

ХМЕЛЬНИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет інформаційних технологій

Кафедра телекомунікацій, медійних та інтелектуальних технологій

ДИПЛОМНА РОБОТА

Другий (Магістерський)

Освітній рівень

Галузь знань 17 Електроніка та телекомунікації

Шифр і назва спеціальності

Спеціальність 172 Телекомунікації та радіотехніка

Шифр і назва спеціальності

на тему Радіотехнічний метод вторинної обробки даних
біологічних сенсорів

ДРМТР 202102.01.01

Виконав: студент 2 курсу, група ТР_м-21-1



підпис

О.М. Бабій

Ініціали, прізвище

Керівник: к-т техн. наук, доц.



підпис

О.С. Пивовар

Ініціали, прізвище

До захисту допускаю:

Зав. кафедри: д-р техн. наук, проф.



підпис


С.К. Підченко

Ініціали, прізвище

5 грудня 2022 р.

Хмельницький, 2022

Хмельницький національний університет
Факультет інформаційних технологій
Кафедра телекомунікацій, медійних та інтелектуальних технологій (ТМІТ)
Освітній рівень другий (магістерський)
Галузь знань 17 – Електроніка та телекомунікації
Спеціальність 172 – Телекомунікації та радіотехніка
Освітня-професійна програма Телекомунікації та радіотехніка

ЗАТВЕРДЖУЮ
Зав. кафедрою ТМІТ

С.К. Підченко
« 31 » серпня 2022 р.

ЗАВДАННЯ НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ

Бабію Олегу Миколайовичу

- 1 Тема роботи: Радіотехнічний метод вторинної обробки даних біологічних сенсорів
Керівник роботи Пивовар Олег Сергійович, к.т.н, доцент.
Затверджено наказом по університету від «01» липня 2022р. № 83.
- 2 Строк подання студентом роботи на кафедру: 01.12.2022р.
- 3 Вихідні дані (характеристика об'єкта, умов дослідження та ін.)

Мета роботи: вдосконалення застосування радіотехнічних та нелінійних принципів обробки сигналів для вторинної обробки та візуалізації даних біологічних сенсорів.

Об'єктом дослідження є процеси виявлення параметрів та характеристик біологічних сигналів.

Предметом дослідження є застосування фазових площин для візуалізації сфінгометричних даних.

4. Зміст пояснювальної записки (перелік питань, що їх належить розробити)
1. Аналіз способів отримання біологічних сигналів. 2. Біологічні сигнали та завадова ситуація. 3. Розробка методів радіотехнічної обробки сфінгометричних сигналів. 4. Імітаційне моделювання запропонованих технічних та наукових рішень, критичний аналіз запропонованих досягнень та приклади практичного застосування.

Завдання отримав  О.М. Бабій

Науковий керівник  О.С. Пивовар

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Назва етапів (розділів) дипломної роботи	Строк виконання етапів дипломної роботи	Примітка
1	Вибір тематики	до 3.09.22	обрано
2	Аналіз початкових даних	5.09. 22-14.09. 22	проаналізовано
3	Написання вступу та 1 розділу (аналіз)	15.09. 22-30.09. 22	виконано
4	Написання 2 розділу (аналогії та моделі)	1.10. 22-14.10. 22	виконано
5	Оформлення та подання публікацій	10.10. 22-22.10. 22	подано
6	Написання 3 розділу (розробка моделей)	15.10. 22-30.10. 22	виконано
7	Імітаційне моделювання та аналіз результатів	1.11. 22-14.11. 22	виконано
8	Обробка експериментальних даних, оформлення графічної частини	10.11. 22-22.11. 22	виконано
9	Оформлення текстової частини, доповіді	22.11. 22-30.11. 22	виконано
10	Корекція зауважень, підготовка до захисту	17.11. 22-23.11. 22	враховано
11	Антиплагіат та рецензування (опонування)	22.11. 22-4.12. 22	пройдено
12	Подання готового проекту	4.12. 22	виконано

Студент



Підпис

О.М. Бабій

Ініціали, прізвище

Керівник роботи



Підпис

О.С. Пивовар

Ініціали, прізвище

РЕФЕРАТ

Дипломна робота магістра 2-го курсу гр. ТРм-21-1 Бабія Олега Миколайовича на тему «Радіотехнічний метод вторинної обробки даних біологічних сенсорів» виконана на кафедрі «Телекомунікацій, медійних та інтелектуальних технологій» Хмельницького національного університету у 2022р. Керівник роботи Пивовар Олег Сергійович.

Робота складається із вступу, 4 розділів, висновків по роботі, переліку із 34 джерел посилання та 3 додатків (10 сторінок). Загальний обсяг роботи в якому викладено основний зміст складає 80 сторінок і містить 50 рисунків на 50 сторінках по тексту та 25 аналітичних залежностей. Повний обсяг роботи - 111 сторінок.

Дипломна робота магістра присвячена розробці методу та методик обробки біометричних сенсорів пульсової хвилі людини на фоні ненавмисних завад та спотворень значного рівня через застосування проєктивного способу візуалізації на базі принципів нелінійної обробки сигналів у суттєво нелінійних динамічних системах. Запропоновано ряд методик, що дозволяє поліпшити якість візуалізації процесів кровотоку в людському організмі на основі отриманих реальних даних від групи пацієнтів. Проведений критичний аналіз існуючих методів обробки слабких сигналів. Запропоновано ряд структур для алгоритмів вторинної обробки біологічних сигналів, що використовують радіотехнічні методи та способи комплексного аналізу детермінованих, квазидетермінованих та випадкових процесів. В середовищі Matlab розроблено та представлено програмне забезпечення для вторинної обробки цифрових даних сфінгометричних досліджень пульсової хвилі. Подано рекомендації щодо застосування.

Ключові слова: пульсова хвиля, сфінгометрія, фазовий простір, фазова діаграма.

ABSTRACT

Master's thesis of the 2nd year of the city TRm-21-1 Oleg Mykolayovych Babiya on the topic "Radio engineering method of secondary data processing of biological sensors" was performed at the Department of "Telecommunications, Media and Intellectual Technologies" of Khmelnytskyi National University in 2022. Head of work Pyvovar Oleg Serhiyovych.

The work consists of an introduction, 4 chapters, conclusions on the work, a list of 34 reference sources and 3 appendices (10 pages). The total volume of work in which the main content is laid out is 80 pages and contains 50 figures on 50 pages of text and 15 analytical dependencies. The full volume of work - 111 pages.

The master's thesis is devoted to the development of the method and methods of processing biometric sensors of the human pulse wave against the background of unintentional interference and distortions of a significant level due to the use of a projective method of visualization based on the principles of nonlinear signal processing in significantly nonlinear dynamic systems. A number of techniques have been proposed that allow to improve the quality of visualization of blood flow processes in the human body on the basis of real data obtained from a group of patients. A critical analysis of existing weak signal processing methods was carried out. A number of structures for secondary processing algorithms of biological signals using radio engineering methods and methods of complex analysis of deterministic, quasi-deterministic and random processes are proposed. Software for secondary processing of digital data of pulse wave sphygmometric studies has been developed and presented in the Matlab environment. Application recommendations are provided.

Key words: pulse wave, sphygmometry, phase space, phase diagram.

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ	8
ВСТУП	9
1 МЕДИКО-БІОЛОГІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА БІОСИГНАЛИ	15
1.1 Структура та порядок обробки біомедичних даних	15
1.2 Методи біологічних досліджень	18
1.2.1 Біологічні поля організму	18
1.2.2 Фізичні та хімічні методи біологічних досліджень	19
1.2.3 Схеми медико - біологічних досліджень	21
1.3 Аналіз та оцінювання біоінформації	23
1.3.1 Оцінювання медико-біологічної інформації	23
1.3.2 Порядок опрацювання біозображень	26
2 МЕТОДИ ПОБУДОВИ МОДЕЛЕЙ БІОСИГНАЛІВ	29
2.1 Біосигнали їх параметри та характеристики	29
2.1.1 Серцево-судинні біосигнали та механізми їх утворення	29
2.1.2 Біосигнали нервової системи людини	32
2.2 Радіотехнічні сигнали та їх моделі для застосування в біомедичних дослідженнях	35
2.2.1 Характеристика моделей сигналів за класифікаційними ознаками	35
2.2.2 Формування рівня адекватності моделей біологічних сигналів	39
2.2.3 Формування математичних моделей сигналів	42
2.3 Узагальнений метод вторинної обробки циклічних біосигналів	47
3 РАДІОТЕХНІЧНІ МЕТОДИКИ ОБРОБКИ БІОСИГНАЛІВ ПІД ЧАС ІМІТАЦІЙНОГО МОДЕЛЮВАННЯ	52
3.1 Забезпечення завадостійкості біосигналів радіотехнічними методами	52

	7
3.1.1 Первинна селекція біосигналів.....	52
3.1.2 Синхронне детектування біосигналів.....	56
3.1.3 Зміна спектральної зони обробки.....	57
3.2 Нормування та виявлення біосигналів.....	58
3.2.1 Нормування рівня біосигналів радіотехнічними методами.....	58
3.2.2 Виявлення біосигналів радіотеплолокаційним методом.....	60
3.3 Атракторний метод аналізу та обробки серцевих ритмів.....	61
4 ПРАКТИЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ВТОРИННОЇ ОБРОБКИ ТА ВІЗУАЛІЗАЦІЇ СЕРДЦЕВИХ РИТМІВ.....	66
4.1 Можливості засобів вторинної обробки даних.....	66
4.2 Первинна обробка сфінгометричних даних.....	70
4.2.1 Усування артефактів.....	70
4.2.2 Спектральний аналіз сфінгограм і визначення квазіперіоду.....	71
4.2.3 Гістограма сфінгограми.....	75
4.3 Реконструкція сфінгограми апроксимацією.....	78
4.3.1 Необхідність та суть апроксимації даних сфінгограми.....	78
4.3.2 Застосування сегментації та подвійної апроксимації сфінгометричних даних.....	81
4.4 Фазовий портрет сфінгометричних даних.....	83
4.4.1 Лаг-формування фазового портрету сфінгограми в Matlab.....	83
4.4.2 Інтегро-диференційне формування фазового портрету сфінгограми в Matlab.....	85
ВИСНОВКИ.....	89
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ ПОСЛИЛАННЯ.....	91
ДОДАТОК А.....	96
ДОДАТОК Б.....	102
ДОДАТОК В.....	109

СКРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

- АЧХ – амплітудно-частотна характеристика
АРП – автоматичне регулювання підсилення
БГШ – білий гаусівський шум
БМА – біомедичних аналіз
БМС – біомедичний сигнал
ДПФ – дискретне перетворення Фур'є
КДЗ – квазідетерміновані завада
КПС – квазіперіод сигналу
КОС – кореляційна обробка сигналів
МНК – метод найменших квадратів
НДС – нелінійна динамічна система
ООС – оптимальна обробка сигналів
ОФТ – оптимальний фільтр
ПСГ – періодичний сигнал
СКВ – середньоквадратичне відхилення
СКП – слабкий квазіперіодичний сигнал
СРЦ – серцевий цикл
СРМ –серцевий ритм
СФГ – дані сфігмометричних досліджень (сфігмограма)
СФС – дискретизований сфігмометричних сигнал
ФДР – фазова діаграма
ФНЧ – фільтр низьких частот
ФПР – фазовий простір
ФЧХ – фазочастотна характеристика
ШПЗ – шумоподібні завада
ШПФ – швидке перетворення Фур'є
SNR – відношення сигнал шум або сигнал-завада

ВСТУП

Світова спільнота приділяє на даний час приділяє все більшу і більшу увагу галузі охорони здоров'я. Довготривале підтримання здоров'я людини та є фактично запорукою прогресивного розвитку людства. Саме тому в медичну практику все більш активно впроваджуються найновіші методи та методики в першу чергу пов'язані із цифровими технологіями обробки даних, що суттєво підвищують якість діагностування та лікування патології, створюючи сучасну медичну систему [1-4]].

Біологічним сигналом називають результат фізіологічних процесів у живому організмі фізичний прояв яких придатний для вимірювання і наступної обробки за допомогою електронних пристроїв. Базова мета біосигнальної обробки – виділення медико-біологічної інформації, що характеризує біосигнальні показники для потреб медичної діагностики. Таким чином, процес знаходження діагностичних показників проводиться зважаючи на виміряні параметри та характеристики біосигналів [5,6].

Процес прийняття рішення про наявність в інформаційному потоці необхідних нам біосигналів називають виявленням конкретних біосигнатур. Виявлення біосигнатур утруднюється через супутні завади та спотворення. Процес виявлення реалізується із тим більшим ступенем достовірності, із яким ми наперед знаємо параметри біосигналів, або ступенем їх детермінізму. Чим більше ступінь детермінізму тим більшої адекватності набуває математична модель заданого біосигналу. Детермінована функція опису біосигналів дозволяє нам наперед визначати значення сигналів для довільного відрізка часу [7-11].

Основними завданнями обробки біомедичних сигналів під час медичних досліджень є і залишається вирішення негайних завдань медичної діагностики: наприклад, застосування теорії та практики спектрального аналізу під час виявлення біосигнатур в рамках пошуку частотних параметрів; видалення детермінованих спотворень, таких як мережевих

наведень, вібровпливів, неточностей розташування сенсорів, супутніх шумів, тощо, що проводиться за допомогою застосування аналогових або цифрових фільтрів. Останнім часом широкого застосування під час вторинної обробки біомедичних результатів знайшли технології моделювання та візуалізації представлення ознак, що характеризують біологічні процеси [8-13].

В таких умовах, під час інтерпретації візуалізованих даних медичними фахівцями має велике значення їх кваліфікованість та досвідченість у питаннях прийняття рішень. Загалом, не виключається можливість суб'єктивної оцінки результатів біодосліджень із появою суб'єктивних похибок, що неприпустимо.

На противагу цьому застосування комп'ютеризованої діагностики біологічних даних та біоаналізів візуалізовані дані досліджуються за допомогою адекватної логіки що підкреслює об'єктивні складові інформаційного навантаження, яке припадає на медексперта. У результаті застосування таких комп'ютеризованих експертних систем в діагностиці досягається значне покращення діагностичної точності та достовірності кінцевих результатів, навіть в тих випадках, коли біологічні дослідження проведені фахівцями діагностами із значним практичним досвідом роботи [14-17].

Зазвичай, на початкових етапах аналізу біомедичних сигналів проводиться первинний візуальний біосигнальний аналіз та початкова біосигнальна обробка, а також попередній розрахунок параметрів за отриманими характеристиками біосигналів.

Під час подальшої вторинної обробки найчастіше проводиться візуальний аналіз, під час якого, наприклад, є можливість якісного оцінювання проведення операцій фільтрації вимірних біосигналів та здобуття загальної інформації, що об'єднує окремі вимірювання та характеристики в об'єктивну картину стану організму.

В деяких випадках обробка продовжується, наприклад, в рамках усунування біосигнальних артефактів, проведення апроксимації та інтерполяцій

результатів, усування та апроксимація нееквідистантних станів. Також третинна обробка передбачає застосування великої кількості розрахунків та методів аналізу, що можуть бути досить далекими від біомедичної практики, наприклад, методи хаотичної обробки та динамічних нелінійних розгалужених систем [19-23].

Величезне значення під час останніх етапів обробки біосигналів є процедури візуалізації та підвищення якості комплексного відтворення біосигналів на зображеннях. Процедури візуалізації, як правило, проводяться на прикінцевих етапах обробки біосигналів. Їм передують аналітичні процедури, що полягають у отриманні описової та параметричної інформації про сукупність даних[2-4].

На відміну від аналітичних процедур візуалізація перетворює зображення так, щоб зробити його найбільш інформативним для фахівця - спостерігача або навіть експертної системи, наприклад: пошук відмінностей у двох зображеннях, що отримано в різні ділянки часу; пошук змінних ділянок з метою виявлення сиди та напрямку руху речовин або полів; підвищення контрастності зображення; багатовимірна фільтрація за допомогою швидкого перетворення Фур'є; підкреслення контурів та важливих ділянок об'єктів на зображеннях, тощо [1].

Процедура візуалізації потоків зображень може також застосовуватись, щоб компенсувати природні процеси деградації оригінальних даних, що викликається дефектами носіїв, або фізичними недоліками та спотворенням в системі первинного формування картинки, наприклад, такі, що викликані неоднорідністю штучного освітлення поля зору в електронному мікроскопі.

Процедури візуалізації із підвищенням якості зображення без застосування оптичних систем (в цифровому вигляді) можуть ефективно проводити корекцію зображення за допомогою віртуального цифрового аналога оптичної системи сенсора. Такі системи ретельно розраховують для компенсації спотворень первинної оптичної системи реальної системи спостережень (наприклад, мікроскопі, томографі, тощо)[3].

Подібні цифрові системи візуалізації мають бути інтуїтивно зрозумілими, гнучкими і зручними фахівця із біомедичних досліджень. Така система ймовірний тип вторинної обробки для біодослідника, який використовує, наприклад, електронний томограф як щоденний дослідний інструмент для досліджень різноманітних органів та систем, за умови зміни характеру досліджень, геометрії розташування, навколишніх завади, типу біологічних об'єктів, тощо. Однією із вимог до таких систем реалізація вторинної обробки в реальних ділянках часу, тобто без суттєвої затримки видачі графічної інформації на монітор.

Цікавим є той факт, що сучасні зображення збережені у цифровому вигляді у пам'яті як набір чисел певної розрядності. В такому випадку для набору чисел можливо застосовувати процедури та алгоритми, що зовсім не властиві для природної оптичної обробки (лінзами). Наприклад, формування нейронних споріднених образів, доповнення зображення мітками, визначення екстремумів та інших характерних зон.

Очевидно, що різні напрямки біомедичних досліджень потребують застосування різних методів вторинної обробки зображення, а також висувають різні вимоги до необхідних для їх реалізації програмно - технічних засобів. Отже питання візуалізації під час вторинної обробки є і залишатиметься актуальним завданням і застосування радіотехнічних способів обробки біосигналів представлених в графічній формі є одним із напрямків побудови алгоритмів та пристроїв такої візуалізації.

Метою роботи: вдосконалення застосування радіотехнічних та нелінійних принципів обробки сигналів для вторинної обробки та візуалізації даних біологічних сенсорів.

Для досягнення вказаної мети в слід розв'язати наступні **завдання:**

1. Провести критичний аналіз сучасного стану отримання, обробки та візуалізації біомедичних даних та методів досліджень біологічних полів організму із використанням радіотехнічних принципів обробки сигналів.

2. Провести аналіз методів побудови моделей сигналів сенсорів роботи серцево-судинної системи організму людини, виявити можливість використання радіотехнічних методик для завдань виділення характеристик та параметрів її функціонування.

3. Розробити метод вторинної обробки сигналів сфінгометричних даних для проведення кардіологічних досліджень в умовах реального часу із візуалізацією результатів на фазовій площині.

4. Розробити алгоритм та програмне забезпечення в середовищі Matlab для реалізації запропонованого методу вторинної обробки сфінгометричних сигналів. Провести дослідження роботи методу на основі файлів сигналів сфінгометричних сенсорів реальних людей.

Об'єктом дослідження є процеси виявлення параметрів та характеристик біологічних сигналів.

Предметом дослідження застосування фазових площин для візуалізації сфінгометричних даних.

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Запропоновано метод вторинної обробки даних біологічних сенсорів кровотоку, що полягає у візуалізації часових залежностей роботи серцево-судинної системи людини за допомогою використання радіотехнічних принципів обробки сигналів та фазових площин, що дозволяє оперативно виявляти патології серцевих ритмів в рамках варіабельності параметрів та характеристик первинних біологічних даних на тривалих інтервалах часу із високим рівнем завад.

2. Запропоновано удосконалення методу вторинної обробки даних, що полягає у застосуванні для побудови фазових площин фазових змінних які отримані на основі інтегро-диференційної обробки часових послідовностей зміщених у часі, що дозволяє включити в комплексний аналіз всі вибірки сигналу біологічного процесу та актуалізувати короткотривалі та довготривалі процеси серцевих ритмів на фазовій діаграмі для встановлення більш точного діагнозу патологій кровотоку людини.

Практичне значення одержаних результатів:

1. Встановлено, що потік даних біологічних сенсорів кровотоку людини з точки зору радіотехнічних методів обробки можливо вважати квазідетермінованими коливанням із можливістю застосування властивих таким коливанням методів обробки.

2. Встановлено, що сенсорні засоби отримання цифрових даних подають результати вимірювання у вигляді часових рядів, що в умовах досліджень на значних інтервалах часу утруднюють візуалізацію із боку медичного фахівця із наступними помилками в діагнозі. В медичній практиці проводиться переважно визначення параметрів кровотоку за характерними точками в часовій послідовності, що приводить до втрати інформації яка зберігається інших виборках часової послідовності.

3. Розроблено алгоритм використання радіотехнічних методів статистичного та спектрального аналізу для більш повного використання інформації всіх вибірок часової послідовності даних роботи серця людини в умовах супутніх завад та спотворень.

4. В середовищі Matlab розроблено пакет програм для проведення вторинної обробки сфінгометричних даних пульсових ритмів людини та проведені дослідження його використання на практичних результат часових послідовностей сенсорних даних.

Апробація результатів досліджень. Результати, та технічні ідеї щодо проведених досліджень обговорювались на XVIII міжнародній науково-практичній конференції «Військова освіта і наука: сьогодення і майбутнє» м. Київ 2022 та представлені в тезах доповідей (додаток В).

1 МЕДИКО-БІОЛОГІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА БІОСИГНАЛИ

1.1 Структура та порядок обробки біомедичних даних

Для проведення перших етапів отримання даних біосигналів необхідно розробити відповідну апаратуру аналізу фізичних полів, що досліджуються. Такий вимірювальний комплекс складається із відповідних сенсорів та первинних перетворювачів вимірювальної інформації. Первинна інформація давачів має бути попередньо оброблена для спрощення розуміння медичними фахівцями різних категорій[1-5].

Наприклад, супутні наведення, що додатково посилені флуктуаційними завадами часто-густо маскують надзвичайно клінічно важливу біоінформацію. Крім того, в більшості випадків, людина-оператор не спроможна сприймати результати первинного перетворення біосигналів безпосередньо власними органами відчуття (рис.1).

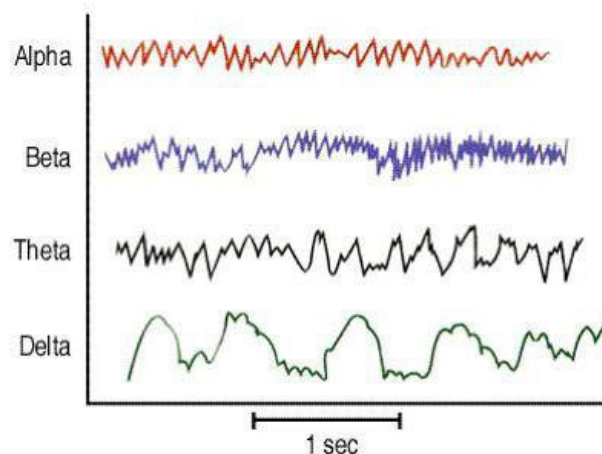


Рисунок 1 – Квазіперіодичні ритми мозку поза зоною відчуття вуха людини в діапазоні наднизьких звукових частот

Наприклад, основні біологічні ритми мозку та серця, що розташовані в діапазоні 1..10Гц, знаходяться значно нижче від частоти відчуття людського

вуха та перетворення таких сигналів безпосередньо в акустичні коливання не є доцільним із точки зору сприйняття даних оператором. Очевидно, що необхідно застосування або перенесення спектру або застосування візуалізації, тобто підключення до аналізу зорової функції людини або інших органів відчуття, що мають ширший поріг чутливості.

В таких умовах медичних досліджень виникають суб'єктивні судження із результатів біодосліджень з боку різних медичних фахівців, що може створити ефект варіабельності даних [1-2], що проявляється в неможливості надійно та достовірно оцінити адекватність результатів первинної обробки біосигналів. Виходячи з цього маємо необхідність у розробці та застосуванні більш сучасних та прогресивних програмно-апаратних комплексів первинної та вторинної обробки із широким застосуванням комп'ютерних та інформаційних технологій, включаючи нейромережі (рис.2).

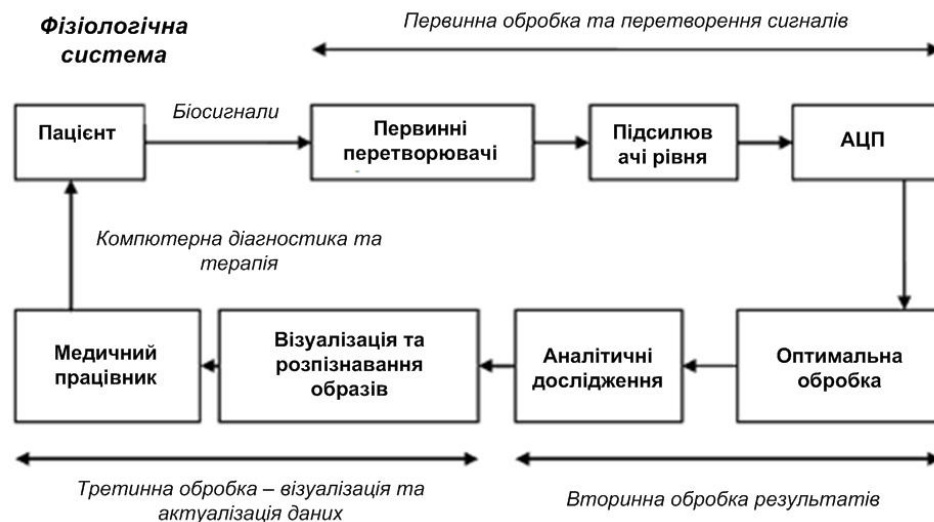


Рисунок 2 – Схема сучасної обробки результатів вимірювань фізіологічної системи організму людини

Представлення досліджуваних біосигналів в цифровому вигляді, дає можливість біомедичним аналітикам ретельніше проходити етапи комп'ютерної обробки для якісного аналізу із врахуванням завдань біологічної діагностики, таких як [1-2]:

1. Накопичення біомедичних даних щодо висновків відносно кількісної та якісної оцінки , а також тлумачення процесів в досліджуваних біосистемах.
2. Виділення діагностичних даних із виявленням у процесі аналізу різноманітних порушень та патології в біосистемах.
3. Моніторинг поточної ситуації із фіксацією інформації про біосистему, що реалізується періодично або безперервно.
4. Управління даними та реалізація модифікаційної поведінки біосистеми на подразники та впливи, що ґрунтується на даних біосенсорів, та подальших етапів перетворення медичної інформації;
5. Представлення та візуалізація результатів, об'єктивний аналіз проведених процедур обробки із метою підтвердження робочих гіпотез, контроль якості лікування під час терапевтичних та хірургічних процедур.

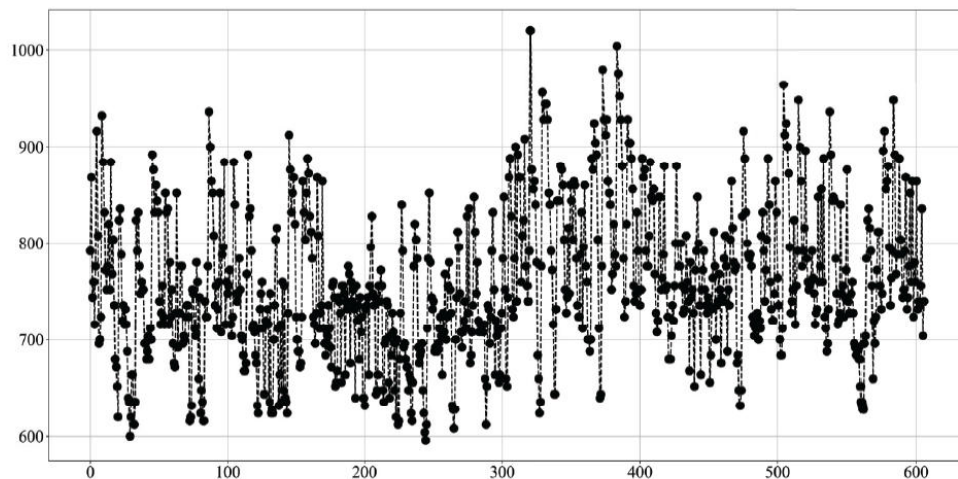


Рисунок 3 – Приклад візуалізації через підсвічування характерних точок цифрової послідовності біомедичних даних

Під час реалізації мети обробки даних саме візуалізація є найважливішою складовою схеми обробки біосигналів (рис.3). Процедури візуалізації в першу чергу полягають у побудові діаграм, графіків, фазових портретів, спектрограм, кольорового виділення, тощо.

1.2 Методи біологічних досліджень

1.2.1 Біологічні поля організму

Функціонуючий в середовищі живий організм через природну організацію та взаємодію із навколишнім світом продукує різноманітні фізичні поля (рис.4). Найбільше практичне значення в медичних дослідженнях належать дослідженню магнітних та електричних полів, що утворюються навколо. Це зручно з практичної точки зору, адже проводити вимірювання та дослідження можливо дистанційно, без втручання в роботу організму[2].

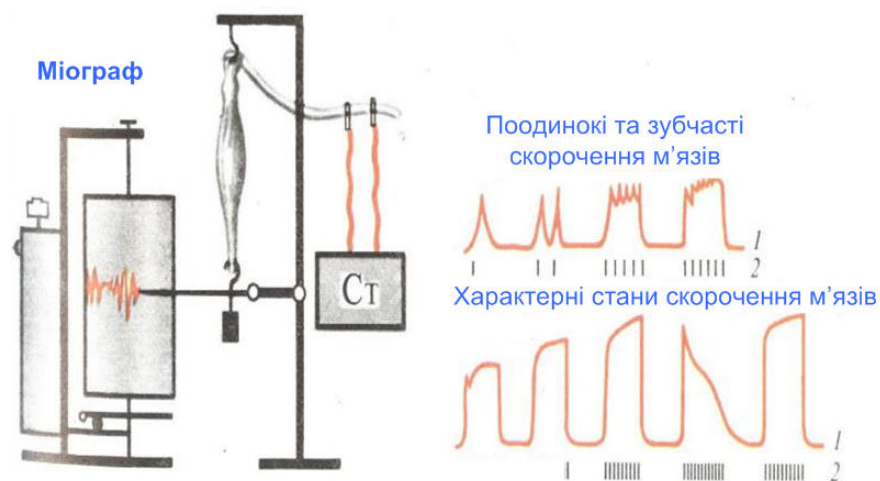


Рисунок 4 – Вимірювання електричних полів м'язових зусиль (міограмама)

Саме тому діагностична медицина під час досліджень біосигналів досягла якісно нового вищого рівня саме завдяки аналітичній роботі з електромагнітними біосигнатурами як вищих так і нижчих організмів. Крім того використовуються також і сигнали що опосередковано відносяться до електромагнітної взаємодії в рамках загальної картини всесвіту. Прикладами використання подібних сигналів для накопичення та аналізу біологічної інформації є сигнали ультразвукових полів, сигнали температурного поля,

м'язові тензосигнали (див. рис.4), акустичні сигнали серцевого биття та шлункової перистальтики, шуми кров'яного руху, тертя суглобів, тощо.

На даний час дуже широкого поширення під час дослідження органів та систем організмів набуло використання ультразвукового дослідження (УЗД), що відноситься до акустичних радіолокаційних методів та має багато спільного із радіотехнічними методами. Також із розвитком технології фіксації інфрачервоних сигналів вдалося досліджувати внутрішні теплові течії під час кровопостачання підшкірними капілярами. Це надає можливості через використання надчутливих інфрачервоних сенсорів здобувати складати температурні поля в хімічну люмінесценцією, що випромінює сигнали у інфрачервоній області радіочастотного та оптичного спектрів [2].

Подібні дані про фізичні поля всередині організму людини можна одержати також за допомогою радіотеплового випромінювання та специфічних випромінювань квазіперіодичних сигналів як то ЕЕГ.

1.2.2 Фізичні та хімічні методи біологічних досліджень

В сучасній медичній практиці розрізняють наступні методи біологічних досліджень, за допомогою яких виявляються порушення та патології в організмі людини та інших вищих біологічних істот. Зазвичай їх поділяють на: фізичні та хімічні. Хімічні методи часто розділяють як хімікоаналітичні і хімікофізичні [1].

Зазвичай за допомогою хімікоаналітичних методик вивчається жива біологічна речовина, а також ті вихідні продукти, що виділяються у результаті життєдіяльності біологічних істот. В таких випадках знайшли широке застосування методи, що практикуються в рамках аналітичної хімії. Отже, можливо сказати, що аналітична хімія, через використання хімічних реакцій вивчає біохімічну структуру, процеси, взаємодію, тощо.

Якщо під час дослідження біологічних речовин вимірювати фізичні параметри, а не проводити хімічні дослідження, то мають справу з фізичними

або хімікофізичними методами і методиками. Зазвичай фізичними методами та їм подібними робляться висновки про структуру біологічної речовини та її властивості. Такі висновки робляться на основі фізичних параметрів, до яких і відносяться електричні параметри, наприклад, опір тіла, кардіограма серця, електроенцефалограма мозку (рис.5), тощо.

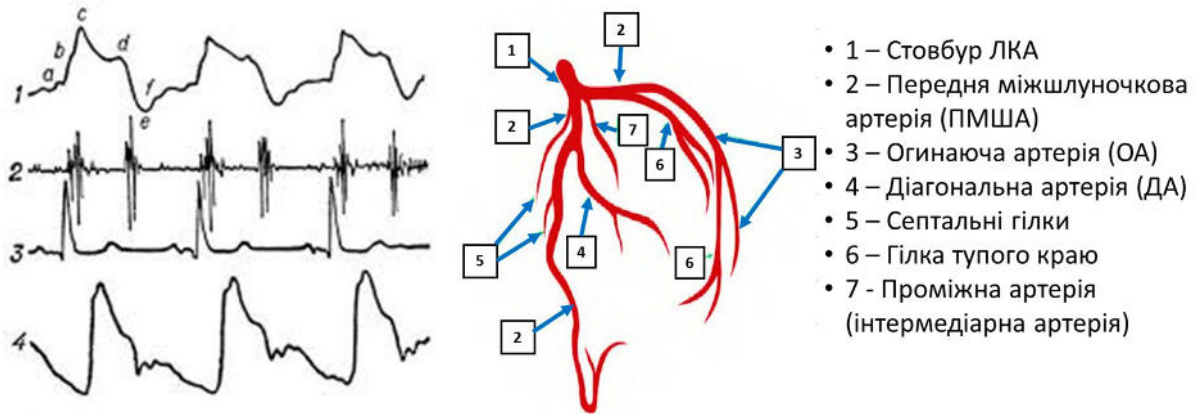


Рисунок 5 – Електричні сигнали електрокардіограми серця як приклад біологічного фізичного поля

Відзначимо відомий практичний факт, що в практичній медицині та біології використання всіх цих методів дослідження організмів відбувається однаково часто. І це насамперед відбувається тому, що подібними методами вивчаються надзвичайно різноманітні аспекти, за якими побудована, існує та функціонує жива матерія у всесвіті. В той же час під час застосування того чи іншого методу реєструється як різна біологічна інформація, так і інформація спорідненого напрямку. Тобто комплексне використання методів, що надають інформацію отриману відмінними один від одного шляхами досліджень, можлива побудова більш об'єктивної картини стану біологічного організму [7].

1.2.3 Схеми медико - біологічних досліджень

Загалом медико-біологічні сигнали мають різноманітну фізичну природу. Саме для реєстрації таких сигналів розроблені сучасні сенсори та вимірювальні перетворювачі, а також методики вимірювань, досліджень та обробки даних.

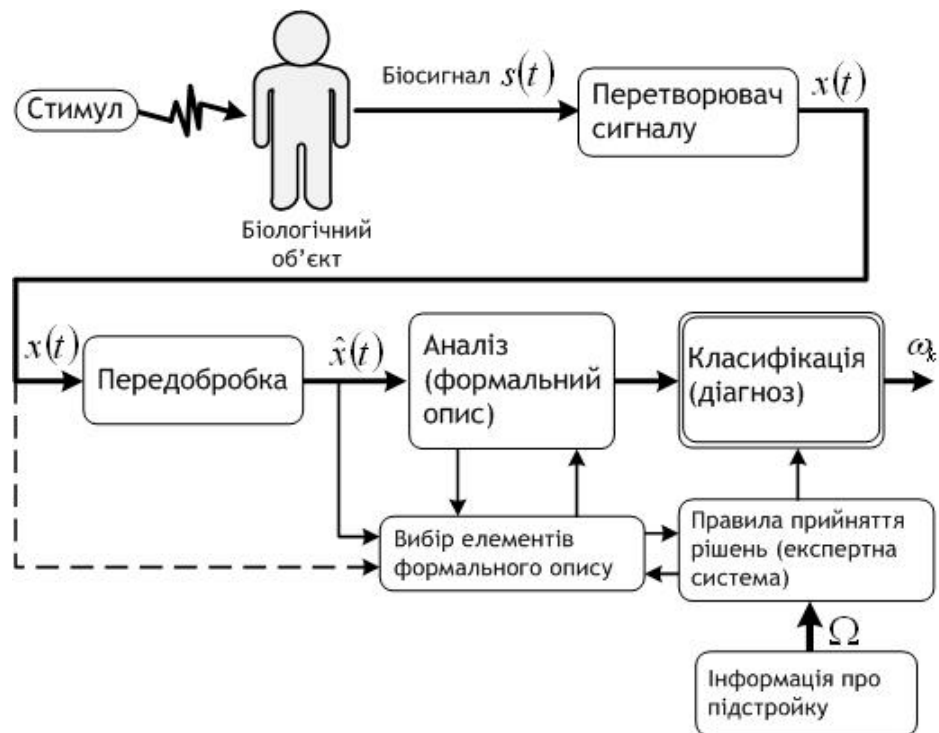


Рисунок 6 – Узагальнена схема проведення біологічних вимірювань із первинною обробкою та аналізом

Біологічні сигнали для сучасної комп'ютерної обробки представляють в електричній цифровій формі, що підлягає подальшій, вторинній обробці, що може застосовувати методи та методики, які безпосередньо не відносяться до біологічних технологій [5,8.11]. Не зважаючи на різноманіття фізичних та хімічних досліджень сам процес вимірювання можливо представити схематично як показано на рис.6.

Відповідно рис.6. первинним для проведення біологічних вимірювань є стимул. Під час появи стимулу продукується певний біологічний сигнал. Далі він перетворюється на вихідне первинне електричне повідомлення, яке в більшості випадків має електричну природу. Ця операція пошуку реакції на стимул реалізується фізико-електричним перетворювачем (рис.7).

Далі інформація про такі біосигнали обробляється для досягнення оптимальних результатів. Наприклад, проводиться анулювання паразитних складових для процесу діагностики та супутніх шумів біосигналу. Це проводиться через малу інтенсивність біологічних сигналів та можливий високий рівень супутніх завад [10]. Подібна вторинна переробка необхідна для усунення можливості встановлення помилкового діагнозу. Таким чином вторинна обробка з математичної точки зору проводить коагуляцію кластерів біосигнатури із метою актуалізації ознак, за якими формується діагноз і подальші дії щодо аналізу реакції на стимули.



Рисунок 7- Схема представлення та обробки біомедичної інформації електричної природи (електричних полів)

Усі одержані із медико-біологічних досліджень аналітичні дані та симптоми реакцій представляють із себе певну багатовекторну сукупність. Це так званий біосиндром. Такий синдром отримують його виходячи з клінічного дослідження захворювання, або з анамнезу.

Отже характерні ознаки стану біологічного організму дослідники розуміють як симптоми і є можливість ототожнювати захворювання пацієнта

з одержаними у результаті вимірювання біологічними синдромами захворювань.

На допомогу медичному фахівцеві в багатьох випадках приходять комп'ютери із потужними програмним забезпеченням [14], що формують інформаційно – діагностичну систему підтримки дослідника, виходячи з того, що визначення стану пацієнта не є однозначними та отримується на основі величезної множини критеріїв.

Звичайно, що схеми обробки, представлені на рис.6,7 є вельми узагальненими та спрощеними. В ній знайшло відображення будова найрізноманітніших реальних систем, що використовуються під час обробки багатовекторних біосигнатур. Первинні сигнали, отримані сенсорами надто слабкі, щоб їх фіксувати для вторинної обробки, тому такі сигнали попередньо підсилюють (див. рис.7), і тільки потім відображають, реєструють та актуалізують подану в них інформацію. Форма сприйняття таких сигналів має бути зручною та доступною для вторинної обробки та прийняття рішень.

1.3 Аналіз та оцінювання біоінформації

1.3.1 Оцінювання медико-біологічної інформації

Вся здобута під час медико-біологічних досліджень інформація про пацієнта поділяється на такі групи: як вербальна на основі опитувань та вимірювальна, що отримується в результаті фізичних або хімічних тестів.

Вербальну інформацію фахівці здобувають через огляд пацієнта без використання додаткового устаткування та вимірювальних пристроїв. В рамках вербального опитування фіксують симптоматичні дані, повідомлені самим пацієнтом. При цьому також, за необхідності додаються відомості з сімейного анамнезу близьких прямих родичів. Все це робиться для

комплексної якісної оцінки стану здоров'я організму в цілому, а також стану окремого органу людського організму [1,3].

Медична вимірювальна інформація, отримується в результаті численних хімікофізичних, хімікоаналітичних та фізичних досліджень за допомогою приладів аналізу полів параметрів, генерованих організмом. Велика проблема обробки вимірювальних біомедичних сигналів полягає у високому рівні складності під час моделювання та вторинної обробки. Тому під час вимірювань приділяється велике значення оцінюванню інформаційної надійності та підсумковим результатам вторинного аналізу.

Під час оцінки встановлюють критерії отриманих результатів що є ймовірностями функціями обробки:

TP – вірно позитивні отримані результати;

TN – вірно негативні отримані результати;

FP – хибно позитивні отримані результати;

FN – хибно негативні отримані результати.

Під час наявності деякої хвороби ймовірність позитивності тестування складає:

$$S_n = \frac{TP}{TP + FN} 100\% \quad (1)$$

Аналогічно можливо знайти протилежний параметр - тестову специфічність, що характеризується як ймовірність негативності тесту за умови наявності хвороби:

$$S_p = \frac{TN}{TN + FP} 100\% \quad (2)$$

Також фахівців цікавить параметр тестової надійності, тобто ймовірність вірної відповіді під час наявності хвороби після проведення вимірювань:

$$S_p = \frac{TP + TN}{TP + TN + FN + FP} 100\% \quad (3)$$

Виходячи із виразу (3) знаходимо значення позитивної точності або ймовірності під час негативності тесту присутності хвороби:

$$S_p = \frac{TP}{TP + FP} 100\% \quad (4)$$

Виходячи з (4) знаходимо негативну надійність результатів, тобто ймовірність під час негативного проходження тесту факту відсутності хвороби:

$$S_p = \frac{TN}{TN + FN} 100\% \quad (5)$$

Слід зазначити, що під час біомедичних досліджень з боку дослідника потрібно ретельно виконувати також етичні медичні критерії, що загалом мають відповідати принципу «не нашкодити». Це торкається в першу чергу формування стимулів зовнішніх тестових полів (магнітного, тензорного, електричного, тощо) [16,22].

За умови додержання таких етичних критеріїв біосигнали мають низький рівень та діють на тлі значного шумового фону. В кінцевому рахунку це призводить до підвищених вимог до тестового та вимірювального устаткування, а також необхідності розробки новітніх методик досліджень і математичних методів вторинної обробки біомедичних сигналів.

1.3.2 Порядок опрацювання біозображень

Якщо результатом роботи біосенсорів є зображення, як під час томографії то першим кроком цифрової обробки є перетворення оптичного біосигналу в форму, яка доступна для збереження в цифровому вигляді. Таке перетворення виконує світлочутлива система, що має назву електронно - оптичний цифровий перетворювач [2]. Зображення формується у вигляді числового потоку, кожне число в якому відповідає яскравості та спектральності світла (рис.8). Реєстрація оптичного зображення відбувається із періодично із певними інтервалами, що дозволяє оцінити динаміку процесу.

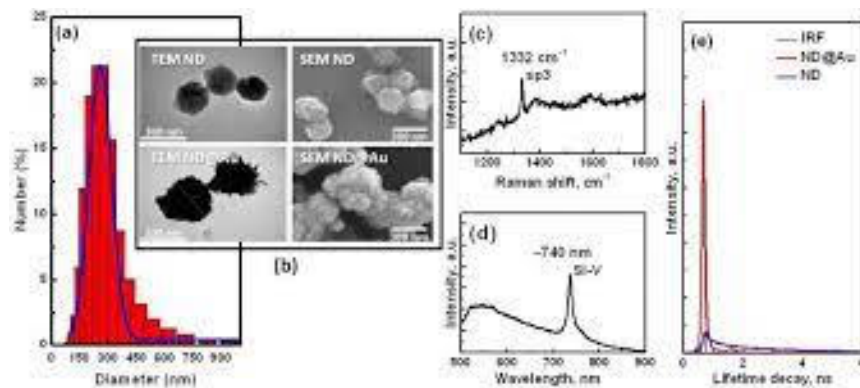


Рисунок 8 – Біозображення клітин людського організму та результати його аналізу

Процес такого перетворення зображення називають оцифровуванням, а збережена цифрова копія первинного оптичного зображення має назву – цифрове зображення. Цифрове зображення – це математична цифрова абстракція представлена у вигляді матриці чисел, із якою можливо проводити математичні дії, наприклад в середовищі Matlab як із вхідними даними.

Серед усіх типів математичних операцій над цифровим зображенням фактично присутні два комплекси дій: аналіз або обробка [23-29]. Аналіз

проводиться із метою виділення елементів зображення, наприклад, кількість клітин у полі зору мікроскопа, діаметр певних елементів. Елементи біозображення фахівці називають характеристиками. Характеристик біозображень може бути безліч та вони суттєво різняться від роду та виду медичних досліджень (рис.9). Аналіз зображень також передбачає процедури виявлення, що споріднені із процедурами виявлення радіосигналів (оптимальні виявники).



Рисунок 9- Обробка біозображення фільтрацією для подальшого обрахування характеристик

Процедура попередньої обробки зображення зазвичай передусе вторинному аналізу. Алгоритми обробки дуже відрізняються за складністю і вимогами до програмно-апаратного комплексу їх реалізації. Найбільш прості процедури обробки зображення реалізовані, щоб істотно підвищити наступну продуктивність і точність візуального (ручного) аналізу, наприклад, підрахунок кількості бактеріальних клітин в чашках Петрі.

Більш складними процедурами аналізу та обробки є процедури, що пов'язані із розпізнаванням образів [30-32]. Вони вимагають складних алгоритмів та програмних засобів, і, крім того, високої кваліфікації операторів. В основному такі процедури вимагають високошвидкісного вимірювання великої кількості різних характеристик біозображення з метою

виділення на їх тлі певних закономірностей та кількісних ознак, що дозволяє провести класифікацію за певними критеріями.

Інтелектуальні системи обробки біозображень, що створюються для проведення складних біоаналізів вимагають високоякісного оцифрування, великого обсягу пам'яті даних та високопродуктивного спеціалізованого процесора або процесорної системи (див.рис.9) для обробки в реальних ділянках часу.

2 МЕТОДИ ПОБУДОВИ МОДЕЛЕЙ БІОСИГНАЛІВ

2.1 Біосигнали їх параметри та характеристики

2.1.1 Серцево-судинні біосигнали та механізми їх утворення

Для того, щоб провідна система кровообігу отримувала поштовх до дії у вигляді імпульсів електричної природи, необхідно, щоб роботою серця керував якийсь ритмічний генератор, що виробляє «тактової» сигнали (рис.10). Такий генератор в біомедицині називають серцевий синусовий вузол Nodus Sinoat Rialas (NSR) [1-3]. Він розташовується на правому боці передсердя та генерує імпульси, що називають синусовими імпульсами.

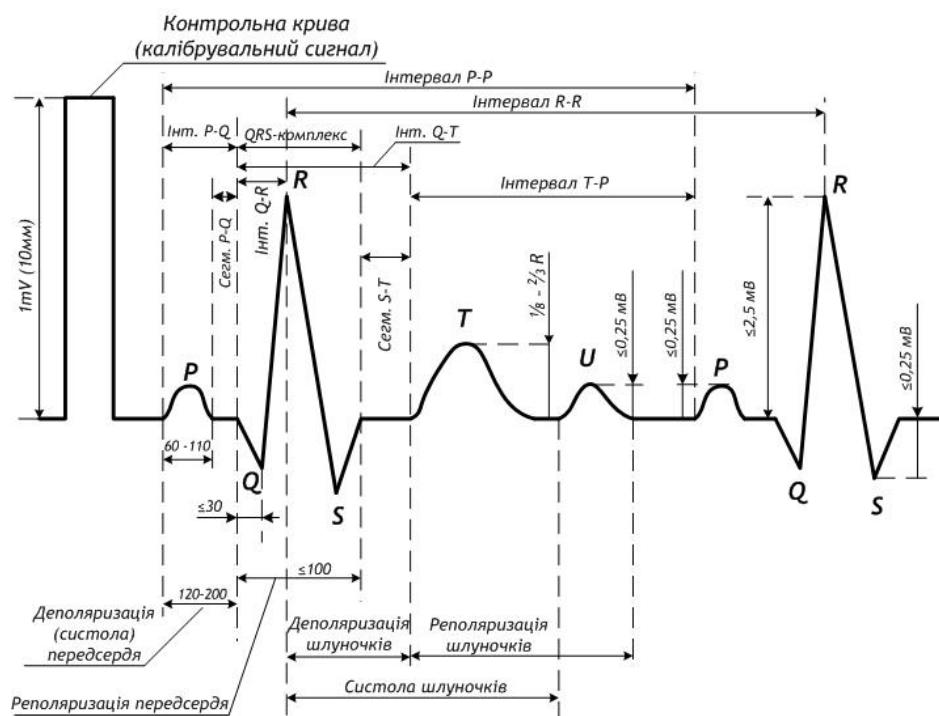


Рисунок 10 – Біосигнали серцево-судинної системи людини на електрокардіограмі та їх типові вторинні параметри та характеристики

Інтервал часу синусних імпульсів для здорових людей відповідає частоті від п'ятидесяти до дев'яноста імпульсів за хвилину, що виробляє NSR та посилає в систему кровообігу. Графічна реєстрація цих процесів

відбувається електрокардіографами (ЕКГ), де фіксується електричне збудження відділів міокарда поблизу біоімпульсних шляхів поширення сигналів (рис.12).

В результаті отримання графічної залежності крива ЕКГ має ряд зростань та спадань у часі, і формує характерні зубці у вертикальній площині, що в медичній термінології мають літерні позначки: R, P, Q, T, S, тощо. Крім зубців на вертикальній площині аналізується також інтервали часу проходження біоімпульсів по різних серцевих ділянках. В процесі інтерпретації та візуалізації первинних даних медичний персонал має знати та пам'ятати параметри налаштування та масштаби відтворення реєструючих сенсорів. Наприклад, на початку роботи із ЕКГ наноситься контрольна лінія чутливості, що відповідає певному масштабу відтворення в одиницях вимірювання напруги (див.рис.11).

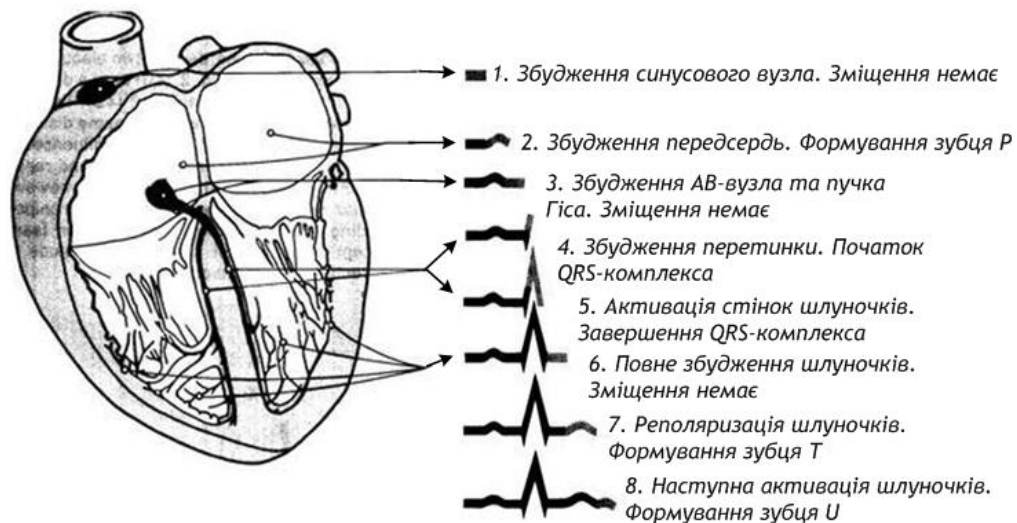


Рисунок 12 – Порядок збудження синусовими ритмами ділянок серця здорової людини під час формування зубців ЕКГ

Під час тривалих попередніх досліджень серцевих ритмів такі процеси ретельно вивчаються та фіксуються їх характерні ознаки [33]. Наприклад, під час поширення по передсерцевій системі, синусовий біоімпульс почергово збуджує її, що візуалізується на ЕКГ як зубець P із інтервалом 60-110 мс. Це

може бути відтворено на механічних графопобудовниках або в електронному вигляді, а потім роздруковане та проаналізоване фахівцем кардіологом.

Поширюючись по атривентрикулярним з'єднанням синусовий імпульс затримується через швидкість хімічних реакцій та електричну затримку, однак прилеглі шари серця в цьому процесі не збуджуються, що призводить до появи на ЕКГ так званої ізоелектричної прямої лінії, або ізолінії, що розташована між зубцями типу Р та Q із інтервалом часу, що позначається як Р-Q інтервал (див.рис.11).

Надалі дія синусового імпульсу охоплює систему серцевих шлуночків, де збуджуються обидва шлуночки та між шлуночкова перетинка. Відтворення цього процесу на ЕКГ фіксується як коливання серцевого шлуночкового комплексу, що носить назву QRS. Процес збудження QRS надалі провокує реполяризаційні механізми, що займають інтервал часу, який позначається на ЕКГ як інтервал S-T із появою зубців типу Т та U.

Таким чином формується серцевий цикл людини із певними параметрами, що слід враховувати під час більш глибокої візуалізації. В цих процесах найбільш значущими є параметри процесу діастолі із інтервалом, що складає 63% серцевого циклу (СЦ) та систолі, що займає решту інтервалу СЦ здорової людини. Початкова фаза систолі, що становить близько 8% СЦ шлуночковий тиск крові нижчий за тиск крові у аорті, що обумовлює відсутність витіснення крові із серцевих шлуночків [1,5,34].

Друга фаза систолі її становить до 31% циклічного ритму серця людини. З боку ссудинної системи організму вени наповнюють кров'ю серце в тому випадку, коли воно знаходиться у стані розслаблення протягом діастолі. Базові складові процесу діастолі фаза наповнення, що складається із фази повільного та фази швидкого наповнення і разом становлять близько 42% СЦ. Проміжні фази складають фази передсистолі (близько 10% СЦ) та фази що позначається як міжсистолічний інтервал, також близько 10% С.Ц.

2.1.2 Біосигнали нервової системи людини

Для процесу життєдіяльності біологічних істот життєво необхідна синхронність роботи усіх органів та систем. Саме це досягається через керування органами з боку мозку та нервової системи людини. За допомогою нервової системи людський організм сприймає зовнішні впливи оточуючого середовища та формує реакції на них[1,2]. Також нервова система представлена нейромережею із можливістю достовірної роботи на протязі тривалого часу, не зважаючи на ураження окремих зв'язків та нейронів. Загалом нервова система підтримує структурну цілісність людського організму забезпечує функціями гомеостазу під час всього життя. Також нервова система відповідальна за творчі дії людини, інтелект і можливість існування в суспільстві.

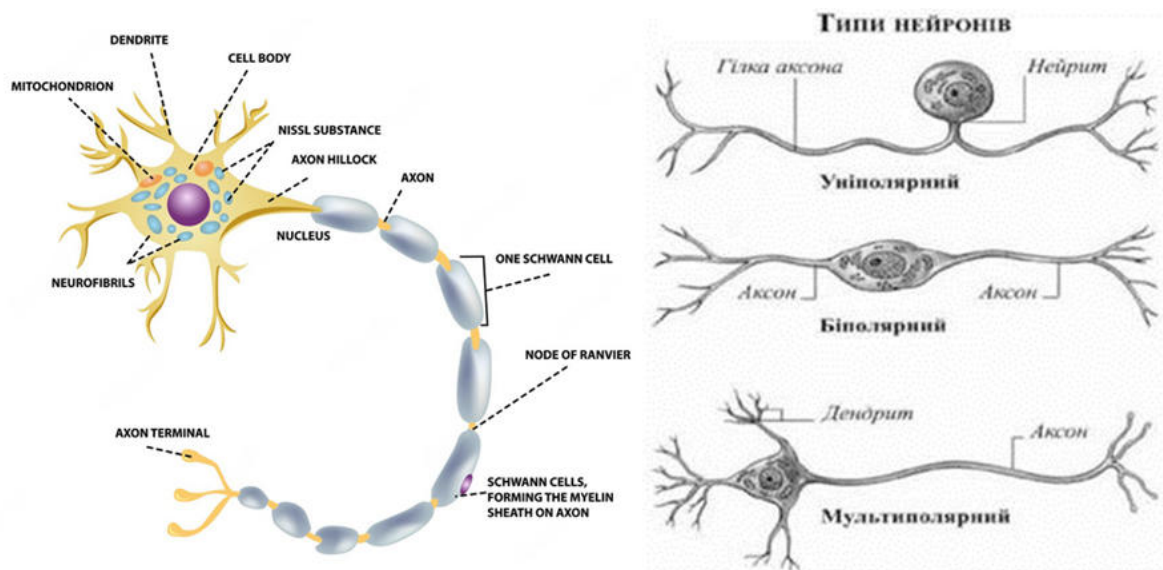


Рисунок 13 – Зовнішній вигляд, структура та типи нейронів

Основною цеглинкою нервової системи є нейрон (рис.13). Завдання добування інформації, переробки різноманітних подразнень та наступної передачі нейроімпульсів до всіляких людських органів та систем саме припадає на нейрони, що мають багато різновидів та найбільш складну структурну клітинну будову. Разом із оточуючими клітинами забезпечення, яких є на порядок більше ніж нейронних клітин, нейрони складають основу

мозку та нервової системи людини створюючи неймережу із недосяжними для моделювання на даний час функціями та можливостями розпочинаючи з керування м'язовими зусиллями та завершуючи процесами найвищого психічного порядку та розуму.

Передача інформації в межах нейрону здійснюється електричними імпульсами із мілівольтними потенціалами (рис.14), а зв'язок між нейронами проходить електрохімічним шляхом через посередництво спеціалізованих хімічних сполук – нейромедіаторів, тому загальна швидкість передачі нервової інформації набагато менша за швидкість світла – декілька сот метрів за секунду.

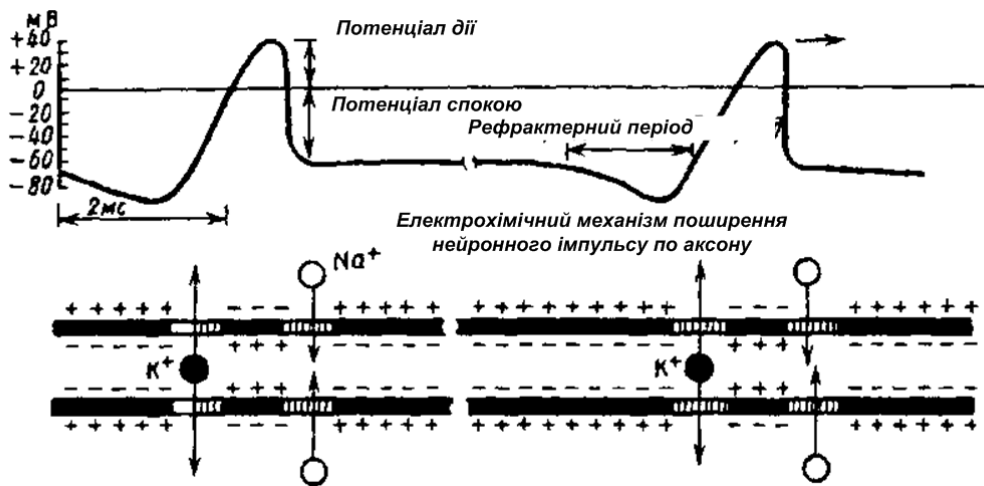


Рисунок 14 – Параметри та механізми поширення нервового імпульсу в організмі людини електрохімічним шляхом

Джерелом енергії нейрону для формування нейроімпульсів є ядро. Нейронні сигнали поширюються через дендрити та аксон (див. рис.13). Нейронні відростки – дендрити називають «нейронними руками», вони являють собою невеличкі та надзвичайно розгалужені відростки клітинного тіла нейрону. Залежно від типу нейрону дендритів може бути більше або менше, вони мають різні розміри та довжину залежно від функціонального навантаження нейронної клітини. Через дендрити нейрон отримує інформацію від інших нейронів, таке інформаційне навантаження дозволяє

існувати розгалуженій нейронній мережі, що виконує функцію зберігання та обробки даних (див.рис.13).

Із структурної точки зору в ядрі нейрону проходить поєднання дії стимулів і відпрацювання реакції на них. Тобто ядро здійснює математичні операції, що можуть бути формалізовані та покладені в основу роботи штучних нейронних мереж. Специфічна функція нейронів вимагає оточення нейронів іншими клітинами для забезпечення підтримання життєвих показників нейрону та нейронної мережі загалом.

Одною і єдиною із найважливіших частин нейронного комплексу складових слід вважати аксон, що виконує функцію вихідного інтерфейсу нейрону для передавання біохімічних сигналів нейронам, а також іншим клітинам тіла людини через так звані термінальні бляшки. Електричні сигнали вздовж нейрону рухаються по оболонці, що утворена складною протеїновою речовиною – мієліном. Мієлін здійснює ізоляцію та захист нейронного каналу аксону, що на біологічному рівні забезпечує найменші втрати сигналу під час поширення по такому каналу зв'язку. Через це потенціал дії практично не зменшується вздовж аксону, довжина якого може сягати до метра. Сам нейрон виробництвом мієліну не займається, цю функцію виконують допоміжні клітини оточення.

У результаті біомедичних мікроскопічних електродинамічних досліджень [2] встановлена величина потенціалу дії нейрону близько 70 мВ через точкове вимірювання електродами різниці потенціалів на зовнішніх та внутрішніх шарах мембран аксона (див. рис.14). Цей потенціал визначає концентрація іонів калію та натрію на зовнішніх та внутрішніх шарах каналу аксону. Механізми поширення сигналів нейроном передбачають стан спокою, що характеризується від'ємним потенціалом спокою близько 80мВ. Між потенціалами спокою та дії розмах імпульсу складає до 120мВ. Нейронні імпульси мають форму близьку до гаусівського імпульсу, який добре відомий у радіотехніці як імпульс із найменшою базою.

Близькість форми імпульсів нейронів до часто використовуваних в радіотехнічних засобах дозволяє активно застосовувати радіотехнічні методи досліджень для моделювання роботи нервової системи та прогнозування її відгуків. Також, аналізуючи та обробляючи дані нейроімпульсів можливо приймати рішення про патології нервової системи та формувати рекомендації щодо лікування хворого.

2.2 Радіотехнічні сигнали та їх моделі для застосування в біомедичних дослідженнях

2.2.1 Характеристика моделей сигналів за класифікаційними ознаками

До нижніх рівнів класифікації періодичних сигналів відносять синусоїдальні і полігармонічні сигнали [24]. Для періодичних сигналів (6) завжди має виконуватись математичне правило періодичності:

$$s(t) = s(t + kT), \quad (6)$$

де k – деяке число із множини цілих чисел;

T – деякий кінцевий діапазон незалежної змінної, що називають періодом.

Синусоїдальні сигнали власне і називаються «синусоїдальними», бо їх модель має в складі гармонічну функцію синуса:

$$s(t) = A \sin(2\pi f_0 t + \varphi), \quad (7)$$

де A, f, φ параметри функціональної залежності, у зміні яких може бути приховане інформаційне повідомлення:

A - амплітуда сигналу;

f_0 - циклічна частота в герцах;

ω_0 - кутова частота, що виражається в радіанах;

φ_0 - початковий кут фазового зсуву, що також прийнято виражати в радіанах (кутових одиницях).

Якщо розглядати спектр синусоїдального сигналу в гармонічному базисі, то його параметри то амплітуда та початкова фаза (всього два параметри) на частоті f_0 за умови деякого значення часу $t = 0$.

Полігармонічні сигнали охоплюють найбільший клас сигналів в радіотехніці, що відносяться до періодичних процесів і описуються наступним доданком синусоїдальних елементарних коливань:

$$s(t) = \sum_{n=0}^N A \sin(2\pi n f_0 t + n\varphi) \quad (8)$$

або у вигляді прямої функціональної залежності

$$s(t) = y(t + kT_p), \quad (9)$$

де T_p – мінімальний інтервал часу у коливанні $y(t)$ між точками, що коливаються в одній фазі, або основний період (квазіперіоду) коливань.

Іноді значення основної частоти (9), що обернене до значення періоду також називають фундаментальною частотою коливань. Таким чином, всі періодичні коливання можливо розглядати як полігармонічні (9), що є сумою синусоїдальних (косинусоїдальних) сигналів але не з кратними, а з різними частотами (квазіполігармонічні сигнали). Через можливість близьких частот у спектрі основний період полігармонічного сигналу (9) може бути нескінченно великий.

Аперіодичні сигнали задаються функціями на обмеженому часовому інтервалі і є основною групою неперіодичних сигналів. В першу чергу до аперіодичних сигналів відносяться поодинокі імпульси, що у випадку біоімпульсів доволі часто мають просту форму і відносяться до сигналів із малою базою (простих сигналів). Спектр аперіодичних сигналів може містити будь-які гармоніки та по суті є неперервним [24].

Підступність математичних моделей полягає в тому, що іноді виникають парадокси, які в реальному житті не зустрічаються, наприклад, сигнали які існують нескінченно довго, або мають мати нескінченно велику енергію, що із практичної точки зору є нісенітницею [25].

По суті справи, усі періодичні сигнали (2) мають нескінченну енергію на нескінченного довгому інтервалі аналізу, хоча мають обмежену амплітуду, тому і для сигналів що мають обмежений енергетичний ресурс має виконуватися умова:

$$M_{2E} = \left\{ s; \int_{-\infty}^{+\infty} |s(t)|^2 dt < \infty \right\}. \quad (10)$$

Цій множині можуть відповідати тільки сигнали, значення яких прямує до нуля якщо аргумент його математичної моделі теж прямує до нуля як додатній так і у від'ємній зоні:

$$\lim_{|t| \rightarrow \infty} \{s(t)\} > 0. \quad (11)$$

До такого типу сигналів відносять аперіодичні коливання, які не мають розривів гладкої функції опису 2-го роду за умови кінцевої кількості розривів гладкої функції 1-го роду.

До сигналів із нескінченною енергією крім періодичних відносять також, періодичні, полігармонічні із розривами математичної функції опису і

особливими точками 2-го роду! Для аналізу сигналів із нескінченною енергією застосовуються спеціальні математичні методи, де обмеження по значенню енергії може задаватися тільки для певного інтервалу аналізу $T = t_1 - t_2$:

$$M_{2E}(T) = \left\{ s; \int_{t_1}^{t_2} |s(t)|^2 dt < \infty \right\}. \quad (12)$$

Деякі науковці виділяють в окремий клас сигнали кінцевої тривалості та називають їх фінітними сигналами, значення функції яких відмінне від нуля на обмеженому інтервалі динамічних аргументів як у (12).

Дуже важливий поділ із позиції використання сигналів в реальних телекомунікаційних системах полягає у відокремленні стаціонарних та нестаціонарних сигналів та завад. Стаціонарними сигналами називають такі сигнали, параметри яких не змінюються із плином часу. Стаціонарними по замовчуванню вважають періодичні і майже періодичні сигнали.

Більшість реальних сигналів зазвичай є нестаціонарними, якщо їх розглядати на достатньо великих інтервалах плин аргументу. Загалом нестаціонарні сигнали можуть містити в спектрах стаціонарні складові. Так, модульовані сигнали телемовлення відносять до нестаціонарних, але мають стаціонарні несівні та піднесівні частоти [24].

Випадковий сигнал відображає фізичне явище або фізичний процес яке під час серії вимірювань параметрів дає різні результати за тих самих умов. Зареєстроване значення під час поодинокого спостереження ніколи не відтворюється повторно і однозначною явною математичною залежністю описане бути не може. Достатньо повний і точний опис випадкових сигналів можна провести тільки після проведення нескінченної кількості спостережень. Випадкові сигнали також можливо поділити на стаціонарні і нестаціонарні. Випадкові стаціонарні коливання зберігають свої

опосереднені статистичні значення (моменти) із плином часу, нестационарні - ні.

Флуктуаційні сигнали або шумоподібні сигнали утворюються під час дії багатьох факторів, які врахувати практично неможливо, а хаотичні сигнали генеруються в результаті внутрішньої нелінійної динаміки розвитку особливого типу систем. Хаотичні сигнали хоча б теоретично можуть бути відтворені однозначно за тих самих умов та математичних засобів, флуктуаційні із практики – ні.

Через застосування «вбудованого» тактового генератора в нейронну систему серця такі сигнали слід вважати квазіперіодичним із домішками флуктуаційних складових, крім того біологічні сигнали із спектральної точки зору слід вважати полі гармонічними сигналами, де присутні до десятка гармонік різної інтенсивності. Саме аналіз цих гармонік дозволяє отримати найбільш змістовні результати вторинної спектральної обробки біосигналів.

2.2.2 Формування рівня адекватності моделей біологічних сигналів

Теорія оптимальної обробки базується на створених математичних моделях фізичних процесів покладених в основи відповідних теорій, із яких генеруються математичні моделі всіх сигналів. Абстрактні математичні моделі сигналів створюють можливості розробникам однозначно передбачати перетворення, тобто змінювати реальне фізичний експеримент математичним моделюванням. Через посередництво математичних моделей виникає можливість висвітлювати найпотрібніші властивості сигналів, не звертаючи увагу на фактично нескінчену кількість інших ознак [26].

Побудова адекватних теоретичних моделей сигналів і дозволяє класифікувати їх за різними ознаками, тобто ми класифікуємо не сигнали, а їх моделі. Наприклад, за можливістю точного прогнозу значень функції опису в довільні моменти часу моделі сигналів поділяють детерміновані і флуктуаційні. Невипадкові (детерміновані) моделі сигналів дозволяють

здійснювати такий прогноз, а флуктуаційні описують сигнал лише в середньому або якісно.

Детермінований сигнал задається однозначною математичною функцією та узагальнено представляється як:

$$s(\dots) = F(t, z, w, \dots, A, B, C \dots) \quad (13)$$

де s – змінна інформативного параметру;

t, z, w , тощо – аргументи, які змінюються незалежно, такі як час, частота, напрямок, тощо;

A, B, C , – параметри сигналу, такі як амплітуда, період, ширина фронту, спектру, тощо.

Для пришвидшення отримання кінцевого результату під час моделювання, модель сигналу мінімізується за кількістю незалежних аргументів, але не втрачаючи адекватності опису. Крім того, невід'ємною частиною використовуваної моделі сигналу є доступний інтервал значень незалежних змінних, тобто область їх визначення за математичною мовою. Також задля оптимізації подальших розрахунків та сприйняття встановлюються типи значень всіх змінних: неперервні, цілі, раціональні, комплексні, тощо.

Під час вирішення завдань радіотехніки[24-26] щодо обробки сигналів за задалегідь визначених умов та заданих моделей середовищ поширення (кабельний зв'язок, космічна радіолокація, внутрішньо апаратурні інтерфейси, тощо) застосовують детерміновані або квазидетерміновані моделі сигналів, що дозволяють швидко отримати результати моделювання. В квазі-(майже) детермінованих моделях, припускається наявність малої випадкової компоненти в параметрах або аргументах, впливом якої часто нехтують, наприклад, природні шуми під час мобільного зв'язку набагато менші за системні завади.

Другий підхід в класифікації сигналів припускає випадковий (флуктуаційний, хаотичний) характер поведінки значень функції опису, де змінні набувають конкретні значення тільки із деякою ймовірністю. Моделі випадкових сигналів складніші, а використовуваних функцій більше, найчастіше, моделювання випадкових сигналів реалізується через встановлення законів розподілу ймовірності або опосереднених параметрів: потужностей, енергії, кореляції, ширини спектру, тощо.

Випадковість в сигналах може обумовлюється двома шляхами:

1) Власною фізичною природою сигналів і ймовірнісним характером їх реєстрації.

2) Складною будовою оточуючого середовища, в яких вони генеруються та поширюються, де результати вимірювань теоретично можливо передбачити, а практично ні.



Рисунок 15 – Верхній рівень класифікації сигналів

Із позицій обробки часто між двома класами не проводилось різниці до останніх десятиріч, натепер, такі сигнали поділяють на флуктуаційні та хаотичні (сигнали детермінованого хаосу). Чітко детермінованих процесів і відповідно моделей в природі не існує, тому під детермінованими насправді розуміють завжди квазидетерміновані моделі, тобто, завжди містять випадкову складову під впливом дестабілізуючих факторів і наперед невідомих чинників середовища поширення.

Отже верхній рівень класифікації (рис.15) складається із двох величезних груп детермінованих та випадкових, подальший поділ на множини що об'єднують сигнали за класифікаційними ознаками наявності періодичності та опису форми їх спектру і формує наступні рівні класифікації.

2.2.3 Формування математичних моделей сигналів

Для побудови деякої теорії слід сформуванати математичну модель сигналу, як абстракцію для подальшого розгляду. Також, сигнали можуть бути об'єктами практичного аналізу тільки в випадку, якщо точно вказано спосіб їх математичного представлення.

Будь яка математична модель абстрагована від фізичної природи появи сигналу і дозволяє адекватно проводити виконувати їх порівняння, класифікацію, синтезувати алгоритми і системи обробки сигналів, тощо. Всі сигнали є багатомірними функціями від різних змінних, але з точки зору математичного опису найбільш часто на практиці сигнали представляються як динамічні функції часу (рис.16).

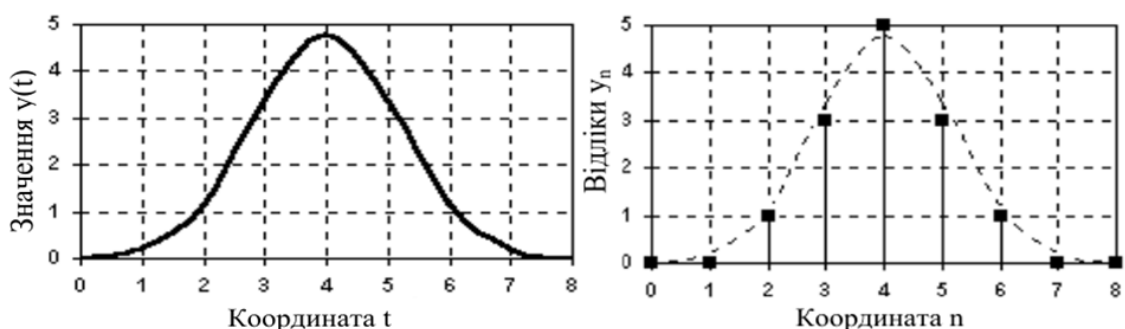


Рисунок 16 – Графічні моделі аналогового(ліворуч) та цифрового квантованого та дискретизованого (праворуч) сигналів

Під час відтворення сигналів на графіку із метою виділення ознак горизонтальною і незалежною координатою є вісь часу, а вертикальною і залежною є вісь миттєвих значень або амплітуд, що дає найбільш поширену

амплітудно-часову графічну математичну модель сигналу (див.рис.16) Подібну форму графічного представлення, а також і математичного опису прийнято називати динамічною формою: як змінюється сигнал із зміною аргументів[24].

Математичні функції, що описують радіотехнічні сигнали в переважній кількості або є дійсними функціями аргументу, або комплексними, нерідко зустрічаються також і функціонали. Вибір певного математичного апарату для опису сигналів в історичній ретроспективі визначався банально зручністю його застосування під час аналізу та обробки сигналів (рис16).

Під час розробок теорії іноді виникає непорозуміння між поняттями функціональної залежності: з одного боку опис у вигляді « $s(t)$ » має на увазі значення математичної функції у момент часу t , а з іншого боку $s(t)$ позначає сам характер і якісні особливості функції, тобто ті правила відповідності значення функції і її аргументів. Це філософське діалектичне поєднання між кількістю та якістю.

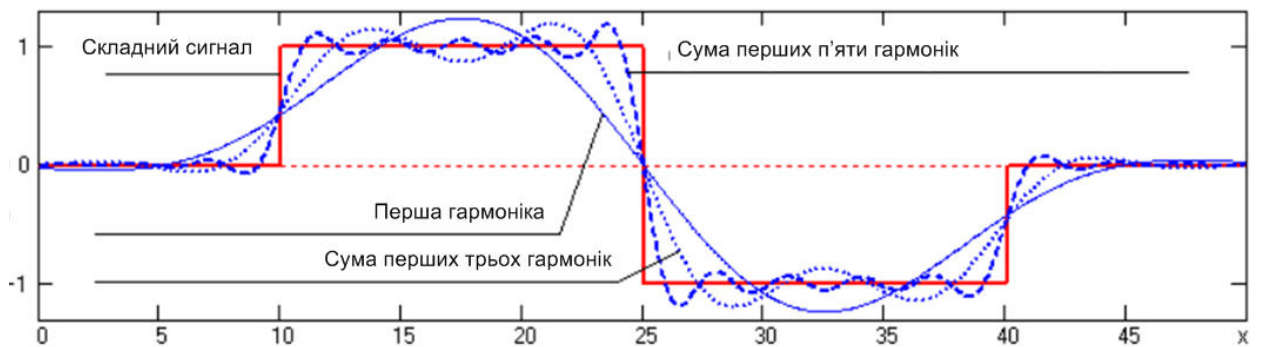


Рисунок 17 – Представлення складного сигналу прямокутної форми через суму простих синусоїдальних коливань (формування спектрального представлення сигналів)

Окрім зазначеного вище динамічного представлення сигналів через функціональні залежності від певних аргументів простору поширення (часу, дальності, напрямків) під час теоретичних досліджень широко застосовується

принцип суперпозиції та представлення одних сигналів через інші, більш прості та традиційні.

Для коагуляції інформаційного насичення сигналу дуже добре поглянути на об'єкт дослідження із «зворотного боку», або через такі перетворення, що дозволяють для опису застосувати «зворотний аргумент» функції математичної моделі сигналу [27].

Зворотним аргументом до динамічного аргументу функції опису сигналу – час, є частота, у рівняння фізичні величини, що описуються такими параметра входять у вигляді оберненої пропорційності, наприклад: $f = 1/T$, де f – частота, а T – період сигналу. Можливість використання частотного представлення пояснюється тим, що сигнали складної форми але які не мають у динамічній моделі розривів другого роду (нескінченостей у точках), можна представити як доданок інших сигналів.

У якості більш простіших сигналів для спектрального представлення найбільш частот виступають синусоїдальні коливання різних частот (див.рис.16), а поєднання цих сигналів для опису складного сигналу реалізується на основі функціоналу Фур'є. Аналітично, розкладання сигналу на синусоїдальні комплектуючі вимагає опису функцій значень амплітуд і початкових фаз синусоїд як неперервні або дискретні функції базового аргументу – частоти. Під час такого розкладення частота вже виступає як динамічний аргумент, а первинний аргумент – час, ніби віртуально приховується.

Сукупність амплітуд синусоїдальних коливань функціоналу Фур'є називають амплітудним спектром (АЧС), а сукупність початкових фаз – фазовим спектром (ФЧС). Вказані спектри два описи одного сигналу і разом утворюють сукупний спектр, що має адекватність опису не гіршу за динамічний опис сигналу у часі. В широкому колі задач, за допомогою спектрального уявлення вдається синтезувати структуру та алгоритми обробки сигналів для завдань виявлення, розрізнення та визначення із більш

високими (або кращими) параметрами та характеристиками за динамічні моделі.

Отже застосування синусоїдальних функцій у функціоналі Фур'є[27] (рис.18) пояснюється простотою математичного опису, обмеженістю значень на всіх інтервалах та простотою побудови ортогонального базису із них, де аргументом є частота. Крім того ці синусоїдальні сигнали зберігають свою динамічну форму під час проходження через будь-які лінійні системи обробки даних із постійними параметрами, тобто під час процесу проходження не змінюється ні частота ні форма синусоїди, може змінитись тільки амплітуда і фаза коливань.

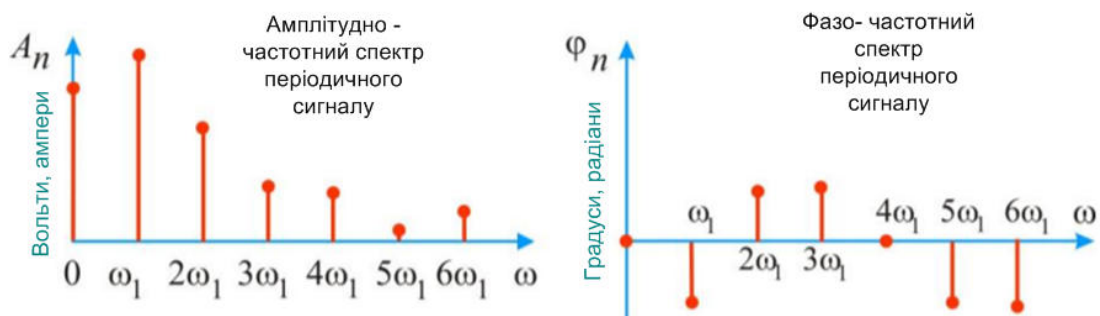


Рисунок 18 – Спектральні характеристики детермінованих сигналів в гармонічному базисі рядів Фур'є

Застосування лінійних перетворень допомагає під час синтезу систем обробки утворити більш передбачувану систему із «надійним» вихідним результатом. Такі перетворення сигналів у лінійних колах описуються диференціальними рівняннями для яких виконується принцип суперпозиції або накладання (рис.19). За цим принципом реакція систем на деякий сигнал, який представлено через доданок простих сигналів, дорівнює сумі реакцій від кожного простого сигналу окремо. І цей факт дозволяє за відомої реакції кола на синусоїдальні коливання різних частот передбачити форму вихідного сигналу системи на будь-який складний сигнал представлений у вигляді гармонічного спектру.

Важливе значення під час формування моделей сигналів має той факт, що для синусоїдальних функцій і їх застосувань в різних галузях техніки розроблено потужний математичний апарат, а також методи комп'ютерного аналізу у вигляді комплексного числення. Що дозволяє будувати виявники сигналів в умовах дії різного роду завад із великою точністю передбачення.



Рисунок 19 – Приклади форм сигналів для різних ортогональних базисів для використання під час спектрального представлення сигналів у вигляді суми сигналів ортогонального базису рядів Фур'є

Для представлення сигналів окрім синусоїдального ряду Фур'є можуть бути застосовані і інші базиси простих сигналів (Уолша, Бесселя, Хаара, Лежандра, Лаггера Чебишева), де як аргументи використовуються не тільки час і частота. Головна умова для застосування таких несинусоїдальних базисів (див.рис.19) – зручність та однозначності кінцевого математичного опису для завдань обробки сигналів із метою інформаційної ідентифікації повідомлень, що вони переносять. Сам використовуваний несинусоїдальний базис має підкорятись умові математичної ідентичності відтворення первинного динамічного сигналу - ортогональності функцій розкладання, або неможливості представлення однієї функції базису через просту лінійну суму інших (лінійна незалежність) [27].

Слід також зазначити, що під час якісного аналізу сигналів також можуть застосовуватися квазіортогональні базиси, або навіть базиси із не ортогональних функцій, головне, щоб вони виявляли необхідні споживачу

характерні особливості прийнятих сигналів, корисні для інтерпретації фізичних процесів, про які сигнали повідомляють під час оптимального виявлення сигналів.

2.3 Узагальнений метод вторинної обробки циклічних біосигналів

Основою методу обробки циклічних сигналів є відомий підхід до аналізу поведінки деякої динамічної системи в просторі фазового стану, що описується кінцевим вектором змінних стану (14). Останнім часом такий підхід до обробки результатів набув широкого розголосу під час аналізу нелінійних динамічних систем із хаотичною поведінкою, що яких власне і відносять системи людського організму [20,23.34]:

$$[Y] = [y_1(t); y_2(t); y_3(t); \dots y_K(t)], \quad (14)$$

де K - розмірність вектора стану.

Можливість подібного розгляду(14) випливає із висновків теореми Флоринса-Такенса, за якими, за певних передумов, можливо організувати реконструкцію атрактора лише за одною змінною, не маючи результатів за іншими змінними.

Суть підходу полягає у заміні невідомих змінних, результатами вимірювання однієї змінної, але зміщеної у часі на деяку величину:

$$[Y_i] = [y_i(t); y_i(t - \tau); y_i(t - 2\tau); \dots y_i(t - (N - 1)\tau)] \quad (15)$$

де $[Y_i]$ - вектор часових залежностей за деякою i -ю змінною;

N – кількість еквідистантних або нееквідистантних ділянок зсуву із квазіпараметром часового зсуву τ для реалізації заміни змінних під час побудови фазової діаграми.

i - порядковий номер змінної обраної для реконструкції атрактора.

Затримку τ під час трансформації вектора стану прийнято називати лаг-перетворення, а параметр N - розмірність вкладення. В більшості випадків розмірність вкладення дорівнює двом. Пропонується збільшити розмірність вкладення до 3 для аналізу серцевих ритмів отриманих через сфігмометричні дані та застосувати еквідистантний лаг перетворення, що дорівнює третині квазіперіоду коливань циклічного процесу серцебиття.

Через обмеження аналізу за допомогою лаг-перетворень запропоновано в якості лаг-фазових змінних використовувати похідні від обраної фазової змінної. В такому випадку вектор для побудови фазової діаграми буде мати вигляд:

$$[Y]^i = [y(t); y^{(1)}(t); y^{(2)}(t); \dots; y^{(N-1)}(t)], \quad (16)$$

де $y^{(N-1)}(t)$ - похідна фазової змінної певного порядку.

Відображення в тільки двох координатах за (1) можливо розглядати як метод аналізу динамічної системи, стани якої описуються такими диференціальними рівняннями:

$$y_2 = y_1^{(1)}, y^{(2)} = F\{y_2, y_1\}, \quad (17)$$

де, $y_1 = x(t)$ - первинна координата системи, рівень тиску на сфігмограмі або амплітуда на ЕКГ, тощо;

$y_2 = \frac{dx(t)}{dt}$ - перша похідна первинної координати динамічної системи;

$F\{y_2, y_1\}$ - деяка нелінійна функція змін в системі (оператор еволюції).

Якщо розділити по частинно рівняння (17) на рівняння (16) то отримаємо співвідношення для опису динамічного процесу в системі:

$$\frac{dy_2}{dy_1} = \frac{F(y_1, y_2)}{y_2}, \quad (18)$$

рішення якого в фазовому просторі складає простий із математичної, але вагомий із фізичної точки зору результат:

$$y_2 = \Psi\{y_1\}. \quad (19)$$

Якщо використати позначення із опису параметрів формули (17) то впливає функція, яка і визначає фазову траєкторію із урахуванням часової динаміки:

$$\frac{dx(t)}{dt} = \Psi\{x(t)\}. \quad (20)$$

Якщо ж розмірність вкладення більше 2, то траєкторію, що описується рівнянням (20) слід розглядати як фазовий портрет на площину перших двох координат (також можливо вибрати будь яку пару координат зручну для візуалізації).

Із радіотехнічної точки зору таке перетворення відповідає повертанню фази на 90 градусів [24], що можливо інтерпретувати як лаг-перетворення на чверть квазіперіоду. В такому випадку для розмірності вкладення, що дорівнює 3 достатньо отримати дві похідні, а реконструкцію атратора

проводити в тривимірному просторі із наступним вибором двовимірної проекції під найбільш інформативним кутом огляду (рис.20).

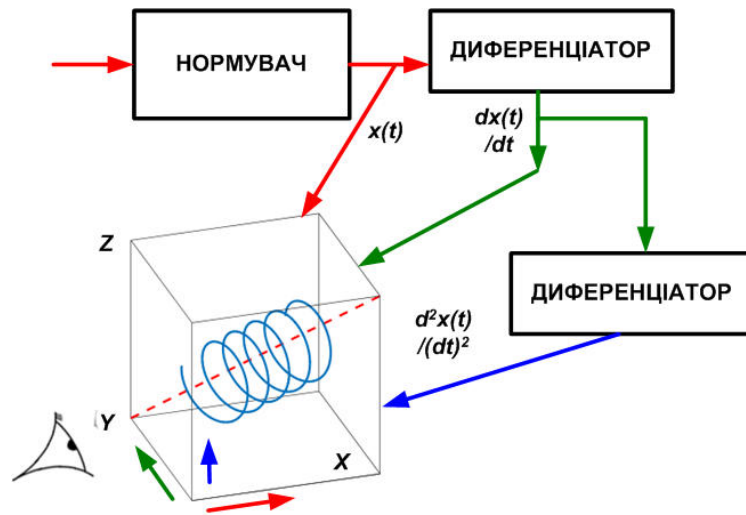


Рисунок 20 – Схема дослідження динамічного циклічного процесу на основі заміни фазових змінних похідною

Діагностична цінність похідної під час такого розгляду не викликає сумнівів, однак процедура обчислення похідної під час дії потужних завад та спотворень реальних вимірювань може сильно спотворити результати, а діагностична цінність може бути втраченою. Подвійне ж чисельне обчислення похідної ще більше спотворює результат. Тому під час формування подібної фазової площини слід проводити проміжні процедури, які не дозволили б спотворювати результати чисельного інтегрування суттєво. Найбільш часто із цією метою використовують апроксимацію даних на квазіінтервалі деякою функцією, найчастіше поліномом [2].

Частково усунути такі проблеми, пов'язані із впливом завад можливо розглядають процес утворення тривимірного фазового портрету із радіотехнічної точки зору.

По-перше, процедуру другого диференціювання слід замінити на процедуру інтегрування. Відомо, що інтегрування в радіотехнічних колах приводить до зміни фази несінусоїдного циклічного коливання на 90 градусів, що

також відповідає лаг-трансформації змінних у багато параметричному динамічному процесі під час реконструкції атрактора.

По-друге, із радіотехнічної точки зору інтегратор є фільтром низьких частот (ФНЧ) та проводить процедуру згладжування та усунення швидких змін, що еквівалентно виділенню ознак, властивих квазіциклам на інтервалах часу, що набагато більше за тривалість квазіциклу.

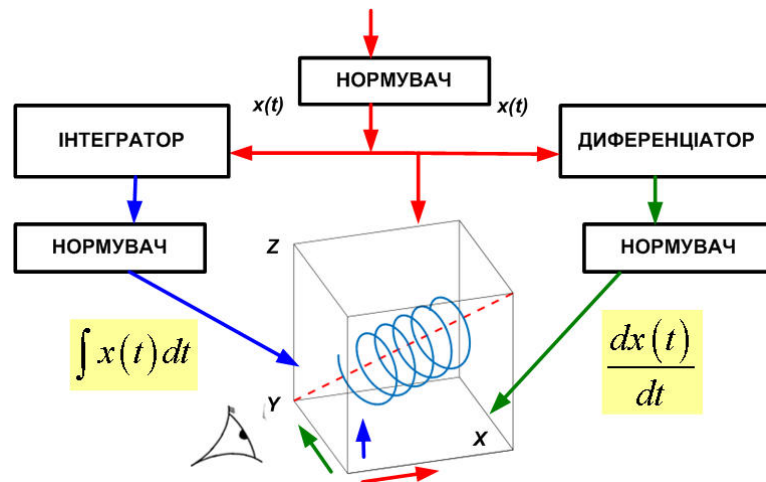


Рисунок 21 – Схема дослідження динамічного циклічного процесу на основі заміни фазових змінних похідною та інтегруванням

По-третє, процедури інтегрування та диференціювання можливо виконувати паралельно та отримані результати виводити в рамках тривимірної фазової діаграми в нормованому вигляді.

По-четверте, через те, що в подібній фазовій діаграмі зосереджена одночасно інформація про форму сигналу, про швидкі зміни в сигналі (диференціювання) та про повільні зміни в сигналі (інтегрування) така форма візуалізації більш повно відтворює особливості біологічних процесів.

По-п'яте, кінцевому користувачу-фахівцеві для розгляду із певного боку таких циклічних процесів достатньо віртуально змінити кут огляду, в результаті чого чітко проявляються клінічні особливості необхідні медичному персоналу для встановлення правильного діагнозу.

3 РАДІОТЕХНІЧНІ МЕТОДИКИ ОБРОБКИ БІОСИГНАЛІВ ПІД ЧАС ІМІТАЦІЙНОГО МОДЕЛЮВАННЯ

3.1 Забезпечення завадостійкості біосигналів радіотехнічними методами

3.1.1 Первинна селекція біосигналів

Біологічні сигнали в своїй більшості, порівняно із супутніми завадами мають менший рівень, тобто відносяться до слабких сигналів. Джерел потужних завад (рис.22) для слабких сигналів під час біологічних вимірювань є велика кількість, наприклад, електромагнітні наведення з боку мережі та інших електронних приладів, електромагнітні випромінювання передавачів усіх типів та марок, природні механічні рухи пацієнта під час вимірювань, недотримання вимог та умов проведення досліджень, тепловий шум, шуми інших органів та систем людини, тощо [2,12].

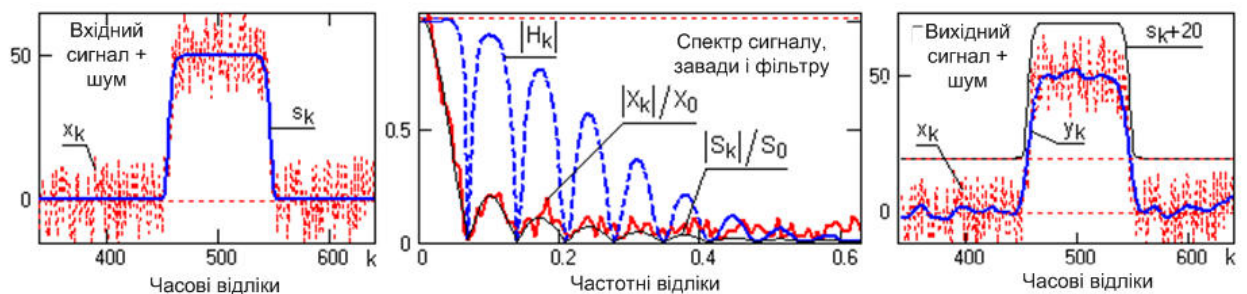


Рисунок 22 – Механізм пригнічення флуктуаційних завад в імпульсному сигналі через застосування оптимальної фільтрації

Результати роботи сенсорів біосигналів представляються у вигляді цифрових рядів та зберігаються у електронній пам'яті. Первинна селекція сигналів переважно відбувається на основі частотної фільтрації полігармонічного біологічного сигналу із метою виділення енергії значущих гармонік.

Завдання частотної фільтрації полягає у виділенні складових спектру корисного сигналу із максимальним пригніченням спектральних ділянок завад. Із радіотехнічної точки зору таке завдання вирішується за допомогою оптимальної обробки. Пристрої які реалізують завдання частотної фільтрації поділяють на узгоджені фільтри та корелятори [24].

Для проектування оптимальних фільтрів (рис.23) необхідні попередньо мати дані про статистичні властивості завад та структуру спектру біосигналів. Механізм оптимальної обробки полягає в тому, що в смузі пропускання фільтра мають попадати максимум спектральних складових або гармонік полігармонічного біосигналу та мінімум спектральних складових завад. В найпростішому випадку в якості фільтра попередньої обробки застосовують фільтр із прямокутною обвідною амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) та лінійною фазо-частотною характеристикою (ФЧХ).

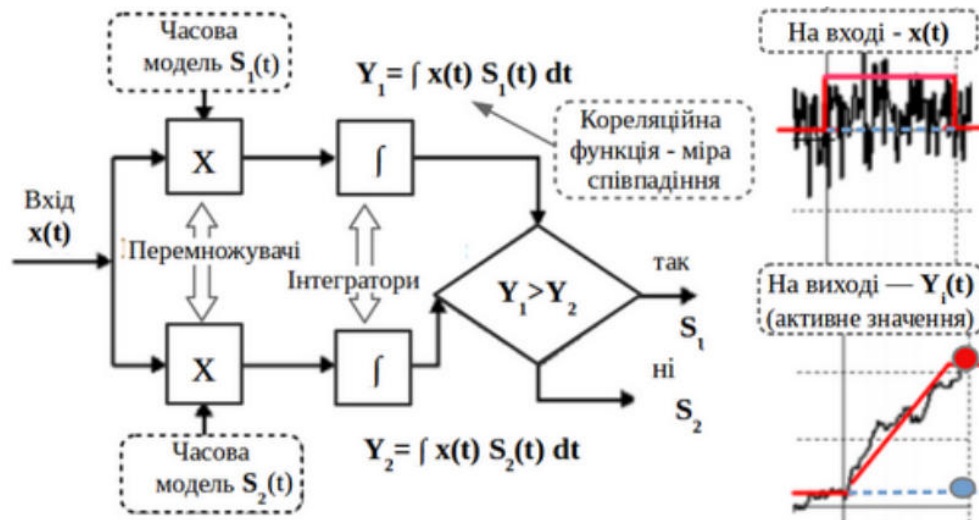


Рисунок 23 – Квадратурний корелятор як лінійний фільтр із пристроєм прийняття рішення

Варіант кореляційної обробки (КОС) біосигналів ґрунтується на факті швидкого зменшення автокореляційної функції (АКФ) флуктуаційних завад (шумів) і стабільності форми АКФ для періодичних та квазіперіодичних сигналів, яким і є біосигнали. Перевагою автокореляційної обробки для

біосигналів є можливість застосування цифрових технологій оброблення АКФ та можливість багаторазової кореляції із виявленням все більш глибоких кореляційних зв'язків (рис.24).

КОС багатьма інженерами вважається одним з найкращих та доступних методів виявлення слабких біологічних сигналів на тлі флуктуаційних завад, що дозволяє робити найбільш достовірні висновки щодо результатів медичної діагностики. Але оптимальна фільтрація відповідає класичному підходу до обробки біосигналів. Останнім часом активно розвиваються методи, що дозволяють отримати результати навіть кращі за класичні в сенсі виділення слабких сигналів на тлі потужних завад. Основою таких методів є динамічні процеси в нелінійних середовищах, в тому числі і нейронних мережах [17].

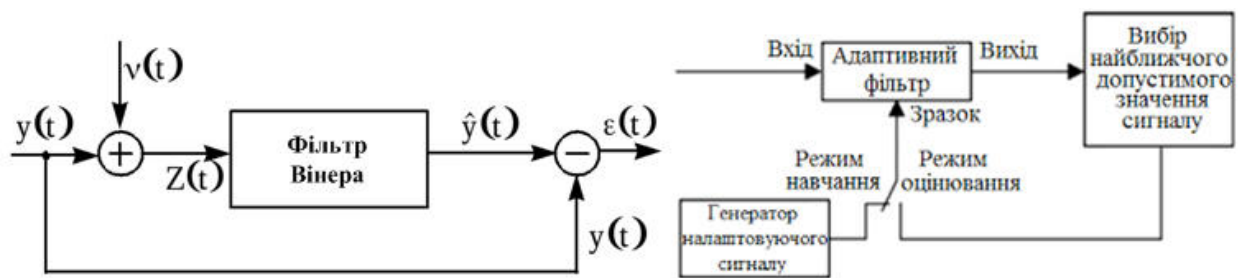


Рисунок 24 – Структура оптимальної фільтрації біосигналів за Вінером (ліворуч) та адаптивної фільтрації (праворуч)

В рамках оптимальної фільтрації з радіотехнічної точки зору існує ряд варіантів, що можливо застосувати для очищення слабких біосигналів від дії флуктуаційних завад [19,24]:

1. Синхронне детектування біосигналів, що враховує квазіперіодичність біосигналів.
2. Фільтрація середнього, яка зосереджується на значущих спектральних складових;
3. Обмежуюча частотна фільтрація, що застосовує фільтри із максимальною прямокутністю.

4. Фільтрація за Вінером, що є формою компенсації флуктуаційного впливу.
5. Адаптивна фільтрація, яка враховує можливу не стаціонарність як завад так і корисного біологічного сигналу.

Для біосигналів серцевих ритмів (ЕЕГ, ЕКГ, СФГ) найбільш придатна обмежуюча частотна фільтрація(рис.25). Це пов'язано з тим фактом, що флуктуаційні шкідливі впливи на біосигнал мають спектр, який набагато ширший за спектр корисного біологічного сигналу. Виділення поза смугових складових флуктуаційного сигналу автоматично зменшує його енергію, а тому і вплив на слабкий біосигнал [24,25].

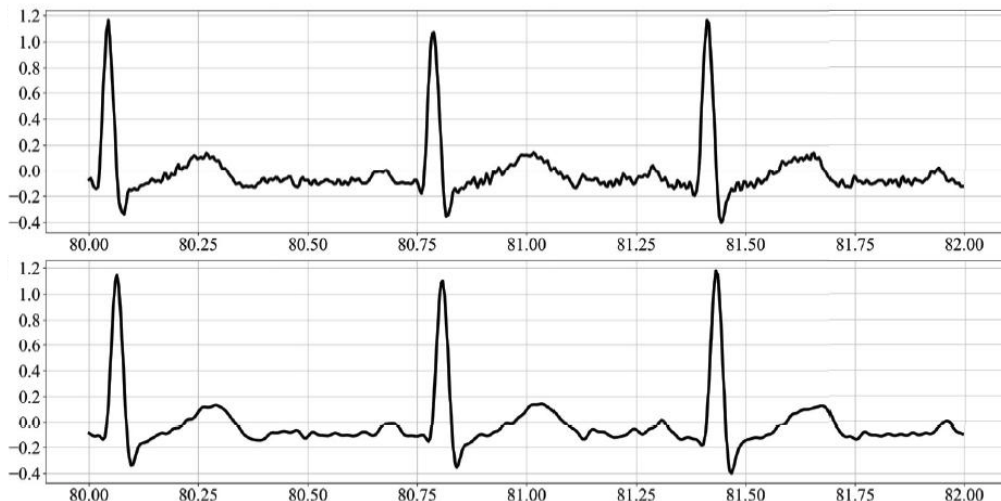


Рисунок 25 – Результат роботи смугової обмежуючої фільтрації біологічних сигналів

З метою стандартизації попередньої фільтрації в медичній практиці зокрема для сигналів ЕКГ приймають діапазон частот пропускання попереднього фільтру від 3 до 65 Гц. Обмеження знизу вводяться через шкідливий вплив можливих механічних переміщень сенсора, наприклад, під час рухів подиху людини. Верхня обмежуюча частота обирається із точки зору впливу супутніх електричних наведень. У медичній практиці не регламентується структура та порядок фільтрів попередньої фільтрації, однак

для сигналів, пов'язаних із серцевими ритмами використовують доволі складні фільтри до 10 порядку.

3.1.2 Синхронне детектування біосигналів

Метод синхронного детектування [25] застосовується в медичній практиці досліджень, коли виникає необхідність зменшити смугу пропускання під час виявлення біосигналів. Основою синхронного детектування (рис.26) є перемноження опорного сигналу та слабкого біосигналу однакових частот. В результаті такого добутку на виході перемножувача отримують різницеву та сумарну частоту.

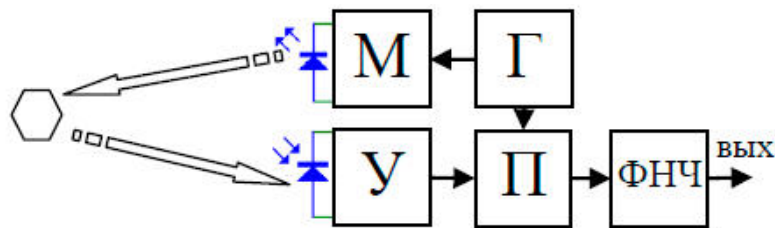


Рисунок 26 – Застосування методу синхронного детектування для досліджень пульсової хвилі інфрачервоним скануванням

Різницева частота розташовується в зоні низкочастотних коливань та може бути виділена фільтром низьких частот (ФНЧ). Також метод синхронного детектування може застосовуватись як елемент зміни частотного діапазону перенесенням спектру. Фактично будь який тип фільтра може бути адекватно представлено на базі синхронного детектора за умови правильного вибору співвідношення між фазами опорного сигналу та сигналу що виділяється.

3.1.3 Зміна спектральної зони обробки

Біосигнали через властивість інерційності процесів, обумовлені функціонуванням нейронної системи людини зосереджені в низькочастотній зоні, та їх із точки зору радіотехнічних методів слід вважати квазідетермінованими процесами із високим рівнем флуктуаційних завад. Для виділення в умовах завад використовують лінійну фільтрацію, яка передбачає встановлення оптимального фільтру в якості первинної системи придушення флуктуаційних негативних впливів [21,25]. В рамках квазіперіодичної моделі сигналів найбільш універсальним є схема квадратурної обробки на основі кореляторів (див. рис.23), що дозволяє програмувати лінійний фільтр на конкретний тип фізичного поля, що досліджується в рамках медичного тестування пацієнта.

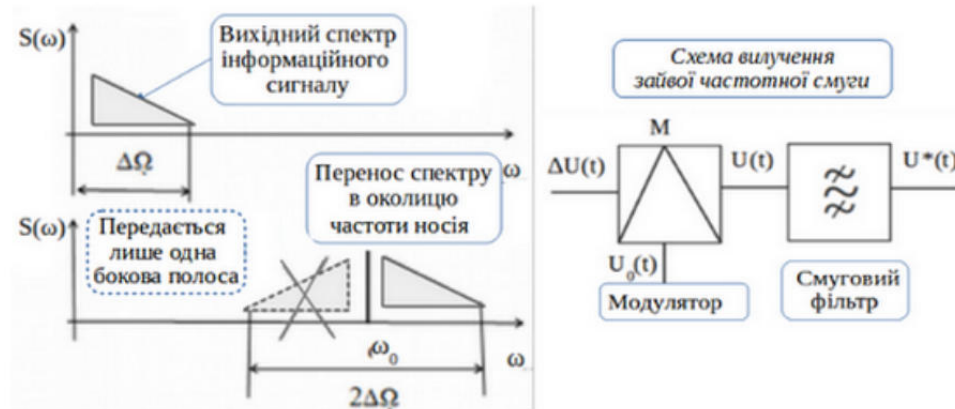


Рисунок 27 – Схема перенесення спектру біомедичного сигналу в інший частотний діапазон для подальших досліджень

Але у деяких випадках реалізація лінійної фільтрації не дає ефект придушення завад або супутніх спотворень від інших систем організму або зовнішніх впливів. Найбільш часто це трапляється у випадку, коли значні завади припадають на ділянки спектру або частоти, що навантаженні суттєвою біомедичною інформацією.

Для вирішення подібних проблем спектр досліджуваних сигналів переноситься в інший, наступний частотний діапазон (рис.27), де таких спотворень вдається уникнути.

Під час перенесення спектру відбувається параметрична або багато параметрична модуляція інформаційного біологічного сигналу. Частотна смуга, яка необхідна для біомедичного аналізу, виділяється смуговим фільтром із високою крутизною. Подібне перетворення відбувається на перших етапах біотестування та відноситься до первинної обробки, що забезпечує реалізацію принципу відлаштування від потужних завад та перехід у «вільний» діапазон частот. Також цей метод дозволяє отримати ряд супутніх переваг, як то забезпечення кращої фільтрації на основі пристроїв функціональної електроніки, що не можуть працювати в діапазоні низьких частот біологічних ритмів людини.

3.2 Нормування та виявлення біосигналів

3.2.1 Нормування рівня біосигналів радіотехнічними методами

В рамках потужного підсилення слабких біосигналів також і підсилюються завади. Для захисту інформації від потужних імпульсних впливів, що можуть виникнути в цей момент пристрої використовують метод обробки, що складається із послідовно встановлених широкосмугового фільтру, обмежувача та вузько смугового фільтру (ШОВ). Такий метод зручно застосовувати саме разом із попереднім методом перенесення спектру [25].

Метод має багато різновидів але основою його полягає в тому, щоб збалансувати співвідношення між широкосмуговим та вузькосмуговим фільтром таким чином, щоб забезпечити максимальне придушення завад із мінімальною втратою енергії сигналу (рис.28).

Головне призначення цього радіотехнічного методу полягає в жорсткому нормуванні рівня вихідного біосигналу, що завдають потужні імпульсні перешкоди. Суттєвим недоліком методу є неможливість врахування не стаціонарності інтенсивності імпульсних широкосмугових завад та відносної енергії вхідного біосигналу, який обробляється вузькосмуговим фільтром. Однак це можливо усунути через застосування схем автоматичного підлаштування із зворотним зв'язком.

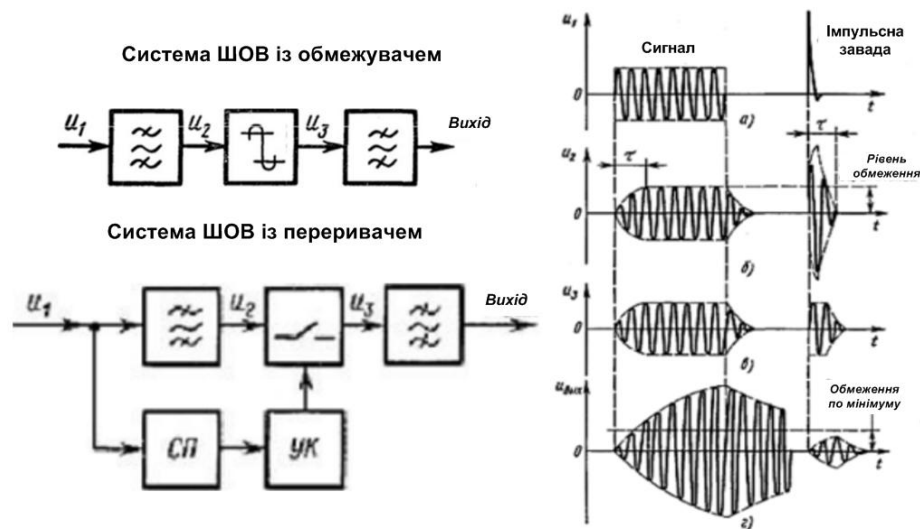
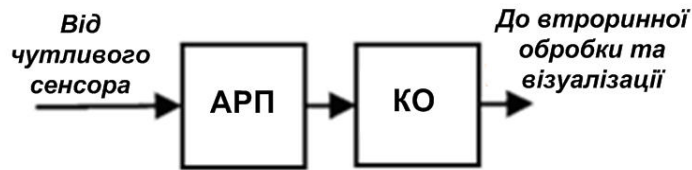


Рисунок 28 – Схема застосування системи ШОВ для захисту біомедичних сигналів від потужних імпульсних завад

Якщо фізична дія стороннього сигналу настільки велика, що може привести до функціонального ураження сенсора (наприклад, дія апарату високовольтної шоквої терапії) то розумно запобігти такому впливу через варіант системи нормування із перериванням (рис.28).

В таких схемах автоматичного регулювання під час подачі біосигналу на пристрої вторинної обробки застосовується блок автоматичного регулювання підсилення (АРП). Автоматичне регулювання підсилення також застосовується вкупі із лінійною фільтрацією або кореляційною обробкою (КО). У такому випадку комплексного застосування (рис.29) значно

зменшується вплив дисперсійних завад, що дозволяє суттєво зменшити кількість помилок у під час кінцевої біомедичної діагностики.



. Рисунок 29 – Схема застосування системи АРП для нормування рівня біомедичних сигналів від потужних імпульсних завад

Робота автоматичного регулювання [24,32] під час підсилення слабких сигналів полягає в ослабленні системою із зворотним зв'язком завад до наперед запланованих величин під час їх раптового збільшення. В такому випадку для знаходження біосигналів фактично буде виділена нормативна зона, що не викликає значного зростання імпульсної напруги завади. Одночасно подібна система автоматичного регулювання зменшує динамічний діапазон в тому числі і для корисних біосигналів.

3.2.2 Виявлення біосигналів радіотеплолокаційним методом

За умови слабких сигналів та потужних завад має сенс попередньо визначити наявність або відсутність сигналу. Це необхідно для підготовки системи вторинної обробки для визначення параметрів та характеристик біосигналів із заданою ступінню достовірності. Серед радіотехнічних методів досягнень такої мети зручно використовувати енергетичні виявники, що застосовуються у випадку невідомості та не стаціонарності рівня завад та сигналів [25].

Структура енергетичного виявника складається із двох інтеграторів, що працюють паралельно (рис. 30). На вхід порогового пристрою у вигляді компаратора К надходить сигнал від віднімача В, віднімач фіксує різницю енергій або потужностей повної енергії вхідної суміші, і енергії, що дещо

нагадує очікуваний сигнал, найбільш корельований із досліджуваним – передбачуваний сигнал.

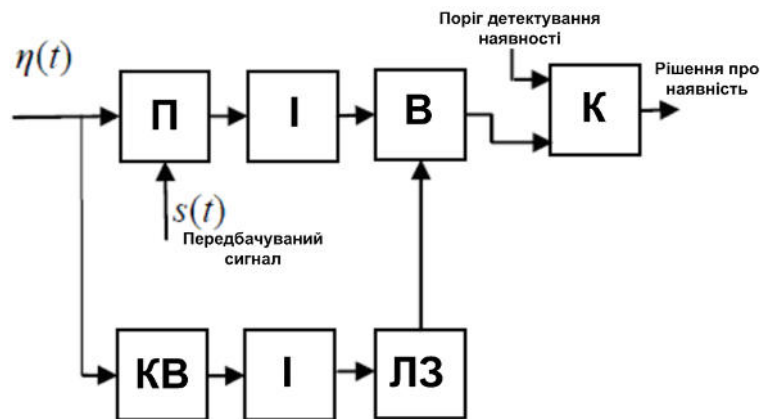


Рисунок 30 - Виявник сигналів серед завад невідомої інтенсивності:

П – перемножувач; І – інтегратор; КВ – квадратор; В – віднімач; ЛЗ – лінія затримки; К - компаратор

Корелятори основного та шумового каналів можуть бути взаємно-оберненими. Тобто можливо очікувати певний сигнал на вході або певну заваду на вході і в результаті проводити компенсацію їх енергій. За допомогою такого виявника можливо визначати наявність сигналу за умов високого рівня завад, але інформація про форму сигналу втрачається.

Застосування подібних схем можливо лише під час первинного налаштування біомедичного устаткування для роботи із біосигналами певних типів.

3.3 Атракторний метод аналізу та обробки серцевих ритмів

Існує ряд методів візуального аналізу форм серцевих ритмів, що передбачають візуалізацію на базі морфологічного аналізу, але вони передбачають певний ступінь первинної обробки даних де частина отриманої сенсорами інформації не використовується або втрачається [2,17,26].

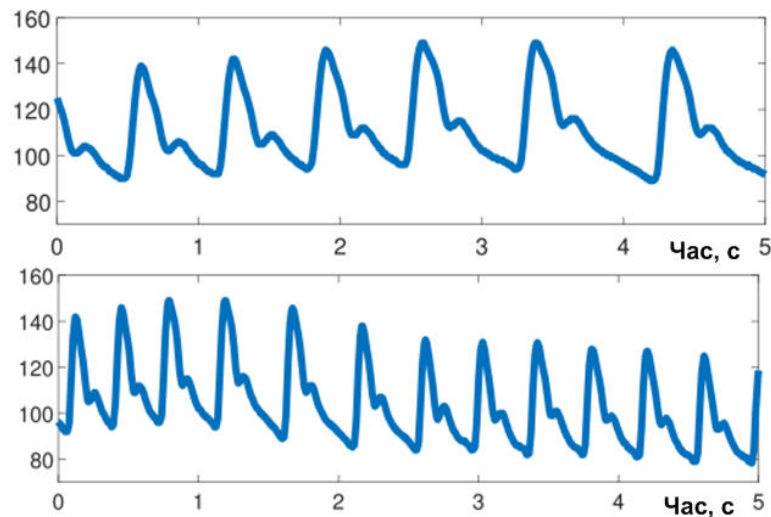


Рисунок 33 – Форма сигналу ритмів серцевого тиску за нормальних (вверху) та екстремальних умов (внизу)

Узальнюючи недоліки відомих методів можливо виділити три групи недосконалостей, представлених нижче.

По-перше. Втрата інформації відбувається під час опосереднення великої кількості оцифрованих даних, що відбивають часову форму. При цьому опосереднюються:

1. Пікове значення із отриманням рівня систолічного тиску.
2. Мінімальне значення із отриманням діастолічного тиску.
3. Потік значень із отриманням середнього артеріального тиску.
4. Висота форми хвилі із отриманням пульсового тиску.
5. Кількість зон пікових значень.

Однак вищевказані усереднені показники ігнорують більшість точок вибірки даних, зосереджуючись лише на верхній і нижній частинах сигналу. Тому вони не надають інформації про проміжні точки форми хвилі, які відповідають формі хвилі[31-34].

По-друге. Зазвичай ми перегледаємо артеріальні дані, відкладаючи їх на часову вісь (дані часових рядів). Таким чином, здатність побачити й описати будь-які зміни у формі та мінливості форми хвилі стає надзвичайно важкою при розгляді протягом тривалих періодів часу (рис. 34). Отже, форму

хвилі можна визначити кількісно, лише зосередившись на короткій ділянці даних із набагато довшого потоку даних. Отже виникає протиріччя між оглядом процесу на тривалих та коротких інтервалах часу.

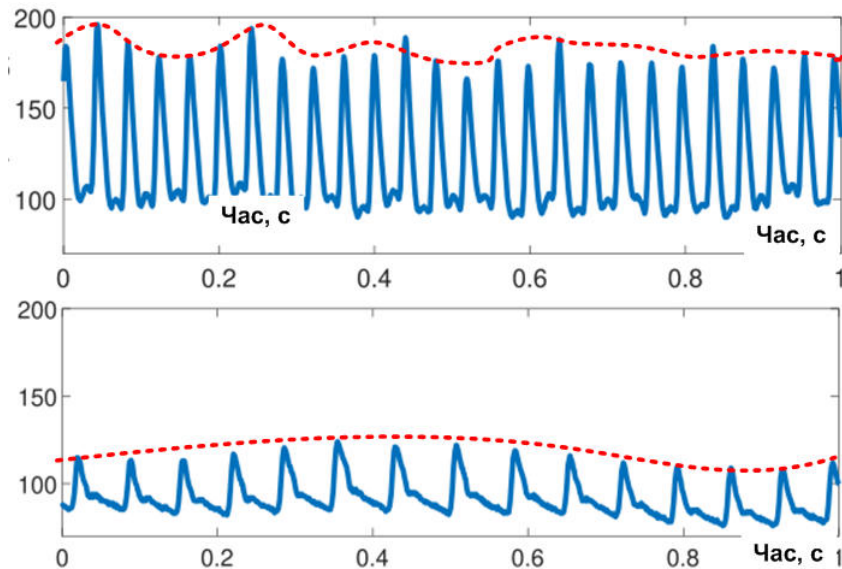


Рисунок 34 – Швидкі та повільні флуктуації рівня циклів сфігмограми під час рухів пацієнта (вверху) та його дихання (внизу)

По-третє. На сигнали ритмів серця накладаються більш повільні сигнали пов'язані із процесом дихання людини, що спричиняє повільний дрейф базової лінії сфігмограми. Такі низькочастотні завади можуть суттєво деформувати результати візуалізації та діагностики на інтервалах часу співмірних із періодом зовнішнього впливу. Паралельно із впливом процесів дихання також виникають інші завади, наприклад, пов'язані із апаратними проблемами встановлення та калібрування сенсорів. Все це може призвести до еквівалентного завищення або заниження середнього артеріального, систолічного, діастолічного чи пульсового тиску з боку оператора.

Для зменшення впливу зазначених вище факторів запропоновано застосувати метод просторового оцінювання показників серцевих ритмів, що полягає у побудові тривимірної фазової діаграми та її аналізу на основі побудованої проєкції під певним кутом зору. Це дозволяє поєднати характеристики пульсової хвилі на коротких та довгих інтервалах часу та

забезпечити більш адекватне діагностування процесів та паталогій серцевого ритму. Також перевагою такого методу діагностування є можливість його застосування до майже всіх квазіперіодичних процесів що протікають в організмі людини.

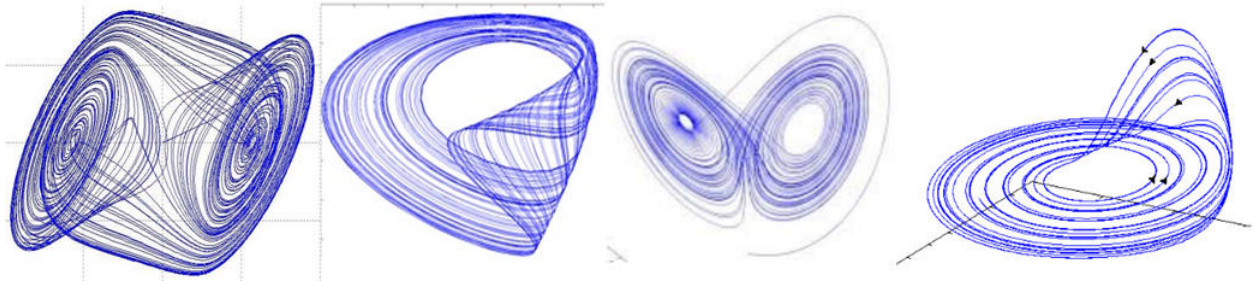


Рисунок 35 – Форми проєкцій атракторів тривимірних фазових діаграм хаотичних режимів нелінійних динамічних систем

Ідеєю методу є застосування фазових діаграм (рис.35) для візуалізації одновимірної залежності пульсової хвилі. Фазові діаграми широко застосовуються для комплексного інваріантного до часу дослідження загальної динаміки розвитку процесів у суттєво нелінійних системах, де за їх допомогою виявляють такі явища як атракція, біфуркація, самоподібність, тощо. Робота серцево-судинної системи організму людини також часто розглядається із боку теорії нелінійних динамічних систем, тому використання принципів обробки сигналів нелінійних динамічних систем є слушним для побудови методів діагностики еквівалентних процесів в організмі людини.

Суть методу полягає у застосуванні способу візуалізації який взятий із методик аналізу нелінійних динамічних систем на основі реконструкції атрактору. Власне реконструкція полягає у отриманні додаткових даних для відтворення фігури у тривимірній площині. Для цього первинних сигнал серцевих ритмів зміщується у часі на величину третини квазіперіоду коливань і дві третини квазіперіоду коливань. Отримані три залежності використовуються як значення рівнів по додатковим двом координат фазової площини (рис.36). Надалі тривимірна фазова діаграма обертається навколо

центру по всім координатам таким чином, щоб забезпечити найбільш інформативне уявлення про біологічні процеси поширення кровотоку людини.

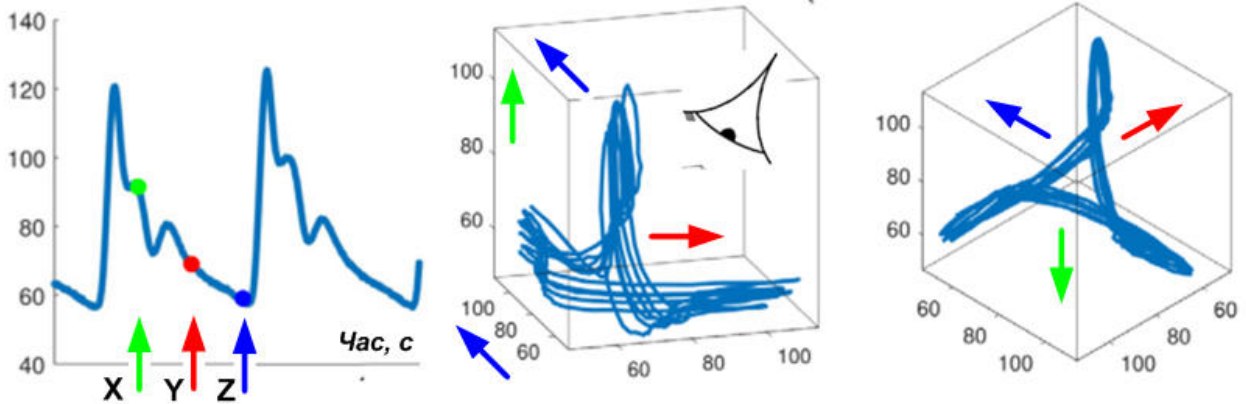


Рисунок 36 – Пояснення щодо суті атракторного методу візуалізації часових діаграм серцевих ритмів людини

Таким чином представлений метод діагностики поєднує розгляд форми сигналів із квазіперіодом із математичної точки зору з внутрішньою фізіологією роботи серцево-судинної системи людини і дозволяє кількісно оцінити та встановити велику кількість морфологічних характеристик квазіперіодичних характеристик та їх варіабельність.

Під час діагностики медичному фахівцеві не потрібно додатково обробляти первинні дані, отже метод є стійким до зміщення середніх ліній кривих, а отримані числові послідовності серцевої діяльності повністю використовуються, за винятком деяких нефізіологічних артефактів. Отже всі дані сенсорів із точки зору візуалізації розташовуються у межах просторового кубу фіксованого розміру, що дозволяє кількісно встановити зміни форми і характеру сигналів за тривалий період часу.

Методика реконструкції атрактора біоритмів інваріантна до зміщень рівня кров'яного тиску, тому дрейф базової лінії сфігмограми легко візуально усувається. Програмне забезпечення, розроблене для цього методу легко трансформується для інших квазіперіодичних сигналів, наприклад для сигналів пульсометрії, ЕКГ, тощо.

4 ПРАКТИКТИЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ВТОРИННОЇ ОБРОБКИ ТА ВІЗУАЛІЗАЦІЇ СЕРДЦЕВИХ РИТМІВ

4.1 Можливості засобів вторинної обробки даних

Маючи часовий графік зміни даних сенсорів біосигналів за допомогою цифрових засобів обробки та імітаційного моделювання можливо виділення багатьох миттєвих та опосереднених за різними алгоритмами параметрів: амплітуди, фазового стану, частотного ресурсу, швидкостей та прискорень зміни процесів, тощо. Форма математичного опису вторинної обробки фактично є часовим рядом, що перетворюється за допомогою різних розглянутих вище алгоритмів в інші різні ряди, зручні для візуалізації медичним фахівцем в тій чи іншій галузі.

Щоб вирішувати ці та інші подібні завдання застосовуються як спеціалізовані та і універсальні комплекси та пакети прикладних програм, де багато із вказаних вище процедур вже представлено у вигляді відпрацьованих субмодулів із оптимізованими алгоритмами та потужним контролем стану вирішення проблеми під час появи помилок.

Серед універсальних систем із часової обробки біосигналів, в першу чергу таких, що торкаються серцевих ритмів людини, з багатьох подібних систем автоматизованої обробки (САО) на нашу думку найліпше підходить універсальна система Matlab, що представлена та підтримана провідною фірмою із розробки універсального математичного забезпечення - MathWorks.

Надпотужний комплекс комп'ютерних обрахунків MATLAB має у своєму складі такі вбудовані компоненти як середовище Matlab, систему імітаційного моделювання процесів Simulink, пакети субмодулів Toolbox та Blockset (рис.37). Ядром універсальної САПР MATLAB вважають компонент Matlab, решта компонентів можуть додаватись та модифікуватись окремо. Компонент Simulink фактично являє з себе розширення Matlab для блокового

імітаційного моделювання. Взаємодія між компонентами здійснюється або через файлову структуру, або через спільне поле параметрів.

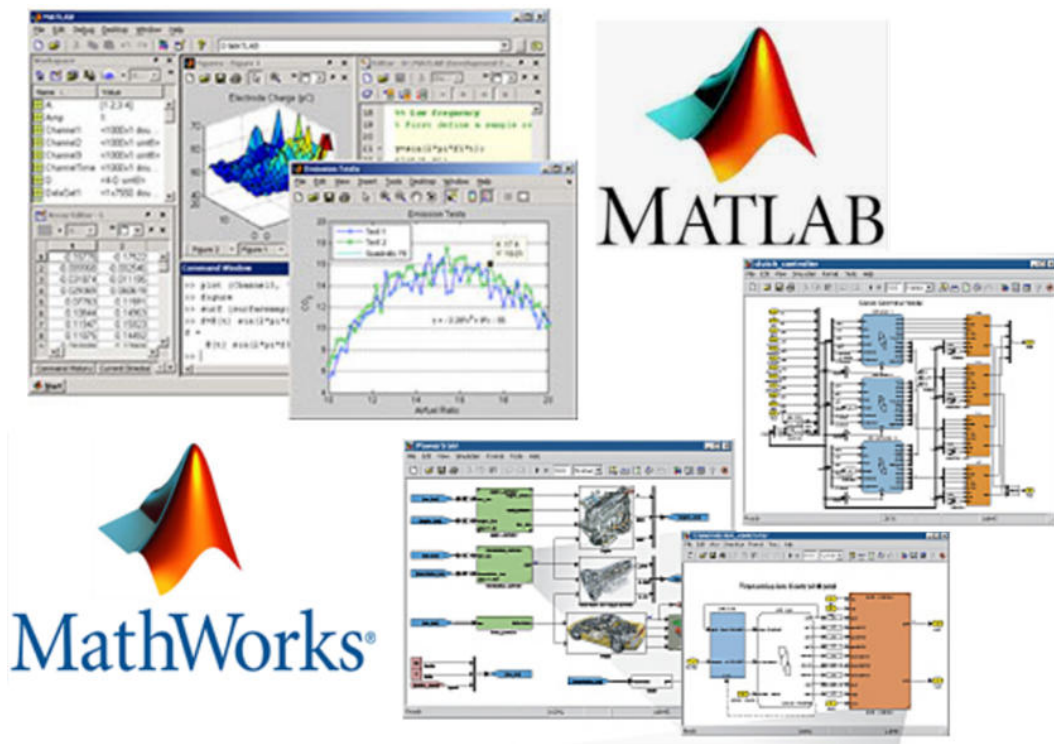


Рисунок 37 – Інтерфейси САПР Matlab

На даному етапі система Matlab має надпотужне програмно-інтегральне середовище із вбудованою мовою програмування та великими різноманіттям інтегрованих підпрограм та функцій, що призначено для обробки масивів. Тому часто вважають Matlab системою дискретного матричного програмування без застосування сторонніх редакторів, компіляторів, обслуговуючих програм, тощо [26].

Програмна мова Matlab належить до мов програмування найвищого рівня. За участю її команд підтримується такі широковідомі розрахунки як : обрахування коренів алгебраїчних та диференційних рівнянь в тому числі і комплексних; реалізуються операції із матрицями різного ступеня складності, моделюються динамічні системи, тощо. Подібні обчислення належать до стандартних функцій Matlab і складають ядро обчислювальних алгоритмів.

Одночасно із проведенням математичних розрахунків Matlab має потужні функції візуалізації для побудови дво і тривимірних графіків залежностей, формування фазових площин, представлення векторів в площинах високого порядку, тощо (рис.38).

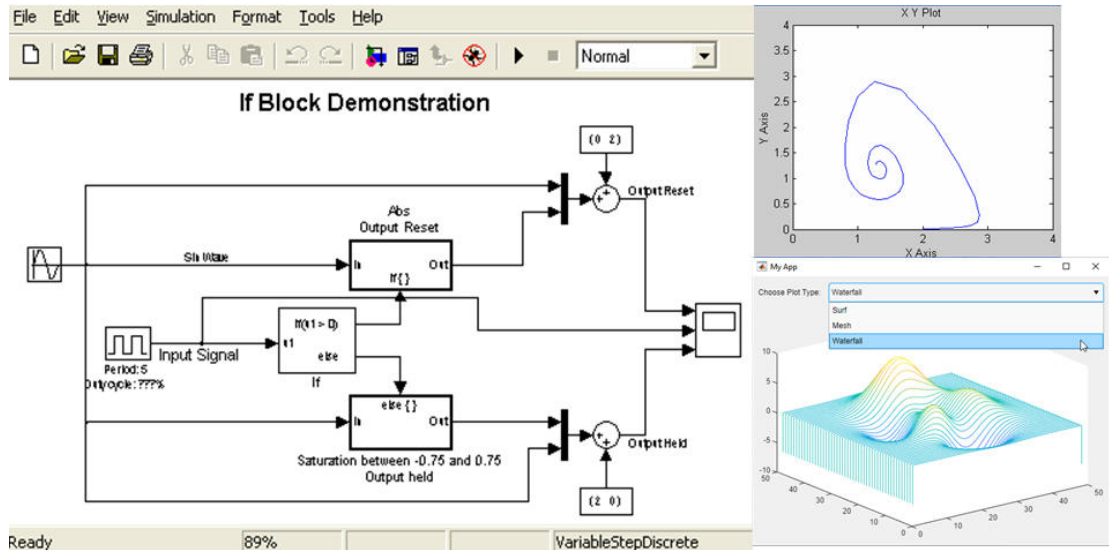


Рисунок 38 – Субсистема Simulink для імітаційного блочного моделювання у середовищі Matlab

Крім універсальних математичних алгоритмів в ядрі Matlab присутні спеціалізовані функції (так звані тул бокси), призначення яких полягає в вирішенні спеціалізованих задач електротехніки, навігації, систем автоматичного керування, систем керування літаками (аеродинаміка), тощо .

Найбільш розвиненим і потужним тулбоксом Matlab є пакет моделювання Simulink , що призначений для аналітичної роботи із різноманітними системами, що мають динамічну у часі поведінку.

Субмодуль Matlab/ Simulink інтуїтивно зрозумілий для фахівців і технічною підготовкою та дозволяє із широкого різноманіття стандартних блоків виконувати складання, запуск, трасування, аналіз поведінки комп'ютерного макету виробів або процесів, виконувати його запуск, проводити налагоджування, тощо. Застосування під час моделювання субсистеми Simulink дозволяє принципово змінити підходи щодо

імітаційного моделювання, побудови моделей, та пришвидшує отримання кінцевого результату.

Великою перевагою системи MATLAB є наявність вбудованої системи розподілених обчислень (рис.39), що значно прискорює отримання кінцевого результату. В першу чергу це відноситься до імітаційного моделювання процесів, що описуються складними нелінійними диференціальними рівняннями, де використання поодинокі обчислювальної системи спряжено із значними затримками обробки через нестачу обчислювальних потужностей.

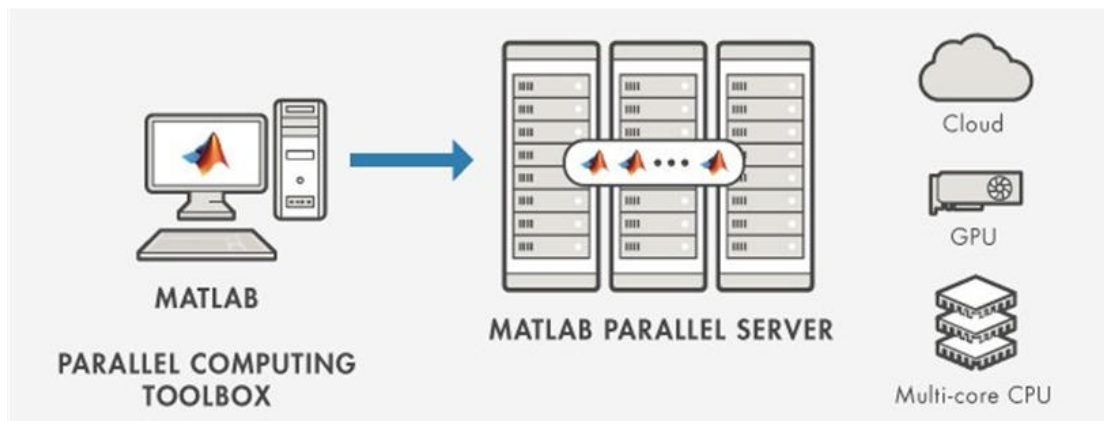


Рисунок 39 – Паралельні обчислення в Matlab за допомогою вбудованого сервера паралельних розподілених обчислень

Таким чином, під час застосування MATLAB для первинного та вторинного аналізу біосигналів, якщо порівнювати його з іншими мовами та середовищами програмування, у декілька разів спрощується та пришвидчується робота з алгоритмами обробки та візуалізації.

4.2 Первинна обробка сфігмометричних даних

4.2.1 Усування артефактів

Під час запису сигналів СФГ виникають артефакти, пов'язані як із впливом випадкових потужних завад так із механічними рухами тіла людини під час знімання показників, найчастіше вони пов'язані саме із перешкодами у мережі живлення та наведеннями електромагнітного поля від супутніх електронних пристроїв [2].

Артефактами вважають значення показників СФГ, що виходять за межі трьох стандартних відхилень від середнього значення. Програма Matlab для усунування артефактів представлена у додатку А. Для знищення артефактів значення вибірки СФГ у момент появи артефакту замінюється середньоарифметичним значенням двох суміжних вибірок (рис.40).

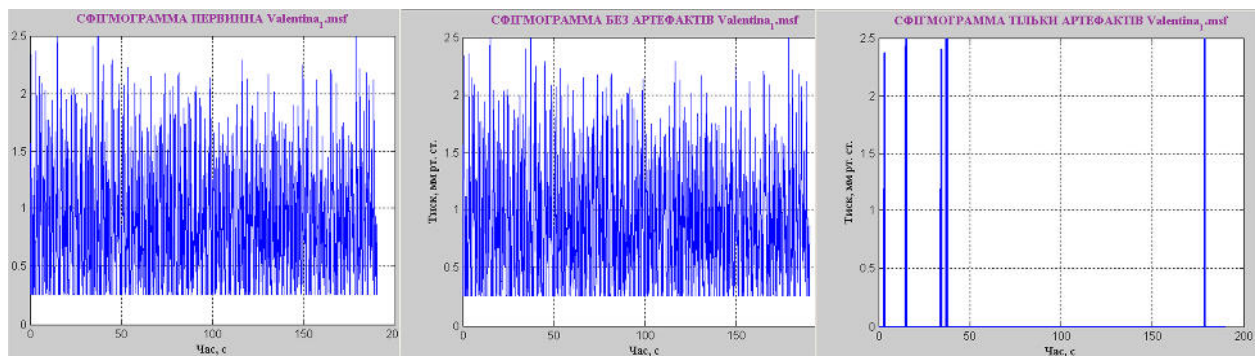


Рисунок 40 - Діаграма роботи процедури очищення від артефактів: первинні дані (ліворуч), очищені дані (центр), значення та зона розташування артефактів (праворуч)

Запуск програми очищення від артефактів може реалізовуватись багаторазово. Під час повторних запусків обчислення СКВ та математичного сподівання ряду визначається повторно. Після кожного повторного запуску кількість артефактів зменшується і врешті-решт стабілізується на певному

рівні. Факт стабілізації кількості артефактів дозволяє зупинити цикл усування артефактів та отримати вихідний масив для подальшої обробки.

4.2.2 Спектральний аналіз сфігмограм і визначення квазіперіоду

Ряд Фур'є сфігмометричних сигналів $u(t)$ представляє його як нескінчену суму гармонічних коливань із гармоніками квазіперіодів, тобто змінює часову зону розгляду на частотну [26]:

$$u(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \underline{C}_n e^{jn\omega_0 t};$$

$$\underline{C}_n = \frac{1}{T_0} \int_{-T_0/2}^{+T_0/2} u(t) e^{-jn\omega_0 t} dt \quad (22)$$

де \underline{C}_n - комплексні коефіцієнти ряду Фур'є, із індексами у вигляді цілих чисел.

ω_0 - значення основної частоти, що однозначно пов'язано із значенням квазіперіоду.

Специфіка такого підходу (22) відкриває нові можливості для виділення актуальних параметрів та характеристик СФГ. Також подібний спектральний аналіз виявляється корисним в рамках застосованої методики обробки даних за допомогою побудови фазової діаграми під час встановлення значення квазіперіоду серцевих ритмів.

Однак, незважаючи на багато хвилинні дослідження серцевих ритмів, ряд Фур'є призначений для роботи із періодичними сигналами, або сигналами із нескінченною енергією. Завдяки тому, що СФС є обмеженим у часі, він має кінцеву енергію та підлягає спектральному аналізу у вигляді перетворення Фур'є:

$$\underline{S}(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} u(t) e^{-j\omega t} dt = \Phi[u(t)];$$

$$u(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \underline{S}(\omega) e^{j\omega t} d\omega = \Phi^{-1}[\underline{S}(\omega)], \quad (23)$$

де $\underline{S}(\omega)$ - спектральна густина, як неперервна функція частоти;

$\Phi[u(t)]$ - оператор прямого перетворення Фурє;

$\Phi^{-1}[\underline{S}(\omega)]$ - оператор зворотного перетворення Фурє.

Застосування спектрального аналізу перетворення Фур'є (23) для аналізу СЦР дозволяє наочно уявити різні співвідношення різних коливальних компонентів в рамках сфігмометричного сигналу (СФС) по амплітудах та фазах, що відображає активність певних ділянок та систем регуляторних біоєханізмів кровотоку людини, що беруть участь у його створенні підтриманні та варіабельності за умови дії зовнішніх факторів.

Під час спектрального аналізу СФГ виділяють такі спектральні складові компоненти які напряду відповідають за варіабельність серцевих ритмів під час збудження:

Високочастотну складову (High Frequency – HF) із діапазоном частот від 0,4 до 0,15 Гц або періодом від 2,5 до 6,5 с. , що характеризує активність парасимпатичної ділянки вегетативної нервової системи та активність автономного контуру регуляції роботи серця.

Низькочастотна складову (Low Frequency – LF) із діапазоном частот від 0,15 до 0,04 Гц або періодом від 6,5 до 25 с)), що характеризує переважно стани симпатичного нервового центру регуляції судинного тонуусу організму людини;

Дуже низькочастотну складову (Very Low Frequency – VLF) із діапазоном частот від 0,04–0,003 до Гц або періодом від 0,5 до 5хв. ; обумовлена дієвим впливом на ритмику серця надсегментарного рівня

регуляції, також амплітуда цих спектральних складових тісно пов'язана із психоемоційною напругою та загальним психологічним станом організму

Ультранизькочастотну складову (Ultra Low Frequency – ULF) із частотами, значення яких нижче 3..4мГц. При цьому вважається, що запис ритміки серця проводиться під час не менш як 5-ти хвилинних робочих циклів, де отримати дані про ультра низькочастотну складову не є можливим із власне базових принципів перетворення Фур'є.

Таким чином, із допомогою перетворення Фур'є можна отримати амплітуди та початкові фази гармонічних коливань, залежно від значення частоти цих коливань, що відповідає АЧХ та ФЧХ відповідно.

Щоб отримати інформацію про сигнал локалізований у часовій зоні для перетворення Фур'є слід застосувати віконну функцію $w(t-\tau)$ та вибрати певний відрізок сигналу, наприклад, квазіперіод СФС і можливо надалі обчислювати значення спектральної густини. Таким чином отримуємо спектрограму із двома параметрами: перший – τ задає положення вікна аналізу, а другий - визначає поточну частоту в заданій зоні. Зазвичай ширина вікна залишається незмінною, таке перетворення поєднує часові та спектральні можливості аналізу СФГ та називається віконним перетворення Фур'є і вводиться аналітично як:

$$\begin{aligned} \underline{S}(\omega, \tau) &= \int_{-\infty}^{+\infty} u(t) w(t-\tau) e^{-j\omega t} dt = \Phi[u(t)]; \\ u(t, \tau) &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \underline{S}(\omega) e^{j\omega t} d\omega = \Phi^{-1} \left[\underline{S}(\omega, \tau) \right], \end{aligned} \quad (24)$$

Аналітичні вирази (24) оперують із неперервними даними, а під час аналізу використовують ряд чисел, що відбиває часову зону. Враховуючи цей факт під час спектрального комп'ютерного аналізу застосовують дискретне перетворення Фур'є (ДПФ), що дає частотний спектр у вигляді частотних відліків для інтервалу часу в N виборок тривалістю $T_c = (N-1) \times \Delta t$:

$$\underline{S}(k \times \Delta\omega) = \sum_{n=0}^{N-1} u(n \times \Delta t) e^{-j \times k \times \Delta\omega \times n \times \Delta t} \Delta t, \quad (25)$$

де, $k \times \Delta\omega$ - крок відліків за частотою;

$n \times \Delta t$ - крок відліків у часі;

Дискретне віконне перетворення Фур'є СФС виконується схожим до (25) чином. Під час такого процесу з вектора відліків СФС вибираються сегменти, які в принципі можуть і перекриваються у часі. Кожен сегмент сигналу множиться на віконну функцію $w(t-\tau)$. Віконна функція також задається вже власними відліками, надалі реалізується ДПФ кожного сегмента окремо. У бібліотеці Matlab - Signal Processing додана функція «spectrogram» такого варіанту перетворення Фуре із синтаксисом:

$[S,F,T] = \text{spectrogram}(x,\text{window},\text{noverlap},\text{nfft},\text{fs})$ x – вектор із часовими відліками сигналу, window - кількість часових віконних відліків, або поодинокий вектор із відліками вікна; noverlap – кількість відліків перекриття сегментів сигналу; nfft – кількість відліків ДПФ, fs – частота квантування, S - матриця з результатом обчислення віконного перетворення Фур'є, F –кількість елементів вектора дорівнює кількості рядків матриці S тобто значенню частот, T – вектор часових значень, кожне з яких відповідає положенню вікна.

Використовуючи ДПФ функції вбудовані в Matlab можливо отримати спектри реальних сфiгмограм та докладно розглянути їх тонку структуру, а також визначити параметри. Фрагмент програми для обчислення спектрів в середовищі Matlab наведено в додатку Д. Результати роботи програми представлені на рисунку 41 та додатку Б.

Визначення середнього значення квазіперіоду СФГ саме можливо отримати через спектральні дослідження, наприклад, правильним ранжуванням та прямим перебором спектральних складових із визначенням максимуму і відповідної частоти. Надалі значення середнього квазіперіоду

можливо застосувати для апроксимації на цих ділянках функції СФГ наприклад, за допомогою поліному.

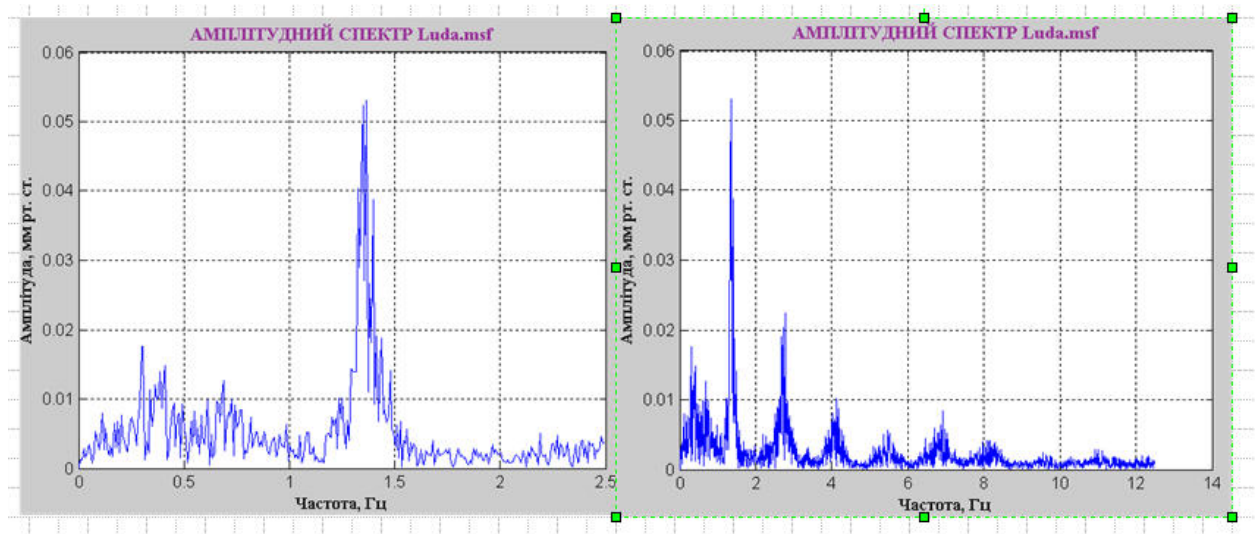


Рисунок 41 - Результати спектрального аналізу сфігмограми реальної людини, що отримано в реальних умовах після усунення артефактів

Під час аналізу ряду спектрів реальних вимірювань (див. додаток Б), можливо зробити наступні висновки:

1. Обвідна спектру відповідає структурі із рядом яскраво виражених гармонік квазіперіоду СФГ.
2. Кількість гармонік для аналізу із урахуванням спотворень близько 10.
3. Перша гармоніка завжди набуває максимального значення, та визначає квазіперіоду.
4. Усування артефактів зменшує шуми та завади на спектральних діаграмах та спектрограмах.

4.2.3 Гістограма сфігмограми

Гістограма розподілу значень сигналів у радіотехніці говорить про те, яку відносну частину свого часу сигнал перебуває в тій чи іншій зоні.

Особливо важлива гістограма розподілу для випадкових та псевдовипадкових процесів, через яку можливо обчислити густину та функцію розподілу цього процесу врахувати ці факти під час побудови оптимального приймача, що забезпечує найбільш досконале виділення корисного сигналу серед супутніх завад [2,3].

Для медичних досліджень гістограма СФС використовується у варіаційній пульсометрії завдяки загальній випадковій структурі процесів поширення кровотоку людини та впливу на нього багатьох факторів. Гістограму пульсових ритмів будують як залежність кількості інтервалів перебування на певних рівнях від довжин цього інтервалу (рис.42).

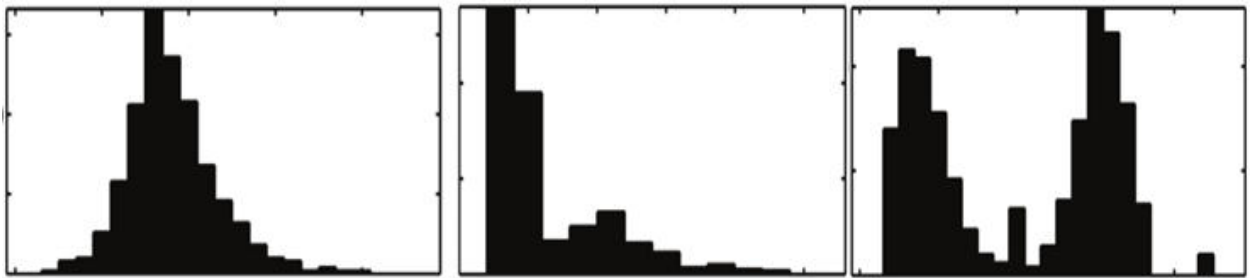


Рисунок 42 – Типові гістограми сигналів серцевих ритмів: нормальний (ліворуч); асиметричний (центр); 100 (полімодальний)

Під час побудови виділяють декілька типів характерних форм гістограм:

1. Нормальна гістограма, що наближається до гістограми розподілу гаусівського випадкового процесу;
2. Асиметрична гістограма, яка вказує на часткову не стаціонарність випадкового процесу;
3. Полімодальна гістограма, що має декілька яскраво виражених екстремумів та обумовлена наявністю несинусових ритмів, що характерні для аритмії та великою кількістю артефактів та завад під час отримання таких показників.

Також можливо спостерігати і інші типи гістограм під час пулсометрії, наприклад ексцесивна гістограма, що характеризується дуже високим піком та вузькою основою, яка реєструється під час стресових станів або суттєвих патологій, але такі стани організму легко виявити і без застосування подібної вторинної обробки.

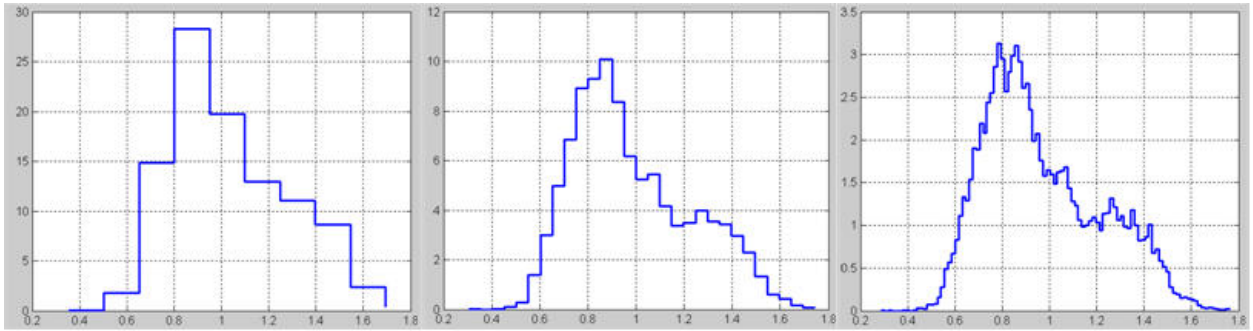


Рисунок 43 - Гістограма розподілу значень вибірок сфігмограми для різної кількості інтервалів : 10 (ліворуч); 30 (центр); 100 (праворуч)

Основними параметрами, що обчислюють за варіаційною пульсограмою є мода, амплітуда моди та варіаційний розмах.

Мода фактично це значення математичного сподівання або зони зосередження основної дії ритмів - найімовірніше значення кардіоритмів.

Амплітуда моди це кількість інтервалів у відсотках до обсягу усієї вибірки , що відображає стабілізуючий ефект централізації управління ритмами серця з боку симпатичного відділу.

Варіаційний розмах відбиває ступінь варіативності значень інтервалів і обчислюється по різниці максимального і мінімального значень в гістограмі інтервалів. З фізіологічної точки зору варіаційний розмах відображає активність парасимпатичного відділу. Під час обчислення варіаційного розмаху слід відкидати крайні значення якщо вони становлять менше 3% від обсягу сфігмометричних даних. ВНС [4].

Під час роботи над проектом розроблений пакет програм (рис.А.3) також дозволяє проводити подібні аналізи (див. рис.43), для різної кількості інтервалів, при чому у загальному випадку із збільшенням кількості

інтервалів очевидно, що для нормальної людини найчастіше отримуємо полі модальний локальний розподіл із декількома яскраво вираженими максимумами, що говорить про те, що абсолютно здорових людей не існує.

За результатами побудови гістограми абсолютно здорова людина мала б мати гаусівський (нормальний розподіл для серцевих ритмів).

4.3 Реконструкція сфігмограми апроксимацією

4.3.1 Необхідність та суть апроксимації даних сфігмограми

Експериментально отримані дані біосенсорів можуть мати багато артефактів та не зовсім точно відтворювати справжні форми отриманих залежностей пульсової хвилі. Потужні артефакти із даних сфігмограми вже були видалені за допомогою процедури усунування артефактів, а от для більш докладного відтворення та згладжування можливо застосувати частотну фільтрацію, а можливо піти іншим шляхом, та застосувати апроксимацію у межах квазіперіоду деякою гладкою функцією.

Для застосування процедури апроксимації слід обрати критерій апроксимації та апроксимуючу функцію або клас (сукупність) функцій. В результаті апроксимації ми маємо шукану залежність представлену фактично наперед відомою формою функції та коефіцієнтами обраної функції, що відповідають встановленому критерію.

Найбільш часто в якості критерію використовують принцип мінімізації середньоквадратичного відхилення отриманих дискретних значень біосенсорів від результатів апроксимації. Такий метод обробки даних називають апроксимацією за методом найменших квадратів (МНК). Можливо також встановлення і інших критеріїв апроксимації, наприклад – мінімізація модулів відхилень.

Загалом суть апроксимації сфігмограми поліноміальною функцією за МНК із використанням програмного базису Matlab наступна (рис.44): для

цифрового потоку даних в межах частини або повного квазіперіоду сфігмограми, отриманих та оброблених попередньо в результаті експерименту, необхідно відшукати коефіцієнти поліному низького ступеня, сума квадратів відхилень значень відповідно МНК від отриманих під час вимірювання даних (вузлових точках) прямувала б до мінімуму.

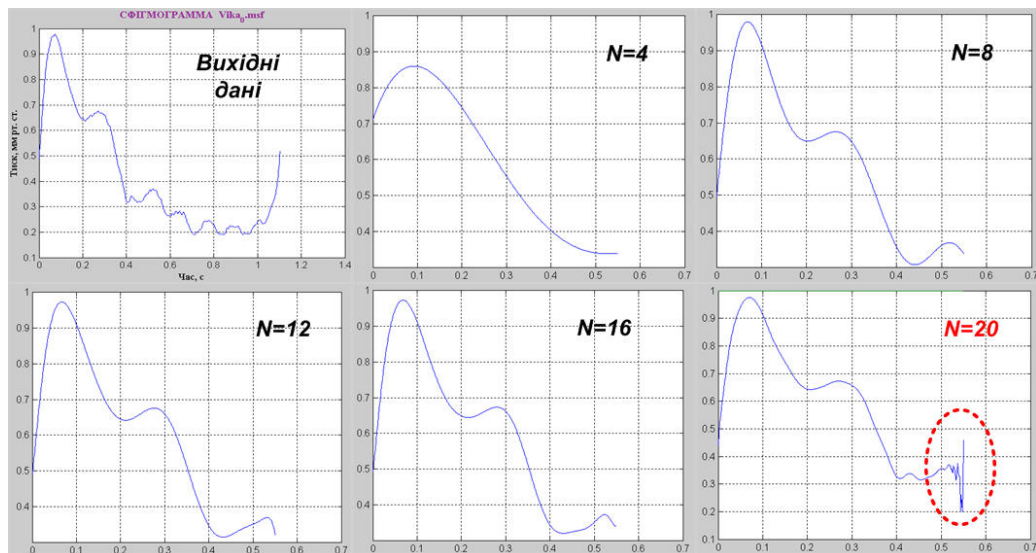


Рисунок 44 – Результати апроксимації однієї ділянки квазіперіоду сфігмограми поліномами різного ступеня (N)

Апроксимація даних в програмному середовищі Matlab за МНК здійснюється під час використання вбудованої функції *polyfit*. Функція має формат виразу $p = \text{polyfit}(a, v, n)$ і повертає коефіцієнти полінома $p(a)$ із максимальним ступенем n , що і є апроксимацією вихідної функції $v(a)$ в сенсі застосування МНК для такої математичної процедури. Результатом роботи функції є одинірний масив $[p]$ що має довжину $n+1$ та складається із коефіцієнтів апроксимуючого поліному починаючи із старших. Застосування поліноміальної апроксимації для обробки даних сфігмометричних вимірювань представлено у додатку А.

Також в системі Matlab присутні і інші апроксимуючі можливості. Наприклад, доволі цікава апроксимація користувацькою функцією за також за критерієм МНК, але ця процедура має більш складну реалізацію, значно

триваліша та вбирає в себе ряд недоліків має складнішу реалізацію та істотні недоліки.

Апроксимацію користувачькою функцією за МНК у Matlab реалізують через функціонал *lsqcurvefit*, що має формальний запис: $coff = lsqcurvefit(fun, x0, x, y)$; де x, y – одновірні масиви табличних значень функції, що підлягає апроксимацією користувачькою функцією; $x0$ – початкові коефіцієнти функції, що моделюють; fun – власне апроксимуюча функція, вид якої задається користувачем; $coff$ - вектор скорегованих під час апроксимаціх параметрів користувачької функції.

Суть застосування користувачького методу полягає в розрахунку коефіцієнтів функції, що також як і у попередньому випадку мінімізує доданок квадратів відхилень вхідної таблиці даних від результатів апроксимації в цих точках, шляхом розв'язання системи рівнянь. В результаті під час вирішення системи лінійних рівнянь система може бути погано обумовленою та для її вирішення виникає потреба застосування представлення чисел під час комп'ютерного моделювання більшої розрядності, в протівному випадку можуть виникати суттєві артефакти, що за значенням можуть перевищувати значення в таблиці первинних даних.

Загалом така проблема зводиться до знаходження екстремумів складної нелінійної функції багатьох змінних, що може мати велику кількість рішень. Базове обмеження, що накладається з боку Matlab на вид користувачької функції - лінійність до шукуваних коефіцієнтів.

4.3.2 Застосування сегментації та подвійної апроксимації сфігмометричних даних

Слід зазначити, що для проведення апроксимації немає сенсу застосовувати поліном високого ступеня для апроксимації періодичного сигналу. Для цього достатньо розглянути квазіперіод сигналу, що виділений на основі спектрального аналізу. Але один період сфігмограми також має складну форму і потребує застосування поліному до 20 ступеня для адекватного опису із обов'язковою появою проблеми поганої обумовленості та припиненням обчислень, тому для реалізації апроксимації був застосований подвоєний метод сегментної апроксимації, який ґрунтується на тому, що для змінних значення суміжних квазіперіодів потрібен деякий час, тобто враховується інерційність системи серцевої регуляції.

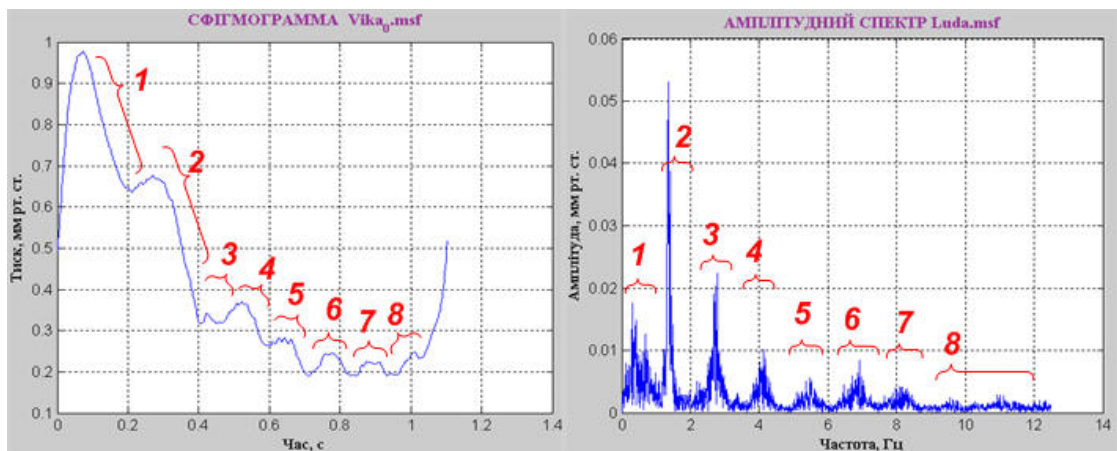


Рисунок 45 – Характерні ділянки змін в формі сигналу сфігмограми (ліворуч) та спектрі сфігмограми (праворуч)

Якщо розглянути результати роботи системи кровообігу на кардіограмі або пульсограмі чи сфігмограмі то очевидно, що форма залежності являє собою затухаючий хвилеподібний процес, який, виходячи із попереднього аналізу спектрів реальних сфігмограм, може мати до 6-8 характерних осциляцій (рис.46). Осциляції, або різки зміни кров'яного тиску викликані

відбиттям пульсової хвилі від головних артеріальних розгалужень кровяної системи людини.

Виходячи із адекватного представлення форми сигналу Під час апроксимації в межах одного періоду слід застосовувати поліном 12-18 порядку (рис.44). Апроксимація поліномом такого високого ступеня дуже часто призводить до намагання системою вирішити погано обумовлені матриці, що може привести до появи знову ж таки великих артефактів, але вже через недостатню точність чисельної обробки засобом програмування.

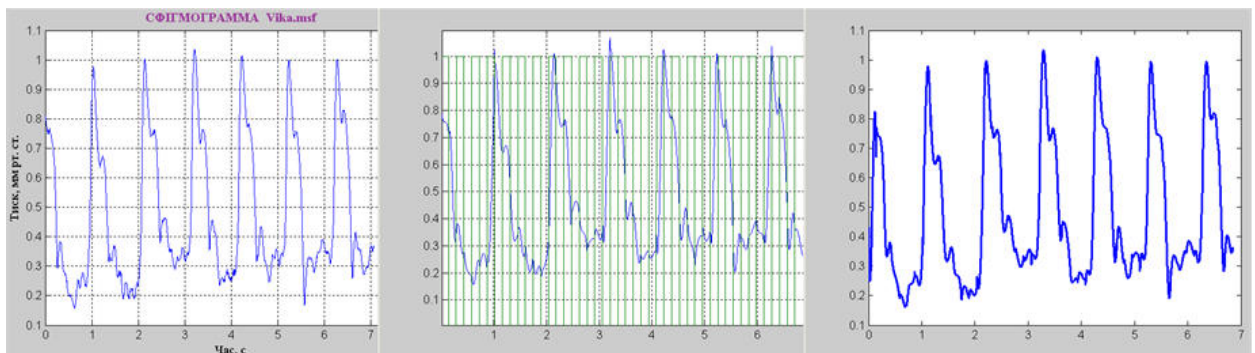


Рисунок 46 – Застосування поліноміальної апроксимації для реконструкції сфігмометричного сигналу: вихідний сигнал (ліворуч); апроксимація поліномом 3-го ступеня на 6 ділянках квазіперіоду із позначенням ділянок апроксимації (по центру); повторна апроксимація поліномом 3-го ступеня на 4 ділянках квазіперіоду

Для вирішення цих проблем пропонується застосувати такі підходи:

1. Ступень поліному обирати не більше 3.
2. Весь квазіперіоду сфігмограми розбити на декілька інтервалів кількість яких не перевищує кількості осциляцій.
3. Для усунування артефактів спряження ділянок апроксимації в межа періоду застосувати декілька проходів апроксимації із кількістю ділянок не кратних один одному.

Результати застосування запропонованих підходів щодо апроксимації сфігмограм представлені у вигляді програм на рис А.4

4.4 Фазовий портрет сфігмометричних даних

4.4.1 Лаг-формування фазового портрету сфігмограми в Matlab

За попередніми дослідженнями медичним фахівцем також можливо робити певні висновки про роботу серцево-судинної системи, але кінцевим результатом є аналіз стану на основі реконструкції атрактора [34]. Як вже згадувалось одним із способів реконструкції є лаг-реконструкція. Програма Matlab для цієї процедури розроблена і наведена в додатку А. Алгоритм дій, що передуює реконструкції вказано на рис.47.



Рисунок 47 – Загальний алгоритм вторинної обробки сфігмометричних даних

Слід зазначити, що визначення частоти серцевих ритмів є важливою частиною клінічного лікування пацієнтів і медичних досліджень також і під час дослідження впливу фармакологічних або генних модифікацій. Частоту серцевих ритмів зазвичай традиційно виділяють за допомогою фіксації піку або початку пульсової хвилі.

На відміну від традиційного способу виявлення піків, метод подібний до радіотехнічного методу визначення середньої частоти використовує всі

вибірки форми імпульсу на квазіперіоді, а не покладається на ідентифікацію пікових компонент.

Середня довжина циклу, визначена на основі спектрального аналізу цілого потоку даних для генерації атрактора в умовах досить сильних шумових завад та спотворень сфінгограми. Важливо зауважити, що частота серцевих скорочень загалом не впливає на особливості атрактора по якому медичний фахівець визначає діагноз (рис.48).

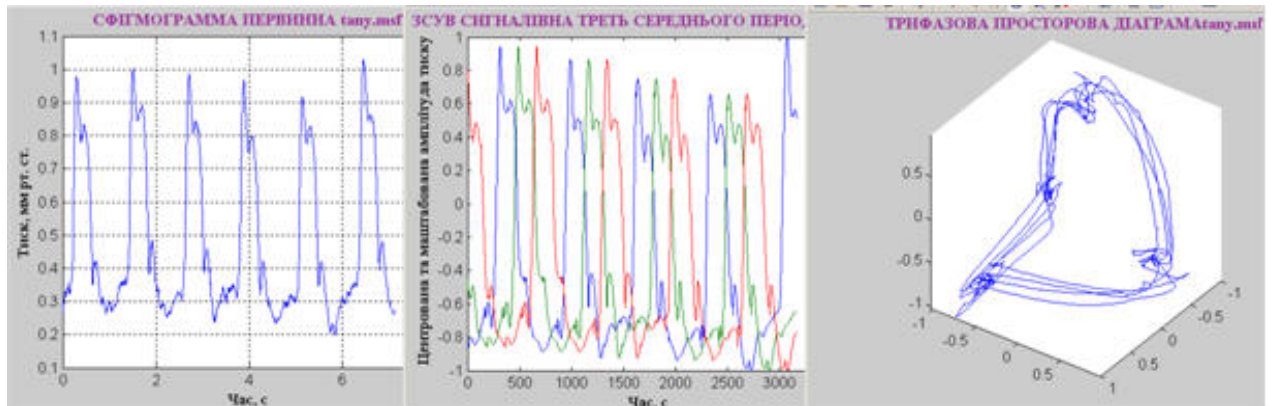


Рисунок 48 – Результати побудови фазового портрету на базі лаг-реконструкції фазових змінних

Загальновідомо, що зміни серцевого ритму мають прогностичну цінність. Однак аналіз таких змін з тих чи інших причин слабо впроваджений в рутинну клінічну практику лікування хворих. Навпаки, метод реконструкції атрактора власне дозволяє легко це зробити там, де застосування інших методів є проблематичним.

Реконструкція атрактора дозволяє визначити міру варіації серцевих ритмів, що відповідає загальній мінливості форми сигналу пульсового ритму загалом. Особливо цей факт важливий під час станів початку захворювання або реакції на вплив препаратів. Варіабельність фіксується на атракторі як його «дифузне розмивання» (рис.48). Точковий атрактор з добре окресленими боками фіксує нормальний стан організму.

Кінцевим етапом розгляду реконструйованого атрактора є вибір проєкції, що найбільш інформативна. Такий вибір реалізується внутрішніми

засобами виводу тривимірних зображень Matlab та з точки зору варіабельності серцевого ритму забезпечується найкращий результат із боку кута описаного квадрату.

Перед реконструкцією атрактора оброблені подвійною апроксимацією дані нормуються та приводяться до нормованих меж. Що дозволяє розглядати атрактор в тривимірній площині як вписаний в куб.

4.4.2 Інтегро-диференційне формування фазового портрету сфігмограми в Matlab

Інтегро-диференційне формування фазового портрету можливо завдяки тому, що із радіотехнічної точки зору операції інтегрування та диференціювання радіосигналу призводять до зрушення фази. В нашому випадку сигнал можливо вважати квазіперіодичним і близьки за властивостями до радіосигналу, тому зрушення фази, так само як і лаг-затримка призводять до можливості побудови тривимірної фігури.

Крім того, інтегро-диференційна обробка на додаток до згладжування за допомогою апроксимації дозволяє паралельно провести фільтрацію, атже інтегратор функціонально відноситься до фільтрів низьких частот (ФНЧ), а диференціатор до фільтрів верхніх частот (ФВЧ). Таким чином фазова діаграма атрактора під час інтегро-диференційної обробки зберігає більше інформації за реконструйований лаг-атрактор.

Однак застосування інтегро-диференційної реконструкції атрактора спряжено із збільшенням кількості обчислювальних операцій, що пов'язано із додатковою підготовкою даних, яка полягає у:

1) діапазон значень під час процедури диференціювання може значно розширюватись;

2) діаграма сигналу після диференціювання або інтегрування з точки зору отримання лаг-діаграми зсувається не на оптимальний кут у 180 градусів, а до 90 градусів.

3) як для інтегрування так і для диференціювання слід повторювати процедуру центрування, масштабування та нормалізації значень для можливості порівняння результатів від різних людей в процесі навчання фахівця проводити аналіз за допомогою реконструкції фазових діаграм.

Для усунення вказаних недоліків використовуються наступні рішення, що представлено в тексті програма Matlab (додаток А):

1) для більшої адекватності обробки після процедури диференціювання застосована процедура усунення артефактів, аналогічна тій, що використовувалась на першому етапі обробки.

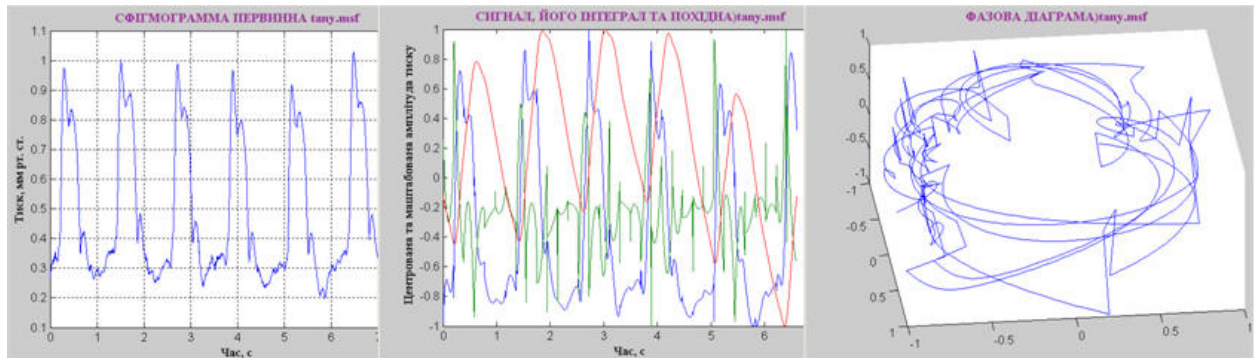


Рисунок 49 – Результати побудови фазового портрету на диференційно-інтегральній реконструкції фазових змінних для 6 квазіперіодів

2) для правильної побудови реконструйованих фазових змінних додатково проводиться лаг зсув на шосту частину квазіперіоду кодівання в один та в інший бік після процесів отримання похідної та інтегралу.

3) для пришвидшення роботи Matlab в умовах складної обробки застосовано розширення обсягу пам'яті через введення великої кількості проміжних масивів та змінних, що реалізує обмін кількості даних на швидкодію.

Результати обробки та отримання фазового портрету через інтегро-диференційну реконструкцію атрактора для декількох квазіперіодів роботи серця показано на рис.49. Слід зазначити, що фазова діаграма суттєво відрізняється від тієї, що отримана на базі лаг-реконструкції і потребує

додаткового розгляду, накопичення даних та практики застосування у кардіології. Для прикладу в додатку Б подано дані ряду пацієнтів, та результати вторинної обробки за програмою Matlab, що розроблялась в цій дипломній роботі магістра.

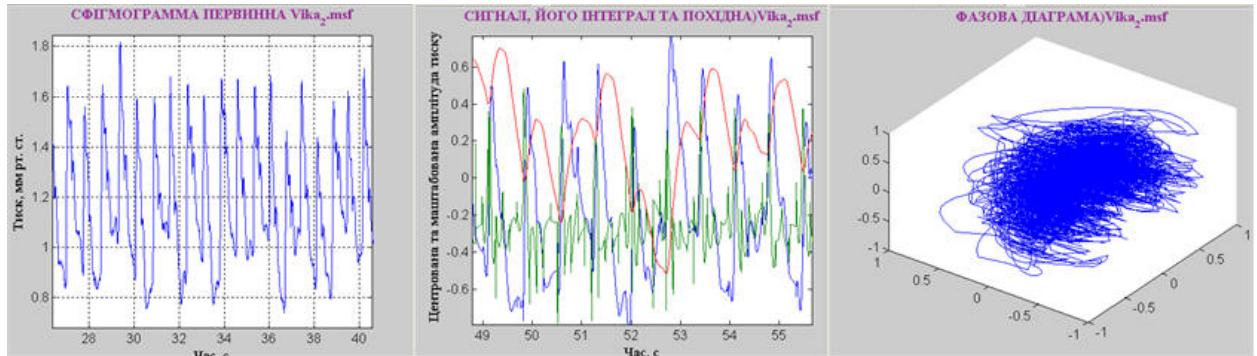


Рисунок 50 – Результати побудови фазового портрету на диференційно-інтегральній реконструкції фазових змінних для значної кількості квазіперіодів

Такий метод вторинної обробки на базі радіотехнічних алгоритмів обробки сигналів з медичної точки зору не є найбільш досконалим і обов'язково потребує більш повної перевірки для ідентифікації чутливості до характерних змін в роботі серцево-судинної системи різних експериментальних груп людей, а також тварин.

Щоб бути клінічно корисним метод реконструкції фазового портрету за даними сфігмограми має працювати в режимі реального часу. За проведеними дослідженням час отримання кінцевих даних не перевищує 1хв, що для медичної практики можливо вважати таким, що відповідає реальним ділянкам часу.

Розвиток такого методу реконструкції атрактора для клінічних і дослідницьких результатів має передбачати оптимізацію довжини вікна вибірки на основі удосконалення виявлення атракторних ознак, що ідентифікують серцево-судинні фенотипи.

Таким чином під час проведення досліджень встановлено:

1. Використання методу реконструкції атрактора за результатами сфінгометричних досліджень забезпечує новий спосіб кількісного та візуального представлення.

2. Реконструкція фазового портрету дозволяє швидко оцінити і порівняти варіабельність серцевого ритму на тривалих інтервалах часу та зробити необхідні висновки, що пришвидшує діагностику.

3. В рамках фазового портрету проходить повне використання інформації у значеннях артеріального тиску для швидкого оцінювання показників варіабельності.

4. Метод загалом не спроможний фіксувати показники абсолютного тиску, тобто не забезпечує визначення, наприклад, систолічного та діастолічного тиску.

5. Метод в перспективі є підготовкою даних для застосування стратегій машинного навчання за допомогою нейромереж і це сприяло б більш швидкому та точному визначенню ознак атрактора (розпізнавання образів). Таким чином зв'язок фізіологічних первинних факторів із результуючою властивістю атрактора у фазовій площині має сприяти більш раціональній інтерпретації сфінгометричних даних та коректному прийняттю клінічного рішення щодо пацієнта.

ВИСНОВКИ

1. Розглянуто основні методи та схеми біологічних досліджень та порядок отримання медико-біологічної інформації про стан здоров'я людини. Встановлено, що одним із найбільш перспективних методів вторинної обробки є методи візуалізації, що більш повно використовують інформацію часових рядів які подаються в сучасних вимірювальних комплексах в цифровому вигляді та підлягають вторинній обробці з метою виділення параметрів та характеристик біологічних процесів.

2. На основі аналізу характерних сигналів біологічних сенсорів роботи серцево-судинної системи організму людини та механізмів їх утворення встановлено, що за класифікаційними ознаками часові ряди являють собою квазідетерміновані радіосигнали складної форми, що утворюються в нелінійній динамічній системі та можуть оброблятися на основі відомих принципів обробки таких сигналів із метою коагуляції та висвітлення окремих показників, які характеризують стан здоров'я людини та можуть бути корисними в медичній практиці діагностики захворювань.

3. Запропоновано ряд радіотехнічних методів та методик для вторинної обробки часових рядів сенсорів пульсових ритмів для виявлення, селекції, детектування, спектрального та статистичного аналізу таких сигналів в умовах супутніх завад та спотворень. Запропоновано метод та методику реконструкції фазового портрету сигналів сфігмометричних даних на основі одного часового ряду із застосуванням лаг- та диференційно-інтегральної обробки квазіперіодичних сигналів серцевих ритмів, що дозволяє провести візуалізацію та виділення параметрів та характеристик кровотоку людини для більш достовірного діагнозу стану організму.

4. Розроблено алгоритм вторинної обробки, що ґрунтується на використанні радіотехнічних методів обробки сигналів на тривимірній фазовій площині із реконструкцією атрактора та візуалізацією результатів на

основі зміни кутів огляду фазового портрету, що дозволяє більш повно використовувати інформацію вибірок часових рядів сенсорів кров'яного тиску та забезпечити більш достовірні результати діагностики.

5. В середовищі Matlab розроблено програмне забезпечення для реалізації запропонованих радітехнічних методів під час вторинної обробки сфігмометричних даних. Проведено апробацію та тестування програмного забезпечення із використанням сфігмометричних цифрових файлів ряду пацієнтів в умовах реального часу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ ПОСЛИЛАННЯ

1. Серцево-судинні захворювання. Класифікація, стандарти діагностики та лікування/За ред. В.М.Коваленка, М.І.Лутая, Ю.М. Сіренка, О.С.Сичова, 5-те вид.,переробл.і доповн. — К.: МОРІОН, 2021. — 320 с.
2. Медична фізика : підручник. – У 4 т. – Т. 1. Динамічні і статистичні моделі / Л.А. Булавін, Л.Г. Гречко, Л.Б. Лерман, А.В. Чалий; за ред. Л.А. Булавіна. – К.: Видавничо-поліграфічний центр "Київський університет", 2010. – 600 с.
3. Дослідження динамічних властивостей та адаптаційних резервів системи кровообігу людини та розробка критеріїв їх оцінки із застосуванням математичного моделювання : звіт про НДР (заключ.) / НТУУ "КПІ" ; кер. роб. В. Б. Максименко. - К., 2012. - 279 л. + CD-ROM. - Д/б №2318-ф.
4. Perc M. Nonlinear time series analysis of the human electrocardiogram // European Journal of Physics. — 2005. — 26. — P. 757–768.
5. Бондар П. М. Вимірювальні перетворювачі, прилади та системи [Електронний ресурс] : конспект лекцій / П. М. Бондар // Кафедра ПСОН ; НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського». – 2009. – Режим доступу : <http://kafpson.kpi.ua/Arhiv/Bondar/lecture1.pdf>
6. Taranchuk, S. Pidchenko, “Design Methodology to Construct Information Measuring Systems Built on Piezoresonant Mechanotrons with a Modulated Interelectrode Gap”, Applied Measurement System, pp. 229-258, Published by InTech, Janeza Trdine 9, 51000 Rijeka, Croatia (2012).
7. Azargaev L. N., Boronoev V. V., Shabanova E. V. Comparative Analysis of Sphygmograms of the Carotid and Radial Arteries // Human Physiology. – 1997. – Vol. 23. № 5. – P. 567–580.

8. Chun T. Lee, Ling G. Wey. Spectrum analysis of Human Pulse // IEEE Transmission on Biomedical Engineering. – 1983. – BME-30. – № 6. – P. 348–352.
9. Ryabykina G. V., Sobolev A. V. Analysis of heart rate variability // Kardiologia. – 1996. – №10. – P. 87–97.
10. Kanjilal P.P., Bhattacharya J., Saga G. Robust method for periodicity detection and characteriza-tion of irregular cyclical series in terms of embedded periodic components // Phys. Rev. — 1999.— 59. — P. 4013–4025.
11. Zimmerman M.W., Povinelli R.J., Johnson M.T., Ropella K.M. A reconstructed phase space approach for distinguishing ischemic from non-ischemic ST changes using Holter ECG data //Computers in Cardiology. — 2003. — 30. — P. 243–246.
12. Salisbury J.I., Sun Y. Assessment of chaotic parameters in nonstationary electrocardiograms by use of empirical mode decomposition // Annals of Biomedical Engineering. — 2004. — 32, N 10.— P. 1348–1354.
13. Afify H., Wahed M.A., Kadah Y.M. ECG classification using affine invariant characterization of phase space // Proceeding of the Cairo International Biomedical Engineering Conference. —2006. — P. 1–4.
14. Fainzilberg L.S. Heart functional state diagnostic using pattern recognition of phase space ECG-images // Proceeding of the 6th European Congress on Intelligent Techniques and Soft Comput-ing (EUFIT '98). — Aachen (Germany), September 7–10, 1998. — 3, N B-27. — P. 1878–1882.
15. Evaluation of the phase-plane ECG as a technique for detecting acute coronary occlusion /G. Dori, Ya. Denekamp, Sh. Fishman, A. Rosenthal, B.S. Lewis, H. Bitterman // InternationalJournal of Cardiology. — 2002. — 84. — P. 161–170.
16. Шарпан, О. Б. Амплітудна і фазова пульсова спектрометрія в завданнях визначення функціонального стану людини [Текст]: матер. міжнар.

- наук.-техн. конф. / О. Б. Шарпан // Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи (теорія, практика, історія, освіта. – Київ, 2012. – С. 80–81.
17. Fainzilberg L.S., Bekler T.Yu., Glushauskene G.A. Mathematical model for generation of artificial electrocardiogram with given amplitude-time characteristics of informative fragments // *Journal of Automation and Information Sciences*. — 2011. — 43, N 9. — P. 20–33.
 18. Основи теорії кіл: Підручник для студентів вищих навчальних закладів. Ч.2. / Ю.О. Коваль, Л.В. Гринченко, І.О. Милютченко, О.І. Рибін / За загальною редакцією В.М. Шокала та В.І. Правди.— Харків, ТОВ «Компанія СМІТ», 2008, 560с.
 19. Wong A., Wu L., Gibbons Ph.B., Faloutsos Ch. Fast estimation of fractal dimension and correlation integral on stream data // *Information Processing Letters*. — 2005. — 93. — P. 91–97.
 20. B.Hametner, S.Wassertheurer, “Pulse Waveform Analysis: Is It Ready for Prime Time?”, *Curr Hypertens Rep.*, Center for Health & Bioresources, AIT Austrian Institute of Technology 2017, Vienna, Austria, vol. 19:73., DOI: 10.1007/s11906-017-0769-3.
 21. Прикладне застосування теорії хаотичних систем у телекомунікаціях : монографія / Ю. Я. Бобало, С. Д. Галюк, М. М. Климаш, Р. Л. Політанський ; Міністерство освіти і науки України, Національний університет "Львівська політехніка". – Львів; Дрогобич : Коло, 2015. – 184 с.
 22. Li, Y., Yang, B., Deng, X-Y., Jin, L., Du, L-Z., Physical mechanism of the detection of the unknown frequency of weak harmonic signal and effects of damping ratio on the detection results // *Chinese Physics*, Vol. 13, No. 9, September, 2004. pp. 1386 – 1390.
 23. Chapeau-Blondeau, F., Rousseau, D., Constructive action of additive noise in optimal detection // *International Journal of Bifurcation and Chaos*, Vol. 15, No. 9, 2005. pp. 2985 – 2994.

24. Golevych.O, Pyvovar. O. Dumenko.P "Synchronization of non-linear dynamic systems under the conditions of noise action in the channel", Latvian Journal of Physics and Technical Sciences/ Volume 55, Issue 3, 1 June 2018, Pages 70-76 DOI: <https://doi.org/10.2478/lpts-2018-0023>.
25. Певцов Г.В., Яцуценко А.Я., Карлов Д.В., Трофименко Ю.В., Клімішен О.О., Остапова А.М. Основи енергетичного виявлення-оцінювання параметрів радіосигналів / Г. В. Певцов [та ін.] // Сб. науч. трудов 4-го Международного радиоэлектронного форума (МРФ 2011). – Харьков, 2011. – С. 192–195.
26. Smith SW The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing. - San Diego, CA: California Technical Publ., 1999. - 650 p.
27. Нуссбаумер Г. Швидке перетворення Фур'є і алгоритми обчислення згорток. - М.: Радіо и зв'язок, 1985. – 248 с.
28. Ramakrishna Mukkamala, Joanne M. Mathias, Thomas J. Mullen, Richard J. Cohen, and Roy Freeman. System identification of closed-loop cardiovascular control mechanisms: Diabetic autonomic neuropathy. Am J. Physiol., 276:R905-R912, 1999.
29. Ramakrishna Mukkamala, Derin A. Sherman, Roger G. Mark, and Richard J. Cohen. A nonlinear, computational model of the pulsatile heart and circulation. Submitted to Am J. Physiol.
30. Thomas J. Mullen, Marvin L. Appel, Ramakrishna Mukkamala, Joanne M. Mathias, and Richard J. Cohen. System identification of closed-loop cardiovascular control: Effects of posture and autonomic blockade. Am J. Physiol., 272:H448-H461, 1997.
31. Chun, T. I. Spectrum analysis of Human Pulse [Text] / T. I. Chun, G. W. Ling // IEEE Transmission on Biomedical Engineering. – 1983. – Vol. 6 – P. 348–352. doi: 10.1109/tbme.1983.325136
32. Шарпан, О. Б. Програмно-вимірювальна фотоплетизмографічна система пульсової спектрометрії [Текст] / О. Б. Шарпан, О. В. Гусева,

- Н. І. Магльована, О. І. Рибін // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 2007. – № 5. – С. 34–40.
33. Сторчун, Ю. Є. Моделювання елементів біотехнічної системи багатоканальної пульсометрії та розроблення пристрою формування пульсових сигналів [Текст]: автореф. дис. канд. техн. наук: спец. / Ю. Є. Сторчун. – Л., 2004. – 21 с.
34. Нікітчук, Т. М. Метод фазової площини як спосіб дослідження стану серцево-судинної системи на основі аналізу пульсової хвилі [Текст] / Т. М. Нікітчук // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут» Серія: Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2012. – Вип. 48. – С. 179–185.

ДОДАТОК А

Лістинги програм MATLAB для обробки сфігмограм

```

% Завантаження файлів та усунення артефактів на основі
метода 3G
% (Бабій О.М., Пивовар О.С.)
clear; clc; close all; % Очищення робочої області
NA = 3; % ступінь полінома для апроксимації
nn2=4; % Кількість шматків апроксимації на періоді
nart=1; % Кількість проходів за артефактами максимальна
% ОТРИМАННЯ годинної еквідистантної залежності
СФІГМОГРАМИ
name=uigetfile('*.*.'); % Завантаження імені файлу
SFGM=load(name); % 1-й стовпець - час 2-й стовпець
значення тиску
t=SFGM(:,1); P=SFGM(:,2); % Переприсвоєння для
зручності
Ip=round(length(P)); % Кількість вибірок у сфігмограмі
xart(1:Ip)=0.0; % Обнулення масиву артефактів
X=P; % Ініціалізація масиву що буде без артефактів
% Очищення від артефактів методом 3G
M=mean (X);
sko=std (X);
for i=1: nart;
M=mean (X);
sko=std (X);
index = 0;
for j=1: length (X);
if (X (j)< (M+3*sko)) && (X (j)>(M-3*sko))
else
if j==1 X(j)=X(j+1);
else
if j==length(X); X(j)=(X(j-1));
else
xart(j)=X(j); index = index + 1; X(j)=(X(j-
1)+X(j+1))/2;
end;
end
end;
end;
index
end; %

```

Рисунок А.2 Фрагмент програми отримання даних сфігмограми із файлу та усунення артефактів в ній

```

% ОТРИМАННЯ СПЕКТРА СФІГМОГРАМИ та визначення
максимальної частоти в %спектрі
Ip2=round(Ip/2); % Половинна кількість вибірок у
сфігмограмі
IpSPout=round(Ip/100); % Кількість вибірок спектру
(спектринок)
Pm=P-mean(P); % видалення постійної складової сигналу
для кращого масштабування
FftS=abs(fft(Pm,Ip))/Ip; % Нормовані амплітуди
спектринок сфігмограми
Tend = max(t); % Довжина сфігмограми в секундах -
останнє значення часу
dt = Tend/(Ip-1); % Крок відліків у часі в секундах
f = (0:Ip2)/Ip/dt; % Нормування для виведення у
правильних Герцах
figure; plot(f(1:IpSPout),FftS(1:IpSPout)),grid; %
виведення спектру
% Виведення написів спектрального складу сфігмограми
xlabel('Частота, Гц','FontName','Times New Roman
Cyr','FontWeight','bold')
ylabel('Амплітуда, мм рт. ст.','FontName','Times New
Roman Cyr','FontWeight','bold');
title(['АМПЛІТУДНИЙ СПЕКТР ',name],'Color',[0.6 0.2
0.6],'FontName','Times New Roman Cyr',...
'FontWeight','bold','FontSize',11);
[val, idx] = max(FftS(1:Ip2)); % знаходження індексу
макс гармоніки в половині спектру
Maxfft=idx % корекція номера першої гармоніки, можна і
не коригувати

```

Рисунок А.2 Фрагмент програми отримання спектру та визначення значення домінуючої (основної частоти) в ній

```

IN=100;% Кількість точок гістограми
% Побудова гістограми розподілу даних СФГ
[am, bm]=hist (X, IN);%Отримання гістограми
am= 100*am/sum(am);% нормування гістограми
figure; stairs(bm,am,'LineWidth',2); grid on; %Вивід
гістограми ступінчастим графіком

```

Рисунок А.3 Фрагмент програми отримання гістограми сфігмометричних даних та виводу її на екран у вигляді стовпчикової діаграми

```

NA = 3; % ступінь полінома для апроксимації
nn2=6; % Кількість шматків апроксимації на періоді
%апроксимація
sh1=fix(Ip/Maxfft/nn2); % Кількість точок у зоні
апроксимації
nz = fix(Ip/sh1); % Кількість зон апроксимації
MM=(nz-1)*sh1;
Px= P(1:MM);% переприсвоєння масиву часу для кратності
розбиття на блоки
tx= t(1:MM);% переприсвоєння масиву часу для кратності
розбиття на блоки
%виділення частини вихідного масиву для апроксимації

for mm=0:nz-2; %цикл по блоках у урізаному масиві
N1=mm*sh1+1;
N2=sh1*(mm+1);
PPP=Px(N1:N2); % Частина масиву значень сфігмограми
ttt=tx(N1:N2); % Частина масиву часу
coeff1 = polyfit(ttt, PPP, NA); % Обчислення
коефіцієнтів апроксимації
for m=1:sh1;% значення через обчислення полінома
P22=0;
for k=0:NA; % розрахунок значення полінома в точці t
P22= P22+ coeff1(NA-k+1) * ttt(m).^k;
end; % кінець циклу апроксимуючого полінома
P2(m,1)= P22;
xx(m,1)=(-1)^mm; %маркер періоду
end; % кінець циклу за значеннями
P3(mm*sh1+1:sh1*(mm+1),1)=P2; % Зворотне
переприсвоєння частини масиву розрахованим значенням
xxx(mm*sh1+1:sh1*(mm+1),1)=xx;% заповнення маркера періодів
end; % кінець циклу за розбитими блоками

figure;plot(tx,P3,tx,xxx); % апроксимованого 1раз
масивів та маркер періоду

```

Рисунок А.4 Фрагмент програми поліноміальної апроксимації графіка сфігмограми на кожному квазіперіоді, використовуючи декілька блоків розбиття (1 прохід)

```

%апроксимація 2
Ip=round(length(P3)); % Кількість вибірок
апроксимованої сфігмограми
sh1=fix(Ip/Maxfft/nn3); % Кількість точок у зоні
апроксимації
nz = fix(Ip/sh1); % Кількість зон апроксимації
MM=(nz-1)*sh1;
Px= P3(1:MM);% переприсвоєння масиву часу для кратності
розбиття на блоки
tx1= tx(1:MM);% переприсвоєння масиву часу для
кратності розбиття на блоки
%виділення частини вихідного масиву для апроксимації

for mm=0:nz-2; %цикл по блоках у урізаному масиві
N1=mm*sh1+1;
N2=sh1*(mm+1);
PPP=Px(N1:N2); % Частина масиву значень
сфігмограми
ttt=tx1(N1:N2); % Частина масиву часу
coeff1 = polyfit(ttt, PPP, NA); % Обчислення
коефіцієнтів апроксимації
for m=1:sh1;% значення через обчислення полінома
P22=0;
for k=0:NA; % розрахунок значення полінома в
точці t
P22= P22+ coeff1(NA-k+1) * ttt(m).^k;
end; % кінець циклу апроксимуючого полінома
P23(m,1)= P22;
xx1(m,1)=(-1)^mm; %маркер періоду
end; % кінець циклу за значеннями
P4(mm*sh1+1:sh1*(mm+1),1)=P23; % Зворотне
переприсвоєння частини масиву розрахованим значенням
xxx1(mm*sh1+1:sh1*(mm+1),1)=xx1;% заповнення маркера
періодів
end; % кінець циклу за розбитими блоками tx,P3,
%P4 - масив після другої апроксимації
figure;plot(t,P,tx,P3,tx1,P4);grid on; %
апроксимованого 2раз масивів та маркер періоду

```

Рисунок А.5 Фрагмент програми поліноміальної апроксимації графіка сфігмограми на кожному квазіперіоді, використовуючи декілька блоків розбиття (2 прохід)

```

% ОТРИМАННЯ ФАЗОВОЇ ДІАГРАМИ СФІГМОГРАМИ З ДВИГОМ
НАСЛІДНОСТЕЙ У ЧАСІ

%[val, idx] = max(FftS(1:Ip2)); % знаходження індексу
макс гармоніки в половині спектру
%Maxfft=idx-1; % корекція номера першої гармоніки,
можна і не коригувати
Ip=round(length(P4)); % Кількість вибірок у сфігмограмі
урізаного масиву
sh1=round(Ip/Maxfft/3); % формування зсуву на третину
періоду за даними індексу першої гармоніки
sh2=round(sh1*2); % формування зсуву на дві третини
періоду
pp1=P4 - (0.5*(max(P4) + min(P4))); % повторне
центрування урізаного масиву
pp1=pp1./(max(pp1)); % повторне масштабування до 1 і -1
pp2=circshift(pp1,sh1); % масив, циклічний зсув на
третину періоду
pp3=circshift(pp1,sh2); % масив, циклічний зсув на дві
третини періоду
sh = round(Ip/Maxfft); % зсув на один період
pp1 = pp1(sh:Ip); pp2 = pp2(sh:Ip); pp3 = pp3(sh:Ip);
% видалення перших елементів цикл. зсуву
ii=1:1:length(pp3);% довжина після видалення перших
елементів
figure; plot(ii,pp1,ii,pp2,ii,pp3); % три графіки
зрушених на третину періоду
xlabel('Час, c','FontName','Times New Roman
Cyr','FontWeight','bold')
ylabel('Центрована та масштабована амплітуда
тиску','FontName','Times New Roman
Cyr','FontWeight','bold');
title(['ЗСУВ СИГНАЛІВНА ТРЕТЬ СЕРЕДНЬОГО
ПЕРІОДУ',name],'Color',[0.6 0.2 0.6],'FontName','Times New
Roman Cyr',...
'FontWeight','bold','FontSize',11); % Налаштування
висновків графіка лаг сигналів
figure;plot3(pp1,pp2,pp3); % виведення тривимірних
графіків від нормованої сфігмограми
title(['ТРИФАЗОВА ПРОСТОРОВА
ДІАГРАМА',name],'Color',[0.6 0.2 0.6],'FontName','Times New
Roman Cyr',...
'FontWeight','bold','FontSize',11); % Налаштування
виведення сигналу

```

Рисунок А.6 Фрагмент програми лаг-реконструкції тривимірного фазового портрету із зсувом на третину квазіперіоду

```

% ОТРИМАННЯ ФАЗОВОЇ ДІАГРАМИ СФІГМОГРАМИ зсувом
послдовностей У ЧАСІ
    %[val, idx] = max(FftS(1:Ip2)); % знаходження індексу
макс гармоніки в половині спектру
    %Maxfft=idx-1; % корекція номера першої гармоніки,
можна і не коригувати
    Ip=round(length(P4)); % Кількість вибірок у
сфігмограмі урізаного масиву P4
    sh1=round(Ip/Maxfft/3); % формування зсуву на третину
періоду за даними індексу першої гармоніки
    sh2=round(sh1*2); % формування зсуву на дві третини
періоду
    pp1=P4 - (0.5*(max(P4) + min(P4))); % повторне
центрування урізаного масиву
    pp1=pp1./(max(pp1)); % повторне масштабування до 1 і -
1
    pp2=circshift(pp1,sh1); % масив, циклічний зсув на
третину періоду
    pp3=circshift(pp1,sh2); % масив, циклічний зсув на дві
третини періоду
    sh = round(Ip/Maxfft); % зсув на один період
    pp1 = pp1(sh:Ip); pp2 = pp2(sh:Ip); pp3 = pp3(sh:Ip);
% видалення перших елементів цикл. зсуву
    ii=1:1:length(pp3);% довжина після видалення перших
елементів
    figure; plot(ii,pp1,ii,pp2,ii,pp3); % три графіки
зрушених на третину періоду
    xlabel('Час, c','FontName','Times New Roman
Cyr','FontWeight','bold')
    ylabel('Центрована та масштабована амплітуда
тиску','FontName','Times New Roman
Cyr','FontWeight','bold');
    title(['ЗСУВ СИГНАЛІВНА ТРЕТЬ СЕРЕДНЬОГО
ПЕРІОДУ',name],'Color',[0.6 0.2 0.6],'FontName','Times New
Roman Cyr',...
'FontWeight','bold','FontSize',11); % Налаштування
висновків графіка лаг сигналів
    figure;plot3(pp1,pp2,pp3); % виведення тривимірних
графіків від нормованої сфігмограми
    title(['ТРИФАЗОВА ПРОСТОРОВА
ДІАГРАМА',name],'Color',[0.6 0.2 0.6],'FontName','Times New
Roman Cyr',...
'FontWeight','bold','FontSize',11); % Налаштування
виведення сигналу

```

Рисунок А.7 Фрагмент програми реконструкції фазової діаграми
інтегрально – диференційним методом

ДОДАТОК Б

Результати роботи розробленого програмного забезпечення в середовищі
Matlab

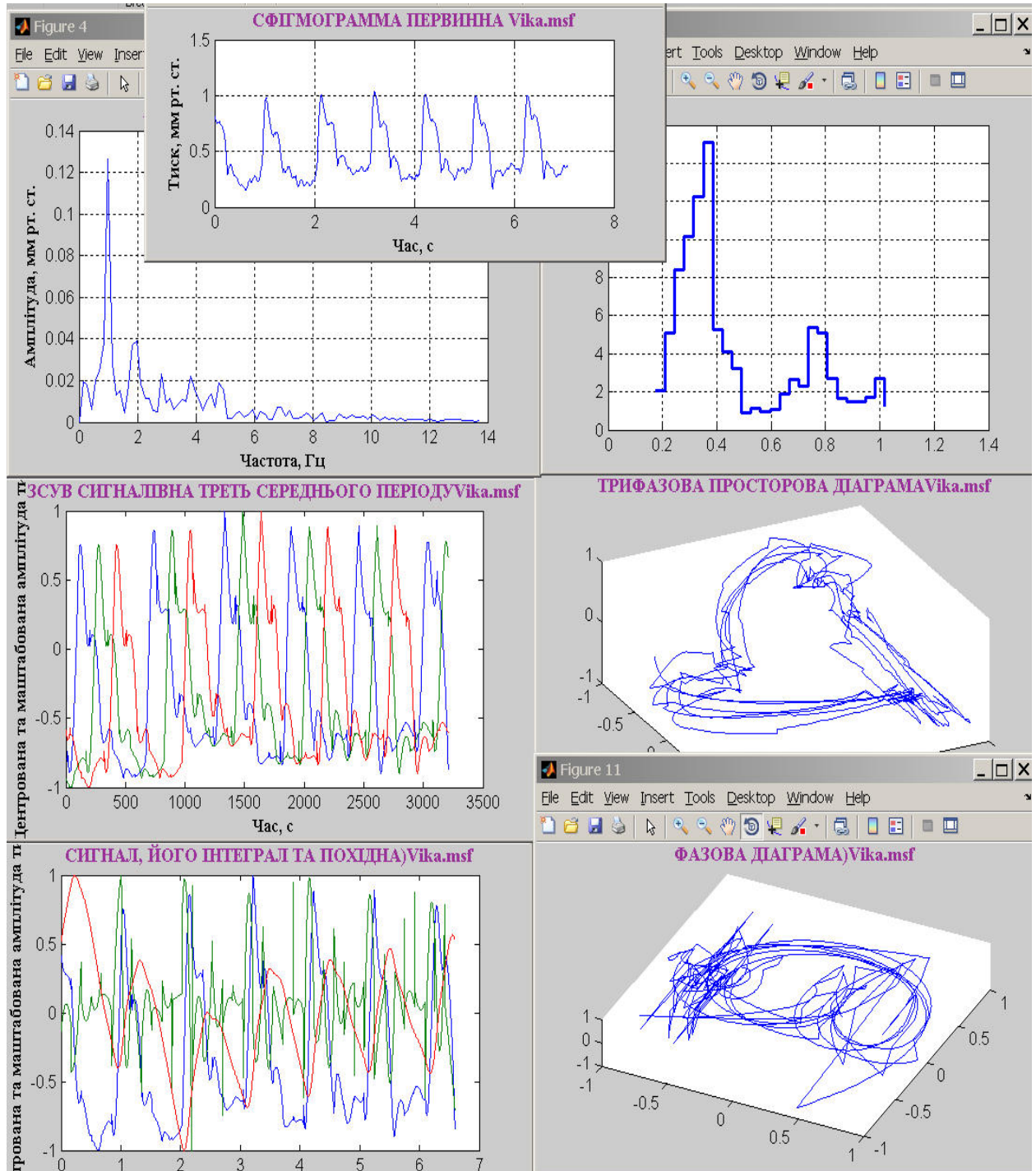


Рисунок Б.1 – Результати обробки сфігмометричних даних пацієнта "Vika" (6 квазіперіодів)

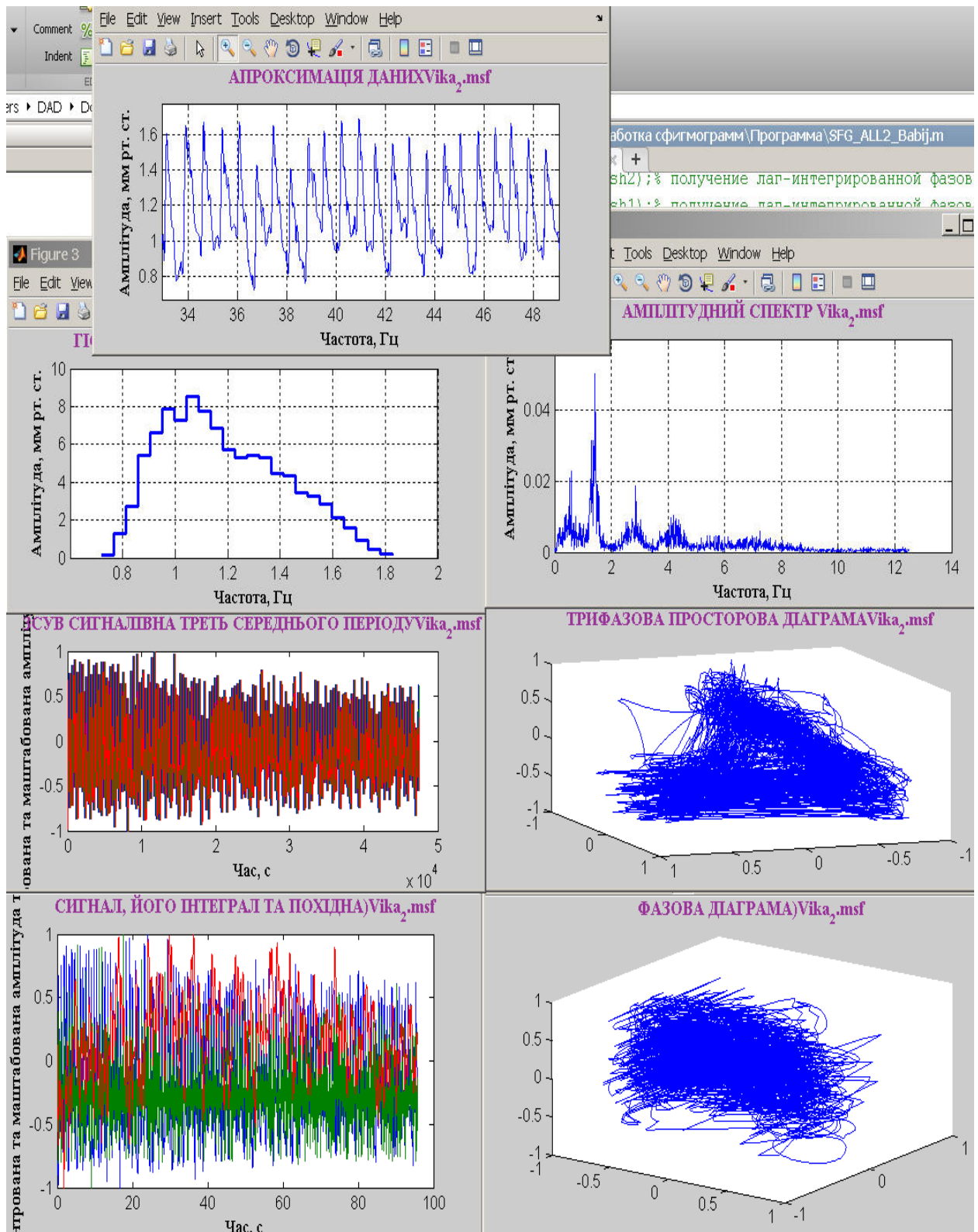


Рисунок Б.2 – Результати обробки сфігмометричних даних пацієнта "Vika"
(більше 100 квазіперіодів)

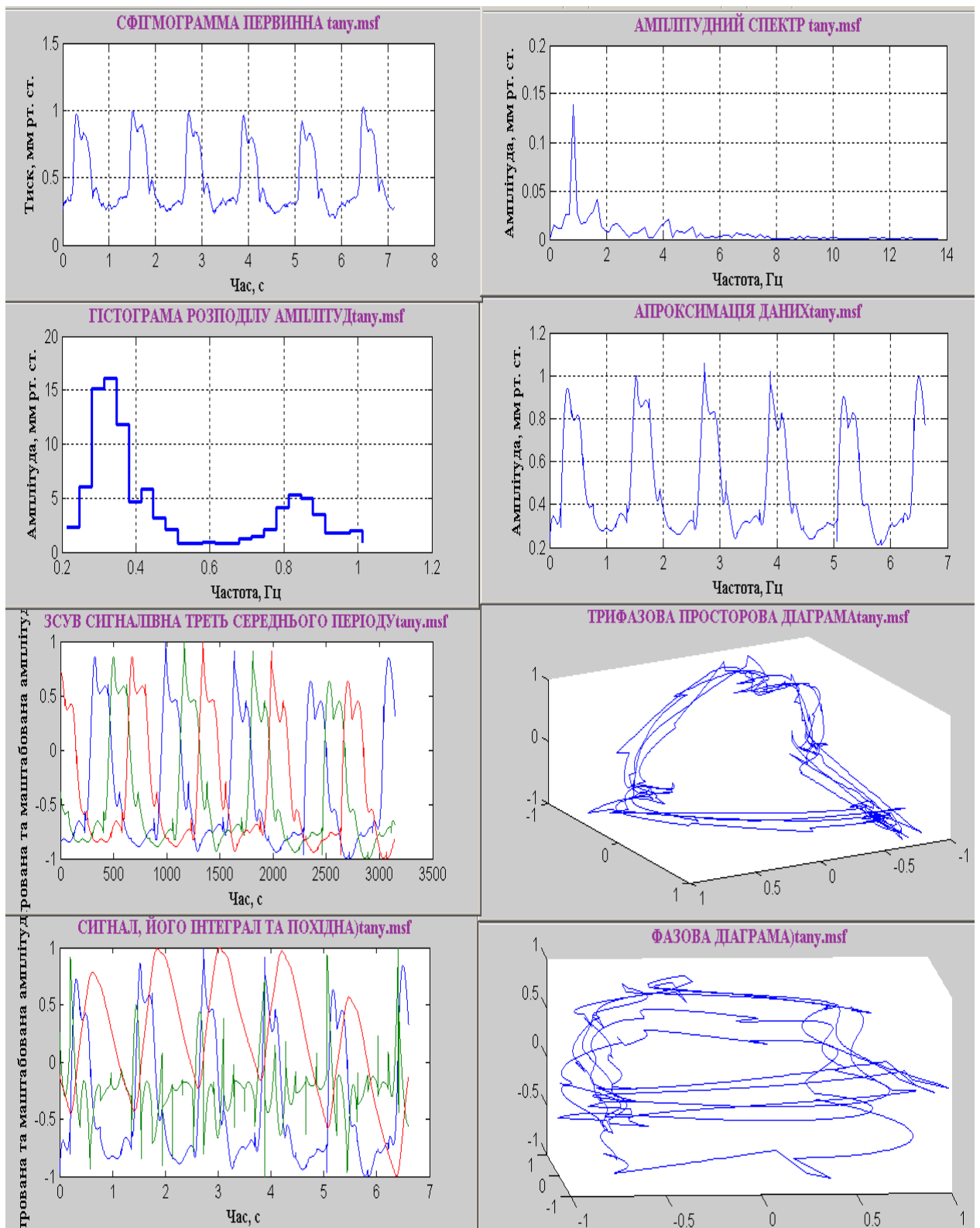


Рисунок Б.3 – Результати обробки сфігмометричних даних пацієнта «Тануа»
(6 квазіперіодів)

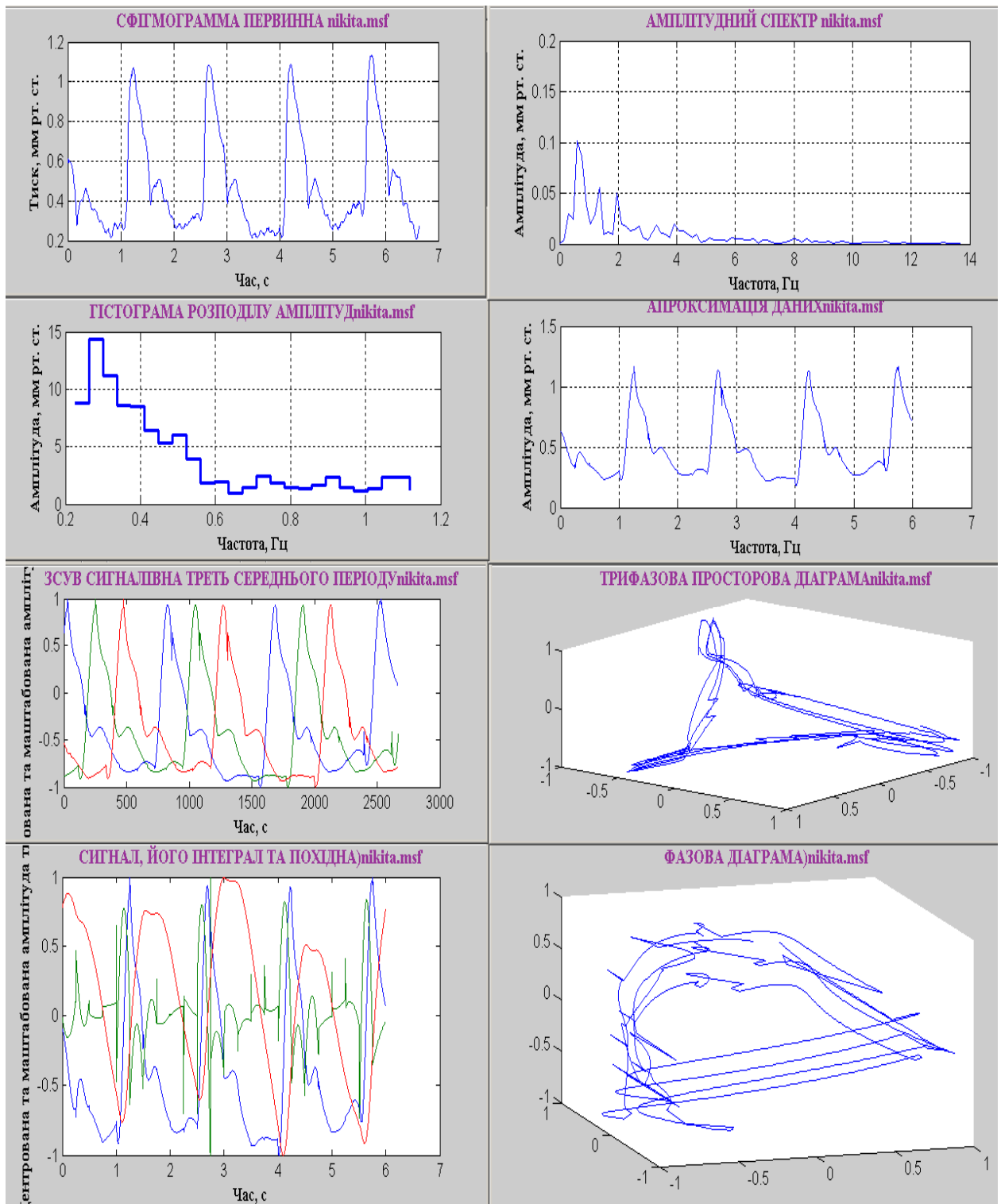


Рисунок Б.4 – Результати обробки сфігмометричних даних пацієнта "Nikita" (4 квазіперіода)

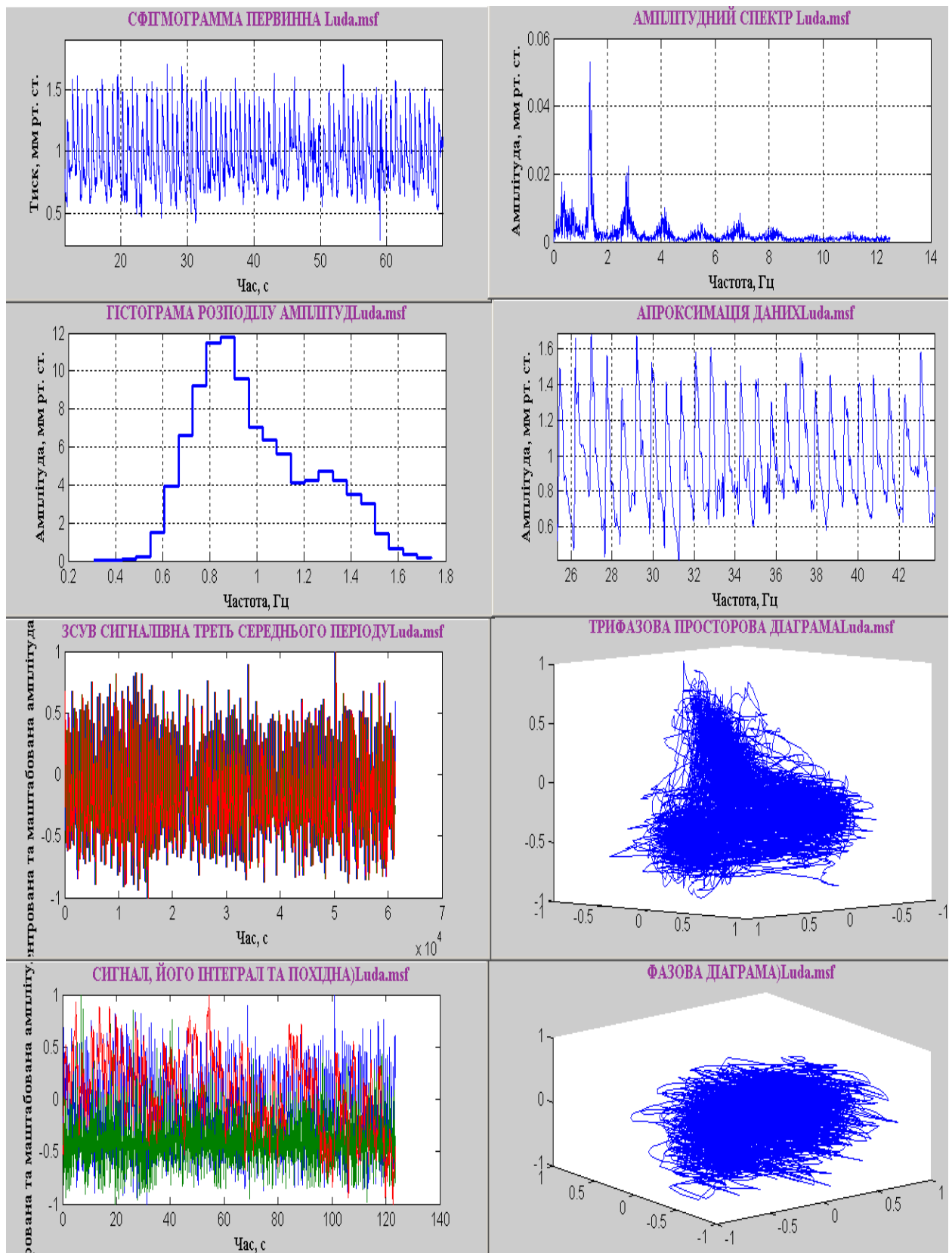


Рисунок Б.5 – Результати обробки сфігмометричних даних пацієнта "Luda" (більш як 100 квазіперіодів)

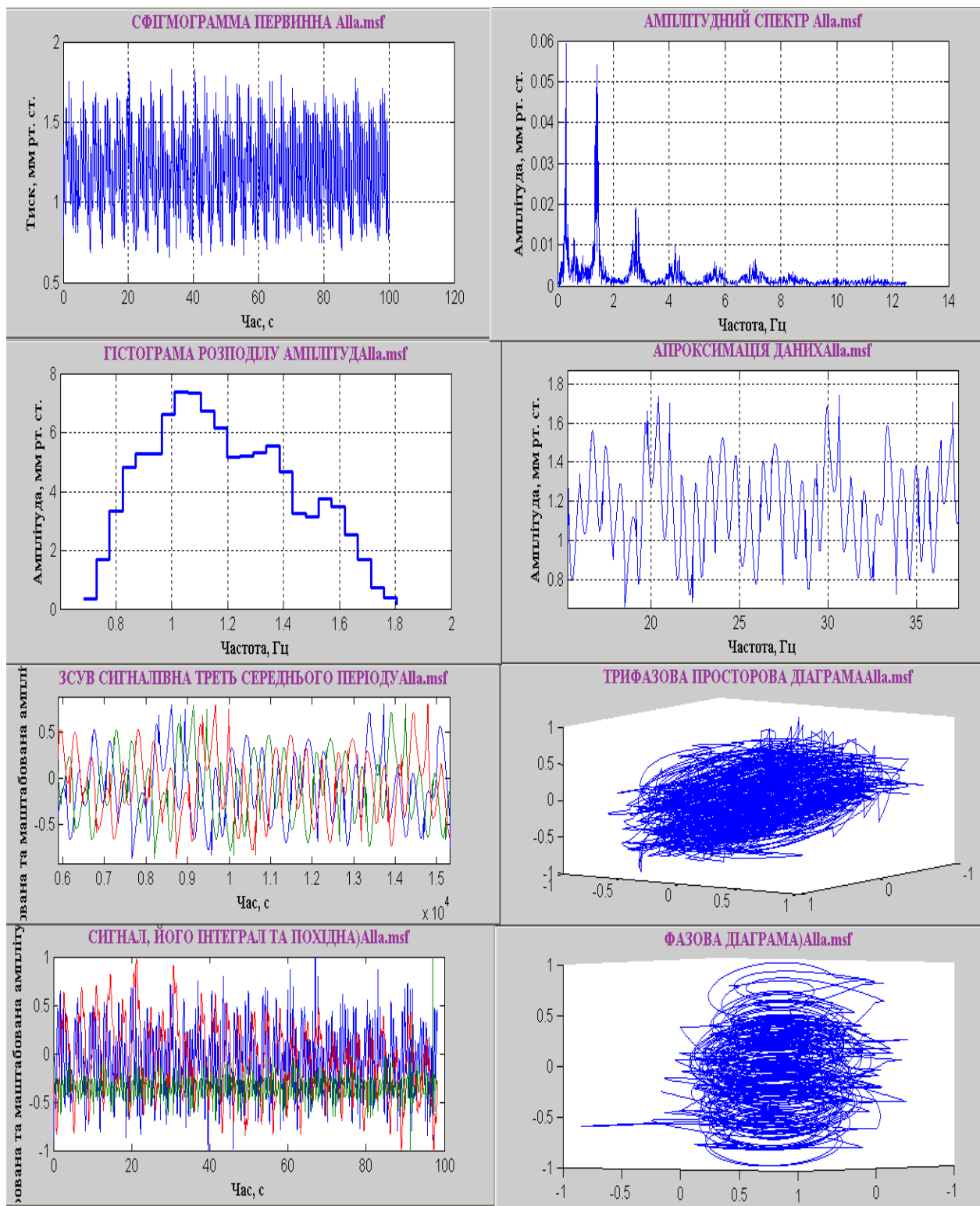


Рисунок Б.6 – Результати обробки сфігмометричних даних пацієнта «Alla»
(більш як 100 квазіперодів)

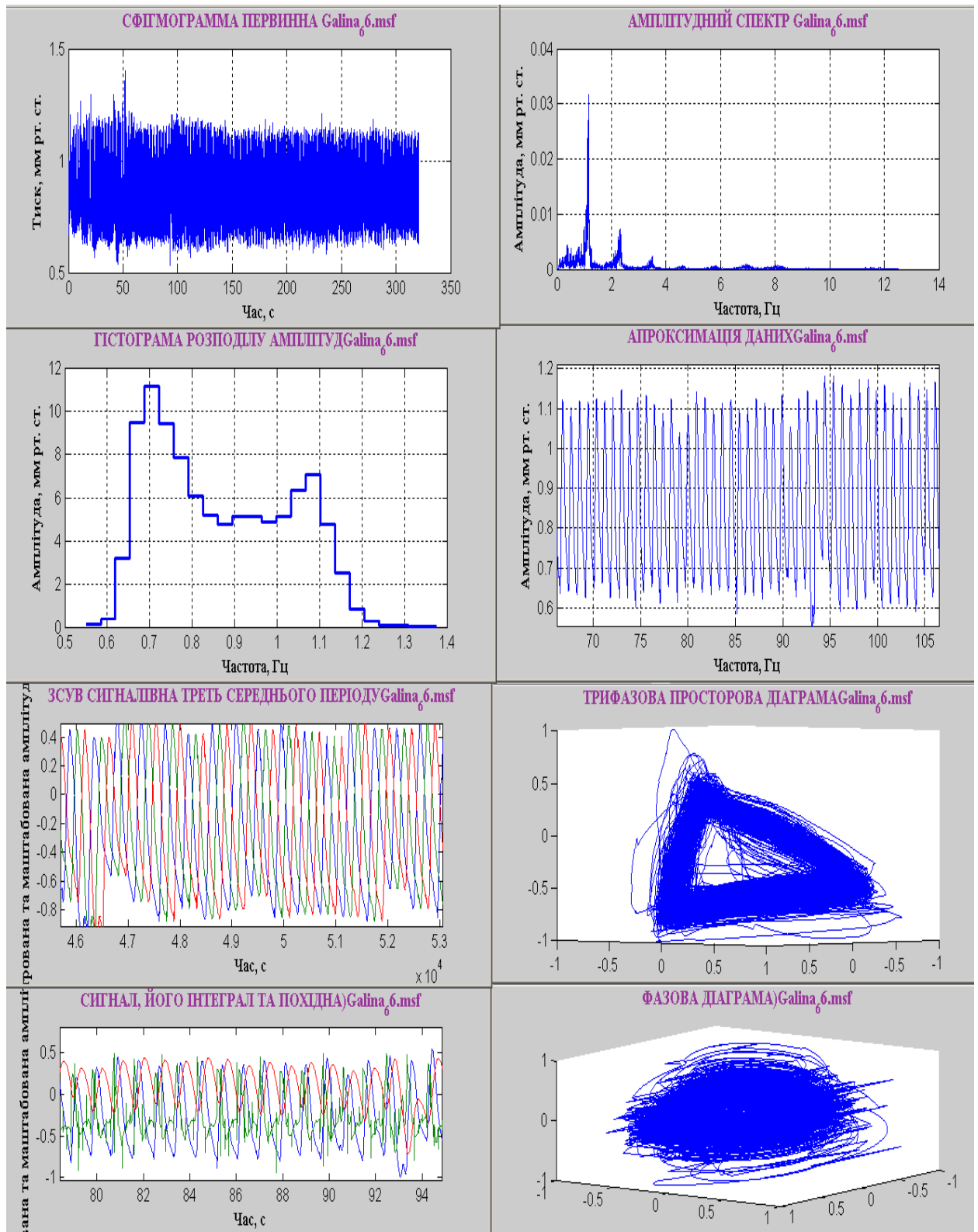


Рисунок Б.6 – Результати обробки сфігмометричних даних пацієнта «Galina»
(більш як 200 квазіперіодів)

ДОДАТОК В

ПУБЛІКАЦІЇ ПО ТЕМІ МАГІСТЕРСЬКОЇ РОБОТИ

УДК 355(477)37
ББК 32.26.8-68.49

ВІЙСЬКОВИЙ ІНСТИТУТ
КИЇВСЬКОГО НАЦІОНАЛЬНОГО УНІВЕРСИТЕТУ
ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

Військова освіта і наука: сьогодення та майбутнє : збірник тез доповідей XVIII Міжнародної науково-практичної конференції, м. Київ, 25 листопада 2022 р. Київ : Військовий інститут Київського національного університету імені Тараса Шевченка, 2022. 378 с.

Т30

Рекомендовано до друку Вченою радою Військового інституту Київського національного університету імені Тараса Шевченка
(*протокол від 17.11.2022 № 3*).

Редакційна колегія:

Шевченко А.М., бригадний генерал, **Попков Б.О.**, п-к, к.військ.н., с.н.с., **Прохоров О.А.**, п-к, к.пед.н., доц., **Пампуха І.В.**, п-к, к.т.н., доц., **Гончарук Л.М.**, п-к, к.філол.н., **Жарков Я.М.**, прац. ЗСУ, к.і.н., доц., **Позняков О.П.**, п-к, к.філол.н., доц., **Мась Н.М.**, п-к, к.психол.н., **Сизов А.І.**, п-к, к.е.н., **Коропачнік І.М.**, п-к, д.ю.н., проф., **Рижиков В.С.**, прац. ЗСУ, д.пед.н., проф., **Ленков С.В.**, прац. ЗСУ, д.т.н., проф.

У збірнику тез доповідей друкуються матеріали виступів наукових і науково-педагогічних працівників, курсантів (студентів) Військового інституту Київського національного університету імені Тараса Шевченка та інших вищих військових та закладів вищої освіти України.

У публікаціях розглядаються: технічні проблеми озброєння і військової техніки та технології подвійного призначення; актуальні проблеми лінгвістичного забезпечення Збройних Сил України; актуальні питання гуманітарного та соціального розвитку Збройних Сил України; інформаційно-психологічна боротьба у воєнній сфері; інформаційно-медієне забезпечення Міністерства оборони України та Збройних Сил України; фінанси; актуальні проблеми військового права; актуальні проблеми геопросторової підтримки військ в умовах ведення російсько-української війни; наукові проблеми військової політології та морально-психологічного впливу.

ЗБІРНИК ТЕЗ ДОПОВІДЕЙ

XVIII Міжнародної науково-практичної конференції

**"Військова освіта і наука:
сьогодення та майбутнє"**

25 листопада 2022 року

© Військовий інститут Київського
національного університету
імені Тараса Шевченка

Київ – 2022

- Савенко О.С., Муляр І.В., Любінецький Д.В.** Система захисту корпоративної мережі організації від інсайдерських атак 56
- Муляр І.В., Мірошніченко О.В., Вітюк А.Р., Пичура В.Ю., Солодєва Л.В.** Аналіз підходів до проєктування децентралізованих систем з використанням технології Блокчейн 57
- Nanivskiy R.** The influence of the suspension energy recuperation system on the tactical and technical characteristics of armored fighting vehicles 58
- Ільченко В.В., Нікіфоров М.М., Лисоченко С.В., Зеліський В.А.** Визначення координат джерел вібрацій на поверхні землі 59
- Ільченко В.В., Нікіфоров М.М., Лоза В.М., Лисоченко С.В.** Особливості розпізнавання рухомих об'єктів 61
- Перепеліцин С.О.** Використання пасивних сенсорів у військових радіомережевих структурах сумісних із системою геолокації GIS 62
- Охрамович М.М., Кравченко О.І., Шевченко В.В.** Енергодинамічний метод, як спосіб удосконалення процесу діагностування цифрових типових елементів заміни радіоелектронної техніки 64
- Бабій О.М., Пивовар О.С.** Радіотехнічні методи підвищення якості вторинної обробки сигналів кровообігу людини 65
- Poltorak M., Chernykh Y.** Use of simulators for the training of military personnel 66
- Романюк Т.О.** Технічні рішення для побудови тестів цифрових програмно-керованих пристроїв радіоелектронної техніки 68
- Сальнікова О.Ф., Ленков С.В., Сєлюков О.В.** Прогнозування необхідного попиту в умовах централізованої системи постачання озброєння, військової техніки та запасних частин 69
- Солтис В.М., Чешун В.М., Попков Б.О., Халіманенко С.М.** Моделі на основі нечіткої логіки і теорії опитувальників в технічній діагностиці цифрових пристроїв 70
- Сторубльов О.І., Бурдюг О.В.** Особливості системи розробки озброєння та військової техніки ОПК країн-членів НАТО 72
- Хмельницький Ю.В., Лоза В.М., Мартинець А.Д.** Побудова інформаційної системи та захист її ресурсів 73
- Пампуха І.В., Ярмолай І.О.** Структурний аналіз та ідентифікація динамічних параметрів структури систем сейсмоакустичного моніторингу 74
- Толопа С.В., Шевченко А.М., Ярмолай І.О.** Оптимальні оцінки параметрів моделі сейсмічного моніторингу 75

енергодинамічного процесу у логічних елементах (ЛЕ) для визначення технічного стану зрака озброєння. Аналіз спектрів сигналів протікання енергодинамічного процесу, що виникають у ланцюзі живлення складних цифрових об'єктах, показав, що спектри сигналів є достовірним джерелом діагностичної інформації. Використовуючи принципи одночасного аналізу вихідної реакції і параметрів енергодинамічного імпульсу, технічно можливо реалізувати пристрій для діагностування цифрових ТЕЗ на основі спектрального аналізу параметрів енергодинамічного процесу.

Це в свою чергу приведе до зменшення часу виявлення раптових відмов об'єктів радіоелектронної техніки та значно скоротить витрачений час на відновлення цифрових типових елементів заміни радіоелектронної техніки, вимоги до яких постійно зростають в умовах відбиття Збройними Силами України російської агресії.

Бабій О.М. (ХмНУ)

к.т.н. доц. Пивовар О.С. (ХмНУ)

РАДІОТЕХНІЧНІ МЕТОДИКИ ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ ВТОРИННОЇ ОБРОБКИ СИГНАЛІВ КРОВООБІГУ ЛЮДИНИ

В умовах військових дій під час поранень в першу чергу вражається система кровообігу людини, в таких ситуаціях надзвичайно важливий експрес аналіз її стану. Структурна складність біологічних взаємодій під час реалізації процесів кровообігу людини та наявність потужних завад під час отримання даних обумовлює необхідність розробки методів комплексної ідентифікації хвороб через візуалізацію результатів роботи біологічних сенсорів.

Діагностика стану системи кровообігу може бути реалізована цілим рядом методів: електрокардіографія, кінетокардіографія, сфїгмографія, реографія, луна-кардіографія, тощо. Переважальним у медичній практиці є застосування сфїгмографії, що ґрунтується на вимірюванні часової залежності рівня пульсових коливань стінок кровоносних судин. Залежно від типу сфїгмометричного сенсора та його розташування на об'єкті отримані дані надзвичайно сильно спотворюються супутніми завадами, що вимагає розробки методів їх вторинної обробки.

Радіотехнічні методики вторинної обробки передбачають отримання спектру сигналу та фільтрацію спектральних складових для виділення суттєвих параметрів та характеристик патології. Вторинну обробку сфїгмометричних сигналів можливо провести також і іншими методами, наприклад: перетворення Гільберта-Хуанга, вейвлет-аналізу тощо.

Запропонований метод передбачає застосування радіотехнічних методик із наступною візуалізацією результатів в тривимірній площині із вибором



ТЕЗИ ДОПОВІДЕЙ

XVIII Міжнародної науково-практичної конференції

"Військова освіта і наука: сьогодення та майбутнє"

Тексти тез представлені у авторській редакції. Автори несуть повну відповідальність за зміст, добір, точність наведених фактів, цитат, власних імен, дат та інших відомостей.

Збір, технічне редагування та комп'ютерна верстка – Бадрук О.О.
Оригінал-макет та обкладинка – Халіманенко С.М.

Підписано до друку 25.11.2022. Формат 60x84/16.
Гарнітура Times. Папір офсетний. Друк ризограф. Тираж 10.
Умов. друк. аркушів 18. Заказ № 41-16.

Надруковано в навчальному картографічному комплексі ВІКНУ
03189, Київ, вул. Ломоносова, 81
521-32-89



просторової точки спостереження таким чином, щоб патологічні особливості були найбільш яскраво виділені. На першому етапі проводиться отримання спектру сфінгометричного сигналу та виділення квазіперіоду та первинна фільтрація флукуційних завад. На другому етапі дані опосередковуються та підлягають подвійній апроксимації поліномом 10-16 порядку. Останній етап полягає у формуванні різних фазових образів із отриманих в попередніх етапах даних для відтворення в рамках просторової (3D) залежності, яку засобами тривимірної графіки позиціонують у необхідну площину для найбільш оптимального спостереження.

Моделювання та дослідження проводилось в середовищі Matlab для вибірки із більш 10 сфінгометричних даних із патологіями. Використання методики дозволяє фахівцеві оперативно та більш впевнено проводити експрес аналіз стану системи кровообігу людини.

*Ph.D. Poltorak M. (NDUU)
Ph.D. Chernykh Y. (MI KNU)*

USE OF SIMULATORS FOR THE TRAINING OF MILITARY PERSONNEL

Warfare continues to change as new operational methods like hybrid warfare are combined with new technologies such as cyber, drones, and 3-D printing. Military training also must continue to change so that the Ukrainian military personnel are prepared to confront emerging threats and potential enemies that are growing in strength and ambitions. Training innovation and training resourcing are critical to achieving new and better ways to train Ukrainian armed forces.

When personnel are not actually engaged in combat, training dominates military activity in all four services on a daily basis. Soldiers, sailor and airmen are trained from the first day they enter the armed forces until the last day of their service. Commanders at every level consider training for future combat and military operations to be one of their primary responsibilities. Each service expends significant time, money, and personnel on generating, conducting, and sustaining the most effective training possible for individuals, teams, units, and organizations at every echelon. Failure to conduct such training or conducting training that does not attend to the harsh realities of war will likely lead to failure in battle.

Simulators and simulations have a long history of enabling training for military forces. Simulators include capabilities that replicate actual systems in order to maximize training opportunities, reduce cost, promote safety, or preserve

Anti-Plagiarism v-15.257

Максимальне схоплення з одним документом: 0.0%

Словник перевірки: en_US, pl_PL, ua_UA. Схоплення в документах: 10%

ID: 108950 Назва: Радіотехнічний метод вторинної обробки даних біологічних сенсорів Добавлено в БД: 2022-12-05 Автор: Бабій Олег Миколайович Руководитель: Шавлар Олег Сергійович Консультант: Оценщик:	Документ		Сумарне схоплення по Базе Даних	
	Символи	Лексеми	Символи	Лексеми
	101796	1583	477 (0%)	14 (1%)

Источники плагиата

ID	Описание	Найбільше схоплення в документі	
		Символи	Лексеми



Ім'я користувача:
Kafedra TMIT KhNU

Дата перевірки:
03.12.2022 06:49:58 EET

Дата звіту:
03.12.2022 07:13:44 EET

ID перевірки:
1013165758

Тип перевірки:
Doc vs Internet + Library

ID користувача:
100005657

Назва документа: Бабій_ТРМ-21

Кількість сторінок: 90 Кількість слів: 15110 Кількість символів: 122835 Розмір файлу: 2.72 MB ID файлу: 1012931507

426 слів позначені як "вилучені" та не враховуються у підрахунку слів

0.37%
Схожість

Найбільша схожість: 0.12% з джерелом з Бібліотеки (ID файлу: 1005782469)

0.16% Джерела з Інтернету 5 Сторінка 92

0.21% Джерела з Бібліотеки 3 Сторінка 92

0.98% Цитат

Цитати 3 Сторінка 93

Не знайдено жодних посилань

0%
Вилучень

Деякі джерела вилучено автоматично (фільтри вилучення: кількість знайдених слів є меншою за 8 слів та 0%)

0% Вилучення з Інтернету 1 Сторінка 94

0% Вилученого тексту з Бібліотеки 2 Сторінка 94

Модифікації

Виявлено модифікації тексту. Детальна інформація доступна в онлайн-звіті.

Замінені символи 18

РЕЦЕНЗІЯ

на дипломну роботу студента групи ТРМ-21-1

Бабій Олега Миколайовича

«Радіотехнічний метод вторинної обробки даних біологічних сенсорів»

Дипломна робота присвячена розгляду питань забезпечення використання радіотехнічних методів у галузі охорони здоров'я людини в аспектах швидкої та надійної діагностики захворювань та змін в роботі серцево-судинної системи за допомогою вторинної обробки експериментальних даних отриманих з боку сфігмометричних сенсорів.

Робота складається із вступу, 4 розділів, висновків по роботі, переліку із 34 джерел посилання та 3 додатків (10 сторінок). Загальний обсяг роботи в якому викладено основний зміст складає 80 сторінок і містить 50 рисунків на 50 сторінках по тексту та 25 аналітичних залежностей. Повний обсяг роботи - 110 сторінок.

У вступі підкреслюється актуальність тематики роботи особливо в умовах військового стану під час боротьби українського народу із агресією з боку Росії. Визначено мету, завдання, наукову новизну та практичну цінність роботи.

Перший розділ роботи присвячено аналізу методів отримання та обробки біомедичної інформації під час медико-біологічних досліджень. Визначено актуальність візуалізації отриманої інформації для швидкої діагностики.

Другий розділ присвячено побудові моделей та формуванню рівня їх адекватності для підготовки до вторинної обробки циклічних біосигналів..

Третій розділ розглядає яким чином суто радіотехнічні методи можуть допомогти виявляти параметри та характеристики сигналів біологічних сенсорів в умовах супутніх вимірюванню завад та спотворень. Запропоновано метод візуалізації даних на основі методи властивих способам обробки у нелінійних динамічних системах. Показана адекватність

застосування такого підходу за аналогію до складної серцево-судинної системи людини.

Четвертий розділ повністю присвячено розробці алгоритмів та програмного забезпечення в середовищі Matlab для реалізації запропонованих методів та методик вторинної обробки сигналів біологічних сфігмометричних сенсорів. На основі дослідної групи пацієнтів представлено результати обробки та висвітлено рекомендації до застосування даного методу.

Процес висвітлення основних позицій щодо тематики досліджень є логічно пов'язаним. Наведені у роботі припущення мають достатнє обґрунтування. Оформлення пояснювальної записки знаходиться на рівні, що відповідає стандарту університету.

Серед позитивних сторін магістерської роботи слід відмітити наступне:

- процес висвітлення матеріалу логічно пов'язаний;
- запропонований метод візуалізації, що ґрунтується на методах обробки радіосигналів та забезпечує повне використання інформації у всіх виборках сигналу особливо на значних інтервалах часу;
- розроблено програмне забезпечення, що готове для застосування та протестоване помодульно і в цілому.

Серед недоліків слід відмітити:

- пропущена нумерація аналітичних виразів (21), в перелік джерел помилково введено два однакових джерела, присутня незначна кількість стилістичних та граматичних помилок пов'язана із автозаміною тексту;
- в мінімальному обсязі наведено алгоритми розробленого програмного забезпечення;

Загалом дипломна робота магістра Бабій Олега Миколайовича заслуговує на оцінку “відмінно”.

Рецензент: д.т.н., проф., зав.каф. АКІТ



Мартинюк В. В.

Завідувачу кафедри
телекомунікацій, медійних та
інтелектуальних технологій (ТМІТ)
Підченко С.К.
здобувача вищої студента
2 курсу, гр. ТРМ-21-1
Бабій Олега Миколайовича

ЗАЯВА

З правилами чинного Положення «Про дотримання академічної доброчесності в Хмельницькому національному університеті» від 26.09.2020 (зі змінами від 26.11.2020), згідно з яким виявлення плагіату є підставою для відмови в допуску кваліфікаційної роботи до захисту та застосування заходів дисциплінарної та академічної відповідальності, ознайомлений. Про використання програмно-технічних засобів для перевірки кваліфікаційних робіт здобувачів вищої освіти на плагіат оповіщена та надаю свою згоду на обробку та збереження університетом моєї роботи в інституційному репозитарії університету.

Також надаю університету право на передачу моєї роботи для обробки та збереження в базах даних програмно-технічних засобів (Unicheck та Anti-Plagiarism) та використання роботи для виявлення плагіату в інших роботах, які перевіряються програмно-технічними засобами та користувачами, що мають доступ до цих програмно-технічних засобів, виключно в обмежених цілях для виявлення плагіату в текстах робіт.

Робота для перевірки університетом надається в друкованому та електронному варіанті. Електронна версія моєї роботи збігається (ідентична) з друкованою.

2.12.22

дата



підпис

Бабій О.М.

РІШЕННЯ КАФЕДРИ
ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ, МЕДІЙНИХ ТА ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ
ТЕХНОЛОГІЙ

ПРО ДОПУСК КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ ДО ЗАХИСТУ

Підтверджуємо ознайомлення з результатом звіту подібності щодо роботи, генерованого системою виявлення текстових збігів/ідентичності/схожості:

Назва: Радіотехнічний метод вторинної обробки даних біологічних сенсорів

Автор: **Бабій Олег Миколайович**

Спеціальність: **172 Телекомунікації та радіотехніка**

Освітня програма: Телекомунікації та радіотехніка

Науковий керівник: **к.т.н., доц. Пивовар Олег Сергійович**

Після аналізу звіту подібності зроблено такий висновок:

№	Висновок	Позначка про відповідність
1	Запозичення, виявлені в роботі, є законними і не є плагіатом (далі – зазначаються підстави віднесення запозичень до правомірних). Робота приймається до захисту.	<u>Відповідає</u>
2	Виявлені запозичення не є плагіатом, розміщені в розділах, які не описують безпосередньо авторське дослідження, але кількість цитат перевищує обсяг, виправданий поставленою метою роботи (далі – зазначаються детальні та аргументовані підстави віднесення запозичень до правомірних). Робота приймається до захисту, але має бути відкоригована. Відкоригований варіант має бути поданий на кафедру за 2 дні до захисту, разом із заявою щодо самостійності виконання письмової роботи та ідентичності друкованої та електронної версії роботи	
3	Виявлені запозичення не є плагіатом, але частково розміщені в розділах, які описують безпосередньо авторське дослідження, а кількість цитат перевищує обсяг, виправданий поставленою метою роботи. В зв'язку з цим мета роботи та поставлені завдання не були досягнені. Робота може бути допущена до захисту (наступного року) після того як буде відкоригована та допрацьована і успішно пройде повторну перевірку на академічний плагіат.	
4	Робота містить навмисні текстові спотворення, передбачувані спроби укріття запозичень або інші прояви академічного плагіату. Робота містить фабрикацію або фальсифікацію даних. Робота не допускається до захисту.	
5	Інше:	

Підтвердження: Запозичення у розмірі 0,37% є випадковими збігами та не є плагіатом.

Відповідальний за контроль

плагіату за системою Unicheck та антиплагіатизм (ХНУ):

5.12.22р.

Олег ПИВОВАР

Зав. каф. ТМІТ

Сергій ПІДЧЕНКО

5.12.22р.

ДИПЛОМНА РОБОТА

1

магістра із спеціальності "Телекомунікації та радіотехніка"

Тема: **Радіотехнічний метод вторинної обробки даних біологічних сенсорів**

Студент: **Бабій Олег Миколайович , гр. ТРМ-21-1**

Керівник: **Пивовар Олег, доц. каф. ТКІТ, ХНУ**

Мета роботи: **вдосконалення застосування радіотехнічних та нелінійних принципів обробки сигналів для вторинної обробки та візуалізації даних біологічних сенсорів**

Об'єкт дослідження: **процеси виявлення параметрів та характеристик біологічних сигналів**

Предмет дослідження: **застосування фазових площин для візуалізації сфінгометричних даних**

**Хмельницький 2022,
Хмельницький національний університет,
каф. Телекомунікацій, мобільних та інтелектуальних технологій**

2

СХЕМА ОБРОБКИ РЕЗУЛЬТАТІВ БІОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

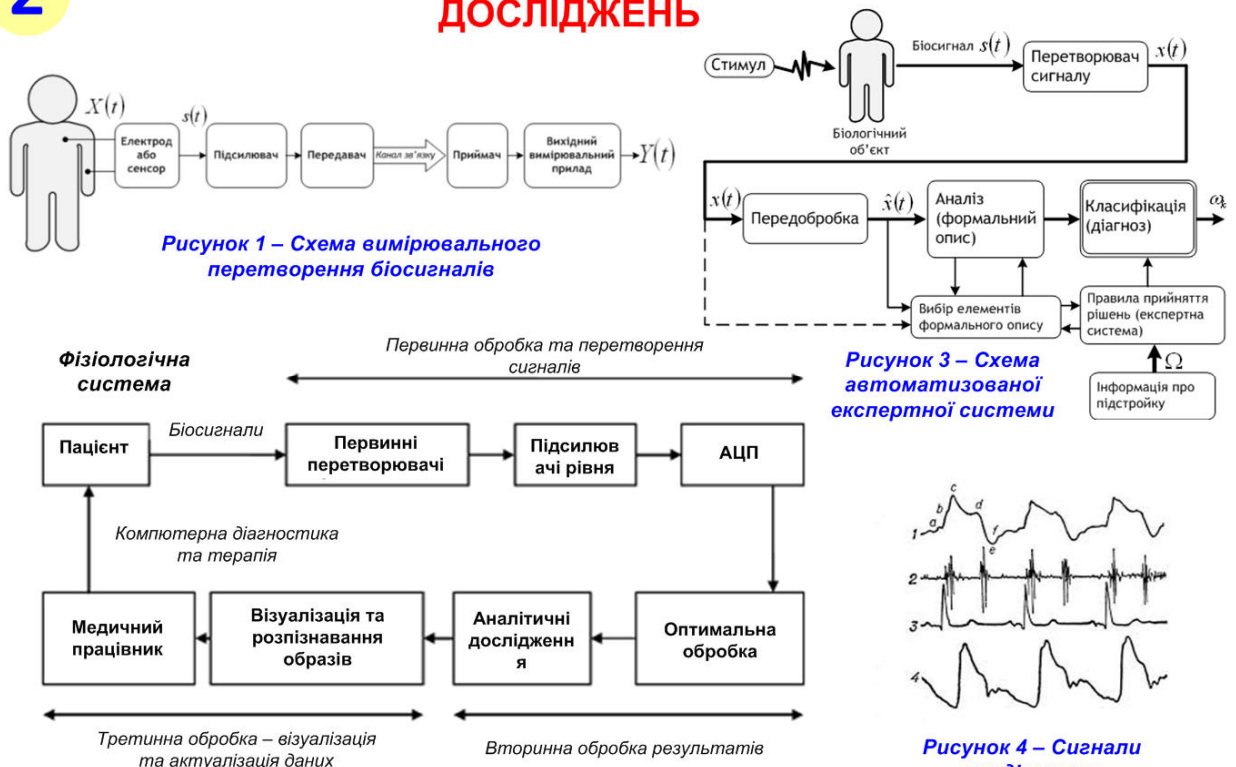


Рисунок 2 – Етапи обробки біосигналів із цифровим перетворенням

Рисунок 4 – Сигнали кардіограми

РАДІОТЕХНІЧНІ ПРИСТРОЇ ПІД ЧАС ОБРОБКИ БІОСИГНАЛІВ

3

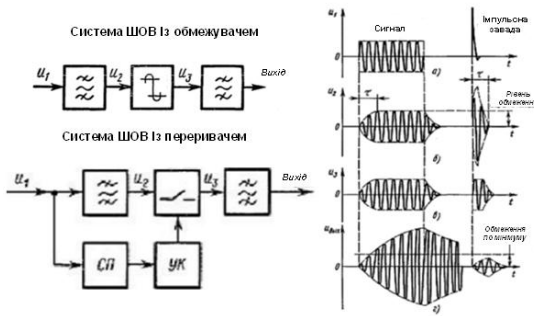


Рисунок 1 – Схема захисту від потужних імпульсних завад

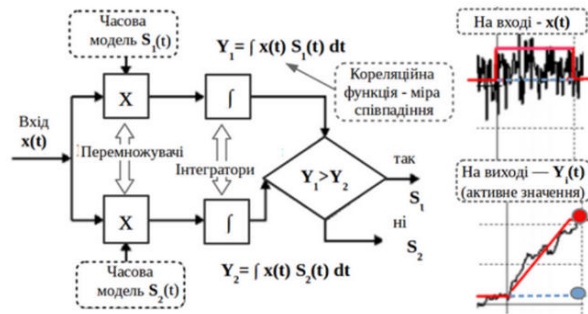


Рисунок 3 – Схема квадратурної оптимальної обробки

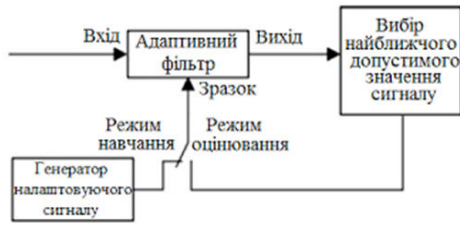


Рисунок 2 – Схема адаптивної фільтрації

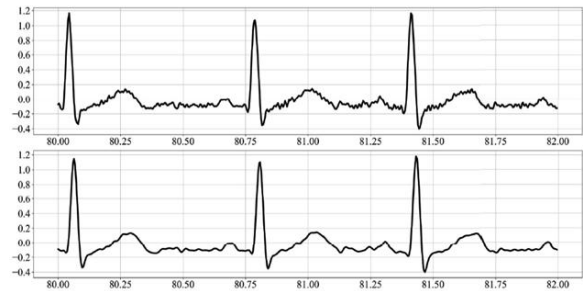


Рисунок 4 – Результат обробки сигналу кардіограми низькочастотною фільтрацією

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ВІДНОВЛЕННЯ АТРАКТОРА ЛАГ-РЕКОНСТРУКЦІЄЮ

4

Фазові змінні як неперервні функції часу в нелінійних динамічних системах що можуть формувати аттрактори

$$[Y] = [y_1(t); y_2(t); y_3(t); \dots; y_K(t)]$$

Реконструкція фазових змінних по одному часовому ряду за допомогою лаг-процедури

$$[Y_i] = [y_i(t); y_i(t - \tau); y_i(t - 2\tau); \dots; y_i(t - (N - 1)\tau)]$$

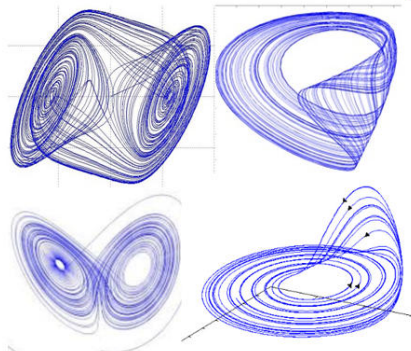


Рисунок 1 – Деякі просторові форми дивних атракторів нелінійних динамічних систем

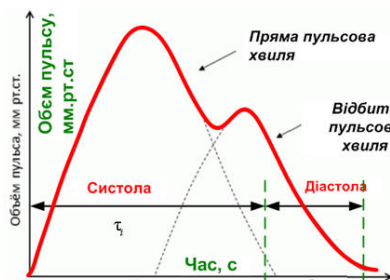


Рисунок 2 – Характерна форма серцевого ритму за сфігмограмою

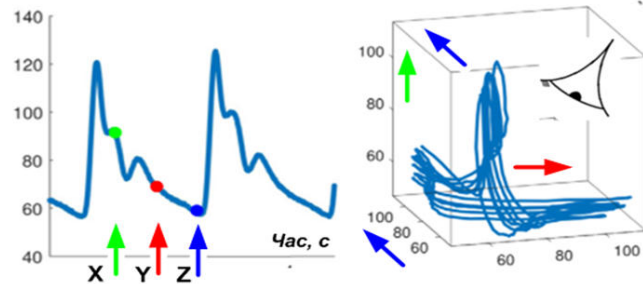


Рисунок 3 – Порядок лаг-реконструкції аттрактора нелінійної динамічної системи серцевих ритмів

СХЕМА ВІДНОВЛЕННЯ 3D АТРАКТОРА ЛАГ-РЕКОНСТРУКЦІЄЮ

5

$$[Y] = [y_1(t); y_2(t); y_3(t)]$$

$$\tau \cong \frac{1}{3} T_{\text{кСФ}}$$

$$[Y_{1^m}] = [y_1(t); y_1(t-\tau); y_1(t-2\tau)]$$

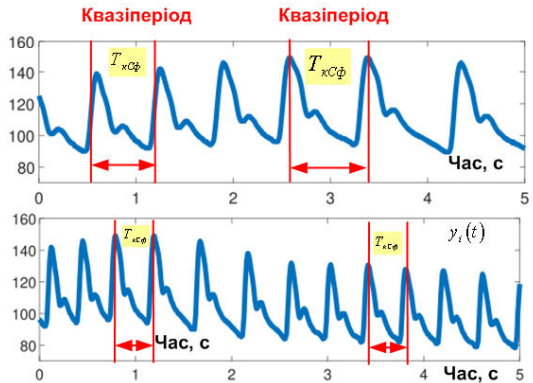
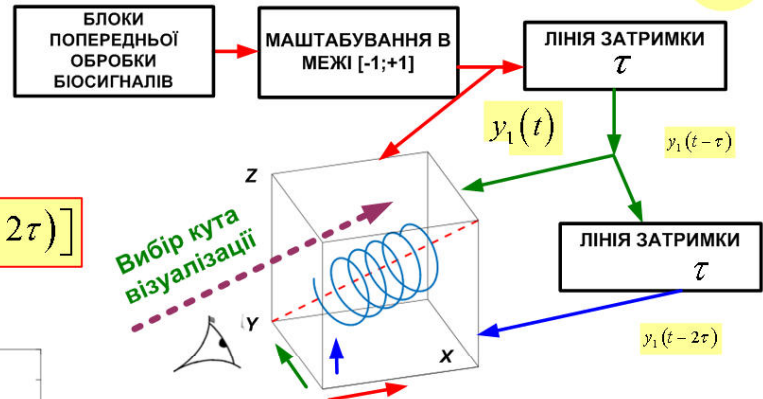


Рисунок 1 – Серцева ритміка в нормальному (вверху) та збудженому стані(внизу)

Рисунок 2 – Схема реконструкції та візуалізації атрактора за лаг-процедурою

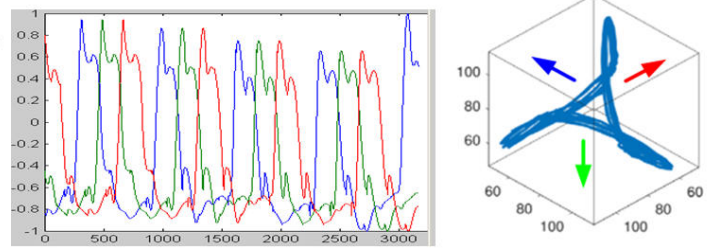


Рисунок 3 – Проектування 3D атрактора на площину огляду (візуалізації)

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ВІДНОВЛЕННЯ АТРАКТОРА ДИФЕРЕНЦІЙНОЮ РЕКОНСТРУКЦІЄЮ

6

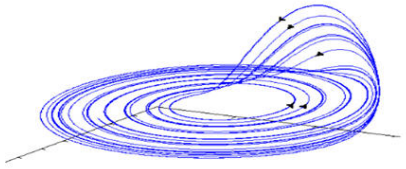


Рисунок 1 – Елементарна форма дивного атрактора

Рівняння стану динамічної системи у часозалежних фазових змінних

$$[Y] = [y_1(t); y_2(t); y_3(t); \dots y_K(t)]$$

Реконструкція фазових змінних за допомогою похідних n-го порядку

$$[Y]^i = [y(t); y^{(1)}(t); y^{(2)}(t); \dots y^{(N-1)}(t)]$$

Рівняння стану в умовах диференційної реконструкції для двох фазових змінних

$$\frac{dy_2}{dy_1} = \frac{F(y_1, y_2)}{y_2}$$

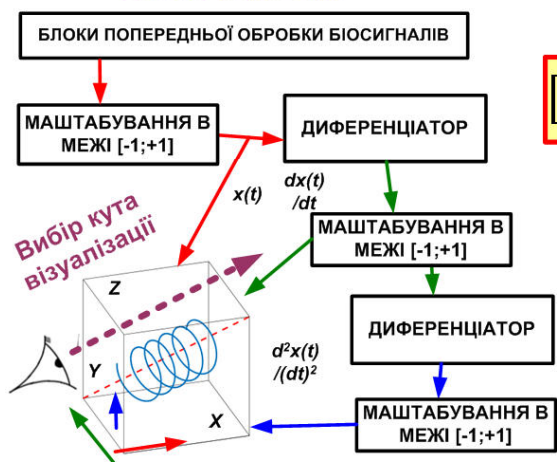


Рисунок 2 – Схема диференційної реконструкції атрактора за однією фазовою змінною

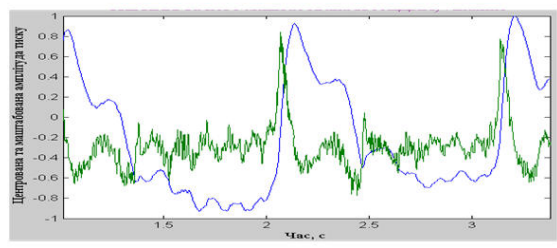


Рисунок 3 – Результат процедури обчислення похідної реального сфігмометричного сигналу

СХЕМИ ВІДНОВЛЕННЯ АТРАКТОРА ІНТЕГРО-ДИФЕРЕНЦІЙНОЮ РЕКОНСТРУКЦІЄЮ

7

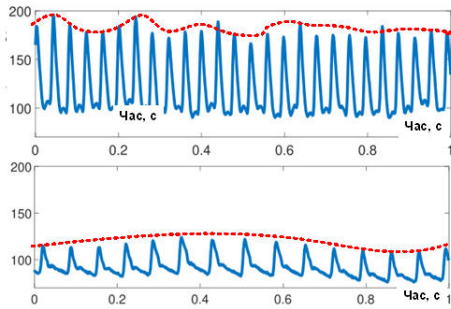


Рисунок 1 – Швидка та повільна варіабельність серцевих ритмів

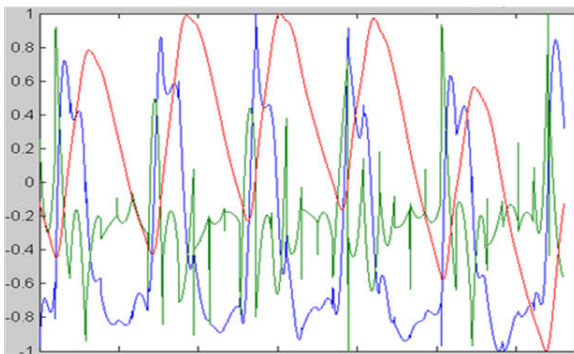


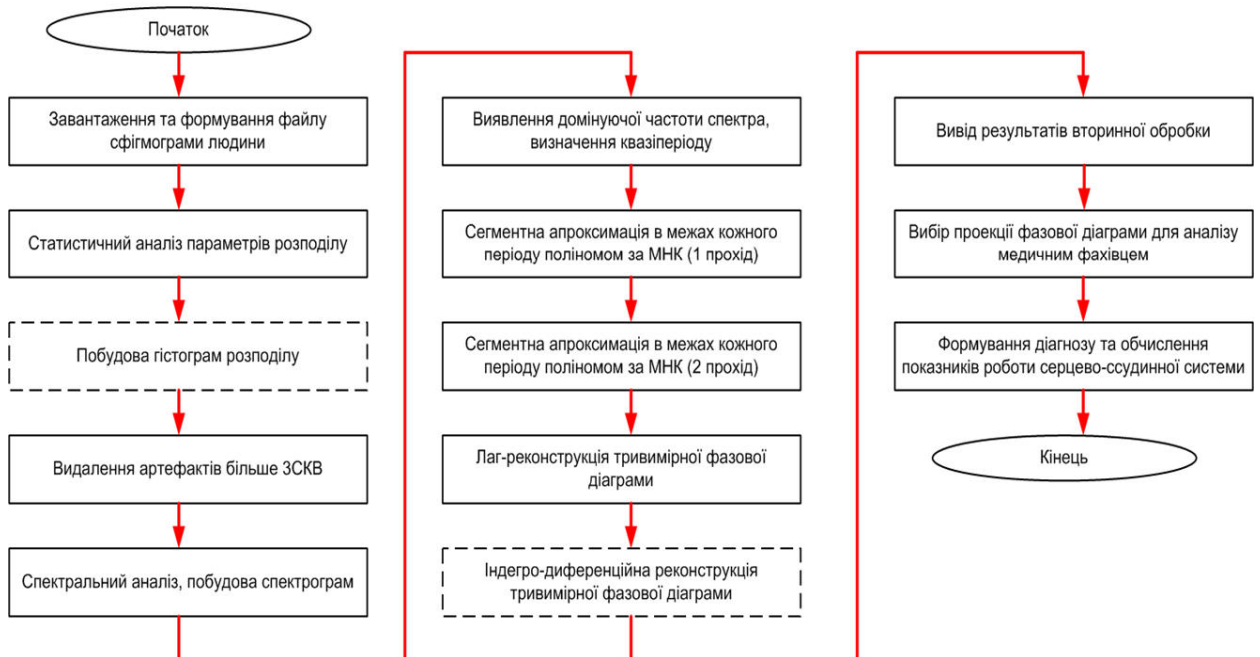
Рисунок 2 – Маштабовані значення сигналу, його інтегралу та похідної



Рисунок 3 – Схема інтегро-диференційної реконструкції атрактора за однією фазовою змінною

АЛГОРИТМ ВТОРИННОЇ ОБРОБКИ СИГНАЛІВ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯ РАДІОТЕХНІЧНИХ МЕТОДІВ

8



СТАТИСТИЧНА ОБРОБКА ТА ВИДАЛЕННЯ АРТЕФАКТІВ З МЕТОЮ БІЛЬШ ДОСТОВІРНОГО ДІАГНОСТУВАННЯ

9

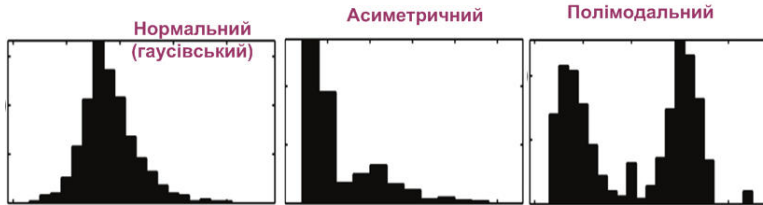


Рисунок 1 – Типові закони розподілу серцевих ритмів, що однозначно пов'язано із наслідками діагностування

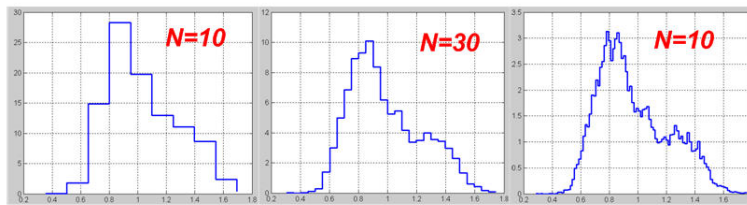


Рисунок 2 - Гістограма розподілу значень вибірок сфігмограми реального пацієнта для різної кількості інтервалів

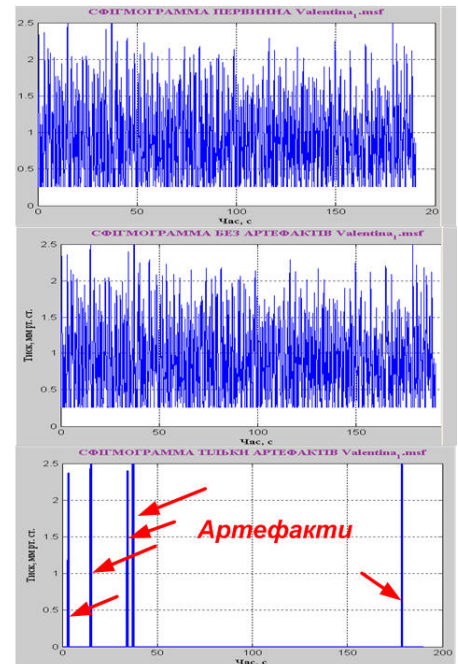


Рисунок 3 – Зони появи артефактів на сфігмограмі реального пацієнта

СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ СФІГМОГРАМ ТА ВИДІЛЕННЯ КВАЗІПЕРІОДУ І ХАРАКТЕРНИХ ЗОН

10

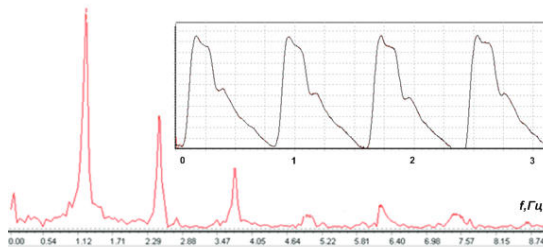


Рисунок 1 – Спектр та форма сигналу пульсової хвилі здорової людини

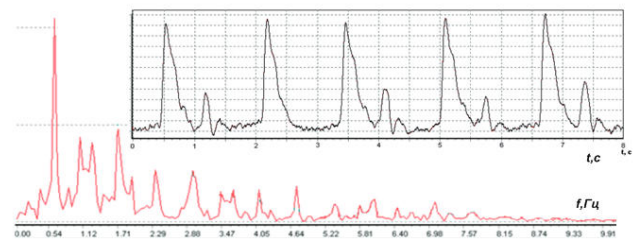


Рисунок 2 – Спектр та форма сигналу пульсової хвилі хворої людини



Рисунок 3 – Форма та спектр сфігмограми реального пацієнта

ПОДВІЙНА АПРОКСИМАЦІЯ ДАНИХ СФІГМОГРАМИ

11

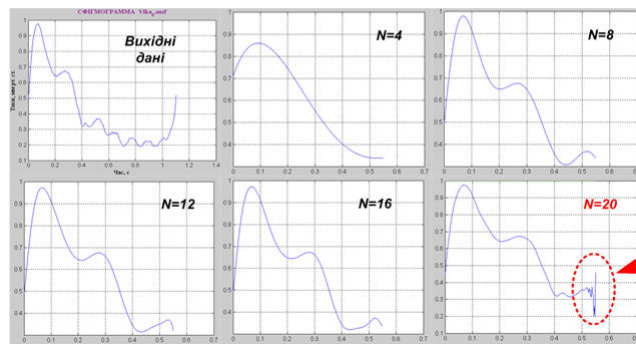


Рисунок 1 – Поліноміальна апроксимація даних сфігмограми на одному квазіперіоді за методом найменших квадратів для поліномів різних ступенів

Мерехтіння поганій обумовленості системи рівнянь



Рисунок 2 – Апроксимація даних сфігмограми за методом найменших квадратів для поліному 3-го ступеня із різною кількістю ділянок на квазіперіоді

РЕКОНСТРУКЦІЯ АТРАКТОРІВ СФІГМОГРАМ ПАЦІЄНТІВ

12

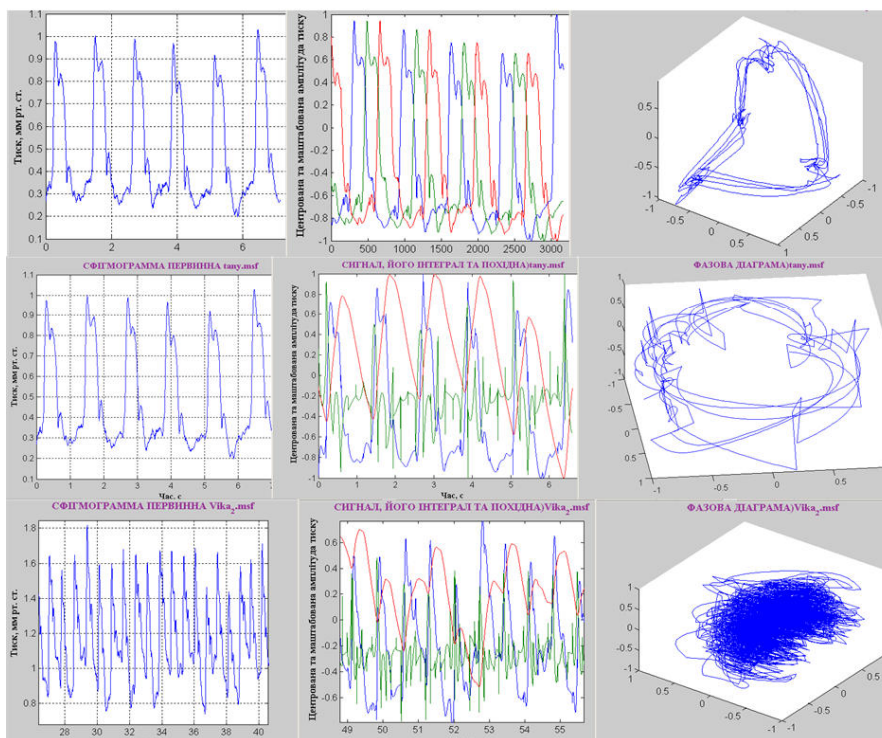


Рисунок 1 – Лаг-реконструкція фазової діаграми пацієнта „Tanu” (7 періодів пульсового ритму)

Рисунок 2 – Інтегро-диференційна реконструкція фазової діаграми пацієнта „Tanu” (7 періодів пульсового ритму)

Рисунок 3 – Інтегро-диференційна реконструкція фазової діаграми пацієнта „Tanu” (200 періодів пульсового ритму)

РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТИ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ (MATLAB) ДІАГНОСТИКИ ЗА СФІГМОМЕТРИЧНИМИ ДАНИМИ

13

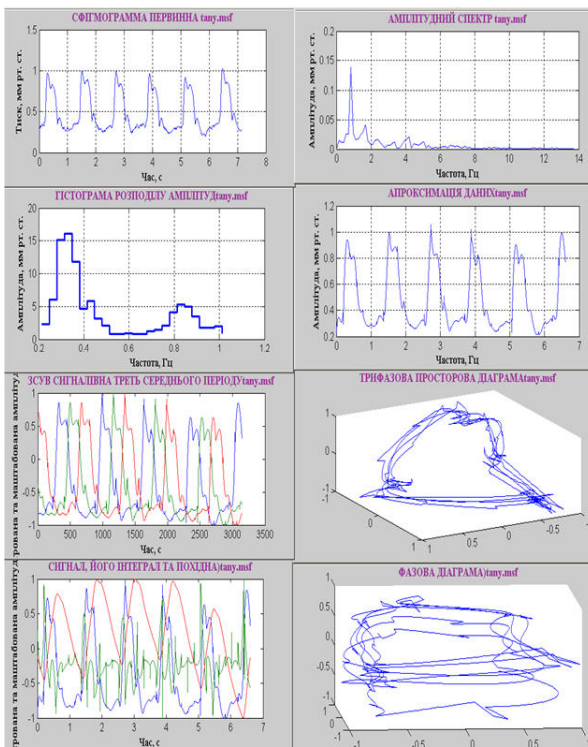


Рисунок 1 – Вторинна обробка даних пацієнта „Tanyu”

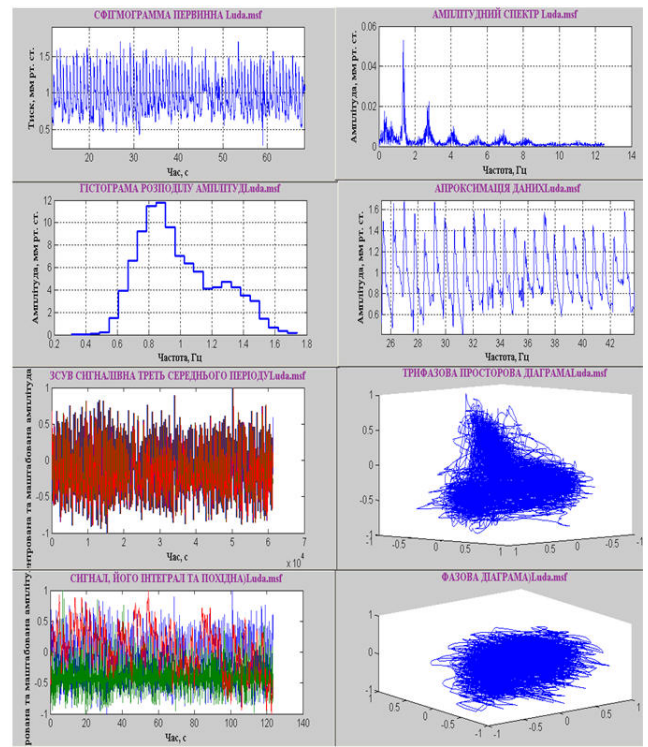


Рисунок 2 – Вторинна обробка даних пацієнта „Luda”

ВИСНОВКИ З ДИПЛОМНОЇ РОБОТИ МАГІСТРА

14

НАУКОВА НОВИЗНА ОДЕРЖАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

1. Запропоновано метод вторинної обробки даних біологічних сенсорів кровотоку, що полягає в візуалізації часових залежностей роботи серцево-судинної системи людини за допомогою використання радіотехнічних принципів обробки сигналів та фазових площин, що дозволяє оперативно виявляти патології серцевих ритмів в рамках варіабельності параметрів та характеристик первинних біологічних даних на тривалих інтервалах часу із високим рівнем завад.

2. Запропоновано удосконалення методу вторинної обробки даних, що полягає у застосуванні для побудови фазових площин фазових змінних які отримані на основі інтегродиференційної обробки часових послідовностей зміщених у часі, що дозволяє включити в комплексний аналіз всі вибірки сигналу біологічного процесу та актуалізувати короткотривалі та довготривалі процеси серцевих ритмів на фазовій діаграмі для встановлення більш точного діагнозу патологій кровотоку людини.

ПРАКТИЧНЕ ЗНАЧЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ

1. Встановлено, що потік даних біологічних сенсорів кровотоку людини з точки зору радіотехнічних методів обробки можливо вважати квазідетермінованими коливанням із можливістю застосування властивих таким коливанням методів обробки.

2. Встановлено, що сенсорні засоби отримання цифрових даних подають результати вимірювання у вигляді часових рядів, що в умовах досліджень на значних інтервалах часу утруднюють візуалізацію із боку медичного фахівця із наступними помилками в діагнозі. В медичній практиці проводиться переважно визначення параметрів кровотоку за характерними точками в часовій послідовності, що приводить до втрати інформації яка зберігається інших виборках часової послідовності.

3. Розроблено алгоритм використання радіотехнічних методів статистичного та спектрального аналізу для більш повного використання інформації всіх вибірок часової послідовності даних роботи серця людини в умовах супутніх завад та спотворень.

4. В середовищі Matlab розроблено пакет програм для проведення вторинної обробки сфінгометричних даних пульсових ритмів людини та проведені дослідження його використання на практичних результат часових послідовностей сенсорних даних.