі займають менше машинного часу, порівняно з їх нерекурсивними аналогами.

Рекурсивний фільтр опрацьовує вхідні кардіодані за співвідношенням

$$y_n = \sum_{k=0}^K a_k x_{n-k} - \sum_{k=0}^M b_k y_{n-k}, \quad (3.1)$$

де y_n – відліки вихідного сигналу фільтра, x_n – відліки вхідного сигналу, a_k , b_k – вагові коефіцієнти фільтра, числа K , M – визначають порядок рекурсивного фільтра.

Згідно із роботою [108] проведемо розрахунок фільтра Баттерворта четвертого порядку для усунення частоти 50 Гц із кардіосигналів. Для цього використаємо прототип фільтра низьких частот (ФНЧ) Баттерворта другого порядку для розрахунку режекторного фільтра, що спричинюється мережевою

змінною напругою. Вагові коефіцієнти прототипу вибираються з таблиці 12.4, яка подана в роботі [126].

$$\begin{aligned} a_0^* &= 0,2929, \quad b_0^* = 1, \\ a_1^* &= 0,5858, \quad b_1^* = 0, \\ a_2^* &= 0,2929, \quad b_2^* = 0,1716. \end{aligned} \quad (3.2)$$

Рівняння рекурсивного фільтра-прототипу другого порядку ($M = N = 2$) має вигляд

$$a_0^* x_n + a_1^* x_{n-1} + a_2^* x_{n-2} = b_0^* y_n + b_1^* y_{n-1} + b_2^* y_{n-2}. \quad (3.3)$$

Його передаточна функція має вигляд:

$$H(z^*) = \frac{a_0^* + a_1^* z^{*-1} + a_2^* z^{*-2}}{b_0^* + b_1^* z^{*-1} + b_2^* z^{*-2}}. \quad (3.4)$$

Перепишемо формулу (3.4) із врахуванням вагових коефіцієнтів

$$H(z^*) = \frac{0,2929 + 0,5858z^{*-1} + 0,2929z^{*-2}}{1 + 0,1716z^{*-2}}. \quad (3.5)$$

За формулами

$$\begin{aligned} z^{*-1} &= \frac{z^{-2} - \frac{2d}{1+l} z^{-1} + \frac{1-l}{1+l}}{\frac{1-l}{1+l} z^{-2} - \frac{2d}{1+l} z^{-1} + 1}, \\ d &= \frac{\cos(\pi f_o/f_a + \pi f_u/f_a)}{\cos(\pi f_o/f_a - \pi f_u/f_a)}, \\ l &= \operatorname{tg}(\pi f_o/f_a - \pi f_u/f_a) \operatorname{tg}(\pi f_g^*/f_a^*), \end{aligned} \quad (3.6)$$

де f_o – нижня гранична частота, 49 Гц,

f_u – верхня гранична частота, 51 Гц,

f_a – частота дискретизації сигналу, $f_a = 500$ Гц,

f_g^* – гранична частота для прототипу, $f_g^* = f_u = 51$ Гц,

f_a^* – частота дискретизації для фільтра прототипу $f_a^* = 4f_g^*$, 204 Гц,

виражаєм змінну z^* через z , при цьому

$$d = 0,9991,$$

$$l = 0,0011$$

отримаємо

$$z^{*-1} = \frac{z^{-2} - 1,9944z^{-1} + 0,9944}{0,9944z^{-2} - 1,9944z^{-1} + 1},$$

$$z^{*-2} = \frac{z^{-4} - 3,9888z^{-3} + 4,9777z^{-2} - 3,9666z^{-1} + 0,9888}{0,9888z^{-4} - 3,9666z^{-3} + 4,9777z^{-2} - 3,9888z^{-1} + 1}.$$

Отримані результати підставляємо в (3.5), і обчислюємо $H(z)$. Після деяких проміжних обчислень отримаємо рівняння четвертого порядку

$$H(z) = \frac{0,9825z^{-4} - 3,1794z^{-3} + 4,5372z^{-2} - 3,1794z^{-1} + 0,9825}{0,9651z^{-4} - 3,1512z^{-3} + 4,5369z^{-2} - 3,2076z^{-1} + 1}.$$

Отже, шукані вагові коефіцієнти фільтра будуть дорівнювати:

$$a_0 = 0,9825, b_0 = 1,$$

$$a_1 = -3,1794, b_1 = -3,2076,$$

$$a_2 = 4,5372, b_2 = 4,5369,$$

$$a_3 = -3,1794, b_3 = -3,1512,$$

$$a_4 = 0,9825, b_4 = 0,9651.$$

Запишемо рівняння шуканого режекторного фільтра четвертого порядку

$$Y_n = 0,9825X_n - 3,1794X_{n-1} + 4,5372X_{n-2} - 3,1794X_{n-3} + 0,9825X_{n-4} - \\ - 3,2076Y_{n-1} + 4,5369Y_{n-2} - 3,1512Y_{n-3} + 0,9651Y_{n-4} \quad (3.7)$$

Оскільки прототип ФНЧ другого порядку використовується один раз для нижньої та один раз для верхньої граничних частот, то рівняння четвертого порядку можна розкласти на рівняння другого порядку

$$H(z) = \frac{0,9912 - 1,6038z^{-1} + 0,9912z^{-2}}{1 - 1,5933z^{-1} + 0,9822z^{-2}} \times \frac{0,9912 - 1,6038z^{-1} + 0,9912z^{-2}}{1 - 1,6143z^{-1} + 0,9826z^{-2}}.$$

Отже, шукані коефіцієнти першого фільтра будуть дорівнювати:

$$a_{01} = 0,9912, a_{11} = -1,6038, a_{21} = 0,9912, b_{01} = 1, b_{11} = -1,5933, b_{21} = 0,9822,$$

другого

$$a_{02} = 0,9912, a_{12} = -1,6038, a_{22} = 0,9912, b_{02} = 1, b_{12} = -1,6143, b_{22} = 0,9826.$$

Як приклад перевірки якості усунення завади частотою 50 Гц розрахованим фільтром, через нього був пропущений гармонічний сигнал. На рис. 3.1 зображено графік вихідного сигналу після опрацювання фільтром Баттерворта вхідного гармонічного сигналу.

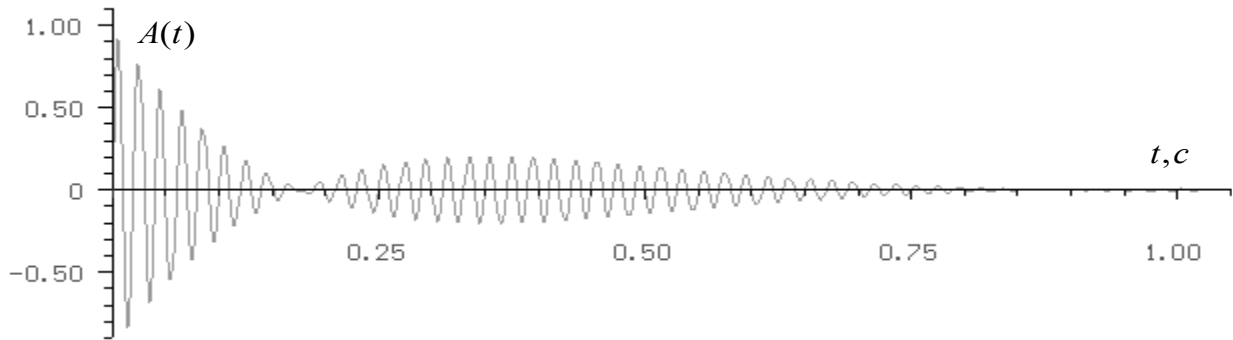


Рис. 3.1. Сигнал після проходження фільтра Баттерворта.

Окрім розглянутих вище завод, дуже часто оцифровані кардіосигнали містять лінійні та нелінійні тренди, які викликані різними причинами – дрейфом нуля вимірювальної апаратури, операціями попередньої фільтрації кардіосигналу, факторами біологічного походження (наприклад зміною ЕКГ внаслідок дихання пацієнта). Для їх усунення в дисертаційній роботі було використано спосіб, який полягає в підгонці до реалізації кардіосигналу многочлена невисокого порядку за методом найменших квадратів [127, 128]. Нехай $\{U_n\}$, $n = 1, 2, \dots, N$ вихідний ряд кардіоданих наближається многочленом степені K [128]:

$$\tilde{U}_n = \sum_{k=0}^K b_k n^k, \quad n = 1, 2, \dots, N, \quad (3.8)$$

де b_k – коефіцієнт розкладу.

На основі методу найменших квадратів пошук коефіцієнтів многочлена (3.8) відбувається шляхом мінімізації квадрата різниці вихідної послідовності $\{U_n\}$, $n = 1, 2, \dots, N$ і значень $\{\tilde{U}_n\}$.

$$Q = \sum_{n=1}^N (U_n - \tilde{U}_n)^2 = \sum_{n=1}^N \left[U_n - \sum_{k=0}^K b_k n^k \right]^2. \quad (3.9)$$

Послідовність коефіцієнтів b_k , $k = 0, 1, \dots, K$ отримується шляхом порівнювання до нуля похідних функції (3.9) за змінними коефіцієнтами b_k . Це приводить до такої системи з $K + 1$ рівнянь

$$\sum_{k=0}^K b_k \sum_{n=1}^N n^{k+m} = \sum_{n=1}^N U_n n^m, \quad m=0,1,2,\dots,K. \quad (3.10)$$

Таким чином, задавши степінь многочлена K і розв'язавши систему рівнянь (3.10), отримаємо коефіцієнти розкладу b_k . Далі за формулою (3.10) обчислюємо тренд і вилучаємо його із $\{U_n\}$, $n=1,2,\dots,N$:

$$\hat{U}_n = U_n - \tilde{U}_n, \quad (3.11)$$

де \hat{U}_n – кардіосигнал без тренда.

Типові приклади вилучення трендів різної форми СЗКС зображені на рис. 3.2 - 3.5.

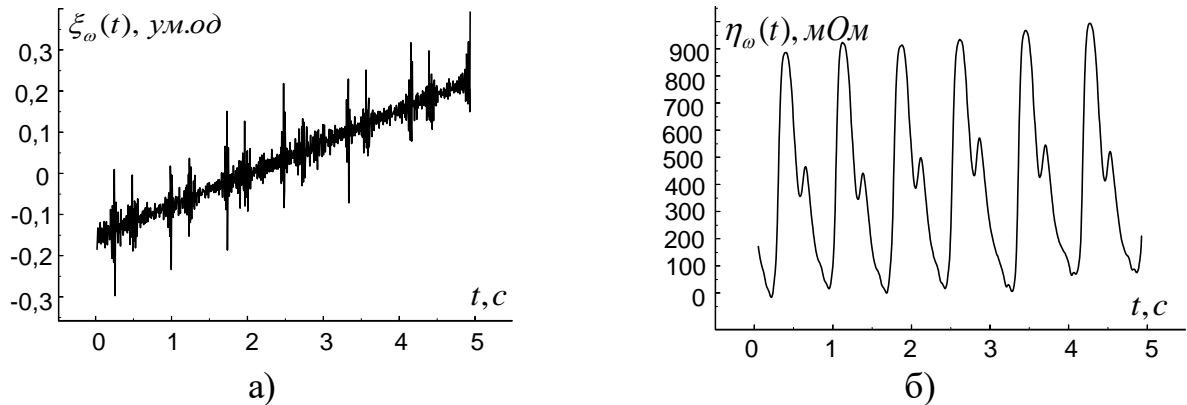


Рис. 3.2. Синхронно зареєстровані ФКС та РКС, що містять лінійний тренд.

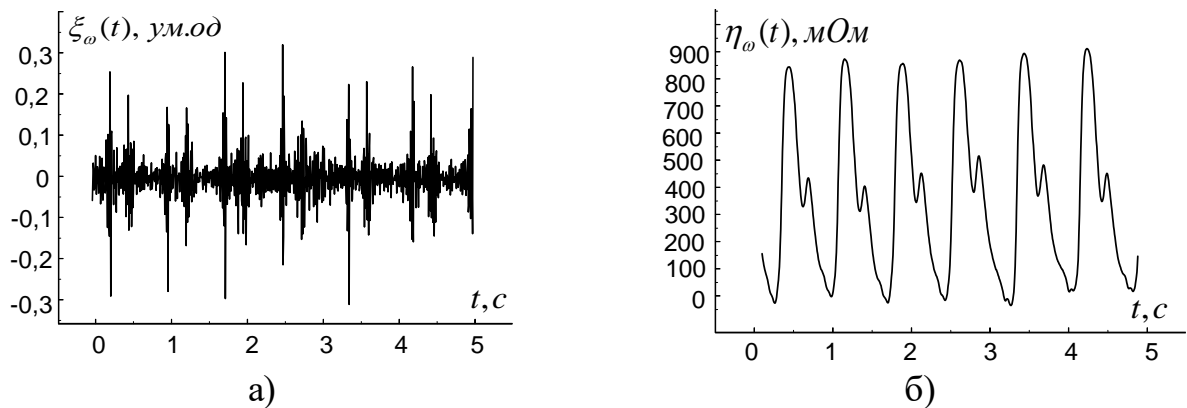


Рис. 3.3. Синхронно зареєстровані ФКС та РКС після вилучення тренда.

Як видно з рисунку 3.3, лінійний тренд сукупності СЗКС різної фізичної природи вилучено.

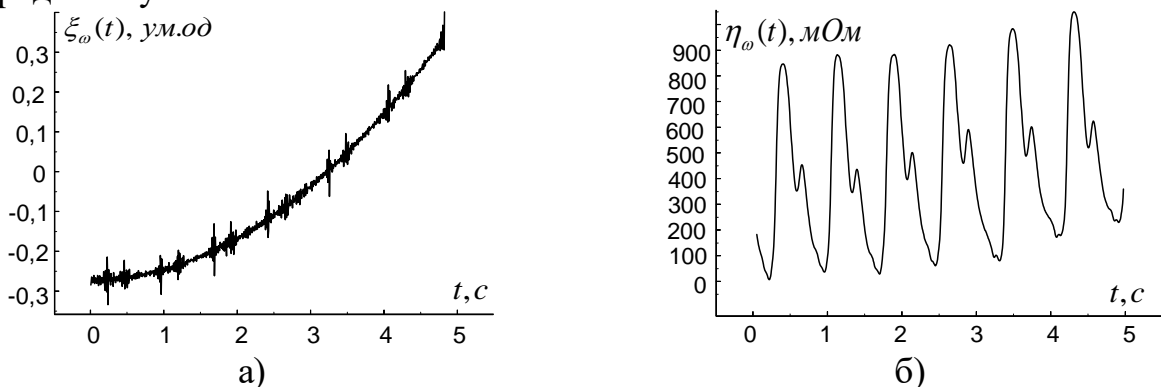


Рис. 3.4. Синхронно зареєстровані ФКС та РКС, що містять нелінійний тренд.

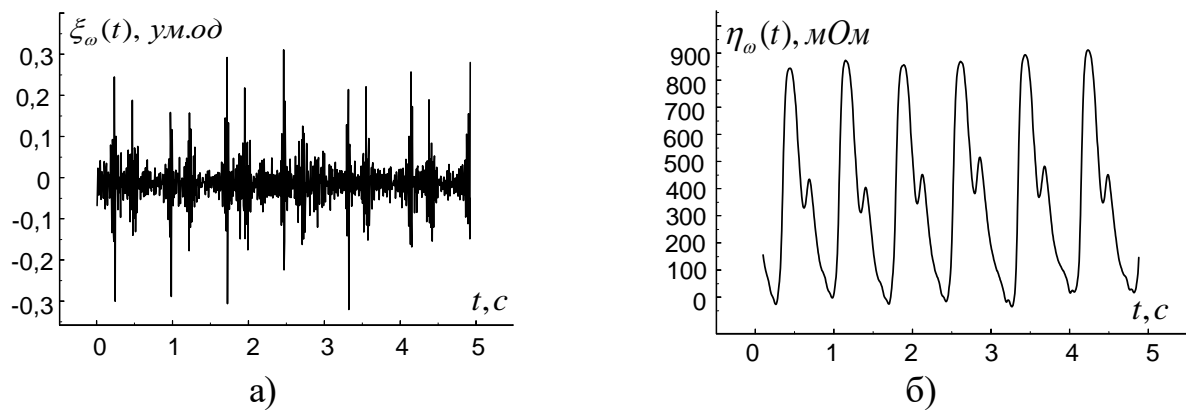


Рис. 3.5. Синхронно зареєстровані ФКС та РКС після вилучення тренда.

Як видно з рисунку 3.5, нелінійний тренд досліджуваних СЗКС також вилучено.

3.2. Порівняльний аналіз результатів сумісного статистичного опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів з використанням нового та відомого методів

У роботах [62, 67] шляхом проведення порівняльного аналізу методів опрацювання кардіосигналів встановлено, що методи, які ґрунтуються на моделі кардіосигналів (КС) у вигляді циклічного випадкового процесу, є більш точними та достовірними, порівняно із методами статистичного аналізу сигналів серця, які базуються на моделях періодичного випадкового процесу, оскільки ефективніше усувають небажаний ефект „розмивання” статистичних характеристик кардіосигналів. У цьому контексті важливим є проведення порівняльного аналізу методів сумісного статистичного опрацювання СЗКС, які базуються на математичній моделі у вигляді вектора циклічних ритмічно пов’язаних випадкових процесів та на відомій математичній моделі у вигляді вектора періодично пов’язаних випадкових процесів. Такий порівняльний аналіз дасть змогу здійснити додаткову перевірку адекватності нової математичної моделі синхронно зареєстрованих кардіосигналів серця, а також підтвердити більшу ефективність методів сумісного опрацювання кардіосигналів, які базуються на моделі у вигляді вектора циклічних ритмічно пов’язаних випадкових процесів, порівняно із методами їх опрацювання, які базуються на відомій моделі у вигляді вектора періодично пов’язаних випадкових процесів.

З метою проведення такого порівняльного аналізу було проведено серію експериментів із опрацювання СЗКС як однієї, так і різної фізичної природи. Дані кардіосигнали зареєстровані на кафедрі нормальної фізіології та кафедрі патологічної фізіології Тернопільського державного медичного університету імені І.Я. Горбачевського із використанням існуючих кардіокомплексів “КардіоЛаб СЕ”, “Реоком Standard”, основні відомості про які, подано у додатку В. Як типовий приклад, на рис. 3.8 – 3.21 подано результати статистичного оцінювання СЗКС різної фізичної природи (ЕКС в II відведенні та ФКС (діагноз: умовна норма)) та однієї фізичної природи (ЕКС в II та aVR

відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого та лівого шлуночків)), реалізації яких зображено на рис. 3.6 і 3.7.

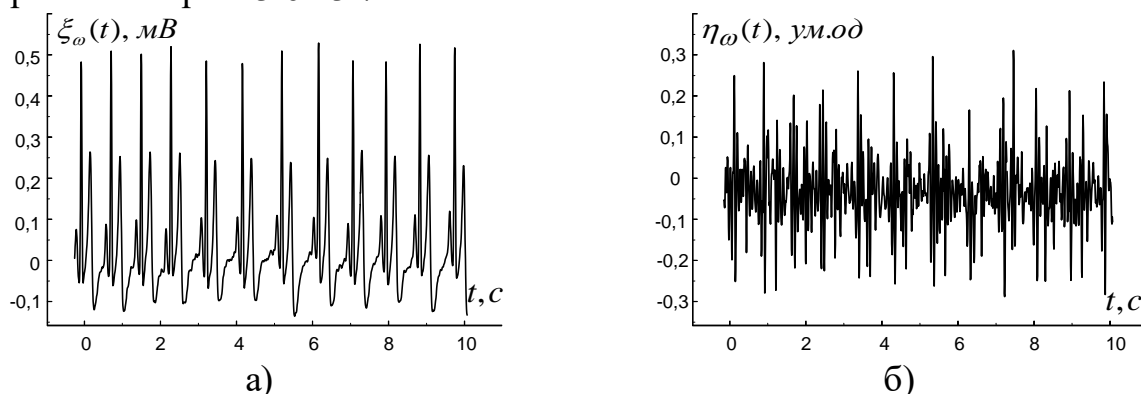


Рис. 3.6. Графіки реалізації СЗКС різної фізичної природи: ЕКС в II відведенні (а) та ФКС (б) (діагноз: умовна норма).

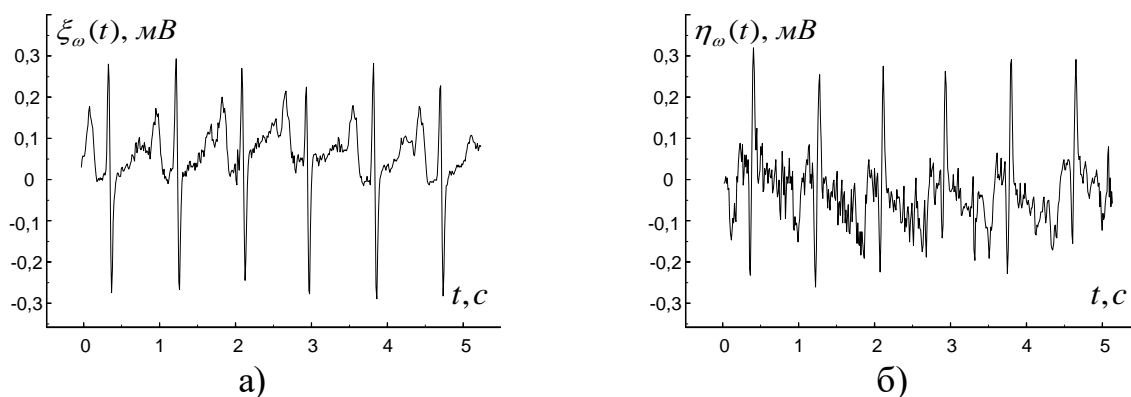


Рис. 3.7. Графіки реалізації СЗКС однієї фізичної природи: ЕКС в II (а) та aVR (б) відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого та лівого шлуночків).

На рис. 3.8 – 3.21 наведено графіки реалізацій оцінок ймовірнісних характеристик (математичного сподівання, дисперсії, автокореляційної та взаємкореляційної функцій) електрокардіосигналу та фонокардіосигналу при їх обробці на основі двох моделей: вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів зі змінним ритмом та вектора періодично пов'язаних випадкових процесів.

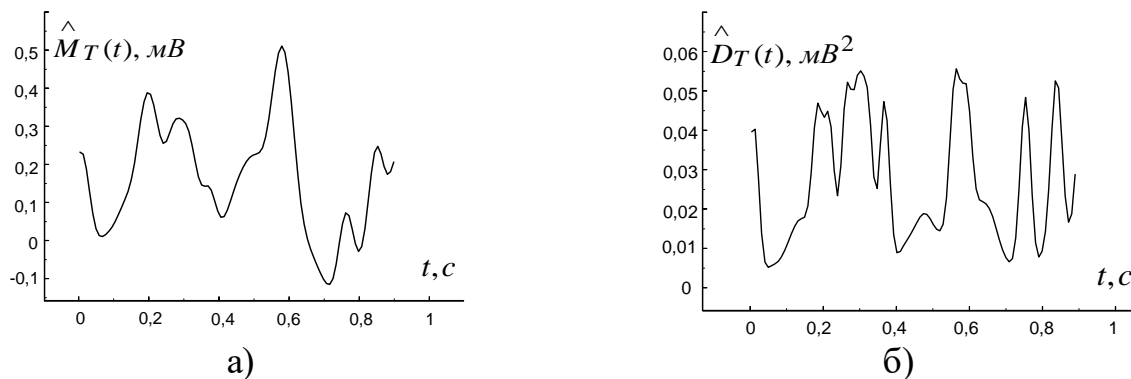


Рис. 3.8. Реалізації статистичних оцінок математичного сподівання (а) та дисперсії (б) ЕКС в II відведенні при їх обробці на основі періодичного випадкового процесу (діагноз: умовна норма).

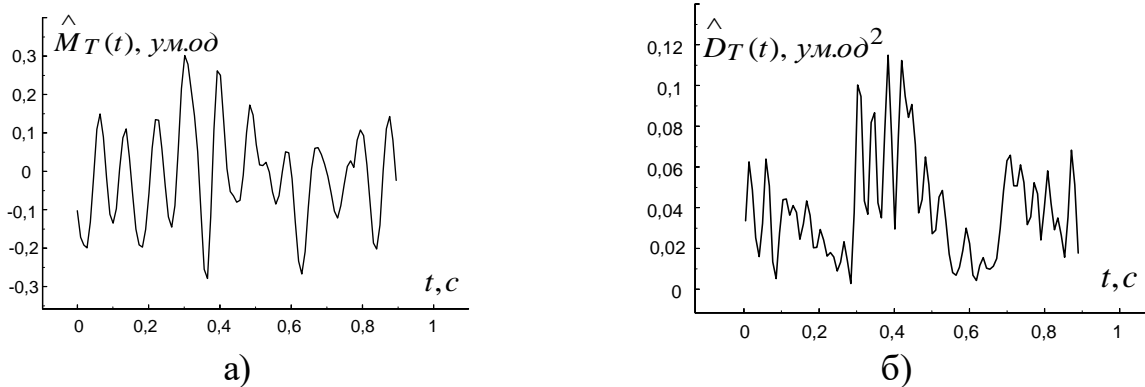


Рис. 3.9. Реалізації статистичних оцінок математичного сподівання (а) та дисперсії (б) ФКС при їх обробці на основі періодичного випадкового процесу (діагноз: умовна норма).

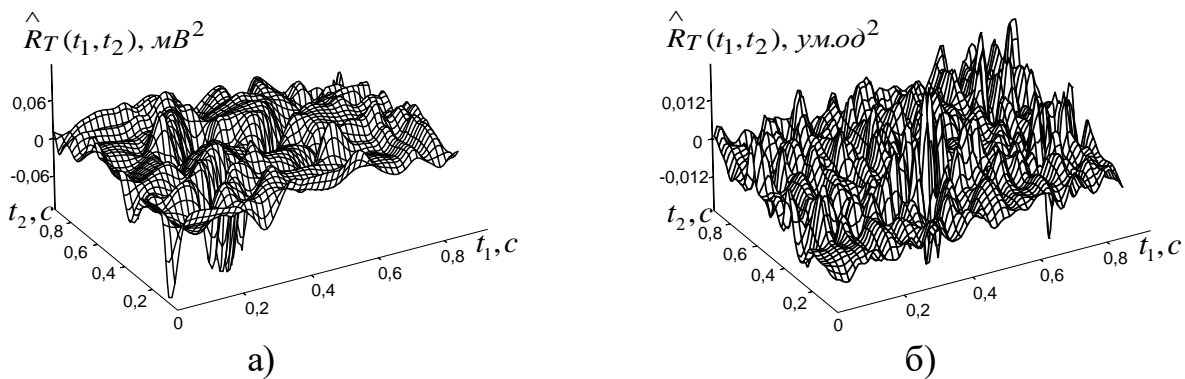


Рис. 3.10. Графіки реалізації статистичних оцінок автокореляційних функцій ЕКС (а) та ФКС (б) при їх обробці на основі вектора періодично пов'язаних випадкових процесів (діагноз: умовна норма).

Аналізуючи рис. 3.8 – 3.10 на суто візуальному рівні, бачимо розмитість статистичних характеристик досліджуваних КС, а саме, за оцінками математичних сподівань ЕКС та ФКС складно судити про усереднений кардіоцикл цих сигналів, оскільки провівши порівняння будь-якого із циклів зареєстрованих кардіосигналів із оцінками їх математичних сподівань, приходимо до висновку про їх суттєву невідповідність.

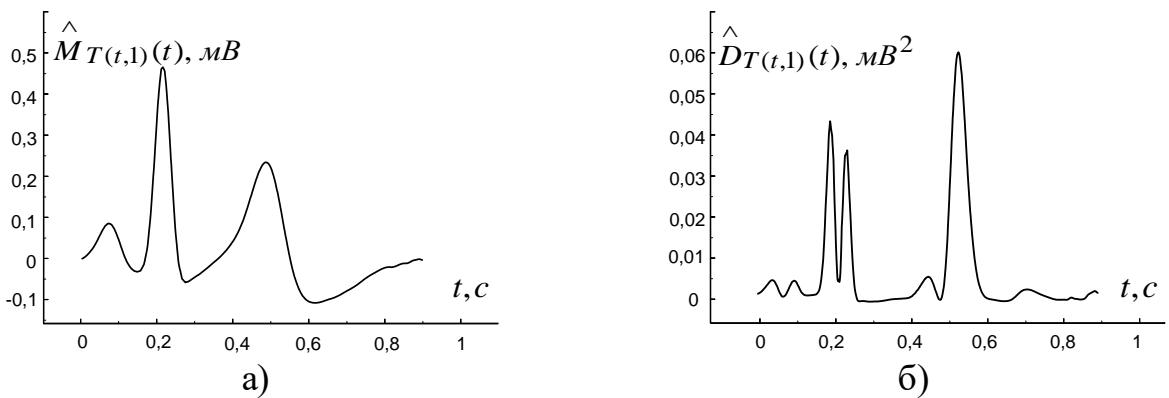
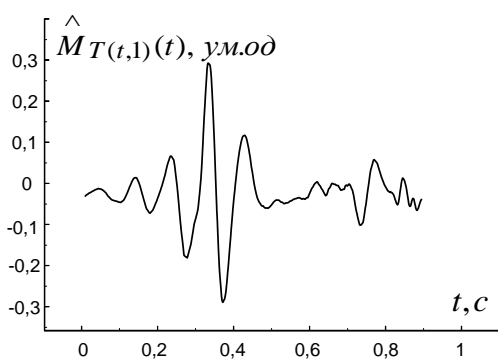
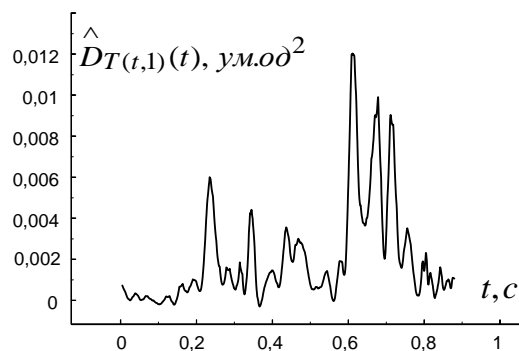


Рис. 3.11. Реалізації статистичних оцінок математичних сподівань (а) та дисперсії (б) ЕКС при їх обробці на основі вектора циклічного випадкового процесу (діагноз: умовна норма).

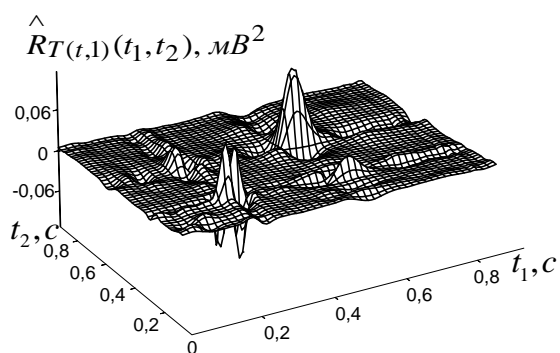


а)

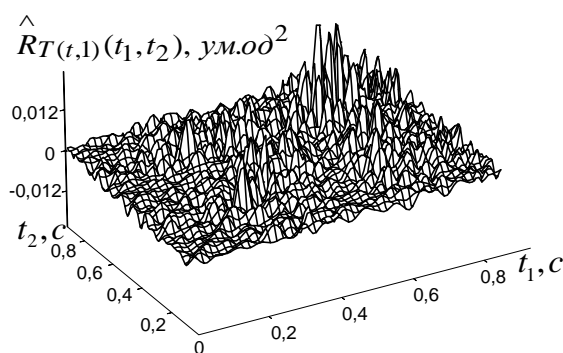


б)

Рис. 3.12. Реалізації статистичних оцінок математичного сподівання (а) та дисперсії (б) ФКС при їх обробці на основі вектора циклічного випадкового процесу (діагноз: умовна норма).



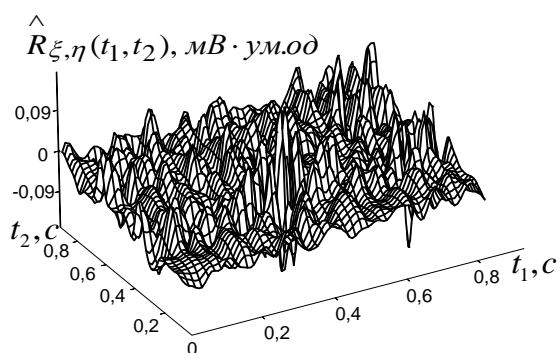
а)



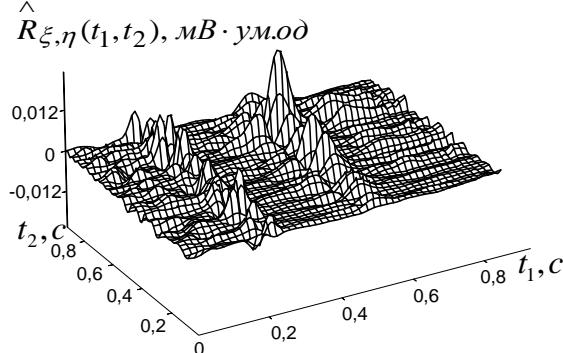
б)

Рис. 3.13. Графіки реалізації статистичних оцінок автокореляційних функцій ЕКС (а) та ФКС (б) при їх обробці на основі вектора циклічного випадкового процесу (діагноз: умовна норма).

На відміну від попередніх результатів статистичного оцінювання, із рис. 3.11 – 3.13 видно суттєве послаблення ефекту розмивання статистичних характеристик, зокрема, оцінки математичних сподівань ЕКС та ФКС можуть використовуватися як усереднені кардіоцикли цих сигналів.



а)



б)

Рис. 3.14. Графіки реалізації статистичних оцінок взаємнокореляційних функцій ЕКС і ФКС при їх обробці на основі вектора періодично пов'язаних випадкових процесів (а) та вектора циклічного випадкового процесу (б) (діагноз: умовна норма).

Порівнюючи графіки оцінок дисперсій, які отримано двома різними методами статистичного опрацювання, спостерігається зменшення оцінки дисперсії при використанні нового методу її оцінювання на базі математичної моделі СЗКС у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів.

Порівнюючи результати статистичного оцінювання взаємних кореляційних функцій ЕКС та ФКС двома різними методами сумісного статистичного опрацювання (рис. 3.14), візуально бачимо переваги нового методу над відомим.

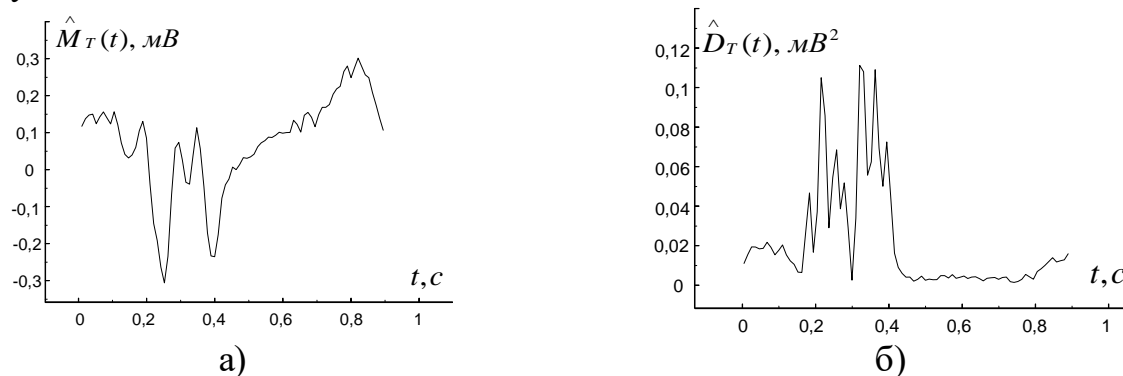


Рис. 3.15. Реалізації статистичних оцінок математичного сподівання (а) та дисперсії (б) ЕКС в II відведенні при їх обробці на основі періодичного випадкового процесу (діагноз: гіпертрофія правого та лівого шлуночків).

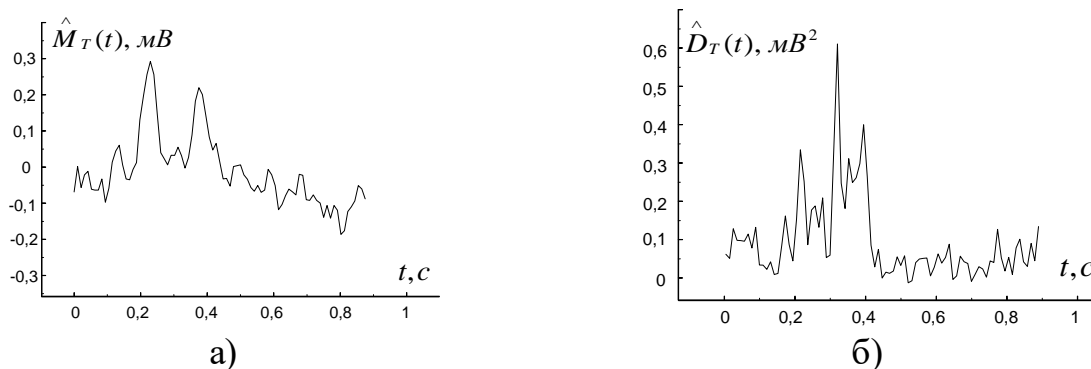


Рис. 3.16. Реалізації статистичних оцінок математичного сподівання (а) та дисперсії (б) ЕКС в aVR відведенні при їх обробці на основі періодичного випадкового процесу (діагноз: гіпертрофія правого та лівого шлуночків).

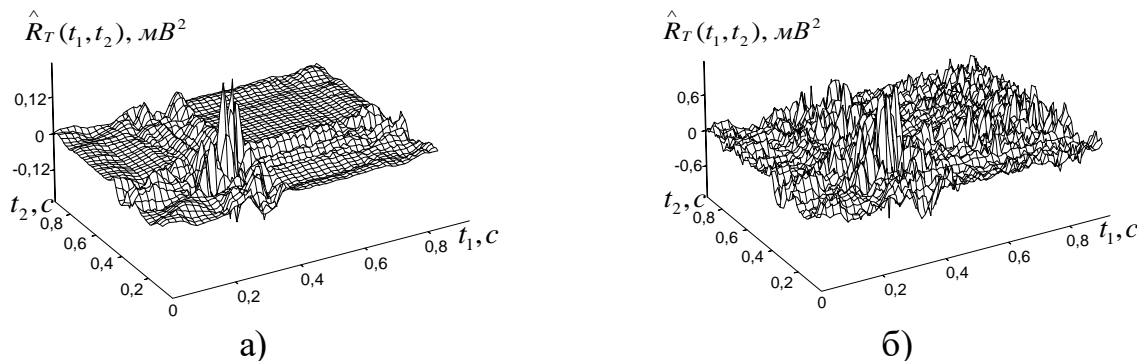


Рис. 3.17. Графіки реалізації статистичних оцінок автокореляційних функцій ЕКС в II (а) та aVR (б) відведеннях при їх обробці на основі вектора періодично пов'язаних випадкових процесів (гіпертрофія правого та лівого шлуночків).

Як і в попередньому випадку, із рис. 3.15 – 3.17 видно значну розмитість статистичних характеристик синхронно зареєстрованих ЕКС в II та aVR відведеннях, що зумовлює хибність процедури прийняття діагностичних рішень в кардіометричних системах за цими діагностичними ознаками.

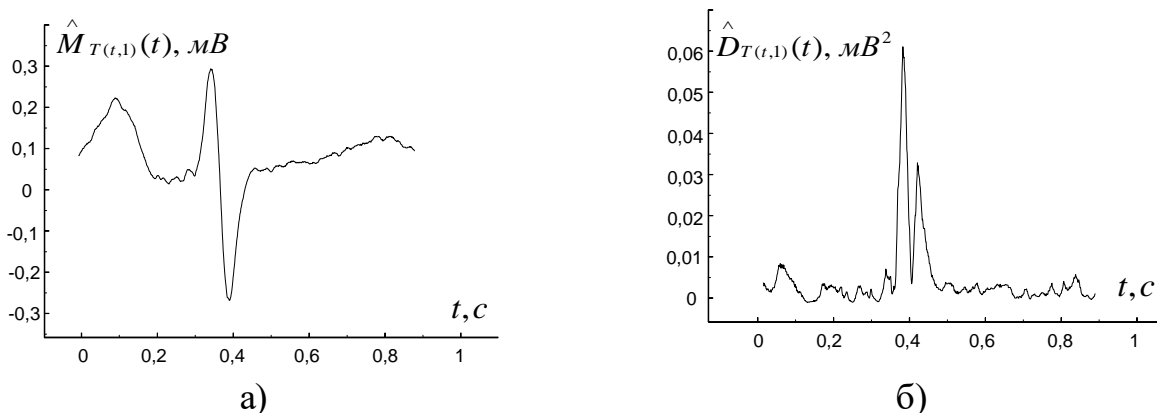


Рис. 3.18. Реалізації статистичних оцінок математичних сподівань (а) та дисперсії (б) ЕКС в II відведенні при їх обробці на основі вектора циклічного випадкового процесу (діагноз: гіпертрофія правого та лівого шлуночків).

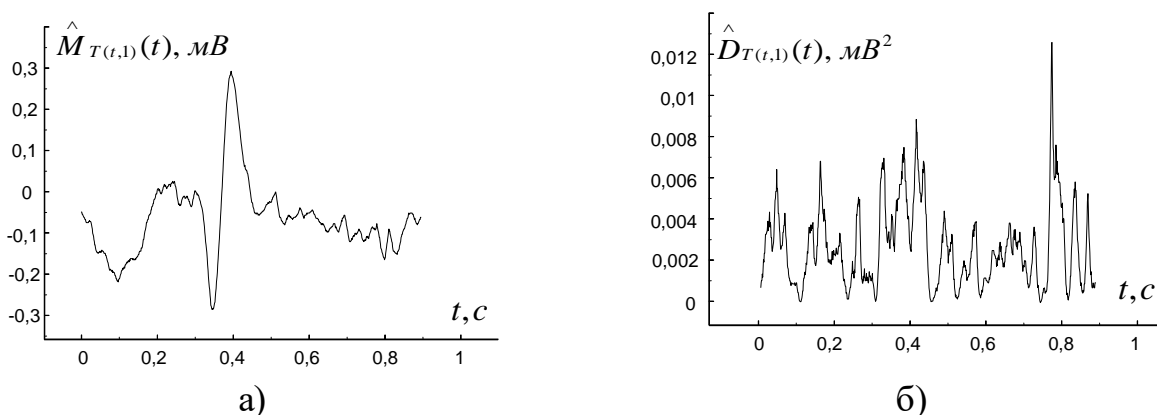


Рис. 3.19. Реалізації статистичних оцінок математичного сподівання (а) та дисперсії (б) ЕКС в aVR відведенні при їх обробці на основі вектора циклічного випадкового процесу (діагноз: гіпертрофія правого та лівого шлуночків).

Із рис. 3.18 та 3.19 видно, що новий метод, за рахунок адаптації до змінного ритму зареєстрованих ЕКС в II та aVR відведеннях, суттєво послаблює ефект розмивання їх статистичних характеристик, зокрема, оцінки математичних сподівань ЕКС в II та aVR відведеннях, можуть використовуватися як усереднені кардіоцикли цих сигналів. Крім того, порівнюючи графіки оцінок дисперсій, які отримано двома різними методами статистичного опрацювання, можна зробити висновок про зменшення оцінки дисперсії при використанні нового методу її оцінювання.

Порівнюючи результати статистичного оцінювання кореляційних функцій ЕКС в II та aVR відведеннях двома різними методами сумісного статистичного опрацювання, із рис. 3.20 та 3.21 бачимо переваги нового методу над відомим.

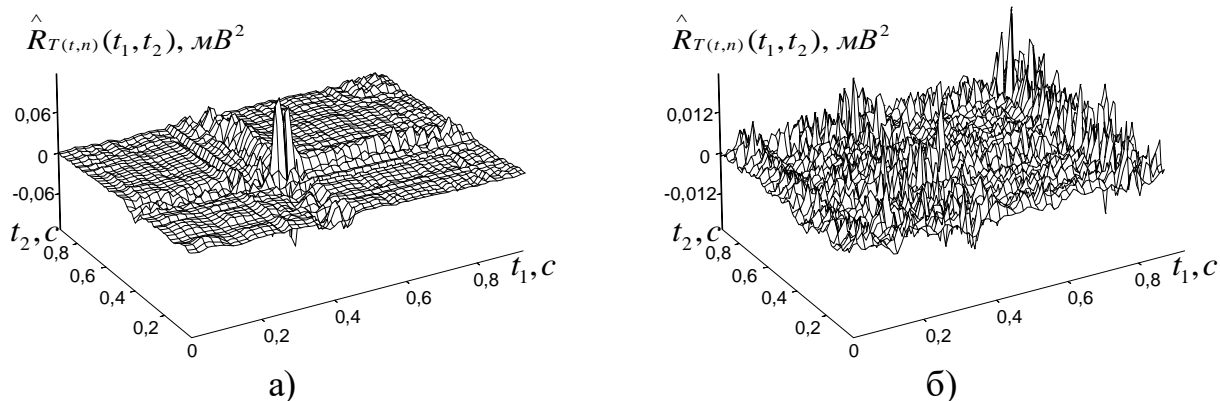


Рис. 3.20. Графіки реалізації статистичних оцінок автокореляційних функцій ЕКС в II (а) та aVR (б) відведеннях при їх обробці на основі вектора циклічного випадкового процесу (діагноз: гіпертрофія правого та лівого шлуночків).

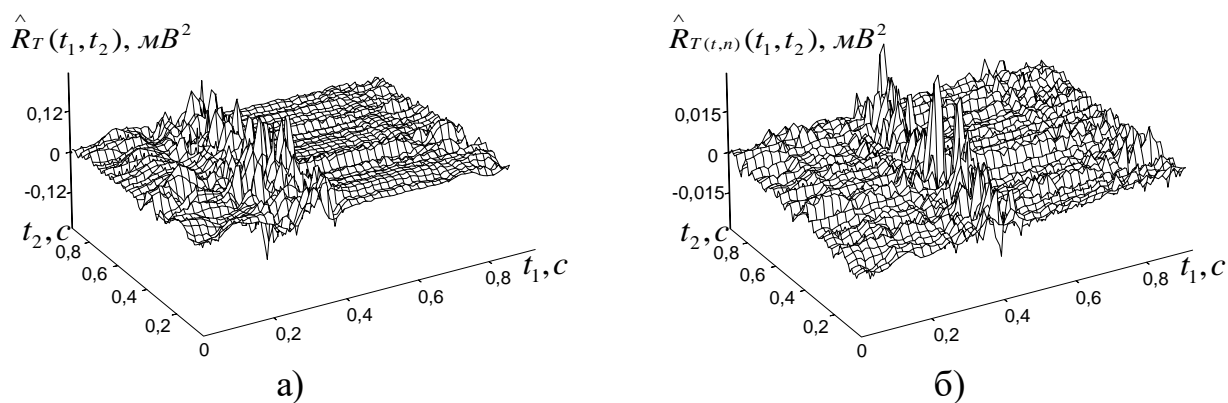


Рис. 3.21. Графіки реалізації статистичних оцінок взаємкореляційних функцій ЕКС в II та aVR відведеннях при їх обробці на основі вектора періодично пов'язаних випадкових процесів (а) та вектора циклічного випадкового процесу (б) (діагноз: гіпертрофія правого та лівого шлуночків).

Додаткові графіки реалізацій інших СЗКС, їх оцінок ймовірнісних характеристик та результати проведеного порівняльного аналізу на основі моделей вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів зі змінним ритмом та вектора періодично пов'язаних випадкових процесів наведені на рисунках 3.22-3.42.

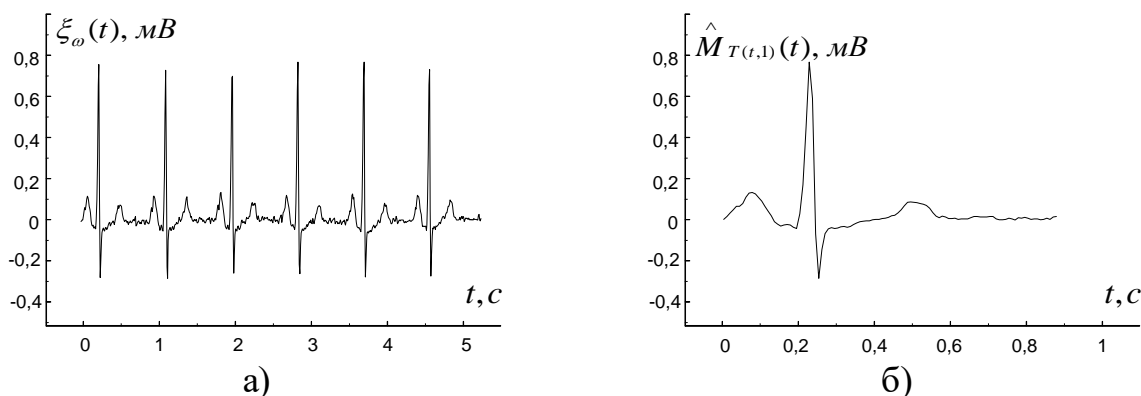


Рис. 3.22. Графіки реалізації ЕКС в II відведенні (а) та реалізація його оцінки математичного сподівання (б) (діагноз: умовна норма).

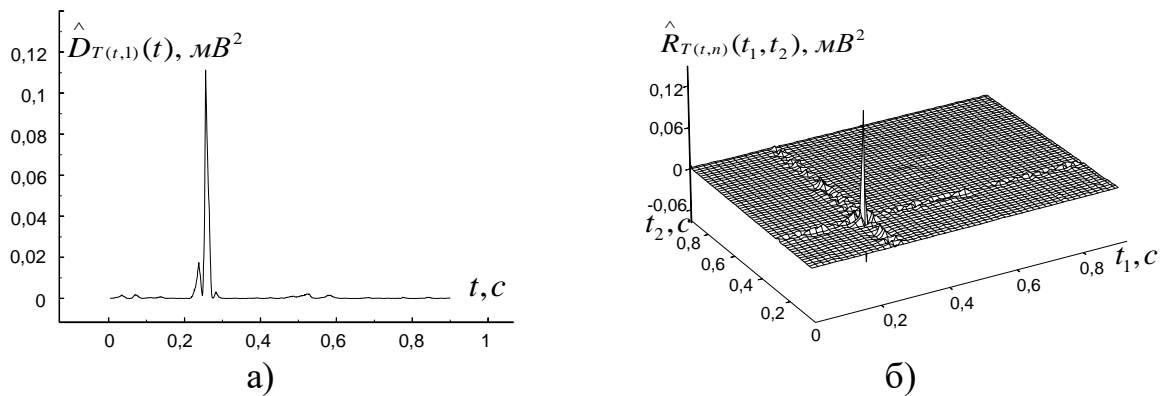


Рис. 3.23. Графіки реалізації оцінок дисперсії (а) та автокореляційної функції (б) ЕКС в II відведенні (діагноз: умовна норма).

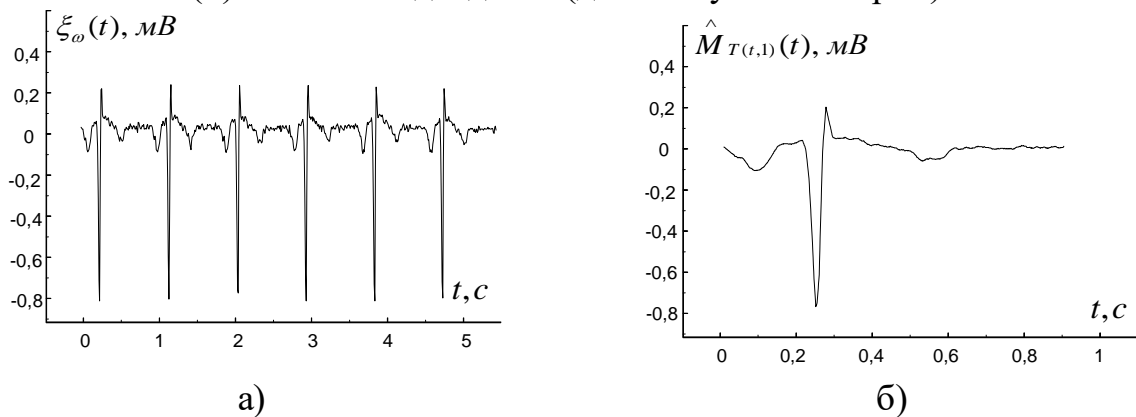


Рис. 3.24. Графіки реалізації ЕКС в aVR відведенні (а) та реалізація його оцінки математичного сподівання (б) (діагноз: умовна норма).

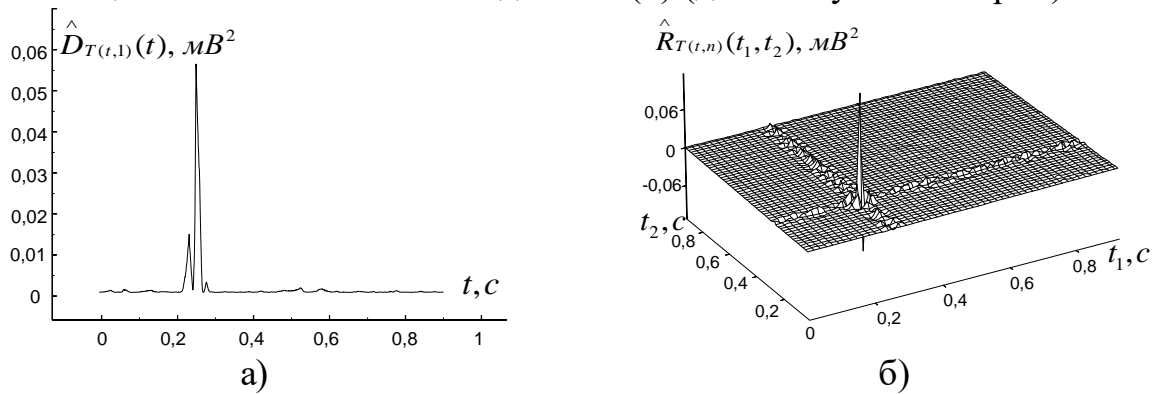


Рис. 3.25. Графіки реалізації оцінок дисперсії (а) та автокореляційної функції (б) ЕКС в II відведенні (діагноз: умовна норма).

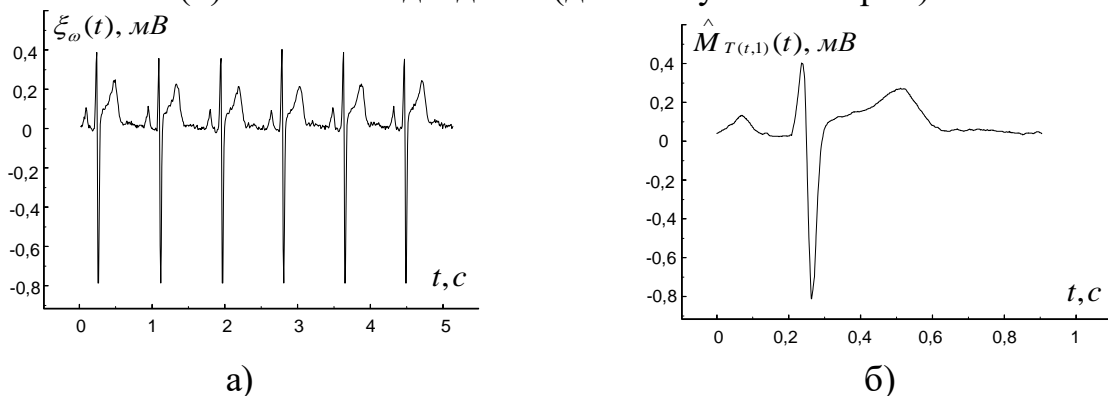


Рис. 3.26. Графіки реалізації електрокардіосигналу у V відведенні (а) та реалізація його оцінки математичного сподівання (б) (діагноз: умовна норма).

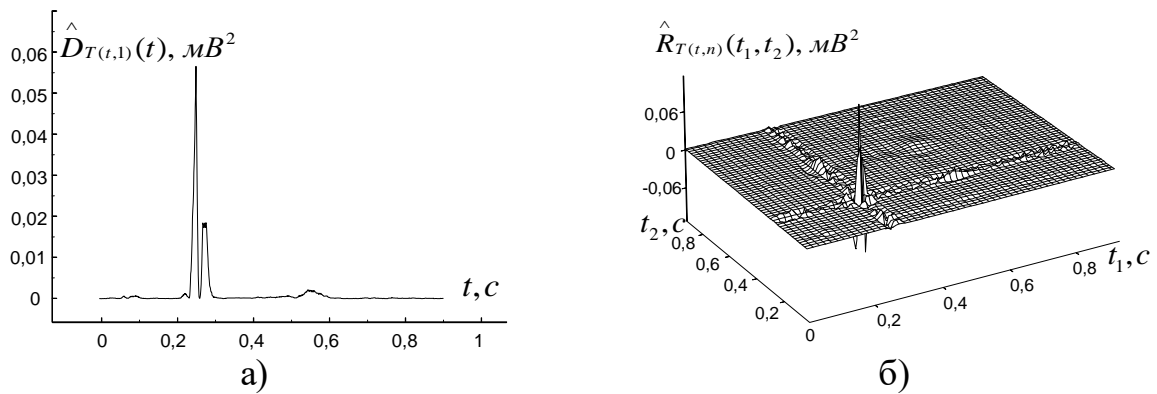


Рис. 3.27. Графіки реалізації оцінок дисперсії (а) та автокореляційної функції (б) електрокардіосигналу у V відведенні (діагноз: умовна норма).

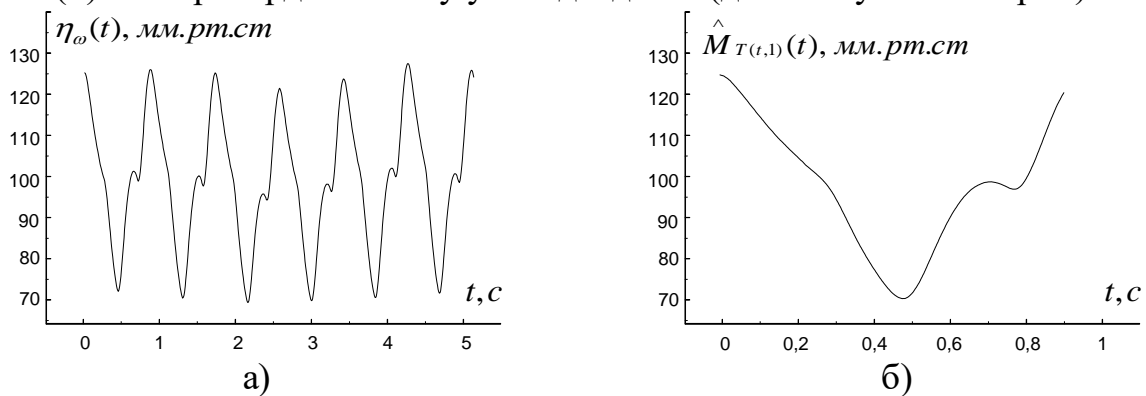


Рис. 3.28. Графіки реалізації кривої артеріального тиску (а) та реалізація його оцінки математичного сподівання (б).

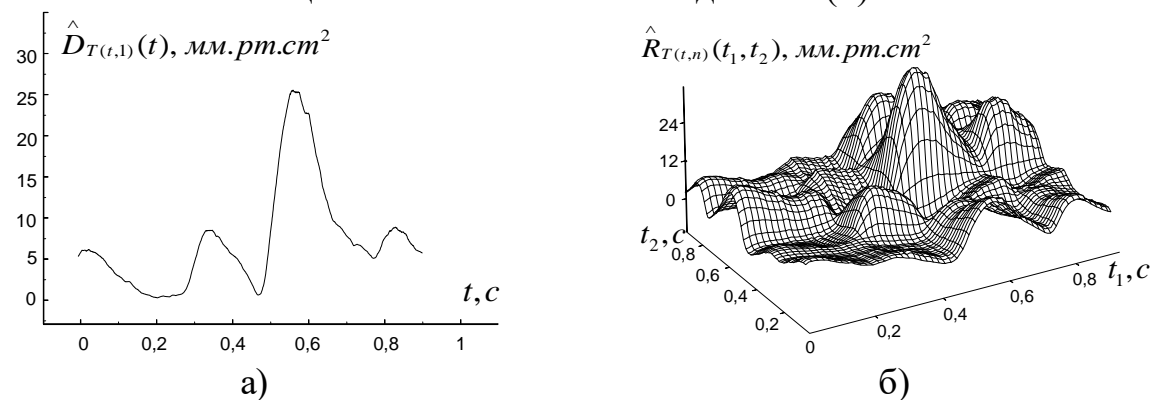


Рис. 3.29. Графіки реалізації оцінок дисперсії (а) та автокореляційної функції (б) кривої артеріального тиску.

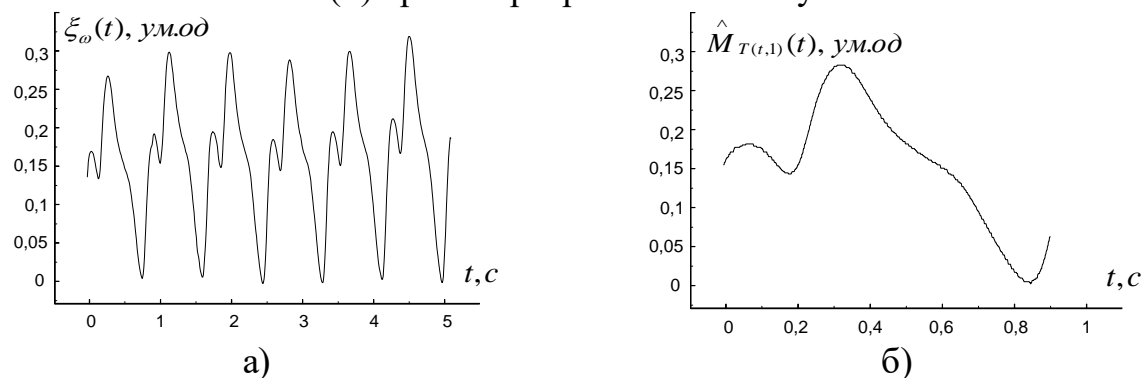


Рис. 3.30. Графіки реалізації плетизмограми (а) та реалізація її оцінки математичного сподівання (б).

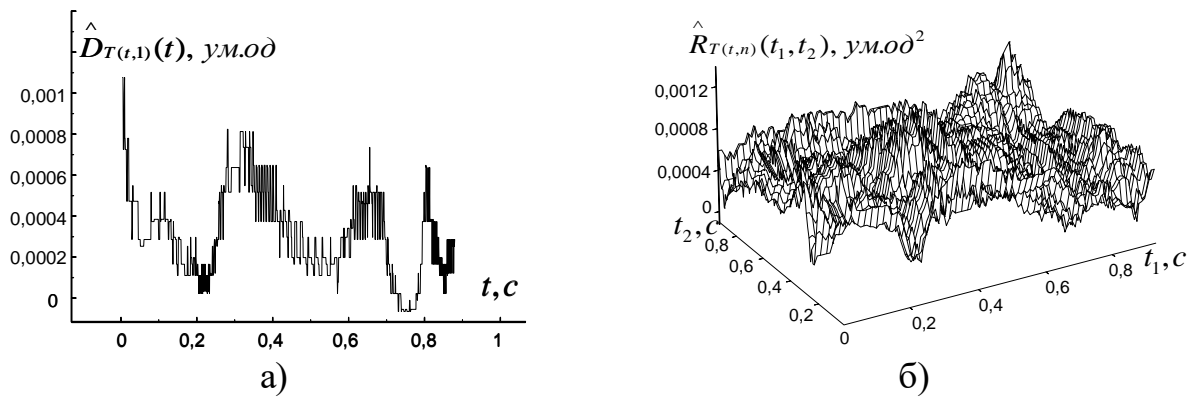


Рис. 3.31. Графіки реалізації оцінок дисперсії (а) та автокореляційної функції (б) плетизмограми.

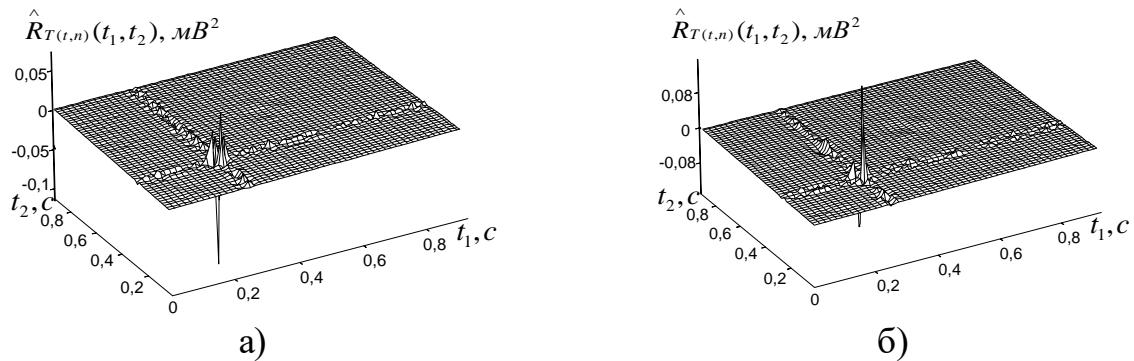


Рис. 3.32. Графіки реалізації оцінок взаємнокореляційних функцій ЕКС в II та aVR відведеннях (а) та ЕКС в II та V відведеннях (діагноз: умовна норма).

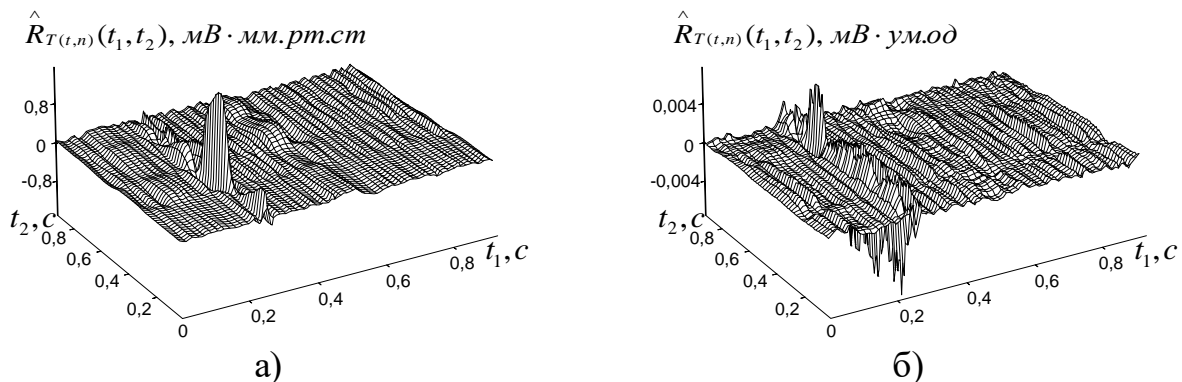


Рис. 3.33. Графіки реалізації оцінок взаємнокореляційних функцій ЕКС в II відведенні та кривої артеріального тиску (а) та ЕКС в II відведенні та плетизмограми (б) (діагноз: умовна норма).

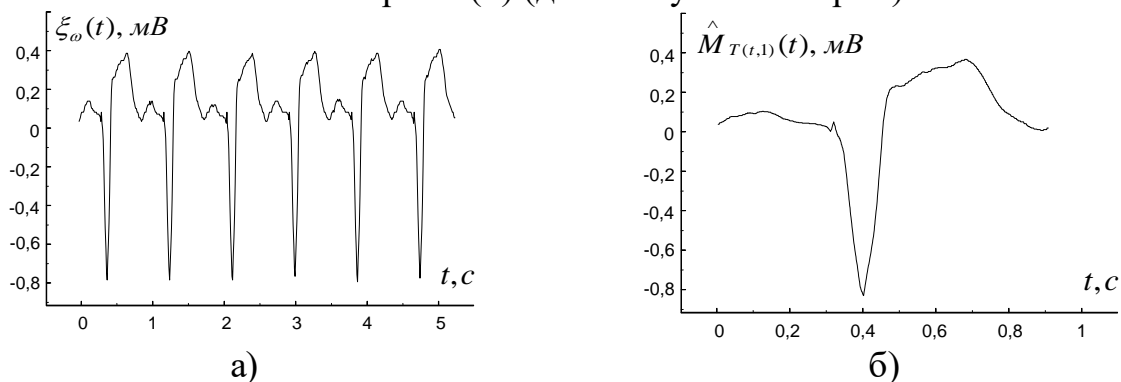


Рис. 3.34. Графіки реалізації ЕКС в II відведенні (а) та реалізація його оцінки математичного сподівання (б) (діагноз: інфаркт міокарда).

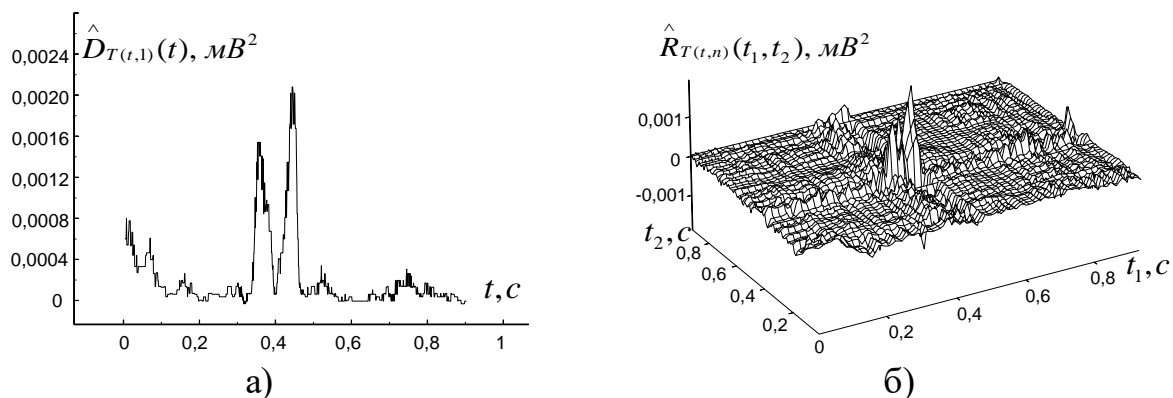


Рис. 3.35. Графіки реалізації оцінок дисперсії (а) та автокореляційної функції (б) ЕКС в II відведенні (діагноз: інфаркт міокарда).

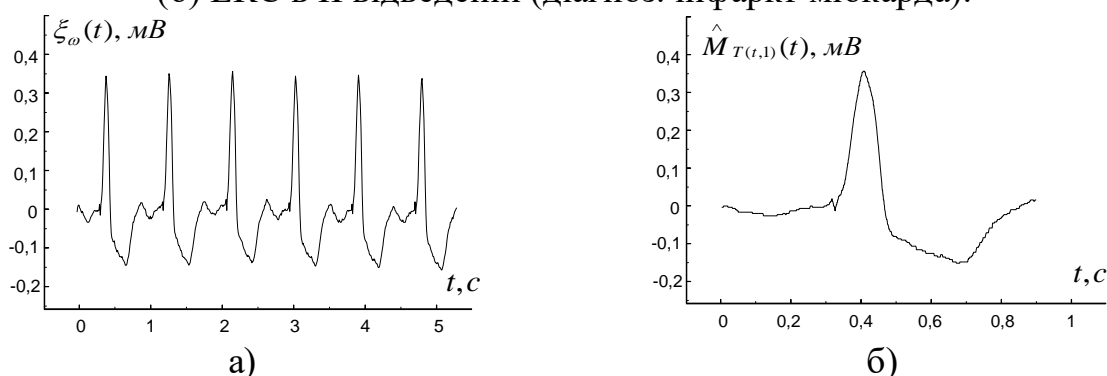


Рис. 3.36. Графіки реалізації ЕКС в aVR відведенні (а) та реалізація його оцінки математичного сподівання (б) (діагноз: інфаркт міокарда).

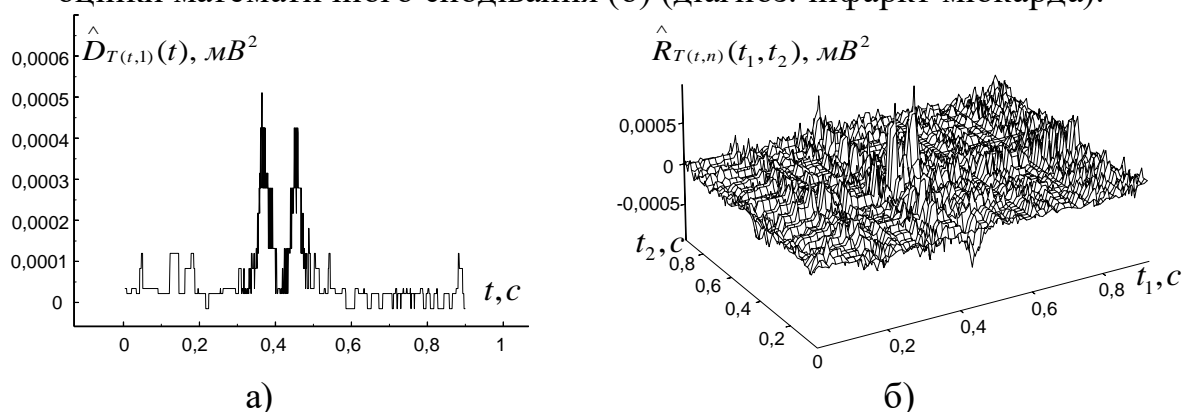


Рис. 3.37. Графіки реалізації оцінок дисперсії (а) та автокореляційної функції (б) ЕКС в II відведенні (діагноз: інфаркт міокарда).

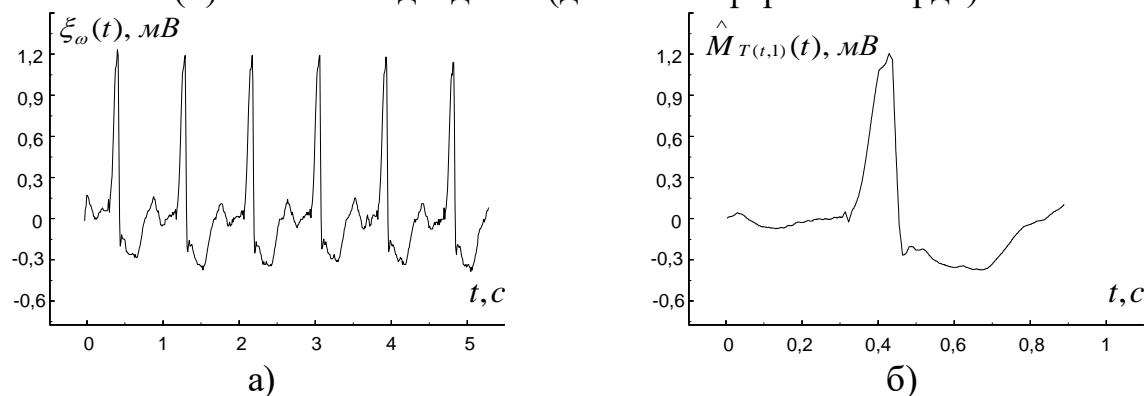
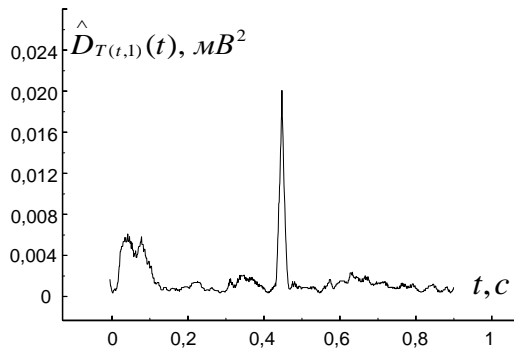
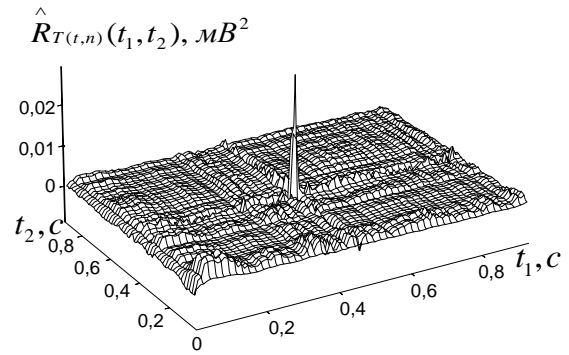


Рис. 3.38. Графіки реалізації ЕКС у V відведенні (а) та реалізація його оцінки математичного сподівання (б) (діагноз: інфаркт міокарда).

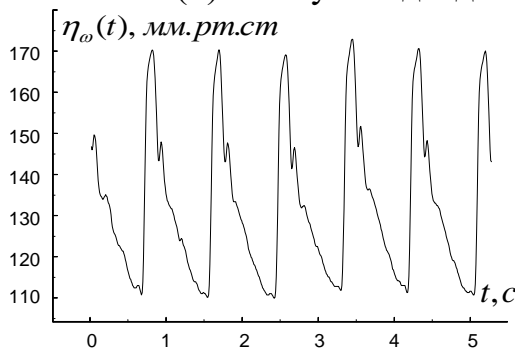


а)

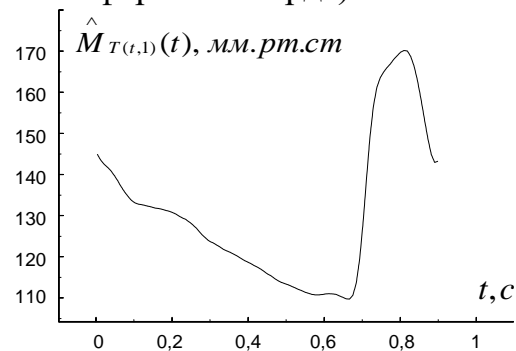


б)

Рис. 3.39. Графіки реалізації оцінок дисперсії (а) та автокореляційної функції (б) ЕКС у V відведенні (діагноз: інфаркт міокарда).

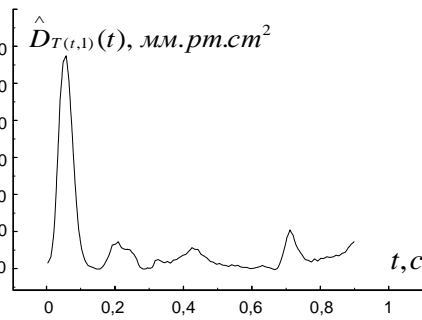


а)

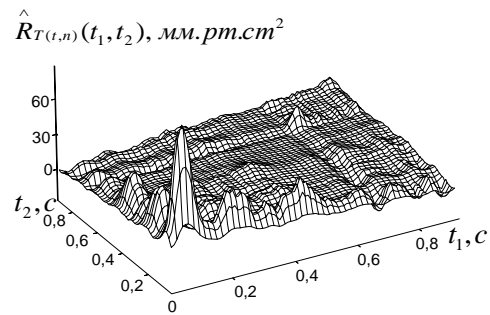


б)

Рис. 3.40. Графіки реалізації кривої артеріального тиску (а) та реалізація його оцінки математичного сподівання (б).

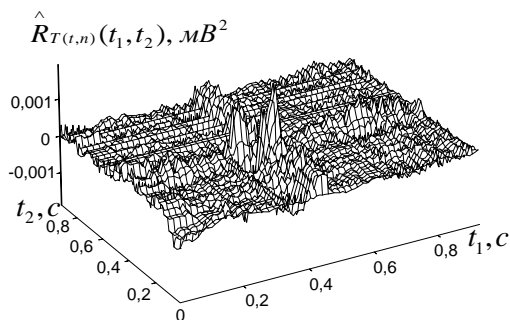


а)

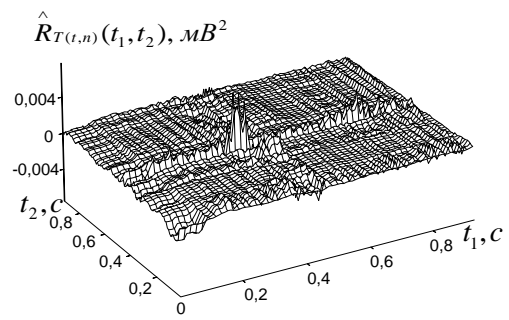


б)

Рис. 3.41. Графіки реалізації оцінок дисперсії (а) та автокореляційної функції (б) кривої артеріального тиску.



а)



б)

Рис. 3.42. Графіки реалізації оцінок взаємкореляційних функцій електрокардіосигналів в II та aVR відведеннях (а) та електрокардіосигналів в II та V відведеннях (діагноз: інфаркт міокарда).

Аналізуючи рис. 3.22-3.42 можна зробити висновок, що статистичні оцінки СЗКС є чутливими, як до зміни природи кардіосигналів, так і до стану ССС.

Таким чином, методи статистичного опрацювання на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів зі змінним ритмом суттєво усувають негативний ефект „розмивання” статистичних оцінок, зокрема статистичних оцінок взаємкореляційної функції КС, що яскраво виражений у результатах статистичного опрацювання на базі вектора періодично пов'язаних випадкових процесів. Це обґрунтовується тим, що запропоновані методи враховують мінливий характер ритму СЗКС. Зокрема значення оцінок дисперсії СЗКС, які можуть бути критерієм точності їх статистичного опрацювання, для нового методу є значно меншими, порівняно зі значеннями оцінок дисперсії вектора періодично пов'язаних випадкових процесів [62].

3.3. Діагностичні ознаки в системах автоматизованої діагностики функціонального стану серцево-судинної системи за сукупністю синхронно зареєстрованих кардіосигналів

При проектуванні систем прийняття рішень в комп'ютерних системах кардіодіагностики необхідним етапом є обґрунтування діагностичних (прогностичних) ознак, за якими здійснюється автоматизована комп'ютерна діагностика функціонального стану ССС людини.

У багатьох експериментах по статистичній обробці широкого класу КС, підтверджено факт несуперечності нормальному закону розподілу сукупності СЗКС, а саме, шляхом застосування χ^2 -тесту, встановлено, що реалізації КС із довірчою ймовірністю 0,95 (рівень значимості дорівнює 0,05) не суперечать гіпотезі про нормальність їх розподілу (рис. 3.43).

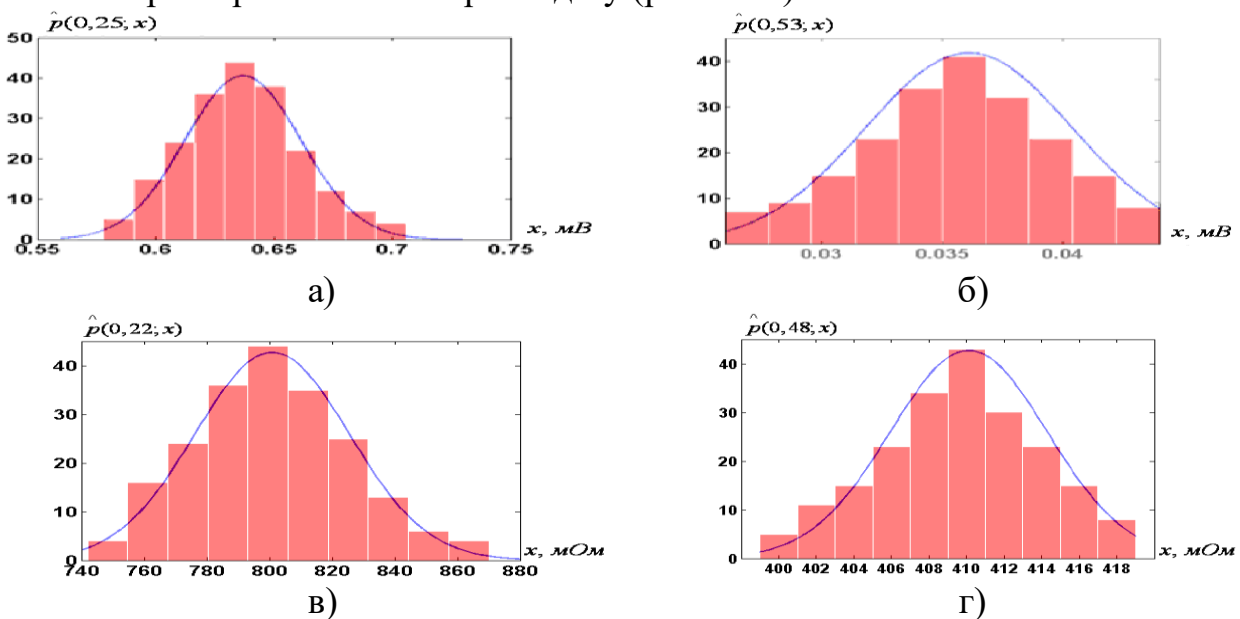


Рис. 3.43. Графіки перерізів реалізації оцінки одновимірної функції щільності розподілу (гістограми) електрокардіосигналу у другому відведенні та реокардіосигналу з відповідними апроксимантами (амплітуди зубця R (а) та зубця T (б), амплітуди систолічної хвилі (в) та діастолічної хвилі (г).

Як приклад, що підтверджує факт несуперечності нормальному закону розподілу СЗКС, на рис. 3.43, подано графіки перерізів реалізації оцінки одновимірної функції щільності розподілу (гістограми) та їх апроксиманти для електрокардіосигналу та реокардіосигналу.

Факт нормальності закону розподілу досліджуваних кардіосигналів вказує на достатність використання як діагностичних ознак їх математичних сподівань та кореляційних функцій, зокрема взаємних кореляційних функцій. Враховуючи результати робіт [110, 111], де для автоматизованої комп'ютерної діагностики стану серцево-судинної системи людини як діагностичні ознаки використано оцінки математичних сподівань кардіосигналів, доповнимо ці ознаки діагностичними ознаками, які отримуються внаслідок сумісного статистичного опрацювання СЗКС, а саме – оцінками їх взаємних кореляційних та автокореляційних функцій.

З метою зменшення розмірності простору діагностичних ознак, при проведенні сумісного статистичного аналізу синхронно зареєстрованих кардіосигналів, як діагностичні ознаки пропонуємо використовувати коефіцієнти ортогональних розкладів статистичних оцінок взаємокореляційних функцій компонент СЗКС у двовимірний тригонометричний ряд Фур'є. Реалізацію статистичної оцінки $\hat{R}_{\xi_1\xi_2}(t_1, t_2), t_1 \in [0, T_1), t_2 \in [0, T_2)$ взаємної кореляційної функції, можна розкласти у двовимірний ряд Фур'є у комплексній формі, згідно роботи [129], а саме:

$$\hat{R}_{\xi_1\xi_2}(t_1, t_2) = \sum_{n_1=-\infty}^{\infty} \sum_{n_2=-\infty}^{\infty} c_{n_1, n_2} \cdot e^{i[\frac{2\pi}{T_1}t_1 \cdot n_1 + \frac{2\pi}{T_2}t_2 \cdot n_2]}, t_1 \in [0, T_1), t_2 \in [0, T_2), \quad (3.12)$$

де $\left\{ e^{i[\frac{2\pi}{T_1}t_1 \cdot n_1 + \frac{2\pi}{T_2}t_2 \cdot n_2]}, n_1, n_2 \in \mathbf{Z} \right\}$ – двовимірний тригонометричний ортогональний базис на області $[0, T_1) \times [0, T_2)$; множина $\{c_{n_1, n_2}, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}\}$ є множиною спектральних коефіцієнтів, які визначаються згідно із формулою:

$$c_{n_1, n_2} = \frac{1}{T_1 \cdot T_2} \int_0^{T_1} \int_0^{T_2} \hat{R}_{\xi_1\xi_2}(t_1, t_2) \cdot e^{-i[\frac{2\pi}{T_1}t_1 \cdot n_1 + \frac{2\pi}{T_2}t_2 \cdot n_2]} dt_1 dt_2, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}. \quad (3.13)$$

Коефіцієнти $\{c_{n_1, n_2}, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}\}$ загалом є комплексними, а саме, мають таке зображення:

$$c_{n_1, n_2} = a_{n_1, n_2} - i \cdot b_{n_1, n_2}, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}, \quad (3.14)$$

де множини коефіцієнтів $\{a_{n_1, n_2}, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}\}$ та $\{b_{n_1, n_2}, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}\}$ є відповідно косинусним та синусним спектрами реалізації оцінки взаємної кореляційної функції $\hat{R}_{\xi_1\xi_2}(t_1, t_2)$, які визначаються так:

$$a_{n_1, n_2} = \text{Re}\{c_{n_1, n_2}\} = \frac{1}{T_1 \cdot T_2} \int_0^{T_1} \int_0^{T_2} \hat{R}_{\xi_1\xi_2}(t_1, t_2) \cdot \cos\left(\frac{2\pi}{T_1}t_1 \cdot n_1 + \frac{2\pi}{T_2}t_2 \cdot n_2\right) dt_1 dt_2, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}, \quad (3.15)$$

$$b_{n_1, n_2} = \text{Im}\{c_{n_1, n_2}\} = \frac{1}{T_1 \cdot T_2} \int_0^{T_1} \int_0^{T_2} \hat{R}_{\xi_1 \xi_2}(t_1, t_2) \cdot \sin\left(\frac{2\pi}{T_1} t_1 \cdot n_1 + \frac{2\pi}{T_2} t_2 \cdot n_2\right) dt_1 dt_2, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}. \quad (3.16)$$

Оскільки статистична оцінка $\hat{R}_{\xi_1 \xi_2}(t_1, t_2)$ взаємної кореляційної функції є випадковим полем, то відповідно і самі спектральні коефіцієнти $\{a_{n_1, n_2}, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}\}$ та $\{b_{n_1, n_2}, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}\}$ є випадковими величинами, які будемо позначати так: $\{a_{n_1, n_2}(\omega), n_1, n_2 \in \mathbf{Z}\}$ та $\{b_{n_1, n_2}(\omega), n_1, n_2 \in \mathbf{Z}\}$.

Важливою властивістю діагностичних ознак є їх інформативність, а саме чутливість до зміни стану серцево-судинної системи та нечутливість до завад. Під інформативністю у кількісному відношенні часто розуміють величину відношення мінімальної чи середньоквадратичної відстані між класами (навчаючими сукупностями) та дисперсією відповідних класів, що відповідають різним станам серцево-судинної системи у векторному метричному просторі діагностичних ознак. Величина такого відношення визначає рівень інформативності діагностичних ознак.

З метою дослідження на предмет чутливості оцінок взаємних кореляційних функцій компонент СЗКС та їх спектрів при застосуванні двовимірних рядів Фур'є проведено обробку різних СЗКС, зокрема синхронно зареєстрованих електрокардіосигналів (СЗЕКС), які уналежнювалися лікарями-кардіологами до умовної норми чи певної патології. На рис. 3.44 – 3.93 подано результати цих експериментів.

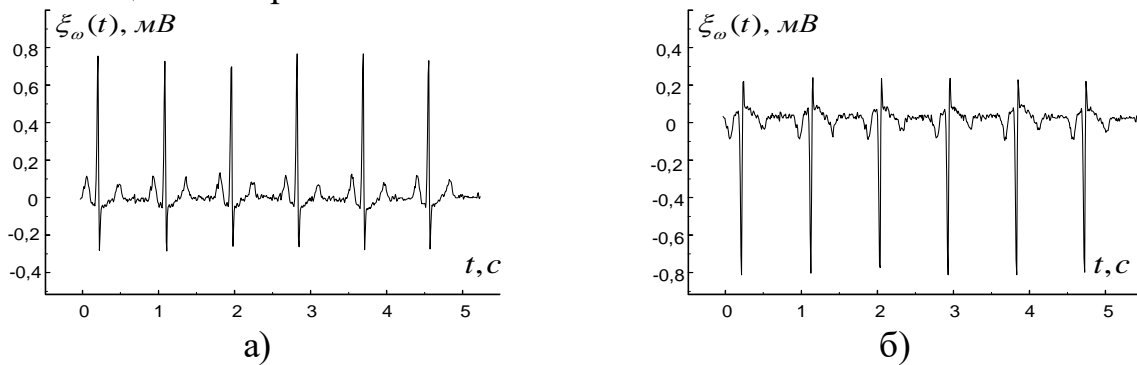


Рис. 3.44. Графіки реалізації СЗЕКС: ЕКС в II (а) та aVR (б) відведеннях (діагноз: умовна норма).

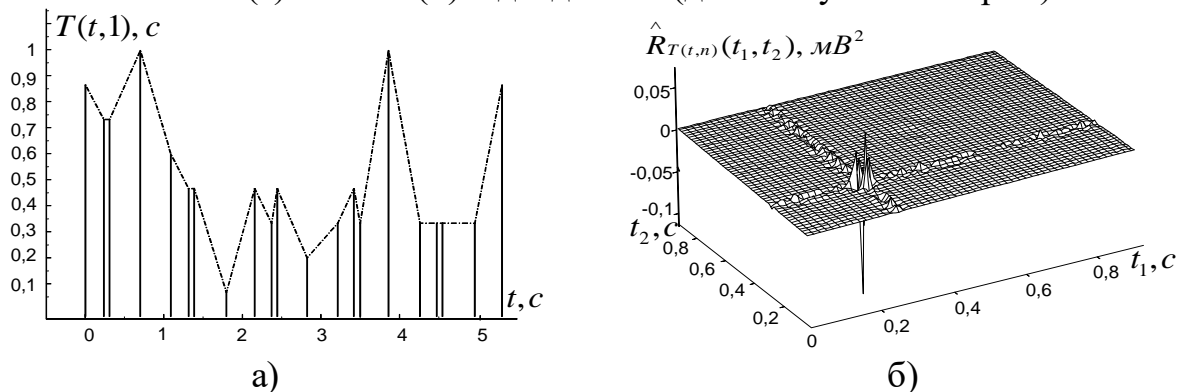


Рис. 3.45. Функція ритму ЕКС в II відведенні (а) та реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (б) (діагноз: норма).

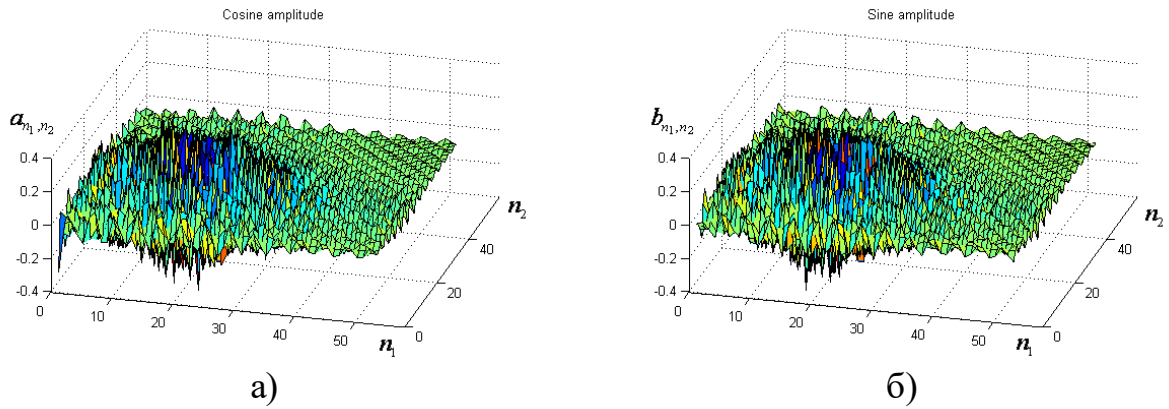


Рис. 3.46 Косинусний (а) та синусний (б) спектри оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (діагноз: умовна норма).

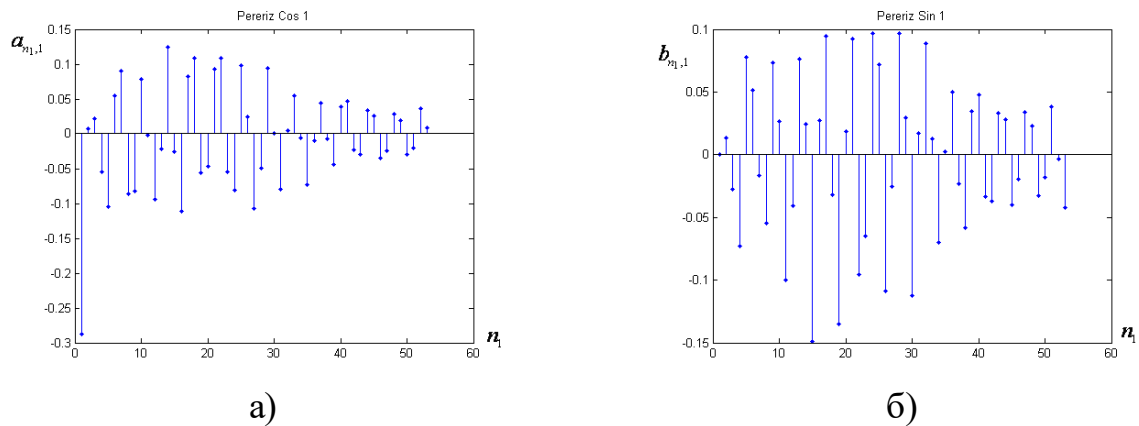


Рис. 3.47. Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (діагноз: умовна норма).

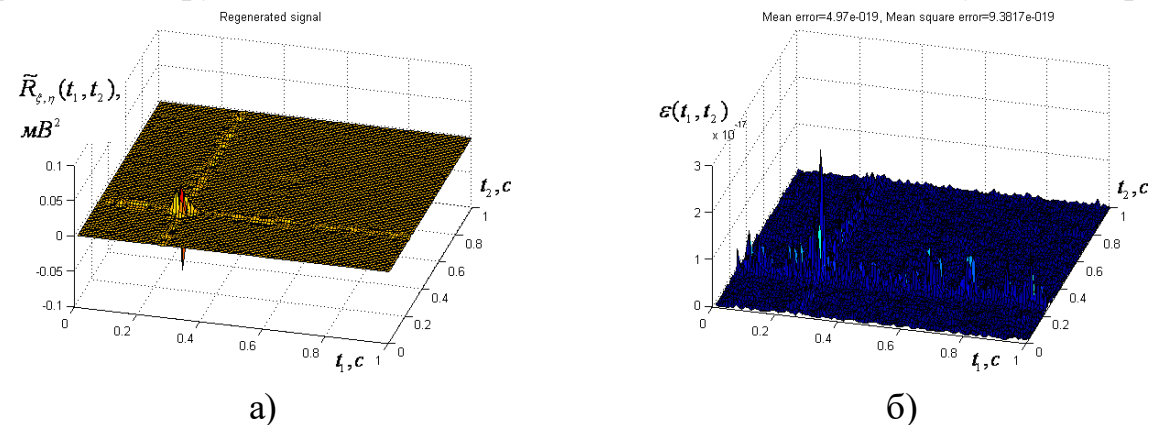


Рис. 3.48. Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (діагноз: умовна норма).

Як видно із рисунків 3.25 та 3.26, спектральні коефіцієнти, що відповідають умовній нормі, локалізовані на значній частині двовимірної області частот. Аналізуючи графік 3.27, можна стверджувати про достатню точність апроксимації оцінки взаємної кореляційної функції, якщо враховувати лише 50 спектральних компонент двовимірного ряду Фур'є. Відзначимо, що ці 50 коефіцієнтів вносять не менше ніж 95 відсотків енергії в енергію самої оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях.

На рисунках 3.49 – 3.32 наведено результати спектрального аналізу та апроксимації оцінки взаємної кореляційної оцінки ЕКС в II та aVR відведеннях, що відповідають нижньому інфаркту міокарда.

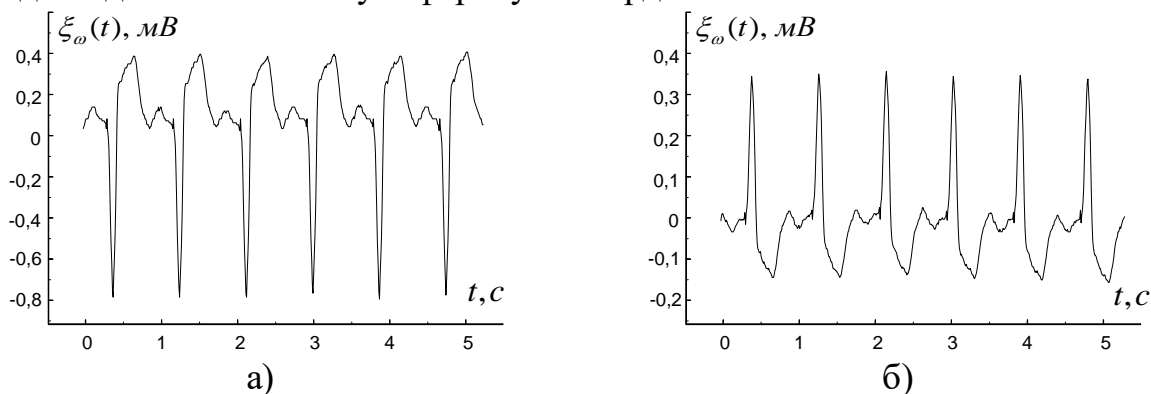


Рис. 3.49. Графіки реалізації СЗЕКС:

ЕКС в II (а) та aVR (б) відведеннях (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

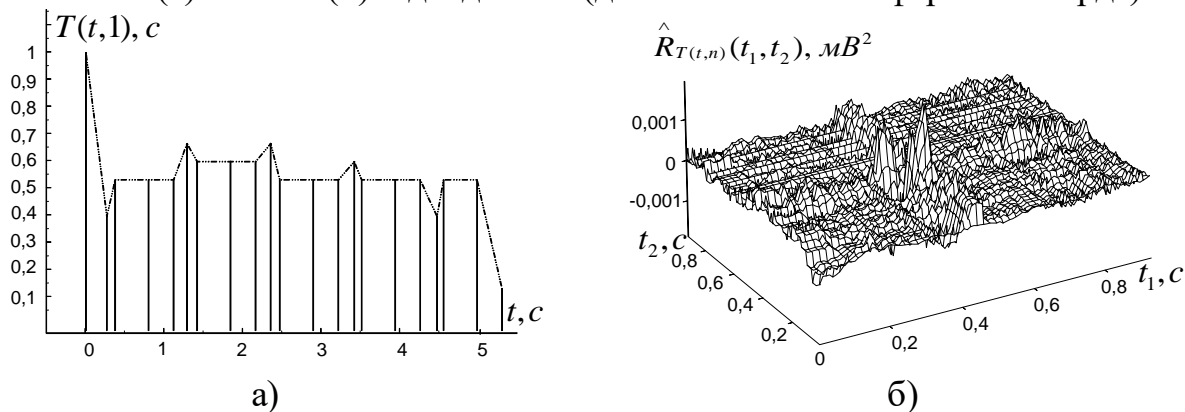


Рис. 3.50. Функція ритму ЕКС в II відведенні (а) та реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (б) (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

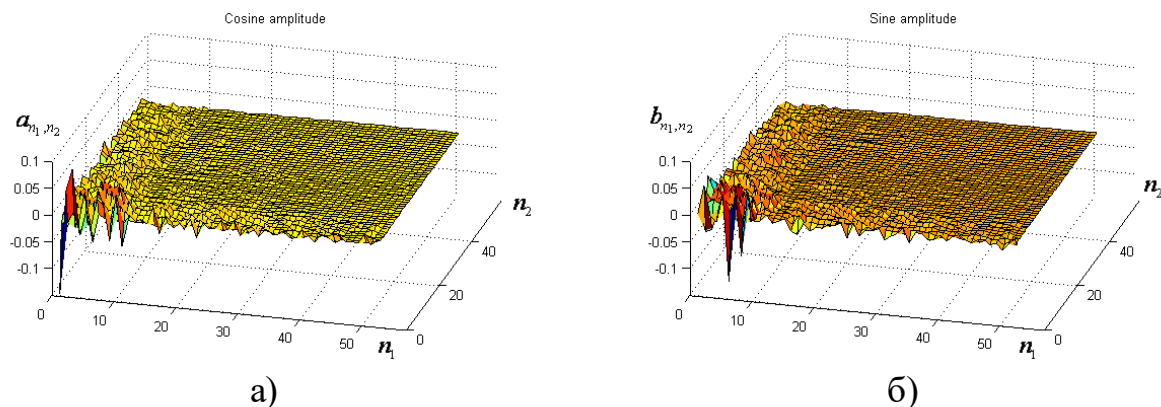
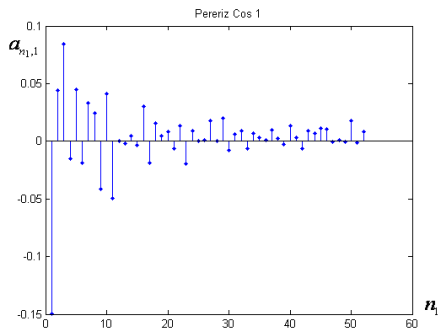
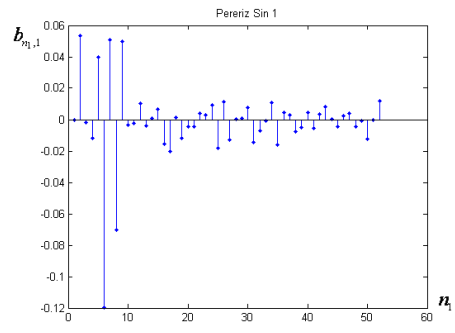


Рис. 3.51. Косинусний (а) та синусний (б) спектри оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

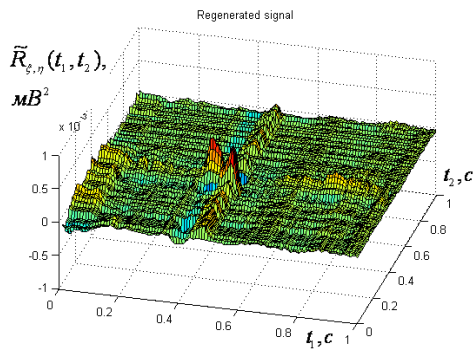


а)

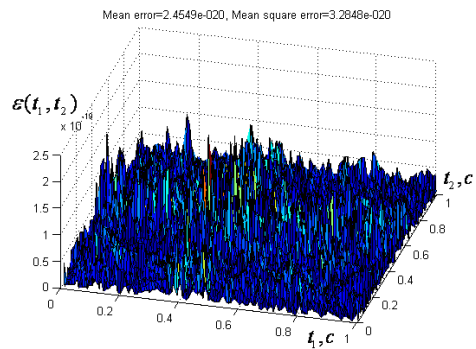


б)

Рис. 3.52. Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (діагноз: нижній інфаркт міокарда).



а)

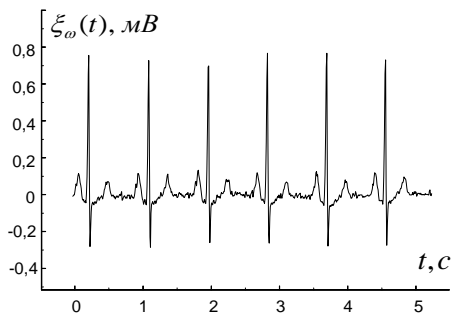


б)

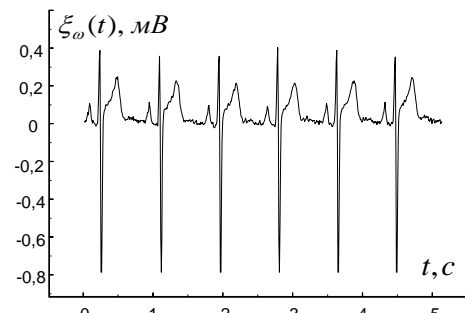
Рис. 3.53. Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

Як видно із рисунків 3.51 та 3.52, спектральні коефіцієнти, що відповідають патології, на відміну від норми, локалізовані на незначній частині двовимірної області частот, а саме на області низьких частот. Даний факт вказує на чутливість спектральних компонент до зміни стану серцево-судинної системи, що робить можливим розпізнавання цих станів автоматизованими кардіодіагностичними системами.

На рисунках 3.54-3.58 наведено результати спектрального аналізу та апроксимації оцінки взаємної кореляційної оцінки ЕКС в II та V відведеннях.

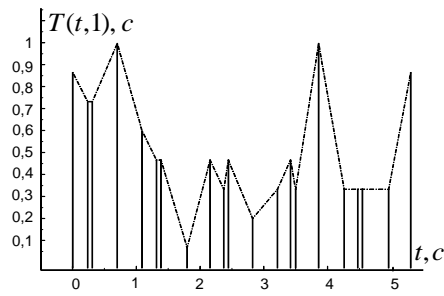


а)

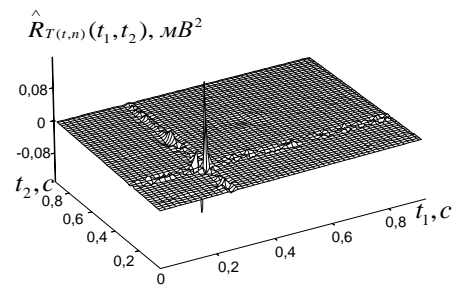


б)

Рис. 3.54. Графіки реалізації СЗЕКС: ЕКС в II (а) та V (б) відведеннях (діагноз: умовна норма).

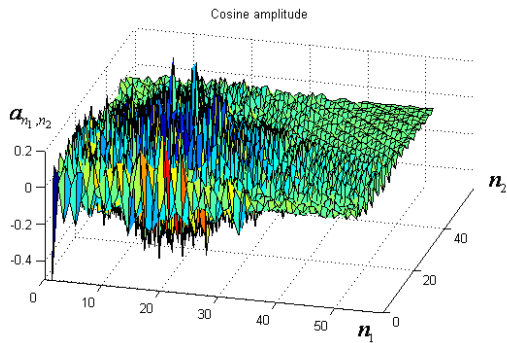


а)

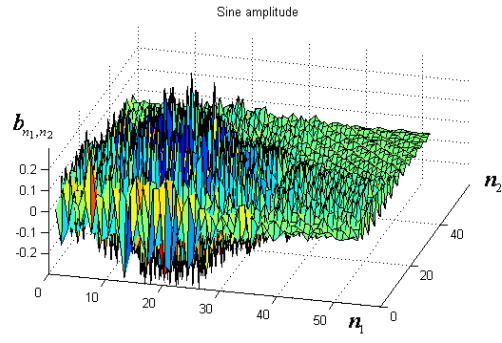


б)

Рис. 3.55. Функція ритму ЕКС в II відведенні (а) та реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (б) (діагноз: норма).

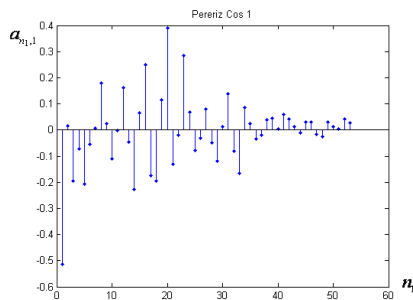


а)

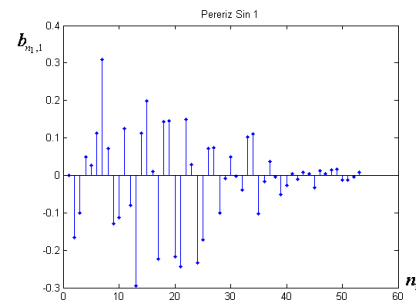


б)

Рис. 3.56. Косинусний (а) та синусний (б) спектри оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (діагноз: умовна норма).

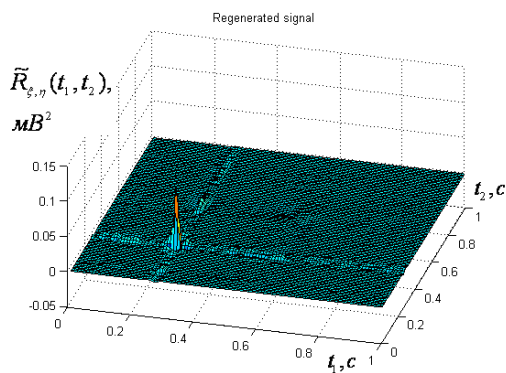


а)

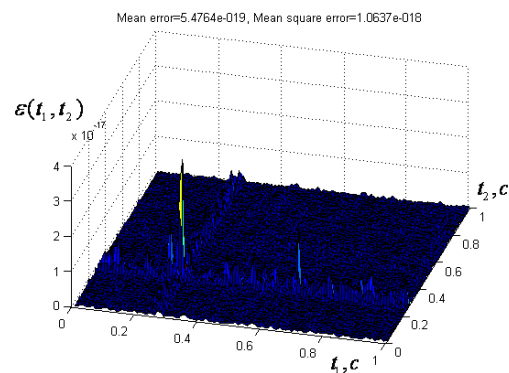


б)

Рис. 3.57 Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (діагноз: умовна норма).



а)



б)

Рис. 3.58. Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (діагноз: норма).

Як видно із рисунків 3.56 та 3.57, спектральні коефіцієнти, що відповідають умовній нормі, як і у попередньому випадку умовної норми, локалізовані на значній частині двовимірної області частот. Аналізуючи графік 3.58 можна стверджувати про достатню точність апроксимації оцінки взаємної кореляційної функції, якщо враховувати лише 50 спектральних компонент двовимірного ряду Фур'є.

На рисунках 3.59 – 3.63 наведено результати спектрального аналізу та апроксимації оцінки взаємної кореляційної оцінки ЕКС в II та aVR відведеннях (графіки реалізацій синхронно зареєстрованих електрокардіосигналів подано на рисунку 3.64), що відповідають нижньому інфаркту міокарда.

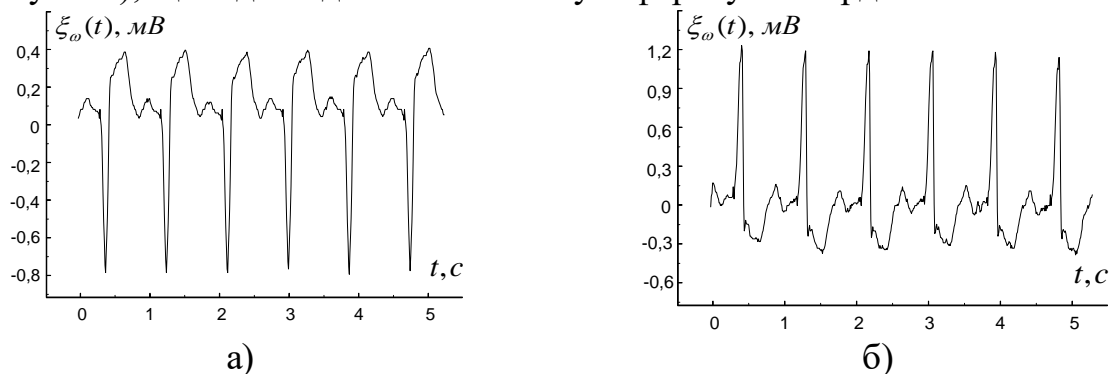


Рис. 3.64. Графіки реалізації СЗЕКС: ЕКС в II (а) та V (б) відведеннях (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

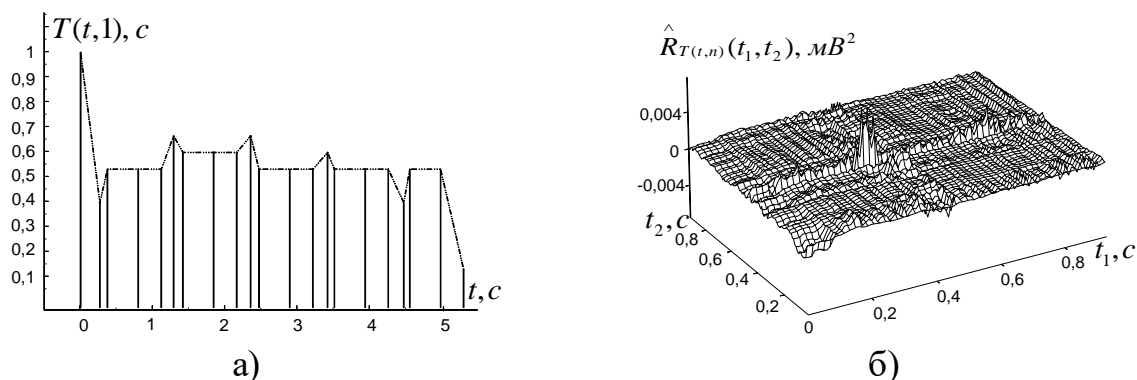


Рис. 3.65. Функція ритму ЕКС в II відведенні (а) та реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (б) (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

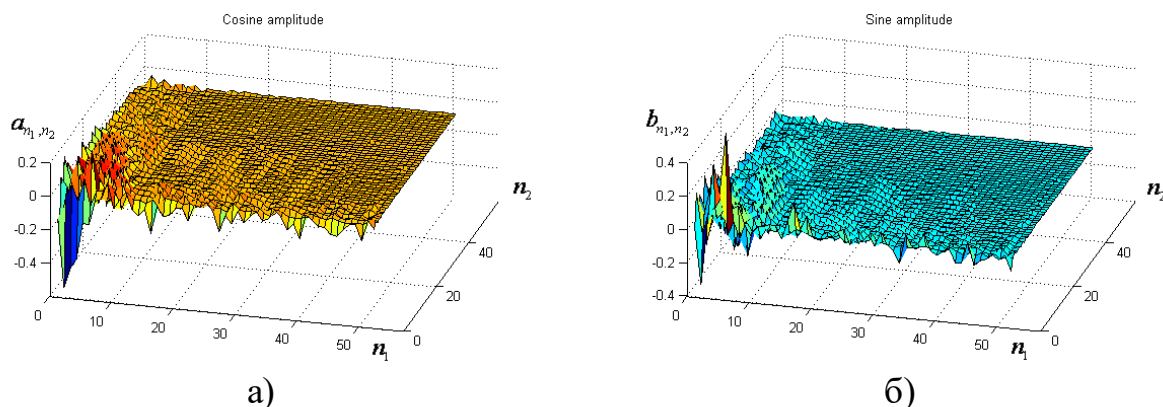
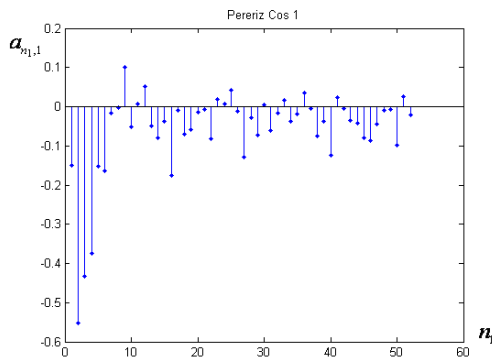
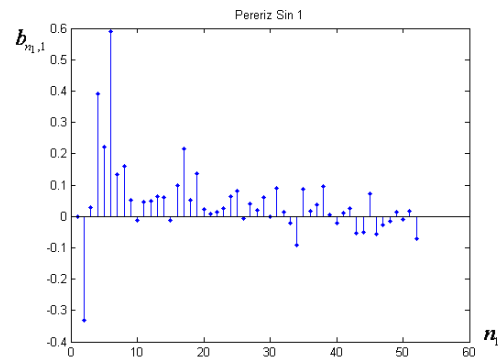


Рис. 3.66. Косинусний (а) та синусний (б) спектри оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (інфаркт міокарда).

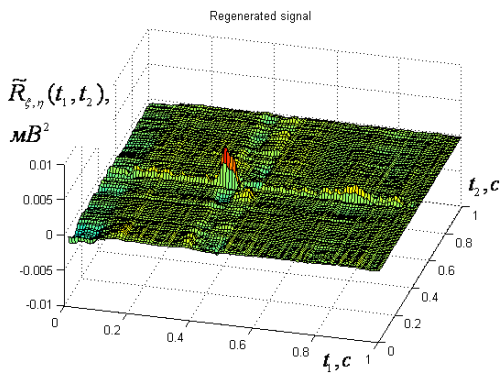


а)

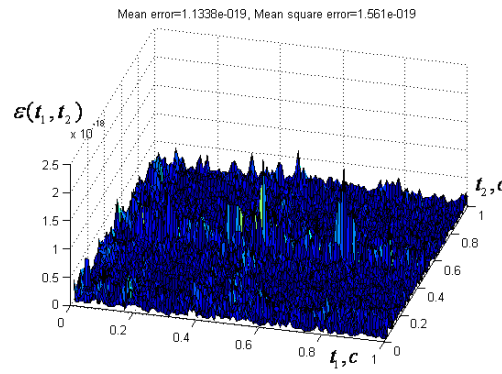


б)

Рис. 3.67. Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (діагноз: інфаркт міокарда).



а)

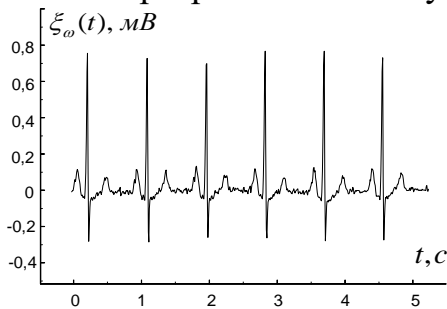


б)

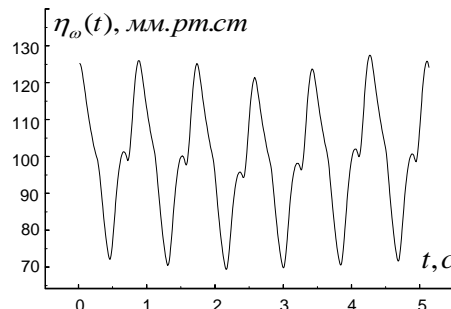
Рис. 3.68. Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

Як видно із рисунків 3.66 та 3.67, спектральні коефіцієнти, що відповідають нижньому інфаркту міокарда, як і у попередньому випадку для цієї патології, при обробці СЗЕКС в II та aVR відведеннях, локалізовані на двовимірній області нижніх частот, що вказує на спільну характерну особливість поведінки спектральних коефіцієнтів для даного типу патології.

На рисунках 3.69 – 3.73, наведено результати спектрального аналізу та апроксимації оцінки взаємної кореляційної оцінки ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску.

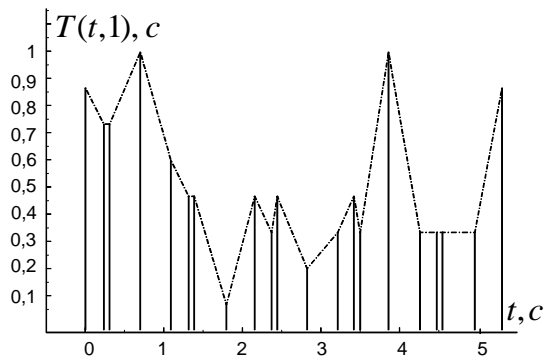


а)

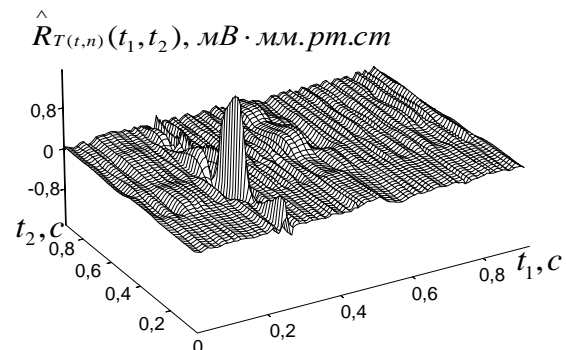


б)

Рис. 3.69. Графіки реалізації СЗКС: ЕКС в II відведенні (а) та кардіосигнал артеріального тиску (б) (діагноз: умовна норма).

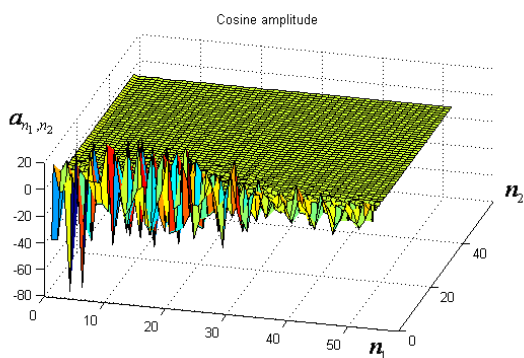


а)

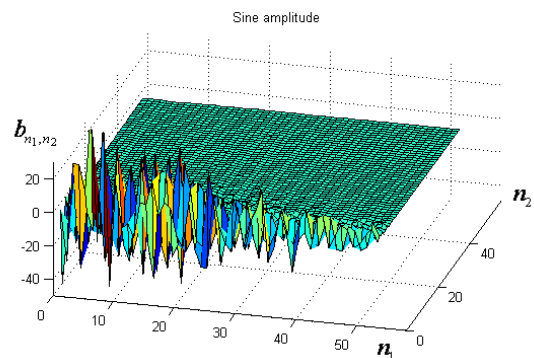


б)

Рис. 3.70. Функція ритму ЕКС в II відведенні (а) та реалізації оцінки взаємної кореляційної функції ЕКС в II відведенні та кардіосигналу артеріального тиску (б) (діагноз: умовна норма).

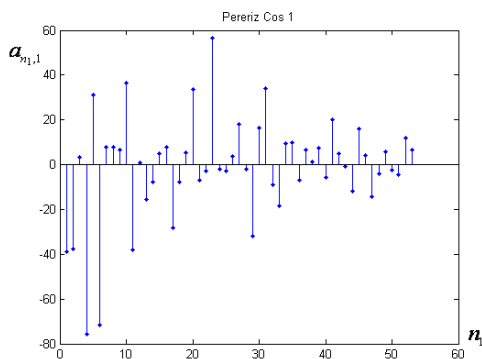


а)

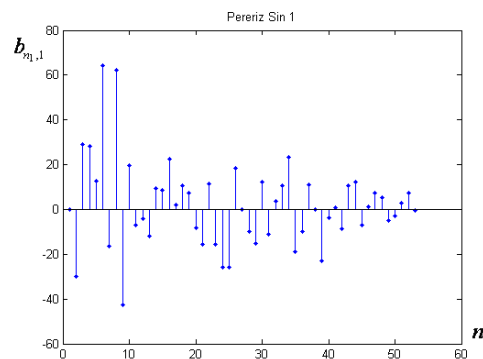


б)

Рис. 3.71. Косинусний (а) та синусний (б) спектри оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС: ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (діагноз: умовна норма).



а)



б)

Рис. 3.72. Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС: ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (діагноз: умовна норма).

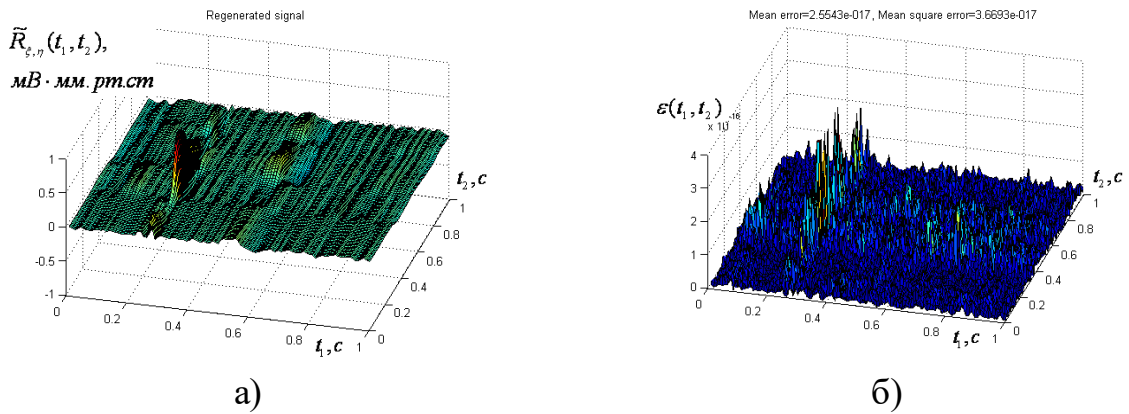


Рис. 3.73. Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС: ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (діагноз: умовна норма).

Із рисунків 3.71 та 3.72 видно, що спектральні коефіцієнти, які відповідають умовній нормі, групуються біля однієї із частотних осей. Величини похибок апроксимації (див. рис. 3.73) вказують на достатню точність апроксимації оцінки взаємної кореляційної функції, якщо враховувати лише 50 спектральних компонент двовимірного ряду Фур'є.

На рис. 3.74 – 3.78 наведено результати спектрального аналізу та апроксимації оцінки взаємної кореляційної оцінки електрокардіосигналу у II відведенні та кардіосигналу артеріального тиску, що відповідають нижньому інфаркту міокарда.

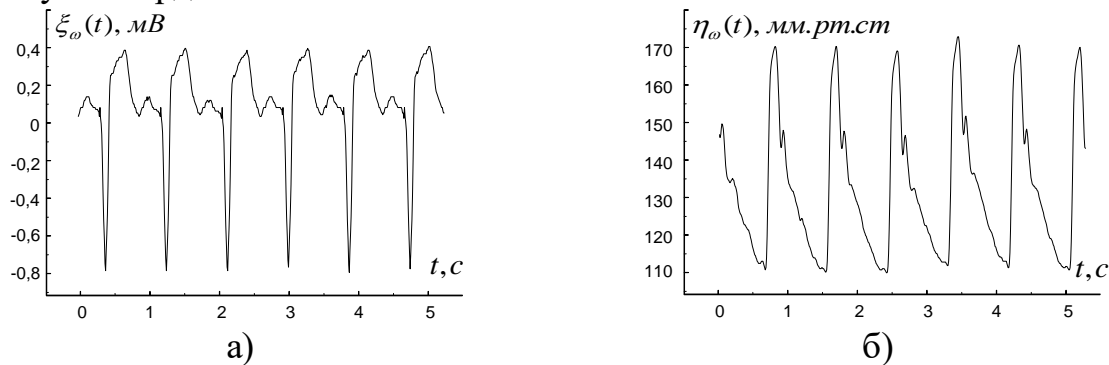


Рис. 3.74. Графіки реалізації СЗКС: ЕКС в II відведенні (а) та кардіосигнал артеріального тиску (б) (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

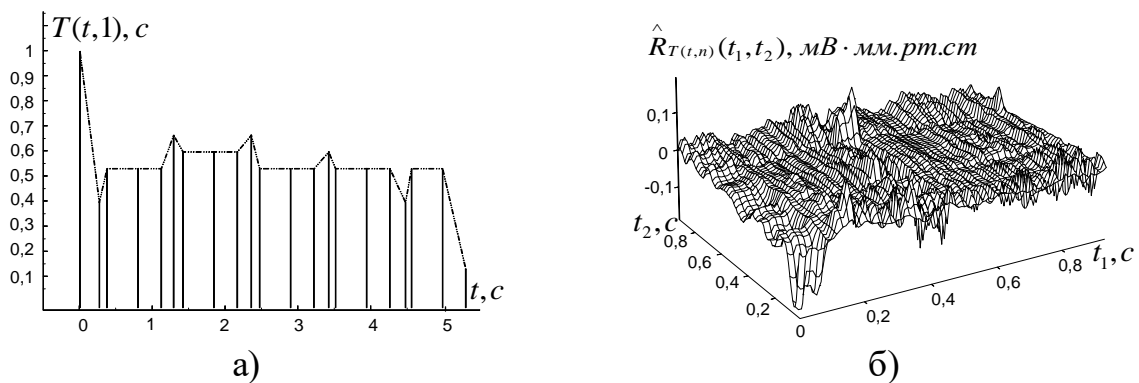


Рис. 3.75. Функція ритму ЕКС в II відведенні (а) та реалізації оцінки взаємної кореляційної функції ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (б) (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

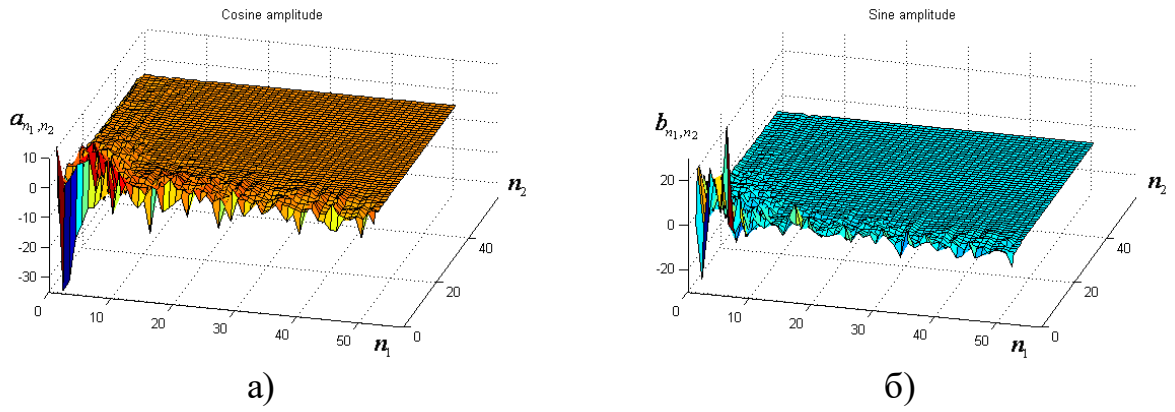


Рис. 3.76. Косинусний (а) та синусний (б) спектри оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС: ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

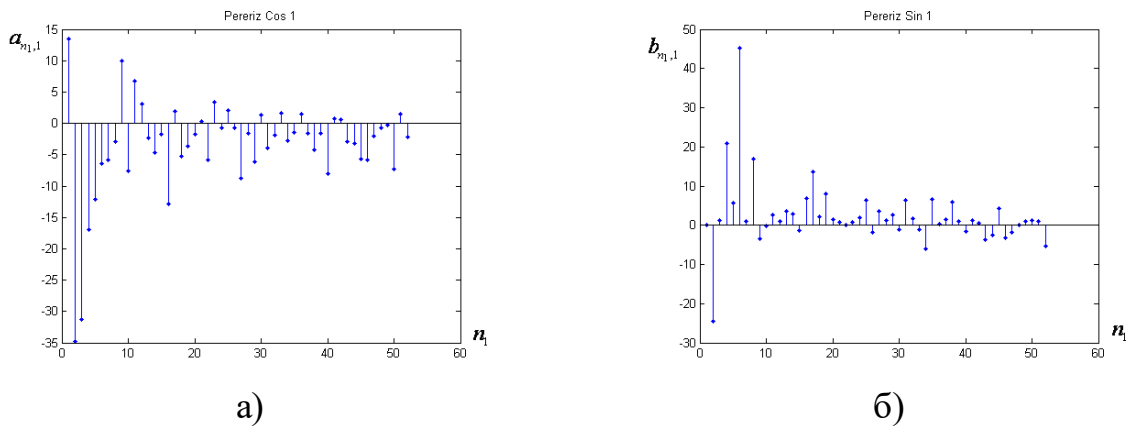


Рис. 3.77. Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС: ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

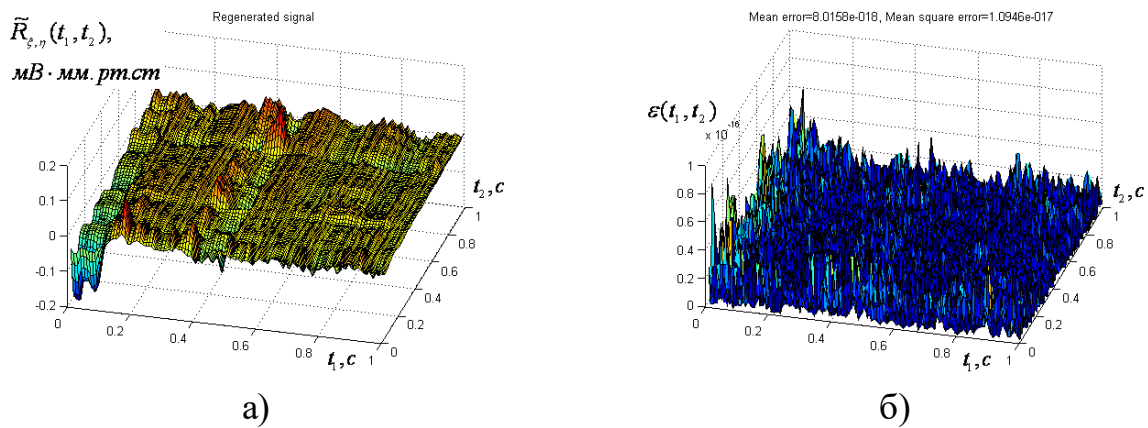
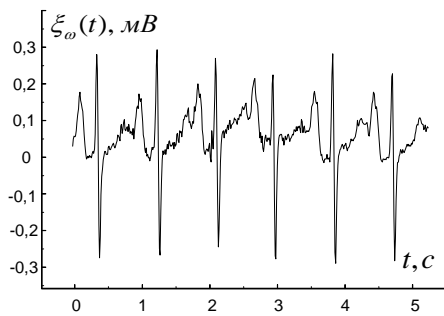
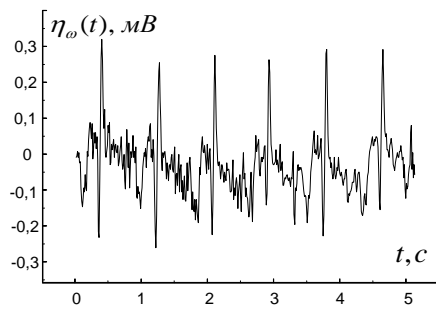


Рис. 3.78. Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС: ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (діагноз: нижній інфаркт міокарда).

Аналогічні дослідження при діагнозі гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя наведені на рис. 3.79-3.93.

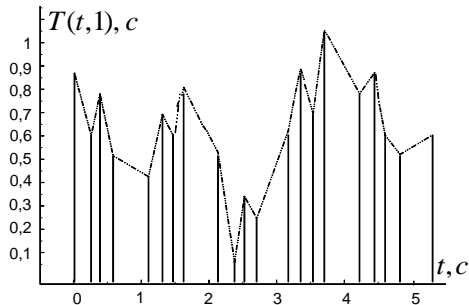


а)

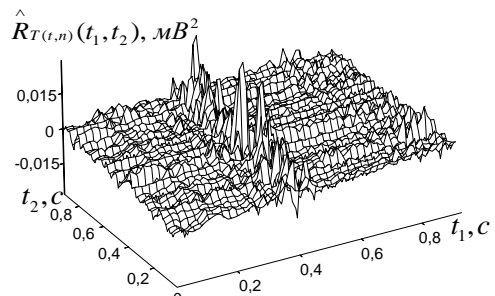


б)

Рис. 3.79. Графіки реалізації СЗЕКС: ЕКС в II (а) та aVR (б) відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

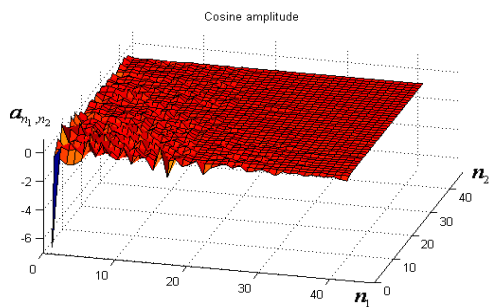


а)

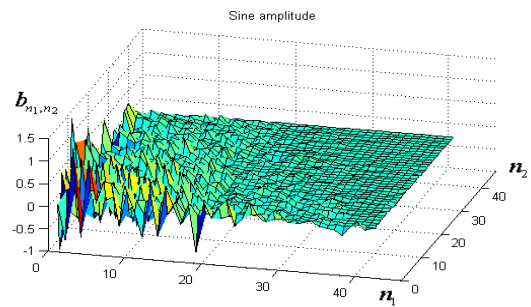


б)

Рис. 3.80. Функція ритму ЕКС в II відведенні (а) та реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (б) (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

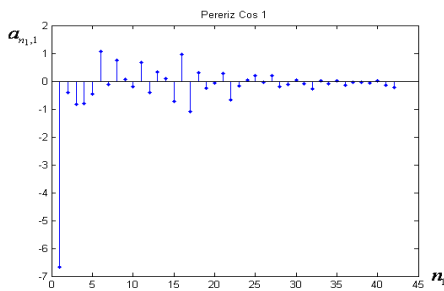


а)

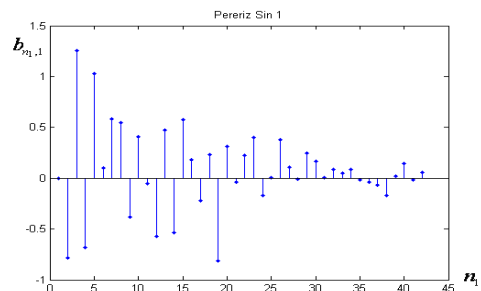


б)

Рис. 3.81. Косинусний (а) та синусний (б) спектри оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

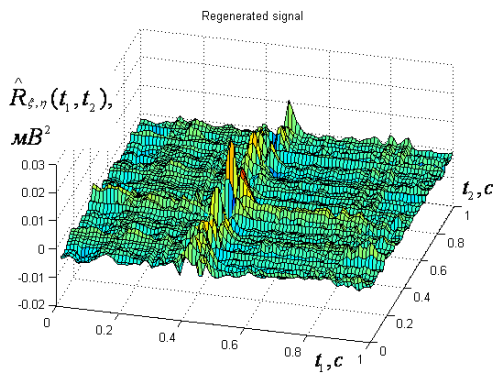


а)

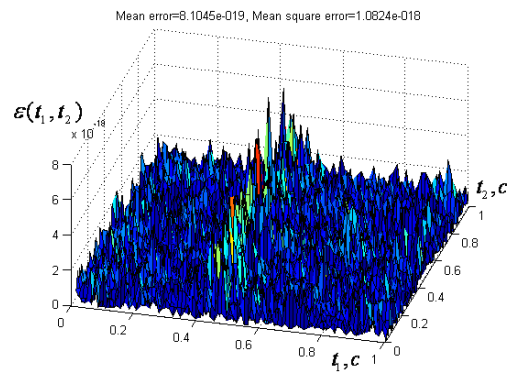


б)

Рис. 3.82. Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

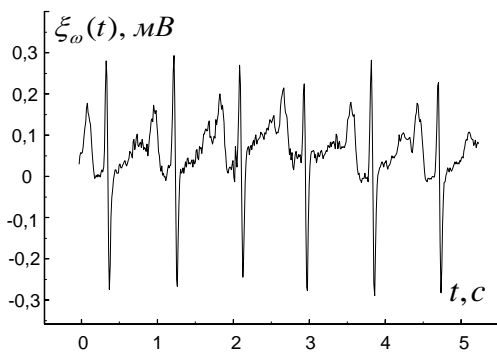


а)

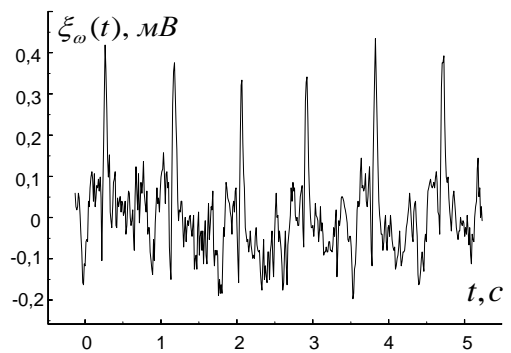


б)

Рис. 3.83. Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та aVR відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

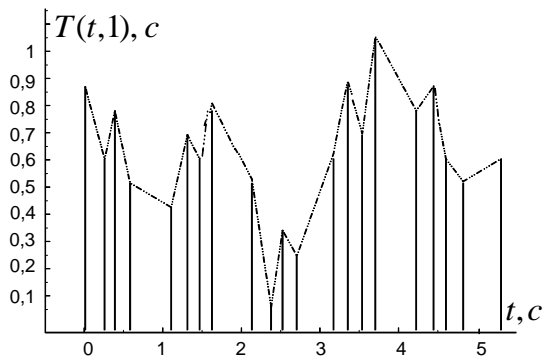


а)

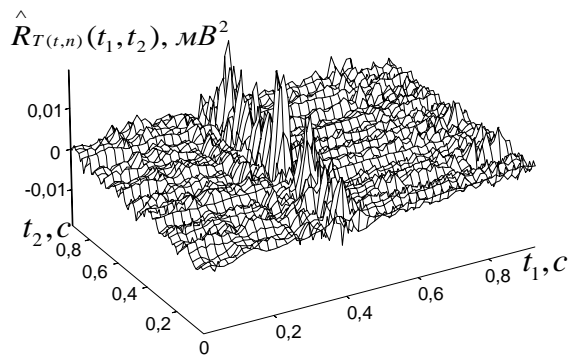


б)

Рис. 3.84. Графіки реалізації СЗЕКС: ЕКС в II (а) та V (б) відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

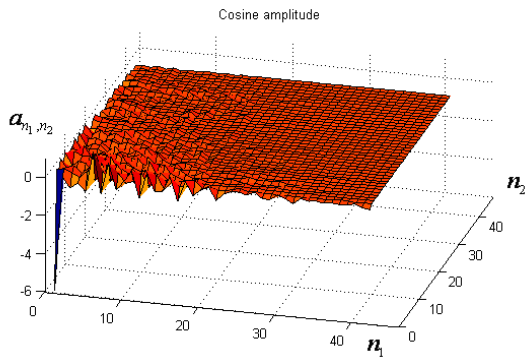


а)

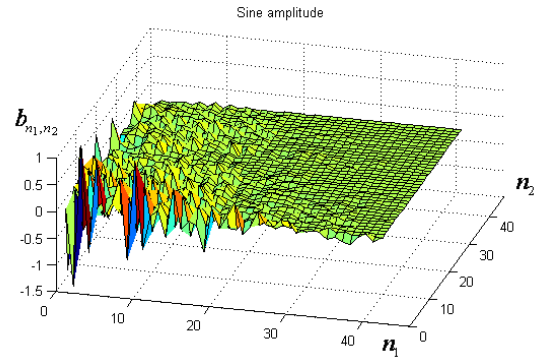


б)

Рис. 3.85. Функція ритму ЕКС в II відведенні (а) та реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (б) (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

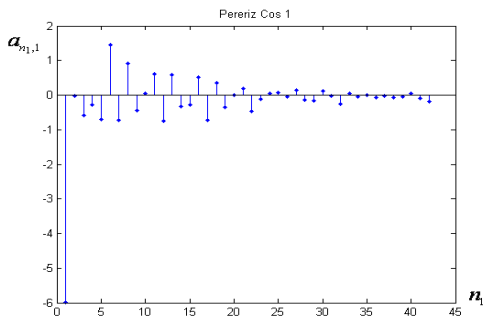


а)

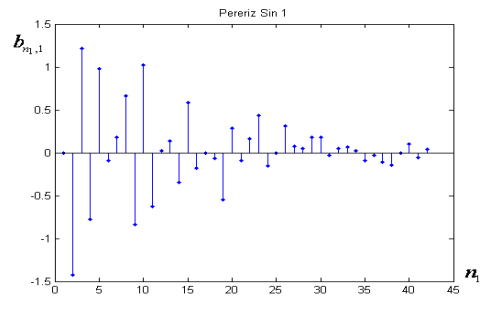


б)

Рис. 3.86. Косинусний (а) та синусний (б) спектри оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

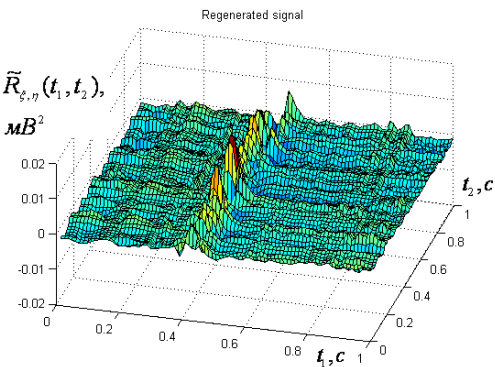


а)

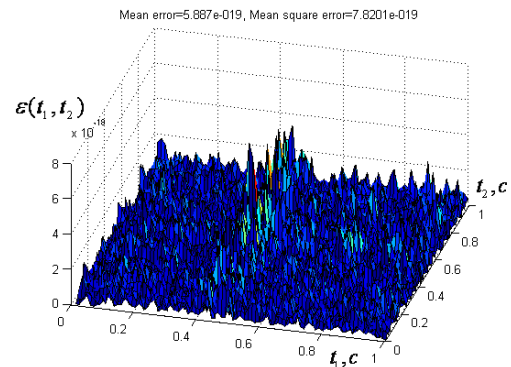


б)

Рис. 3.87. Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

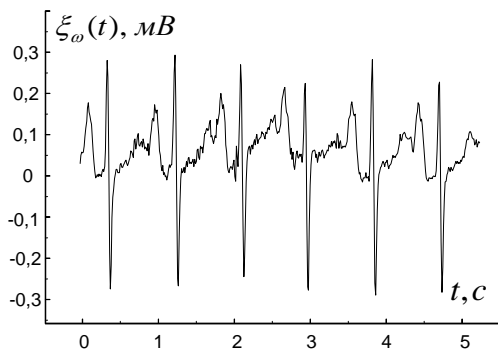


а)

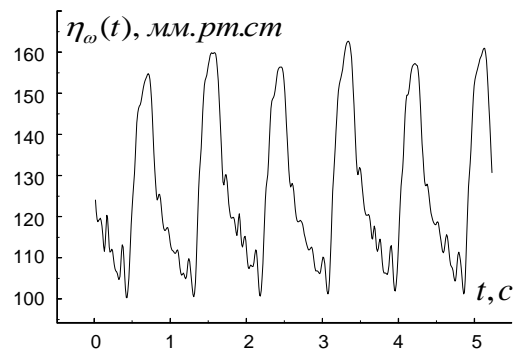


б)

Рис. 3.88. Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗЕКС в II та V відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

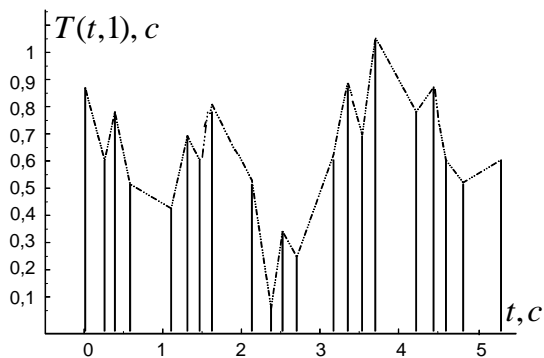


а)

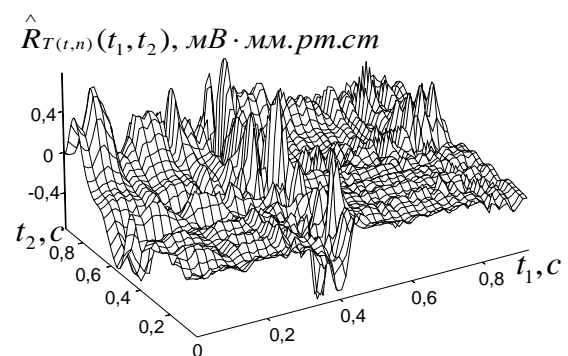


б)

Рис. 3.89. Графіки реалізації СЗКС: ЕКС в II відведенні (а) та кардіосигнал артеріального тиску (б) (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

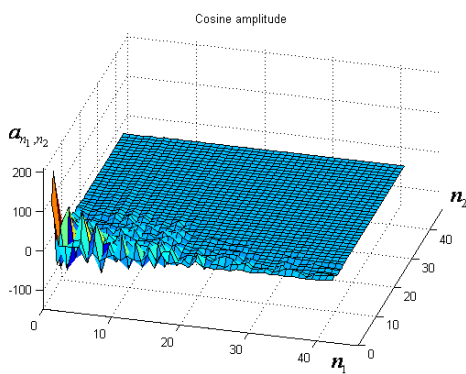


а)

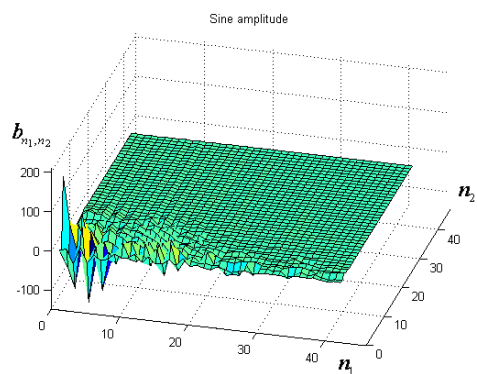


б)

Рис. 3.90. Функція ритму ЕКС в II відведенні (а) та реалізації оцінки взаємної кореляційної функції ЕКС в II відведенні та кардіосигналу артеріального тиску (б) (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

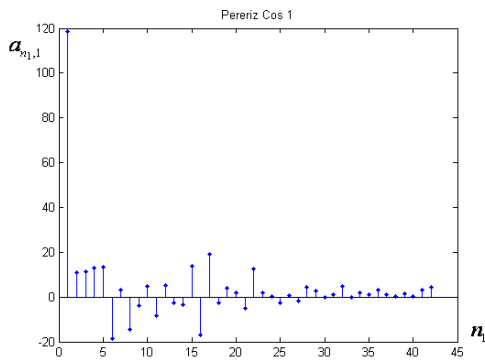


а)

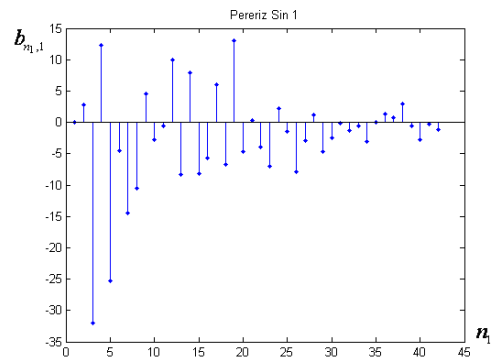


б)

Рис. 3.91. Косинусний (а) та синусний (б) спектри оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС: ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя).

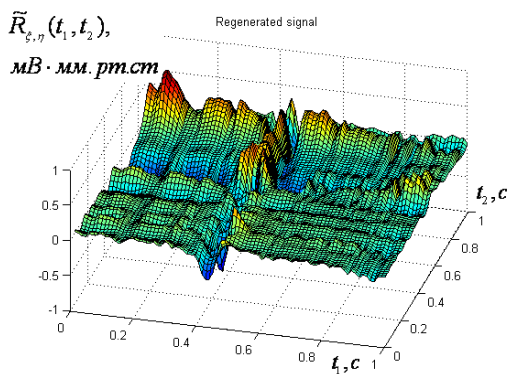


а)

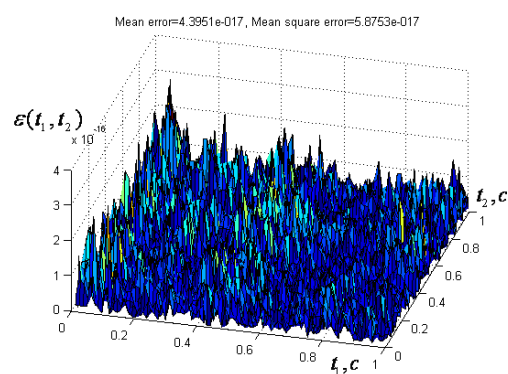


б)

Рис. 3.92. Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС: ЕКС в 2 відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка).



а)



б)

Рис. 3.93. Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС: ЕКС в II відведенні та кардіосигнал артеріального тиску (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка).

Як видно з рисунків 3.44–3.93, а також це підтверджується багатьма експериментами, має місце факт значної чутливості оцінки взаємної кореляційної функції та коефіцієнтів її розкладу у двовимірний ряд Фур'є до зміни стану ССС людини, що вказує на можливість їх використання як діагностичних ознак в автоматизованих системах комплексної кардіодіагностики.

За критерій вибору необхідних спектральних коефіцієнтів розкладу оцінки взаємної кореляційної функції компонент СЗКС у двовимірний ряд Фур'є вибрано енергетичний критерій, а саме, як діагностичні ознаки використовуються ті спектральні коефіцієнти $\left\{ a_{n_1, n_2}, b_{n_1, n_2}, n_1 = \overline{1, N_1}, n_2 = \overline{1, N_2} \right\}$, які, згідно із нерівністю Бесселя, роблять внесок у енергію реалізації статистичної оцінки взаємної кореляційної функції компонент СЗКС не менше ніж 95%, і кількість їх при цьому є мінімальною [67, 68].

Для порівняння, у випадку використання відліків реалізації статистичної оцінки взаємної кореляційної функції компонент СЗКС як діагностичних ознак, розмірність діагностичного простору буде рівна 3000, а у випадку використання

спектральних коефіцієнтів як діагностичних ознак, розмірність діагностичного простору буде дорівнювати лише 50, що суттєво знизить вимоги до продуктивності комп'ютерних діагностичних систем.

3.4. Діагностичні простори кардіометричних систем на основі циклічних випадкових процесів.

При розробці кардіометричних систем надзвичайно важливе значення має побудова діагностичних просторів на основі циклічних випадкових процесів, визначення відстані між центрами діагностичних ознак, а також оцінювання середньоквадратичного відхилення точок від центрів групувань діагностичних ознак.

В якості діагностичних ознак запропоновано використовувати коефіцієнти ортогональних розкладів реалізацій статистичних оцінок у одновимірний ряд Чебишева.

Нехай маємо лінійний функціональний простір (простір сигналів) $\Phi = \{f(t) \in \Psi, t \in \mathbf{W}\}$, і нехай будь-яку функцію $f(\cdot) \in \Phi$ із лінійного функціонального простору Φ можна подати у вигляді ряду:

$$f(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} c_k \cdot g_k(t), t \in \mathbf{W} \quad (3.12)$$

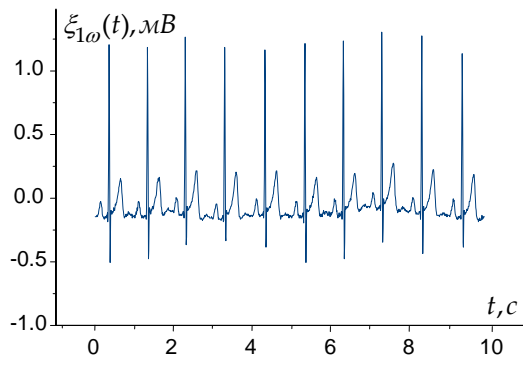
де $\{g_k(t), k \in \mathbf{Z}, t \in \mathbf{W}\}$ – деякий числовий функціональний базис, а множина коефіцієнтів $\{c_k, k \in \mathbf{Z}\}$ є спектром цієї функції у базисі $\{g_k(t), k \in \mathbf{Z}, t \in \mathbf{W}\}$.

Базисними функціями використано поліноми Чебишева.

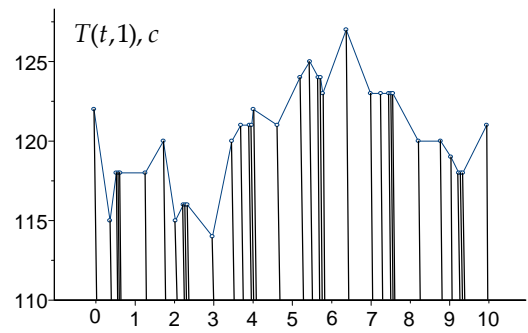
При побудові діагностичних просторів використовуються вектори коефіцієнтів ортогональних розкладів реалізацій статистичних оцінок відображаються (для норми $\{N(c_0, c_1)\}$, для патологій $\{P_1(c_0, c_1)\} \dots \{P_n(c_0, c_1)\}$) на діагностичному просторі з відповідними координатами c_0 та c_1 , де c_0, c_1 – відповідно початкова та перша гармоніки ортогональних розкладів, (тому що вони вносять вклад енергії не менше 95% про математичне сподівання електрокардіосигналу).

Після відображень групувань діагностичних ознак на діагностичному просторі знаходимо центр, відстані між центрами розмежованих групувань та середньоквадратичне відхилення крапок від центру в межах групування.

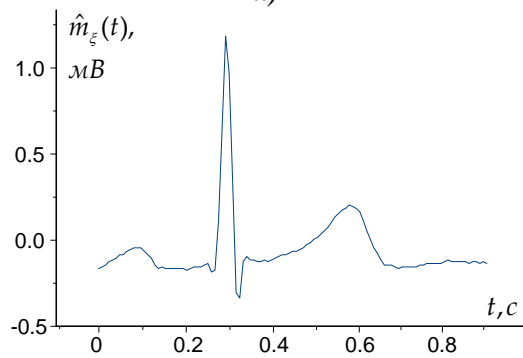
Проведено серію експериментів по аналізу каріосигналів при нормі, ішемії та синдромі CLC на основі описаної вище методики. Дані патологічні ЕКГ обрано, тому що вони пов'язані зі зміною форми самого сигналу. Приклади результатів статистичного аналізу та наступний розкладів у базис Чебишева по одну з кожного типу сигналу показані на рисунках 3.94-3.96.



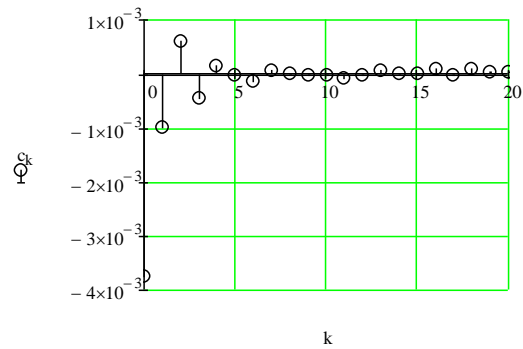
а)



б)

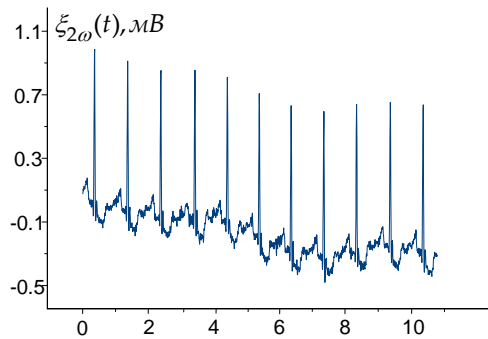


в)

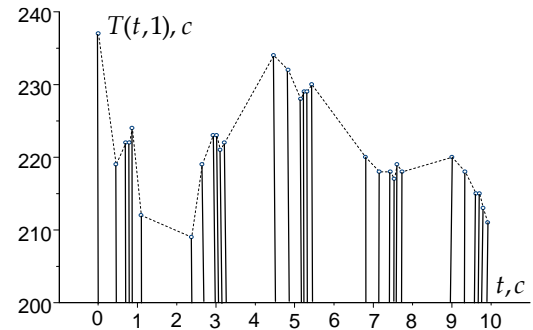


г)

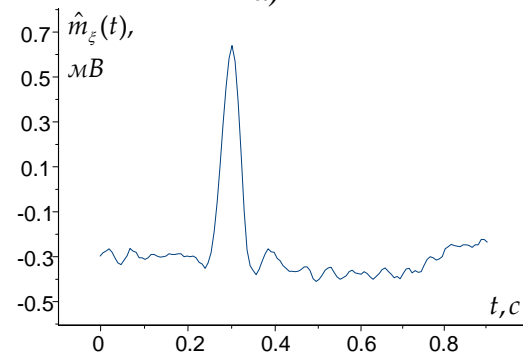
Рисунок 3.94. Графіки реалізації електрокардіосигналу при нормі (а), його функція ритму (б), реалізація статистичної оцінки математичного сподівання (в) та її спектр коефіцієнтів в базисі Чебишева



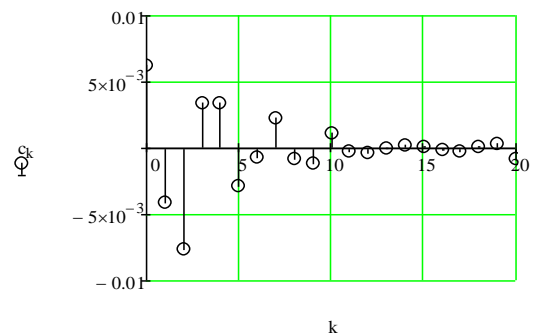
а)



б)



в)



г)

Рисунок 3.95. Графіки реалізації електрокардіосигналу при ішемії (а), його функції ритму (б), реалізація статистичної оцінки математичного сподівання (в) та її спектр коефіцієнтів в базисі Чебишева (г)

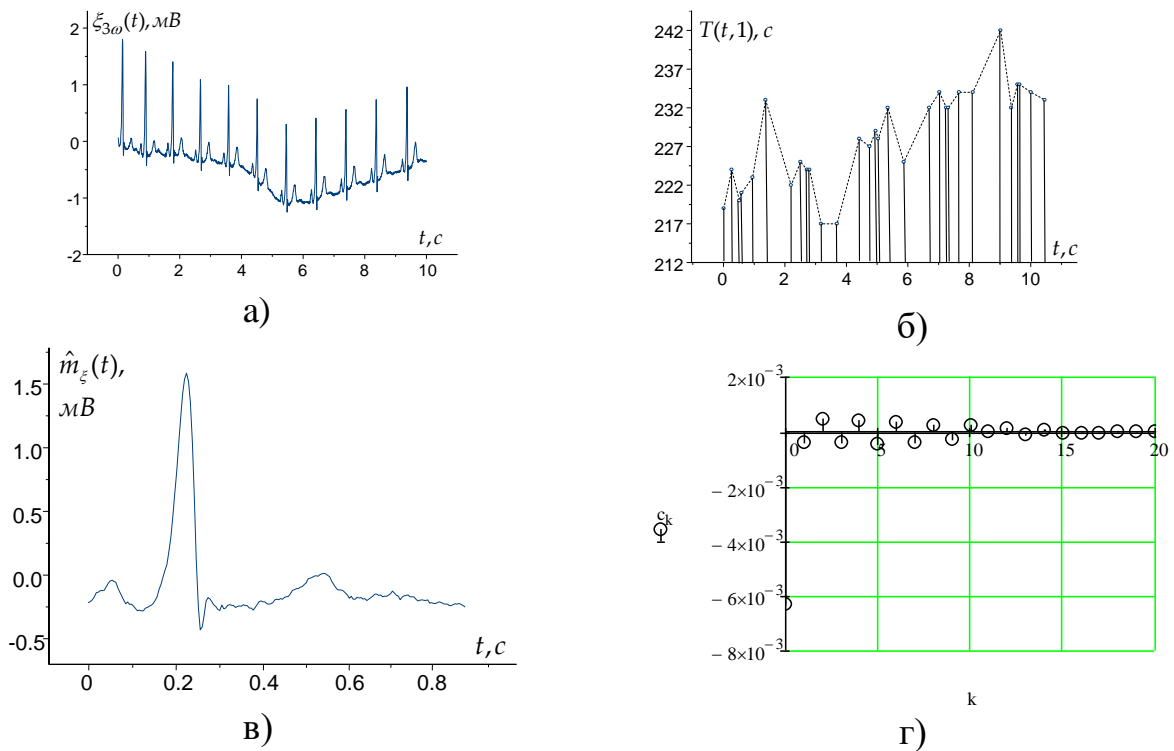


Рисунок 3.96. Графіки реалізації електрокардіосигналу при синдромі CLC (а), його функції ритму (б), реалізація статистичної оцінки математичного сподівання (в) та її спектр коефіцієнтів в базисі Чебишева (г)

У багатьох експериментах підтверджено, що запропоновані діагностичні ознаки є інформативними, а саме чутливими до стану ССС та малочутливими до шумових неінформативних факторів, що дає змогу використовувати їх для прийняття діагностичних рішень в автоматизованих кардіометричних системах. Критерієм вибору необхідних спектральних коефіцієнтів розкладу кардіосигналів в базисі Чебишева, вибрано енергетичний критерій, а саме, як діагностичні ознаки використовуються ті спектральні коефіцієнти які згідно із нерівністю Бесселя, вносять вклад у енергію реалізації статистичної оцінки досліджуваних біосигналів не менше ніж 95% і кількість їх при цьому є мінімальною.

Проведено статистичний аналіз та наступний розклад оцінок математичного сподівання у базис Чебишева для 30 електрокардіосигналів (10 кардіосигналів при нормі $\{N(c_0, c_1)\}$, 10 – при ішемії $\{P_1(c_0, c_1)\}$, 10 – при синдромі CLC $\{P_2(c_0, c_1)\}$), мітки які містять координати коефіцієнтів c_0 та c_1 представлені на рисунку 3.97.

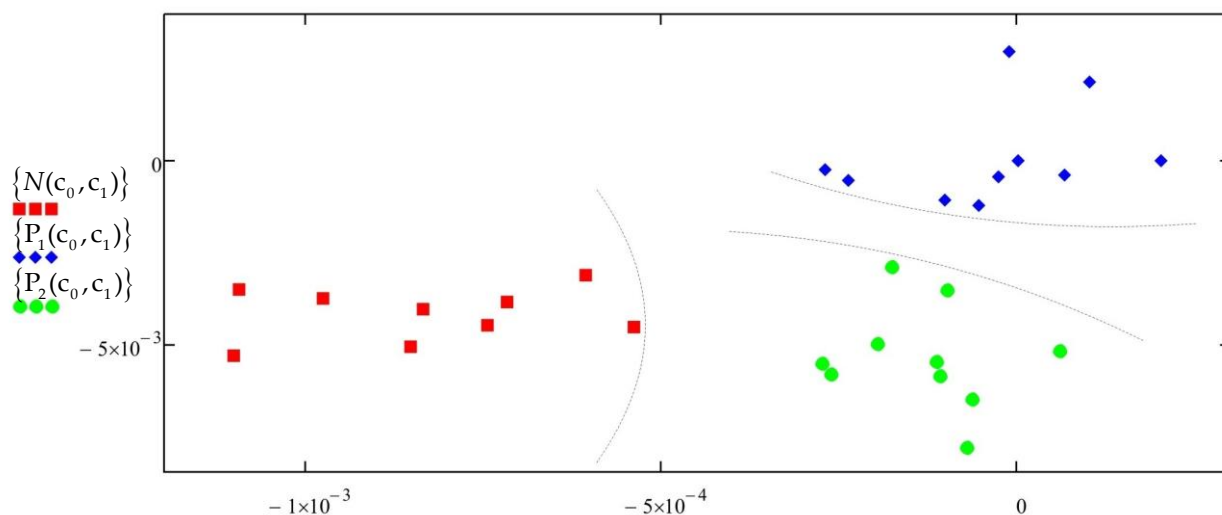


Рисунок 3.97. Графік групування коефіцієнтів ортогональних розкладів (квадрати – ЕКГ в нормі $\{N(c_0, c_1)\}$, ромби – ЕКГ при ішемії $\{P_1(c_0, c_1)\}$, крапки – ЕКГ при синдромі CLC $\{P_2(c_0, c_1)\}$).

Таблиця 3.1 демонструє відстані між центрами розмежованих групувань $\{N(c_0, c_1)\}$, $\{P_1(c_0, c_1)\}$ та $\{P_2(c_0, c_1)\}$.

Таблиця 3.1. Таблиця відстаней між центрами діагностичних ознак

$\{N(c_0, c_1)\} - \{P_1(c_0, c_1)\}$ (Норма – Ішемія)	$\{N(c_0, c_1)\} - \{P_2(c_0, c_1)\}$ (Норма – Ішемія)	$\{P_1(c_0, c_1)\} - \{P_2(c_0, c_1)\}$ (Ішемія – Синдром CLC)
$P1N = 4.148 \times 10^{-3}$	$P2N = 1.937 \times 10^{-3}$	$P2P1 = 5.86 \times 10^{-3}$

У таблиці 3.2 представлено середньоквадратичне відхилення крапок від центру в межах групувань $\{N(c_0, c_1)\}$, $\{P_1(c_0, c_1)\}$ та $\{P_2(c_0, c_1)\}$.

Таблиця 3.2. Таблиця середньоквадратичне відхилення точок від центрів групувань діагностичних ознак

Норма $\{N(c_0, c_1)\}$	Ішемія $\{P_1(c_0, c_1)\}$	Синдром CLC $\{P_2(c_0, c_1)\}$
$d1 = 7.76 \times 10^{-4}$	$d2 = 1.049 \times 10^{-3}$	$d3 = 1.154 \times 10^{-3}$

Як видно з рис. 3.97, значення розклади оцінок математичного сподівання електрокардіосигналів в яких змінюється форма сигналу групуються в певних діапазонах. Порівнявши центри зон групування даних виявлено, що діагностичні ознаки патологій знаходяться на великих відстанях від норми, в той час відстань між патологіями не є великою. Як видно останньої таблиці відхилення крапок від центрів групувань діагностичних ознак відбувається згідно нормального розподілу.

Описаний вище комплексний аналіз може використовуватись у системах кардіодіагностики з метою виявлення патологій пов'язаних із зміною форми

самого кардіосигналу, що буде слугувати діагностичною інформацією для лікаря.

3.5. Висновки

1. Проведений порівняльний аналіз методів статистичного опрацювання циклічних кардіосигналів показав, що методи опрацювання, які базуються на математичних моделях кардіосигналів у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, є більш точними та достовірними, порівняно із методами статистичного аналізу сигналів серця, які базуються на моделі у вигляді вектора періодично пов'язаних випадкових процесів, оскільки дають змогу значно ефективніше усувати небажаний ефект „розмивання” статистичних характеристик СЗКС.

2. Встановлено факт значної чутливості оцінок взаємних кореляційних функцій компонент сукупності СЗКС до зміни стану ССС, що вказує на можливість їх використання як діагностичних ознак в автоматизованих системах комплексної кардіодіагностики.

3. Обґрунтовано нові діагностичні ознаки для задач кардіодіагностики у вигляді коефіцієнтів розкладу реалізації статистичної оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС у двовимірний ряд Фур'є, що суттєво знизило вимоги до продуктивності комп'ютерних діагностичних систем стану ССС організму людини.

РОЗДІЛ 4

МЕТОД ІМІТАЦІЙНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ТА ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОПРАЦЮВАННЯ СИНХРОННО ЗАРЕЄСТРОВАНИХ КАРДІОСИГНАЛІВ

4.1. Імітаційна модель синхронно зареєстрованих кардіосигналів

З метою апробації та порівняння різних методів та програмно-апаратних засобів опрацювання сигналів серця часто використовують методи їх комп'ютерного імітаційного моделювання. Якість та ефективність імітації кардіосигналів суттєво залежить від імітаційної моделі, що лежить в основі методу симуляції, а та, у свою чергу, зумовлюється математичною моделлю імітованих кардіосигналів.

У другому та третьому розділах монографії показано, що адекватною математичною моделлю синхронно зареєстрованих кардіосигналів, яка, на відміну від існуючих моделей, одночасно враховує стохастичність, циклічність, мінливість та спільність ритму компонент СЗКС, є вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Враховуючи наведений вище факт, імітаційне моделювання СЗКС буде полягати у комп'ютерній симуляції реалізацій вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів.

Згідно із роботою [63], для імітації функціонального відношення $f: \mathbf{W} \rightarrow \Psi$, що циклічне за множиною K атрибутів $\left\{ p_k \left(f(t_j), j = \overline{1, n_k} \right), k = \overline{1, K} \right\}$, зі структурною функцією $y(t, n), t \in \mathbf{W}, n \in \mathbf{Z}$, необхідно здійснити такі три етапи.

1. Провести параметричну ідентифікацію конструкції

$$\begin{aligned}
 f &= \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} f_{c_m} = \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \left\{ (t, f_m(t)), t \in \mathbf{W}_{c_m} \right\} = \\
 &= \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \mathbf{G}_{y_m(t_0)} \left[\left\{ (t_0, g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\} \right] = \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \left\{ (y_m(t_0), g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\},
 \end{aligned} \tag{4.1}$$

яка лежить в основі генерування циклічного функціонального відношення $f: \mathbf{W} \rightarrow \Psi$, а саме, на основі рівності

$$p_k \left(g_{m_j}(t_{0j}), j = \overline{1, n_k} \right) = p_k \left(f(y(t_{0j}, m_j)), j = \overline{1, n_k} \right) \in \mathbf{A}_k, \tag{4.2}$$

$$k = \overline{1, K}, m_j \in \mathbf{Z}, n_k \in \mathbf{N}, t_{0j} \in \mathbf{W}_{c_0},$$

визначити атрибути послідовності базових циклів $\left\{ \mathbf{B}_m = \left\{ (t_0, g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\}, m \in \mathbf{Z} \right\}$, які відповідають наперед заданим

(бажаним) атрибутам $\left\{ p_k \left(f(t_j), j = \overline{1, n_k} \right), k = \overline{1, K} \right\}$ циклічного функціонального відношення $f: \mathbf{W} \rightarrow \Psi$, а також, на основі рівності

$$y_m(t_0) = y(t_0, m) \in \mathbf{W}_{c_m}, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z} \quad (4.3)$$

за відомою (заданою) структурною функцією $y(t_0, m), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}$ циклічного функціонального відношення $f: \mathbf{W} \rightarrow \Psi$ визначити послідовність функцій перетворення шкали $\left\{ y_m(t_0) \in \mathbf{W}_{c_m}, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z} \right\}$ відповідних операторів $\left\{ \mathbf{G}_{y_m(t_0)}[\cdot], m \in \mathbf{Z} \right\}$.

2. Провести імітацію послідовності базових циклів $\left\{ \mathbf{B}_m = \left\{ (t_0, g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\}, m \in \mathbf{Z} \right\}$, із атрибутами, які визначені за формулою (4.2).

3. Застосувавши кожен m -й оператор перетворення шкали $\mathbf{G}_{y_m(t_0)}[\cdot]$ до відповідного m -го базового циклу $\mathbf{B}_m = \left\{ (t_0, g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\}$, на основі конструкції (4.3), сформуувати необхідне циклічне функціональне відношення, а саме:

$$f = \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \mathbf{G}_{y_m(t_0)} \left[\left\{ (t_0, g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\} \right] = \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \left\{ (y_m(t_0), g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\}. \quad (4.4)$$

Здійснимо ряд уточнень та доповнень до наведеного вище методологічного принципу імітаційного моделювання циклічного функціонального відношення згідно з другим підходом.

Будь-який m -тий базовий цикл $\mathbf{B}_m = \left\{ (t_0, g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\}$ є ізоморфним відносно порядку та значень відповідному m -му циклу $f_{c_m} = \left\{ (t, f(t)), t \in \mathbf{W}_{c_m} \right\}$ циклічного функціонального відношення f , оскільки має місце така залежність:

$$g_m(t_0) = f(y(t_0, m)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}. \quad (4.5)$$

Оскільки має місце залежність (4.5), а для циклічного за множиною атрибутів $\left\{ p_k \left(f(t_j), j = \overline{1, n_k} \right), k = \overline{1, K} \right\}$ функціонального відношення f при будь-якому наборі $\left(t_j, j = \overline{1, n_k} \right) \in \mathbf{W}^{n_k}$ для елементів його упорядкованого декартового добутку f^{n_k} має місце така рівність атрибутів:

$$p_k \left(f(t_j), j = \overline{1, n_k} \right) = p_k \left(f(y(t_j, n)), j = \overline{1, n_k} \right), n_k \in \mathbf{N}, n \in \mathbf{Z}, \quad (4.6)$$

то має місце така рівність для атрибутів послідовності базових циклів $\{\mathbf{B}_m, m \in \mathbf{Z}\}$:

$$\begin{aligned} p_k \left(g_{m_j}(t_{0j}), j = \overline{1, n_k} \right) &= p_k \left(f(y(t_{0j}, m_j)), j = \overline{1, n_k} \right) = p_k \left(f(y(t_{0j}, m_j + n)), j = \overline{1, n_k} \right) = \\ &= p_k \left(g_{m_j+n}(t_{0j}), j = \overline{1, n_k} \right) \in \mathbf{A}_k, k = \overline{1, K}, m_j, n \in \mathbf{Z}, n_k \in \mathbf{N}, t_{0j} \in \mathbf{W}_{c_0}. \end{aligned} \quad (4.7)$$

Зростаючі числові функції $\{y_m(t_0) \in \mathbf{W}_{c_m}, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}\}$ – функції перетворення шкали, що отримуються на основі залежності (4.3), повністю визначаються заданою структурною функцією $y(t_0, m), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}$ імітованого циклічного функціонального відношення $f: \mathbf{W} \rightarrow \mathbf{\Psi}$, та забезпечують формування розбиття $\mathbf{D}_{\mathbf{W}}^c$ множини \mathbf{W} , елементами якого є їх області значень $\{\mathbf{W}_{c_m}, m \in \mathbf{Z}\}$.

Якщо врахувати, що $y(t_0, m) = T(t_0, m) + t_0, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}$ та $y_m(t_0) = s_m(t_0) + t_0$, то співвідношення (4.3) можна записати так:

$$y_m(t_0) = s_m(t_0) + t_0 = y(t_0, m) = T(t_0, m) + t_0, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}. \quad (4.8)$$

Із формули (4.8) випливає залежність

$$s_m(t_0) = T(t_0, m), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}, \quad (4.9)$$

з якої видно, що функція ритму $T(t_0, m), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}$ може бути проінтерпретована як закон динамічного зсуву m -го базового циклу $\mathbf{B}_m = \{(t_0, g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}\}$ при його перетворенні в m -й цикл f_{c_m} циклічного функціонального відношення f .

Другий етап імітації полягає у розробці та реалізації алгоритму імітації послідовності базових циклів $\{\mathbf{B}_m = \{(t_0, g_m(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}\}, m \in \mathbf{Z}\}$.

Конкретизація технології проведення цього етапу імітації може бути здійснена лише при розробці методів імітації конкретних представників абстрактного циклічного функціонального відношення.

Отже, задача імітаційного моделювання функціонального відношення $f: \mathbf{W} \rightarrow \mathbf{\Psi}$, що циклічне за множиною K атрибутів

$\left\{ p_k \left(f(t_j), j = \overline{1, n_k} \right), k = \overline{1, K} \right\}$, зі структурною функцією $y(t, n), t \in \mathbf{W}, n \in \mathbf{Z}$, на основі його формування із послідовності базових циклів $\left\{ \mathbf{B}_m = \left\{ (t_0, g_m(t_0)) \right\}, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\}, m \in \mathbf{Z}$ та послідовності $\left\{ \mathbf{G}_{y_m(t_0)}[\cdot], m \in \mathbf{Z} \right\}$ операторів перетворення шкали є розв'язаною. На рисунку 4.1 подано функціональну схему генерування циклічного сигналу.

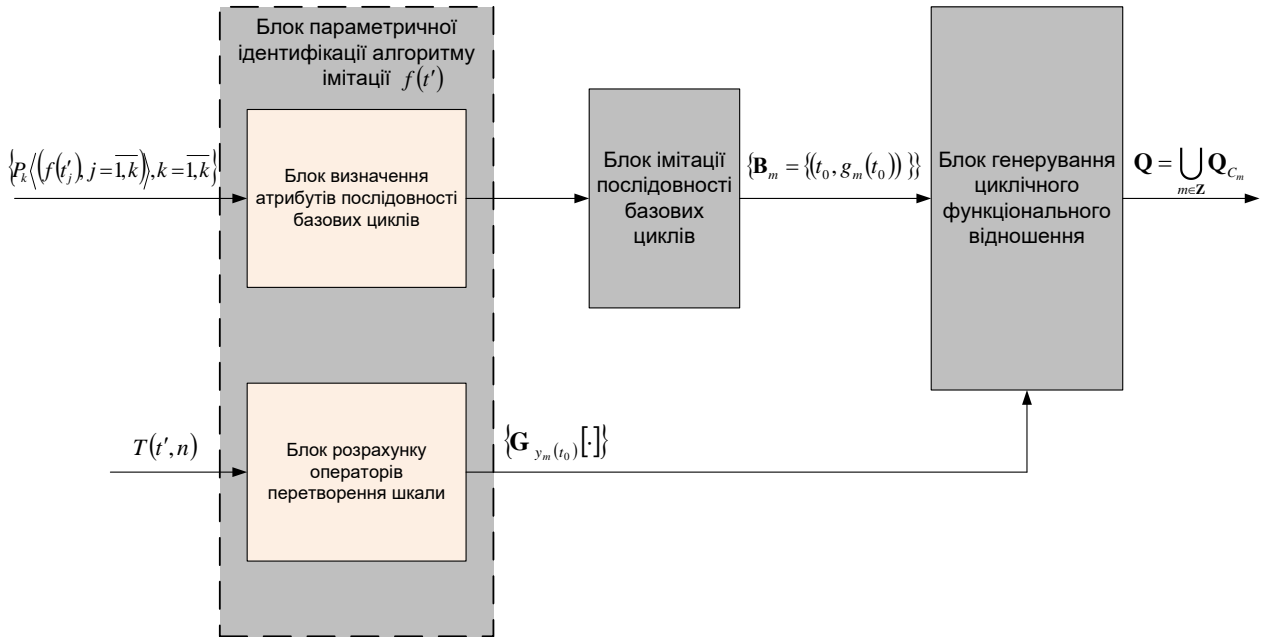


Рис. 4.1 Структурна схема генерування циклічного сигналу.

Згідно із роботою [63], загальний метод імітаційного моделювання вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів $\left\{ \xi_i(\omega, t), i = \overline{1, N}, \omega \in \Omega, t \in \mathbf{W} \right\}$ із послідовності стохастично еквівалентних базових циклів $\left\{ g_{i,m}(\omega, t_0), \omega \in \Omega, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N} \right\}$ які задані на \mathbf{W}_{c_0} , ґрунтується на такому зображенні компонент випадкового вектора:

$$\begin{aligned} & \left\{ (t, \xi_i(\omega, t)), t \in \mathbf{W} \right\} = \\ & = \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \left\{ (t, \xi_{i,m}(\omega, t)), t \in \mathbf{W}_{c_m} \right\} = \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \left\{ (y_m(t_0), g_{i,m}(\omega, t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\}, i = \overline{1, N}, \end{aligned} \quad (4.10)$$

де функції $\left\{ y_m(t_0) \in \mathbf{W}_{c_m}, m \in \mathbf{Z} \right\}$ є зростаючими функціями перетворення шкали базових циклів $g_{i,m}(\omega, t_0)$ [63].

Першим етапом імітації вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів є визначення ймовірнісних характеристик, у загальному випадку сукупності функцій розподілу, базових циклів $g_{i,m}(\omega, t_0)$. Так, k -

вимірної функції розподілу базових циклів
 $\left\{ g_{i,m}(\omega, t_0), \omega \in \Omega, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N} \right\}$ задовольняє такій рівності:

$$F_{k_{g_{i_1, m_1} \dots g_{i_k, m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_{01}, \dots, t_{0k}) = F_{k_{g_{i_1, m_1+n} \dots g_{i_k, m_k+n}}} (x_1, \dots, x_k; t_{01}, \dots, t_{0k}), \quad (4.11)$$

$$x_1, \dots, x_k \in \mathbf{R}, t_{01}, \dots, t_{0k} \in \mathbf{W}_{c_0}, m_1, \dots, m_k, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}, n \in \mathbf{Z},$$

і визначається через k -вимірну функцію розподілу вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів $\left\{ \xi_i(\omega, t), i = \overline{1, N}, \omega \in \Omega, t \in \mathbf{W} \right\}$ так:

$$F_{k_{g_{i_1, m_1} \dots g_{i_k, m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_{01}, \dots, t_{0k}) = F_{k_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_{01} + T(t_{01}, m_1), \dots, t_{0k} + T(t_{0k}, m_k)), \quad (4.12)$$

$$x_1, \dots, x_k \in \mathbf{R}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}, t_{01}, \dots, t_{0k} \in \mathbf{W}_{c_0}, m_1, \dots, m_k \in \mathbf{Z}.$$

Другим етапом імітації є визначення функцій $\{y_m(t_0) \in \mathbf{W}_{c_m}, m \in \mathbf{Z}\}$ перетворення шкали, що здійснюється шляхом використання такої формули [63]:

$$y_m(t_0) = t_0 + T(t_0, m) \in \mathbf{W}_{c_m}, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}. \quad (4.13)$$

Третім етапом імітації є генерування множини M реалізацій $\left\{ g_{i, m_\omega}(t_0), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m = \overline{1, M}, i = \overline{1, N} \right\}$ множини базових циклів $\left\{ g_{i,m}(\omega, t_0), \omega \in \Omega, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m = \overline{1, M}, i = \overline{1, N} \right\}$, наприклад, шляхом використання методу умовних розподілів.

Завершальним етапом імітації вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів є формування реалізацій компонент циклічного випадкового вектора $\left\{ \xi_i(\omega, t), i = \overline{1, N}, \omega \in \Omega, t \in \mathbf{W} \right\}$, а саме:

$$\left\{ (t, \xi_{i_\omega}(t)), t \in \mathbf{W} \right\} = \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \left\{ (t, \xi_{i, m_\omega}(t)), t \in \mathbf{W}_{c_m} \right\} = \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \left\{ (y_m(t_0), g_{i, m_\omega}(t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0} \right\}. \quad (4.14)$$

Застосуємо наведений вище метод імітації вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів для імітації СЗКС. З метою спрощення будемо вважати базові цикли стохастично незалежними, а функцію ритму $T(t, n)$ – кусково-лінійною, а саме:

$$T(t_0, m) = (\alpha_m - 1) \cdot t_0 + s_m, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}. \quad (4.15)$$

У цьому разі, як показано у роботі [63], функції перетворення шкали $\{y_m(t_0) \in \mathbf{W}_{c_m}, m \in \mathbf{Z}\}$ є лінійними функціями, а саме:

$$y_m(t_0) = \alpha_m \cdot t_0 + s_m, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}, \quad (4.16)$$

де $\{\alpha_m > 0, m \in \mathbf{Z}\}$ – множина масштабних коефіцієнтів, а $\{s_m, m \in \mathbf{Z}\}$ – множина зсувних коефіцієнтів, які підбираються таким чином, щоб сукупність областей $\{\mathbf{W}_{c_m}, m \in \mathbf{Z}\}$, які є областями значень функцій $\{y_m(t_0) \in \mathbf{W}_{c_m}, m \in \mathbf{Z}\}$, утворювали б розбиття множини \mathbf{W} .

На рис. 4.2 подано оцінки математичних сподівань СЗКС, які використовувались як вхідні дані для імітації синхронних циклічних сигналів серця однієї та різної фізичної природи.

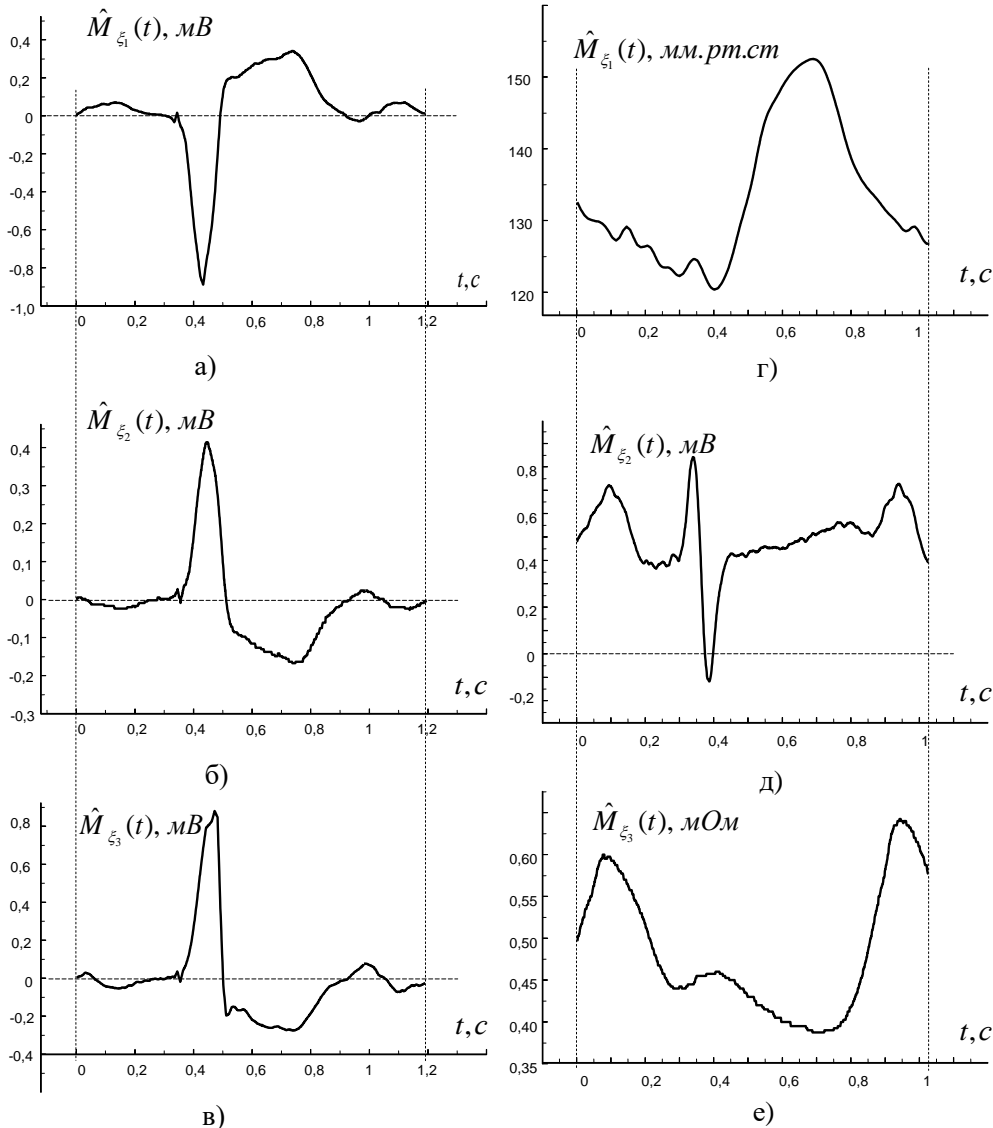


Рис. 4.2. Оцінки математичних сподівань СЗКС: однієї фізичної природи – а) ЕКС у II відведенні; б) ЕКС у V відведенні; в) ЕКС в aVR відведенні; та різної фізичної природи – г) сфігмокардіосигнал; д) ЕКС у II відведенні; е) реокардіосигнал.

На рис. 4.3 подані результати моделювання СЗКС однієї (рис. 4.3 б, в, г) та різної фізичної природи (рис. 4.3 е, є, ж) із заданими функціями ритму (рис. 4.3

а, д). При імітації СЗКС однієї фізичної природи (рис. 4.3 б, в, г) використовувалася функція ритму (рис. 4.3 а), яка змінювалася лише від циклу до циклу, а в межах самого циклу залишалася постійною. Для імітації СЗКС різної фізичної природи (рис. 4.3 е, є, ж) використовувалася функція ритму (рис. 4.3 д), яка змінювалася, як від циклу до циклу, так і в межах самих циклів.

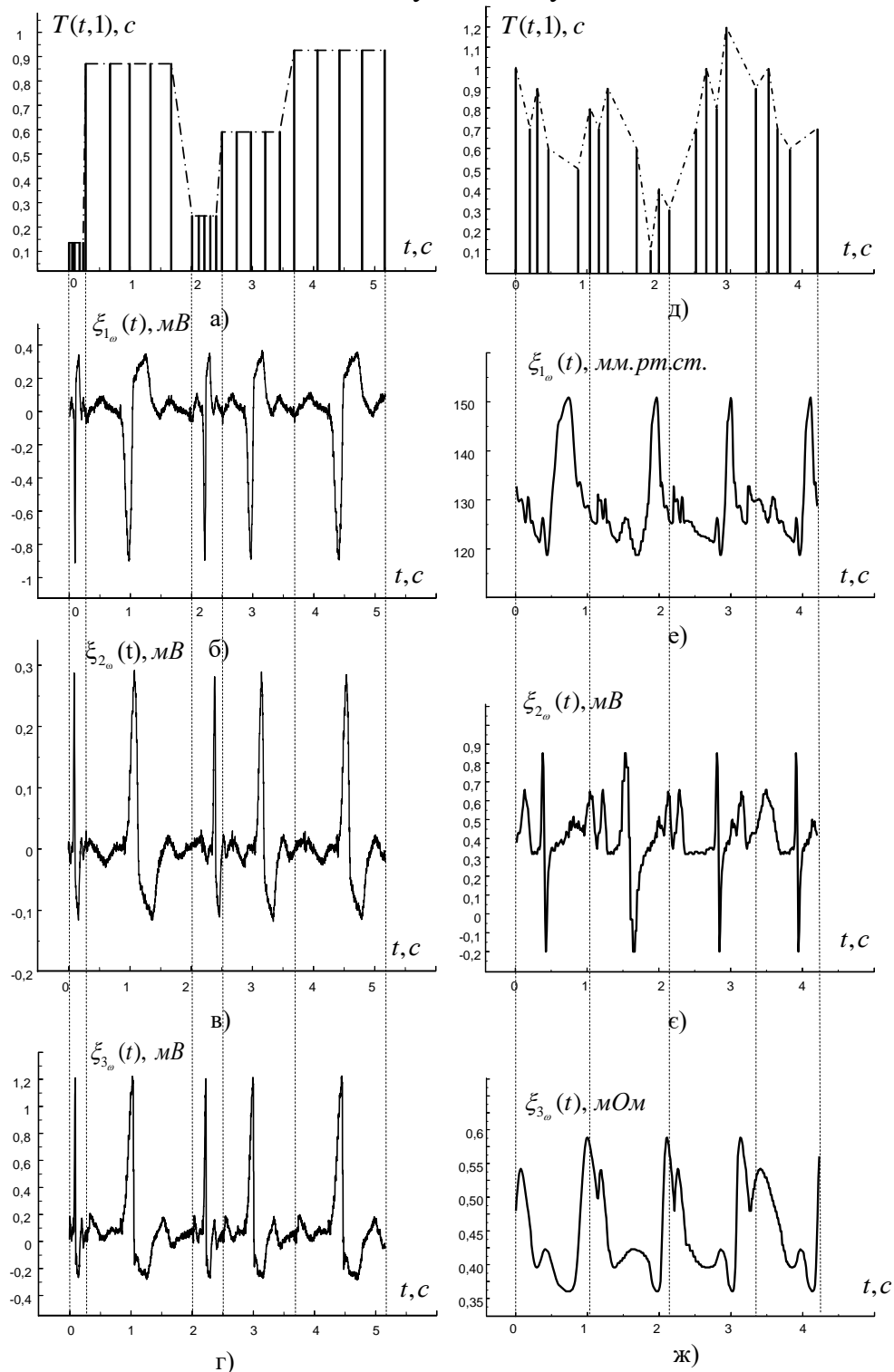


Рис. 4.3. Результати імітаційного моделювання СЗКС: однієї фізичної природи – а) функція ритму ЕКС в II відведенні; б) ЕКС у II відведенні; в) ЕКС у V відведенні; г) ЕКС в aVR відведенні; та різної фізичної природи – д) функція ритму ЕКС в II відведенні; е) сфігмокардіосигнал; є) ЕКС у II відведенні; ж) реокардіосигнал.

На рис. 4.4 як приклад подано довірчі інтервали, що з довірчою ймовірністю 0,9997 накривають математичні сподівання зімітованих СЗКС.

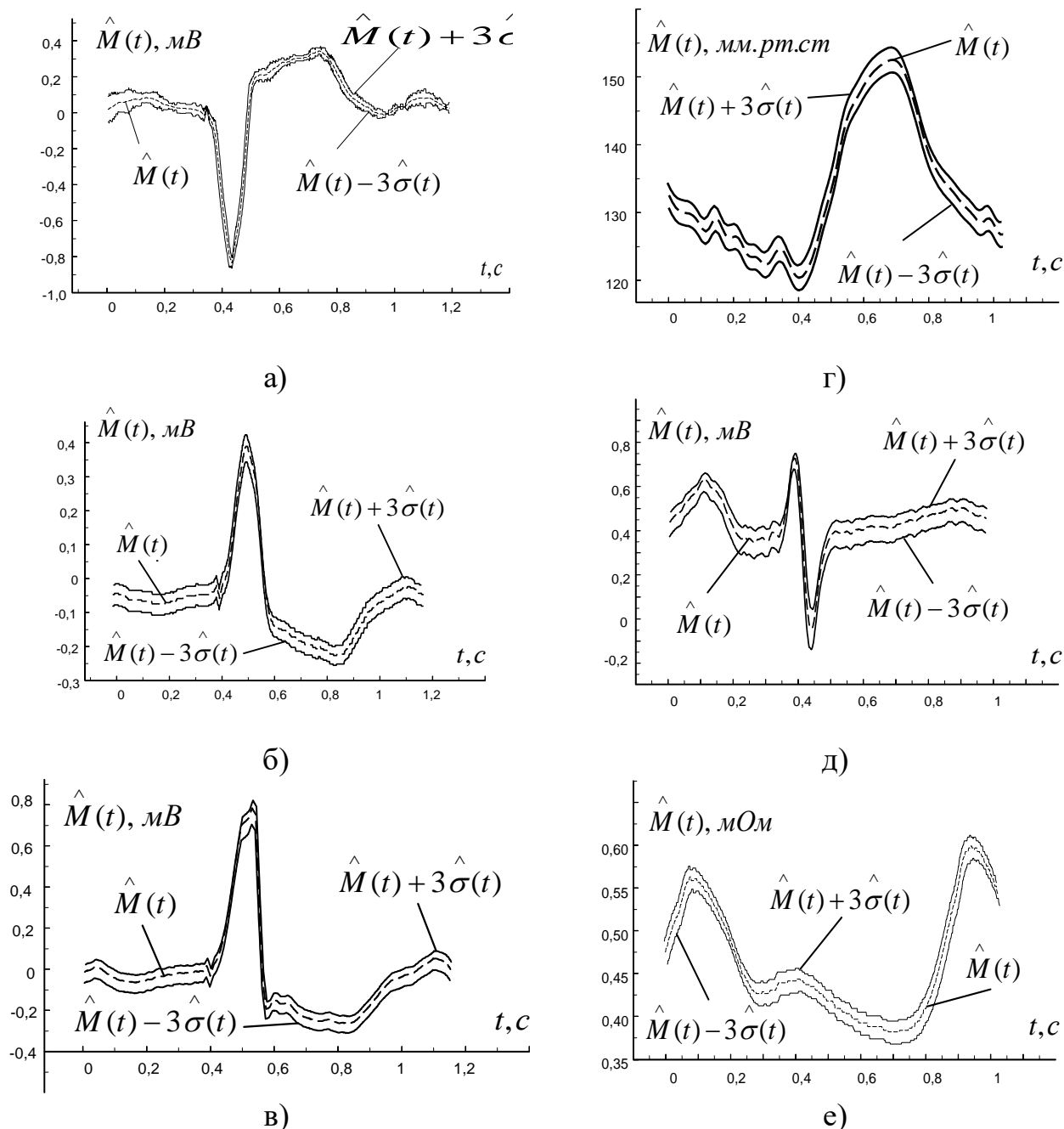


Рис. 4.4. Довірчі інтервали для математичних сподівань СЗКС: однієї фізичної природи – а) ЕКС у II відведенні; б) ЕКС у V відведенні; в) ЕКС в aVR відведенні; та різної фізичної природи – г) сфігмокардіосигнал; д) ЕКС у II відведенні; е) реокардіосигнал.

Розроблений метод комп'ютерного імітаційного моделювання СЗКС враховує їх стохастичність, циклічність, мінливість та спільність ритму. Цей метод може бути використаний для формування тестових сигналів при дослідженні (тестуванні) алгоритмів опрацювання кардіосигналів в сучасних кардіодіагностичних системах.

4.2. Пакет комп'ютерних програм для опрацювання та імітаційного моделювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів

Заключним етапом даної дисертаційної роботи є створення пакета комп'ютерних програм для опрацювання та імітаційного моделювання СЗКС, що є основною складовою частиною кардіодіагностичної системи, яке власне і визначає її функціональні можливості. Даний пакет комп'ютерних програм втілює у себе попередні результати математичного та імітаційного моделювання, а також метод сумісного статистичного опрацювання СЗКС, і може використовуватися як складова частина спеціалізованого програмного забезпечення в системах автоматизованої комп'ютерної діагностики стану серця [25, 31]. Структурна схема комплексу програм опрацювання СЗКС наведена на рис. 4.5.

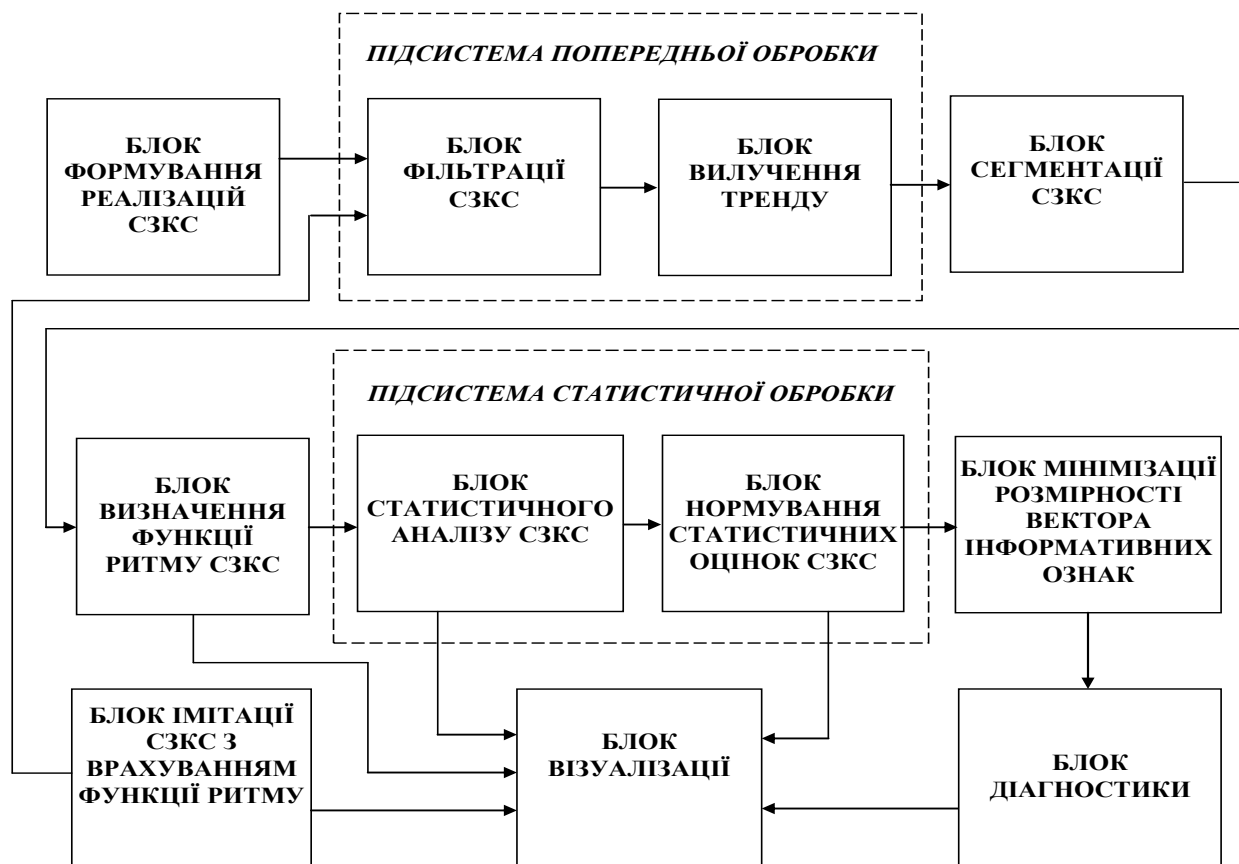


Рис. 4.5. Структурна схема програмного комплексу для опрацювання та імітації СЗКС.

У блоці формування реалізацій СЗКС використовувалися експортовані синхронно зареєстровані їх значення з сучасних комп'ютерних кардіографічних комплексів "Кардіолаб СЕ" та реографічного комплексу "Реоком" виробництва НТЦ радіоелектронних медичних приладів і технологій "ХАІ-МЕДІКА" (м.Харків). Реєстрація СЗКС проводилася на кафедрі нормальної фізіології та кафедрі патологічної фізіології Тернопільського державного медичного університету імені І.Я. Горбачевського. Блоки попереднього опрацювання призначені для фільтрації та вилучення тренду із СЗКС. Блок сегментації використовується для отримання зонно-часової структури СЗКС з метою

визначення їх функцій ритму. Блоки статистичного опрацювання призначені для нормування статистичних оцінок, аналізу досліджуваних кардіосигналів. Блок мінімізації розмірності вектора інформативних ознак необхідний для мінімізації їх кількості, що репрезентує норму або певну патологію ССС. Блок діагностики дозволяє проводити діагностику серцево-судинної системи за СЗКС.

Структурно-функціональна схема модуля „Статистична обробка кардіосигналів з врахуванням функції ритму та періоду” наведена на рис. 4.6.

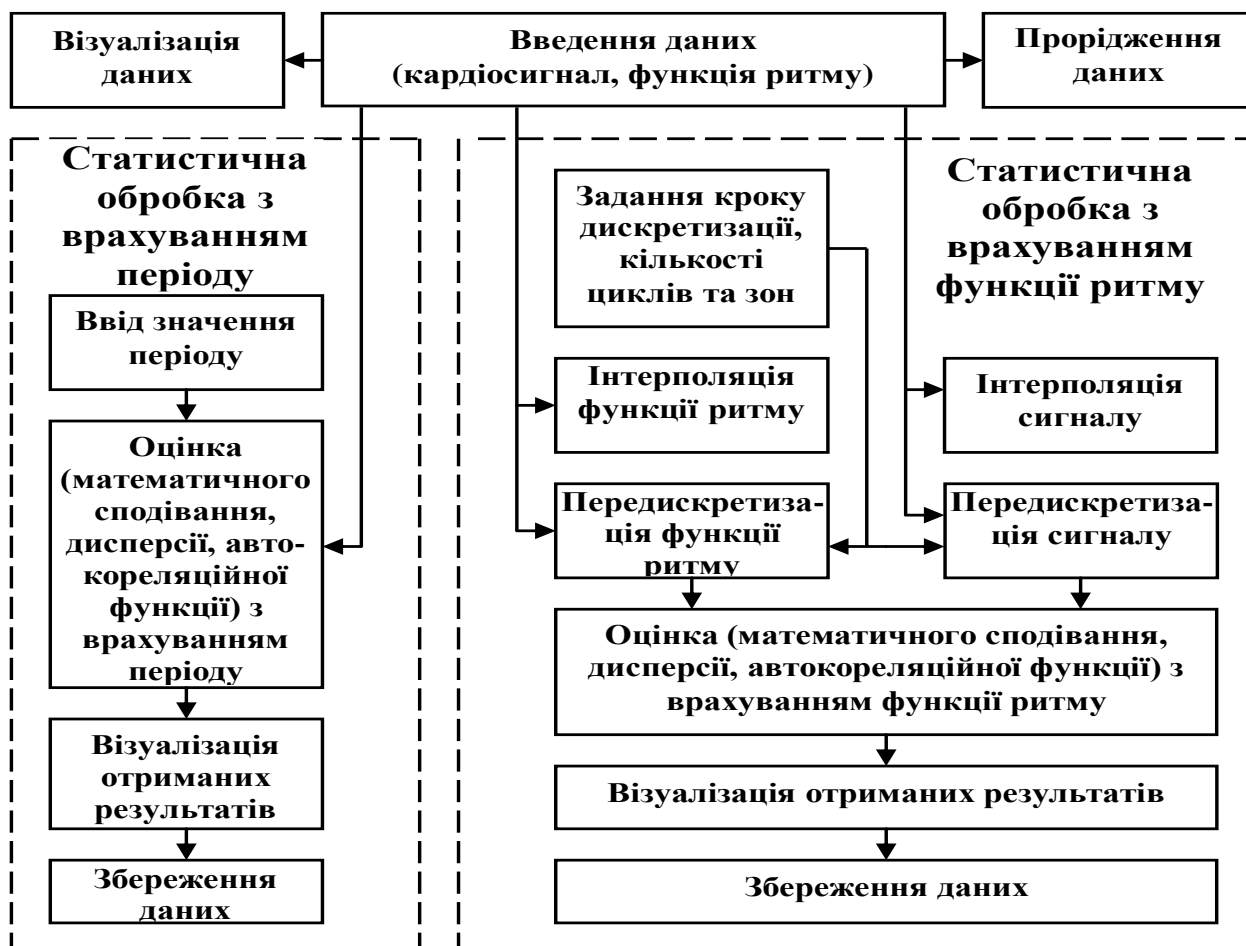


Рис. 4.6. Структурно-функціональна схема модуля програми „Статистична обробка кардіосигналів з врахуванням функції ритму та періоду”.

Особлива увага в даному програмному комплексі була зосереджена на розробці блоку статистичного аналізу СЗКС та блоку імітації СЗКС з врахуванням функції ритму, які розглянемо детальніше. Програмне забезпечення для даних блоків написано мовою програмування Delphi 7 з використанням стандартних компонентів.

Блок статистичного аналізу СЗКС складається з двох модулів:

1. Модуль „Статистичного опрацювання кардіосигналів з врахуванням функції ритму та періоду”.
2. Модуль „Сумісного статистичного опрацювання СЗКС”.

Модуль „Статистичного опрацювання кардіосигналів з врахуванням функції ритму та періоду” призначений для статистичного опрацювання окремо

кожного кардіосигналу із сукупності СЗКС, з використанням двох методів на основі моделей у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів та вектора періодично пов'язаних випадкових процесів.

Модуль „Сумісного статистичного опрацювання СЗКС” призначений для проведення сумісного статистичного опрацювання досліджуваних кардіосигналів, яка полягає в знаходженні оцінок взаємних кореляційних функцій СЗКС.

Блок імітації СЗКС з врахуванням функції ритму призначений для імітації СЗКС, з врахуванням відомої та сформованої дискретної функції ритму.

Вказана схема працює наступним чином. Спочатку вхідні дані кардіосигналу та функції ритму відкриваються у форматі *.txt. Для контролю правильності введених даних в комп'ютерній програмі передбачена можливість візуалізації цих даних та можливість проведення прорідження сигналу з метою зменшення кількості його відліків, що впливає на час опрацювання сигналів в цілому. Вхідними даними для програми є кардіосигнали електричної, магнітної та акустичної природи, а також дискретна функція ритму. На рис. 4.7. наведений загальний вигляд інтерфейсів програми для введення даних (кардіосигналів, функцій ритму) та їх візуалізації.

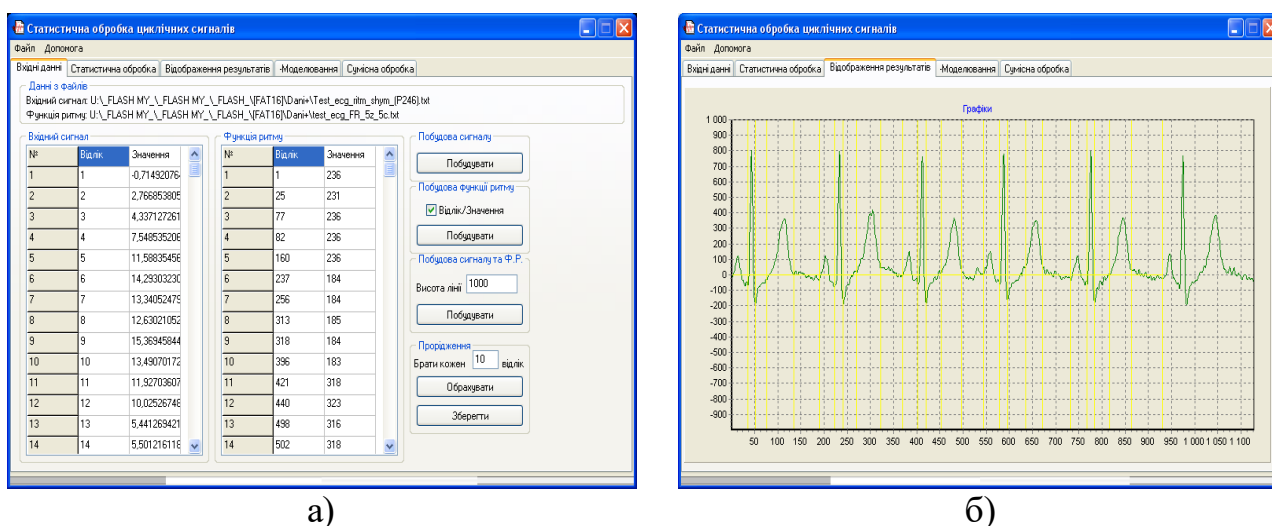
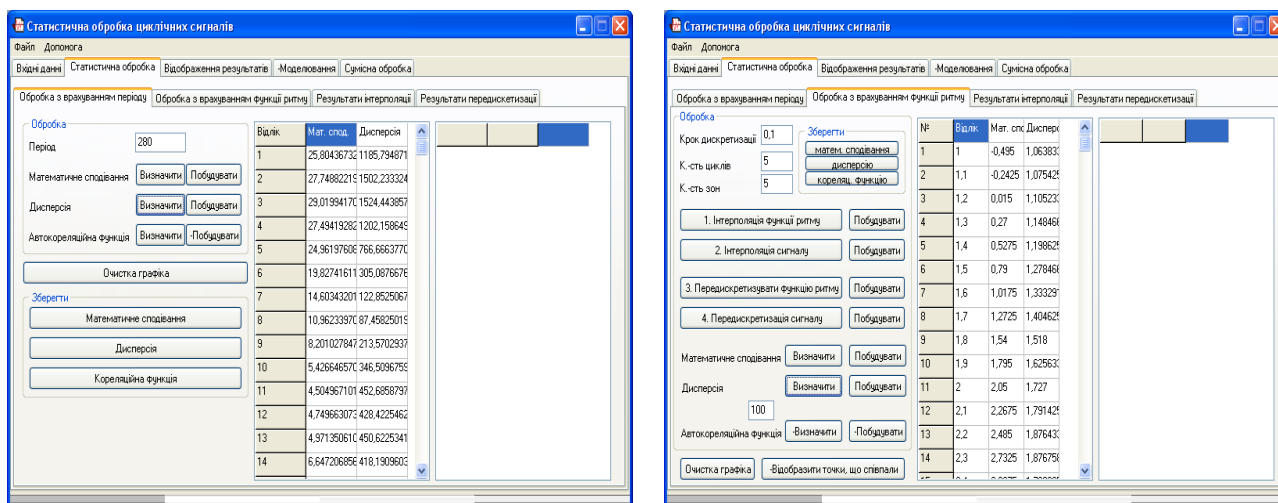


Рис. 4.7. Загальний вигляд інтерфейсів програми для введення даних (а) та їх візуалізації (б).

Для проведення статистичного опрацювання СЗКС в програмі використано два методи: метод усереднення значень реалізації сигналу з врахуванням періоду та метод усереднення значень реалізації сигналу з врахуванням функції ритму. Приклад інтерфейсу програми для проведення статистичного опрацювання з врахуванням періоду наведено на рис. 4.8.

Під час проведення статистичного опрацювання з врахуванням функції ритму необхідно задати додаткові параметри, а саме: крок дискретизації сигналу і функції ритму (необхідний під час передискретизації сигналу та функції ритму), а також кількість циклів серцевого скорочення та кількість зон (на циклі) зареєстрованої реалізації сигналу. Виконуючи послідовні кроки: інтерполяції функції ритму; інтерполяції сигналу; передискретизації функції

ритму; передискретизації сигналу отримаємо необхідні дані для проведення статистичного опрацювання з врахуванням функції ритму.

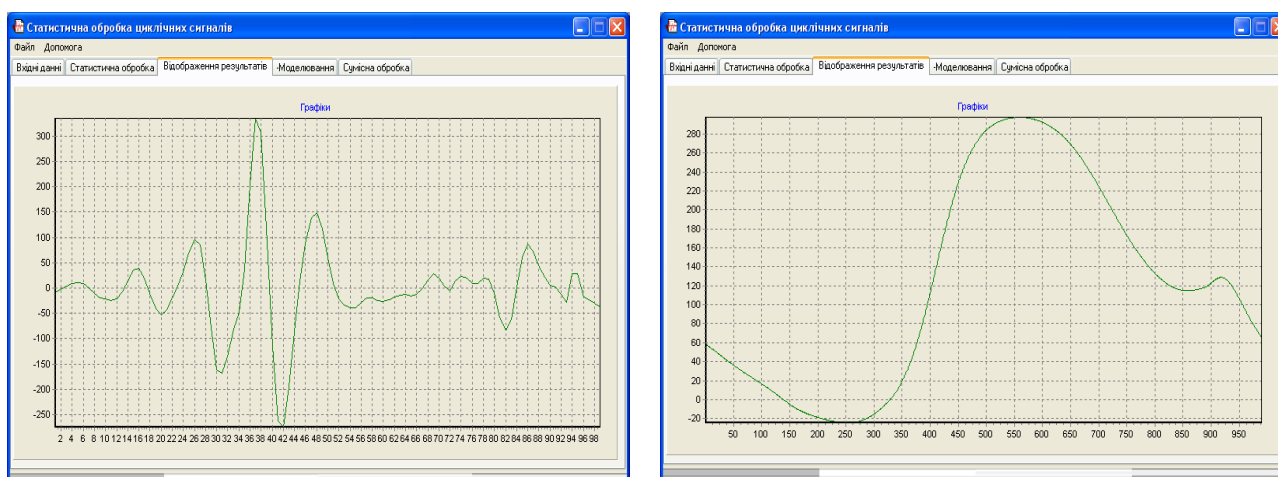


а) б)

Рис. 4.8. Загальний вигляд інтерфейсів програми для проведення статистичного опрацювання через період (а) та з врахуванням функції ритму (б).

На рис. 4.8 видно, що в результаті статистичного опрацювання ми можемо отримати оцінки таких імовірнісних характеристик: математичне сподівання, дисперсія та автокореляційна функція. Всі отримані дані при необхідності можна зберегти в текстових файлах.

Загальний вигляд інтерфейсів програми для візуалізації оцінки математичного сподівання фонокардіограми (а) та інтегральної реограми (б), методом статистичного опрацювання з врахуванням функції ритму, приведений на рис. 4.9.



а) б)

Рис. 4.9. Загальний вигляд інтерфейсів програми для візуалізації оцінки математичного сподівання фонокардіограми (а) та інтегральної реограми (б).

Для проведення сумісного статистичного опрацювання СЗКС (електричної, магнітної, акустичної природи) використовується модуль „Сумісна статистична обробка СЗКС”, структурно-функціональна схема якого наведена на рис. 4.10.

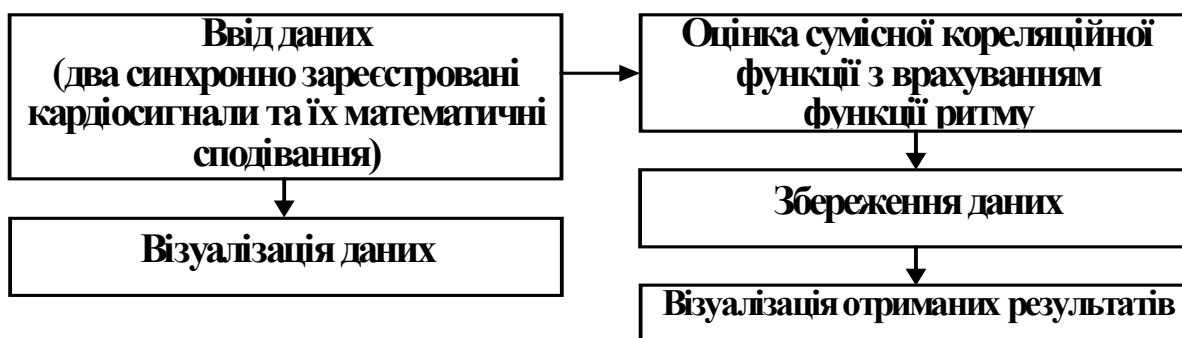


Рис. 4.10. Структурно-функціональна схема модуля програми „Сумісна статистична обробка СЗКС”.

Вхідними даними для сумісного статистичного опрацювання є передискретизовані значення сигналів та отримані їх оцінки математичного сподівання. Результатом сумісного статистичного опрацювання є взаємна кореляційна функція, отримана з врахуванням функції ритму.

Приклад інтерфейсу програми введення синхронно зареєстрованих даних (а) та їх сумісного опрацювання (б) наведено на рис. 4.11.

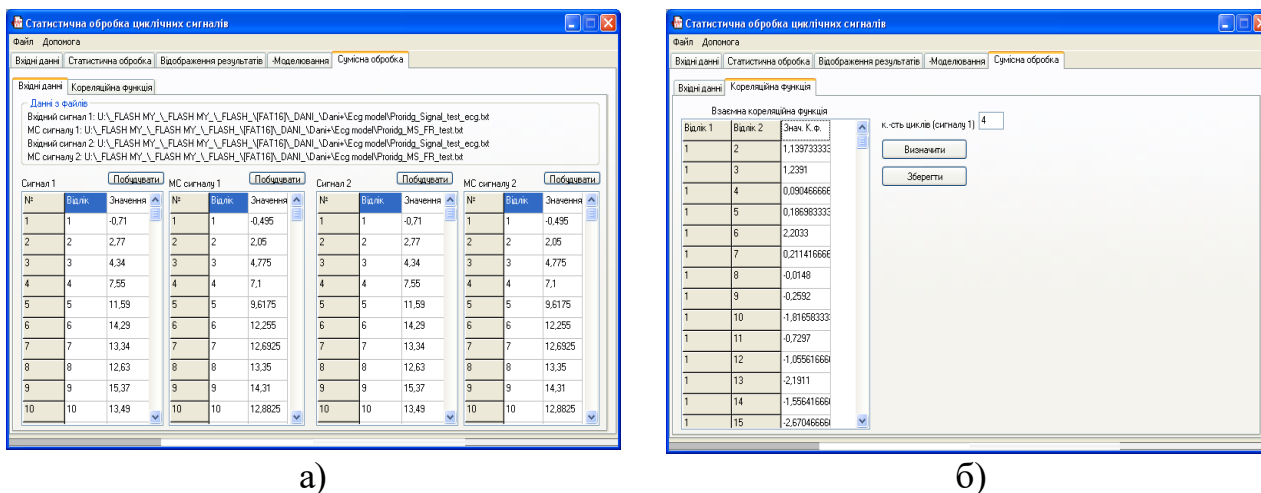


Рис. 4.11. Загальний вигляд інтерфейсу програми введення синхронно зареєстрованих даних (а) та їх сумісного опрацювання (б).

Для проведення імітації кардіосигналів розроблено блок імітації СЗКС з врахуванням функції ритму, структурно-функціональна схема якого приведена на рис. 4.12.

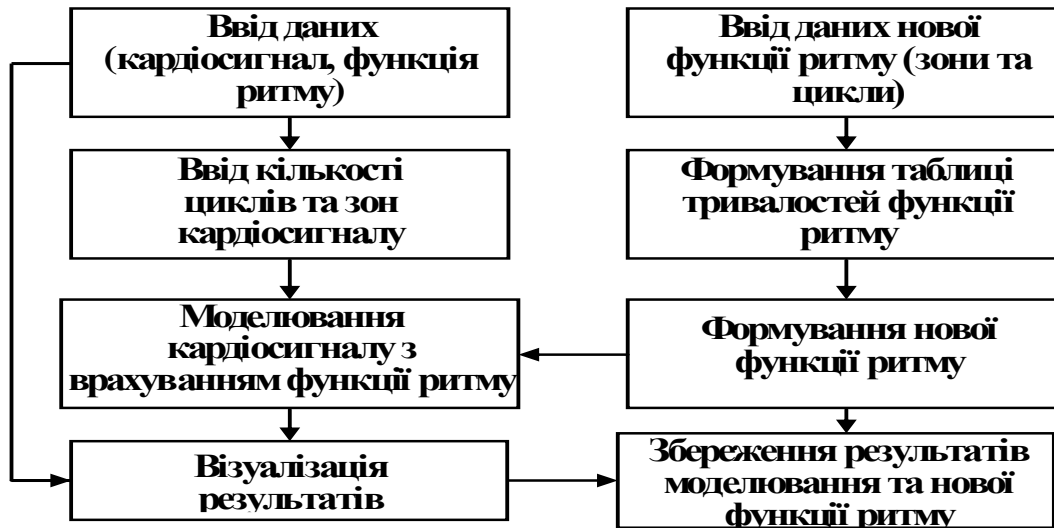
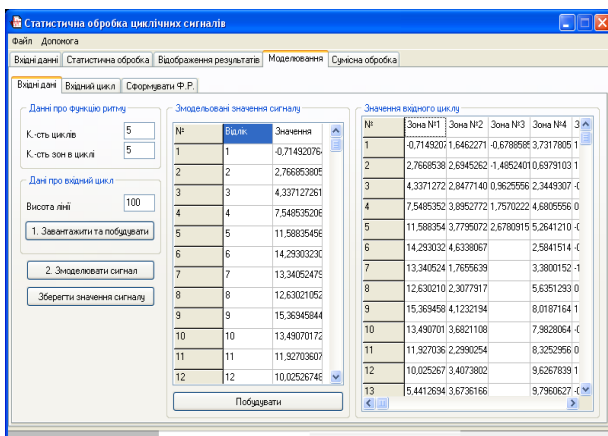
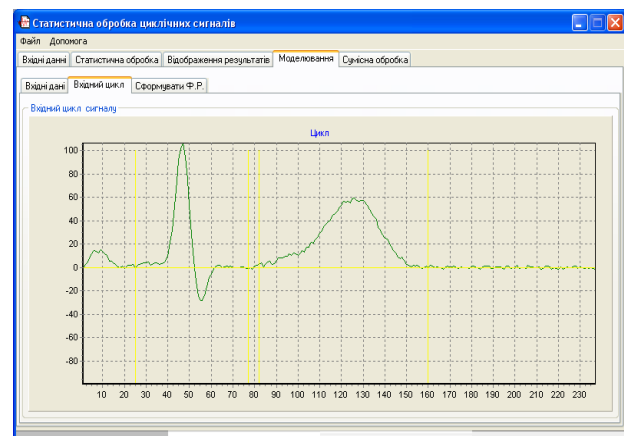


Рис. 4.12. Структурно-функціональна схема блоку імітації СЗКС з врахуванням функції ритму.

З метою проведення імітації кардіосигналів з врахуванням функції ритму необхідно спочатку відкрити вхідні дані кардіосигналу та функції ритму, задати кількість циклів та зон сигналу, завантажити вхідний цикл. При цьому використовуються інтерфейси програми для введення вхідних даних (рис. 4.13. (а)) та для візуалізації вхідного циклу (рис. 4.13 (б)).



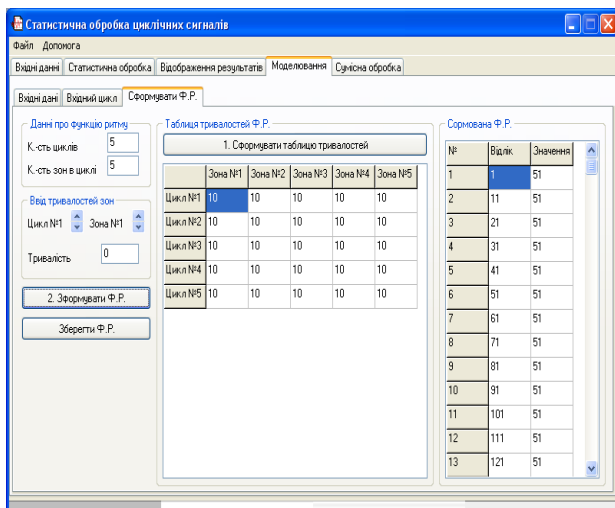
а)



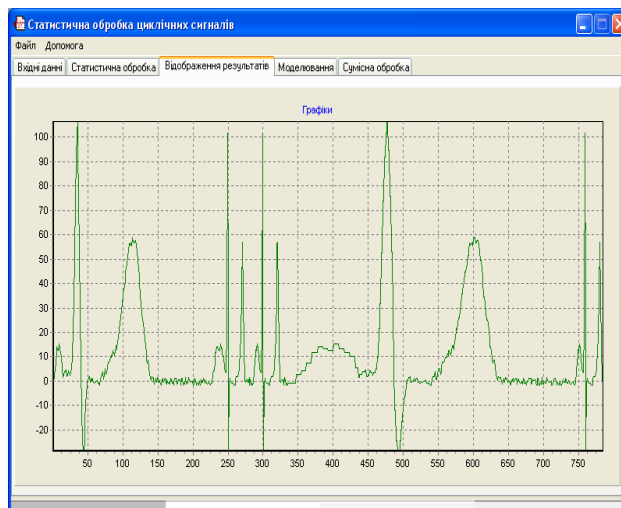
б)

Рис. 4.13. Загальний вигляд інтерфейсу програми введення вхідних даних (а) та візуалізації вхідного циклу (б).

В розробленому програмному комплексі передбачена можливість формувати дискретну функцію ритму, залежно від кількості циклів та зон кардіосигналу, який потрібно змодельовати. Інтерфейси програми для формування функції ритму та візуалізації змодельованого кардіосигналу наведені, відповідно, на рис. 4.14 (а,б).



а)



б)

Рис. 4.14. Загальний вигляд інтерфейсу програми для формування функції ритму (а) та змодельованого кардіосигналу, сформованою функцією ритму (б).

Розроблений комплекс програм дає змогу проводити статистичну обробку СЗКС різної фізичної природи і отримувати оцінки математичного сподівання, дисперсії, автокореляційної та взаємної кореляційної функцій (з врахуванням функції ритму та з врахуванням періоду). Також програмний комплекс дає змогу проводити імітацію кардіосигналів.

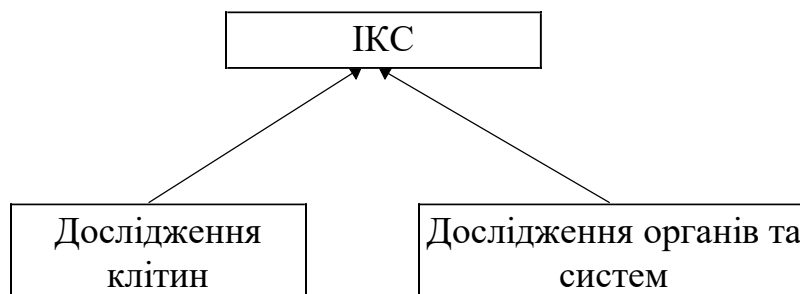
Програмний комплекс може плідно використовуватися як складова частина інтегрованого середовища проведення наукових медико-біологічних досліджень, яке розроблено в роботі [61]. У цій роботі розглянуто головні принципи побудови, представлено концептуальну інформаційну модель, яку доведено до проєкцій інформаційного простору та їх онтологічних специфікацій. Також запропоновано технологічний інструментарій при розробці програмного комплексу та вказано на перші результати його реалізації.

Інтегроване середовище медико-біологічних досліджень (ІСМБД) в роботі [61] розглядається як багатовимірний інформаційний простір, де вводиться п'ять основних інформаційних проєкцій, відносно яких потрібно побудувати опис існуючої інформаційно-керуючої системи (ІКС), а саме:

- 1) проєкція «Топологія наукових напрямків біомедичних досліджень», яких дотримується ІКС, SDT-проєкція (Scientific Directions Topology);
- 2) проєкція «Структура програмного забезпечення і ресурсів даних», які використовуються в системі, SDS-проєкція (Software and Data Structures);
- 3) проєкція «Інформаційні профілі користувачів», які взаємодіють з ІКС як безпосередньо в її структурі, так і за її межами (віддалені користувачі), UIP-проєкція (User Information Profiles);
- 4) проєкція «Опис нових результатів і задач», які виникають при проведенні біомедичних досліджень, NRP-проєкція (New Results and Problems);
- 5) проєкція «Шляхи впровадження нових результатів та розв'язування нових задач для вдосконалення ІКС», NRU-проєкція (New Results Upgrade).

Формалізований опис пропонованої ІСМБД позначено як ІМВРЕ (Integrated Medical Biological Researches Environment) та подано як об'єднання п'яти запропонованих вище проєкцій, а саме: $IMBRE = SDT \cup SDS \cup UIP \cup NRP \cup NRU$.

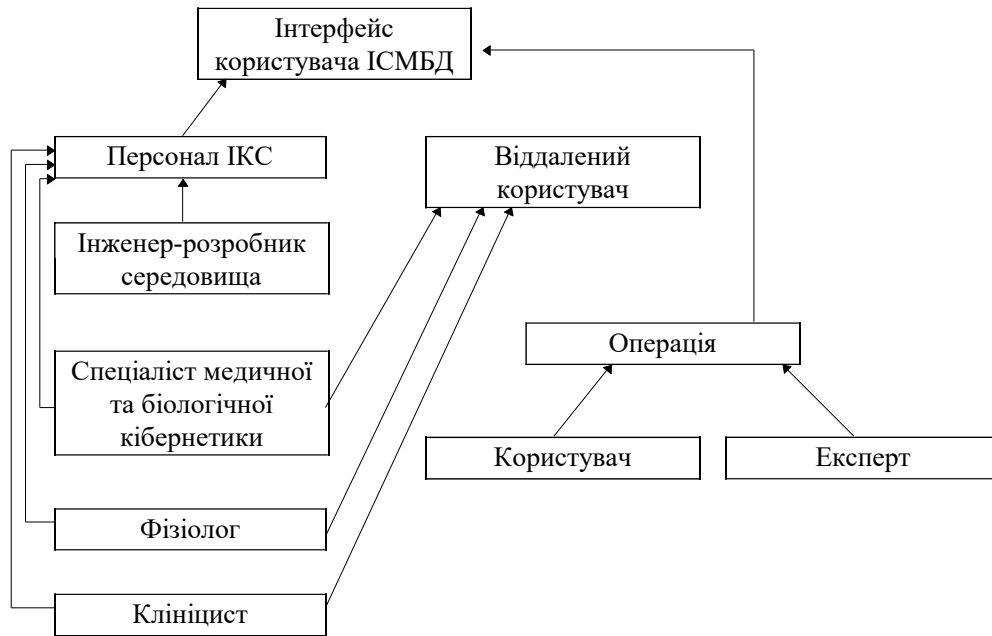
Діаграми абстрактних класів проєкцій інтегрованого середовища медико-біологічних досліджень наведені на рис. 4.15.



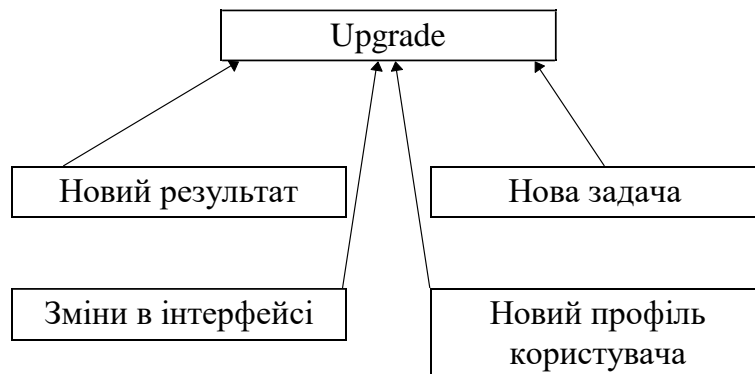
а) SDT-проєкція



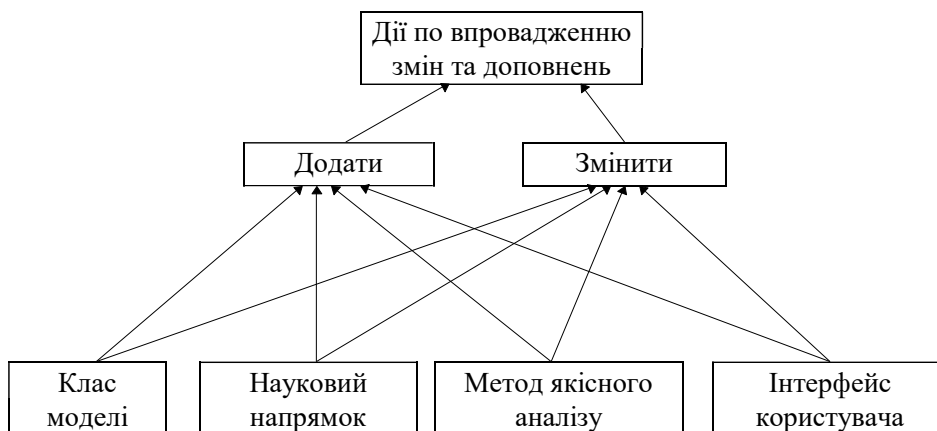
б) SDS-проєкція



в) UIP-проекція



г) NRP-проекція



д) NRU-проекція

Рис. 4.15. Діаграми абстрактних класів проекцій інтегрованого середовища медико-біологічних досліджень

Програмний комплекс для опрацювання та імітації СЗКС впроваджено у вигляді системи комп'ютерних програм у Тернопільській комунальній міській лікарні №2, консультативному лікувально-діагностичному центрі ТОВ “Десна” ЛТД (м. Тернопіль), Гусятинській комунальній Центральній районній лікарні. Також результати дисертаційної роботи впроваджені в навчальний процес у Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя та Тернопільському державному медичному університеті імені І.Я. Горбачевського.

4.3. Висновки

1. На основі відомого методу моделювання реалізацій кардіосигналів різної фізичної природи розроблено метод імітаційного комп'ютерного моделювання циклічних сигналів серця різної фізичної природи. Цей метод дозволяє врахувати випадковість, циклічність, мінливість, спільність ритму СЗКС однієї та різної фізичної природи структури СЗКС, а також інформацію, отриману статистичними методами морфоаналізу.

2. Проведено імітаційне моделювання різних реалізацій СЗКС на основі розробленого в роботі методу. Встановлено, що відносна похибка моделювання реалізацій запропонованим методом не перевищує 0,5 %.

3. За допомогою методу імітаційного моделювання реалізацій СЗКС змодельовані тестові сигнали, які використано для проведення порівняльного аналізу оцінки точності тривалостей виділення діагностичних зон новим та відомими методами. Така перевірка підтвердила більшу ефективність розробленого методу, порівняно з відомими.

4. Створено пакет комп'ютерних програм для опрацювання зареєстрованих СЗКС та проведення імітаційних експериментів, який може використовуватись як складова частина спеціалізованого програмного забезпечення для проведення автоматизованого опрацювання за допомогою електрокардіодіагностичної системи на базі ЕОМ.

ВИСНОВКИ

Монографію присвячено вдосконаленню математичних моделей, методів опрацювання та імітації СЗКС, які використовуються у в комп'ютерних діагностичних системах стану ССС. Основні результати монографії висвітлюються такими пунктами:

1. Сформульовано важливу науково-прикладну задачу обґрунтування, застосування математичної моделі та методів сумісного статистичного аналізу СЗКС для потреб автоматизованої комплексної кардіодіагностики.
2. Обґрунтовано та верифіковано математичну модель СЗКС у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, яка враховує їх стохастичну природу, циклічність, мінливість та спільність ритму та служить для вирішення задачі автоматизованої комплексної діагностики функціонального стану ССС організму людини.
3. Розроблено метод сумісного статистичного аналізу СЗКС на базі їх нової математичної моделі, що полягає в оцінюванні взаємкореляційних функцій між компонентами вектора СЗКС. Даний метод опрацювання, у порівнянні із відомими методами, суттєво зменшує негативний ефект „розмивання” статистичних оцінок ймовірнісних характеристик СЗКС, що дає змогу підвищити точність, достовірність та інформативність комплексної автоматизованої діагностики стану ССС людини за синхронними циклічними сигналами серця.
4. Вперше запропоновано та обґрунтовано нові діагностичні ознаки для задач кардіодіагностики у вигляді коефіцієнтів розкладу реалізації статистичної оцінки взаємної кореляційної функції СЗКС у двовимірний ряд Фур'є, що суттєво знизило вимоги до продуктивності комп'ютерних діагностичних систем стану ССС організму людини.
5. Базуючись на новій математичній моделі СЗКС у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, розроблено метод їх комп'ютерної імітації для задач тестування та навчання систем розпізнавання біомедичних образів. Даний метод, на відміну від відомих методів імітації, дає змогу одночасно враховувати інформацію, яка отримана методами морфологічного аналізу кардіосигналів та методами аналізу серцевого ритму.
6. Створено програмний комплекс для попередньої та основного опрацювання СЗКС в автоматизованих кардіодіагностичних системах, а також з метою проведення імітаційних експериментів на базі ЕОМ.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Karunadas C.P., Mathew C. Comparison of arrhythmia detection by conventional Holter and a novel ambulatory ECG system using patch and Android App, over 24 h period / *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*. Volume 20. Issue 2. – 2020. – P. 49-53.
2. Vargas G., Azarbal J., Tota-Maharaj R. A Comparative Review of Established Diets for Prevention of Cardiovascular Disease and Newer Dietary Strategies / *Current Problems in Cardiology*. – 2020. – P. 100-115.
3. Treatment with drugs to lower blood pressure and blood cholesterol based on an individual's absolute cardiovascular risk / R. Jackson, C. M. Lawes, D. A. Bennett [et al.] // *Lancet*. – 2005. – Vol. 365, № 9457. – P. 434–441.
4. Effectiveness and efficiency of different guidelines on statin treatment for preventing deaths from coronary heart disease: modelling study / D.G. Manuel, K. Kwong, P. Tanuseputro [et al.] // *BMJ*. – 2006. – Vol. 332. – P. 1419.
5. Коваленко В. М. Хвороби системи кровообігу в Україні: проблеми і резерви збереження здоров'я населення / В. М. Коваленко, А. П. Дорогой // *Серце і судини*. – 2003. – № 2. – С. 4–10.
6. Коваленко В. М. Стан серцево-судинної патології та шляхи його покращання в Україні : методичний посібник / В. М. Коваленко. – К. : “Віпол”, 2003. – 45 с.
7. Бабак О. Я. Артериальная гипертензия и ишемическая болезнь сердца – эндотелиальная дисфункция: современное состояние вопроса / О. Я. Бабак, Ю. Н. Шапошникова, В. Д. Немцова // *Укр. терапевт. журн.* – 2004. – № 1. – С. 14–21.
8. Гуменюк А. Ф. Аспекти раціонального лікування серцево-судинних хворих з поліморбідними ураженнями / А. Ф. Гуменюк // *Укр. мед. часопис*. – 2009. – № 5. – С. 25–32.
9. Иванов Г. Г. Электрокардиография высокого разрешения / Г. Г. Иванов, С. В. Грачев, А. Л. Сыркин. – М. : “Триада”, 2003. – 304 с.
10. Циммерман Ф. Клиническая электрокардиография / Ф. Циммерман. – М. : “Бином”, 2008. – 424 с.
11. Эффективность оценки течения острого коронарного синдрома по данным анализа одноканальной ЭКГ на фазовой плоскости / И. Чайковский, В. Батушкин, Л. Файнзильберг [и др.] // *Журн. АМН*. – 2007. – № 1. – С. 102–108.
12. Detection of coronary artery disease in patients with normal or unspecifically changed ECG on the basis of magnetocardiography / I. Chaikovsky, J. Kohler, Th. Hecker [et al.] // *Biomag 2000 : Proceedings of the 12-th International Conference on Biomagnetism* ; eds. J. Nenonen, R. Ilmoniemi, T. Katila. – Helsinki Univ. of Technology. – Espoo, 2001. – P. 565–568.
13. Di Bernardo D. Computer model for study of cardiac repolarization / Di D. Bernardo, A. Murray // *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* – 2000. – Vol. 11, № 8. – P. 895–899.

14. Fainzilberg L. S. Nowa metoda interpretacji zapisu EKG w balaniach skринingowych oraz w opiece domowej // *Zdrowie publiczne*. – 2005. – Vol. 115, № 4. – S. 458–464.
15. Potential impact of myocardial perfusion scintigraphy as gatekeeper for invasive examination and treatment in patients with stable angina pectoris: observational study without post-test referral bias / P. Hoiland-Karlsen, A. Johansen, H. Christensen [et al.] // *Eur. Heart. J.* – 2006. – Vol. 27. – P. 29–34.
16. Полищук В. И. Техника и методика реографии и реоплетизмографии / В. И. Полищук, Л. Г. Терехова. – М. : “Медицина”, 1983. – 176 с.
17. Чапоров В. Н. Фазовый анализ сердечной деятельности у человека в условиях ступенчатого повышения внутрилегочного давления / В. Н. Чапоров, К. Б. Маркова // *Вестник ТвГУ. Серия «Биология и экология»*. – 2006. – Вып. 2. – С. 27–30.
18. Можливості аналізу електрокардіограми у фазовому просторі та варіабельності ритму серця в амбулаторних пацієнтів із гіпертонічною хворобою / Т. І. Чабан, І. А. Чайковський, Л. С. Файнзильберг, І. П. Лихогра, С. П. Лихогра, О. В. Кухарев // *Український медичний часопис* – 2009. – № 2 (70). – С. 126–128.
19. Мирошников Е. Г. Адаптационный потенциал кровообращения как метод оценки состояния здоровья водолазов [Электронный ресурс] / Е. Г. Мирошников, О. Н. Мирошникова, Я. В. Агапов // *Варіабельність серцевого ритму: від найсмівлівіших ідей до найпрактичнішого втілення : науково-практичний симпозиум : тези доп.* – Режим доступу до журн. : http://www.nbuv.gov.ua/Portal/natural/VKhNU/Med/2003_581/index.html
20. Глумчер Ф. С. Руководство по анестезиологии / Ф. С. Глумчер, А. И. Трещинский. – К. : “Медицина”, 2008. – 608 с.
21. Dreifus L. Heart rate variability for risk stratification of life-threatening arrhythmias / L. Dreifus, J. Agarwal, E. Botvinick // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 1993. – Vol. 22, № 3. – P. 948–950.
22. Harris F. On the use of windows for harmonic analysis with the Discrete Fourier Transform / F. Harris // *Proceedings of the IEEE*. – 1978. – Vol. 66, № 1. – P. 51–83.
23. Kaplan D. T. The analysis of variability / D. T. Kaplan // *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* – 1994. – Vol. 5, № 1. – P. 16–19.
24. Schwartz P. Sympathetic nervous system and cardiac arrhythmias / P. Schwartz, S. Priori // *Cardiac Electrophysiology. From Cell to Bedside*. – Philadelphia : W. B. Saunders. – 1990. – P. 33–43.
25. Ахутин В. М. Сравнение методов статистического анализа электрокардиосигналов / В. М. Ахутин, Э. М. Богдановский, Б. Ф. Шкапин // *Биофизика*. – 1968. – Т. 13, № 4. – С. 706–711.
26. Баум О. В. Физико-математическая модель генеза электрокардиограмм / О. В. Баум, Д. Э. Дубровин // *Биофизика*. – 1971. – Т. 16, № 5. – С. 898–903.

27. Повышение эффективности регистрации формы электрокардиосигнала корреляционной обработкой в цифровой осцилографии / А. М. Беркутов, С. Г. Гуржин, А. А. Дунаев, Е. М. Прошин // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2002. – № 7. – С. 7–13.
28. Габинский Я. Л. Кардиоинтервалография и автокорреляционный анализ сердечного ритма в динамических исследованиях у больных острым инфарктом миокарда / Я. Л. Габинский // Вопросы неотложной помощи. – Свердловск, 1977. – С. 15–17.
29. Гуревич М. Б. Выбор представительного кардиоцикла при контурном анализе ЭКГ на микро ЭВМ / М. Б. Гуревич, М. С. Злочевский // Применение мат. методов обработки медико–биологических данных и ЭВМ в мед. технике. – М. : ВНИИМП, 1984. – С. 75–77.
30. Драган Я. П. Періодично корельовані та споріднені з ними випадкові процеси – моделі сигналів у коливних системах / Я. П. Драган // Імовірнісні моделі та обробка випадкових сигналів і полів. Харків : Ін-т радіоелектр. – 1992. – Ч. 1. – С. 26–41.
31. Драган Я. П. Поліритміка в системах автоматичного управління та структура її стохастичних моделей / Я. П. Драган, Л. С. Сікора // Праці Автоматика–2000 : Міжнародна наук. конф. : матеріали конф. – Ч. 1. – С. 172–178.
32. Драган Я. П. Системно–сигнальна концепція ритміки в біосоціо-технічних системах / Я. П. Драган, М. О. Медиковський, Л. С. Сікора // Неруйнівний контроль та діагностика неоднорідних об'єктів. – 2003. – Вип. 8. – С. 250–254.
33. Клочков В. А. Автоматический анализ интегральной реограммы / В. А. Клочков // Автоматизация диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний ; под ред. Э. Ш. Халфена. – Саратов, 1980. – С. 35–40.
34. Клочков В. А. Новая модификация метода интегральной реографии / В. А. Клочков, Т. Н. Мареева // Автоматизация диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний ; под ред. Э. Ш. Халфена. – Саратов, 1980. – С. 41–46.
35. Лупенко С. А. Математична модель сигналів серця / С. А. Лупенко // Прогресивні матеріали та обладнання в машино- і приладобудуванні : четверта наук.-техн. конф. ТДТУ : тези доп. – Тернопіль, 2000. – С. 86.
36. Лупенко С. А. Моделювання стохастичних сигналів серця / С. А. Лупенко, Л. М. Щербак // Фундаментальні і прикладні проблеми сучасної фізики : другий міжнародний Смакуловий симпозиум : матеріали симп. – Тернопіль : ТДТУ, Джура, 2000. – С. 257–259.
37. Лупенко С. А. Математичне та комп'ютерне моделювання сигналів серця в задачах кардіометрії / С. А. Лупенко // Прогресивні матеріали та обладнання в машино- і приладобудуванні : п'ята наук.-техн. конф. ТДТУ : тези доп. – Тернопіль, 2001. – С. 17.

38. Литвиненко Я. В. Непараметричний метод виявлення розладки випадкового процесу в задачах обробки електрокардіосигналів / Я. В. Литвиненко, С. А. Лупенко, Л. М. Щербак // Динаміка наукових досліджень : Міжнародна науково-технічна конференція : матеріали конф. – Тернопіль, 2002. – С. 22–24.
39. Литвиненко Я. В. Комп'ютерний експериментальний комплекс для моделювання та обробки кардіосигналів / Я. В. Литвиненко, С. А. Лупенко, О. В. Маєвський // Прогресивні матеріали та обладнання в машино і приладобудуванні : шоста наук.–техн. конф. ТДТУ : тези доп. – Тернопіль, 2002. – С. 137.
40. Математичне моделювання кардіоінтервалограми при фізичних навантаженнях / Я. В. Литвиненко, Є. В. Лозінська, С. А. Лупенко, Л. М. Щербак // Динаміка наукових досліджень : Міжнародна науково-технічна конференція : матеріали конф. – Тернопіль, 2003. – С. 30–31.
41. Імітаційне моделювання кардіоінтервалограми на ЕОМ при фізичних навантаженнях / Є. В. Лозінська, Я. В. Литвиненко, С. А. Лупенко, Л. М. Щербак // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький : Навчальна книга, 2002. – № 2. – С. 120–124.
42. Лозінська Є. В. Математична модель та методи обробки кардіоінтервалограми при фізичних навантаженнях в задачах діагностики адаптивних можливостей організму людини / Є. В. Лозінська, С. А. Лупенко, Л. М. Щербак // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2003. – Т. 8, № 4. – С. 97–105.
43. Марченко Б. Г. Вероятностные модели случайных случайных сигналов и полей в прикладной статистической радиофизике / Б. Г. Марченко, В. А. Омельченко. – К. : УМК ВО, 1988. – 176 с.
44. Марченко В. Б. Ортогональные функции дискретного аргумента и их приложение в геофизике / В. Б. Марченко. – К. : Наукова думка, 1992. – 211 с.
45. Млинко Б. Б. Математична модель ритмічного біосигналу в задачах фотоплетизмо-діагностики : автореф. дис. на здобуття наукового ступеня канд. техн. наук : спец. 01.05.02 "Математичне моделювання та обчислювальні методи" / Б. Б. Млинко. – Тернопіль, 2003. – 19 с.
46. Осухівська Г. М. Математична модель тонового сигналу для діагностики стану клапанів серця людини : автореф. дис. на здобуття наукового ступеня канд. техн. наук : спец. 01.05.02 "Математичне моделювання та обчислювальні методи" / Г. М. Осухівська. – Тернопіль, 1999. – 20 с.
47. Приймак М. В. Дослідження взаємозв'язку лінійних і періодичних випадкових процесів / М. В. Приймак // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький : Навчальна книга, 1999. – № 2. – С. 167–169.
48. Приймак М. В. Основи теорії моделювання аналізу і прогнозу в автоматизованих системах управління ритмічними процесами : автореф. дис.

на здобуття наукового ступеня докт. техн. наук : спец. 05.13.06 "Інформаційні технології" / М. В. Приймак. – К., 2001. – 34 с.

49. Приймак М. Умовно періодичні випадкові процеси із змінним періодом / М. Приймак, І. Боднарчук, С. Лупенко // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2005. – Т. 10, № 2. – С. 143–152.

50. Файнзильберг Л. С. Новая информационная технология обработки ЭКГ для выявления ишемической болезни сердца при массовых обследованиях населения / Л. С. Файнзильберг // Управляющие системы и машины. – 2005. – № 3. – С. 63–71.

51. Файнзильберг Л. С. Восстановление эталона циклических сигналов на основе использования хаусдорфовой метрики в фазовом пространстве координат / Л. С. Файнзильберг // Кибернетика и системный анализ. – 2003. – № 3. – С. 20–28.

52. Федорів Р. Ф. Статистична радіометрія / Р. Ф. Федорів. – К. : Наукова думка, 1979. – 264 с.

53. Чирейкин Л. В. Автоматический анализ электрокардиограмм / Л. В. Чирейкин, Д. Я. Шурыгин, В. К. Лабутин. – Л. : Медицина, 1977. – 248 с.

54. Шакин В. В. Выбор адекватной математической модели для решения обратной задачи электрокардиографии / В. В. Шакин // Новые направления в электрокардиографии : труды 2-го Международного симпозиума по электрокардиологии. – Ереван, 1973. – С. 46–47.

55. Шакин В. В. Кибернетические методы изучения электрокардиограмм / В. В. Шакин // Радиоэлектроника в медицине : научный обзор ВНИИ медицинской и медико-технической информации. – М., 1966. – Вып. 1. – С. 3–35.

56. Шакин В. В. Вычислительная электрокардиография / В. В. Шакин. – М. : Наука, 1981. – 166 с.

57. Лупенко С. А. Моделювання лінійних періодичних випадкових процесів / С. А. Лупенко, М. В. Приймак, Л. М. Щербак // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2000. – Т. 5, № 2. – С. 97–103.

58. Pschenichnyi V. N. Convex Analysis and Extremum Problems / V. N. Pschenichnyi. – Moscow : Nauka, 1980. – 258 p. (In Russian).

59. Власюк А. П. Математичне моделювання консолідації ґрунтів при фільтрації сольових розчинів в неізотермічних умовах : монографія / А. П. Власюк, П. М. Мартинюк ; НУВГП. – Рівне, 2008. – 416 с.

60. Слейко Я. І. Імовірність небезпечного стану складених балок та стержнів з випадковими навантаженнями і початковими прогинами / Я. І. Слейко, Ю. Б. Жерновий // Математичні методи та фізико-механічні поля. – 2007. – Т. 50, № 2. – С. 87–93.

61. Марценюк В. П. Концептуальні підходи до інтегрованого середовища проведення наукових медико-біологічних досліджень / В. П. Марценюк, А. В. Семенець, А. С. Сверстюк // Штучний інтелект. – 2003. – № 2. – С. 35–43.

62. Лупенко С. А. Статистичний сумісний аналіз кардіосигналів на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів / С. А. Лупенко, Я. В. Литвиненко, А. С. Сверстюк // Електроніка та системи управління. Національний авіаційний університет. – 2008. – № 4 (18). – С. 22–29.
63. Лупенко С. А. Концептуально-методологічні основи імітаційного моделювання циклічних сигналів на ЕОМ із використанням їх моделі у вигляді циклічного функціонального відношення / С. А. Лупенко, Н. Р. Дем'янчук, А. С. Сверстюк // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2008. – № 4. – С. 101–111.
64. Сверстюк А. С. Обґрунтування та верифікація математичної моделі синхронно зареєстрованих кардіосигналів з використанням вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів / А. С. Сверстюк // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2009. – № 1. – С. 143–147.
65. Литвиненко Я. В. Програмний комплекс для обробки та моделювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів з використанням моделей та методів теорії циклічних функціональних відношень / Я. В. Литвиненко, С. А. Лупенко, А. С. Сверстюк // Вісник Хмельницького національного університету. – 2009. – № 5. – С. 80–87.
66. Підходи до моделювання сигналів серця на ЕОМ з використанням циклічних випадкових процесів / С. Лупенко, Я. Литвиненко, А. Сверстюк, Ю. Студена // Одинадцята наукова конференція Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя, 16-17 травня 2007 р. : тези доп. – Тернопіль, 2007. – С. 86.
67. Лупенко С. Сумісна статистична обробка синхронно зареєстрованих кардіосигналів на базі їх моделі у вигляді циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів / С. Лупенко, Я. Литвиненко, А. Сверстюк // Дванадцята наукова конференція Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя, 14-15 травня 2008 р. : тези доп. – Тернопіль, 2008. – С. 111.
68. Лупенко С. Статистичне оцінювання взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів у системах автоматизованої кардіодіагностики / С. Лупенко, Я. Литвиненко, А. Сверстюк // Всеукраїнська наукова конференція Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя, 13-14 травня 2009 р. : матеріали конф. – Тернопіль, 2009. – С. 98.
69. Біомедичні сигнали та їх обробка / В. Г. Абакумов, В. О. Геранін, О. І. Рибін, Й. Сватош, Ю. С. Синєкоп. – К. : ТОО “ВЕК+”, 1997. – 349 с.
70. Сантопетро Р. Ф. Происхождение и характеристики основного сигнала, шума и наводки в высокочастотной электрокардиограмме / Р. Ф. Сантопетро // ТИИЭР. – 1977. – Т. 65, № 5. – С. 137–145.
71. Бейм Н. Статистические методы в биологии / Н. Бейм. – М. : ИЛ, 1962. – 134 с.

72. Ахутин В. М. Сравнение методов статистического анализа электрокардосигналов / В. М. Ахутин, Э. М. Богдановский, Б. Ф. Шкапин // Биофизика. – 1968. – Т. 13, № 4. – С. 706–711.
73. Кокс Ж. Р. Анализ электроэнцефалограмм, кривых кровяного давления и электрокардиограмм на цифровой вычислительной машине / Ж. Р. Кокс, Ф. Нолл, Р. М. Артур // ТИИЭР. – 1972. – № 4. – С. 36–70.
74. Чирейкин Л. В. Автоматический анализ электрокардиограмм / Л. В. Чирейкин, Д. Я. Шурыгин, В. К. Лабутин. – Л. : Медицина, 1977. – 248 с.
75. Макфи, Бол. Исследования в области электрокардиографии и магнитокардиографии // ТИИЭР. – 1972. – Т. 60, № 3. – С. 53–98.
76. Гоффман Б. Электрофизиология сердца : пер. с англ. / Б. Гоффман, П. Крейнфилд. – М. : Иностран. лит., 1962. – 407 с.
77. Воскресенский А. Д. Статистический анализ сердечного ритма и показатели гемодинамики в физиологических исследованиях / А. Д. Воскресенский, М. Д. Вентцель // Проблемы космической биологии. – М., 1974. – С. 42.
78. Габинский Я. Л. Кардиоинтервалография и автокорреляционный анализ сердечного ритма в динамических исследованиях у больных острым инфарктом миокарда / Я. Л. Габинский // Вопросы неотложной помощи. – Свердловск, 1977. – С. 15–17.
79. Malik M. Influence of the recognition artefact in the automatic analysis of long-term electrocardiograms on time-domain measurement of heart rate variability / M. Malik, R. Xia, O. Odemuyiwa // Med. Biol. Eng. Comput. – 1993. – Vol. 31, № 5. – P. 539–544.
80. Соотношение между показателями контрактильности миокарда и вариабельности кардиоинтервалов у здоровых лиц / К. В. Кованов, А. А. Гудыма, А. В. Луцик, Н. Е. Зятковская // Физиология человека. – 1990. – Т. 16, № 5. – С. 152–154.
81. Бакушевич Я. М. Спосіб розширення діагностичних можливостей сучасної медичної апаратури / Я. М. Бакушевич, А. А. Гудыма // Прогресивні технології і обладнання в машино- і приладобудуванні : перша наук.-техн. конф. ТПШ, 20–23 жовтня 1992 р. : тези доп. – Тернопіль, 1992. – С. 172.
82. Клочков В. А. Автоматический анализ интегральной реограммы // Автоматизация диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний ; под ред. Э. Ш. Халфена. – Саратов, 1980. – С. 35–40.
83. Клочков В. А. Новая модификация метода интегральной реографии / В. А. Клочков, Т. Н. Мареева // Автоматизация диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний ; под ред. Э. Ш. Халфена. – Саратов, 1980. – С. 41–46.
84. Зенков Л. Р. Функциональная диагностика нервных болезней : руководство для врачей / Л. Р. Зенков, М. А. Ронкин. – М. : Медицина, 1982. – 432 с.

85. Основные инструментальные методы исследования сердца / Я. М. Милославский, Д. К. Ходжаева, А. И. Нефедова, В. Н. Ослопов. – Казань : Изд-во Казанского университета, 1983. – С. 142.
86. Белоконь Н. А. Болезни сердца и сосудов у детей : руководство для врачей : в 2 т. / Н. А. Белоконь, М. Б. Куберчер. – М. : Медицина, 1987. – 999 с.
87. Кельман И. М. Электрокардиография и фонокардиография / И. М. Кельман. – М. : Медицина, 1974. – 152 с.
88. Прессман Л. П. Клиническая сфигмография / Л. П. Прессман. – М. : Медицина, 1974. – 127 с.
89. Карпман В. Л. Влияние хлористого калия на рисунок электрокардиограммы и сократимость миокарда у спортсменов / В. Л. Карпман, С. В. Степанова // Юбилейный сборник трудов ученых РГАФК, посвященный 80-летию академии. – М. : 1998. – Т. 3. – С. 192–194.
90. Орел В. Р. Влияние артериальных сосудистых сопротивлений на мощность работы левого желудочка сердца у спортсменов / В. Р. Орел, А. Г. Сурду // Юбилейный сборник трудов ученых РГАФК, посвященный 80-летию академии. – М. : 1998. – Т. 3. – С. 197–199.
91. Jorna P. G. Spectral analysis of heart rate and psychological state: A review of its validity as a workload index / P. G. Jorna // Biological psychology. – 1992. – Vol. 34, № 2–3. – P. 237–257.
92. Nematollahi A. R. Discrete time periodically correlated Markov processes / A. R. Nematollahi , A. R. Soltani // Probability and Mathematical Statistics. – 2000. – Vol. 20, № 1. – P. 127–140.
93. A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R–R interval / M. Toichi, T. Sugiura, T. Murai, A. Sengoku // J. Auton. Nerv. Syst. – 1997. – Vol. 62, № 1–2. – P. 79–84.
94. Дисенкис Г. Спектральный анализ и его приложения / Г. Дисенкис, Д. Ватте. – М. : Мир, 1971. – Вып. 1. – 318 с.
95. Ogura H. Spectral representation of a periodic nonstationary random process / H. Ogura // IEEE Trans. on Inf. Th. – 1971. – IT–17, 2. – P. 143–149.
96. Андерсон Т. Статистический анализ временных рядов : пер. с англ. / Т. Андерсон. – М. : Мир, 1976. – 755 с.
97. Каппелини В. Цифровые фильтры и их применение / В. Каппелини, А. Константинодис, П. Эмилиани. – М. : Энергоатомиздат, 1983. – 360 с.
98. Осухівська Г. М. Математична модель тонового сигналу для діагностики стану клапанів серця людини : автореф. дис. на здобуття наукового ступеня канд. техн. наук : спец. 01.05.02 "Математичне моделювання та обчислювальні методи" / Г. М. Осухівська. – Тернопіль, 1999. – 20 с.
99. Драган Я. П. Періодично корельовані та споріднені з ними випадкові процеси – моделі сигналів у коливних системах / Я. П. Драган //

Імовірнісні моделі та обробка випадкових сигналів і полів. – Харків : Ін-т радіоелектр., 1992. – Ч. 1. – С. 26–41.

100. Гладышев Е. Г. Периодически и почти периодически коррелированные случайные процессы с непрерывным временем / Е. Г. Гладышев // Теория вероятностей и её применения. – 1963. – Т. 8, вып. 2. – С. 184–189.

101. Драган Я. П. О представлении периодически коррелированного случайного процесса через стационарные компоненты / Я. П. Драган // Отбор и передача информации. – 1975. – Вып. 5. – С. 7–20.

102. Приймак М. В. Лінійні періодичні випадкові процеси і їх моделювання на ЕОМ / М. В. Приймак // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 1998. – № 3. – С. 111–114.

103. Приймак М. В. Лінійні випадкові поля з періодичним породжуючим полем / М. В. Приймак // Технічна електродинаміка. – 1998. – № 3. – С. 24–26.

104. Коронкевич О. І. Лінійні динамічні системи під дією випадкових сил / О. І. Коронкевич // Наукові записки Львівського університету. – 1957. – Т. 44, № 8. – С. 175–183.

105. Лебедев А. Н. Моделирование в научно-технических исследованиях / А. Н. Лебедев. – М. : Радио и связь, 1989. – 224 с.

106. Автоматизированный анализ сердечных дизритмий / Л. Дж. Томас, К. У. Кларк, Ч. Н. Мед [и др.] // ТИИЭР. – 1979. – Т. 67, № 9. – С. 173–192.

107. Бахвалов Н. С. Численные методы : учеб. пособие / Н. С. Бахвалов, Н. П. Жидков, Г. М. Кобельков. – М. : Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1987. – 600 с.

108. Лупенко С. А. Моделювання та методи обробки циклічних сигналів серця на базі лінійних випадкових функцій : автореф. дис. на здобуття наукового ступеня канд. техн. наук : спец. 01.05.02 "Математичне моделювання та обчислювальні методи" / С. А. Лупенко. – Тернопіль, 2001. – 20 с.

109. 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.

110. Литвиненко Я. Методи статистичної обробки сигналів серця на базі їх моделі у вигляді циклічного випадкового процесу із зонною часовою структурою / Я. Литвиненко, С. Лупенко, Ю. Студена // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2006. – Т. 11, № 4. – С. 189–200.

111. Лупенко С. Математичне моделювання сигналів серця в задачах технічної кардіометрії на базі їх моделі у вигляді циклічного випадкового процесу / С. Лупенко, Ю. Студена // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2006. – Т. 11, № 1. – С. 134–142.

112. Лупенко С. Статистичні методи обробки кардіосигналів на базі їх моделі у вигляді циклічного випадкового процесу / С. Лупенко, Я. Литвиненко, Ю. Студена // Десята наукова конференція Тернопільського державного технічного університету : тези доп. Тернопіль, 2006. – С. 76.
113. Лупенко С. А. Конструктивна математична модель сигналів серця на основі лінійних періодичних випадкових процесів та полів / С. А. Лупенко, Л. М. Щербак // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2000. – Т. 5, № 4. – С. 101–110.
114. Лупенко С. А. Конструктивна математична модель сигналів серця в технічних системах кардіометрії / С. А. Лупенко, Л. М. Щербак // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький : Навчальна книга, 2000. – № 2. – С. 133–136.
115. Лупенко С. А. Математичні моделі та методи обробки сигналів серця в сучасній кардіометрії / С. А. Лупенко // Авіа 2003 : V Міжнародна науково-технічна конференція : матеріали конф. – Київ, 2003. – С. 105–106.
116. Лупенко С. Циклічне функціональне відношення як основа математичного формалізму теорії моделювання та аналізу циклічних сигналів / С. Лупенко // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2007. – Т. 12, № 3. – С. 183–195.
117. Лупенко С. Циклічні функції та їх класифікація в задачах моделювання циклічних сигналів та коливних систем / С. Лупенко // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький : Навчальна книга. – 2005. – № 1. – С. 177–185.
118. Лупенко С. А. Детерминированные и случайные циклические функции как модели колебательных явлений и сигналов: определение и классификация / С. А. Лупенко // Электронное моделирование. Ин-т проблем моделирования в энергетике им. Г. Е. Пухова. – 2006. – Т. 28, № 4. – С. 29–45.
119. Лупенко С. А. Статистичні методи сумісної обробки сукупності ритмічно пов'язаних циклічних випадкових процесів / С. А. Лупенко // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький : Навчальна книга, 2005. – № 2. – С. 80–84.
120. Лупенко С. А. Статистичні методи обробки циклічного випадкового процесу / С. А. Лупенко // Електроніка та системи управління. Національний авіаційний університет. – 2006. – № 2 (8). – С. 59–65.
121. Лупенко С. А. Задача інтерполяції функції ритму циклічної функції із відомою зонною структурою / С. А. Лупенко // Електроніка та системи управління. Національний авіаційний університет. – 2007. – № 2 (12). – С. 27–35.
122. Лупенко С. Циклічні та періодичні випадкові процеси із зонною часовою структурою та їх ймовірнісні характеристики / С. Лупенко // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2006. – Т. 11, № 2. – С. 150–155.
123. Лупенко С. Структура та статистичне оцінювання ймовірнісних характеристик циклічного випадкового процесу із стохастично незалежними

циклами / С. Лупенко, Н. Дем'янчук // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2009. – Т. 14, № 1. – С. 145–155.

124. Литвиненко Я. В. Застосування непараметричного методу виявлення розладки випадкового процесу в задачах обробки електрокардіосигналів / Я. В. Литвиненко, С. А. Лупенко, Л. М. Щербак // Сьома наукова конференція Тернопільського державного технічного університету : тези доп. – Тернопіль, 2003. – С. 86.

125. Литвиненко Я. Статистичний метод визначення зонної структури електрокардіосигналу в автоматизованих діагностичних системах / Я. Литвиненко, С. Лупенко, Л. Щербак // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2005. – Т. 10, № 3. – С. 165–175.

126. Каппелини В. Цифровые фильтры и их применение. / В. Каппелини, А. Константиноидис, П. Эмилиани. – М. : Энергоатомиздат, 1983. – 360 с.

127. Бахвалов Н. С. Численные методы : учеб. пособие / Н. С. Бахвалов, Н. П. Жидков, Г. М. Кобельков. – М. : Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1987. – 600 с.

128. Бендат Дж. Прикладной анализ случайных данных ; пер. с англ. / Дж. Бендат, А. Пирсол. – М. : Мир, 1989. – 540 с.

129. Омельченко В. А. Ортогональные разложения случайных сигналов и полей / В. А. Омельченко. – Киев : УМК ВО, 1991. – 140 с.

130. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы / Т. С. Виноградова, Ф. Д. Акулова, З. Б. Белоцерковский и [др.] – М.: Медицина, 1986. – 416 с.

131. Вычислительные системы и автоматическая диагностика заболеваний сердца; под ред. Ц. Касереса и Л. Дрейфуса. – М. – Мир, 1974. – 504 с.

132. Литвиненко Я. Підходи до сегментації циклічного випадкового процесу із зонною часовою структурою / Я. Литвиненко, С. Лупенко // Всеукраїнська наукова конференція Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя, 13-14 травня 2009 р. : матеріали конф. – Тернопіль, 2009. – С. 123.

Лістинг програмного комплексу для опрацювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів

Фрагмент коду програмного забезпечення для статистичного опрацювання та імітації синхронно зареєстрованих кардіосигналів

```
unit Main;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls, Forms,
  Dialogs, StdCtrls, Grids, ComCtrls, Menus, ExtCtrls, TeeProcs, TeEngine,
  Chart, Buttons, Series, CheckLst, Math, XPMan;

type
  TMainForm = class(TForm)
    MainMenu1: TMainMenu;
    File1: TMenuItem;
    Open1: TMenuItem;
    N1: TMenuItem;
    Exit1: TMenuItem;
    PageControl1: TPageControl;
    TabSheet1: TTabSheet;
    TabSheet3: TTabSheet;
    TabSheet4: TTabSheet;
    OpenFr1: TMenuItem;
    ProgressBar1: TProgressBar;
    OpenDialog1: TOpenDialog;
    Chart1: TChart;
    Series1: TLineSeries;
    Help1: TMenuItem;
    About1: TMenuItem;
    GroupBox3: TGroupBox;
    StringGrid1: TStringGrid;
    GroupBox4: TGroupBox;
    StringGrid2: TStringGrid;
    GroupBox5: TGroupBox;
    Label3: TLabel;
    Label4: TLabel;
    GroupBox6: TGroupBox;
    BitBtn7: TBitBtn;
    Edit2: TEdit;
    Label1: TLabel;
    GroupBox8: TGroupBox;
    CheckBox1: TCheckBox;
    BitBtn9: TBitBtn;
    GroupBox9: TGroupBox;
    BitBtn8: TBitBtn;
    TabSheet5: TTabSheet;
    GroupBox1: TGroupBox;
    Label5: TLabel;
    Label6: TLabel;
    Label7: TLabel;
    Label8: TLabel;
    Edit1: TEdit;
    BitBtn1: TBitBtn;
    BitBtn2: TBitBtn;
    BitBtn3: TBitBtn;
    BitBtn10: TBitBtn;
    BitBtn11: TBitBtn;
```

```

StringGrid4: TStringGrid;
TabSheet6: TTabSheet;
StringGrid7: TStringGrid;
TabSheet2: TTabSheet;
GroupBox2: TGroupBox;
Label13: TLabel;
Label2: TLabel;
Edit5: TEdit;
Edit3: TEdit;
procedure StringGrid15SelectCell(Sender: TObject; ACol, ARow: Integer;
  var CanSelect: Boolean);
procedure Edit8Change(Sender: TObject);

procedure Edit8Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn48Click(Sender: TObject);

private
  { Private declarations }
public
  { Public declarations }
end;
(*===== Open signal 1 =====*)
procedure TMainForm.N2Click(Sender: TObject);
var yD,xD:double;
sS,sSp:string;
nStat,nJ:integer;
begin
i:=1;
p:=1;
nStat:=0;
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
  StringGrid16.Cols[nJ].Clear;
StringGrid16.RowCount:=2;
//=====
StringGrid16.Cells[0,0]:='№';
StringGrid16.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid16.Cells[2,0]:='Значення';
if OpenFileDialog1.Execute then
begin
  try
    Application.ProcessMessages;
    AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
    Reset(f);
    Label26.Caption:='Вхідний сигнал 1: '+OpenDialog1.FileName;
  try
//==== попереднє читання =====
    while Not Eof(f) do
      begin
        readln(f,sS);
        nStat:=1;
        for nJ:=1 to length(sS) do
          begin
            sSp:=copy(sS,nJ,1);
            if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
          end;
        inc(p);
      end;
    finally
      CloseFile(f);
    end;
//=====
    Reset(f);

```

```

n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
ProgressBar1.Max:=n;
Repeat
  case nStat of
    1: begin
      readln(f, xD);
      StringGrid16.Cells[1,i]:= inttostr(i);
      StringGrid16.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
    end;
    2: begin
      readln(f, xD, yD);
      StringGrid16.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
      StringGrid16.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
    end;
  end;
StringGrid16.Cells[0,i]:= inttostr(i);
inc(i);
StringGrid16.RowCount:=StringGrid16.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid16.RowCount:=StringGrid16.RowCount-1;
finally
  CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=4;
end;
(*=====*)

(*===== Open signal 2 =====*)
procedure TMainForm.N21Click(Sender: TObject);
var yD,xD:double;
sS,sSp:string;
nStat,nJ:integer;
begin
  i:=1;
  p:=1;
  nStat:=0;
  //===== очистка =====
  for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
    StringGrid18.Cols[nJ].Clear;
  StringGrid18.RowCount:=2;
  //=====
  StringGrid18.Cells[0,0]:='№';
  StringGrid18.Cells[1,0]:='Відлік';
  StringGrid18.Cells[2,0]:='Значення';
  if OpenFileDialog1.Execute then
    begin
      try
        Application.ProcessMessages;
        AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
        Reset(f);
        Label27.Caption:='Вхідний сигнал 2: '+OpenDialog1.FileName;
      try
//===== попереднє читання =====
        while Not Eof(f) do
          begin
            readln(f, sS);
            nStat:=1;
            for nJ:=1 to length(sS) do
              begin
                sSp:=copy(sS,nJ,1);
                if (sSp=' ')or(sSp='  ') then nStat:=2

```

```

        end;
        inc(p);
    end;
finally
    CloseFile(f);
end;
//=====
Reset(f);
n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
ProgressBar1.Max:=n;
Repeat
    case nStat of
        1: begin
            readln(f, xD);
            StringGrid18.Cells[1,i]:= inttostr(i);
            StringGrid18.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
            end;
        2: begin
            readln(f, xD, yD);
            StringGrid18.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
            StringGrid18.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
            end;
    end;
StringGrid18.Cells[0,i]:= inttostr(i);
inc(i);
StringGrid18.RowCount:=StringGrid18.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid18.RowCount:=StringGrid18.RowCount-1;
finally
    CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=4;
end;
(*=====*)

(*===== Visual signal 1 =====*)
procedure TMainForm.BitBtn40Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
if StringGrid16.Cells[2,1]<>' ' then
    begin
        MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
        ProgressBar1.Max:=StringGrid16.RowCount-1;
        for nJ:=1 to StringGrid16.RowCount-1 do
            begin
                MySeries1.AddXY(nJ, strtofloat(StringGrid16.Cells[2,nJ]));
                ProgressBar1.Position:=nJ;
            end;
        MySeries1.ParentChart:=Chart1;
        ProgressBar1.Position:=0;
        PageControl1.ActivePageIndex:=2;
    end
else
    begin
        MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
            [mbOk], 0);
        PageControl1.SetFocus;
        PageControl1.ActivePageIndex:=4;
    end;
end;
end;

```

```

(*=====*)
(*===== Visual signal 2 =====*)
procedure TMainForm.BitBtn42Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
if StringGrid18.Cells[2,1]<>' ' then
begin
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
ProgressBar1.Max:=StringGrid18.RowCount-1;
for nJ:=1 to StringGrid18.RowCount-1 do
begin
MySeries1.AddXY(nJ,strtofloat(StringGrid18.Cells[2,nJ]));
ProgressBar1.Position:=nJ;
end;
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControll1.ActivePageIndex:=2;
end
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
PageControll1.SetFocus;
PageControll1.ActivePageIndex:=4;
end;
end;
(*=====*)
(*===== Open MS signaly 1 =====*)
procedure TMainForm.N11Click(Sender: TObject);
var yD,xD:double;
sS,sSp:string;
nStat,nJ:integer;
begin
i:=1;
p:=1;
nStat:=0;
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
StringGrid17.Cols[nJ].Clear;
StringGrid17.RowCount:=2;
//=====
StringGrid17.Cells[0,0]:='№';
StringGrid17.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid17.Cells[2,0]:='Значення';
if OpenDialog1.Execute then
begin
try
Application.ProcessMessages;
AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
Reset(f);
Label28.Caption:='МС сигналу 1: '+OpenDialog1.FileName;
try
//==== попередне читання =====
while Not Eof(f) do
begin
readln(f,sS);
nStat:=1;
for nJ:=1 to length(sS) do
begin
sSp:=copy(sS,nJ,1);
//showmessage('випізаєм =' +sSp+' ');
if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
end;

```



```

        inc(p);
    end;
finally
    CloseFile(f);
end;
//=====
Reset(f);
n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
ProgressBar1.Max:=n;
Repeat
    case nStat of
        1: begin
            readln(f, xD);
            StringGrid17.Cells[1,i]:= inttostr(i);
            StringGrid17.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
        end;
        2: begin
            readln(f, xD, yD);
            StringGrid17.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
            StringGrid17.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
        end;
    end;
    StringGrid17.Cells[0,i]:= inttostr(i);
    inc(i);
    StringGrid17.RowCount:=StringGrid17.RowCount+1;
    ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid17.RowCount:=StringGrid17.RowCount-1;
finally
    CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=4;
end;
(*=====*)
(*===== Open MS signaly 2 =====*)
procedure TMainForm.N22Click(Sender: TObject);
var yD, xD: double;
sS, sSp: string;
nStat, nJ: integer;
begin
    i:=1;
    p:=1;
    nStat:=0;
    //===== очистка =====
    for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
        StringGrid19.Cols[nJ].Clear;
    StringGrid19.RowCount:=2;
    //=====
    StringGrid19.Cells[0,0]:='№';
    StringGrid19.Cells[1,0]:='Відлік';
    StringGrid19.Cells[2,0]:='Значення';
    if OpenFileDialog1.Execute then
        begin
            try
                Application.ProcessMessages;
                AssignFile(f, OpenFileDialog1.FileName);
                Reset(f);
                Label29.Caption:='МС сигналу 2: '+OpenFileDialog1.FileName;
            try
//===== попереднє читання =====
                while Not Eof(f) do
                    begin

```

```

    readln(f,sS);
    nStat:=1;
    for nJ:=1 to length(sS) do
        begin
            sSp:=copy(sS,nJ,1);
            if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
            end;
            inc(p);
        end;
    finally
        CloseFile(f);
    end;
//=====
Reset(f);
n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
ProgressBar1.Max:=n;
Repeat
    case nStat of
        1: begin
            readln(f,xD);
            StringGrid19.Cells[1,i]:= inttostr(i);
            StringGrid19.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
            end;
        2: begin
            readln(f,xD,yD);
            StringGrid19.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
            StringGrid19.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
            end;
    end;
StringGrid19.Cells[0,i]:= inttostr(i);
inc(i);
StringGrid19.RowCount:=StringGrid19.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid19.RowCount:=StringGrid19.RowCount-1;
finally
    CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControll.ActivePageIndex:=4;
end;
(*=====*)
(*===== Visual MS signal 1 =====*)
procedure TMainForm.BitBtn41Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
if StringGrid17.Cells[2,1]<>' ' then
    begin
        MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
        ProgressBar1.Max:=StringGrid17.RowCount-1;
        for nJ:=1 to StringGrid17.RowCount-1 do
            begin
                MySeries1.AddXY(nJ, strtofloat(StringGrid17.Cells[2,nJ]));
                ProgressBar1.Position:=nJ;
            end;
        MySeries1.ParentChart:=Chart1;
        ProgressBar1.Position:=0;
        PageControll.ActivePageIndex:=2;
    end
else
    begin
        MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,

```

```

    [mbOk], 0);
    PageControll1.SetFocus;
    PageControll1.ActivePageIndex:=4;
end;
end;
(*=====*)
(*===== Visual MS signal 1 =====*)
procedure TMainForm.BitBtn43Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
if StringGrid19.Cells[2,1]<>' ' then
begin
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
ProgressBar1.Max:=StringGrid19.RowCount-1;
for nJ:=1 to StringGrid19.RowCount-1 do
begin
MySeries1.AddXY(nJ, strtofloat (StringGrid19.Cells[2,nJ]));
ProgressBar1.Position:=nJ;
end;
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControll1.ActivePageIndex:=2;
end
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
PageControll1.SetFocus;
PageControll1.ActivePageIndex:=4;
end;
end;
(*=====*)

(*===== Obrahynok Cor F vzaennoi =====*)
procedure TMainForm.BitBtn20Click(Sender: TObject);
var iL,nK,iJ,nJ,iCicliv:integer;
rSuml:real;
nTmp,nTrivalistCicly:integer;
begin
If (StringGrid16.Cells[2,1]<>' ')and(StringGrid18.Cells[2,1]<>' ') then //чи є
значення
begin
If (StringGrid17.Cells[2,1]<>' ')and(StringGrid19.Cells[2,1]<>' ') then //чи є
МС
begin
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців = 3 шт.
StringGrid20.Cols[nJ].Clear;
StringGrid20.RowCount:=2;
//=====
StringGrid20.Cells[0,0]:='Відлік 1';
StringGrid20.Cells[1,0]:='Відлік 2';
StringGrid20.Cells[2,0]:='Знач. К.ф.';
//=====
iCicliv:=strtoint(Edit10.Text);
nTrivalistCicly:=StringGrid17.RowCount-1;
ProgressBar1.Max:=nTrivalistCicly;
nTmp:=0;
ShowMessage(inttostr(nTrivalistCicly));
for iL:=1 to nTrivalistCicly do
begin
for iJ:=2 to nTrivalistCicly-1 do
begin

```

```

        rSum1:=0;
        for nK:=0 to iCicliv-1 do
            begin

rSum1:=rSum1+(strtofloat (StringGrid16.Cells[2,iL+nTrivalistCicly*nK]) -
strtofloat (StringGrid17.Cells[2,iL]))

*(strtofloat (StringGrid18.Cells[2,iJ+nTrivalistCicly*nK]) -
strtofloat (StringGrid19.Cells[2,iJ]));
                end;
                StringGrid20.Cells[2,iL+nTmp]:=floattostr((1/(iCicliv-1))*rSum1);
                StringGrid20.Cells[0,iL+nTmp]:=inttostr(iL);
                StringGrid20.Cells[1,iL+nTmp]:=inttostr(iJ);
                StringGrid20.RowCount:=StringGrid20.RowCount+1;
                nTmp:=nTmp+1;
            end;//iJ
            ProgressBar1.Position:=iL;
            nTmp:=nTmp-1;
        end; //iL
        StringGrid20.RowCount:=StringGrid20.RowCount-1;//одна лишня
//=====
        end //чи є MC
    else
        begin
            MessageDlg('Визначить математичне сподівання!', mtWarning,
                [mbOk], 0);
        end;
    end
else
    begin
        MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
            [mbOk], 0);
        PageControl1.SetFocus;
    end;
    ProgressBar1.Position:=0;
    PageControl4.ActivePageIndex:=0;
end;
(*=====*)

(*===== Save Cor F vzaennoi =====*)
procedure TMainForm.BitBtn39Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
s1,s2,s3:string;
begin
    if StringGrid20.Cells[1,1]<>' ' then
        begin
            If SaveDialog1.Execute then
                begin
                    try

SaveDialog1.FileName:=ExtractFilePath(SaveDialog1.FileName)+'Cor_FR_VZ_'+Extract
FileName(SaveDialog1.FileName);
                    AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
                    Rewrite(f);
                    MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid20.RowCount;
                    for nJ:=1 to StringGrid20.RowCount do
                        begin
                            s1:=MainForm.StringGrid20.Cells[0,nJ];
                            s2:=MainForm.StringGrid20.Cells[1,nJ];
                            s3:=MainForm.StringGrid20.Cells[2,nJ];
                            writeln(f,s1,' ',s2,' ',s3 );
                            MainForm.ProgressBar1.Position:=nJ;
                        end;
                    finally

```

```

        CloseFile(f);
    end;
    MainForm.ProgressBar1.Position:=0;
end;
end
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
        [mbOk], 0);
    PageControl4.SetFocus;
    PageControl4.ActivePageIndex:=1;
end;
end;
(*=====*)

(*===== Моделювання Сигналу =====*)
procedure TMainForm.BitBtn29Click(Sender: TObject);
var nJ,nI,nTmp3,nTmp1,nTmp2:integer;
nL,t,i,nTmp4:integer;
begin
if (StringGrid1.Cells[2,1]<>'')and(StringGrid2.Cells[2,1]<>'') then //значення
сигнала
begin
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
StringGrid13.Cols[nJ].Clear;
StringGrid13.RowCount:=2;
//=====
StringGrid13.Cells[0,0]:='№';
StringGrid13.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid13.Cells[2,0]:='Значення';
//=====
i:=1;
MainForm.ProgressBar1.Max:=strtoint(Edit7.Text);
for nI:=1 to strtoint(Edit7.Text) do
begin
for nJ:=1 to strtoint(Edit6.Text) do
begin
nTmp1:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nJ]);
nTmp2:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nJ+1]);
nTmp3:=nTmp2-nTmp1;
nTmp1:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nJ+(nI-1)*(strtoint(Edit6.Text))]);

if nJ+(nI-
1)*(strtoint(Edit6.Text))<>strtoint(Edit6.Text)*strtoint(Edit7.Text) then
nTmp2:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nJ+1+(nI-
1)*(strtoint(Edit6.Text))]);
else nTmp2:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nJ+(nI-
1)*(strtoint(Edit6.Text))]);
MainForm.ProgressBar1.Position:=nI;
for nL:=1 to nTmp4 do
begin
t:=round(nL*nTmp3/nTmp4);
StringGrid13.RowCount:=StringGrid13.RowCount+1;
StringGrid13.Cells[0,i]:=floattostr(i);
StringGrid13.Cells[1,i]:=floattostr(i);//відлік
if t=0 then t:=t+1;
StringGrid13.Cells[2,i]:=StringGrid14.Cells[nJ,t];
i:=i+1;
end;
end;
end;
MainForm.ProgressBar1.Position:=0;

```

```

    StringGrid13.RowCount:=StringGrid13.RowCount-1;
end
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
        [mbOk], 0);
    PageControll1.SetFocus;
    PageControll1.ActivePageIndex:=0;
end;
end;
(*=====*)

(*===== VISUAL ZMODELOVANI =====*)
procedure TMainForm.BitBtn30Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
{ //===== чистка =====
//== чистить навіть коли вкл/викл графік
Chart1.SeriesList.Clear;
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
//=====}
if StringGrid13.Cells[2,1]<>' ' then
begin
    MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
    ProgressBar1.Max:=StringGrid13.RowCount-1; //має бути
    for nJ:=1 to StringGrid13.RowCount-1 do
        begin
            if StringGrid13.Cells[2,nJ]<>' ' then
MySeries1.AddXY(nJ,strtfloat(StringGrid13.Cells[2,nJ]));
                ProgressBar1.Position:=nJ;
            end;
            MySeries1.ParentChart:=Chart1;
            ProgressBar1.Position:=0;
            PageControll1.ActivePageIndex:=2;
        end
    else
        begin
            MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
                [mbOk], 0);
            PageControll1.SetFocus;
            PageControll1.ActivePageIndex:=3;
        end;
end;
(*=====*)
(*===== VISUAL 1 Цикл =====*)
procedure TMainForm.BitBtn31Click(Sender: TObject);
var nJ,nK,nZ,nL:integer;
MySeries1,MySeries2:TLineSeries;
begin
//===== Очистка =====
//== чистить навіть коли вкл/викл графік
Chart2.SeriesList.Clear;
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries2:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries1.ParentChart:=Chart2;
MySeries2.ParentChart:=Chart2;
//=====
if (StringGrid1.Cells[2,1]<>' ')and(StringGrid2.Cells[2,1]<>' ') then //значення
сигналу
    begin
//==== Завантажити в табл. ====

```

```

//===== очистка =====
for nJ:=0 to 5 do //к.-сть стовбців
  StringGrid14.Cols[nJ].Clear;
StringGrid14.RowCount:=2;
StringGrid14.ColCount:=2;
StringGrid14.Cells[0,0]:='№';
//=====
for nK:=1 to strtoint(Edit6.Text) do // к.-сть зон
  begin
    nZ:=1;
    if nK>1 then nL:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK])+1
    else nL:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK]);
    StringGrid14.Cells[nK,0]:='Зона №'+inttostr(nK);
    while nL<=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK+1]) do
      begin
        {if StringGrid14.RowCount<(strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK+1])-
strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK])) then
          StringGrid14.RowCount:=StringGrid14.RowCount+2;
          StringGrid14.RowCount:=nZ+2;
          StringGrid14.Cells[0,nZ]:=inttostr(nZ);//номер
          StringGrid14.Cells[nK,nZ]:=StringGrid1.Cells[2,nL];//значення
          nZ:=nZ+1;
          nL:=nL+1;
        end;
        StringGrid14.ColCount:=StringGrid14.ColCount+1;
      end;
StringGrid14.ColCount:=StringGrid14.ColCount-1;
//===== чистка =====
//== чистить навіть коли вкл/викл графік
Chart2.SeriesList.Clear;
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries1.ParentChart:=Chart2;
//=====
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries2:=TLineSeries.Create( Self );
nJ:=1;
for nK:=1 to strtoint(Edit6.Text) do
  begin
    nZ:=1;
    if nK>1 then nL:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK])+1
    else nL:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK]);
    while nL<=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK+1]) do
      begin
        MySeries1.AddXY(nJ, strtofloat(StringGrid14.Cells[nK,nZ]));
//малюємо
        if
(nL=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK+1])) or (nL=strtoint(StringGrid2.Cells[1,nK]))
then
          begin
            MySeries2.AddXY(nL, 0);
            MySeries2.AddXY(nL, -strtoint(Edit14.Text));
            MySeries2.AddXY(nL, strtoint(Edit14.Text));
            MySeries2.AddXY(nL, 0);
          end;
          nJ:=nJ+1;
          nZ:=nZ+1;
          nL:=nL+1;
        end;
      end;
    end;
    MySeries1.ParentChart:=Chart2;
    MySeries2.ParentChart:=Chart2;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl3.ActivePageIndex:=1;
end

```

```

else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControll1.SetFocus;
  PageControll1.ActivePageIndex:=0;
end;
end;
(*=====*)

(*===== Save змодельований сигнал =====*)
procedure TMainForm.BitBtn32Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
s1,s2:string;
begin
if StringGrid13.Cells[1,1]<>' ' then
begin
  If SaveDialog1.Execute then
  begin
    try
      AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
      Rewrite(f);
      MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid13.RowCount;
      for nJ:=1 to StringGrid13.RowCount do
      begin
        s1:=MainForm.StringGrid13.Cells[1,nJ];
        s2:=MainForm.StringGrid13.Cells[2,nJ];
        writeln(f,s1,' ',s2);
        MainForm.ProgressBar1.Position:=nJ;
      end;
    finally
      CloseFile(f);
    end;
    MainForm.ProgressBar1.Position:=0;
  end;
end
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControll1.SetFocus;
  PageControll1.ActivePageIndex:=3;
end;
end;
end;

```


Фрагмент коду програми спектрального аналізу синхронно зареєстрованих кардіосигналів

```
X31=load('D:\Nayka\МОНОГРАФІЯ_2009\Результати\2012_РЕЗ_ПАТАLog\7_15_GRL_GLL\Cor_FR_VZ_VZ_7_15_2V_V_GRL_GLL.txt'); % завантаження файлу
X3=X31(:,3); %
tx31=X31(:,1); tx32=X31(:,2);
ttx31=(1:1:max(tx31))./max(tx31); ttx32=(1:1:max(tx32)-1)./max(tx32);

msz31=X31(length(X3),1); msz32=length(X3)/msz31; %% макс розмір масиву по
стовпцях і рядках
%msz31=179; msz32=178-1; %%%

obn3=[]; % задає пусту матрицю
for i3=1:msz32:(length(X3)) % задає перебір масиву по відрізках
    xwn3=X3(0+i3:1:msz32-1+i3); % вирізання відрізків
    obn3=[obn3,xwn3]; % складання відрізків в матрицю
end % i3

%obn3=obn3(1:size(obn3,1)-1,1:size(obn3,2)-1);

%obn3=obn3(1:64,1:64); % обмеження розмірності матриці

figure; surf(ttx31,ttx32,obn3); view(15,45); % вивід трьохвимірного графіку в
окремому вікні під кутом

ft3=fft2(obn3); e3=abs(ft3); % двовимірне перетворення Фур'є, його модуль
e3=e3(1:1:size(ft3,1)/2,1:1:size(ft3,2)/2); % обрізання зеркальної четвертини
модуля
re3=real(ft3); % косиносоїдний спектр
re3=re3(1:1:size(ft3,1)/2,1:1:size(ft3,2)/2); % вивід дзеркальної четвертини
косиносоїдного спектру
im3=imag(ft3); % синосоїдний спектр
im3=im3(1:1:size(ft3,1)/2,1:1:size(ft3,2)/2); % вивід дзеркальної четвертини
синосоїдного спектру

mma3=ceil(max([max(max(e3)) max(max(re3)) max(max(im3))])*1.1);
mmi3=ceil(min([min(min(e3)) min(min(re3)) min(min(im3))])*1.1);
mmx3=ceil(size(e3,1)*1.1); mmy3=ceil(size(e3,2)*1.1);

per31=1; per32=2; per33=3; %%% задання координат перерізу

figure; surf(re3); view(15,45); title('Cosine amplitude'); % вивід
трьохвимірного графіку в окремому вікні під кутом
axis([0 mmx3 0 mmy3 mmi3 mma3]);

figure; stem(re3(per31,:), '.'); title(['Pereriz Cos ', num2str(per31)]); % вивід
перерізу
figure; stem(re3(per32,:), '.'); title(['Pereriz Cos ', num2str(per32)]); % вивід
перерізу
figure; stem(re3(per33,:), '.'); title(['Pereriz Cos ', num2str(per33)]); % вивід
перерізу

figure; surf(im3); view(15,45); title('Sine amplitude'); % вивід трьохвимірного
графіку в окремому вікні під кутом
axis([0 mmx3 0 mmy3 mmi3 mma3]);

figure; stem(im3(per31,:), '.'); title(['Pereriz Sin ', num2str(per31)]); % вивід
перерізу
figure; stem(im3(per32,:), '.'); title(['Pereriz Sin ', num2str(per32)]); % вивід
перерізу
figure; stem(im3(per33,:), '.'); title(['Pereriz Sin ', num2str(per33)]); % вивід
перерізу
```

```

Y3=ifft2(ft3); % зворотнє двовимірне перетворення Фур'є
figure; surf(ttx31,ttx32,Y3); view(15,45); title('Regenerated signal'); % вивід
трьохвимірного графіку в окремому вікні під кутом

a3=abs(Y3-obn3); % обчислення помилок
m3=sum(sum(a3))/(size(a3,1)*size(a3,2)); % Mean error
d3=sqrt(sum(sum((a3).^2))/(size(a3,1)*size(a3,2))); % Mean square error
figure; surf(ttx31,ttx32,a3); view(15,45); title(['Mean error=',num2str(m3),',
Mean square error=',num2str(d3)]);
% вивід трьохвимірного графіку в окремому вікні під кутом з параметрами

%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%% Обнулення середніх компонент %%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%

zsu31=10; %%%%%%%%%%%%%%% кількість компонент, що обнуляються по стовпцях
zsu32=10; %%%%%%%%%%%%%%% кількість компонент, що обнуляються по рядках
mid31=floor(size(ft3,1)/2+1); % пошук середини по стовпцях
mid32=floor(size(ft3,2)/2+1); % пошук середини по рядках
ftz3=ft3;
for i31=mid31-zsu31:1:mid31+zsu31
    ftz3(i31,:)=zeros(1,size(ft3,2)); % обнулення по стовпцях
end % i31
for i32=mid32-zsu32:1:mid32+zsu32
    ftz3(:,i32)=zeros(size(ft3,1),1); % обнулення по рядках
end % i32

ftz3r=ftz3(1:1:size(ft3,1)/2,1:1:size(ft3,2)/2); % вирізання дзеркальної
четвертини
figure; surf(ftz3r); view(15,45); title('FFT0'); % вивід трьохвимірного графіку
в окремому вікні під кутом
axis([0 mmx3 0 mmy3 mmi3 mma3]);

figure; stem(ftz3r(per31,:),'.'); title(['Pereriz FFT0 ',num2str(per31)]); %
вивід перерізу
figure; stem(ftz3r(per32,:),'.'); title(['Pereriz FFT0 ',num2str(per32)]); %
вивід перерізу
figure; stem(ftz3r(per33,:),'.'); title(['Pereriz FFT0 ',num2str(per33)]); %
вивід перерізу

Yz3=ifft2(ftz3); % зворотнє двовимірне перетворення Фур'є
figure; surf(ttx31,ttx32,Yz3); view(15,45); title('Regenerated signal 0'); %
вивід трьохвимірного графіку в окремому вікні під кутом

az3=abs(Yz3-obn3); % обчислення помилок
mz3=sum(sum(az3))/(size(az3,1)*size(az3,2)); % Mean error
dz3=sqrt(sum(sum((az3).^2))/(size(az3,1)*size(az3,2))); % Mean square error
figure; surf(ttx31,ttx32,az3); view(15,45); title(['Mean error=',num2str(mz3),',
Mean square error=',num2str(dz3)]);
% вивід трьохвимірного графіку в окремому вікні під кутом.

```