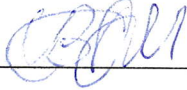


Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

Система обробки сигналів в магнітокардіографії

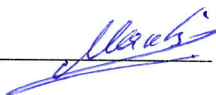
Виконала: студ. 2-го курсу, гр. БМІ–23м
спеціальності 163 Біомедична інженерія

 Матеуш В. С.

Керівник: зав. каф. БМІОЕС, доц.

 Коваль Л. Г.

Опонент: к. т. н., ст. викл. каф. ІКСТ

 Макогон В. І.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

«29»  2024 р.

Вінниця ВНТУ – 2024 рік

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

«18» 09 2024 р.

З А В Д А Н Н Я

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Матеуш Владислав Сергійович

1. Тема роботи: Система обробки сигналів в магнітокардіографії

Керівник роботи: Коваль Л. Г., доцент,

затверджені наказом ВНТУ від «17» вересня 2024 року № 310.

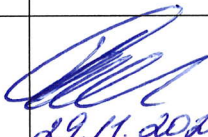
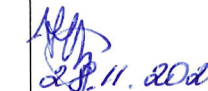
2. Строк подання студентом роботи «29» листопада 2024 року.

3. Вихідні дані до роботи: аналіз технологій обробки сигналів в магнітокардіографії; моделювання системи обробки сигналів в магнітокардіографії з використанням програмного забезпечення; програмні засоби: MATLAB, Python або LabVIEW; обладнання: магнітокардіограф, електронні датчики, комп'ютерні системи для аналізу даних.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі: ослідити сучасні методи обробки сигналів в магнітокардіографії; проаналізувати використання фільтрації та спектрального аналізу для поліпшення точності вимірювань; розробити модель системи обробки сигналів для магнітокардіографії; вивчити застосування алгоритмів машинного навчання для покращення інтерпретації сигналів; оцінити ефективність запропонованих методів обробки сигналів в реальних умовах.

5. Перелік ілюстративного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів): алгоритм обробки МКГ-сигналу; алгоритм реалізації синфазної обробки МКГ-сигналу; стацкомпоненти центрованого МКГ-сигналу (норма, патологія); Функція кореляції стацкомпонент МКГ-сигналу (норма, патологія); Інтерфейс програмного засобу та результат обробки МКГ-сигналу (норма, патологія).

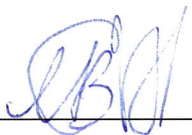
6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л.Г., к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 18.09.2024	 29.11.2024
Економічна частина	Буреннікова Н. В. д. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 7.10.2024	 28.11.2024

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2024 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 04.10.2024	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 25.10.2024	
Розроблення системи	до 22.11.2024	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 29.11.2024	
Оформлення текстової та графічної частини	до 29.11.2024	
Попередній захист МКР	29.11.2024	
Рецензування МКР	до 20.12.2024	
Захист МКР	23-25.12.2024	

Студентка  Владислав МАТЕУШ

Керівник роботи  Леонід КОВАЛЬ

АНОТАЦІЯ

Матеуш В. С. Система обробки сигналів в магнітокардіографії: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2024. 116 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 15 найм.; 40 рис.; 12 табл.

У магістерській кваліфікаційній роботі обґрунтовано структуру математичної моделі магнітокардіографічного сигналу, а також розроблено метод і засоби його обробки. Запропонована математична модель представлена через імпульсний перетворювач кореляційно-векторного представлення (ПКВП). Для обробки сигналу застосовано синфазний алгоритм із врахуванням взаємкореляційних зв'язків між компонентами.

Результатом дослідження стало обчислення інформативних показників магнітокардіографічного сигналу у вигляді кореляційних компонент, що відображають зміни у функціонуванні серцевої системи. Також розроблено скрипт програмного забезпечення в середовищі Matlab для автоматизованої обробки магнітокардіографічних сигналів, що використовуватиметься в комп'ютерних магнітокардіографах.

Ключові слова: магнітокардіографічний сигнал, комп'ютерний магнітокардіограф, інформативність, методи та засоби обробки.

ABSTRACT

Mateusz V. S. Signal processing system in magnetocardiography: master's thesis in specialty 163 Biomedical Engineering, educational and professional program “Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering”. Vinnytsia: VNTU, 2024. 116 p.

In Ukrainian. Bibliogr.: 15 references; 41 figures; 12 tables.

The structure of the mathematical model of the magnetocardiographic signal is substantiated in the master's qualification work, and the method and means of its processing are developed. The proposed mathematical model is represented through a pulse converter of correlation-vector representation (PCVR). An in-phase algorithm is used to process the signal, taking into account the intercorrelation between the components.

The result of the study was the calculation of informative indicators of the magnetocardiographic signal in the form of correlation components that reflect changes in the functioning of the cardiac system. A software script in the Matlab environment for automated processing of magnetocardiographic signals has also been developed, which will be used in computer magnetocardiographs.

Key words: magnetocardiographic signal, computerized magnetocardiograph, information content, methods and means of processing.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	9
ВСТУП.....	10
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	13
1.1. Магнітокардіографічний метод дослідження серця людини	13
1.2. Магнітокардіографічний сигнал та його обробка.....	16
РОЗДІЛ 2 ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	29
2.1. Початкові характеристики математичної моделі магнітокардіографічного сигналу	29
2.2. Властивості магнітокардіографічного сигналу	30
2.3. Математична модель магнітокардіографічного сигналу	36
2.4. Система реєстрації магнітокардіографічного сигналу.....	43
2.5. Метод обробки магнітокардіографічного сигналу.....	46
2.6. Реалізація алгоритму обробки магнітокардіографічного сигналу	49
2.7. Визначення періоду магнітокардіографічного сигналу.....	55
РОЗДІЛ 3 НАУКОВА ЧАСТИНА	57
3.1. Розробка програмного забезпечення для обробки магнітокардіографічного сигналу в середовищі MATLAB.	57
3.2. Створення інтерфейсу програмного забезпечення для комп'ютерного магнітокардіографа.	67
3.3. Висновки обробки МКГ-сигналу	70
РОЗДІЛ 4 ЕКОНОСІЧНА ЧАСТИНА	73
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки	73
4.2 Оцінювання рівня новизни розробки.....	74
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	78

	8
4.3.1 Витрати на оплату праці.....	78
4.3.2 Відрахування на соціальні заходи.....	80
4.3.3 Сировина та матеріали	81
4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі	82
4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт.....	82
4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт	83
4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень.....	84
4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей	85
4.3.9 Службові відрядження.....	85
4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації	86
4.3.11 Інші витрати.....	86
4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати	86
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором	87
ПКРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	94
ДОДАТКИ.....	96
Додаток А.....	97
Додаток Б.....	98
Додаток В	103
Додаток Г.....	109

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ЕКГ-сигнал – електрокардіографічний сигнал;

ЕКГ – електрокардіограма;

ПКВП – періодично корельований випадковий процес;

ПВ – процес випадковий;

НКВІД – надпровідниковий квантовий інтерферометр;

МЕГ – магнітоенцефалограма;

МКГ – магнітокардіографія;

МКГ-сигнал – магнітокардіографічний сигнал.

ВСТУП

Сучасний спосіб життя, зокрема часті стресові ситуації, розумові, фізичні та психоемоційні перенавантаження, а також нездоровий спосіб життя, створюють негативний вплив на серцево-судинну систему (ССС) людини. Ці фактори збільшують ризик порушень у роботі серця, що робить актуальним питання своєчасного виявлення таких змін. Медична діагностика стикається із завданням оперативного та точного виявлення відхилень у функціонуванні серцевої системи, використовуючи сучасні технічні засоби та методики.

Магнітокардіографія (МКГ), як неінвазивний метод дослідження, забезпечує можливість раннього виявлення змін у роботі серця шляхом аналізу магнітних полів, що генеруються серцем. Магнітокардіографічний сигнал (МКГ-сигнал) містить інформацію про функціональні стани серця, зокрема міокарда. Для реєстрації та аналізу МКГ-сигналів використовуються комп'ютерні магнітокардіографи, які поєднують апаратне та програмне забезпечення.

Ключовим елементом програмного забезпечення таких пристроїв є алгоритми обробки МКГ-сигналів, що забезпечують отримання медичної інформації у числовій формі. Існуючі алгоритми, реалізовані у магнітокардіографах, таких як CardioFlux, МАГ-СКАН-09, Фазаграф, MCG, SuperCom, Squid Babyscan та інших, базуються на використанні математичних моделей і методів обробки МКГ-сигналів (морфологічних, спектральних, статистичних). Вони дозволяють визначати інформативні ознаки, зокрема амплітуду (Q, R, S, T), часові інтервали, частоту серцевих скорочень, математичне сподівання, дисперсію та спектральні характеристики.

Проте існуючі методи не враховують фазо-часові особливості структури МКГ-сигналів, що обмежує їх застосування для виявлення мінімальних варіацій у роботі серця. Розширення інформативних ознак, які дозволяють досліджувати фазо-часову структуру сигналів, є важливим для підвищення точності діагностики та раннього виявлення серцевих патологій.

Актуальність наукової задачі. Розроблення нових методів і програмного забезпечення для обробки магнітокардіографічних сигналів (МКГ-сигналів),

заснованих на адекватній математичній моделі, є важливим напрямком дослідження. Впровадження нових інформативних ознак у кардіологічну практику дозволить підвищити точність діагностики та забезпечити детектування мінімальних варіацій у роботі серця, що має особливе значення для раннього виявлення серцевих патологій.

Мета дослідження: створити інструмент і розробити методику обробки магнітокардіографічних сигналів для підвищення інформативності комп'ютерних магнітокардіографів.

Завдання дослідження:

1. Провести аналіз існуючих методів обробки магнітокардіографічних сигналів і визначити найбільш перспективний напрям досліджень.
2. Обґрунтувати структуру математичної моделі сигналу, яка дозволяє враховувати мінімальні фазо-часові варіації.
3. Розробити метод обробки сигналів на основі створеної математичної моделі для виділення інформативних показників, що свідчать про зміни в роботі серця.
4. Розробити програмне забезпечення для аналізу магнітокардіографічних сигналів і оцінити його ефективність на практиці.

Об'єкт дослідження: процес покращення інформативності комп'ютерних магнітокардіографів.

Предмет дослідження: інструменти та методи обробки магнітокардіографічних сигналів.

Методи дослідження

- Теорія перетворювача кореляційно-векторного представлення (ПКВП).
- Методи математичної статистики.
- Інструменти програмного середовища MATLAB.

Наукова новизна отриманих результатів

Вперше запропоновано підхід до обробки магнітокардіографічного сигналу як імпульсного перетворювача кореляційно-векторного представлення (ПКВП) із застосуванням синфазного методу, що враховує взаємкореляційні зв'язки між компонентними складовими сигналу. Це дозволило отримати

кореляційні компоненти як нові інформативні (діагностичні) ознаки, що відображають рівень варіацій у роботі серця людини. Такий підхід забезпечив підвищення інформативності комп'ютерних магнітокардіографів, розширивши їх діагностичні можливості.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1. Магнітокардіографічний метод дослідження серця людини

Один із найпоширеніших методів реєстрації магнітокардіографічних сигналів полягає у вимірюванні магнітного поля серця в точках, рівномірно розташованих на передній поверхні грудної клітки або у фронтальній площині поблизу неї. Іноді вимірювання проводяться у фронтальній площині, прилеглій до поверхні спини. У цих зонах магнітне поле серця має достатню інтенсивність, щоб бути зареєстрованим за допомогою сучасного обладнання.

Для біомагнітних досліджень часто виникає потреба у багатоканальному вимірюванні магнітного поля. Це особливо актуально для визначення розподілу магнітної індукції на заданій площині або для оцінки просторового вектора магнітної індукції у методах векторної магнітокардіографії. Для таких завдань застосовуються багатоканальні НКВІД-магнітометри, які вимагають використання спеціалізованих конструкцій градіометрів.

Векторні градіометри повинні відповідати додатковим вимогам. Зокрема, вони мають забезпечувати вимірювання трьох взаємно перпендикулярних компонент магнітної індукції в одній точці простору, мінімізуючи взаємний вплив між котушками різних каналів. При цьому конструкція таких градіометрів значно ускладнюється через необхідність компактного розміщення багатьох вимірювальних котушок усередині кріостату.

На рисунку 1.1 зображено схему вимірювання магнітного поля серця за допомогою індукційного магнітометра. На схемі позначено:

1. Пристрій реєстрації;
2. Підсилювач із низьким рівнем шуму;
3. Феритні сердечники з торцевими капелюшками;
4. Розподіл магнітної індукції.

Ця схема ілюструє принцип роботи системи та демонструє ключові компоненти, необхідні для реєстрації магнітних сигналів серця з високою точністю.

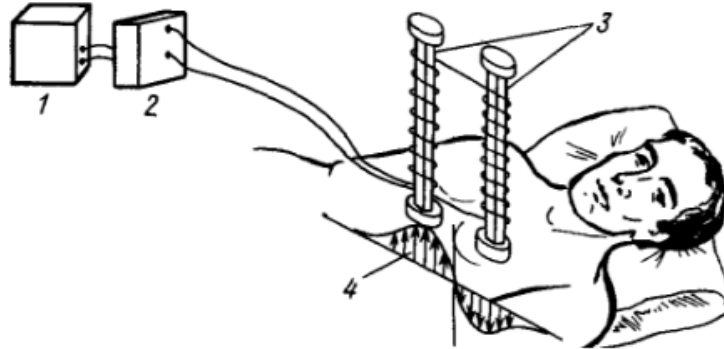


Рисунок 1.1 - Процес вимірювання магнітного поля серця із застосуванням індукційного магнітометра

В останнє десятиліття були здійснені спроби встановити стандарти для проведення магнітокардіографічних вимірювань. Було запропоновано такі правила для виконання магнітокардіографічних процедур [1, 5]: Основна сітка точок вимірювання магнітного поля серця включає 35 позицій, рівномірно розташованих на передній поверхні грудної клітки, та 9 позицій на задній поверхні. Розташування цих точок відповідає анатомічній орієнтації грудної клітки, як це зображено на рисунку 1.2. Такий підхід забезпечує отримання даних з максимально можливою деталізацією, необхідною для аналізу магнітних сигналів серця. Для проведення вимірювань рекомендовано використовувати прямокутну систему координат x, y, z , яка орієнтована аналогічно до векторної електрокардіографії. У цій системі вісь x спрямована вліво, вісь y – донизу, а вісь z – назад. Якщо ж використання цієї системи координат неможливе, слід забезпечити, щоб напрямок вимірюваної компоненти магнітного поля був перпендикулярним до поверхні тіла у кожній точці вимірювання. Такий підхід гарантує коректність і однорідність отриманих даних для подальшого аналізу. Ці стандарти спрямовані на уніфікацію вимірювальних процедур, підвищення точності отриманих даних та забезпечення порівнянності результатів різних досліджень.

Ці стандарти спрямовані на уніфікацію процедур вимірювання, підвищення точності отриманих даних та забезпечення можливості порівняння результатів різних досліджень.

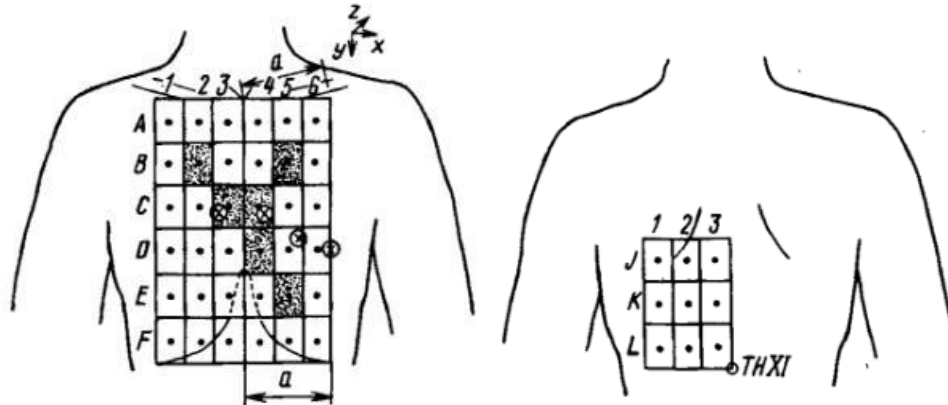


Рисунок 1.2 - Стандартну сітку вимірювальних позицій для магнітокардіографії на передній (а) та задній (б) поверхнях грудної клітини

НКВІД магнітометр має бути оснащений градіометричним трансформатором потоку з діаметром приймальної котушки, що не перевищує 5 см, і базою котушок більше 10 см. Чутливість магнітометра повинна бути не гірше $0,05 \text{ пТл/Гц}^{1/2}$ у діапазоні частот від 0,05 до 100 Гц. Така чутливість забезпечує точне виявлення слабких магнітних полів серця в широкому діапазоні частот, що є критично важливим для магнітокардіографічних досліджень.

При відображенні даних додатний знак має відповідати магнітному потоку, який спрямований до досліджуваного пацієнта. Це правило є необхідним для забезпечення однозначної інтерпретації результатів вимірювань і правильного розуміння напрямку магнітного поля, яке генерується серцем.

Усі фізичні величини, отримані під час вимірювань, повинні бути виражені в одиницях Міжнародної системи одиниць (СИ), що гарантує стандартизацію та порівнянність результатів у міжнародній науковій і клінічній практиці.

Якщо результати дослідження не відповідають зазначеним правилам, необхідно надати опис розташування вимірювальних пристроїв, а також вказівки щодо полярності магнітної індукції та одиниць фізичних величин, що

використовуються. Це дозволяє точно зрозуміти контекст вимірювань і забезпечує коректність їх інтерпретації.

Є два основні способи подання отриманих результатів. Традиційний спосіб передбачає побудову ізоліній, які представлені як сімейство кривих, що відповідають одному й тому ж значенню магнітної індукції, але відрізняються між собою на постійну величину.

Магнітокардіографія (МКГ) — це метод, який займається вимірюванням магнітних полів, що генеруються біологічними організмами, зокрема людиною. На відміну від традиційної електрокардіографії, МКГ дозволяє локалізувати джерела магнітних полів з надвисокою точністю.

Запис магнітного поля серця за допомогою МКГ дає криву, яка є схожою на електрокардіограму (рис. 1.3). Такий запис дозволяє не лише вивчати загальний стан серця, а й більш точно визначати локалізацію аномалій у серцевому ритмі чи інших порушень.

Магнітокардіографія має кілька важливих переваг порівняно з електрокардіографією. Однією з головних є безконтактний характер вимірювань, що особливо важливо в ситуаціях, коли пацієнт має опіки або інші травми, які ускладнюють використання контактних електродів. Крім того, магнітокардіографія є пасивним методом, тобто вона не впливає на досліджуваний організм, що забезпечує безпеку під час процедур.

Пасивність магнітних вимірювань робить цей метод особливо перспективним у таких чутливих випадках, як вивчення розвитку плода. Враховуючи, що будь-який зовнішній вплив на організм плода є неприпустимим, використання магнітокардіографії дозволяє отримати важливу інформацію про серцеву активність без ризику для здоров'я.

1.2. Магнітокардіографічний сигнал та його обробка

Серце є найпотужнішим джерелом електричних і магнітних полів в організмі людини, що стало основою для розвитку магнітокардіографії ще до появи НКВІДів (низькочастотних варіантів індукційних детекторів). Ці

поліпшення в технології дозволили отримувати магнітокардіограми високої якості, порівнянні з електрокардіограмами (ЕКГ). Завдяки використанню НКВІД-магнітометрів стало можливим точніше та детальніше вимірювати магнітні сигнали серця, що дозволяє створювати карти його електричної активності.

Попри те, що МКГ-сигнал і ЕКГ-сигнал візуально схожі, порушення серцевої діяльності по-різному впливають на результати електричних і магнітних вимірювань. МКГ-сигнал має кілька чітко виражених зубців, за допомогою яких можна оцінити стан серця. Ці зубці відповідають основним фазам електричної активності серця — деполяризації та реполяризації, які проходять через серцевий м'яз.

МКГ-сигнал містить п'ять основних піків, позначених як P, Q, R, S і T. Кожен з них відповідає певній фазі серцевого циклу:

- **P** — зубець, що відображає деполяризацію передсердь.
- **Q** — перший негативний зубець, що вказує на початок деполяризації шлуночків.
- **R** — найбільший позитивний зубець, який відповідає максимальній амплітуді деполяризації шлуночків.
- **S** — негативний зубець, що завершує деполяризацію шлуночків.
- **T** — зубець, який відображає реполяризацію шлуночків.

Ці піки разом із відповідними інтервалами та іншими характеристиками формують стандартну форму для опису магнітокардіографічного сигналу у людини, що дозволяє лікарям і дослідникам оцінювати здоров'я серця та діагностувати різноманітні серцево-судинні захворювання (див. рис. 1.3 та табл. 1.1).

Ці параметри МКГ-сигналу дозволяють лікарям оцінювати серцеву діяльність, виявляти порушення серцевого ритму або інші патології, що можуть бути важливими для діагностики та моніторингу стану пацієнта.

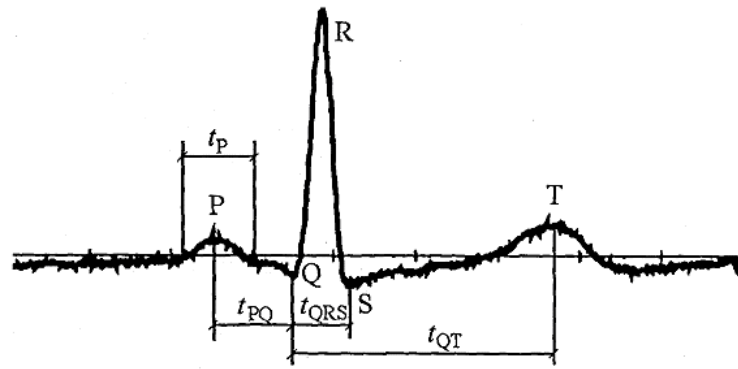


Рисунок 1.3 - Магнітокардіограма людини

За часовими і амплітудними характеристиками піків та інтервалів магнітокардіографічного сигналу можна визначити наявність різних захворювань у пацієнта. Ідентифікація цих параметрів зазвичай включає в себе обчислення точних тимчасових положень піків (P, Q, R, S, T), що є важливими для діагностики порушень серцевої діяльності. Окрім того, також аналізуються частоти, що присутні в сигналі. Наприклад, виявлення певних високочастотних компонент в МКГ-сигналі може свідчити про ненормальну роботу серця, зокрема, про аритмії чи інші патології.

Такий аналіз дозволяє виявити відхилення від нормального серцевого ритму або збої в роботі серця, що є важливими індикаторами для подальшої медичної діагностики та лікування.

Для обробки магнітокардіографічних сигналів, що мають складну частотно-часову характеристику, часто використовуються методи частотного аналізу, і одним з таких є вейвлет-перетворення. Вейвлет-перетворення дозволяє здійснити ефективний аналіз сигналу, оскільки воно забезпечує одночасну локалізацію як в частотній, так і в часовій області, що дуже важливо для обробки біомедичних сигналів, таких як МКГ.

Згідно з відомими даними в медичних джерелах, існують параметри МКГ-сигналу здорової людини, які служать відправною точкою для аналізу нових сигналів. У обробці МКГ-сигналів важливими є саме методи, які здатні точно визначити як високочастотні, так і низькочастотні компоненти сигналу, адже біомедичні сигнали часто складаються з короточасних високочастотних компонент та довготривалих низькочастотних компонент.

Таблиця 1.1 – Стандартні параметри МКГ-сигналу людини

№ пацієнта	Амплітуди, в.о. (в долях E.)				Час, сек				ЧСС, уд\хв
	P	Q	S	T	t_p	t_{pQ}	t_{QRS}	t_{QT}	
000012	0,082	-0,095	-0,221	0,271	0,095	0,085	0,065	0,215	69
000013	0,104	-0,027	-0,089	0,173	0,100	0,097	0,073	0,250	58,4
000014	0,166	-0,027	0,019	0,283	0,100	0,085	0,105	0,275	83,5
000015	0,127	-0,065	-0,022	0,491	0,110	0,080	0,120	0,305	66,5

Є два підходи для обробки нестационарних сигналів, таких як МКГ:

1. Локальна трансформація Фур'є. Цей підхід передбачає розбиття сигналу на невеликі відрізки або вікна, в межах яких сигнал вважається стаціонарним, а потім здійснюється класичне перетворення Фур'є для кожного відрізка. Цей метод дозволяє отримати частотні характеристики сигналу в певний момент часу, однак він має обмеження, пов'язані з вибором розміру вікна, що впливає на точність локалізації низькочастотних компонент.
2. Вейвлет-перетворення. Цей метод дозволяє одночасно досягати високої роздільної здатності як по частоті, так і по часу, що особливо корисно для обробки біомедичних сигналів, де важлива точність як для короткочасних, так і для довготривалих компонент. Вейвлет-перетворення дає змогу краще розрізняти компоненти сигналу в обох областях.

Останній підхід — використання вейвлет-перетворення — дозволяє обробляти нестационарні сигнали з високою точністю та надійністю, що є важливим для ефективної діагностики за допомогою магнітокардіографії.

Електрокардіографія (ЕКГ) є одним із основних методів діагностики захворювань серця, оскільки дозволяє реєструвати електричну активність серця через спеціальний апарат — електрокардіограф. Всі клітини міокарду функціонують як електричні генератори, що заряджаються та розряджаються під час проходження хвилі збудження. Ці електричні імпульси, що поширюються через серце, призводять до скорочення серцевих м'язів і синхронізації його роботи.

ЕКГ-сигнал є результатом сумарної діяльності всіх цих електричних генераторів у міокарді. Він відображає процеси поширення електричного імпульсу по серцю, що включає деполяризацію та реполяризацію серцевих м'язів. Сигнал фіксується за допомогою електродів, розташованих на тілі пацієнта, і надає важливу інформацію про стан серцевого ритму, його частоту, наявність патологій, таких як аритмії, інфаркти або інші порушення функції серця.

Як видно на рисунку 1.5, ЕКГ-сигнал відображає різні етапи серцевого циклу, що включають деполяризацію передсердь (Р-хвиля), деполяризацію шлуночків (QRS-комплекс) та реполяризацію шлуночків (Т-хвиля). Ці компоненти сигналу використовуються для точного аналізу роботи серця та постановки діагнозу.

Порівняння ЕКГ та МКГ. Як і електричний імпульс серця, магнітний імпульс, створюваний електричною активністю міокарду, може бути зареєстрований за допомогою магнітокардіографії. Однак, на відміну від електрокардіографії, яка безпосередньо реєструє електричну активність серця, магнітокардіографія вимірює змінне магнітне поле, що виникає через рух електричних заряджених часток в серці.

1. МКГ-сигнал реєструє магнітні поля, що генеруються серцем, і може надати додаткову інформацію, яка не завжди доступна через електричні вимірювання, наприклад, про розподіл і локалізацію джерел електричної активності всередині серця.
2. ЕКГ-сигнал здебільшого використовується для визначення часу поширення електричних імпульсів по серцю, що дозволяє оцінити ритм, частоту серцевих скорочень і можливі порушення в провідній системі серця, таких як аритмії.
3. Магнітокардіографія в порівнянні з ЕКГ має низку переваг, включаючи відсутність безпосереднього контакту з тілом пацієнта та можливість точного локалізування джерел електричної активності в серці.

У підсумку, використання обох методів — ЕКГ та МКГ — дає змогу отримати комплексну картину електричної та магнітної активності серця, що сприяє більш точному діагностуванню захворювань серця.

ЕКГ є важливим діагностичним інструментом, але, на жаль, є дорогим та обмеженим у своєму використанні. За допомогою ЕКГ можна оцінити джерело ритму серця, частоту серцевих скорочень та їх регулярність. Ці параметри мають важливе значення для діагностування різних аритмій. Аналіз часових інтервалів і зубців ЕКГ-сигналу дозволяє визначити варіації в серцевій провідності.

Особливо важливими є зміни в кінцевій частині комплексу шлуночка, зокрема **проміжок QT** і **зубець T**. Ці показники є критичними для оцінки функціонального стану серця, оскільки вони відображають процеси реполяризації шлуночків, які можуть бути порушені при ішемічних змінах у міокарді. Подовження або укорочення проміжку QT, а також аномальні зміни зубця T можуть свідчити про порушення кровообігу в серці, що є характерним для ішемії або інших серцево-судинних захворювань.

Варто зауважити, що **ЕКГ-сигнал**, зареєстрований у стані спокою, не завжди здатний виявити ішемічні зміни в міокарді. Ішемія, особливо на ранніх стадіях або в періоди низької фізичної активності, може залишатися непоміченою, оскільки вона не завжди призводить до явних змін, які можна зафіксувати на стандартному ЕКГ. Це обмежує чутливість методу для діагностики ішемії в таких умовах. Однак, у разі проведення фізичних навантажень або застосування спеціальних тестів (наприклад, навантажувальних тестів), ішемічні зміни можуть стати більш виразними, що дозволяє виявити порушення кровообігу на більш ранніх етапах.

Тому для більш точного діагностування ішемії та інших серцевих захворювань можуть бути корисними додаткові методи, такі як магнітокардіографія, яка може дати більше інформації про електричну активність серця в реальному часі і не залежить від зовнішніх факторів, як це буває з ЕКГ.

ЕКГ є потужним і доступним діагностичним інструментом для оцінки серцевої активності, але має свої обмеження. Одним із важливих параметрів

ЕКГ-сигналу є амплітуди зубців, які можуть свідчити про гіпертрофію певного відділу серця, що характерно для деяких захворювань, зокрема гіпертонічної хвороби.

Однак, при реєстрації ЕКГ-сигналу протягом короткого періоду часу (наприклад, 20 секунд) можливо не виявити порушення, такі як аритмія, якщо ці порушення виникають рідко або на переривчастих етапах серцевого циклу. Зокрема, аритмії можуть з'являтися лише час від часу, і короткий запис може не зафіксувати всі епізоди. Це обмежує можливості стандартного короткочасного моніторингу для виявлення деяких типів порушень серцевого ритму.

Для розширення діагностичних можливостей ЕКГ використовуються тривалі реєстрації або моніторинг, що дозволяє записувати ЕКГ-протягом більш тривалого часу — від кількох годин до кількох діб. Під час таких тривалих записів застосовуються спеціальні комп'ютерні програми для аналізу сигналу, які автоматично визначають різні патологічні зміни, такі як аритмії, пароксизми, а також максимальну та мінімальну частоту серцевих скорочень.

Ці програми значно підвищують ефективність виявлення рідкісних або переривчастих порушень ритму. Водночас здійснюється візуальний контроль запису, що дає лікарю можливість співвіднести отримані дані з щоденником пацієнта та іншими клінічними показниками. Це дозволяє сформулювати точніший діагноз та прийняти відповідні лікувальні рішення, базуючись на більш повній інформації про серцеву активність пацієнта.

Проте варто зазначити, що ЕКГ має свої обмеження в діагностиці. Наприклад, вона не є ефективною для виявлення пороків серця чи пухлин, оскільки зміни на кардіограмі можуть бути лише непрямими ознаками цих захворювань. Крім того, ЕКГ не реєструє шуми серця або гемодинаміку (потік крові через серцеві порожнини), а також може не виявити деякі серцеві захворювання в умовах спокою, наприклад ішемічне захворювання серця або порушення ритму.

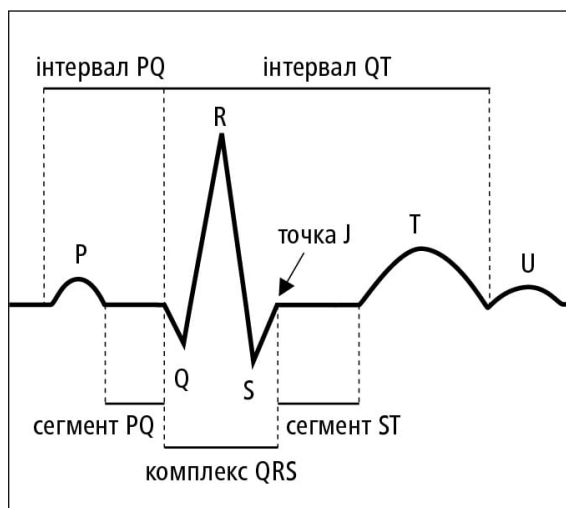


Рисунок 1.4 - Структура ЕКГ-сигналу

Незважаючи на ці обмеження, ЕКГ залишається важливим і доступним методом діагностики, здатним ефективно оцінювати електричну активність серця.

Типова реалізація МКГ-сигналу здорової людини, знята над кардіовідведенням, відповідним в ЕКГ-відведенню **V4**, демонструє високу якість запису кардіосигналу, що є достатнім для подальшої обробки та аналізу. Одним з найбільш ефективних підходів до діагностики патологій серця є аналіз множинних прекордіальних магнітокардіографічних відведень, оскільки це дозволяє отримати більш детальну та об'ємну інформацію про розподіл магнітного поля, що генерується серцем, і його зміни під впливом різних захворювань.

Для зняття магнітокардіографічного сигналу зазвичай використовують сітку з 36 точок (6x6), де відстань між точками складає близько 30 мм. Це дозволяє проводити топографічний аналіз магнітного поля серця, забезпечуючи високу точність вимірювань. Однак традиційні надпровідникові системи з кріостатом малого діаметру не можуть одночасно здійснювати зйомку з усієї грудної клітки, тому такі системи зазвичай працюють у скануючому режимі. Це означає, що дані знімаються поетапно, що може вплинути на точність та швидкість збору інформації, але дозволяє здійснювати детальний аналіз магнітного поля за допомогою більш компактних і доступних систем.

Крива МКГ-сигналу дійсно дуже схожа на криву ЕКГ-сигналу, однак між ними є принципові відмінності. Однією з основних відмінностей є те, що на магнітокардіограмі не видно зубця **Р**, який є частиною стандартного ЕКГ-сигналу і відображає деполяризацію передсердь. Однак, незважаючи на відсутність чітко вираженого зубця **Р** в магнітокардіограмі, його наявність можна з впевненістю припустити, оскільки цей сигнал все ж реєструється, але в змінній формі через обмеження в методах реєстрації магнітних полів. Тому навіть без вираженого зубця **Р**, аналіз МКГ може дати важливу інформацію про електричну активність серця, допомагаючи виявити патофізіологічні зміни.

Зубець **Р** несе важливу інформацію про електричну активність передсердь, і хоча його видно не так явно, як в ЕКГ, його аналіз може бути корисним для діагностики. У цьому випадку реєструючий магнітний детектор або магнетометр розташовується на відстані близько 2 см від грудей пацієнта в позиції **С5**, що дозволяє отримувати інформацію про магнітне поле серця на певному рівні (рис. 1.6).

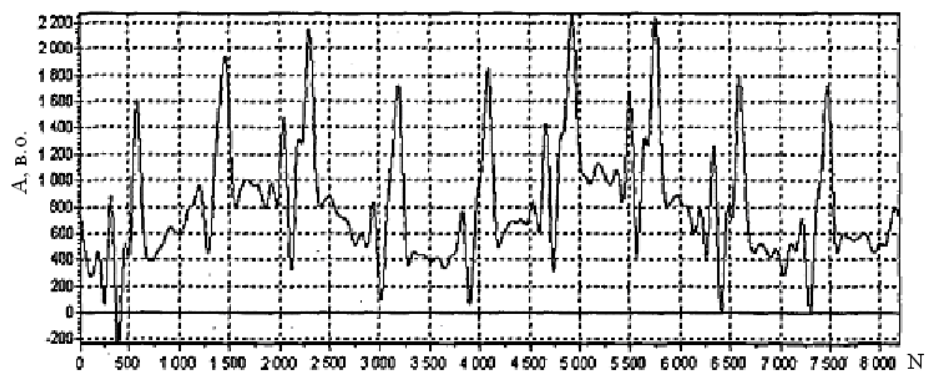


Рисунок 1.5 - МКГ-сигнал здорової людини

Так, дійсно, на вигляд МКГ-сигнал вміщує елементи, подібні до ЕКГ-сигналу, і часто використовуються ті самі позначення для хвиль — **Р**, **Q**, **R**, **S**, **T**. Хоча форма магнітокардіографічних хвиль може дещо відрізнятися через різні фізичні принципи реєстрації (магнітні поля замість електричних), структурно МКГ-сигнал зберігає схожість із ЕКГ-сигналом.

- Зубець **Р**: хоча він часто не виглядає так чітко, як на ЕКГ, його все ж можна інтерпретувати за допомогою аналізу магнітного поля, і він відображає активацію передсердь.

- Комплекс QRS: це найвиразніша частина і в МКГ, і в ЕКГ, і вона вказує на деполяризацію шлуночків серця.
- Зубець Т: відображає реполяризацію шлуночків.

Незважаючи на те, що саме по собі розташування і форма хвиль можуть варіюватися залежно від конкретних фізичних умов та обмежень при вимірюваннях, основні етапи електричної діяльності серця (деполяризація та реполяризація) чітко відображаються в МКГ-сигналі.

Магнітокардіографія є перспективним напрямком у діагностиці завдяки ряду переваг, що роблять її унікальним методом дослідження серцево-судинної системи. Однією з основних переваг є висока чутливість, яка дозволяє реєструвати навіть мінімальні зміни в біомагнітних полях. Метод не потребує прямого контакту з пацієнтом, що виключає ризик виникнення плаваючих контактних потенціалів, властивих електродним системам. Це, своєю чергою, відкриває можливість детального вивчення повільно змінних фізіологічних процесів, зокрема діастолічних "струмів пошкодження".

До вагомих переваг також належить безконтактне знімання інформації, що забезпечує комфорт пацієнта та мінімізацію впливу зовнішніх факторів на результати дослідження. Використання ізомагнітних карт дозволяє отримувати додаткові візуалізаційні дані про патологічні зміни серцевої діяльності, що робить МКГ важливим інструментом для дослідження таких змін.

Попри це, основним недоліком МКГ залишається висока собівартість обладнання, яка значно перевищує ціну стандартних електрокардіографів. Це стримує масове впровадження методу в медичну практику.

Діагностична цінність магнітокардіографії

Магнітокардіографія може стати методом вибору для обстеження пацієнтів із захворюваннями серця та судин, зокрема:

- ішемічною хворобою серця (ІХС), включаючи транзиторну ішемію міокарда та постінфарктний кардіосклероз;
- стенокардією напруги;
- артеріальною гіпертензією різного генезу, включаючи гіпертонічну хворобу;

- кардіоміопатіями (дилатаційною та гіпертрофічною);
- пороками серця;
- постінфарктним ремоделюванням міокарда, що має важливе значення для вибору оптимальної тактики лікування.

Крім того, МКГ дозволяє проводити точну оцінку змін у співвідношенні товщини стінок і камер серця, діагностувати гіпертрофію міокарда як правого, так і лівого шлуночків. Метод також ефективний для дослідження некоронарогенних уражень серця, подовження інтервалу QT, аномалій, виявлених ультразвуковими методами дослідження.

Особливий прорив магнітокардіографії спостерігається у перинатальній медицині. Метод дозволяє реєструвати біомагнітні сигнали плода в утробі матері, що забезпечує неінвазивний моніторинг серцевої діяльності плода та відкриває нові можливості для ранньої діагностики.

Перспективи розвитку

Подальші дослідження мають бути спрямовані на вдосконалення технологій магнітокардіографії та зниження вартості обладнання. Необхідно розробити нові методології, які максимально використовують переваги МКГ порівняно з ЕКГ та іншими неінвазивними методами діагностики. Це дозволить розширити її застосування у клінічній практиці та підвищити доступність для широкого кола пацієнтів.

Особливості локалізації магнітного поля і його значення

Процес чіткої локалізації магнітного поля в зоні джерела забезпечує можливість розділення сигналу плоду від інтенсивнішого сигналу серця матері. Ця перевага магнітокардіографії особливо важлива у випадках, коли електричні сигнали, зареєстровані методом ЕКГ, значною мірою змішані. Просторова розмитість струмів ЕКГ-сигналу, особливо низького рівня, на поверхні обмежує точність розпізнавання джерел сигналів.

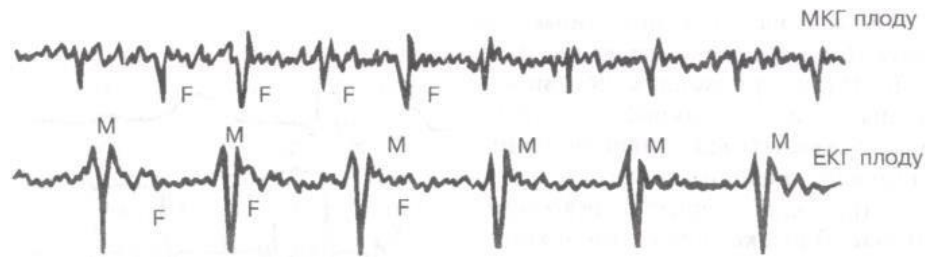


Рисунок 1.7 - ЕКГ-сигнал і МКГ-сигнал плоду

Використання магнітного поля серця в клінічній кардіології

У клінічній кардіології часто виникає потреба оцінювати дані магнітного поля серця з точки зору **електродинаміки**, що передбачає виконання **біофізичного аналізу магнітокардіографічного сигналу**. Цей аналіз не лише включає вивчення характеристик самого сигналу, таких як амплітуда, частота та інтервали, а й побудову **ізомагнітних карт**, що дають змогу візуалізувати просторову структуру магнітного поля серця.

Додаткові можливості біофізичного аналізу: Біофізичний аналіз магнітного поля серця відкриває нові можливості для клінічного дослідження, зокрема:

Детальне вивчення процесу реполяризації. Цей процес є критично важливим для діагностики та моніторингу патологічних станів, таких як аритмії або ішемія, оскільки порушення реполяризації може бути ознакою серцевих захворювань.

Аналіз структури ізомагнітних карт, які надають додаткову візуальну інформацію про зміни в серцевій діяльності. Ізомагнітні карти дозволяють оцінити, як магнітне поле серця змінюється в різних точках грудної клітки, що допомагає виявляти аномалії в електричній активності серця, навіть у складних випадках, коли стандартні методи (як ЕКГ) можуть не дати чіткої інформації.

Використання ізомагнітних карт: Ізомагнітні карти дозволяють більш точно оцінити електрофізіологічні процеси, що відбуваються в серці, даючи уявлення про просторову динаміку магнітного поля. Це може бути особливо корисно при діагностиці складних серцевих патологій, таких як:

Ішемічні зміни, коли порушення кровообігу можуть змінювати електричні властивості серцевого м'яза.

Аритмії, коли магнітне поле серця може відображати хаотичні або нерегулярні патерни.

Серцеві дефекти або пошкодження міокарда, коли аналіз магнітного поля дає змогу виявити аномалії в активності різних ділянок серцевого м'яза.

Таким чином, біофізичний аналіз магнітокардіографічного сигналу з використанням ізомагнітних карт є потужним інструментом для детальної оцінки серцевої функції та діагностики різноманітних патологічних змін.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1. Початкові характеристики математичної моделі магнітокардіографічного сигналу

Використання детермінованого підходу для побудови математичної моделі (матмоделі) МКГ-сигналу є недоцільним, оскільки МКГ-сигнал відзначається значною варіативністю та унікальністю. Це обґрунтовує необхідність застосування стохастичного підходу для створення матмоделі МКГ-сигналу.

Серед різноманітних стохастичних моделей необхідно вибрати такий тип, який, окрім стохастичних властивостей, також враховує повторюваність сигналу. Це пов'язано з тим, що МКГ-сигнал, який має практичне застосування в клініці, характеризується наявністю властивостей повторюваності та повторності характеристик.

При виборі математичної моделі для МКГ-сигналу, особливо в контексті автоматизації та комп'ютеризації його обробки, важливо враховувати наступні ключові вимоги, що базуються на характеристиках самого сигналу. Це дозволить створити ефективну модель для аналізу і інтерпретації МКГ-сигналів:

1. Стохастична природа МКГ-сигналу:

- МКГ-сигнал має стохастичний характер, що означає варіативність та випадковість його амплітуд та частотних характеристик. Це може бути зумовлено фізіологічними коливаннями в серцевій діяльності, індивідуальними особливостями пацієнта та умовами вимірювання.
- Для створення математичної моделі, яка відображає цю природу, необхідно використовувати **стохастичні процеси** (наприклад, гаусівський процес, Марковські моделі або стохастичні диференціальні рівняння), що дозволяють змоделювати невизначеність та варіативність сигналу в часі.

2. Повторюваність МКГ-сигналу для забезпечення відображення фазових характеристик його структури:

- МКГ-сигнал має повторювану структуру, оскільки він відображає циклічні процеси, пов'язані з серцевим ритмом. Ця повторюваність є важливою для вивчення фазових характеристик сигналу, таких як інтервали між піками, що дозволяє визначити основні етапи серцевого циклу.
- Математична модель повинна бути здатною **відтворювати періодичність сигналу** та враховувати **фазову залежність** між різними компонентами сигналу, такими як піки P, Q, R, S, T. Для цього можна використовувати **періодичні функції** або **циклічні моделі**, які відображають фазові зміни протягом серцевого циклу.

2.2. Властивості магнітокардіографічного сигналу

Математична модель МКГ-сигналу, представлена як періодична функція, дає змогу вивчати та описувати основні характеристики МКГ-сигналу зі спектром як дискретного, так і неперервного типу, в рамках детермінованої функції, яка визначається у відповідному базисному просторі. У процесі побудови математичної моделі МКГ-сигналу використано простір функцій періодичного типу, що дозволяє точно моделювати періодичні коливання сигналу і враховувати різні аспекти його спектральної структури, включаючи особливості дискретних і неперервних спектрів.

При побудові математичної моделі МКГ-сигналу використано простір функцій періодичного типу, який дозволяє ефективно враховувати періодичність сигналу та його властивості, зокрема наявність періодичних коливань і змін у часі. Цей простір функцій забезпечує необхідну гнучкість для моделювання спектрів сигналу, як у випадку дискретних, так і неперервних спектральних характеристик, що дає змогу точніше описати динаміку МКГ-сигналу в різних умовах.

$$f(t) = f(t + nT), \quad n = 1, 2, \dots \quad (2.1)$$

де T - період МКГ-сигналу, $t, T, f(\bullet) \in \mathbb{R}$ в яких енергія $\int_0^T |f(t)|^2 dt$ скінченною, а саме

$$L^2([0; T)) = \left\{ f : \int_0^T |f(t)|^2 dt < \infty \right\}$$

є прообразом простору Гільберта, коли добуток функцій локалізованих на інтервалі $[0, T)$ згідно виразу:

$$(f_1(t), f_2(t))_{L^2([0, T))} \equiv \int_0^T f_1(t) \overline{f_2(t)} dt. \quad (2.2)$$

З геометричної позиції зазначені функції є векторами в просторі $L^2([0, T))$ лінійному

Для опису МКГ-сигналу як детермінованої величини застосовується його розкладання в ряд за системою лінійно некорельованих базисних функцій. Це розкладання дозволяє представити сигнал у вигляді суми гармонічних компонент, кожна з яких характеризується певною частотою та амплітудою. Такий підхід є основою кореляційних методів та алгоритмів обробки сигналів, що дозволяє точно аналізувати спектральні характеристики МКГ-сигналу та ефективно виділяти важливу інформацію, що міститься в його частотних компонентах. У цьому підході базисними функціями виступає набір гармонічних

коливань $\left\{ e^{ik\frac{2\pi}{T}t}, k \in \mathbb{Z} \right\}$. Будь-яку функцію з базису функціональних просторів, які визначені в множині інтегруванням квадрату, можна відобразити як лінійну комбінацію базисних функцій через збіжність у середньоквадратному сенсі. Це означає, що функцію можна апроксимувати нескінченною сумою базисних функцій з відповідного простору, і ця апроксимація буде наближатися до оригінальної функції за умови, що середньоквадратна помилка між апроксимацією та функцією прямує до нуля. Така збіжність є важливою для

розв'язання задач в теорії функціональних просторів і має велике значення в аналізі та обробці сигналів.

$$f(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} c_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in [0, T), \quad (2.3)$$

де c_k - коефіцієнти, що є визначенні співвідношенням:

$$c_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad k \in \mathbf{Z}. \quad (2.4)$$

Використавши теорему Парсеваля отримаємо $\frac{1}{T} \int_0^T |f(t)|^2 dt = \sum_{k \in \mathbf{Z}} |c_k|^2$

Цей підхід обґрунтовує можливість розкладу складних періодичних функцій, що описують коливальні процеси, на прості гармонічні компоненти. Коефіцієнти такого розкладу визначають амплітуди A_k та фази ϕ_k гармонік, що дозволяє аналізувати склад коливань та їх характер. Використання математичної моделі у вигляді періодичної функції дає змогу ефективно описувати коливальний характер і гармонічний склад МКГ-сигналу, забезпечуючи детерміноване описання його властивостей. Період МКГ-сигналу, як одна з характеристик цієї детермінованої моделі, відповідає періоду коливань і дає точну оцінку циклічних процесів у сигналі. Перевагою такої моделі є її простота та наявність добре опрацьованих і ефективних алгоритмів для реалізації та аналізу, що значно полегшує обробку сигналу в реальному часі.

Детерміновані методи дозволяють ефективно обчислювати необхідні характеристики МКГ-сигналу. На основі цих методів був проведений аналіз амплітудних спектрів МКГ-сигналу з метою оцінки їхньої стійкості до часових зсувів. Графіки амплітудних спектрів МКГ-сигналу досліджуваного пацієнта в нормальному стані наведені на рис. 2.1. Аналіз спектрів для окремих періодів МКГ-сигналу (рис. 2.1) показав їх змінність, що свідчить про присутність випадкової компоненти в сигналі. Це підтверджує необхідність врахування стохастичного механізму формування сигналу при побудові математичної моделі МКГ-сигналу.

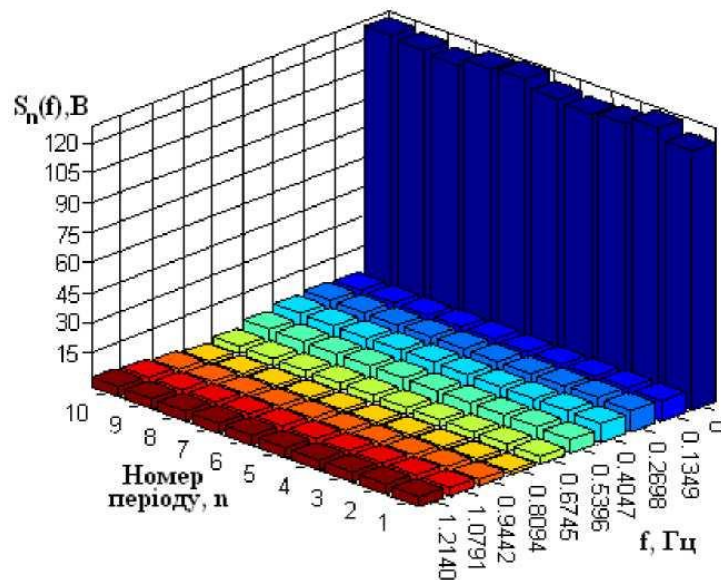


Рисунок 2.1 - Спектри МКГ-сигналу (норма) для різних періодів.

Зареєстрований МКГ-сигнал в цілому є випадковою функцією (моделлю), тому для його обробки отримують кількісні характеристики шляхом експериментальних вимірювань. Ці характеристики описуються статистичними показниками, використовуючи методи теорії ймовірності та математичної статистики, які застосовуються до процесів випадкового типу. Інтерпретуючи МКГ-сигнал у контексті теорії стаціонарних випадкових процесів (СВП), як реалізацію стаціонарного випадкового процесу в широкому сенсі, можна оцінювати його властивості в будь-який момент часу за допомогою усереднення (математичного сподівання) по сукупності вибірових функцій, що утворюють СВП.

$$m_{\xi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi_k(t), \quad t \in [0, T], \quad (2.5)$$

$$d_{\xi}(t) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [\xi_k(t) - m_{\xi}(t)]^2. \quad (2.6)$$

На рисунку 2.2 - 2.3 відображено отриманні оцінки матсподівання $m_{\xi}(t)$ та дисперсії МКГ-сигналу $d_{\xi}(t)$.

Отриманий числовий результат (рис. 2.2) відображає середнє значення МКГ-сигналу, сформованого з набору суцільних реалізацій. Однак вона не забезпечує опису статичних взаємозв'язків гармонійних складових у межах різних періодів МКГ-сигналу для однієї реалізації. Це є особливо важливим при виявленні ранніх змін у функціонуванні серця людини.

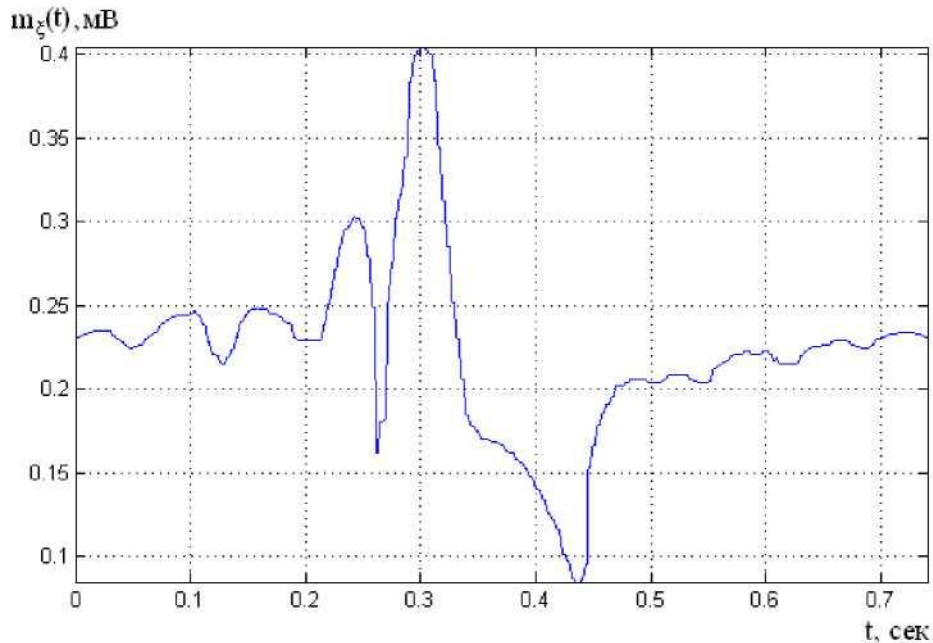


Рисунок 2.2. Реалізація матсподівання МКГ-сигналу

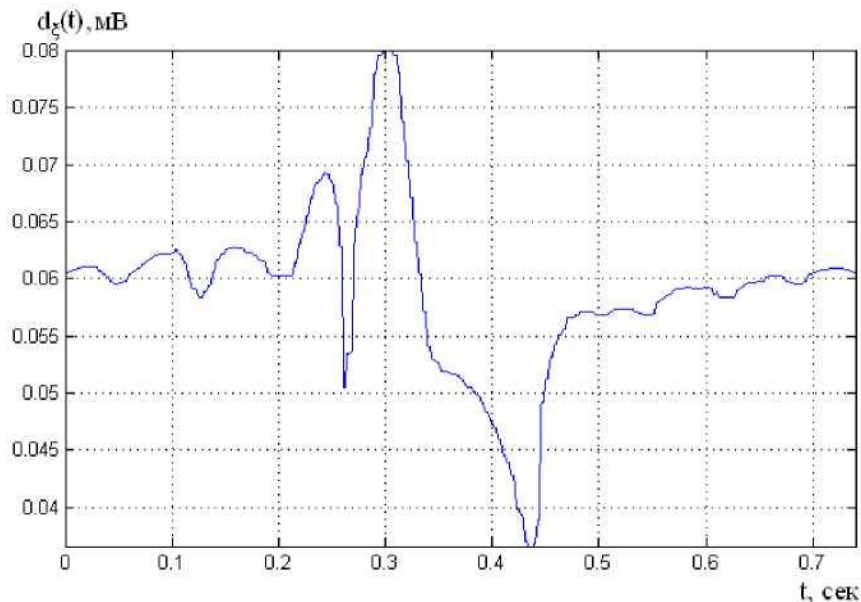


Рисунок 2.3. Втілення дисперсії МКГ-сигналу.

Представлення функцій випадкового типу з заданими апріорними характеристиками кореляційної функції дає змогу розглядати модель МКГ-сигналу як стаціонарний випадковий процес в рамках кореляційної теорії.

Гармонічна обробка ввела нові підходи у розвиток спектрального аналізу коливань, забезпечуючи повний опис незгасаючих коливань з безперервним спектром. Проведено аналіз можливості розкладання не самого коливання, а функції допоміжного характеру, яка описує розподіл потужності складових гармонічних коливань на вході.

Вінер розглядав функції $f(t)$, яка на усьому часі є рівномірно обмеженою за Θ величиною-функція кореляційна:

$$R_f(u) = \lim_{\Theta \rightarrow \infty} \frac{1}{2\Theta} \int_{-\Theta}^{\Theta} f(t+u) \overline{f(t)} dt, \quad (2.7)$$

Кореляційна функція є безперервною для всіх значень аргументу і містить компоненти, які відповідають частотам функції $f(t)$. Функція (2.6) відображає додатково властивість симетричності $\overline{R_f(-u)} = R_f(u)$ та лімітованості $|R_f(u)| \leq R_f(0)$

Як зазначає Хінчин, подібний підхід був застосований до функцій з випадковими значеннями. Основні принципи теорії стаціонарних процесів полягають у розкладі їх коваріацій на гармонічні компоненти. Трансформації Фур'є були адаптовані для випадкових процесів (ПВ), таким чином описуючи МКГ-сигнал як процес випадкових коливань. Ці випадкові процеси можуть бути математично змодельовані як нерегулярно-незгасаючі коливання. Кореляція МКГ-сигналу описується через спектральну густину з використанням оберненої трансформації Фур'є.

$$R(u) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{iu\omega} S(\omega) d\omega. \quad (2.8)$$

Спектр щільності потужності обчислюється за умови $\int_{-\infty}^{\infty} |R(u)|^2 du < \infty$

$$S(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R(u) e^{-iu\omega} du, \quad \omega \in R, \quad (2.9)$$

На рисунку 2.4 представлено графічне зображення реалізації функції

автокореляції МКГ-сигналу.

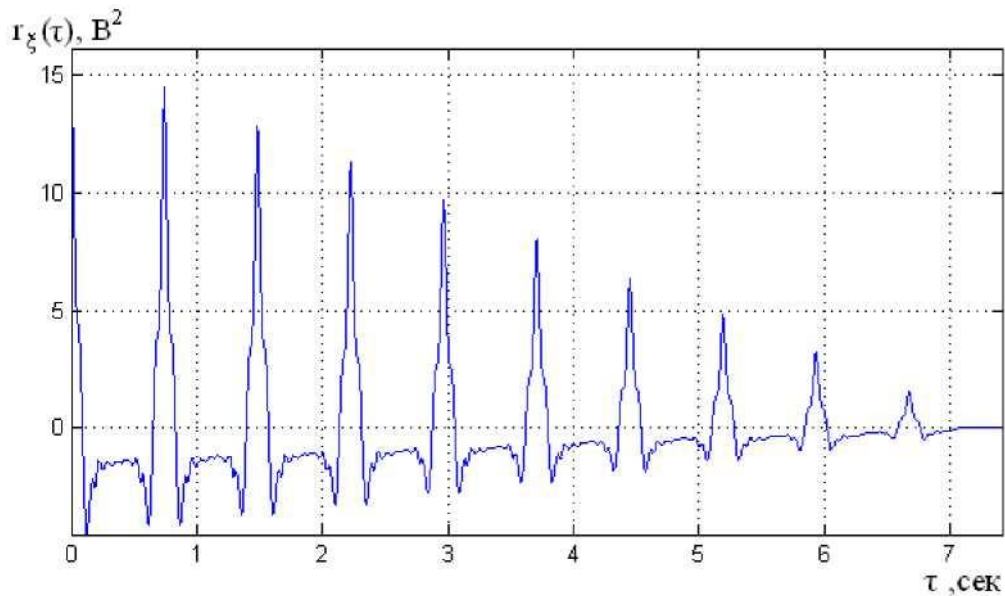


Рисунок 2.4 - Виконання функції автокореляції МКГ-сигналу.

При аналізі реалізації МКГ-сигналу за допомогою кореляційної обробки, як показано на рис. 2.4, функції автокореляції виявляються періодичними щодо часу (по осі τ) і зменшуються з ростом часових зсувів (по осі τ). Цей аналіз властивостей МКГ-сигналу дозволяє зробити висновок, що адекватна математична модель МКГ-сигналу повинна враховувати як випадкові коливання, спричинені зовнішніми та внутрішніми факторами, так і періодичність, яка пов'язана з циклічністю роботи серця. Тому модель повинна бути здатною описувати періодичні коливання у часі, що є важливим для виявлення змін у функціонуванні серця. Це вказує на необхідність того, щоб для коректного опису МКГ-сигналу, який має циклічну природу, математична модель була нестационарним випадковим процесом (ПВ). МКГ-сигнал, як ПВ, повинен бути розкладений на гармонічні компоненти та корелювати таким чином, щоб забезпечити повторюваність його параметрів.

2.3. Математична модель магнітокардіографічного сигналу

Моделювання МКГ-сигналу методами нестационарних випадкових процесів (ПВ) є менш популярним через те, що концепція нестационарності лише

заперечує стаціонарність процесу, не надаючи чіткої конкретизації щодо того, як змінюються ймовірнісні параметри з часом. Для коректного опису такого процесу необхідно уточнити, за яким законом ці параметри змінюються в часі. Однією з основних причин, що виправдовує такий підхід, є те, що МКГ-сигнал є обмеженим за потужністю процесом, що також слід враховувати при моделюванні його динаміки.

Використаємо поняття колгоморівського гільбертового простору випадкових величин ККК, які є випадковими величинами зі скінченною дисперсією, нормою та скалярним добутком. Відповідно до вимоги скінченності потужності, одним з видів нестаціонарних процесів є клас випадкових процесів зі скінченною середньою потужністю [9].

Для розробки методів дослідження ритмічних характеристик та вивчення коливальних сигналів, таких як МКС, у роботі [10] наведено результати обґрунтування математичної моделі коливальних змін фізичних параметрів, яка представлена як процес коливань випадкового характеру (ПКВП). Ця модель конструктивно поєднує два, здавалося б, суперечливі аспекти коливальних сигналів: їх повторюваність і випадковість.

У зазначеній публікації розширено теорію нестаціонарних сигналів, перенісши відомі принципи кореляційної теорії, які використовуються для стаціонарних сигналів, на сигнали з нестаціонарними характеристиками. Це розширення дозволило розглянути аспекти, які раніше не враховувалися, що істотно підвищило точність аналізу таких сигналів.

Кореляційна теорія стаціонарних сигналів також охоплює енергетичну теорію, яка була розширена для застосування до нестаціонарних сигналів. У монографії [8] ця теорія розглядається через потребу в узагальненому підході до аналізу нестаціонарних сигналів, що дозволяє виявляти нові факти, визначати їх реальне значення та взаємозв'язки в рамках розвиненої теоретичної моделі. Теорія надає можливість розкладати сигнали на прості складові, виконувати лінійні трансформації, а також розробляти алгоритми для вирішення різноманітних практичних завдань обробки стохастичних сигналів. Основу цієї теорії складає принцип енергетики, який класифікує сигнали за їх енергетичною

скінченністю. Для МКГ-сигналу цей клас визначається через конкретні характеристики енергії, що дають змогу точно описати і аналізувати його поведінку.

$$E_{\xi} = \int_D E|\xi(t)|^2 dt < \infty, \quad (2.10)$$

або потужності середньої є клас π :

$$P_{\xi} = M_t \{E|\xi(t)|^2\} < \infty, \quad (2.11)$$

Енергія МКГ-сигналу пропорційна квадрату його амплітуди, тому припущення про обмеженість енергетичних статистик сигналу є цілком обґрунтованим. Це можна формалізувати через розгляд цих характеристик як норм у векторному (або гільбертовому) просторі, оскільки метричність таких просторів, згідно з теоремою Піфагора, є квадратною. Таким чином, умова обмеженості енергетичної характеристики еквівалентна обмеженості норми в цьому просторі.

Проте, для МКГ-сигналу, який є нестационарним, потужність є змінною. Отже, його природний опис через миттєву дисперсію також варіативний. Це призводить до того, що опис сигналу дається функцією часу, значення якої належать відповідному гільбертовому простору. У даному випадку таким простором є гільбертовий простір колгморфних функцій ККК, який сформований випадковими величинами з кінцевою дисперсією. Ці величини трактуються як абстрактні вектори, де елементи простору є значеннями ПВ (процесу випадкової величини), що виступають як модель МКГ-сигналу.

Модуль таких компонент у створеному ними лінійному просторі є змінним, оскільки він залишається сталим лише для стаціонарних процесів. У випадку нестационарності процесу цей модуль змінюється, що свідчить про коливання потужності МКГ-сигналу.

$$\|\xi_t\|_K = \sqrt{d_{\xi}(t)} = \sqrt{r_{\xi}(t, t)}, \quad (2.12)$$

де $t \in D, r_{\xi}(t, s) = E\xi(t)\xi(s)$ - функція кореляції МКГ-сигналу.

Для отримання характеристик МКГ-сигналу, які не залежать від часового простору як нестационарного процесу, необхідно «усунути час». Це можна досягти за допомогою двох фізично обґрунтованих методів: обчислення інтегралів або знаходження середнього значення в часі. Ці методи дозволяють визначити середні характеристики сигналу, які не змінюються залежно від конкретного моменту часу.

Обмеженість такої інтегральної енергетичної характеристики має природний опис у вигляді обмеження норми в гільбертовому просторі, що побудований над колгоморфним простором Гільберта. Це дає змогу описувати енергетичні характеристики сигналу, де обмеження норми означає, що енергія сигналу не може перевищувати певне значення, що є важливою умовою для коректного моделювання та аналізу МКГ-сигналів.

Ці простори характеризуються природними методами дослідження функцій, значення яких належать до гільбертових просторів, а також функцій, що належать до таких просторів. Енергетичні статистики МКГ-сигналів повинні розглядатися через формальні норми в заданих просторах, де компонентами є самі сигнали. Такі простори визначаються як простори сигналів, як зазначено у роботі [7]. Концепція енергетики дає достатні підстави для формалізації теорії класів нестационарних процесів, використовуючи їх зображення як випадкові процеси (ПВ) в кореляційній термінології. Це дає змогу описувати характеристики трансляцій та реалізацій сигналів через теорії двох виділених класів енергетичних МКГ-сигналів, що інтегрують теорію стаціонарних процесів.

Подальше деталізування відбувається через вивчення МКГ-сигналів, які утворюють підкласи в цих класах енергетичних сигналів. Зазначені ПВ є моделями різних сигналів в концепціях ритміки та коливальних процесів, зокрема стохастики, що суттєво узагальнює відомий підхід Вінера-Колгomorphic [11], заснований на моделі стаціонарного класу. Ця концепція, використовуючи свої інструменти, дозволяє врахувати тип нестационарності коливань.

Зручну характеристику таких коливань можна отримати через спектральні та кореляційні компоненти, які відповідають «коефіцієнтам» Фур'є.

Математичні моделі цих процесів описують сигнали, породжувані різними системами, зокрема поворотними, обертами, часовими процесами природних явищ, біоритмами та коливною кінетикою.

ПКВП при періоді T , де T — це період, є математичними моделями найпростішої ритміки для опису МКГ-сигналу.

До цього часу проводились різні дослідження ПКВП. Основні елементи теорії ПКВП були зібрані та структуровані в працях Драгана Я.П., де факти теорії були систематизовані та доведені з певною логічністю за допомогою ЕТСС [12]. ПКВП є моделлю МКГ-сигналу як стохастичного коливання з періодичною зміною ймовірнісної характеристики, що є підкласом класу р.

МКГ-сигнал є періодично корельованим у випадку існування фіксованого числа $T > 0$ (корельованості періоду, КП), де математичне сподівання та коваріація сигналу.

$$m_{\xi}(t) \overset{\Delta}{=} E\xi(t), \quad r_{\xi}(t,s) \overset{\Delta}{=} E\xi(t)\xi(s), \quad (2.13)$$

Виконується умова відповідно до виразу:

$$m_{\xi}(t+T) = m_{\xi}(t), r_{\xi}(t+T, s+T) = r_{\xi}(t,s), \forall t, s \in R, \quad (2.14)$$

де $m_{\xi}(t)$ - матсподівання МКГ-сигналу, а $r_{\xi}(t,s)$ - кореляція МКГ-сигналу або у випадку параметричної коваріації ($b_{\xi}(t,u) = r_{\xi}(t+u,t)$)

З наведених рівнянь випливає, що математичне сподівання та параметрична коваріація є періодичними з періодом T .

$$m_{\xi}(t+T) = m_{\xi}(t), r_{\xi}(t+T, s+T) = r_{\xi}(t,s), \forall t, s \in R, \quad (2.15)$$

Обчислення середнього показника призводить до процесу усереднення по всій осі, що перетворюється на процедуру усереднення протягом тривалості T . У цьому випадку середні значення МКГ-сигналу будуть однаковими:

$$m = M_t \{m_\xi(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T m_\xi(t) dt, \quad (2.16)$$

$$B(u) = M_t \{r_\xi(t+u, t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T r_\xi(t+u, t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) dt, \quad (2.17)$$

де M_t - оператор усереднення вздовж часової осі,
 T - період ПКВП.

Статистики 2.15 - 2.16 розкладаються в ряди Фур'є, коли МКГ-сигнал має середню потужність як скінчений сигнал у вигляді ПКВП.

$$m_\xi(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik\Lambda t}, \quad (2.18)$$

$$b_\xi(t, u) = \sum_{k \in Z} B_k(u) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.19)$$

де $\Lambda = \frac{2\pi}{T}$ - частотний крок;

Підхід з енергетичної точки зору забезпечує дослідження параметрів випадкових процесів, і при наявності h -ергодичності, дозволяє розробляти методи та алгоритми обробки МКГ-сигналу. Вибір часових інтервалів, які кратні періоду кореляційності, дозволяє сформулювати стаціонарні послідовності.

Для МКГ-сигналу класу, норма квадрат якого рівна середньому значенню потужності на періоді, можна сформулювати вираз для потужності сигналу на основі його кореляційних властивостей.

$$h^T = L^2\left([0, T]; \frac{1}{T}, \mathbf{K}\right), \quad P_\xi^T = \frac{1}{T} \int_0^T E \|\xi(t)\|_{\mathbf{K}}^2 dt. \quad (2.20)$$

За такого припущення ергодичності h^T значення кореляції нульової компоненти $\hat{B}(u) = M_t \left\{ \xi^0(t+u) \xi^0(t) \right\}$

Кореляційні складові обчислюються за допомогою виразу.:

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad (2.21)$$

через їх обмеженість $|B_k(u)| \leq |B_0(u)| \leq B_0 = P_\xi^T$ є належними класові B^2 , тому подані у виді інтегралу Фур'є:

$$B_k(u) = \int_R e^{iu\lambda} F_k(d\lambda), \quad (2.22)$$

Параметрична ковариація МКГ-сигналу набуває наступного вигляду:

$$b_\xi(t, u) = \iint_{R^2} e^{i(t\lambda - u\mu)} F(d\lambda, d\mu), \quad (2.23)$$

Визначення параметрів коваріації МКГ-сигналу типу ПКВП (процесів випадкових коливань з періодичною кореляцією) дозволяє виразити МКГ-сигнал через його власні стаціонарні компоненти.

При аналізі МКГ-сигналу виду ПКВП з часовим періодом T , його можна подати за допомогою стаціонарних компонент, які описують основні характеристики цього сигналу. Враховуючи, що сигнал має періодичну кореляцію, він може бути розкладений на гармонічні компоненти або на власні функції цього процесу. Це дозволяє здійснити більш точну математичну модель, яка відображає стаціонарні властивості сигналу в часі, зокрема за допомогою кореляційної функції або спектра.

$$\xi(t) = \sum_{k \in Z} \xi_k(t) e^{i \frac{2\pi k t}{T}}, \quad (2.24)$$

де $\xi(t), k \in Z$ - стацкомпоненти МКГ-сигналу;

$e^{i \frac{2\pi k t}{T}}$ - складова періодична МКГ-сигналу.

Модель МКГ-сигналу, виражена рівнянням (2.29), описує частину моделі як суму максимальних значень мультиплікативно-адитивних сум. Це дозволяє поєднати стохастичні та періодичні складові сигналу, зберігаючи баланс між випадковістю та циклічними коливаннями. Оскільки МКГ-сигнал має імпульсний характер, доцільно застосувати модель імпульсного процесу. Враховуючи рівносильність подання ПКВП через стаціонарні компоненти (2.31)

і представлення цих компонентів за допомогою трансляційних компонентів, модель МКГ-сигналу можна описати як імпульсний ПКВП [14]. Це дозволяє враховувати як випадкові, так і періодичні властивості МКГ-сигналу та забезпечує коректне математичне моделювання його характеристик.

$$\xi(t) = \sum_{p \in \mathbb{Z}} \sum_{k \in \mathbb{N}} \alpha_k(p) \Phi_k(t - pT), \quad (2.25)$$

Такий тип математичної моделі МКГ-сигналу має можливість описувати нестационарні коливання шляхом розкладу сигналу на стаціонарні компоненти, що дозволяє застосовувати повний арсенал теорії ймовірностей та математичної статистики для обробки сигналів.

2.4. Система реєстрації магнітокардіографічного сигналу

На рис. 2.5 представлена спрощена схема комп'ютерного магнітокардіографа (МКГ). На схемі позначено:

1. Криосит — компонент, який забезпечує стабільність температури вимірювального процесу.
2. Вимірювальний зонд — елемент, що безпосередньо фіксує магнітні поля, пов'язані з діяльністю серця.
3. НКВІД-сенсор — сенсор, що використовується для реєстрації біомагнітних сигналів.
4. НКВІД-електроніка — електроніка, яка обробляє сигнали, отримані від сенсора.
5. Блок керування — система, яка управляє процесом вимірювання і контролює різні параметри.
6. Плата АЦП — плата для аналого-цифрового перетворення сигналів.
7. База даних у ПК — місце для зберігання та обробки отриманих даних.

Типові традиційні магнітометричні системи для біомагнітних досліджень зазвичай складаються з одного або кількох вимірювальних зондів, які зчитують

сигнали, електроніки, аналого-цифрових перетворювачів (АЦП) для введення вимірних МКГ-сигналів у комп'ютер, а також програмного забезпечення для управління каналами, введення та обробки даних [5].

У реалізованій схемі в Інституті радіотехніки і електроніки РАН (ІРЕ РАН) НКВІД-сенсор (3) є основним елементом вимірювального зонда (2). У більшості випадків для прийому використовують надпровідниковий трансформатор потоку, виконаний у вигляді планарного або аксіального градієнтометра першого, другого чи третього порядку. Для забезпечення узгодження низькоомного імпедансу НКВІД із високоомним входом попереднього підсилювача, в вимірювальному зондові встановлюються спеціальні кола узгодження.

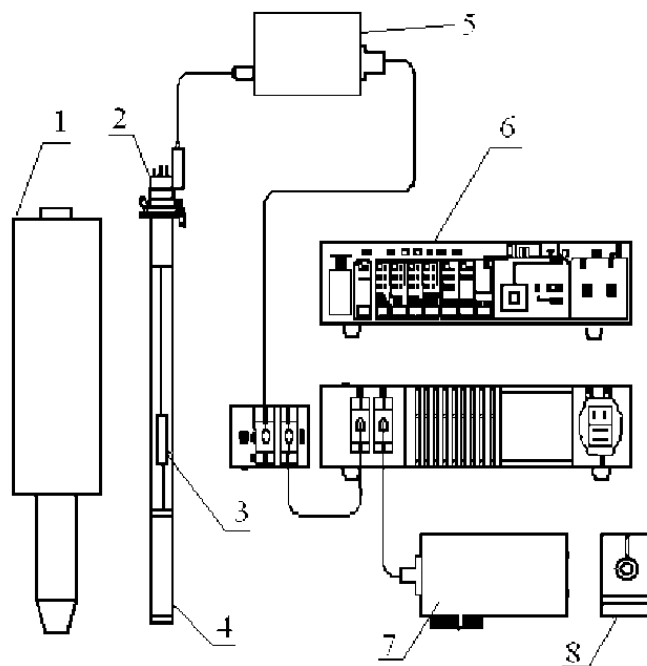


Рисунок 2.5 - Удосконалена схема комп'ютерного магнітокардіографа на базі НКВІД

Електронний блок системи реалізує модуляційну схему з зворотним зв'язком по магнітному потоку. Сигнал зворотного зв'язку дорівнює вимірюваному сигналу і подається через опір зворотного зв'язку в НКВІД із протилежним знаком, що дозволяє працювати НКВІД як нуль-детектор. Вихідна

напруга знімається з опору зворотного зв'язку, обробляється додатковими фільтрами та підсилювачами, після чого подається на АЦП. Далі дані передаються в персональний комп'ютер для обробки та зберігання.

Обробка сигналу може варіюватися в залежності від специфіки завдання, для якого використовується система, і включати етапи фільтрації, аналізу та візуалізації результатів.

Порядок обробки МКГ-сигналу можна детально описати на таких етапах:

1. На цьому етапі необхідно виділити сам сигнал з загального фону. Це може включати зменшення шумів, видалення небажаних перешкод або фільтрацію базових сигналів, щоб отримати чистий МКГ-сигнал для подальшої обробки.
2. Після виділення сигналу його потрібно оцифрувати та ввести в комп'ютер для подальшого аналізу. Для цього використовуються АЦП (аналогово-цифрові перетворювачі), які перетворюють сигнал на цифрову форму, зрозумілу для обробки комп'ютером.
3. Фільтрація МКГ-сигналу двома методами:
 - Трансформація Фур'є: Це стандартний метод, що дозволяє аналізувати спектр сигналу і виділяти необхідні частотні компоненти за допомогою перетворення Фур'є. Використовується для фільтрації певних частотних діапазонів сигналу, таких як низькочастотний шум або високочастотні перешкоди.
 - **Вейвлет-фільтрація:** Це більш сучасний підхід, що дає змогу аналізувати сигнал на різних рівнях масштабів і дозволяє зберегти деталі сигналу, навіть якщо він має змінні частоти або часові характеристики. Вейвлет-фільтрація є дуже ефективною для обробки сигналів з багатокomпонентними характеристиками, таких як МКГ-сигнал.
4. **Аналіз ефективності вейвлет-фільтрації та класичної фільтрації:**
Після застосування фільтрів необхідно порівняти результати двох методів, оцінюючи їх ефективність. Це може включати в себе аналіз збереження інформації в сигналі, зниження рівня шуму та покращення точності

вимірів.

5. **Синхронізація позиційних даних МКГ-сигналу (ВКФ):** На цьому етапі необхідно синхронізувати позиційні дані (наприклад, часова інформація), що супроводжують МКГ-сигнал. Важливо точно зв'язати відрізки сигналу з певними подіями або фази процесів, що дозволяє отримати коректну інтерпретацію сигналу.
6. **Динамічне картування МКГ-сигналу:** Це останній етап, що включає в себе візуалізацію МКГ-сигналу у вигляді картин чи графіків для подальшого аналізу. Це може бути картування амплітудних спектрів, фазових змін, а також відображення динаміки сигналу для покращення розуміння його поведінки та можливих аномалій.

Цей процес забезпечує повноцінну обробку та аналіз МКГ-сигналів, що є важливим для медичних досліджень, особливо при вивченні стану серцево-судинної системи людини.

2.5. Метод обробки магнітокардіографічного сигналу

На основі попередньої тези про властивості математичної моделі МКГ-сигналу як процесу корельованого випадкового типу (ПКВП) можна виділити два основні методи обробки МКГ-сигналу: синфазний та компонентний.

Синфазна обробка базується на тому, що часові відліки числових значень МКГ-сигналу, які повторюються через кожен період корельованості, з різною фазою відбору формують стаціонарну ергодичну послідовність випадкового типу, де для кожного відрізка часу ці значення можуть бути статистично еквівалентними.

З урахуванням умови h -ергодичності МКГ-сигналу, статистичні характеристики сигналу можна оцінювати коректно через використання таких статистик, як середнє значення, дисперсія та автокореляція, що дозволяє точно моделювати його властивості та стійкість в часі.

$$m_{\xi}(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad t_0 \in [0, T), \quad (2.26)$$

$$b_{\xi}(t_0, u) = \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi(t_0 + u + kT) \overline{\xi(t_0 + kT)}, \quad (2.27)$$

де $\xi^0(t_0)$ - центрований МКГ-сигнал, $\xi^0(t_0) = \xi(t_0) - m_{\xi}(t_0)$.

Процедура усереднення в рівняннях 2.26-2.27 здійснюється на інтервалі фіксованої тривалості, де Δt — це дискретний крок, NT — дискретна фіксована тривалість інтервалу, а T — період сигналу. Тривалість реалізації може бути виражена як $kT + u$, де k — кількість періодів реалізації, а u — максимальне зміщення, для якого проводиться оцінка значень функції кореляції. У цьому контексті вирази (2.26) та (2.27) набувають наступного вигляду:

$$\hat{m}_{\xi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT), \quad t \in [0, T) \quad (2.28)$$

$$\hat{b}_{\xi}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t + u + kT) \overline{\xi(t + kT)}. \quad (2.29)$$

Матсподівання виразу (2.28) дорівнює величині виразу:

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

Отже, статистика (2.28) є незмінною при зсуві. Дисперсія виразу (2.28) дорівнює:

$$D_{\hat{m}}(t) = M[\hat{m}_{\xi}(t) - \mathbf{E}\{\hat{m}_{\xi}(t)\}]^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) b_{\xi}(t, kT). \quad (2.30)$$

Для визначення коваріації при апіорному математичному сподіванні можна застосовувати наступний вираз:

$$\hat{b}_{\xi}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) \overline{\xi(t + u + kT)} - m_{\xi}(t) \overline{m_{\xi}(t + u)}. \quad (2.31)$$

Статистичні величини (2.29) та (2.31) є незмінними в часі, а їх варіація навколо математичного сподівання обчислюється за формулою:

$$\begin{aligned} \hat{D}_{\hat{b}}(t, u) = & \frac{1}{N^2} \sum_{m, n=0}^{N-1} \mathbf{E} \xi^0(t + nT) \xi^0(t + u + nT) \xi^0(t + mT) \times \\ & \times \xi^0(t + u + mT) - b_{\xi}^2(t, u) \end{aligned} \quad (2.32)$$

При апіорно невизначеному матсподіванні статистики рівні:

$$\hat{b}_{\xi}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t + kT) - \hat{m}_{\xi}(t + kT)] [\xi(t + u + kT) - \hat{m}_{\xi}(t + u + kT)], \quad (2.33)$$

$$\hat{b}_{\xi}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) \xi(t + u + kT) - \hat{m}_{\xi}(t) \hat{m}_{\xi}(t + u), \quad (2.34)$$

Кореляційна обробка МКГ-сигналу полягає не лише в отриманні коваріації, а й у виявленні компонент кореляції, які відображають структурні зміни в часі. Оцінка цих компонент проводиться з використанням статистичних методів, при цьому враховується, що N має обмежене значення, відмінне від нуля, що зумовлює зміщення.

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_{\xi}(t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.35)$$

У разі невідомості математичне сподівання характеризується незміщеністю.

$$\mathbf{E}\{\hat{B}_k(u)\} = \hat{B}_k(u). \quad (2.36)$$

У такій ситуації оцінки компонент відрізняються повною незміщеністю. Наведені відносини дозволяють аналізувати властивості статистик математичної моделі МКГ-сигналу як процесу, що має властивості стаціонарного випадкового процесу (ПКВП), зокрема: математичне сподівання, функцію коваріації та компоненти кореляції. Це забезпечує можливість визначення характеру наближення цих оцінок до справжніх значень в залежності від обраних методів та алгоритмів їх обчислення.

Основною відмінністю між компонентною та синфазною обробкою є те, що в процесі синфазної обробки спочатку обчислюється оцінка коваріації дискретної послідовності МКГ-сигналу, після чого застосовується дискретна трансформація Фур'є для обчислення оцінки компонент кореляції. Натомість при компонентній обробці оцінка коваріації проводиться безпосередньо в частотній області.

Синфазна обробка, яка в основному ґрунтується на процедурі усереднення часових відліків через період часу, має перевагу у вигляді більшої швидкодії при обробці МКГ-сигналу порівняно з компонентною обробкою. Це пояснюється меншою складністю алгоритмів синфазної обробки. Тому для обробки МКГ-сигналу як ПКВП у комп'ютерних магнітокардіографах доцільно використовувати синфазну обробку.

2.6. Реалізація алгоритму обробки магнітокардіографічного сигналу

Синфазна обробка МКГ-сигналу в контексті досліджень, таких як ті, що представлені в працях Хвостівського М.О. [72], пропонує два варіанти реалізації, залежно від того, чи враховуються взаємкореляційні зв'язки між компонентами сигналу:

1. З урахуванням взаємкореляційних зв'язків між компонентами:
 - Цей метод передбачає, що при обробці МКГ-сигналу враховуються взаємкореляції між компонентами сигналу. Це дозволяє отримати більш детальну та точну інформацію про зв'язки між різними частинами сигналу, що важливо для детекції варіацій в роботі серця.
 - Такий підхід має вищу роздільну здатність і здатний виявляти більше зв'язків у структурі МКГ-сигналу, що дозволяє більш точно аналізувати та інтерпретувати його складові.
2. Без урахування взаємкореляційних зв'язків між компонентами:
 - У цьому випадку взаємкореляції між компонентами не беруться до уваги. Такий підхід може бути менш точним, оскільки він не враховує можливі взаємодії між різними частинами сигналу, що

може призвести до втрати деякої важливої інформації.

- Проте цей метод може бути швидшим і менш обчислювально витратним у порівнянні з першим способом.

Реалізація синфазної обробки з урахуванням взаємкореляційних зв'язків:

- Як зазначено у роботі, саме перший спосіб, який враховує взаємкореляційні зв'язки, був застосований у дослідженні. Це дозволяє отримати кращі результати для аналізу МКГ-сигналу, забезпечуючи відображення всіх зв'язків у його структурі.

Алгоритм обробки МКГ-сигналу:

На рис. 2.6 представлений загальний алгоритм обробки МКГ-сигналу, що включає наступні етапи:

1. Попередня обробка:

- Першим кроком є підсилення і фільтрація сигналу для видалення шумів та непотрібних частот. Це допомагає підготувати МКГ-сигнал до подальшої обробки.

2. Обробка синфазним методом:

- На цьому етапі застосовується синфазний метод обробки з урахуванням взаємкореляційних зв'язків між компонентами, що дозволяє розділяти і виявляти кореляційні складові сигналу.

3. Оцінка результатів:

- Після обробки МКГ-сигналу отримані кореляційні компоненти піддаються оцінці, де здійснюється визначення на основі отриманих результатів, чи є пацієнт здоровим, чи має певні патології серця.

Цей підхід дозволяє більш точно оцінювати стан серцево-судинної системи пацієнта, а також використовувати всі можливості сигналу для ранньої діагностики.

Процес синфазної обробки з урахуванням взаємкореляційних зв'язків між компонентами МКГ-сигналу складається з кількох важливих операцій, кожна з яких сприяє більш точному аналізу і моделюванню сигналу. Ось основні операції, що формують результати обробки:



Рисунок 2.6 - Алгоритм обробки МКГ-сигналу

1. Процедура центрування відносно математичного сподівання:
 - Це перший етап, на якому сигнал коригується шляхом віднімання його математичного сподівання (середнього значення). Така операція дозволяє усунути можливі зсуви в сигналі та зосередитись на його варіаціях відносно середнього значення, що полегшує подальший аналіз.
2. Формування стаціонарних компонент:
 - На цьому етапі сигнал аналізується для виділення стаціонарних компонент, які не змінюються у часі (або мають постійну статистику). Це важливо для збереження періодичної структури сигналу і подальшого коректного аналізу кореляційних зв'язків.
3. Числення кореляції від стаціонарних компонент центрованого МКГ-сигналу:
 - Кореляція дозволяє виміряти залежність між різними частинами сигналу. Обчислення кореляцій між стаціонарними компонентами дозволяє зрозуміти, як окремі частини сигналу взаємодіють між собою. Це важливий крок для виявлення схожих патернів у різних

частинах сигналу.

4. Фур'є трансформація:

- Цей етап перетворює сигнал з часового простору в частотний, дозволяючи аналізувати складові сигналу в частотному діапазоні. За допомогою трансформації Фур'є можна виділити спектральні компоненти сигналу та зрозуміти, як кожна частина сигналу співвідноситься з іншими.

Всі ці операції взаємопов'язані і разом формують кінцевий результат синфазної обробки МКГ-сигналу. Процес обробки допомагає точно відобразити характеристики сигналу та дозволяє ефективно аналізувати його складові для подальшого використання у медичних дослідженнях.

На рисунку 2.7 зображено загальний процес синфазної обробки, включаючи всі етапи та операції, які піддають МКГ-сигнал обробці та оцінці. Сигнал спочатку центрується, потім аналізуються стаціонарні компоненти, обчислюються кореляції і здійснюється трансформація Фур'є для подальшого дослідження.

Цей підхід дозволяє зберегти важливі характеристики сигналу та підвищує точність результатів аналізу.

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+u+kT) \xi(t+kT) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt$$

The diagram illustrates the three main stages of the process corresponding to the terms in the equation:

- Центрування та формування стаціонарних компонент** (Centering and forming stationary components): Points to the summation term $\sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+u+kT) \xi(t+kT)$.
- Оцінка кореляції стаціонарних центрованих компонент** (Estimation of correlation of stationary centered components): Points to the same summation term.
- Фур'є аналіз** (Fourier analysis): Points to the exponential term $\exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)$.

Рисунок 2.7 - Основні операції синфазної обробки МКГ-сигналу

Алгоритм синфазної обробки МКГ-сигналу, згідно з перерахованими етапами, може бути представлений у вигляді блок-схеми (рис. 2.8), яка демонструє послідовність операцій, що виконуються при обробці сигналу. Ось основні етапи, які складають цей алгоритм:

Основні етапи алгоритму:

1. Числення періоду МКГ-сигналу (N):

- На цьому етапі визначається період МКГ-сигналу, що є основою для подальших операцій. Розмірність цього етапу визначається через величину N .

2. Числення математичного сподівання МКГ-сигналу (N):

- Визначається середнє значення сигналу, що є необхідним для корекції сигналу перед подальшою обробкою. Цей етап також має складність, пропорційну N .

3. Процедура центрування МКГ-сигналу (N операцій):

- Сигнал центрується шляхом віднімання математичного сподівання. Кількість операцій пропорційна розміру N .

4. Формування стаціонарних компонент з центрованого МКГ-сигналу (N операцій):

- Оцінка стаціонарних компонент сигналу дозволяє виділити сталі частини сигналу, що допомагає зберегти важливі характеристики для подальшого аналізу.

5. Числення кореляції від стаціонарних компонент МКГ-сигналу (N):

- Проводиться обчислення кореляційних характеристик, щоб визначити зв'язки між різними частинами сигналу.

6. Трансформація Фур'є МКГ-сигналу ($2N^2$):

- Перетворення сигналу в частотну область для аналізу спектральних компонент. Це одна з найбільш обчислювально інтенсивних операцій у процесі обробки.

Оцінка складності:

- Кількість операцій, необхідних для виконання всіх етапів обробки, пропорційна $7N^2$, де N — це розмірність обробки (довжина сигналу або кількість точок даних).

Цей алгоритм є досить ефективним для обробки МКГ-сигналу, забезпечуючи збалансовану точність і швидкість при врахуванні всіх необхідних компонентів обробки, таких як кореляції, трансформації та центрування сигналу.

Часове виконання обчислювального ресурсу комп'ютерного магнітокардіографа, який визначає складність його роботи, має негативний вплив на швидкість обробки МКГ-сигналу за допомогою встановленого алгоритму, оскільки це обмежує можливість створення систем, здатних працювати в реальному часі. Однак цей фактор позитивно позначається на якості отриманої діагностичної інформації, оскільки дозволяє досягти більш точних та детальних результатів.

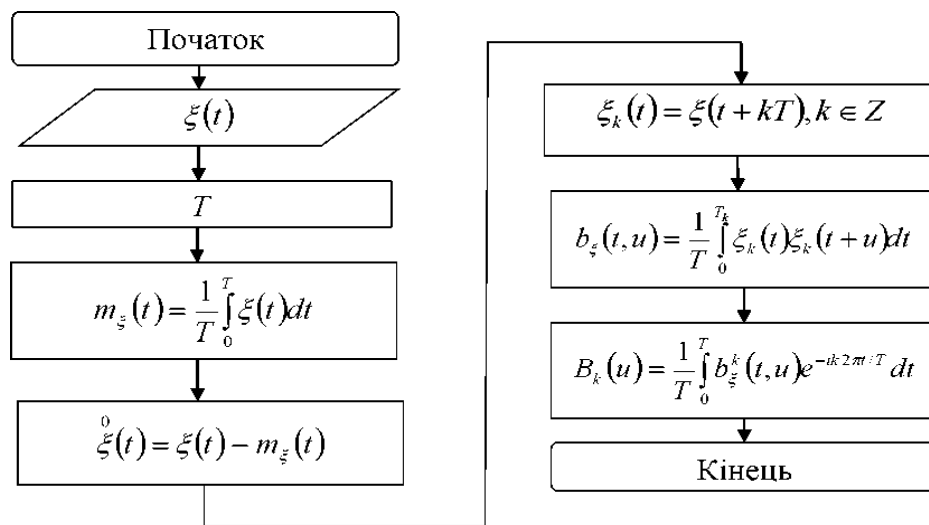


Рисунок 2.8. Методика реалізації синфазної обробки МКГ-сигналу.

Застосування сучасних методів обробки даних у комп'ютерному магнітокардіографі, де інформація обробляється в паралельному режимі, дозволяє ефективно виконувати процедуру декомпозиції сигналів. Це, в свою чергу, значно скорочує час обробки, забезпечуючи високу швидкість виконання алгоритмів. Паралельна обробка дозволяє одночасно виконувати кілька операцій, що підвищує ефективність і точність обробки магнітокардіографічних сигналів, а також знижує затримки, що є критичним для реального часу в медичних дослідженнях.

2.7. Визначення періоду магнітокардіографічного сигналу.

Коректність обчислення періоду $\backslash(T\backslash)$ МКГ-сигналу як частини процесу випадкових коливань (ПКВП) є вирішальним фактором для подальшої обробки МКГ-сигналів з метою покращення діагностичної інформативності комп'ютерних магнітокардіографів. Оскільки ритм, що генерується серцевою системою (ССС), є важливим показником стану серця, період $\backslash(T\backslash)$ є основним параметром МКГ-сигналу як ПКВП, що визначає його коливальну структуру та характер.

Оскільки для МКГ-сигналу відсутні прямі методи обчислення періоду, засновані на реальних сигналах, потрібно розв'язати задачу визначення періоду. Це включає обґрунтування критеріїв для визначення значень, розробку методики та алгоритму для пошуку часового інтервалу існування періоду, початкової наближеності до цього періоду, а також вибір оптимального способу обчислення періоду серед існуючих методів.

Найпростішим підходом для знаходження періоду зареєстрованого МКГ-сигналу в часовій області є усереднення інтервалів між максимальними значеннями, запропоноване С. Gazanhez [42,71]. З огляду на структуру МКГ-сигналу, можна візуально спостерігати, що максимумами відповідають пікам R-зубців. Для точної фіксації піку R-зубця застосовується алгоритм пошуку екстремальних значень, що дозволяє ефективно визначити час виникнення кожного піку та, відповідно, період сигналу.

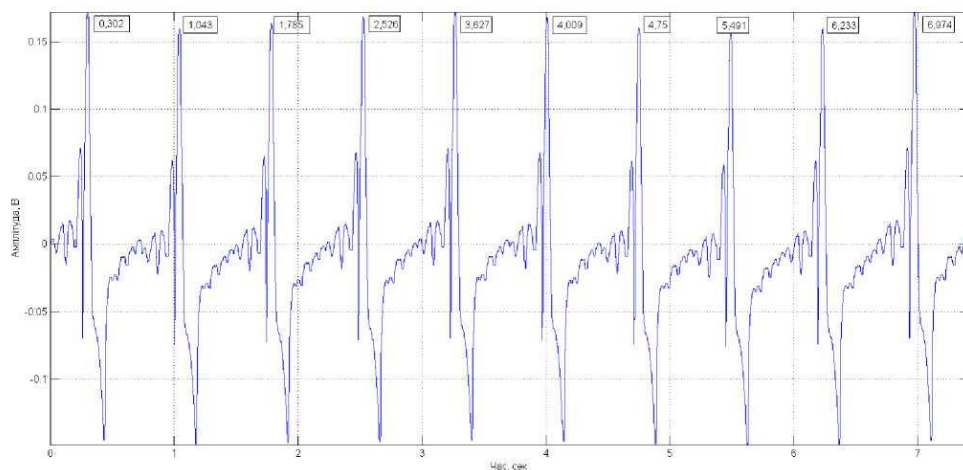


Рисунок 2.9 - Визначені періоди на основі реалізації МКГ-сигналу.

На рисунку 2.9 наведено результат виявлення піків R-зубців у МКГ-сигналі. За допомогою візуального аналізу встановлено, що середній період сигналу складає 0,7413 секунди з відхиленням 0,1798 секунди, що свідчить про незначні коливання періоду. Це підтверджує ефективність застосованого алгоритму для точного обчислення періоду МКГ-сигналу. Алгоритм, який базується на виявленні екстремальних значень, забезпечує високу точність у визначенні періоду сигналу.

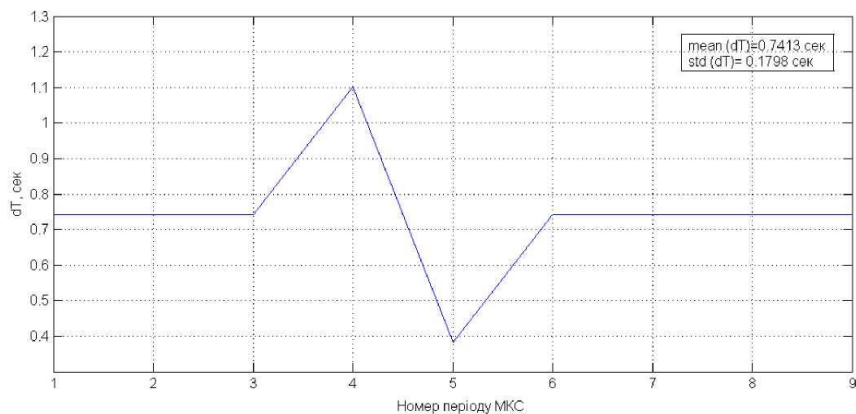


Рисунок 2.10. Графік залежності варіації значень періоду МКГ-сигналу

РОЗДІЛ 3

НАУКОВА ЧАСТИНА

3.1. Розробка програмного забезпечення для обробки магнітокардіографічного сигналу в середовищі MATLAB.

Реалізація за допомогою програмного пакету Matlab дає можливість оцінити ефективність методів та алгоритмів синфазної обробки МКГ-сигналів, спрямованих на підвищення інформативності комп'ютерних магнітокардіографів. Основою для проведення емпіричних досліджень є блок-схема обробки МКГ-сигналу, що представлена на рис. 2.8.

Процес завантаження даних МКГ-сигналів для нормального стану та патологічних змін реалізовано через функцію `load`, яка зберігає ці дані у змінній `xdata`:

```
% Завантаження МКГ-сигналу
for numb=1:2
    if numb==1 xdata=load('MKG_norma.dat'); end;
    if numb==2 xdata=load('MKG_patalog.dat'); end
```

Технічні характеристики комп'ютерного магнітокардіографа визначають частоту дискретизації, яка дорівнює 750 Гц і зберігається у змінній `dfdata`. Для формування часової осі `tdata` використано наступний код:

```
% Часова вісь
Ndata = length(xdata);
dfdata = 750;
tdata = (0:Ndata - 1) / dfdata;
```

Для побудови графіка МКГ-сигналу в часовій області застосовується графічний фрейм `figure 1` разом із функцією **plot**:

```
% Вивід графіку МКГ-сигналу
figure(1); % Фрейм графіки
plot(t,xdata(2,:)); % Зображення МКГ-сигналу
grid on; % Накладання видимої сітки
xlabel('Час, сек'); % Часова вісь
ylabel('Амплітуда, В'); % Амплітудна вісь
```

Вихідні дані виконання коду програмного забезпечення представлені на рис. 3.1-3.2.

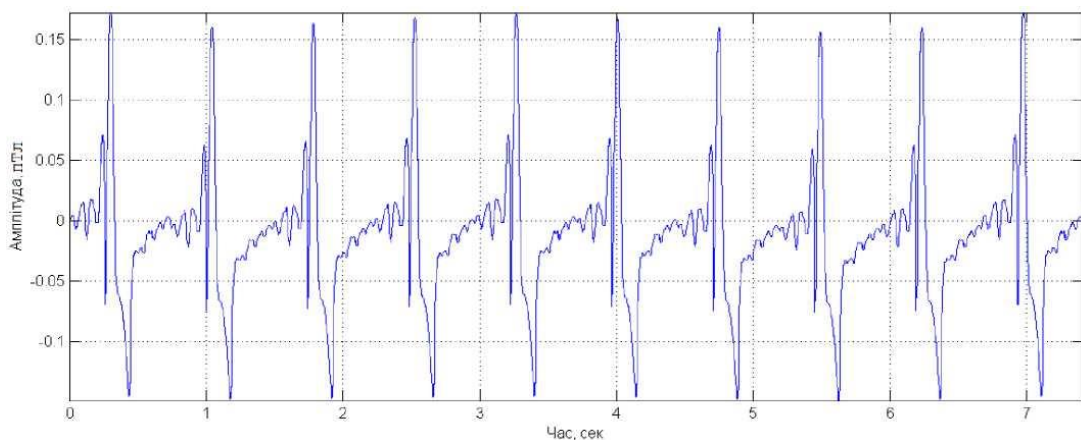


Рисунок 3.1 - МКГ-сигнал пацієнта (норма)

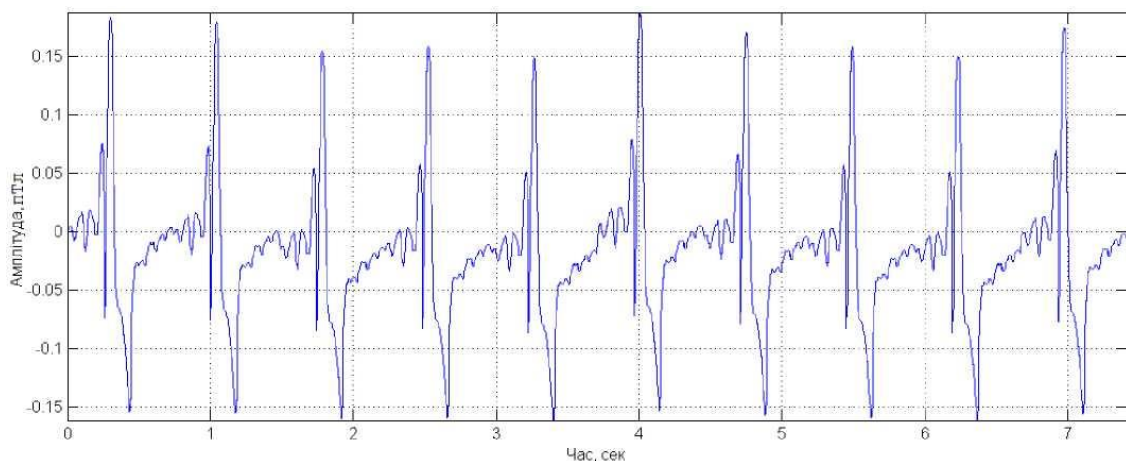


Рисунок 3.2 - МКГ-сигнал пацієнта (патологія)

Для визначення періоду МКГ-сигналу було виконано обчислення автокореляційної функції на основі експериментальних даних (див. рисунок 3.1, 3.2). Далі, за допомогою розташування основних піків автокореляційної функції, було визначено середній інтервал між ними, що відповідає періоду МКГ-сигналу

ТТ. Це дозволяє точно оцінити періодичні характеристики сигналу та забезпечити більш глибоке розуміння його динаміки.

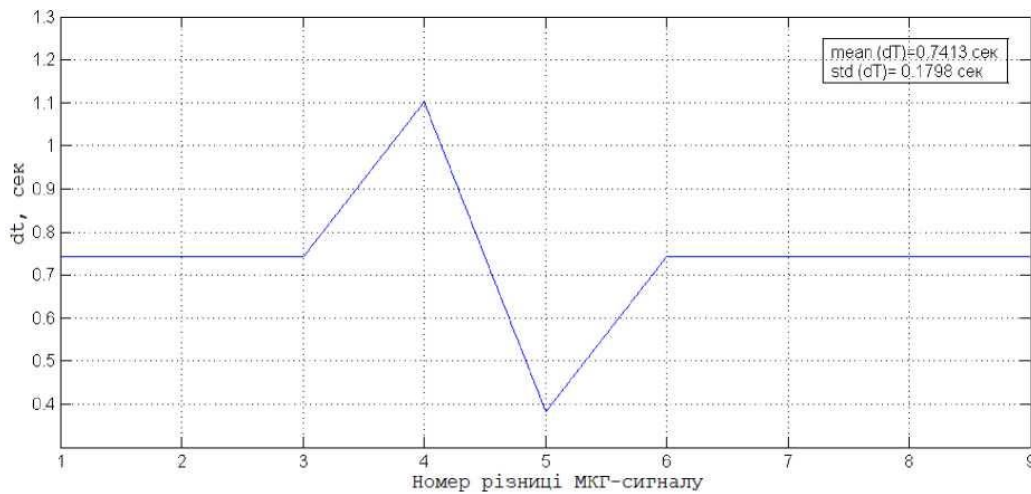


Рисунок 3.3 - Зміна варіації періоду МКГ-сигналу в нормальних умовах.

З отриманого графіка визначено середнє значення періоду, яке становить $dT=0.7413$ сек. З урахуванням дискретної частоти 750 Гц, можна обчислити кількість відліків для одного періоду за наступною формулою:

$$NT = \Delta T_{\text{сеп}} \cdot df = 556$$

За допомогою блок-схем було виконано обчислення математичного сподівання (рисунок 3.4, 3.5), використовуючи наведений код:

```
x1data=xdata; x=0data; % Тимчасові зміни
xdata=x1data (1:(fix(Ndata/NTdata)*NTdata)); % Вибірка періоду МКГ-сигналу
NT1data=NTdata-1; % Довжина з вибірки
n=NTdata*(1:10)-NT1data; % Число періодів МКГ-сигналу
adata=[]; % Почаковий масив
for k=1:10
    adata (k,:)=xdata (n(k):n(k)+NT1data);
end;
mdata=mean(adata); % Матсподівання МКГ-сигналу

figure(3); % Фрейм графіки
plot(tdata (1:NT),mdata); % Зображення матсподівання МКГ-сигналу
grid on; % Накладання видимої сітки
xlabel('Час, сек'); % Часова вісь
ylabel('Амплітуда, В'); % Амплітудна вісь
```

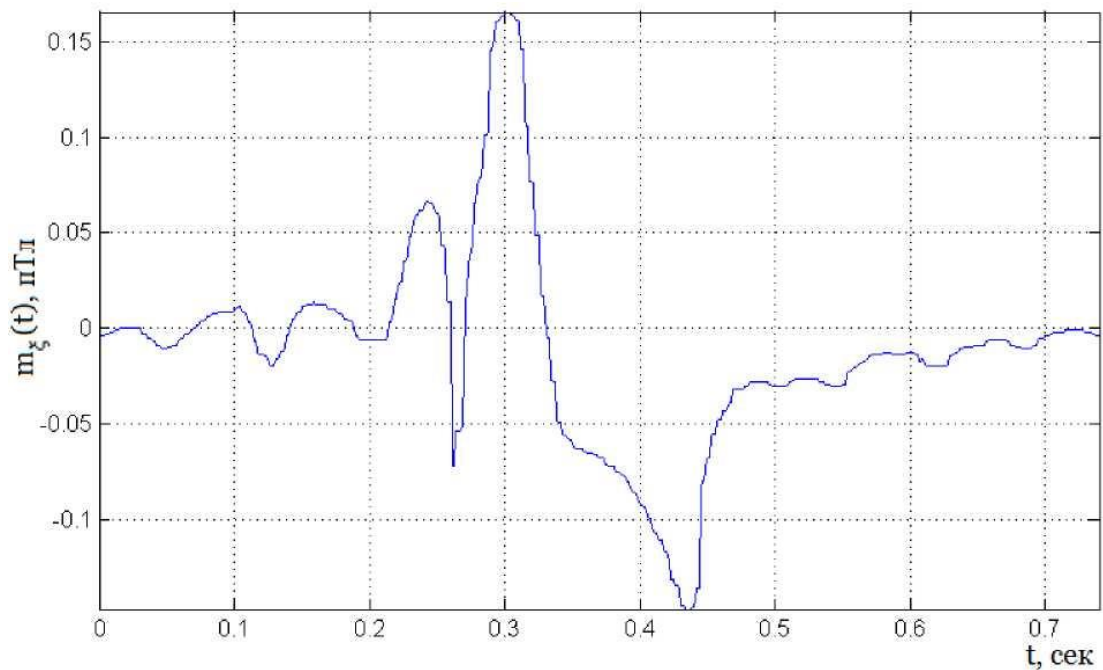


Рисунок 3.4 - Матсподівання МКГ-сигналу нормальної людини

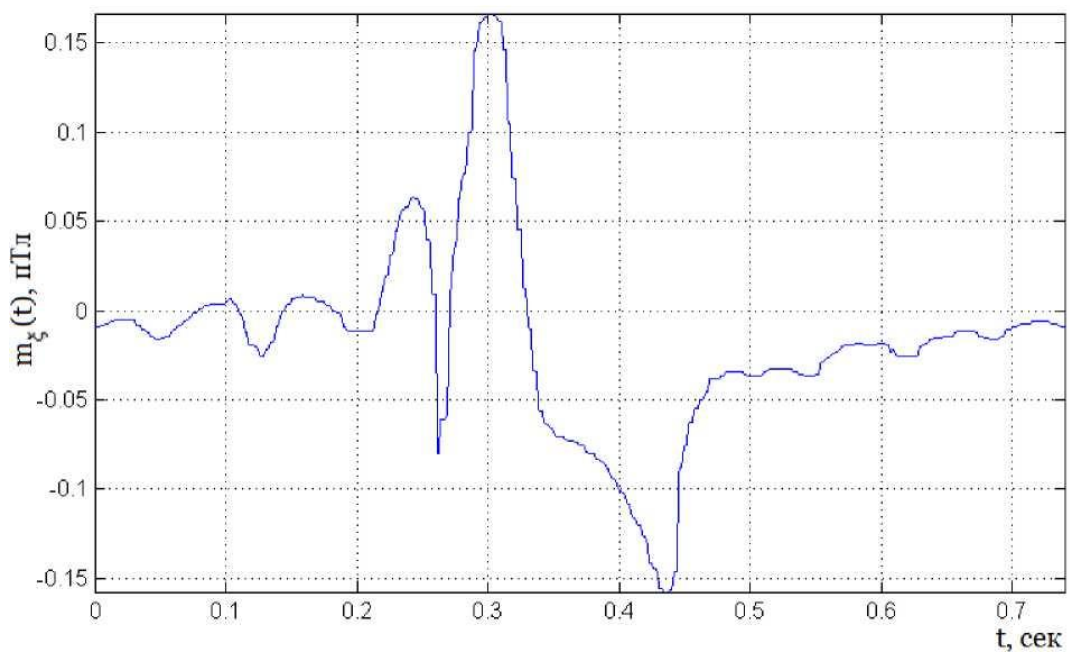


Рисунок 3.5 - Матсподівання МКГ-сигналу людини з патологією

Створено програмний код для вирівнювання МКГ-сигналу.

% Центрування МКГ-сигналу

for k=0:(Ndata/NTdata)-1

 xcdata ((1:NTdata)+k*NTdata)=xdata ((1:NTdata)+k*NTdata)-mdata (1:NTdata);

end;

figure(4); % Фрейм графіки

plot(tdata',xcdata); % Зображення центрованого МКГ-сигналу

Результат процесу центрування показаний на рисунках 3.6, 3.7.

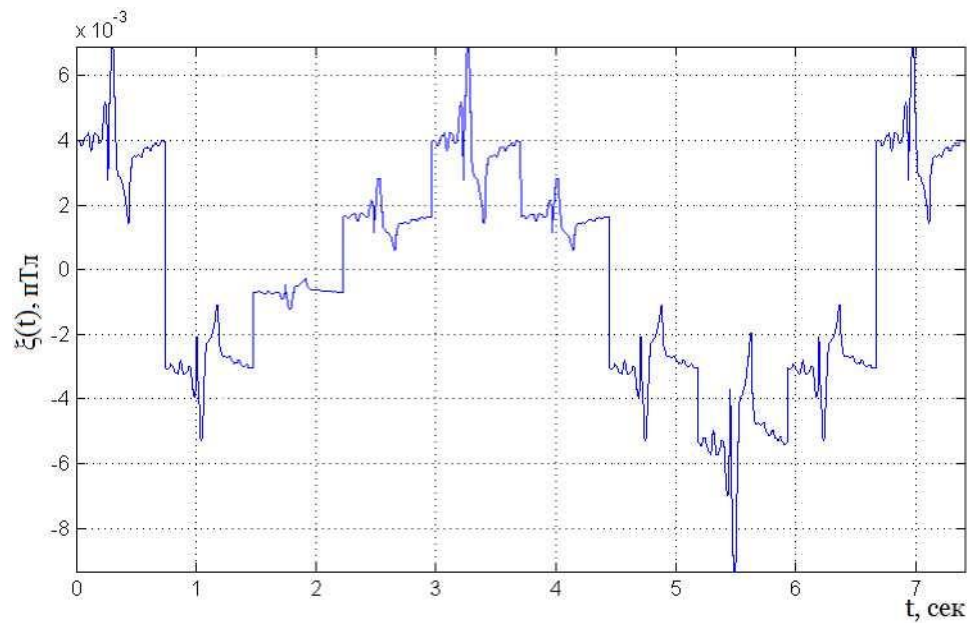


Рисунок 3.6 - Центрований МКГ-сигнал нормальної людини

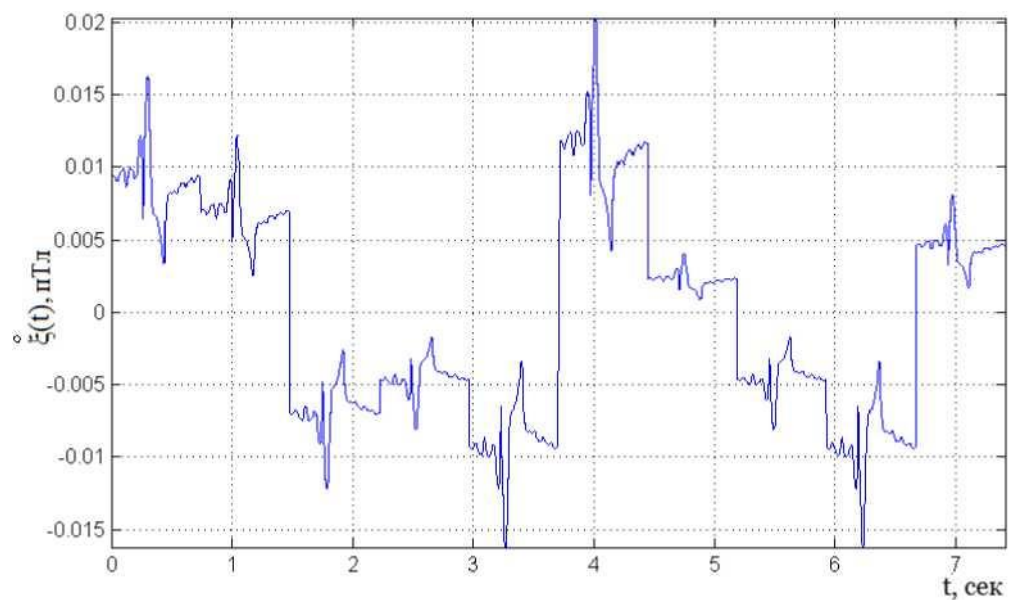


Рисунок 3.7 - Центрований МКГ-сигнал людини з патологією

На наступному етапі виділено стаціонарні компоненти МКГ-сигналу, що реалізовано через код:

```

% Стацкомпоненти МКГ-сигналу
lendata=1:NTdata:length(xcdata); % Довжина вибірки МКГ-сигналу центрованого
for j=0:NTdata-1
    kompdata (j+1,1:length(len))=xcdata (lendata+j); % Вибірки стаціонарні МКГ
end;
figure(5); % Фрейм графіки
surf(kompdata); % 3Д-стацкомпоненти МКГ-сигналу
shading interp; % Згладжування переходів 3Д-стацкомпонент МКГ-сигналу

```

Результати наведено на рисунках 3.8, 3.9.

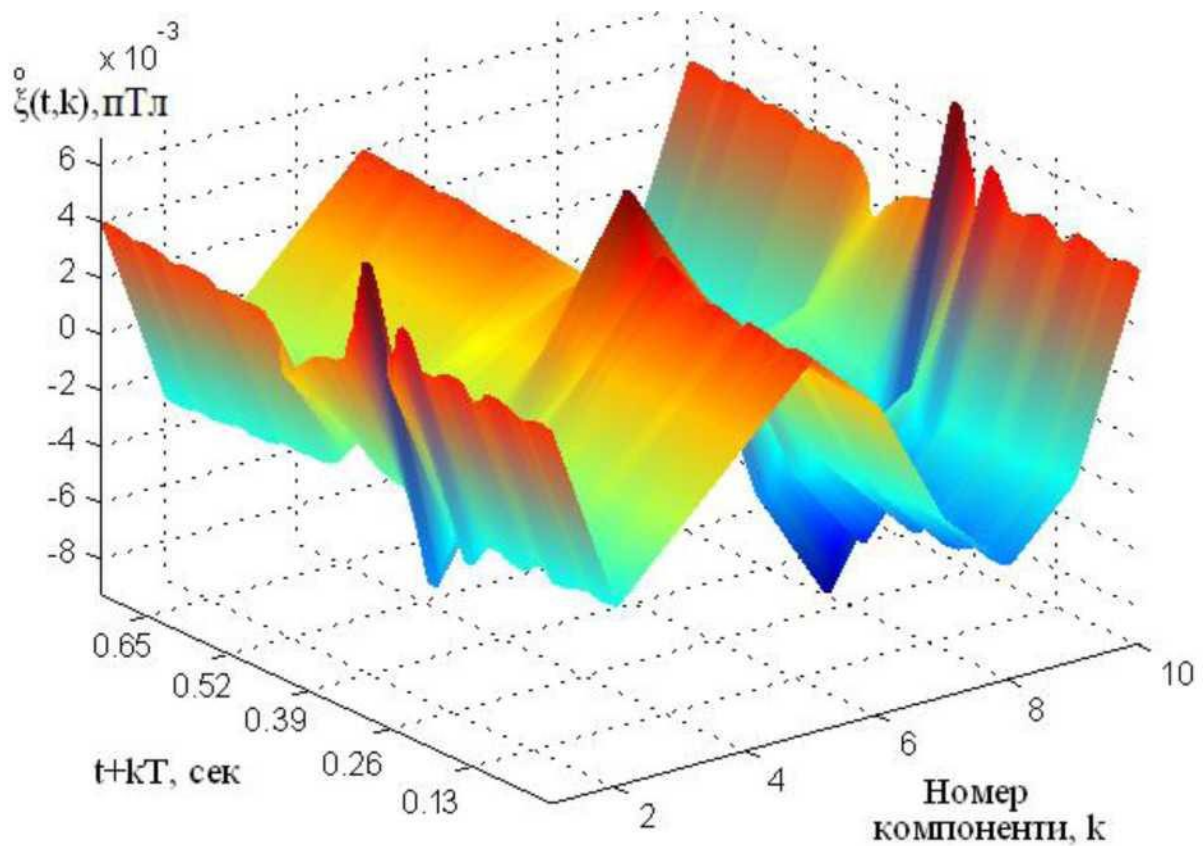


Рисунок 3.8 - Стацкомпоненти центрованого МКГ-сигналу нормальної людини

Далі обчислено кореляційні функції стаціонарних компонент за наступним скриптом:

```

% Кореляція від стацкомпонент МКГ-сигналу
n=size(kompdata,2); % Довжина масиву компонент МКГ-сигналу
for k=1:NTdata
    kompcordata(k,:)=corPKVP(kompdata(k,:)); % Стацкомпоненти центр. МКГ
end;
figure(6); % Фрейм графіки
surf(kompcordata); % 3Д-компоненти МКГ-сигналу
shading interp; % Згладжування переходів 3Д-стацкомпонент МКГ-сигналу

```

Результати зображено на рисунках 3.10, 3.11.

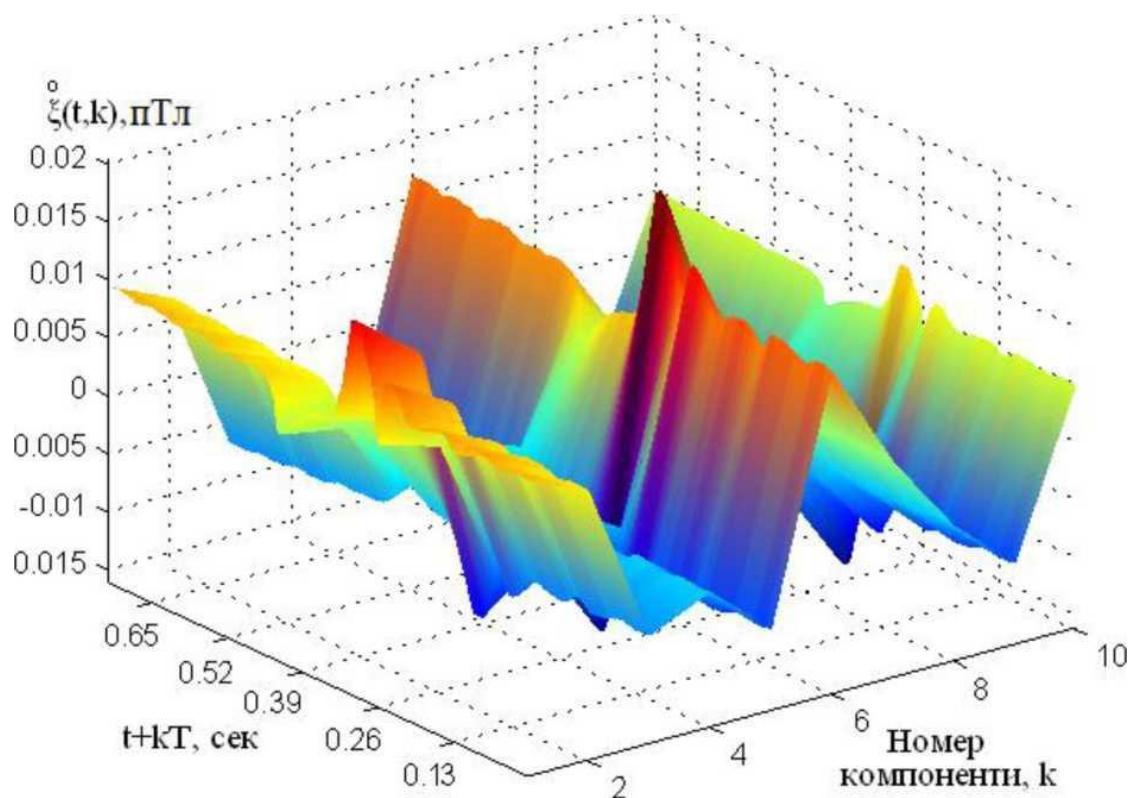


Рисунок 3.9 - Стацкомпоненти центрального МКГ-сигналу людини з патологією

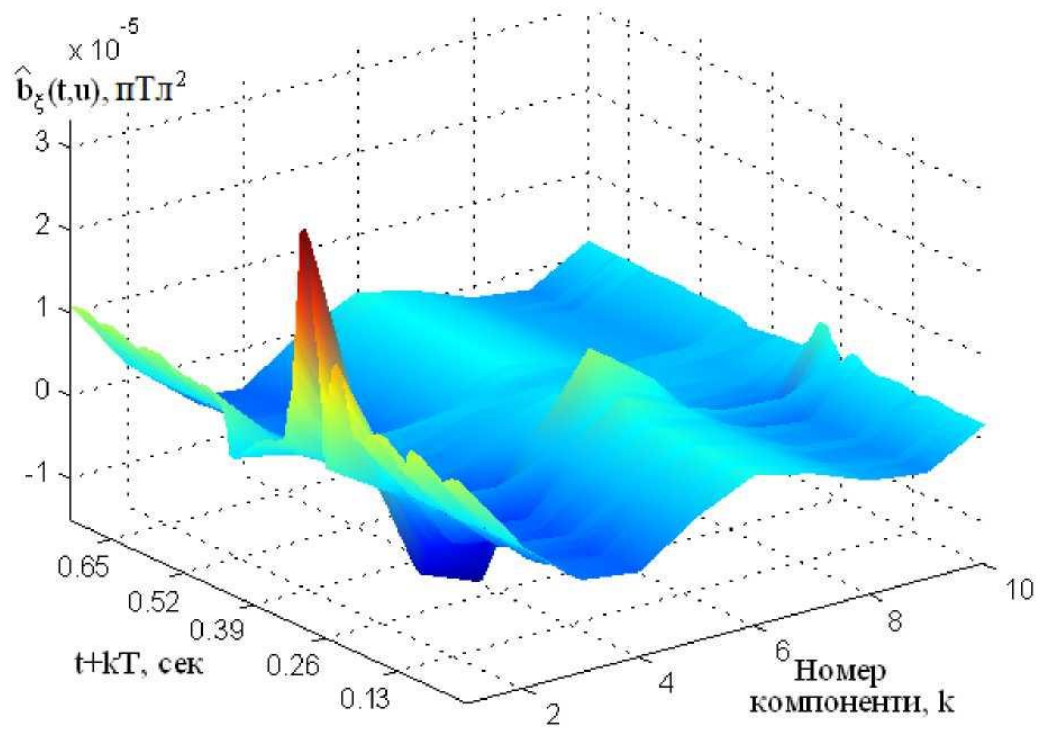


Рисунок 3.10 - Кореляційна функція стаціонарних компонент МКГ-сигналу здорової людини.

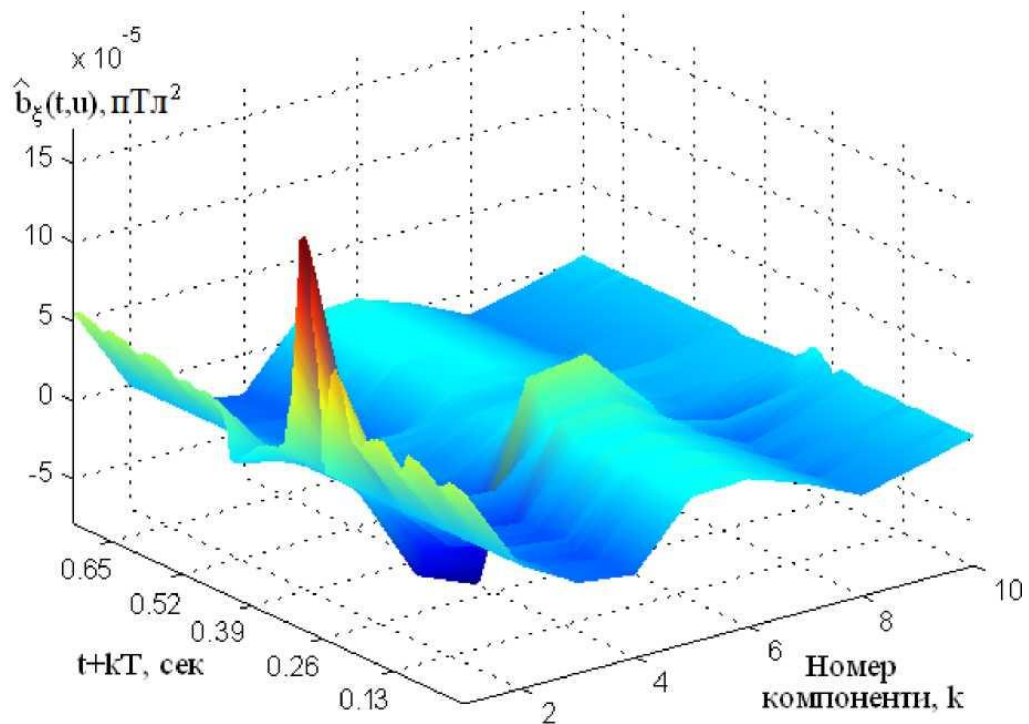


Рисунок 3.11 - Кореляційна функція стаціонарних компонент МКГ-сигналу здорової людини.

Для аналізу частотно-часових характеристик МКГ-сигналу реалізовано

Фур'є-трансформацію:

```
% Трансформування Фур'є від кореляції стацкомпонент МКГ-сигналу
for k=1:NTdata
    Bdata(k,:)=abs(fft(kompcordata(k,:))); % Фур'є стацкомпонент МКГ-сигналу
end;
figure(7); % Фрейм графіки
surf(Bdata);
shading interp;
```

Результати наведено на рисунках 3.12, 3.13.

Як критерій для оцінки компонент кореляцій МКГ-сигналу використано процедуру усереднення значень компонент кореляцій $B_k(\xi)B_k(\xi)$. Цей підхід дозволяє визначити середнє значення кореляційних компонент за певний проміжок часу або через множину вимірювань, що забезпечує більш точну характеристику структури сигналу. Усереднення компонент кореляції дозволяє знизити вплив випадкових флуктуацій і отримати стабільну оцінку, яка краще відображає закономірності МКГ-сигналу, що важливо для подальшої обробки та аналізу сигналу в умовах шуму чи інших варіативних факторів.

$$M_u \{ \hat{B}_k(u) \} = \frac{1}{N_u} \sum_{u=1}^{N_u} \hat{B}_k(u), \quad u = \overline{1, N_u}, \quad k = \overline{1, N_k}, \quad (3.1)$$

Графічне представлення усереднених компонент кореляцій МКГ-сигналу показано на рис. 3.14.

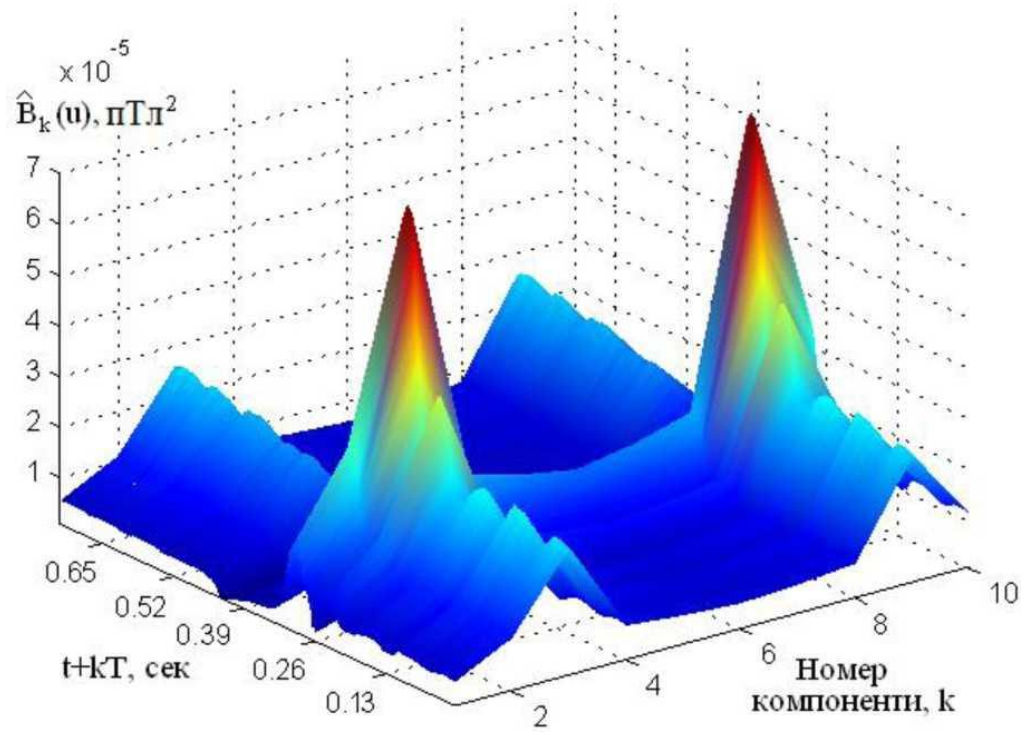


Рисунок 3.12 - Кореляційні складові МКГ-сигналу (норма).

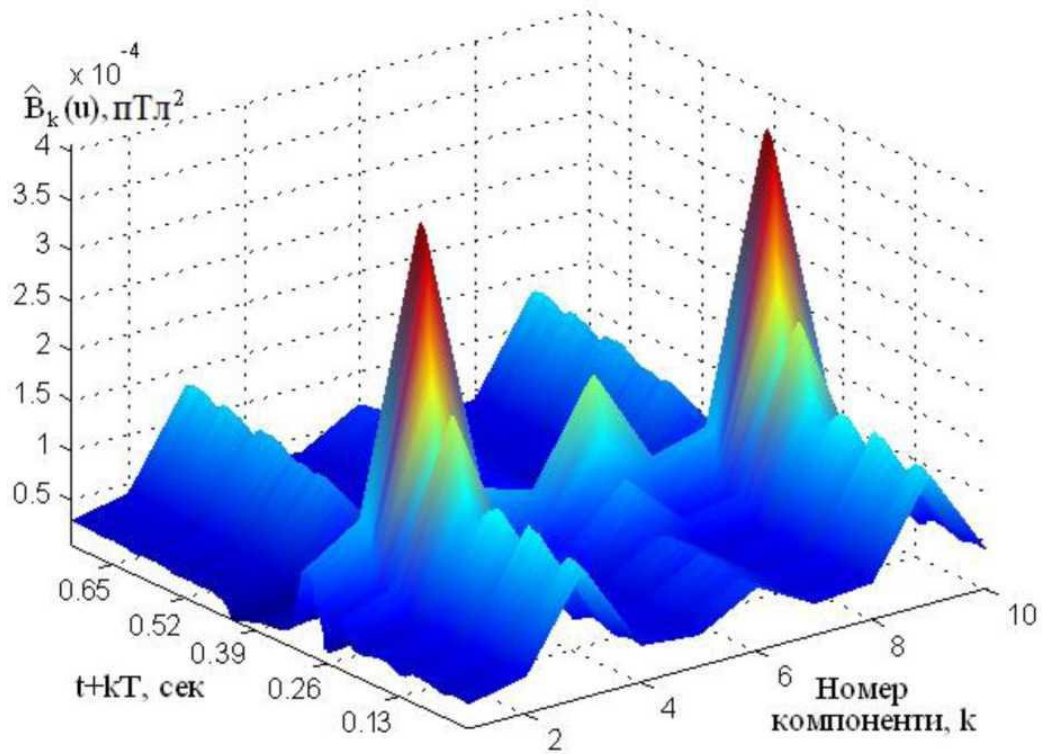


Рисунок 3.13 - Кореляційні складові МКГ-сигналу (норма).

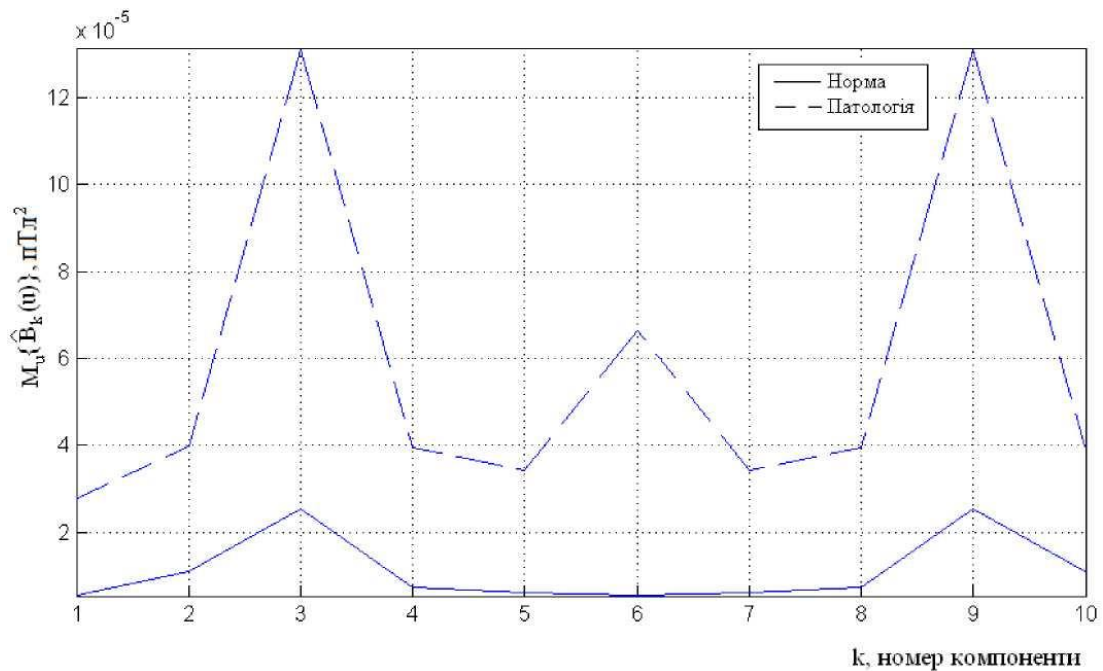


Рисунок 3.14 - Середні компоненти кореляції МКГ-сигналу

Криві на рисунку 3.14 демонструють, що максимуми середніх кореляційних компонент для нормального та патологічного стану серця локалізовані на однакових компонентах (3, 6 та 9), проте амплітуди для патології є вищими. Це свідчить про зміни у роботі серця. Отримана діагностична інформація у вигляді кореляційних компонент (рис. 3.12–3.14) дає змогу кількісно оцінити ці зміни.

3.2. Створення інтерфейсу програмного забезпечення для комп'ютерного магнітокардіографа.

Під час розробки графічного інтерфейсу програмного забезпечення для обробки МКГ-сигналу було використано підпрограму GUDE, інтегровану в середовище MATLAB. Завдяки панелі розробника GUDE було створено зручний графічний інтерфейс для програмного засобу обробки МКГ-сигналу, що дозволяє ефективно взаємодіяти з користувачем та здійснювати аналіз сигналів. Графічний інтерфейс представлений на рис. 3.15 [15].

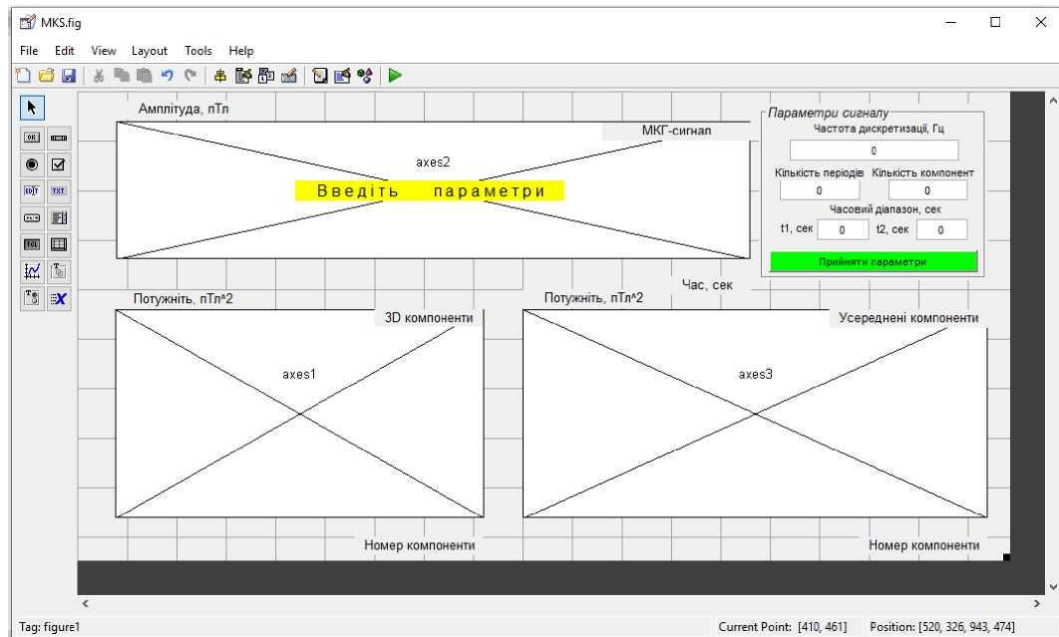


Рисунок 3.15 - Інтерфейс програмного забезпечення для обробки МКГ-сигналу

Під час розробки графічної оболонки було використано такі візуальні компоненти:

Edit Text — для введення числових значень; Text — для відображення текстової інформації; Pushbutton — для активації скрипту обробки; Axes — для візуалізації графічних даних.

Кожен із цих компонентів має власну програмну функцію, яка відповідає за виконання операцій завантаження МКГ-сигналу, його обробки та введення параметрів для обробки. При активації головної програми ініціюється основний код, зокрема функція: `function varargout = MKS(varargin)`. Ця функція відкриває діалогове вікно для обробки МКГ-сигналу, як показано на рисунк 3.16.

Для реалізації функціоналу завантаження МКГ-сигналу з бази даних, його обробки та подальшого збереження був створений спеціальний інтерфейс у додатку через Menu Editor. Графічне меню цього інтерфейсу представлено на рисунк 3.17.

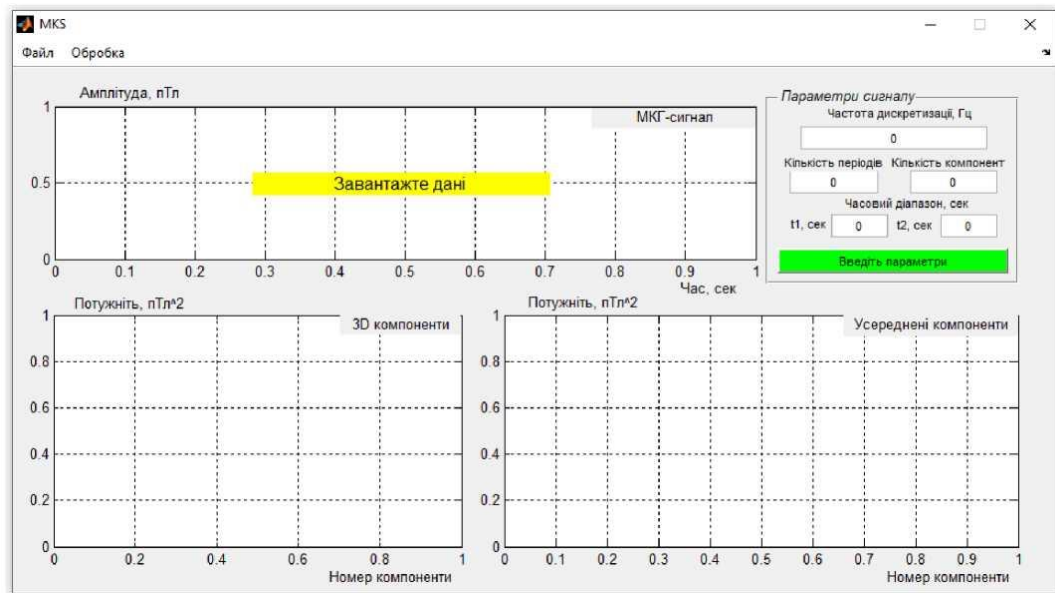


Рисунок 3.16 - Основне вікно програмного інструменту для обробки МКГ-сигналу.

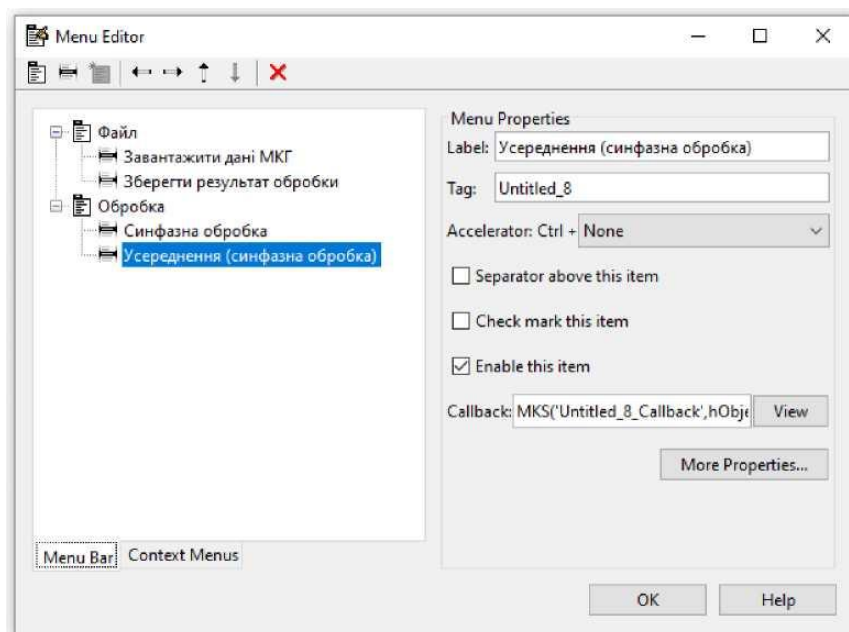


Рисунок 3.17 - Меню програмного засобу обробки МКГ-сигналу

Активоване меню програмної обробки МКГ-сигналу продемонстровано на рис. 3.18, а процес завантаження сигналу — на рис. 3.19. Завантаження відбувається через розроблену програмну функцію, ядром якої є команда: `uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити дані МКГ-сигналу')`.

Синфазну обробку МКГ-сигналу реалізовано за допомогою функцій: `function Untitled_7_Callback` та `function Untitled_8_Callback`

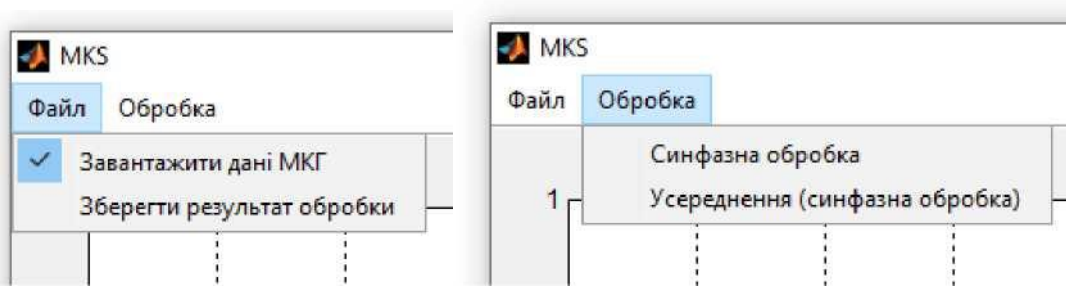


Рисунок 3.18 - Меню програми обробки МКГ-сигналу

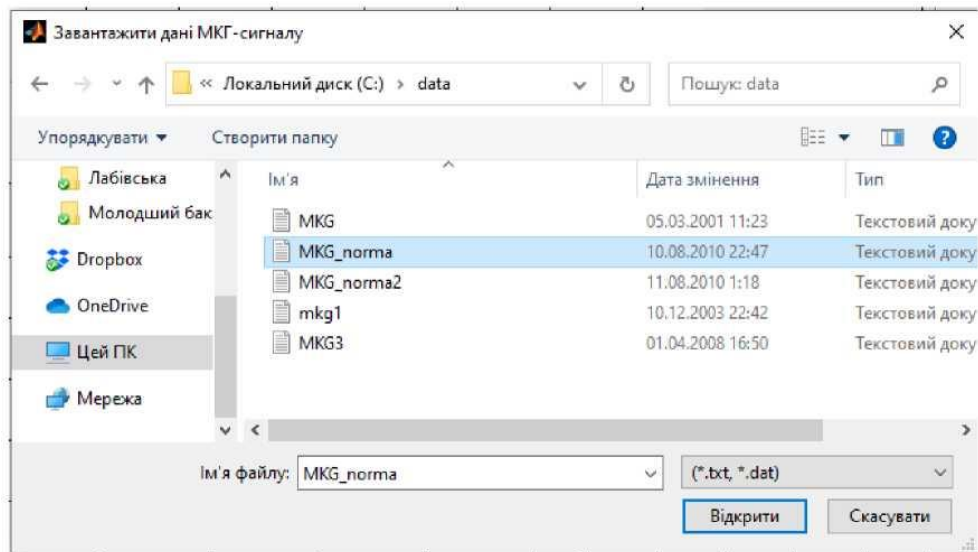


Рисунок 3.20 - Оформлення вікна для завантаження файлу з даними МКГ-сигналу.

Повну реалізацію програмного засобу для обробки МКГ-сигналу комп'ютерного магнітокардіографа наведено в додатку А.

3.3. Висновки обробки МКГ-сигналу

Результати завантаження МКГ-сигналів для осіб у станах норми та патології представлені на рисунках.3.21, 3.22. На рисунках 3.23, 3.24 показані кореляційні компоненти МКГ-сигналу та їх усереднені реалізації для різних функціональних станів серця. Процедура усереднення є необхідною для спрощення подальшого аналізу, оскільки вона дозволяє лікарю чітко визначати зміни конкретних числових показників у разі варіацій у функціонуванні серця. Завдяки складності аналізу 3D-подання кореляційних компонентів, усереднення

сприяє кращому розумінню отриманих результатів та полегшує інтерпретацію даних.

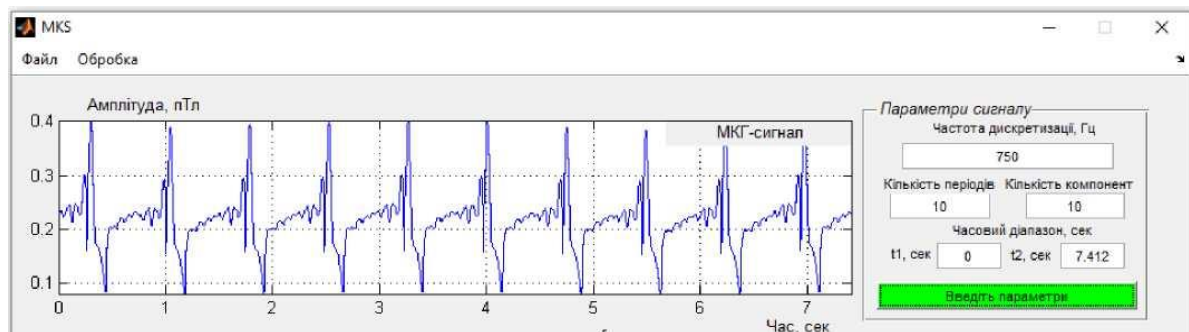


Рисунок 3.21 - Записаний МКГ-сигнал у нормальному стані.

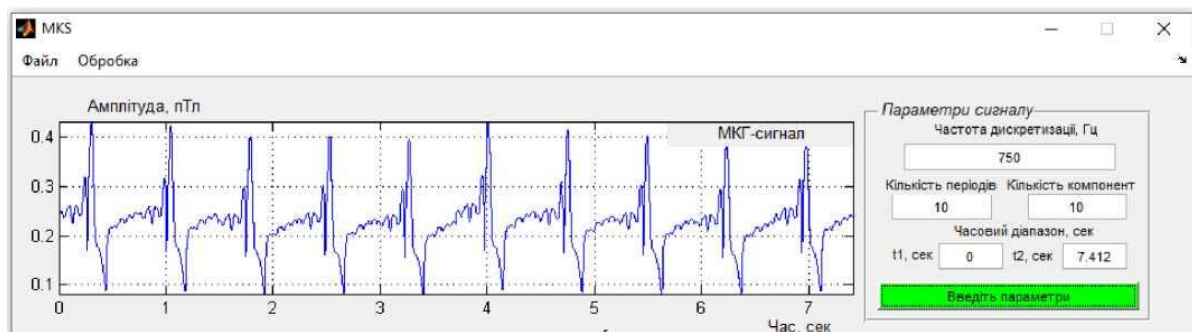


Рисунок 3.22 - МКГ-сигнал із патологією, що був завантажений.

На зазначених графіках рисунках 3.23, 3.24 видно, що максимуми усереднених компонент кореляцій для людей у різних станах локалізовані на одних і тих самих компонентах (3-й, 6-й, 9-й), тобто вони незміщені. Проте рівні амплітуд (у пТл^2) суттєво різняться. У людей із патологією максимуми компонент є вищими за амплітудою, що свідчить про зміни в роботі серця.

Обчислені нові кореляційні компоненти МКГ-сигналу рисунках 3.23, 3.24 демонструють високу чутливість до варіацій у функціонуванні серця. Це підвищує інформативність комп'ютерних магнітокардіографів, дозволяючи інтегрувати нові діагностичні ознаки в кардіологічну практику.

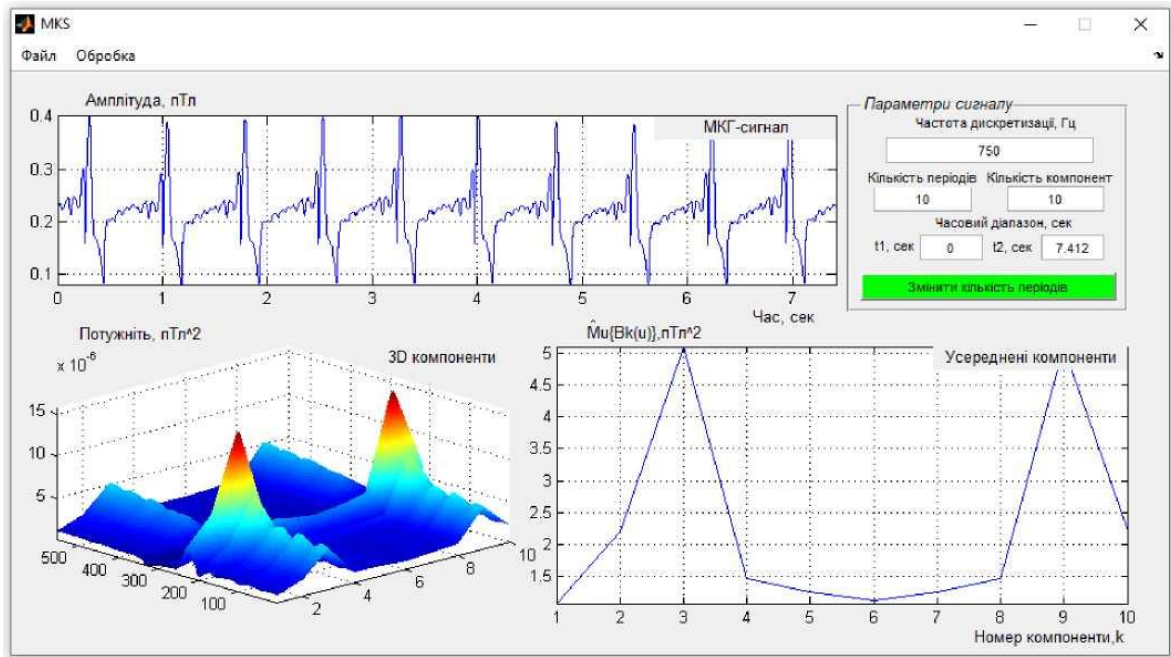


Рисунок 3.23 - Інтерфейс програмного забезпечення та результат аналізу МКГ-сигналу (норма)

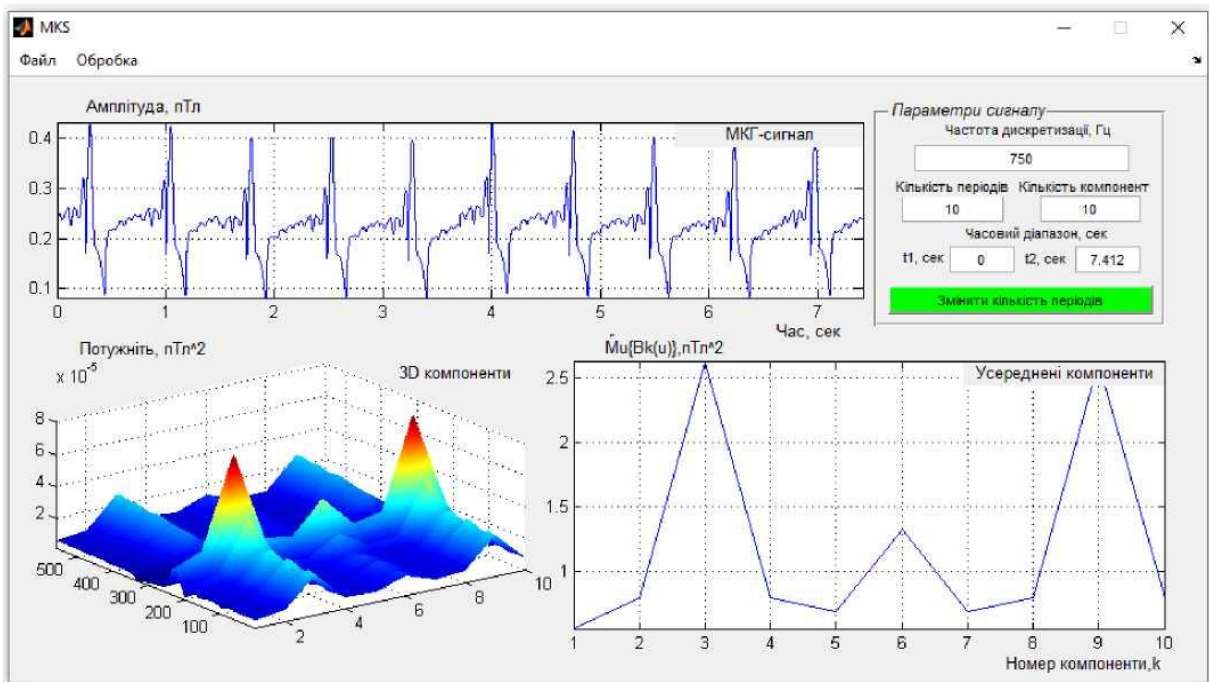


Рисунок 3.24 - Інтерфейс програмного забезпечення та результат аналізу МКГ-сигналу (патологія)

РОЗДІЛ 4

ЕКОНОСІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Система обробки сигналів в магнітокардіографії» є оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями [Козловський, Лесько, Кавецький].

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4.1, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в [Козловський, Лесько, Кавецький].

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Система обробки сигналів в магнітокардіографії» становить 39,7 бала, що, відповідно до [Козловський, Лесько, Кавецький], свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

Таблиця 4.1 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	5	4	5
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	3	3	3
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	3	4	3
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	4	3	4
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	3	2	3
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	3	3
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	4	4
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	4	4
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	4	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	4	3
Сума балів	39	40	40
Середньоарифметична сума балів CB_c	39,7		

4.2 Оцінювання рівня новизни розробки

Виводячи на ринок новинку виробник вважає, що тієї новизни, якою наділена нова розробка є достатньо для того, щоб вона була сприйнята споживачем як нова. Але це не завжди так, в силу того, що споживач і виробник неоднозначно визначають її рівень новизни. Тому доцільним є визначення рівня новизни розробки отриманої в результаті досліджень за темою «Система обробки сигналів в магнітокардіографії».

Саме визначення рівня і ступеня інтегральної новизни є найбільш актуальним, оскільки її рівень визначає ступінь однакового позитивного сприйняття новизни розробки як виробником, так і споживачем, а отже і ринком в цілому, а це, у свою чергу, є гарантією того, що новинка знайде своє місце на ринку, користуватиметься попитом у споживачів і забезпечить відшкодування витрат, зазнаних товаровиробником під час розроблення та виробництва технічної розробки [1].

Рівень новизни нової продукції розраховуємо експертним методом шляхом протиставлення нової продукції та її аналогів, що існують в даний час на ринку, за чинниками що визначають її значення, в системі «краще-гірше». Рівень новизни встановлюємо відносно рівня аналога (або продукту, що досить близький до аналога).

Для визначення i -го виду новизни, застосуємо чинники, які впливають на її рівень. Кожен чинник i -го виду новизни розраховуємо в балах. Більша кількість набраних балів свідчить про більший рівень новизни. Для оцінювання рівня новизни використаємо думки експертів, які встановлюють визначені бали відповідним чинникам. Бал відповідності проставляється в діапазоні від (-5 – значно гірше аналога до +5 – значно краще аналога). Результати попереднього оцінювання зведемо до відповідного листа оцінювання (таблиця 4.2).

Таблиця 4.2 – Лист оцінювання рівня новизни експертами

Види та чинники		Бали та експерти		
		Експерт 1	Експерт 2	Експерт 3
1		2	3	4
Споживча новизна	Питома вага 0,26	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		25
1. Зміна поведінкових звичок споживача		4	4	4
2. Ступінь задоволення потреб і запитів		3	3	3
3. Спосіб задоволення потреби		3	2	3
4. Формування нової потреби		4	3	4
5. Формування нового споживача		1	0	1
Середній бал експертів $B_{i\ ср}$		14		
Товарна новизна	Питома вага 0,21	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		30
1. Параметричні зміни показників продукції				
1.1. Якісні		3	4	4
1.2. Технічні		4	4	4
1.3. Економічні		3	3	3
1.4. Сервісні		3	3	4
2. Якість продукції по відношенню до конкурентів		3	3	3
3. Функціональні зміни		4	4	4
Середній бал експертів $B_{i\ ср}$		21		
Виробнича новизна	Питома вага 0,014	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		25
1. Рівень унікальності товару для підприємства		3	3	3
2. Рівень унікальності для галузі		3	3	3
3. Рівень унікальності товару для країни		1	1	1
4. Зміна виробничої системи		4	4	4
5. Відносно існуючого асортименту		3	2	3

Продовження таблиці 4.2

Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		14	
Прогресивна новизна	Питома вага 0,2	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$	25
1. Зміна технології виготовлення		2	2
2. Рівень застосування нових компонентів і матеріалів		0	0
3. Зміна технологічного принципу дії виробу		1	2
4. Зміна конструктивного виконання		3	3
5. Рівень застосування інновацій		2	2
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		8	
Ринкова новизна	Питома вага 0,1	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$	20
1. Новий виріб на новому ринку		0	0
2. Новий виріб на відомому ринку		4	4
3. Модернізований виріб		3	3
4. Нова модель		1	1
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		8	
Екологічна новизна	Питома вага 0,035	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$	20
1. Рівень екологічної чистоти технології виробництва		5	5
2. Рівень впровадження мало- та безвідходних технологій		5	5
3. Рівень екологічно небезпечних режимів експлуатації продукції		5	5
4. Рівень забруднення навколишнього середовища		5	5
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		20	
Соціальна новизна	Питома вага 0,036	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$	20
1. Використання нового товару приводить до покращення стану здоров'я нації		0	0
2. Використання нового товару приводить до зростання доходів населення		0	0
3. Виробництво нового товару приводить до збільшення (зменшення) кількості робочих місць на підприємстві		4	5
4. Виробництво нового товару приводить до підвищення кваліфікації персоналу		3	4
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		8	
Маркетингова новизна	Питома вага 0,145	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$	20
1. Нові методи маркетингових досліджень		0	0
2. Вживання нових стратегій сегментації ринку		3	3
3. Вибір нової маркетингової стратегії обхвату і розвитку цільового сегмента		1	1
4. Побудова нових каналів збуту		2	1
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		5	

Значення i -го виду новизни розрахуємо за формулою [Кавецький практикум 2016]:

$$I_i = \frac{B_{i \text{ omp}}}{B_{i \text{ MAX}}}, \quad (4.1)$$

де $B_{i \text{ omp}}$ – отримана кількість балів за шкалою оцінок чинників, що визначають i -й вид новизни;

$B_{i \text{ MAX}}$ – максимальна кількість балів, що може бути отримана за i -м видом новизни.

Загальний рівень інтегральної новизни розраховуємо шляхом перемноження отриманого значення i -го виду новизни на її вагомість, причому вагомість i -го виду новизни визначаємо експертним методом, за формулою [Кавецький практикум 2016]:

$$N_{\text{int}} = \sum_i^n W_i \cdot I_i, \quad (4.2)$$

де N_{int} – рівень інтегральної (сукупної) новизни;

W_i – вагомість (питома вага) i -го виду новизни;

n – загальна кількість видів новизни.

$$N_{\text{int}} = (0,26 \cdot 14/25) + (0,21 \cdot 21/30) + (0,014 \cdot 14/25) + (0,2 \cdot 8/25) + (0,1 \cdot 8/20) + \\ (0,035 \cdot 20/20) + (0,036 \cdot 8/20) + (0,145 \cdot 5/20) = 0,494.$$

Отримане значення інтегрального рівня новизни зіставляємо зі шкалою, що наведена в табл. 4.3 [1,2].

Таблиця 4.3 – Рівні новизни нового товару та їхня характеристика

Рівні новизни товару	Значення інтегральної новизни	Характеристика товару	Вид нового товару
Найвища	1,00	Абсолютно новий товар	Новий товар, що наділений ознаками інноваційності (інноваційний товар)
Висока	0,8...0,99	Товар, який не має аналогів	
Значуща	0,6...0,79	Принципова зміна споживчих властивостей товару	
Достатня	0,4...0,59	Принципова технологічна модифікація товару	
Незначна	0,2...0,39	Кардинальна зміна параметрів	Новий товар
Помилкова	0,00...0,19	Малоістотна модифікація	

Згідно таблиці 4.3 розробка відповідає рівню при значенні інтегральної новизни 0,494 - достатня новизна; за характеристикою: принципова технологічна модифікація товару; вид розробки - новий товар, що наділений ознаками інноваційності (інноваційний товар).

4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Система обробки сигналів в магнітокардіографії», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.3.1 Витрати на оплату праці

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників ($З_o$) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [1,2]:

$$З_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.3)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=21$ дні.

$$З_o = 17800,00 \cdot 18 / 21 = 13909,14 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ($З_p$) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Система обробки сигналів в магнітокардіографії» розраховуємо за формулою:

$$З_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.4)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник НДР з розробки біомедичної системи магнітокардіографії	17800,00	772,73	18	13909,14
Інженер-розробник БМА	17500,00	750,00	21	15750,00
Консультант (лікар-кардіолог вищої кваліфікації)	18000,00	681,82	5	3409,10
Провідний фахівець	9050,00	430,95	18	7757,14
Всього				40825,38

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.4)$$

де M_M – розмір мінімальної місячної заробітної плати, прийmemo $M_M=8000,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення (табл. Б.2, додаток Б) [1,2];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 8000,00 \cdot 1,10 \cdot 1,15 / (21 \cdot 8) = 60,24 \text{ грн.}$$

$$З_{pl} = 60,24 \cdot 7,11 = 428,29 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.5 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Установка обчислювального обладнання для забезпечення розробки і дослідження системи	7,11	2	1,10	60,24	428,29
Підготовка робочого місця дослідника-розробника біомедичної системи	5,45	2	1,10	60,24	328,30
Інсталяція програмного забезпечення розробки (моделювання) системи	5,00	4	1,50	82,14	410,71
Введення кодів модулю формування бази даних системи аналізу	5,00	5	1,70	93,10	465,48
Введення кодів модулю обробки сигналів магнітокардіографії	10,00	5	1,70	93,10	930,95
Монтаж дослідного обладнання	6,50	5	1,70	93,10	605,12
Налагодження системної взаємодії компонентів	5,25	4	1,50	82,14	431,25
Інтеграція модулів біомедичної системи обробки сигналів магнітокардіографії	6,80	5	1,70	93,10	633,05
Всього					4233,15

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$Z_{\text{доп}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{доп}}}{100\%}, \quad (4.5)$$

де $H_{\text{доп}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 12%.

$$Z_{\text{доп}} = (40825,38 + 4233,15) \cdot 12 / 100\% = 5407,02 \text{ грн.}$$

4.3.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$З_n = (З_o + З_p + З_{одод}) \cdot \frac{H_{zn}}{100\%} \quad (4.6)$$

де H_{zn} – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$З_n = (40825,38 + 4233,15 + 5407,02) \cdot 22 / 100\% = 11102,42 \text{ грн.}$$

4.3.3 Сировина та матеріали

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot Ц_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot Ц_{ej}, \quad (4.7)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

$Ц_j$ – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

$Ц_{ej}$ – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 4,0 \cdot 212,00 \cdot 1,11 - 0 \cdot 0 = 941,28 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Офісний папір SOCRAT Ultra Plus	212,00	4,0	0	0	941,28
Папір для записів Parers Light A5	76,00	3,0	0	0	253,08
Органайзер офісний OFFICE Kozak	188,00	2,0	0	0	417,36
Канцелярське приладдя (набір офісного працівника)	203,00	4,0	0	0	901,32
Картридж для принтера Eгіхon EZ2500	820,00	2,0	0	0	1820,40
Диск оптичний NewOPtice CD-RW	26,00	4,0	0	0	115,44

Flesh-пам'ять Kingston 32 GB	230,00	1,0	0	0	255,30
Тека для паперів BOX-ZX	112,00	3,0	0	0	372,96
Всього					5077,14

4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_e), які використовують при проведенні НДР на тему «Система обробки сигналів в магнітокардіографії», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_e = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.8)$$

де H_j – кількість комплектуючих j -го виду, шт.;

C_j – покупна ціна комплектуючих j -го виду, грн;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$).

$$K_e = 1 \cdot 850,00 \cdot 1,11 = 943,50 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Криосит	1	850,00	943,50
Зонд вимірювальний	1	425,00	471,75
НКВІД-сенсор	1	360,00	399,60
НКВІД-електроніка	1	3899,00	4327,89
Блок керування	1	2450,00	2719,50
Плата АЦП	1	1899,00	2107,89
База даних в ПК	1	1599,00	1774,89
Всього			12745,02

4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{снец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{нр.і}} \cdot K_i, \quad (4.9)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{np.i}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{спец} = 26298,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 19338,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.8 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Ноутбук Dell Inspiron G5 15 5587 Black	1	26298,00	19338,00
Всього			43978,00

4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{прог} = \sum_{i=1}^k C_{прог} \cdot C_{прог.i} \cdot K_i, \quad (4.10)$$

де $C_{прог}$ – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{прог.i}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{прог} = 360,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 399,60 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Доступ до мережі Internet (високошвидкісний) грн/місяць	1	360,00	399,60
Прикладне програмне забезпечення розробки системи аналізу	1	7910,00	8780,10
Середовище розробки Visual Studio 2019 Pro	1	8520,00	9457,20

Всього	18636,90
--------	----------

4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{обл} = \frac{Ц_{б}}{T_{в}} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (4.11)$$

де $Ц_{б}$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{в}$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (28959,00 \cdot 1) / (3 \cdot 12) = 804,42 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.10 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Персональний комп'ютер розробника системи	28959,00	3	1	804,42
Робоче місце інженера-розробника (дослідника) системи	8250,00	5	1	137,50
Пристрої передачі даних	6540,00	4	1	136,25
Оргтехніка	7360,00	4	1	153,33
Приміщення лабораторії розробки біомедичних систем	195600,00	25	1	652,00
ОС Windows 11	7910,00	3	1	219,72
Прикладний пакет Microsoft Office 2019	6450,00	3	1	179,17
Всього				2282,39

4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (4.12)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; прийmemo $C_e = 10,98$ грн;

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,45 \cdot 160,0 \cdot 10,98 \cdot 0,95 / 0,97 = 790,56 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Персональний комп'ютер розробника ПЗ	0,45	160,0	790,56
Робоче місце інженера-програміста	0,25	160,0	439,20
Пристрої передачі даних	0,03	20,0	6,59
Оргтехніка	0,65	6,0	42,82
Ноутбук Dell Inspiron G5 15 5587 Black	0,09	80,0	79,06
Всього			1358,23

4.3.9 Службові відрядження

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.13)$$

де H_{cv} – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийmemo $H_{cv} = 20\%$.

$$B_{cv} = (40825,38 + 4233,15) \cdot 20 / 100\% = 9011,71 \text{ грн.}$$

4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (4.14)$$

де H_{cn} – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo $H_{cn} = 30\%$.

$$B_{cn} = (40825,38 + 4233,15) \cdot 30 / 100\% = 13517,56 \text{ грн.}$$

4.3.11 Інші витрати

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_{\epsilon} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{ie}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де H_{ie} – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{ie} = 55\%$.

$$I_{\epsilon} = (40825,38 + 4233,15) \cdot 55 / 100\% = 24782,19 \text{ грн.}$$

4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де $H_{нзв}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{нзв} = 100\%$.

$$B_{нзв} = (40825,38 + 4233,15) \cdot 100 / 100\% = 45058,53 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Система обробки сигналів в магнітокардіографії» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{доо} + Z_n + M + K_{\epsilon} + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{cn} + I_{\epsilon} + B_{нзв}. \quad (4.17)$$

$$B_{\text{заг}} = 40825,38 + 4233,15 + 5407,02 + 11102,42 + 5077,14 + 12745,02 + 43978,00 + 18636,90 + 2282,39 + 1358,23 + 9011,71 + 13517,56 + 24782,19 + 45058,53 = 238015,65 \text{ грн.}$$

Загальні витрати $3B$ на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$3B = \frac{B_{\text{заг}}}{\eta}, \quad (4.18)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta = 0,95$.

$$3B = 238015,65 / 0,95 = 250542,79 \text{ грн.}$$

4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором

Результати дослідження проведені за темою «Система обробки сигналів в магнітокардіографії» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

1) Розробка чи суттєве вдосконалення машини (механізму, приладу, пристрою) для використання кінцевими споживачами.

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

ΔN – збільшення кількості споживачів пристрою, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	200	250	250	150

N – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 3000 осіб;

C_6 – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 42000,00 грн;

$\pm \Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 900,00 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta \Pi_i$ для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [1,2]:

$$\Delta \Pi_i = (\pm \Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\vartheta}{100}\right), \quad (4.19)$$

де λ – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2024 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).
Прийmemo $\rho = 40\%$;

ϑ – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2024 році $\vartheta = 18\%$;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta \Pi_1 = (900,00 \cdot 3000,00 + 42900,00 \cdot 200) \cdot 0,83 \cdot 0,4 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 3070867,20 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta \Pi_2 = (900,00 \cdot 3000,00 + 42900,00 \cdot 450) \cdot 0,83 \cdot 0,4 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 5990641,20 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta \Pi_3 = (900,00 \cdot 3000,00 + 42900,00 \cdot 700) \cdot 0,83 \cdot 0,4 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 8910415,20 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta \Pi_4 = (900,00 \cdot 3000,00 + 42900,00 \cdot 850) \cdot 0,83 \cdot 0,4 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 10662279,60 \text{ грн.}$$

Приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків $\Pi\Pi$, що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки:

$$ПП = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1+\tau)^t}, \quad (4.20)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, грн;

T – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні, $\tau=0,12$;

t – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

$$\begin{aligned} ПП &= 3070867,20/(1+0,12)^1 + 5990641,20/(1+0,12)^2 + 8910415,20/(1+0,12)^3 + \\ &+ 10662279,60/(1+0,12)^4 = 2741845,71 + 4775702,49 + 6342257,54 + 6776071,44 = \\ &= 20635877,18 \text{ грн.} \end{aligned}$$

Величина початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки:

$$PV = k_{инв} \cdot ЗВ, \quad (4.21)$$

де $k_{инв}$ – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо $k_{инв}=2$;

$ЗВ$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 250542,79 грн.

$$PV = k_{инв} \cdot ЗВ = 2 \cdot 250542,79 = 501085,57 \text{ грн.}$$

Абсолютний економічний ефект $E_{абс}$ для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{abc} = III - PV \quad (4.22)$$

де III – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 20635877,18 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 501085,57 грн.

$$E_{abc} = III - PV = 20635877,18 - 501085,57 = 20134791,61 \text{ грн.}$$

Внутрішня економічна дохідність інвестицій E_g , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$E_g = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1, \quad (4.23)$$

де E_{abc} – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 20134791,61 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 501085,57 грн;

$T_{ж}$ – життєвий цикл науково-технічної розробки, тобто час від початку її розробки до закінчення отримування позитивних результатів від її впровадження, 4 роки.

$$E_g = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1 = (1 + 20134791,61/501085,57)^{1/4} = 1,53.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій τ_{min} :

$$\tau_{min} = d + f, \quad (4.24)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2024 році в Україні $d = 0,09$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, прийmemo 0,32.

$\tau_{min} = 0,09 + 0,32 = 0,41 < 1,53$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_g , вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Система обробки сигналів в магнітокардіографії» доцільно.

Період окупності інвестицій $T_{ок}$ які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_g}, \quad (4.25)$$

де E_g – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 1,53 = 0,65 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

ВИСНОВОК

У роботі запропоновано новий підхід до обробки магнітокардіографічних сигналів з метою підвищення ефективності комп'ютерних магнітокардіографів. Ось основні результати дослідження:

На основі попереднього аналізу природи формування магнітокардіографічного сигналу встановлено, що для точного діагностування стану серця необхідна інформація, яка міститься в часовій та фазовій структурах сигналу. Це підкреслює важливість їх детального аналізу, на основі якого обґрунтовується вибір математичної моделі сигналу.

Проведено обґрунтування математичної моделі магнітокардіографічного сигналу, що описується як імпульсне поле комплексної хвильової функції (ПКВП), що дозволяє досліджувати мінімальні фазо-часові варіації у структурі сигналу.

Розроблено метод та алгоритм обробки магнітокардіографічного сигналу, засновані на математичній моделі та синфазному методі, з урахуванням взаємкореляційних зв'язків між компонентами сигналу. Це дозволило виділити інформативні ознаки, які виступають індикаторами варіацій в роботі серця, тим самим підвищуючи інформативність комп'ютерних магнітокардіографів.

Завершено розробку програмного забезпечення для комп'ютерних магнітокардіографів та оцінено його ефективність при обробці реальних магнітокардіографічних сигналів, отриманих від людей з різними фізіологічними станами.

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Система обробки сигналів в магнітокардіографії» становить 39,7 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

Розробка відповідає рівню при значенні інтегральної новизни 0,494 - достатня новизна; за характеристикою: принципова технологічна модифікація товару; вид розробки - новий товар, що наділений ознаками інноваційності (інноваційний товар).

Також термін окупності становить 0,65 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Система обробки сигналів в магнітокардіографії».

ПКРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.
2. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.
3. Бобров В.А. Изменение гомогенности предсердий по данным магнитокардиографии в ходе острого лекарственного теста с пропафеноном / [В.А.Бобров, В.Н.Симорот, И.А.Чайковский и др.]. Укр. кардіол. Журн, 1995. № 6. С. 5-8.
4. Бобров В.А. Нарушение деполяризации предсердий и возникновение суправентрикулярных аритмий (по данным магнитокардиографии) / [В.А.Бобров, Н.Сосницький, Л.А.Стаднюк и др.]. Укр. кардіол. журн. 1995. № 5. С. 9-11.
5. Бобров В.О., Стаднюк Л.А., Сосницький В.Н. Магнітокардіографія (методика і діагностичні можливості): Метод, рекомендації. К., 1997. 20 с.
6. Жиდეцький В. Ц. Основи охорони праці: підруч.; М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства. 3-тє вид., перероб. і доп. Львів: Укр. акад. друкарства, 2006. 336 с.
7. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем. Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (79). 2019. С. 78-84. боі: 10.20535/КЛБЛР.2019.79.78-84.
8. Драган, Я.П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. ХУІ+333с.
9. Патент № 4209746 (США). Magnetic field gradient measuring device. Abramov Yu., Kozlov A., Sinelnikova S. опубл. 24.01.80.

10. Патент № 398007 (США) Method for measuring of the human body susceptibility changes/Winswo J. et al. опубл. 14.09.76.

11, Gazanhes C. Etude de modulation d'amplitude consecutive a la diffusion dune onde acoustique par une surface agitee. Marseille, 1972. 168 p.

12. Хвостівський М.О. Математична модель макромеханізму формування електроретиносигналу для підвищення достовірності офтальмодіагностичних систем. Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук: 01.05.02 - Математичне моделювання та обчислювальні методи. Тернопіль, 2010. 20 с.

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

14. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Зміно-періодичний корельований випадковий процес. Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування. Матеріали III Всеукраїнської науково-технічної конференції (89 червня 2017 р.). Тернопіль, 2017. С.129-130.

15. Лабівська В.А., Хвостівський М.О. Програмний засіб обробки магнітокардіосигналу. Матеріали IV Всеукраїнської науково-практичної інтернет- конференції студентів, аспірантів та молодих вчених за тематикою «Сучасні комп'ютерні системи та мережі в управлінні»: збірка наукових праць / Під редакцією Г.О. Райко. Херсон: Видавництво ФОП Вишемирський В. С., 2021. С.42- 43

ДОДАТКИ

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ НАВЧАЛЬНОЇ (КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ) РОБОТИ

Назва роботи: Система обробки сигналів у магнітокардіографії

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(МКР, БДР)

Підрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС, група БМІ-23м

Керівник: Коваль Л. Г., завідувач каф. БМІОЕС, доцент.

Показники звіту подібності

Turnitin	
Оригінальність	87 %
Загальна схожість	13 %

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

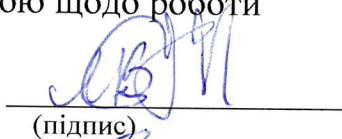
V 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату

☐ 2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на допрацювання.

☐ 3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень

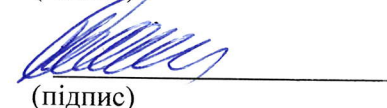
Заявляю, що ознайомлений з повним звітом подібності, який був згенерований Системою щодо роботи

Автор


(підпис)

Матеуш В. С. _____
(прізвище, ініціали)

Керівник

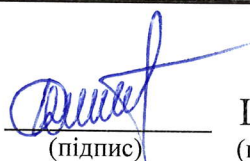

(підпис)

Коваль Л. Г. _____
(прізвище, ініціали)

Опис прийнятого рішення

Допущено до захисту

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.
(прізвище, ініціали)

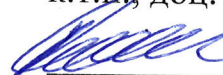
Додаток Б

ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. каф. БМІОЕС,

к.т.н., доц.

 Л. Г. Коваль

« 30 » 09 2024 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

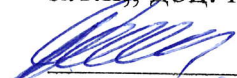
на магістерську кваліфікаційну роботу

«Система обробки сигналів у магнітокардіографії»

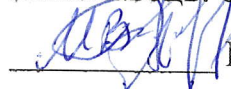
08-41.МКР.007.00.000 ТЗ

Керівник роботи

к.т.н., доц. кафедри БМІОЕС

 Коваль Л. Г.

Виконавець: ст. гр. БМІ-23м

 Матеуш В. С.

Вінниця ВНТУ – 2024

1 ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Робота виконується відповідно до навчального плану Вінницького національного технічного університету для здобуття другого (магістерського) рівня вищої освіти за спеціальністю **163 – Біомедична інженерія**. Підставою є наказ університету №310 від 17 вересня 2024 року про затвердження теми магістерської кваліфікаційної роботи: **"Система обробки сигналів у магнітокардіографії"**

Дата початку роботи: 17.09.2024 р.

Дата закінчення: 29.11.2024 р.

2 МЕТА І ПРИЗНАЧЕННЯ МКР

Мета дослідження. Розробити засіб і метод обробки магнітокардіографічних сигналів з метою підвищення інформативності комп'ютерних магнітокардіографів.

Задачі дослідження

1. Провести аналіз існуючих методів обробки магнітокардіографічних сигналів для визначення перспективного напрямку дослідження.
2. Обґрунтувати структуру математичної моделі магнітокардіографічного сигналу, яка забезпечує можливість аналізу мінімальних фазо-часових варіацій у його структурі.
3. Розробити метод обробки магнітокардіографічних сигналів на основі запропонованої математичної моделі для отримання інформативних ознак як індикаторів змін у роботі серця.
4. Створити програмне забезпечення для комп'ютерних магнітокардіографів і оцінити результати його застосування.

Об'єкт дослідження. Процес підвищення інформативності комп'ютерних магнітокардіографів.

Предмет дослідження. Засіб і метод обробки магнітокардіографічних сигналів.

Методи дослідження

- Теорія перетворювача кореляційно-векторного представлення (ПКВП).

- Методи математичної статистики.

Інструменти програмного середовища MATLAB.

3 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ МКР

1. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.

2. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

3. Бобров В.А. Нарушение деполяризации предсердий и возникновение суправентрикулярных аритмий (по данным магнитокардиографии) / [В.А.Бобров, Н.Сосницкий, Л.А.Стаднюк и др.]. Укр. кардіол. журн. 1995. № 5. С. 9-11.

4. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем. Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (79). 2019. С. 78-84. [doi: 10.20535/КЛБЛР.2019.79.78-84](https://doi.org/10.20535/КЛБЛР.2019.79.78-84).

5. Патент № 4209746 (США). Magnetic field gradient measuring device. Abramov Yu., Kozlov A., Sinelnikova S. опубл. 24.01.80.

6. Хвостівський М.О. Математична модель макромеханізму формування електроретиносигналу для підвищення достовірності офтальмодіагностичних систем. Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук: 01.05.02 - Математичне моделювання та обчислювальні методи. Тернопіль, 2010. 20 с.

4 ВИМОГИ ДО ВИКОНАННЯ МКР

Основними вимогами є:

Наукова новизна: застосування нових підходів до обробки сигналів із використанням теорії кореляційно-векторного представлення (ПКВП).

Практична цінність: створення програмного забезпечення для аналізу магнітокардіографічних сигналів.

Технічна реалізація: розроблення алгоритмів та інтерфейсу користувача в MATLAB.

Діагностична точність: забезпечення обчислення фазо-часових параметрів із підвищеною інформативністю.

Документальне оформлення: виконання пояснювальної записки та ілюстративних матеріалів у відповідності до вимог ВНТУ.

5 ЕТАПИ МКР І ТЕРМІНИ ЇХ ВИКОНАННЯ

№	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	закінчення	
1.	Розробка, погодження та затвердження технічного завдання (ТЗ)	17.09.2024	30.09.2024	Розроблене ТЗ
2.	Аналіз методів і засобів визначення технічної чистоти	17.09.2024	4.10.2024	Розділ 1
3.	Алгоритмічна реалізація методу обробки магнітокардіографічного сигналу	4.10.2024	25.10.2024	Розділ 2
4.	Розробка програмного засобу обробки магнітокардіографічного сигналу в MATLAB	15.10.2024	08.11.2024	Розділ 3
5.	Розробка інтерфейсу програмного засобу комп'ютерного магнітокардіографа	08.11.2024	22.11.2024	Розділ 3
6.	Економічна частина: оцінка вартості розробки і впровадження систем обробки сигналів у магнітокардіографії.	09.11.2024	29.11.2024	Розділ 4
7.	Оформлення необхідної технічної документації	29.11.2024	19.12.2043	МКР

6 ПОРЯДОК КОНТРОЛЮ І ПРИЙМАННЯ

Контроль за виконанням МКР та її етапів покладається на керівника. Приймання МКР здійснюється шляхом публічного захисту перед екзаменаційною комісією, призначеною наказом ректора ВНТУ.

7 ВИМОГИ ЩОДО ТЕХНІЧНОГО ЗАХИСТУ ІНФОРМАЦІЇ З ОБМЕЖЕНИМ ДОСТУПОМ

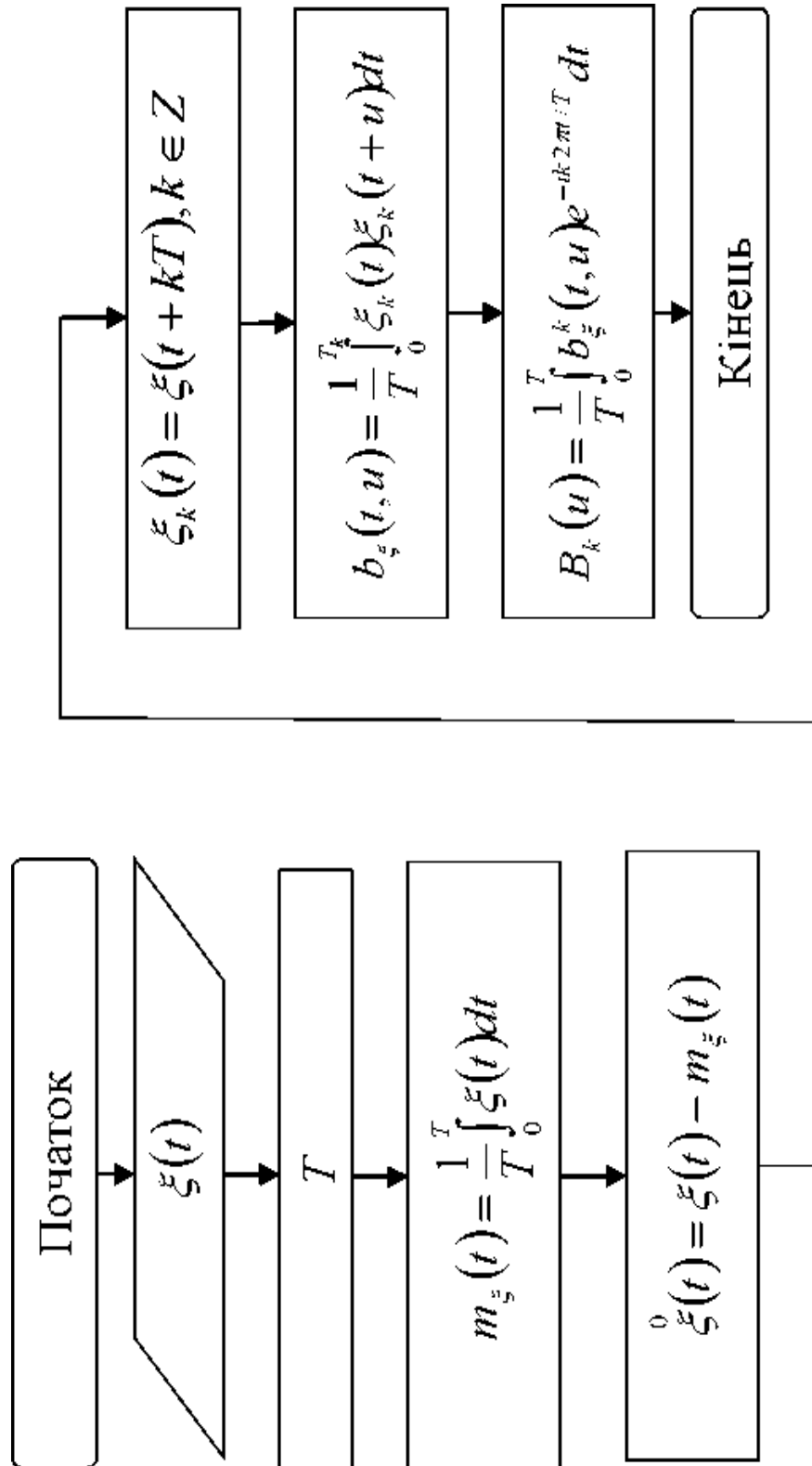
У зв'язку з тим, що інформація не є конфіденційною, заходи з її технічного захисту не передбачаються.

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

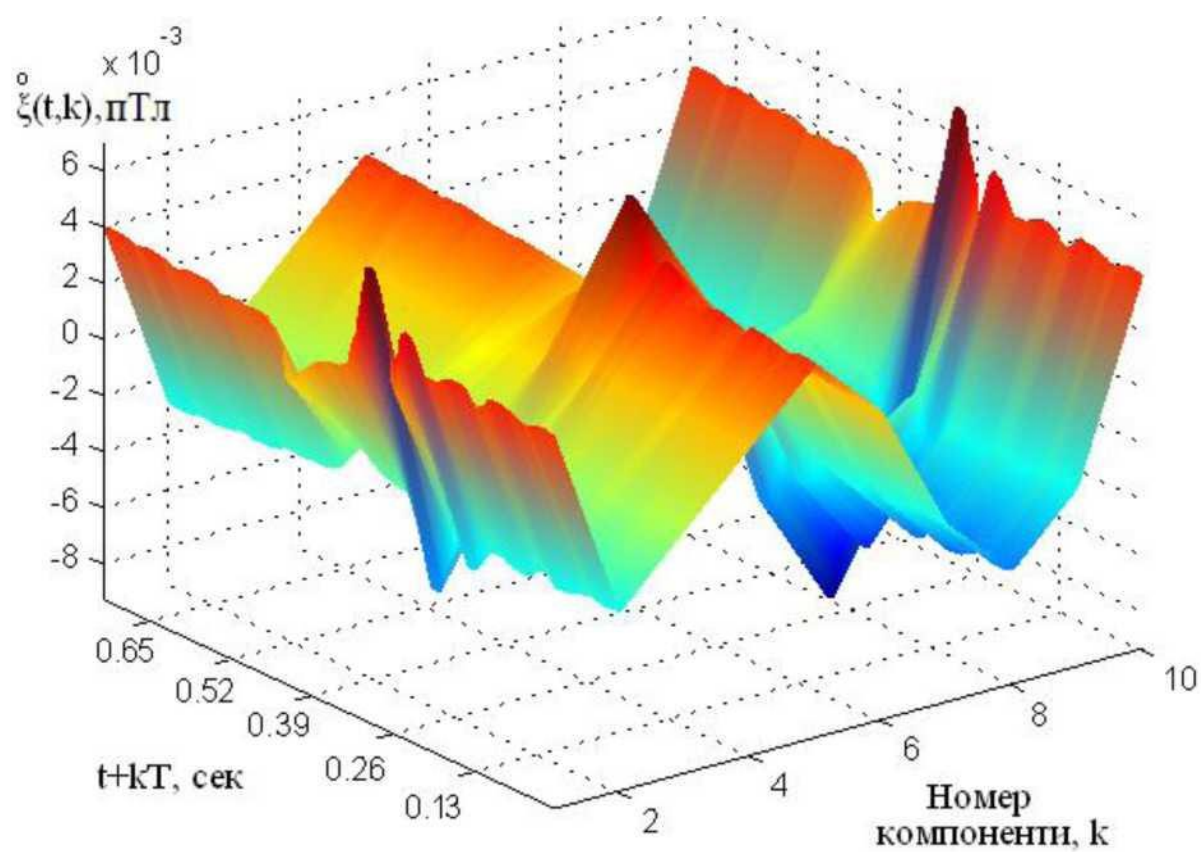
Алгоритм обробки МКГ-сигналу



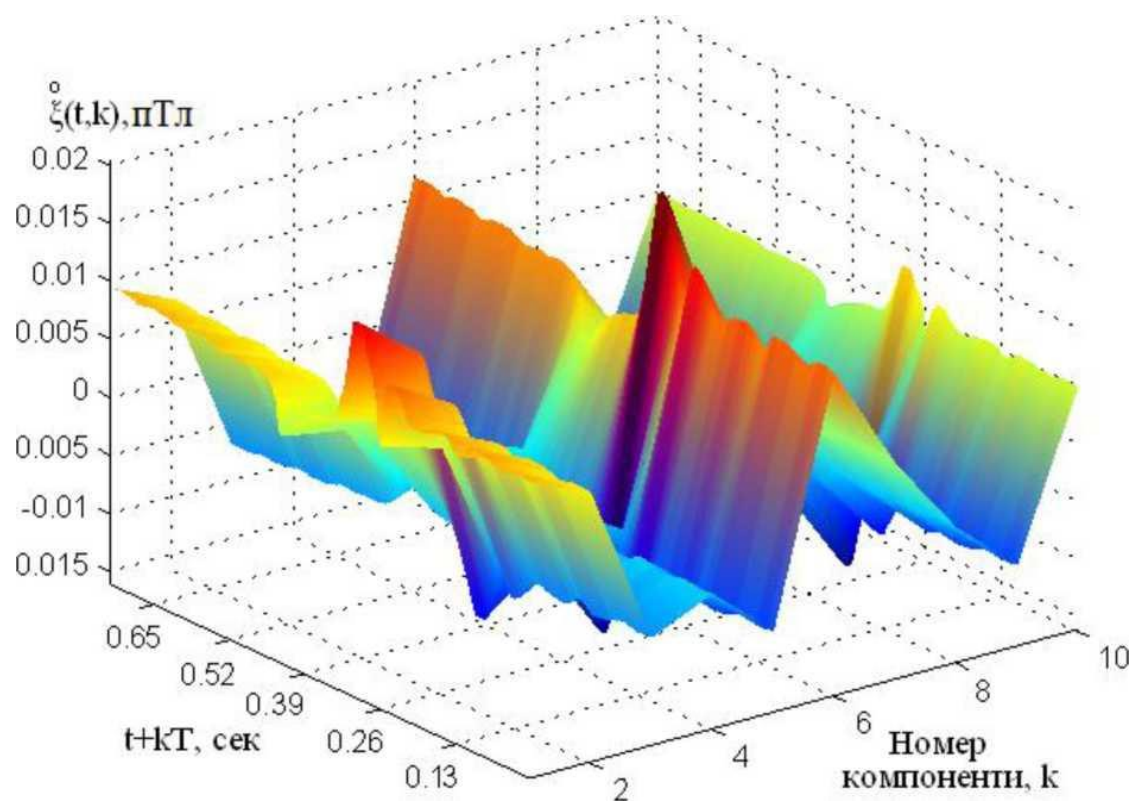
Алгоритм реалізації синфазної обробки МКГ-сигналу



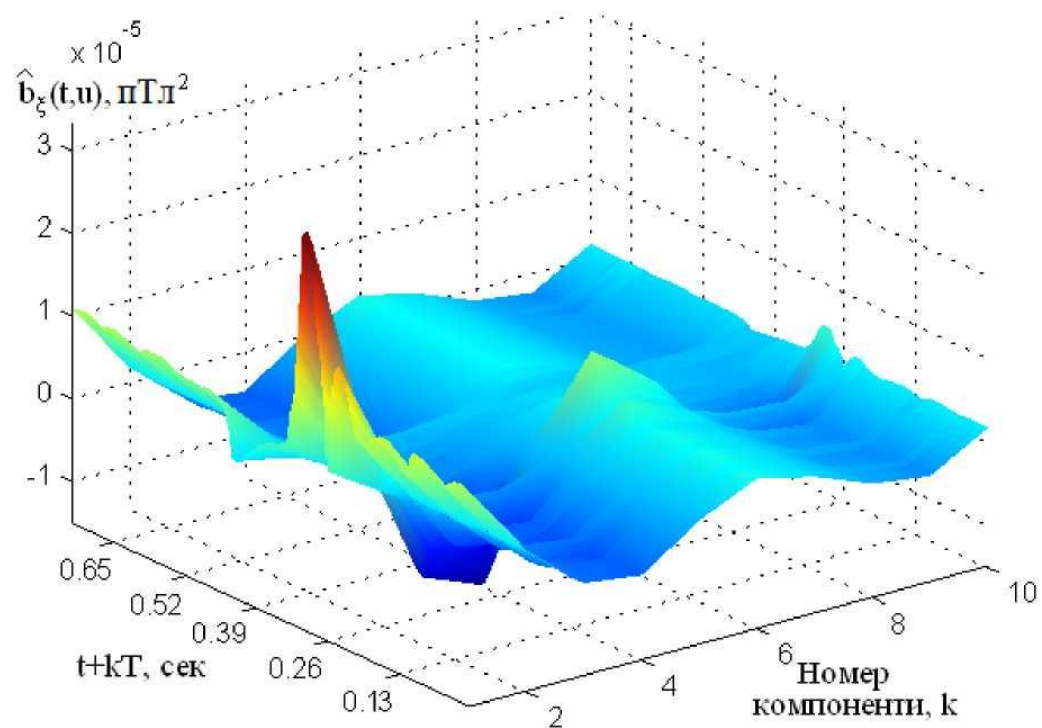
Стацкомпоненти центрованого МКГ-сигналу (норма)



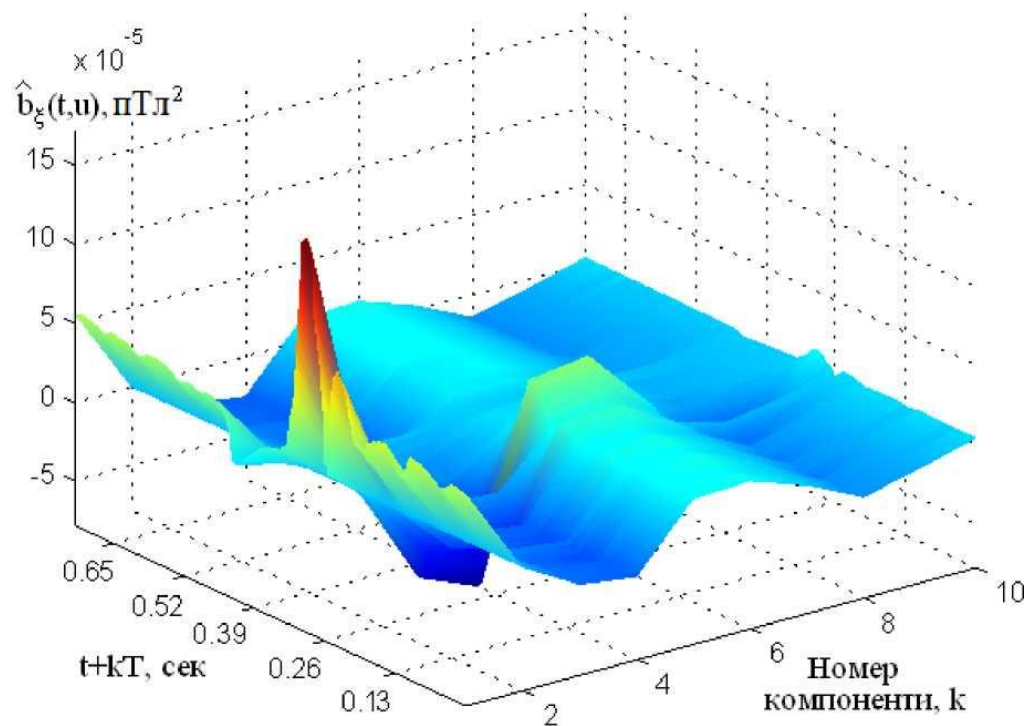
Стацкомпоненти центрованого МКГ-сигналу (патологія)



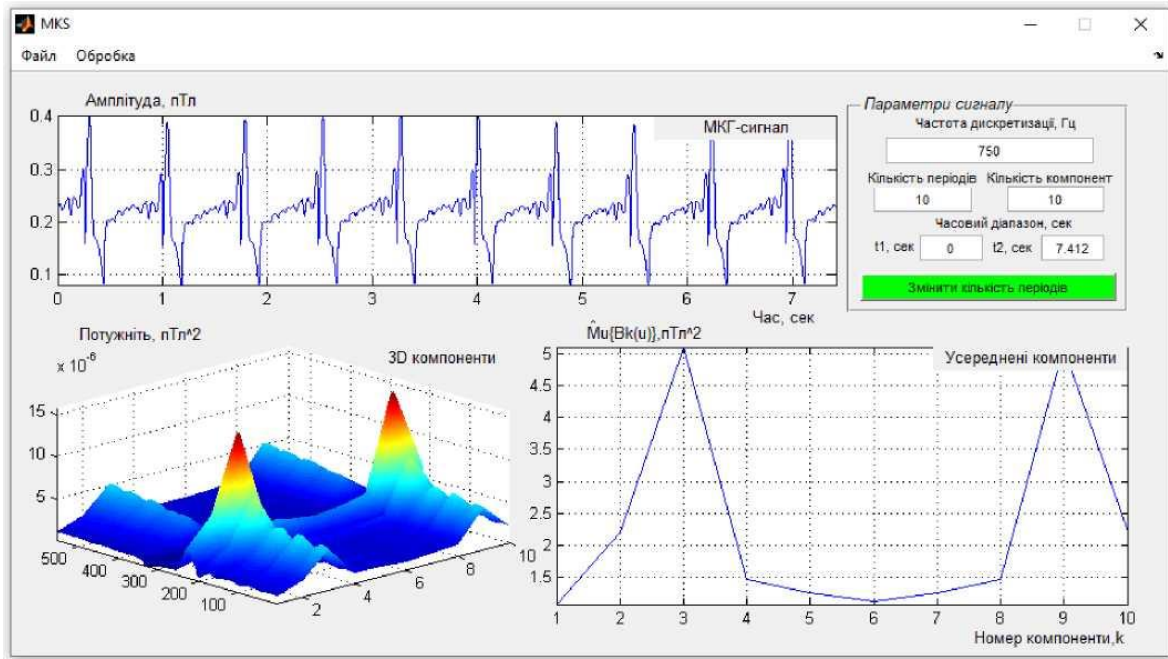
Функція кореляції стацкомпонент МКГ-сигналу (норма)



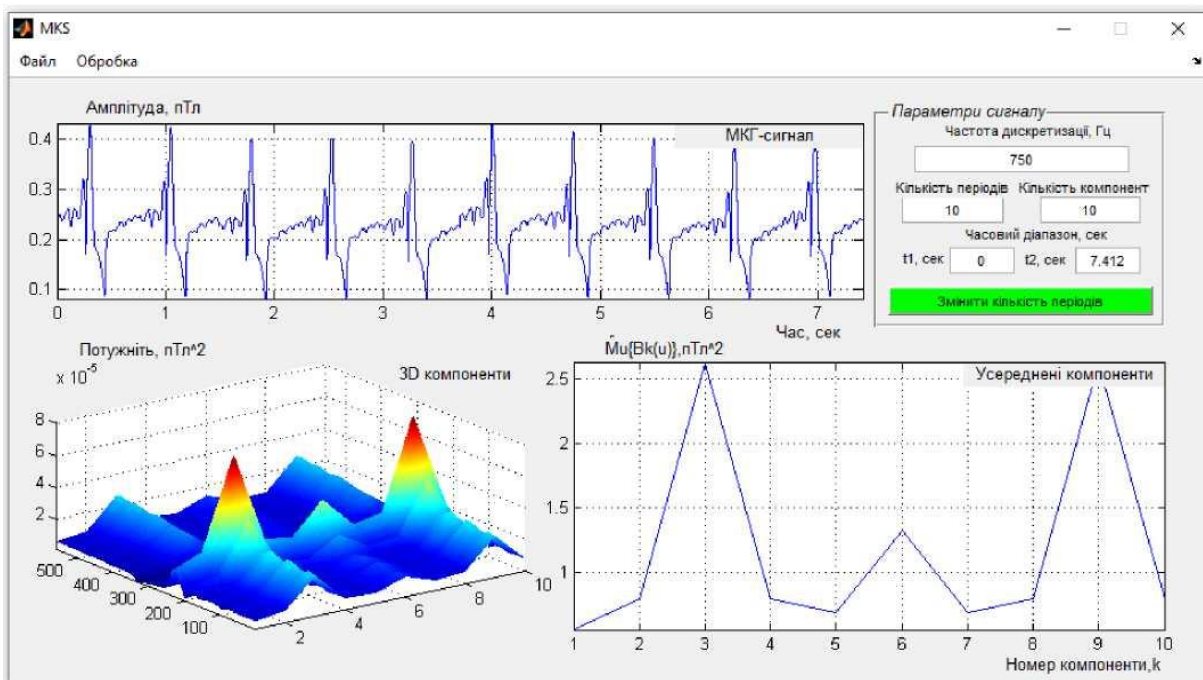
Функція кореляції стацкомпонент МКГ-сигналу (патологія)



Інтерфейс програмного засобу та результат обробки МКГ-сигналу (норма)



Інтерфейс програмного засобу та результат обробки МКГ-сигналу (патологія)



Додаток Г

Текст комп'ютерного засобу обробки МКГ-сигналу

```

function varargout = MKS(varargin)
% MKS M-file for MKS.fig
% MKS, by itself, creates a new MKS or raises the existing %
% singleton*.
%
% H = MKS returns the handle to a new MKS or the handle to % the
% existing singleton*.
%
% MKS('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local % function named
% CALLBACK in MKS.M with the given input arguments.
%
%    MKS('Property7Value',...) creates a new MKS or raises the
% existing singleton*. Starting from the left, property value pairs are % applied to the
% GUI before Intarface_MKS_OpeningFunction gets called. An % unrecognized property
% name or invalid value makes property application % stop. All inputs are passed to
% MKS_OpeningFcn via varargin.
%
% *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one % instance
% to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES
% Copyright 2002-2003 The MathWorks, Inc.
% Edit the above text to modify the response to help MKS
% Last Modified by GUIDE v2.5 02-Oct-2021 11:35:28
% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name', mfilename, ...
    'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
    'gui_OpeningFcn', @MKS_OpeningFcn, ...
    'gui_OutputFcn', @MKS_OutputFcn, ...
    'gui_LayoutFcn', [] , ...
    'gui_Callback', []); if nargin &&
ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1}); end

```

```

if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:}); else
        gui_mainfcn(gui_State,
varargin{:}); end
% End initialization code - DO NOT EDIT
% — Executes just before MKS is made visible.
function MKS_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin command line arguments to MKS (see VARARGIN)
% Choose default command line output for MKS handles.output =
hObject;
% Update handles structure guidata(hObject, handles);
% UIWAIT makes MKS wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);
set(handles.text8,'strmg7Завантажте дані мігнітокардіосигналу'); set(handles.pushbutton1,'string',
'Введіть параметри');
% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = MKS_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Get default command line output from handles structure varargout{1} =
handles.output;
%.....Load data of EMS .....
function Untitled_3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_3 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
[namefile, namepath] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити дані МКГ-сигналу'); if
length(namefile)>= 1 dir=[namepath namefile];
data=load(dir)./1000;
set(handles.pushbutton1,'userdata',data);

```

```

set(handles.text8,'visible','on');

        set(handles.text8,'string','Введіть параметри магнітокардіосигналу'); end;
%..... Save of DATA .....
function Untitled_4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_4 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
[namefile, namepath] = uiputfile({'*.txt'; '*.dat'}, 'Зберегти результат обробки');
if length(namefile)>= 1
    dir=[namepath namefile];
    data=get(handles.text1,'userdata');
    dlmwrite(dir,data, ' ');
end;
rotate3d off;
%..... Komponent.....
function Untitled_7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_7 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
xx=get(handles.pushbutton_1,'userdata');
dt= 1 /str2num(get(handles.edit_1,'string'));
kilKOMP=str2num(get(handles.edit5,'string'));
tN1=get(handles.edit3,'value');
tN2=get(handles.edit4,'value');
x1=xx(tN1:tN2);
kilkistNT=str2num(get(handles.edit2,'string'));
N=length(x1);
NT=fix(N/kilkistNT);
N=kilkistNT*NT;
x=x1(1:N);
%B=PKVPkomp(x,NT,dt,kilKOMP);
B=PKVPsinfaz(x,NT,'c');
%set(handles.text1,'userdata',B);
%set(handles.text1,'visible','off');
set(handles.text2,'visible','off');
set(handles.text8,'visible','off1);

```

```

set(handles.pushbutton1,'string','Змінити кількість періодів');
axes(handles.axes 1);
%surf(B(:,1:500));
surf(B)
shading
interp;
axis tight;
grid on;
rotate3d
on;
%.....

function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
%.....

function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit1 as text %
str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit1 as a double
% — Executes during object creation, after setting all properties. function
edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB % handles
empty - handles not created until after all CreateFcns called
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor')) set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

%..... НАТИСНЕНА КНОПКА.....
% — Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB % handles
structure with handles and user data (see GUIDATA)
set(handles.text1,'visible','on');
set(handles.text2,'visible','on');
set(handles.text8,'visible','on');
set(handles.pushbutton1,'string','Введіть параметри');
x=get(handles.pushbutton1,'userdata'); dt= 1
/str2num(get(handles.edit1,'string'))
T=str2num(get(handles.edit2,'string'));
    11=str2num(get(handles.edit3,'string')); t2=str2num(get(handles.edit4,'string')); tN1=fix(t1
/dt)+1; tN2=fix(t2/dt)+1; if
tN2>length(x) tN2=length(x); end;
set(handles.edit3,'string',num2str((tN1-1)*dt));
set(handles.edit4,'string',num2str((tN2-1)*dt));
set(handles.edit3,'value',tN1);
set(handles.edit4,'value',tN2);
set(handles.text1,'string','Амплітуда, пТл');
set(handles.text10,'string','4ac, сек');
axes(handles.axes2);
t=(0: length(x)- 1)*dt;
plot(t(tN1:tN2),x(tN1:tN2));
axis tight;
grid on;
rotate3d off;
set(handles.text8,'visible','off');
function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit2 as text %
str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit2 as a double
% — Executes during object creation, after setting all properties. function

```

```

edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB % handles
empty - handles not created until after all CreateFcns called
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit3 as text %
str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit3 as a double
% — Executes during object creation, after setting all properties.
function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
    % hObject handle to edit3 (see GCBO)
    % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
    handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
    % Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
    % See ISPC and COMPUTER.
    if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit4 as text %
str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit4 as a double
% — Executes during object creation, after setting all properties.
function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit4 (see GCBO)

```

```

% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles.empty - handles not created until after all CreateFcns called
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
% — Executes during object creation, after setting all properties.
function uipanel1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to uipanel1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles.empty - handles not created until after all CreateFcns called
%.....
function Untitled_8_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_8 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
xx=get(handles.pushbutton1,'userdata');
dt= 1 /str2num(get(handles.edit_1,'string'));
kilKOMP=str2num(get(handles.edit5,'string'));
tN1=get(handles.edit3,'value');
tN2=get(handles.edit4,'value');
x1=xx(tN1:tN2);
    kilkistNT=str2num(get(handles.edit2,'string'));
N=length(x1);
NT=fix(N/kilkistNT);
N=kilkistNT*NT;
x=x1(1:N);
%B=PKVPkomp(x,NT,dt,kilKOMP);
B=PKVPsinfaz(x,NT,'c');
mB=mean(B);
set(handles.text1,'visible','off');
set(handles.text2,'visible','off');
set(handles.text8,'visible','off');
set(handles.pushbutton1,'string','Змінити кількість періодів');

```

```

axes(handles.axes3);
plot(mB);
axis tight;
grid on;
rotate3d off;
set(handles.text1,'visible','on');
set(handles.text2,'visible','on');
set(handles.text12,'string',' $\mu\{B_k(u)\}, \pi T L^2$ ');
set(handles.text13,'string','Номер компоненти,к');
function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB %
handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit5 as text %
str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit5 as a double
% — Executes during object creation, after setting all properties. function
edit5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB % handles
empty - handles not created until after all CreateFcns called
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
    get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor')) set(hObject,'BackgroundColor','white'); end

```