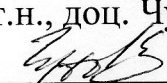


МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

УДК 621.37:621.391

«Допущено до захисту»

В.о. завідувача кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях
к.т.н., доц. Чухов В.В.

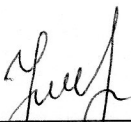

« 10 » 12 2022 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему Дослідження методів аналізу
фонокардіографічних сигналів

за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «магістр»

Виконавець роботи
студент 2 курсу, гр.БІМ-21-1


(дата, підпис)

Нацевич М.В.

Керівник роботи
к.т.н., доц.


(дата, підпис)

Коренівська О.Л.

Житомир
2022

Пояснювальна записка

до кваліфікаційної магістерської роботи

на тему Дослідження методів аналізу
фонокардіографічних сигналів

Виконав: студентка 2 курсу,
групи БІМ-21-1 спеціальності
163 «Біомедична інженерія»

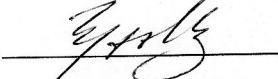
Нацевич М.

Керівник Коренівська О.Л.

Рецензент Нікітчук Т.М.

«Затверджено»

В.о. завідувача кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях

 В.В. Чухов
« 19 » 12 2022 р.

Завдання на кваліфікаційну магістерську роботу

Нацевич Марія Вікторівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи _____

затверджено наказом по університету від «12» жовтня 2022 р. № 461/с

2. Мета дослідження Покращення існуючих методів аналізу
фонокардіографічного сигналу

3. Вихідні дані (характеристики об'єкта, умов дослідження та ін.
Запис фонокардіограми у аудіоформаті

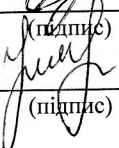
4. Основні задачі дослідження Проаналізувати існуючі методи дослідження
фонокардіографічного сигналу, виконати аналіз вейвлет-перетворення
фонокардіографічного сигналу

5. Термін подання роботи до захисту 12.12.2022р.

6. Дата видачі завдання « 10 » травня 2021 р.

Науковий керівник

Завдання прийняв
до виконання


(підпис)

(підпис)

Коренівська О.Л.

(прізвище, ініціали)

Нацевич М.В.

(прізвище, ініціали)

АНОТАЦІЯ

У випускній кваліфікаційній роботі проводиться дослідження методів аналізу фонокардіографічних сигналів. В роботі проведено вибір реалізації типу аналізу сигналу, проведено порівняння відомих нині методів, обґрунтовано використання цифрових фільтрів. Розраховано та розроблено метод аналізу фонокардіографічних сигналів за допомогою вейвлет-перетворення.

ABSTRACT

In the final qualification work, research is conducted on methods of phonocardiographic signal analysis. In the work, the choice of implementation of the type of signal analysis was made, the currently known methods were compared, the use of digital filters was substantiated. The method of analyzing phonocardiographic signals using wavelet transformation was calculated and developed.

РЕФЕРАТ

В роботі проведено огляд та досліджено методи аналізу фонокардіографічних сигналів.

Пояснювальна записка містить 50 сторінок, складається з трьох розділів, містить 20 рисунків, 7 таблиць, 14 посилань на літературу.

В першому розділі проведений огляд розробленої в межах кваліфікаційної роботи бакалавра фонокардіографічної системи, основні поняття та проблеми побудови. Досліджено основні методи побудови фонокардіографів. В другому розділі розглянуто переваги та недоліки відомих в наш час методів аналізу ФКГ сигналів, вибрано для подальшої реалізації систему обробки ФКГ сигналів за допомогою цифрових фільтрів.

У третьому розділі було розглянуто кілька варіантів реалізації побудови системи та запропоновано опис кінцевої принципової схеми цифрової аналітичної системи фонокардіографічних сигналів.

В кінці знаходяться основні висновки по роботі та список використаних джерел.

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	4
ABSTRACT	4
РЕФЕРАТ	5
ЗМІСТ	6
ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1	9
АПАРАТНА ЧАСТИНА ФОНОКАРДІОГРАФІЧНОЇ СИСТЕМИ	9
1.1 Історія фонокардіографії.....	9
1.2 Практичне значення фонокардіографії для діагностики станів ССС.....	12
1.3 Опис розробленого приладу для ФКГ	15
РОЗДІЛ 2	19
МЕТОДИ АНАЛІЗУ ФОНОКАРДІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ.....	19
2.1 Узагальнена послідовність аналізу фонокардіографічного сигналу	19
2.2 Аналіз ФКГ та синхронних сигналів	21
2.3 Методи аналізу фонокардіографічного сигналу.....	24
2.3.1 Методи кореляційного аналізу.....	25
2.3.2 Фур'є аналіз.....	27
2.3.3 Вейвлет-перетворення.....	29
РОЗДІЛ 3	32
ВЕЙВЛЕТ АНАЛІЗ ФОНОКАРДІОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ	32
3.1 Підбір вейвлет-базису	32
3.2 Використання неперервного вейвлет-перетворення фонокардіографічних сигналів	34
3.3 Похибка реконструкції.....	37
3.4 Розрахунок коефіцієнтів апроксимації.....	38
ВИСНОВКИ.....	41
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	42
ДОДАТОК А	44
ДОДАТОК Б.....	45
ДОДАТОК В	47

ВСТУП

Актуальність роботи

Щороку в Україні збільшується кількість серцево-судинних хвороб, і як наслідок – смертей. Тому актуальною задачею нині є покращення вже відомих та винайдення нових методів діагностики захворювань. В основному це реалізується за допомогою вдосконалення схемотехнічних рішень, методичних прийомів використання результатів. Для моніторингу діяльності серця нині використовується досить велика кількість різноманітних технологій. Через стрімкий розвиток інженерних розробок в світі з'являється все більше можливостей для покращення якості людського життя. [1]

Нині діагностика стану серцево-судинної системи заснована на використанні методів фізіологічних досліджень, що базуються на властивостях ССС. При цьому стан останньої характеризується роботою різних її структур. Робота кожної окремої структури супроводжується протіканнями або зміною в часі параметрів певних фізичних процесів. Наприклад, роботу структур серця найкраще описують акустичні сигнали, які досліджуються за допомогою аускультатії та фонокардіографії.

Новітні діагностичні системи дозволяють виконувати обробку біосигналу за допомогою комп'ютерної техніки, формування медичного висновку та вимагають покращення математичного апарату задля вдосконалення результатів діагностики.

Удосконалення існуючих та створення нових діагностичних систем є одним з важливих факторів підвищення якості і доступності кваліфікованої медичної допомоги населенню. Сьогодні лікарями активно використовуються апаратні методи реєстрації акустичних коливань, що характеризують якість роботи серцевого м'яза, клапанів серця, великих судин. [1]

Мета і завдання роботи

Завданням цієї кваліфікаційної роботи є дослідження методів аналізу фонокардіографічного сигналу. Під час виконання завдання потрібно вирішити такі задачі:

1. Проаналізувати існуючі методи дослідження фонокардіографічних сигналів;
2. Визначити найкращий варіант для цієї роботи;
3. Виконати аналіз фонокардіографічного сигналу за допомогою обраного методу.

Об'єкт дослідження – методи аналізу фонокардіографічного сигналу.

Предмет дослідження – вейвлет-перетворення фонокардіографічного сигналу модель її побудови та функціонування.

Методи дослідження – під час виконання дослідження в межах даної кваліфікаційної роботи застосовувались методи: системного аналізу, бібліосемантичні методи та методи теорії біотехнічних систем.

Практичне значення отриманих результатів полягає в тому, що: розроблено методи аналізу фонокардіографічного сигналу у вигляді вейвлет перетворення. Здійснюється зв'язок між вимірювальними давачами та цифровими засобами обробки даних при проведенні досліджень роботи серця.

Структура та обсяг роботи. Кваліфікаційна робота складається з вступу, трьох розділів, висновків, переліку використаних літературних джерел, який нараховує 14 найменувань; додатків. Загальний обсяг роботи 50 сторінок, містить 20 рисунків і 7 таблиць.

РОЗДІЛ 1

АПАРАТНА ЧАСТИНА ФОНОКАРДІОГРАФІЧНОЇ СИСТЕМИ

1.1 Історія фонокардіографії

Фонокардіографія – діагностичний метод графічної реєстрації серцевих тонів та шумів. Ця процедура дозволяє охарактеризувати форму шуму, співвідношення між тонами і шумами. За допомогою ФКГ можна визначити чи є наявні набуті або вроджені вади серця, пролапс метального клапана та функціонального систолічного шуму. Основною перевагою методу є його неінвазивність та безболісність. Для повної характеристики звуків серця з частотного діапазону в фонокардіографії використовується прилад – фонокардіограф [14].

Фонокардіографія – один з ключових методів діагностики вад серця, що базується на графічній реєстрації звуків. Він бере свій початок ще з 1816 року. Тоді французький лікар і анатом Рене Лаеннек розробив власний метод опосередкованої аускультатії за допомогою паперового стетоскопа. Свій винахід він назвав «Le Cylindre» — «циліндр». Скоро, любитель точності та грецької мови Лаеннек, перейменував свій інструмент на «стетоскоп».

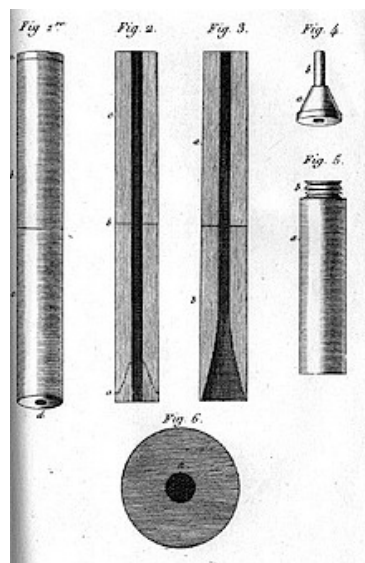


Рисунок 1 – Стетоскоп Лаеннека

Під час огляду пацієнтки він скрутив тонкий циліндр з паперу і приклав його одним кінцем до грудної клітки, а вухо притулив до іншої. Лаеннек був здивований і втішений, коли почув удари серця голосно і точно. Пізніше він зробив перший стетоскоп з дерева 25 см довжиною і 3,5 см в діаметрі після експериментів з різними матеріалами і конструкціями. Після цього аускультация стала одним з найважливіших методів дослідження, а стетоскоп і в наш час є символом лікарської майстерності. [2]

Усі звукові сигнали серця знімали з допомогою електронного стетоскопа з подальшим використанням фільтрів. Наприклад, у статті Liang et al. (1999), використовувався фільтр низьких частот з топологією Чебишева восьмого порядку з частотою зрізу 882 Гц. Сигнал, який проходив через фільтр підсилювався до 11025 Гц та далі знижувався у 5 разів задля отримання частоти дискретизації 2205 Гц. Відфільтрований сигнал був реверсований і проходив через фільтр, що призводило до нульового спотворення фази. [10]

У статті Fei Yu et al. (2008), було використано апаратний фільтр низьких частот для придушення високих частот під час запису. [11] Частотна та фазова характеристики наведені на рисунку нижче.

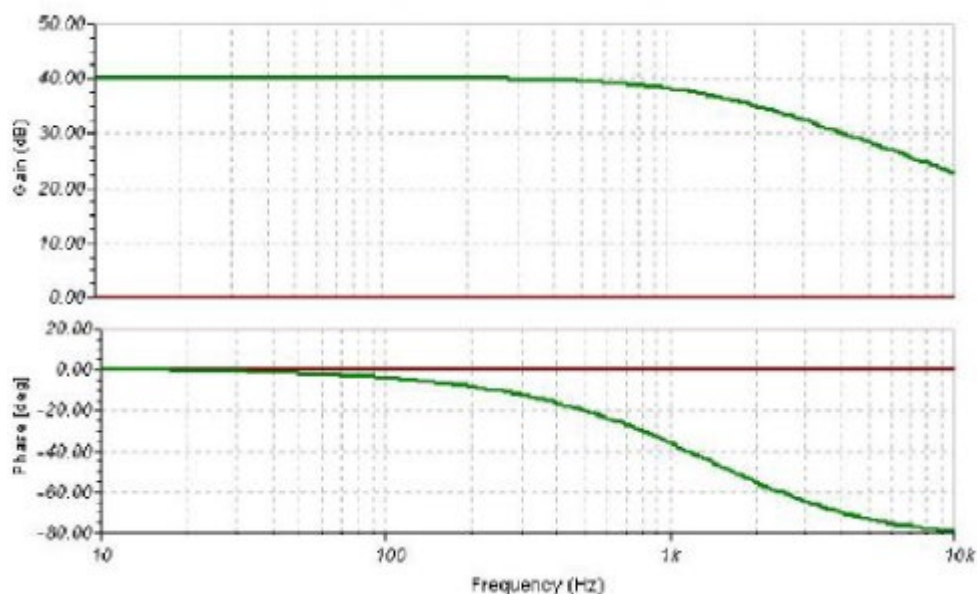


Рисунок 2 – АЧХ та ФЧХ фільтрів

D. Kumar et al. (2006), у своїх працях описали розроблену процедуру для першого сегментування звукового сигналу серця на ділянки з визначеними межами. На відміну від згаданих раніше автор уникав емпіричного налаштування будь-яких фільтрів. Він виконав швидке вейвлет перетворення (FWT) з використанням db6 (сімейство вейвлетів Добеші), виконане до 6-го рівня для видалення високочастотних компонентів. Для його використання використовувалося сімейство вейвлетів Добеші ефективність уловлювання перехідних звуків і рівень глибини розкладання 6 був експериментально обчислений. [12]

У роботі Куана (2010) було згадано алгоритм, використаний Паном і Томпкінсом у своїй статті (1985), який використовувався для визначення частоти серцевих скорочень за сигналами ЕКГ, був перенесений, щоб зробити те саме за допомогою звукового звукового сигналу серця. Після запису вхідний сигнал зменшується від 44,1 кГц до 500 Гц і нормалізувався. Потім сигнал пропускався через 100-точку смуговий фільтр частотами зрізу 5 Гц і 70 Гц. [13]

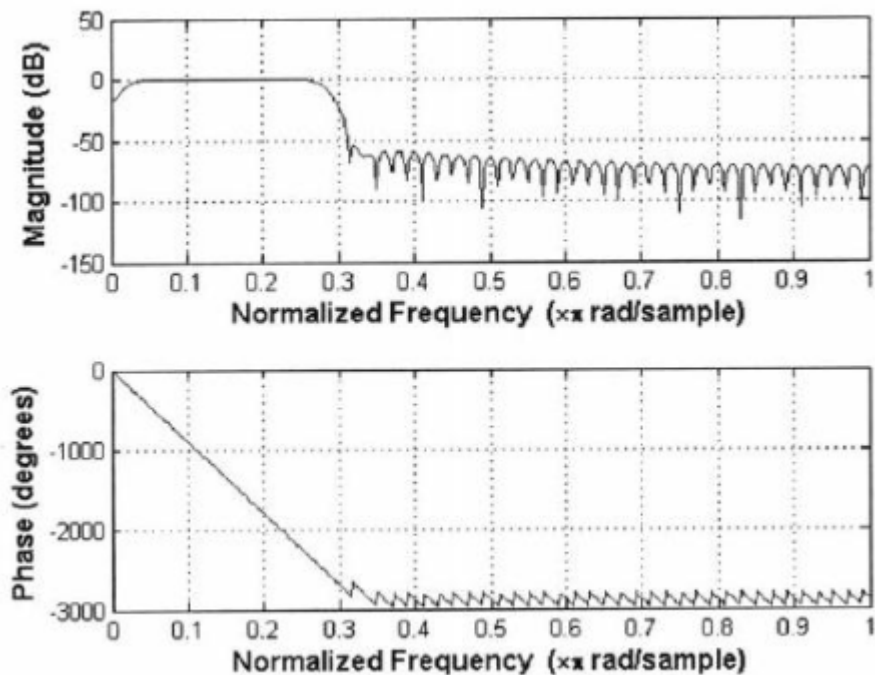


Рисунок 3 – АЧХ і ФЧХ фільтрів

1.2 Практичне значення фонокардіографії для діагностики станів ССС

В рамках кваліфікаційної роботи бакалавра мною було виконано розробку апаратної частини фонокардіографа. Було проаналізовано безліч літературних джерел, як вітчизняних так і закордонних, та запатентованих систем. Це було здійснено з метою визначення потреб на ринку та задля того щоб розробити дійсно потрібний апарат.

Перший серцевий тон S1 виникає під час закриття мітрального та трикуспіального клапанів. Другий серцевий тон S2 з'являється при закритті клапанів аорти та легенів. Далі він поділяється на аортальний A2 і легеневий P2 клапан. Фактично звуки розділяються, оскільки легеневий клапан закривається уже після аортального, це може бути більш помітним при наявності патологій. Також існує думка, що серцеві тони S1 та S2 викликані не тільки закриттям клапанів, а і вібраціями, які виникають у судинах через різку зміну тиску. Вважається, що амплітуда серцевих тонів відповідає розміру падіння тиску, окрім цього частотні характеристики співвідносяться з розмірами клапанів. [3]

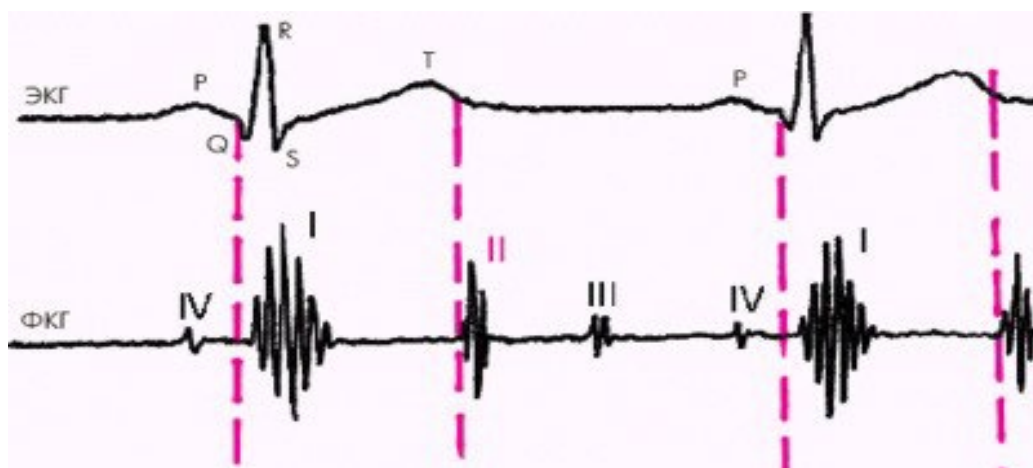


Рисунок 4 – Загальний вигляд ФКГ

Звуки, що реєструються на фонокардіограмі в свою чергу відображають серцеві імпульси, які записуються за допомогою мікрофона,

що перетворює звукові імпульси в електричні сигнали, підсилювача, модулів що регулюють частоту завдяки фільтру та реєструючого пристрою. Виконується процедура за допомогою фонокардіографа.

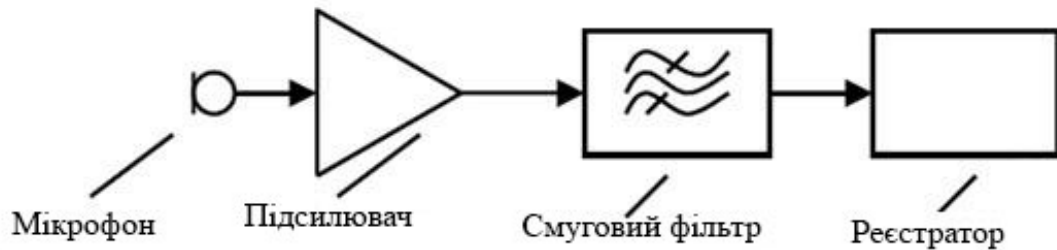


Рисунок 5 – Будова фонокардіографа

Обов'язковими складовими будь-якого фонокардіографа є: мікрофон; підсилювач; система частотних фільтрів; пристрій реєстрації. Мікрофон встановлюють на грудній клітині в місцях аускультатії серця. [1]

На рисунку нижче зображені традиційні місця аускультатії серця.

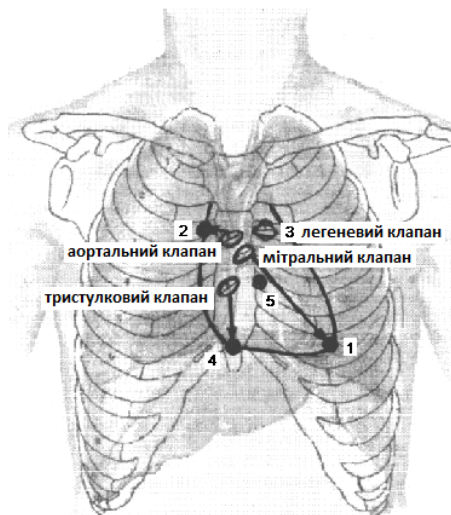


Рисунок 6 – Точки аускультатії серця

Звукові коливання, зареєстровані та перетворені мікрофоном в електричні, надходять до підсилювача та передаються в систему частотних фільтрів, які, в свою чергу, виділяють зі всіх звуків групу частот та відправляють їх на різні канали реєстрації. Це дозволяє вибірково записувати

низькі, середні та високі частоти звуків. Для чіткої передачі всіх коливань серцевих звуків, які досягають по своїй частоті 800-1200 Гц, пристрій реєстрації повинен мати малу інерційність.

Процедура фонокардіографії популярна і нині, що можна пояснити наступними її перевагами:

- це неінвазивний, безпечний метод, який не має жодних протипоказань;
- нові інформаційні технології дозволяють розширити діагностичні можливості ФКГ;
- для проведення ФКГ потребується відносно недороге обладнання. [1]

Фонокардіографія реєструє тони та шуми, які виникають під час роботи серця. До їх появи призводять механічні коливання, що виникають завдяки роботі серцевих м'язів, клапанів та великих судин, що підходять до серця. Спектр частот вищезгаданих тонів зазвичай лежить в діапазоні від 140 до 1000 Гц.

В фонокардіографії передбачена реєстрація 5 звукових каналів:

1. Аускультативний, що дає змогу записувати звуки серця так як вони сприймаються вухом людини;
2. Низькочастотний, пропускає звуки частотою наближеною до 35 Гц;
3. Середньочастотний, пропускає звуки в межах від 35 до 70 Гц;
4. Високочастотний, реєструє звуки з частотою більше 140 Гц. [8]

Задля підвищення якості отриманого сигналу при розробці фільтрів використовують частотні характеристики за Маасом-Вебером. Вони була прийнята у 1958 році і має такі складові: [1]

Таблиця 1

Частотні характеристики за Маасом-Вебером

Назва	Позначення	Нижня f , Гц	Верхня f , Гц
Низькочастотна	H, t	35	70
Перша середньочастотна	C_1, m_1	70	140
Друга середньочастотна	C_2, m_2	140	400
Перша високочастотна	B_1, h_1	250	650
Друга високочастотна	B_2, h_2	400	1000

1.3 Опис розробленого приладу для ФКГ

Метою розробки фонокардіографічної системи була реалізація одночасної реєстрації акустичних сигналів серця та передача отриманих даних на відстань. Виконувалось це задля пришвидшення отримання результатів діагностики та покращення їх якості.

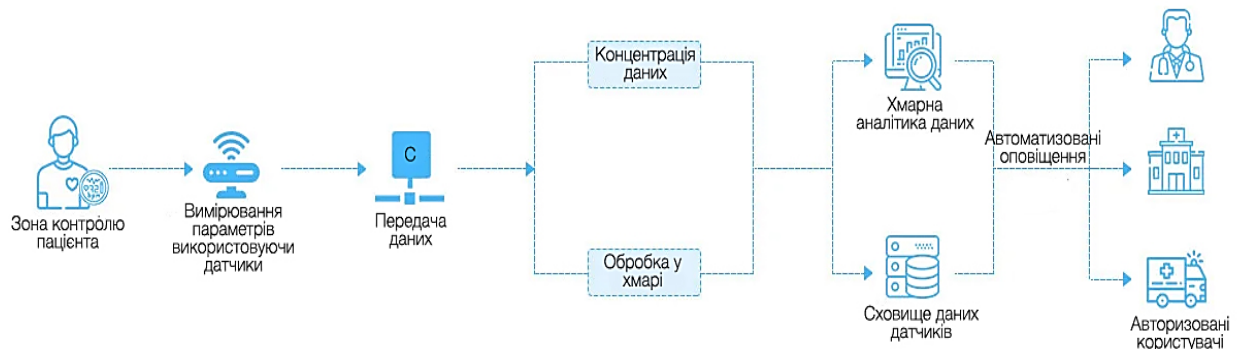


Рисунок 7 – Схема роботи дистанційного діагностування

Фонокардіографічна система складається з наступних елементів:

1. Мікрофон;
2. Підсилювач;
3. Фільтр;
4. Аналого-цифровий перетворювач;

5. Блок передачі даних;
6. Блок порівняння та прийняття рішення.

На рисунку 4 наведено структурну схему розробленого приладу та нижче описано призначення та схему технічна реалізація кожного блоку.

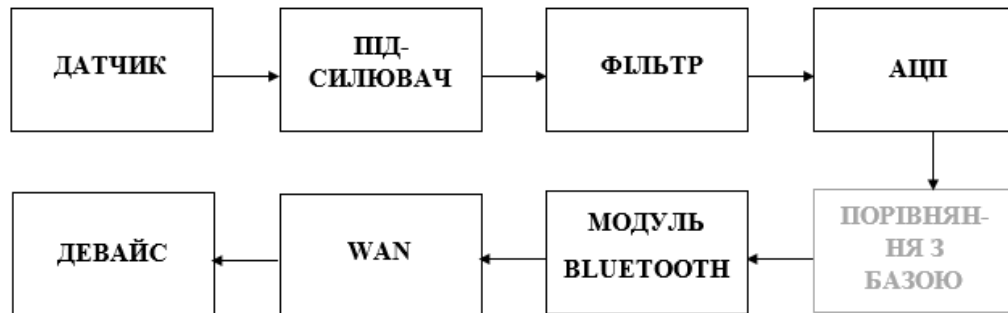


Рисунок 8 – Структурна схема розробленої системи

В якості сенсора акустичного сигналу фонокардіографів найчастіше використовують мікрофон. Більшим поширенням є використання п'єзоелектричних або динамічних мікрофонів.

При виборі моделі мікрофона звертали увагу на динамічний частотний діапазон та конструктивні особливості і спосіб фіксації датчика. Якщо мікрофон недостатньо щільно прилягатиме до поверхні грудної клітки тоді повітряна камера через яку коливання передаються мембрані буде негерметичною. Таким чином досягається той же ефект, якого домагаються створенням спеціального диференціюючого отвору. Для прийому та перетворення шумів серця в електричні сигнали в розроблюваному фонокардіографі використали конденсаторний мікрофон з капсулою Mylar Condenser Microphone K47.

Модель цього мікрофону має високу чутливість, нижні її частоти знаходяться на рівні 20 Гц. За допомогою цієї особливості ми можемо реєструвати всі акустичні сигнали серця. [1]

Електроакустичні характеристики, розміри, електричні характеристики даного мікрофону наведені в таблиці 2.

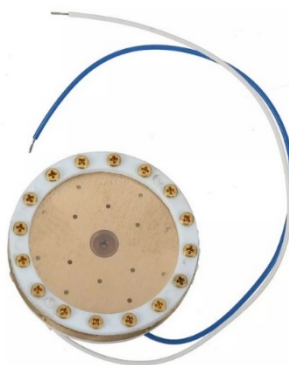


Рисунок 9 – Загальний вигляд мікрофону K47

Таблиця 2

Характеристики мікрофону

Діапазон частот	20 – 2000 Гц
Динамічний діапазон	-3,5 – 140 дБ
Ємність	40 пФ
Вага	5,8 г

Після того як мікрофон отримає звукові характеристики серця сигнал надходить до підсилювача. Він розрахований таким чином, щоб частотні характеристики всього тракту відповідали заданим. Для цього було використано операційний підсилювач TLV6741. [1, 15]

Для фільтрації завад та формування необхідного частотного діапазону певного каналу використано шість фільтрів високих частот з різними частотами зрізу. Користувач зможе самостійно обирати необхідну смугу сигналу перемиканням кнопок на панелі приладу та отримувати результат на екрані приладу. Для апроксимації сигналу застосовано фільтр Баттерворта, так як він має рівну смугу пропускання та високу крутизну спаду амплітудно-частотної характеристики.

Даний фільтр реалізовано на базі операційного підсилювача LM 324, що дало нам змогу суттєво мінімізувати конструкцію фонокардіографа. [1, 16]

Для передачі інформації на відстань необхідно оцифрувати сигнал, для чого використали 12-розрядний АЦП паралельного типу з 1-канальним входом, високою швидкістю перетворення та частотою дискретизації одного каналу $f_d > 100$ кГц, - AD7896. [1, 17]

Для обрання найбільш підходящої технології передачі даних було виконано аналіз найпоширеніших нині методів передачі даних на відстань. Після цього було зроблено висновок, що для виконання задач поставлених в даній роботі найкраще підходить технологія Bluetooth. [1]

Таблиця 3

Порівняльні характеристики технологій Wi-Fi, Bluetooth і ZigBee

Технологія	Частотний діапазон, ГГц	Пропускна здатність	Розмір стеку, Кбайт	Час роботи від батареї, год	Макс. К-сть елементів	Дальність дії, м
Wi-Fi (IEEE 802.11n)	2.4-2.483 5.15-5.25 5.67-5.85	300 Мбіт/с	Більше 1000	12 – 120	100	20 – 50
Bluetooth (IEEE 802.15.3)	2,4 – 2,483	3 Мбіт/с	Більше 250	24 – 240	7	10 – 100
ZigBee IEEE 802.15.4)	2,4 – 2,483	250Кбіт/с	32 – 64	2400 – 24000	65536	10 – 100

Для реалізації проекту до плати Arduino підключаємо окремий модуль, що відповідатиме за Bluetooth. В якості блоку передачі даних у системі було використано Arduino Bluetooth-модуль HC-05. [1, 18]

РОЗДІЛ 2

МЕТОДИ АНАЛІЗУ ФОНОКАРДІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

2.1 Узагальнена послідовність аналізу фонокардіографічного сигналу

Узагальнюючи оброблену інформацію, процедуру аналізу фонокардіограм можна представити з таких етапів:

– **Попередня обробка.** Відбувається одразу ж після реєстрації ФКГ. Включає в себе:

1. Оцінку якості сигналу;
2. Фільтрацію сигналу - це може бути послідовне застосування аналогових та цифрових фільтрів ;
3. Визначення потрібних для аналізу характеристик.

На цьому етапі основною задачею є виділення необхідного сигналу з поміж завад та мінімальне його спотворення. Після реєстрації фонокардіографічного сигналу відбувається його цифрова фільтрація. Це робиться для того, щоб зменшити вплив шумів та підвищити якість запису.

– **Сегментація.** В основі цього етапу лежить знаходження початку та кінця кожної фази серцевих циклів.

– **Класифікація.** Її суть полягає у відображенні особливостей для кожної сегментованої фази.

Останні два етапи, описанні вище, відносяться до задачі аналізу даних, оскільки дозволяють отримати інформацію про стан серця як в якісній, так і в кількісній формі. Для вирішення цієї задачі використовується безліч методів та підходів. При цьому використовується різна ступінь деталізації описання ФКГ сигналу. [4]

Під час виконання аналізу фонокардіограми варто уточнити та врахувати розташування основних серцевих тонів, для цього можна

використати ЕКГ, що було записано синхронно з ФКГ. В діапазоні середніх частот, вони ж аускультативні, відбувається вимірювання амплітуди I та II тонів в мм у всіх точках, після цього визначається співвідношення I тону до II тону над верхівкою серця.

Далі визначається відношення амплітуди II тону до амплітуди I тону над основою серця та відношення II тону над легеневою артерією до II тону над аортою.

На третьому етапі аналізу фонокардіограми встановлюють тривалість інтервалу Q- R. Якщо так сталось, що зубець Q відсутній, відлук ведуть від зубця R. Тривалість інтервалу вимірюється до початку основного компоненту I тону.

Четвертим етапом дослідження є оцінка співвідношення II тону та зубця T на електрокардіограмі. В нормі II тон завжди співпадає з кінцем зубця T. Якщо II тон з'являється рано це може свідчити про коротший діапазон згинання, це може відбуватись при енергетично-динамічній серцевій недостатності.

Після цього, на п'ятому етапі, визначається відношення механічної систоли до електричного коефіцієнту. Механічна систола визначається в секундах від початку I до початку II тону. Електрична систола відповідає відстані від початку зубця Q до кінця зубця T на електрокардіограмі.

Після цього переходять до визначення наявності розщеплених тонів, появи додаткових тонів, їх локалізації, визначення часових співвідношень, частоти на яких вони реєструються та їх амплітуди.

Звуки серця реєструються на досить низьких частотах. Проте важливо розуміти, що наявність деяких звукових тонів може бути нормою для певного віку та мати ознаки хвороби для іншого.

Потім переходять до визначення шумів. Визначають їхнє положення в серцевому циклі, форму, тривалість, точки найкращого звучання, зміни шумів на вдиху й видиху, їхній спектральний склад. На підставі отриманих

даних роблять висновок про виявлену на фонокардіограмі патологію та її клінічне значення. [5]

2.2 Аналіз ФКГ та синхронних сигналів

Детальний аналіз фазової структури серця відбувається за допомогою полікардіограми. Це поняття включає в себе використання синхронно записаних ЕКГ, ФКГ і сфігмограми сонної артерії.

Для оцінки параметрів фаз серця і проведення аналізу необхідно визначити тривалість серцевих інтервалів таким способом:

- 1) фаза асинхронного скорочення триває від початку зубця Q ЕКГ до появи великого коливання I тону ФКГ;
- 2) фаза ізоволюметричного скорочення серця триває від початку високочастотного коливання I тону до початку підйому кривої на СФГ сонної артерії.

Період напруження (T) визначають від початку Q зубця ЕКГ до початку підйому на сфігмограмі сонної артерії віднімаючи інтервал затримки пульсової хвилі від серця до сонної артерії.

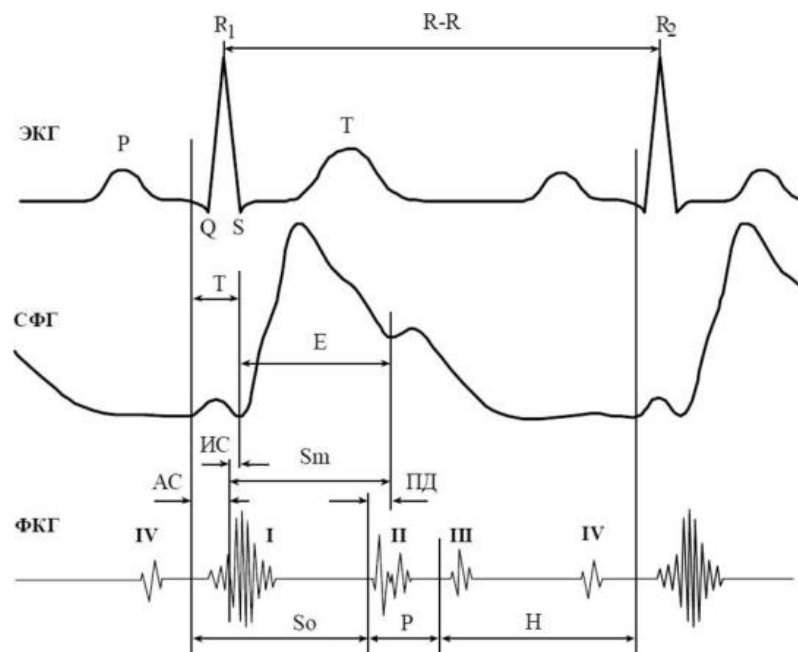


Рисунок 10 – Полікардіограма

На рисунку 10 АС – фаза асинхронного скорочення; ІС – фаза ізоволюметричного скорочення; Т – період напруження; Е – період виштовхування крові; Sm – механічна систола; So – загальна систола; ПД – протодіастолічний інтервал; RR – тривалість серцевого циклу між R зубцями; Р – період розслаблення шлуночків; Н – період наповнення шлуночків.

Період виштовхування крові визначають від початку підйому на сфігмограмі до найглибшої точки її спадання.

Механічна систола це сума фази ізометричного скорочення й періоду виштовхування. Загальна систола являє собою суму часу періодів напруги та виштовхування. Вимірюється від початку Q зубця на ЕКГ до II тону на ФКГ.

Протодіастолічний інтервал визначають від найбільшого коливання II тону ФКГ до найглибшої точки спадання сфігмограми.

Тривалість серцевого циклу визначають як відстань між вершинами зубців R на ЕКГ.

Також систолою називається період між першим і другим тонами серця, діастолою — між другим і першим тонами серця. Тривалість систоли постійна від періоду до періоду, а діастоли змінюється і залежить від ЧСС.

При безпосередньому аналізі ФКГ, ЕКГ та сфігмограми, визначають ще такі параметри:

1. індекс напруження міокарда – відношення часу напруження Т до тривалості електромеханічної систоли So у відсотках;
2. внутрішньосистолічний показник – відношення тривалості періоду виштовхування Е до тривалості механічної систоли у відсотках Sm;
3. механічний коефіцієнт Блюм-Бергера – відношення тривалості періоду виштовхування Е до тривалості періоду напруги Т;
4. внутрішньоцикловий показник виштовхування – відношення періоду виштовхування Е до тривалості серцевого циклу у відсотках RR;
5. внутрішньоцикловий показник напруження – відношення тривалості періоду напруження Т до тривалості серцевого циклу RR у відсотках.

На відміну від багатьох графічних методів дослідження діяльності серця, які мають самостійне значення ФКГ тісно пов'язана з аускультациєю. В першу чергу це стосується вибору точок фонокардіограми, використання різних прийомів, розшифрування та трактування отриманих даних.

Проте ФКГ має ряд істотних переваг перед аускультациєю. Насамперед, це об'єктивізація звукової симптоматики, її графічне зображення. Аналіз ФКГ дозволяє:

- Розраховувати тривалості тонів, виявляти додаткові тони (III, IV, V);
- Проводити порівняльну оцінку форми і амплітуди I і II тонів в різних точках реєстрації;
- Виявляти розщеплення, роздвоєння тонів, клацання відкриття мітрального клапана і т. д. ;
- Виявляти і проводити характеристику шумів серця в різних діапазонах частот;
- Визначати співвідношення між електричною, механічною та електромеханічною систолами і т. д.

ФКГ сигнал містить не тільки корисну інформацію, а й шумові складові,

джерелами якої є електроміографічні потенціали скелетних м'язів, артефакти взаємодії мікрофона з прилеглою тканиною, електронний шум підсилювачів і фоновий (мережевий) шум. Обробка фонокардіограм передбачає, зокрема, завдання фільтрації зовнішніх шумів та шумів організму людини.

Метод ФКГ дає змогу виявити різноманітні захворювання, патології чи порушення. Однак цей метод потребує вдосконалення обробки сигналів, оскільки аналіз фонокардіограми достатньо складний, а точність все ще залежить від суб'єктивної оцінки лікаря. [1]

2.3 Методи аналізу фонокардіографічного сигналу

У біомедичній інженерії спектральний аналіз сигналів дає лікарям доступ до корисної діагностичної інформації. Саме серцеві звуки є нестационарними сигналами у своїй природі та відомі як квазістационарні протягом довгого часу. Спектральні властивості фонокардіограми можуть виділятися за допомогою, наприклад, такого методу як перетворення Фур'є в коротко-часовому вікні, так як він оцінює спектральну щільність енергії сигналу та призводить до періодичної оцінки енергетичних піків в межах акустичної форми сигналу.

Для спектрального аналізу ФКГ сигналів використовують:

- Методи спектрального аналізу стаціонарних сигналів, непараметричного спектрального оцінювання, параметричного спектрального оцінювання;
- Методи спектрального аналізу нестационарних сигналів, перетворення Фур'є на коротких інтервалах, часово-частотні перетворення, вейвлет аналіз.

Методи аналізу характеристик звуків серця можна розділити на три умовних групи:

1. Оцінювання спектру
2. Часово-частотний аналіз
3. Нелінійний аналіз

Спектральна фонокардіографія відкрила більше можливостей для діагностування серцевих уражень. При цьому методі дослідження тоновий сигнал людини розглядають як детермінований і оцінюють його амплітудний спектр. Такий метод покращує виділення відомостей про наявність високочастотних складових в тоні, що дає змогу лікарям виявити ряд хвороб клапанів серця, але рання діагностика неможлива. У працях Драгана Я.П., Осухівської Г.М., використано стохастичний підхід до побудови математичної моделі фонокардіографічного сигналу у вигляді періодично

корельованого випадкового процесу, яка на відміну від відомих враховує у своїй структурі поєднання властивостей періодичності із випадковістю, що дає змогу проаналізувати фазово-часову структуру сигналу для задач виявлення ранніх змін у функціонуванні серцево-судинної системи.

Отже, розроблення методу опрацювання фонокардіографічного сигналу (ФКС) на базі математичної моделі у вигляді періодично корельованої випадкової послідовності для комп'ютерних фонокардіографів, який дасть можливість отримати оперативні відомості про зміну стану роботи клапанів серця людини на ранніх стадіях, необхідних лікареві для установлення діагнозу, є актуальною науковою задачею.

2.3.1 Методи кореляційного аналізу

При кореляційному аналізі біомедичних сигналів можна виявити певні закономірності або зв'язки зміни значень сигналів по незалежній змінній. Це має назву позитивна кореляція, що коли великі значення одного біомедичного сигналу є пов'язаними з значеннями іншого біомедичного сигналу. Коли ж малі значення одного біомедичного сигналу пов'язані з великими значеннями іншого сигналу відбудеться негативна кореляція. Або якщо два сигнали або різні частини одного сигналу ніяк не пов'язані один з одним станеться нульова кореляція.

Величину, яка описує взаємну залежність, корельованість випадкових біомедичних сигналів визначають за автокореляційною функцією. Її фізичний зміст можна описати на прикладі детермінованих сигналів, коли два однакових сигнали перемножуються між собою – в момент піків вони показуватимуть дуже високе зростання. І якщо два випадкових сигнали матимуть подібність то на кореляційній функції будуть виникати піки.

Автокореляція визначається як скалярний добуток біомедичного сигналу з власною копією яка зміщена по аргументу на величину t . Автокореляцію використовують для оцінки статистичної залежності

поточного біомедичного сигналу від його минулого та подальшого значення та для виявлення в сигналі відрізків, артефактів або елементів, які періодично повторюються. [6]

Автокореляційну функцію біомедичного сигналу описують за формулою:

$$B(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} f(t)f(t + \tau)dt, \quad (1)$$

де τ – величина зсуву в часі сигналу.

За значної тривалості відрізу біомедичного сигналу $f(t)$ автокореляційну функцію обчислюють за формулою:

$$B(\tau) = \sum_z x_t \times x_{t-z} P(x_t \times x_{t+\tau}) \quad (2)$$

За допомогою автокореляційних функцій можна досліджувати синхронно записані ФКГ та ЕКГ для пошуку взаємно пов'язаних процесів або синхронних явищ.

Кореляційна функція найчастіше використовується для оцінки внутрішньої структури біомедичних сигналів, тобто для пошуку зв'язку між їх значеннями у різні моменти часу, задля визначення величини мінливості біомедичних сигналів.

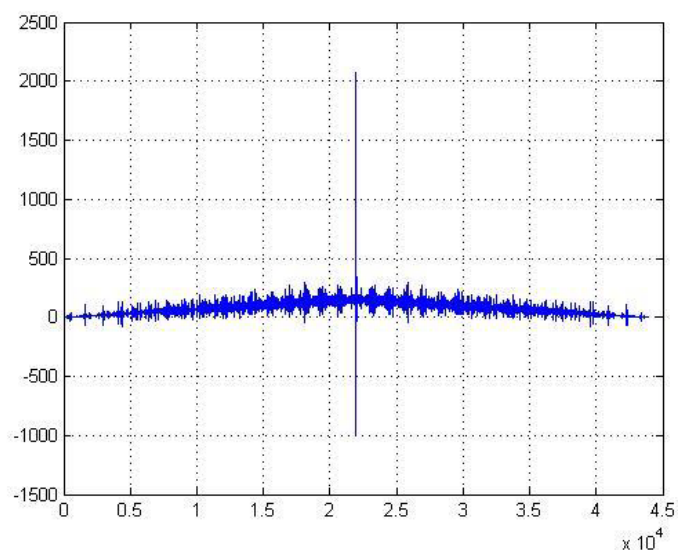


Рисунок 11 – Кореляційна функція ФКГ

На рисунку зображеному вище помітно якими невеликими і нечіткими є періодичності, це зумовлено складною та нерегулярною структурою фонокардіографічного сигналу. З огляду на написане та зображене вище можна зробити висновок, що даний метод аналізу краще підходить для статичних сигналів.

2.3.2 Фур'є аналіз

Перетворення Фур'є (ПФ) є одним із найстаріших і найпотужніших аналітичних інструментів у багатьох галузях, таких як прикладна математика, фізичні науки та інженерія. Оскільки ПФ допомагає описати фізичний механізм збору та реконструкції даних, він також стає безцінним інструментом обробки зображень в інших областях, пов'язаних з біомедициною. Розвиток методів Фур'є підштовхнув використання спектроскопічних методів різко. Отже, давно доведено, що методи ПФ є надзвичайно корисними в усіх галузях науки та техніки, таких як радіоастрономія, сейсмологія, спектроскопічна кристалографія, обробка медичних зображень та методи аналізу сигналів.

Звичні методи спектрального аналізу засновані на основі перетворення Фур'є або цифрової фільтрації. Вони дають хороший аналіз стаціонарних і псевдостационарних сигналів, однак мають обмеження у застосуванні до нестационарних сигналів, тобто тих чиї спектральні характеристики змінюються в часі.

Ряд Фур'є, здебільшого, є наближенням і обмежується певною кількістю членів ряду N , це в свою чергу забезпечує потрібну точність обробки даних. Під час аналізу стаціонарних сигналів застосування спектрального аналізу на основі швидкого перетворення Фур'є є достатнім. Однак звичайний спектральний аналіз є малоефективним для нестационарних сигналів з часовим масштабом нестационарності. Це пояснюється усередненням

потужності флуктацій при спектральному аналізі по всьому часу спостереження сигналу.

Найочевиднішим способом використання швидкого перетворення Фур'є при аналізі нестационарних сигналів є розбиття реалізації на окремі малі ділянки з подальшим застосуванням алгоритму до кожного з них. В практиці аналізу сигналів цей прийом відомий як віконне перетворення Фур'є:

$$S_{STFT}(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} s(n)w(n-m)e^{-j\omega m}, \quad (3)$$

де ω – деяка віконна функція,

n, m – параметри налаштування вікна.

Особливістю вище описаного перетворення є необхідність застосування згладжуючих вікон, без них підвищується вплив ефекту розтікання дискретних складових в бічні пелюстки. Обмежена кількість числа спектрів зменшує роздільну здатність аналізу в часовій області. Використання алгоритмів аналізу з плаваючими вікнами дає змогу збільшити роздільну здатність аналізу в часовій області, при цьому зберігаючи високу здатність в частотній області. Але реалізовується це за рахунок значного збільшення обсягу обчислень, та відповідно, і зі збільшенням часу аналізу.

Розглянуті методи широко використовуються при поглибленому аналізі сигналів в часово-частотній області, наприклад таких як розпізнавання мови, але як правило не підходять для розв'язання задач діагностики, через те що аналіз не задовольняє вимогу швидкого вироблення на основі його результатів інтегральної діагностичної ознаки. Отримані тривимірні (частота-час-амплітуда) образи досить складні для звичайного розпізнавання. [7]

Отже, проаналізувавши вищесказане, недоліками цих методів є фіксований розмір вікна та обмежену роздільну здатність для віконного перетворення Фур'є.

2.3.3 Вейвлет-перетворення

Вейвлет перетворення є передовим методом аналізу нестационарних сигналів з досить широким застосуванням в області діагностики. Це дійовий математичний засіб знаходження та класифікації особливих точок нестационарних сигналів та дає змогу аналізувати сигнал як в часовій так і в частотній областях. Це перетворення є згортокою функції вейвлета з сигналом, тобто в його основі лежить розкладення сигналу по базису, сконструйованому з вейвлета, який має певні властивості, за допомогою масштабних мін та переносів.

Вейвлет аналіз ФКГ сигналу відбувається послідовно. Спершу отримують відліки фонокардіографічного сигналу, далі проводиться попередня обробка, що включає в себе: фільтрацію високочастотних шумів, видалення тренду та постійної складової. Наступним етапом є обчислення коефіцієнтів вейвлет-розкладення сигналу до заданого рівня та обчислення коефіцієнтів апроксимації, деталізації. На фінальних етапах відбувається обчислення дисперсії коефіцієнтів апроксимації і деталізації та формування діагностичного висновку.

Незвичайні властивості вейвлетів зробили їх потужним інструментом аналізу і подальшого синтезу будь-якого сигналу. До них можна віднести:

- Властивість ортогональності, дає змогу отримувати незалежну інформацію на різних масштабах;
- Нормованість, виконує зберігання деякої інформації на різних етапах перетворення;
- Властивість локальності, забезпечує отримання про конкретні області, в яких проявляють себе досліджувані частоти;
- Повнота вейвлет базису, дозволяє виконати зворотне перетворення.

Всі, вище перераховані, властивості дозволяють використовувати вейвлет-перетворення для налізу складних сигналів на різних масштабах та в різних його точках та вивчати функції що різко змінюються.

Вейвлет декомпозиція описує відновлені сигнали за допомогою тимчасових функцій вейвлетів. Вона базується на особливому використанні вейвлет перетворень в частотній області та дозволяє використати добре відомий апарат частотної фільтрації та методи швидкого вейвлет-перетворення. Розглянемо це на прикладі формули для згладжування та придушення шуму в сигналі:

$$y_n = \sum_k h_k x_{n-k} \quad (4)$$

Частотну область вейвлетів можна розбити на два складові:

1. Низькочастотну;
2. Високочастотну.

Частота їх розділу дорівнює половині частоти дискретизації сигналу. Для поділу зазвичай використовують два фільтри – високочастотний Ні та низькочастотний Lo, на їх вхід подають сигнал s. Фільтр Lo дає частотний образ для апроксимації, приблизного наближення сигналу, а фільтр Ні - для його деталізації.

Отже з огляду вищеописаного можна зробити висновок про відповідність вейвлет-коефіцієнтів коефіцієнтам передавальної характеристики фільтрів, тобто коефіцієнти фільтрів Ні та Lo є деталізуючими коефіцієнтами вейвлет-декомпозиції сигналів.

Інструменти вейвлет-перетворення дають предметному фахівцю великий перелік засобів, з яких він може вибрати той, який йому підходить для обробки та для розкладання на складові потрібного сигналу. Такими засобами є набори основних просторів функцій і їх уявлень у вигляді прямої або ортогональної суми вейвлетних просторів. Надзвичайно важливими є базиси основних просторів та базиси вейвлетів. [7]

Завданням комплексного визначення параметрів вейвлет-перетворення є визначення вейвлет-базису і рівня вейвлет-декомпозиції. Більшість досліджень в цій галузі опираються на досвід самого дослідника, природу досліджуваних даних і часто носять суб'єктивний характер.

РОЗДІЛ 3

ВЕЙВЛЕТ АНАЛІЗ ФОНОКАРДІОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

У даному розділі буде проведено аналіз фонокардіографічного сигналу за допомогою неперервного вейвлет-перетворення у програмному середовищі Matlab. Для того щоб це реалізувати необхідно виконати наступні етапи:

- Отримати відліки фонокардіографічного сигналу з досліджуваного файлу;
- Відфільтрувати шуми високих частот, видалити тренди та постійні складові;
- Обрати тип вейвлету, що досліджуватиметься;
- Виконати побудову графіку модуля вейвлет-коефіцієнтів;
- Розкласти сигнал до потрібного рівня;
- Розрахувати коефіцієнти апроксимації та деталізації;
- Обчислити дисперсію вищезгаданих коефіцієнтів;

В якості досліджуваного матеріалу було взято запис з бази даних physionet.org. Запис було виконано за допомогою цифрового стетоскопу з смугою пропускання від 20 Гц до 1 кГц. В обстеженні взяли участь більше 100 вагітних жінок від 16 до 47 років. В базі знаходяться як материнські записи фонокардіограм так і плоду. Для нашого аналізу було обрано запис пацієнтки у форматі wav.

3.1 Підбір вейвлет-базису

Для виконання вейвлет-аналізу необхідно підібрати необхідний тип функції, це допоможе розділити сигнал на складові та побачити його структуру в різних масштабах. Визначення потрібного вейвлет-базису для аналізу сигналів є важливим етапом у вейвлет-перетворенні від цього

залежить результат роботи. Виконується це шляхом визначення коефіцієнта кореляції між вейвлет-функцією та проаналізованим сигналом.

Під час аналізу було відібрано наступні типи вейвлетів: Добеши, Морле, Мейєра та сімплет sum7. При використанні цих вейвлет-базисів є змога виділити зручні для аналізу характерні області при патологіях. Їх графіки зображено на рисунках нижче.

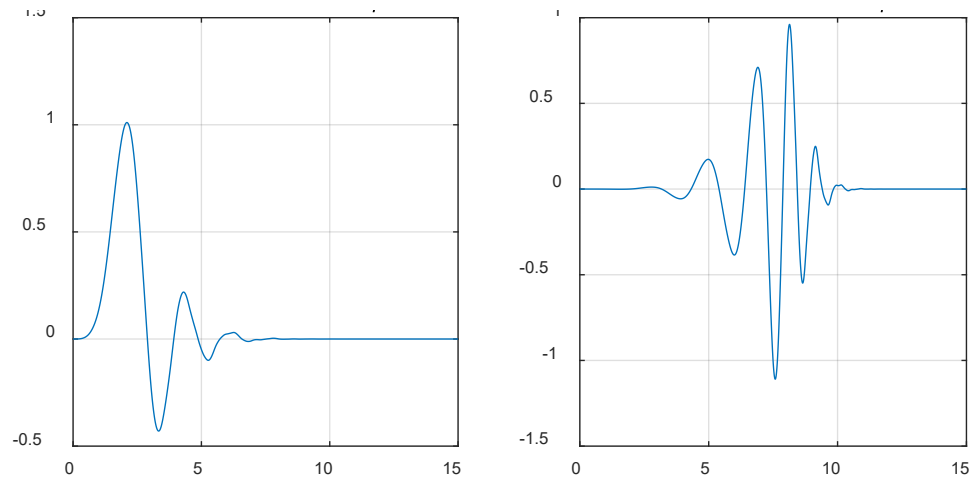


Рисунок 12 – Вейвлет db8 Добеши

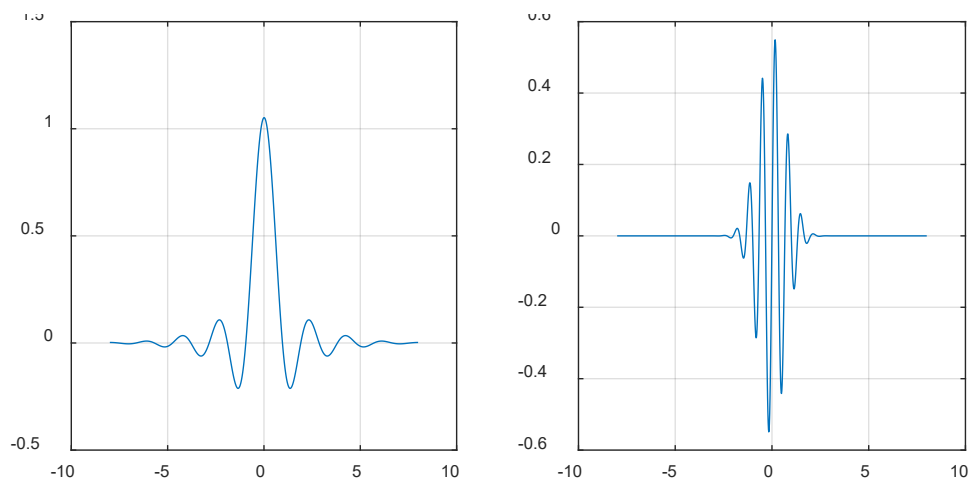


Рисунок 13 – Вейвлет Морле

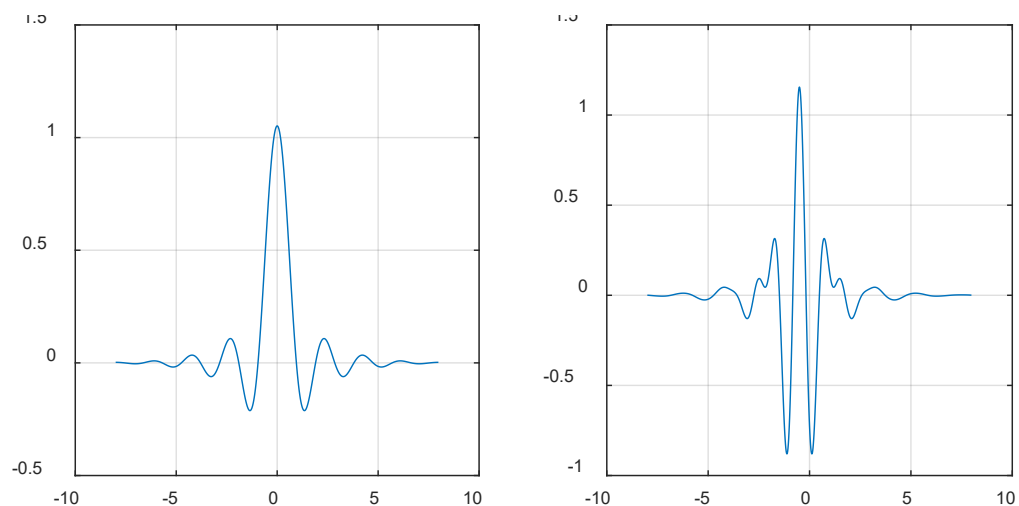


Рисунок 14 – Вейвлет Майєра

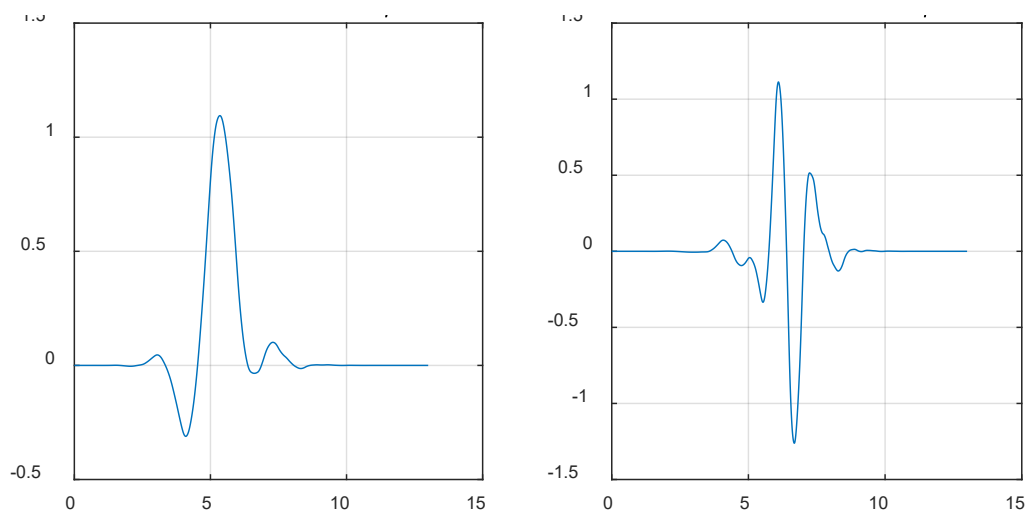


Рисунок 15 – Вейвлет сімплет sum7

3.2 Використання неперервного вейвлет-перетворення фонокардіографічних сигналів

В програмному середовищі Matlab реалізація неперервного вейвлет-перетворення відбувається за допомогою функції `cwt`. Для обчислення вейвлет-коефіцієнтів та візуалізації результатів було використано наступний код:

```
load dataphcg
[cfs, frq] = cwt(s,scales,wname,1/fs);
```

```

figure(1)
contour(t, frq, abs(cfs));
grid on;
title(['Signal ', name, ' Wavelet ', wname])
xlabel('t, s');
ylabel('f, Hz');
zlabel('CWT');
figure(2)
surface(t, frq, abs(cfs));
grid on;
axis tight, shading flat
title(['Signal ', name, ' Wavelet ', wname])
xlabel('t, s'), ylabel('f, Hz'), zlabel('CWT'), colormap(pink)

```

Нижче на рисунках проілюстровано роботу програми. Отримані графіки мають осі X (час) та Y (частота).

1. Графік яскравості, найбільша яскравість відповідає найвищому значенню коефіцієнтів розкладання:

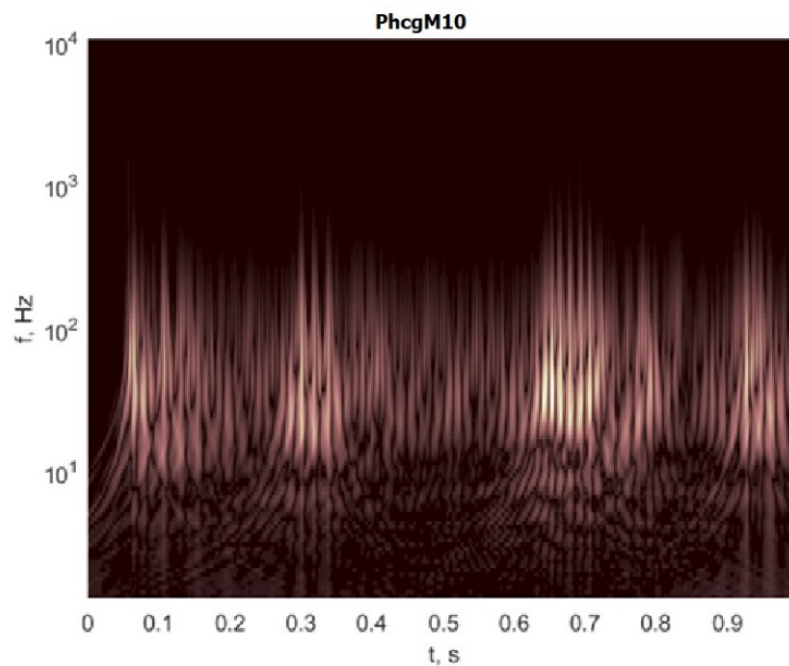


Рисунок 16 – Графік яскравості

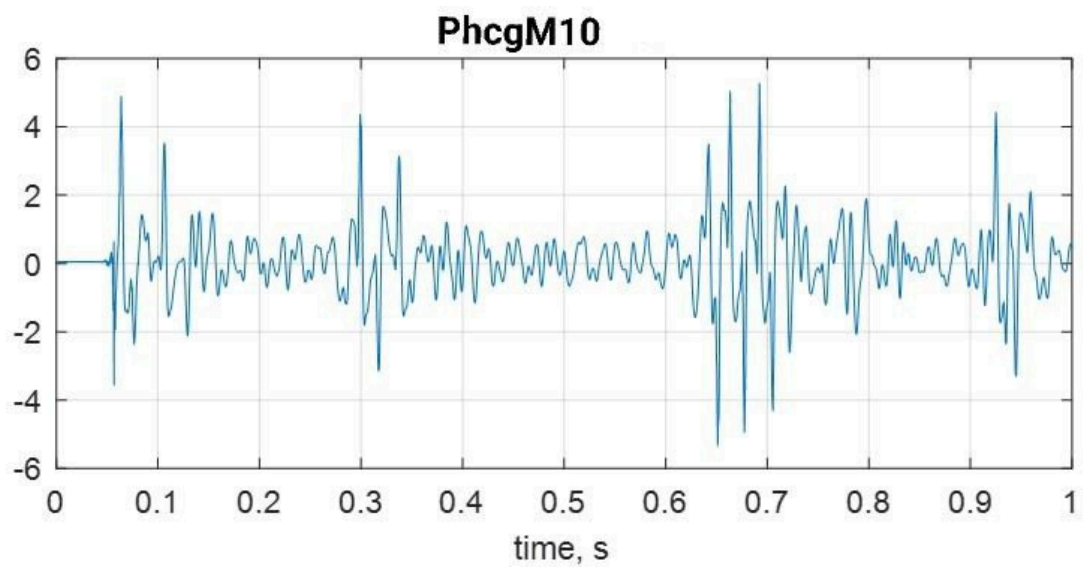


Рисунок 17 – Графічне зображення ФКГ сигналу

2. Графік контуру, місця неперервних ліній мають однакові значення коефіцієнтів розкладання:

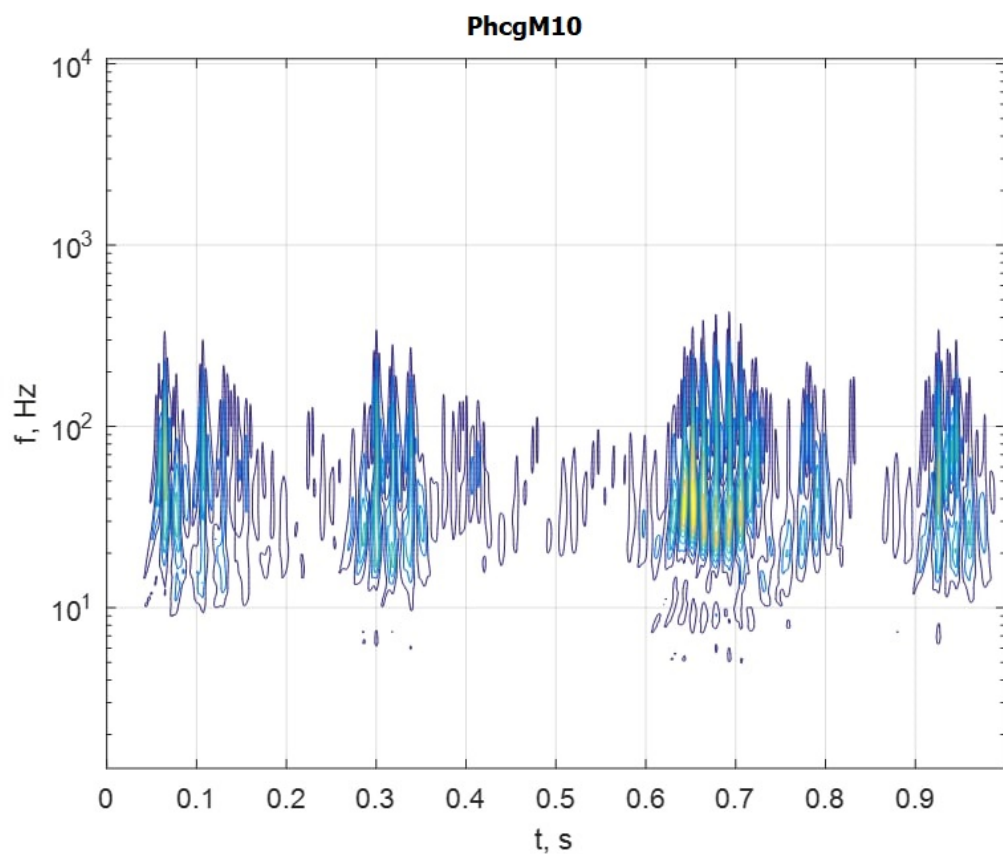


Рисунок 18 – Графік контуру ФКГ сигналу

3.3 Похибка реконструкції

Відповідно до інформації наведеної вище про етапи вейвлет аналізу ФКГ сигналу нам необхідно виконати розкладення на коефіцієнти апроксимації та деталізації.

Оцінювання похибки реконструкції необхідно виконати задля виявлення мінімально необхідної кількості коефіцієнтів розкладення. Суть завдання лежить у пошуку помилки реконструкції ФКГ сигналу, що описує чутливість вейвлет-функції до сигналу. Було проаналізовано властивості різних вейвлетів відносно здатності реконструкції сигналу після його вейвлет розкладення.

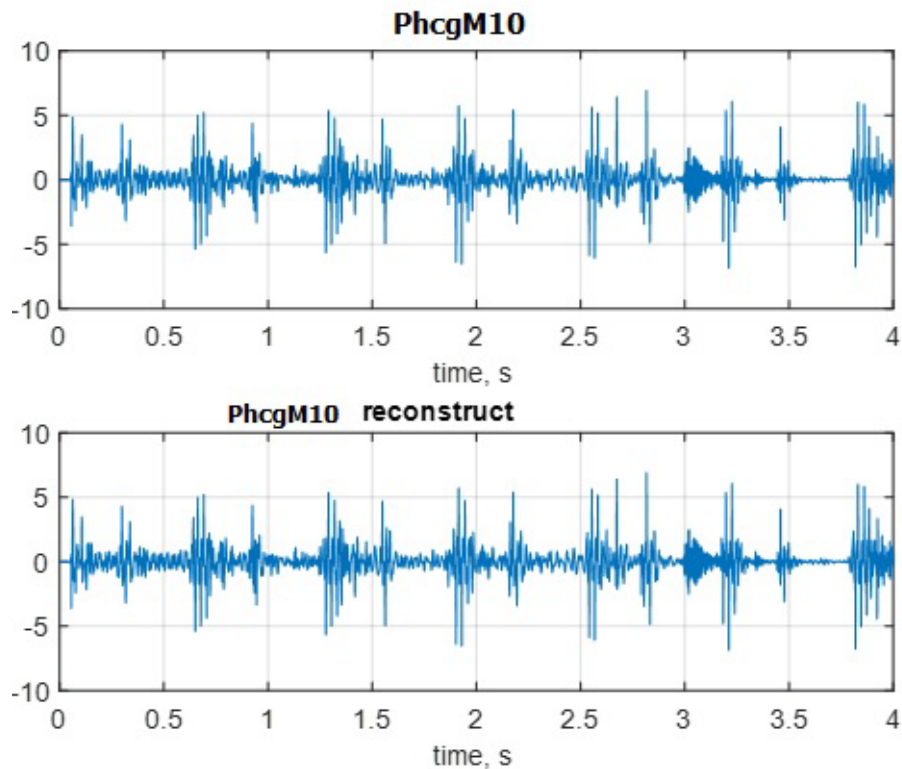


Рисунок 19 – Вхідний та реконструйований ФКГ сигнал

Також в межах даного етапу було виконано розкладення фонокардіосигналів з різною кількістю рівнів розкладання. Далі в таблиці зображено оцінки похибки максимальної дисперсії сигналу для різних типів вейвлетів.

Таблиця 4

Результати розрахунку похибки реконструкції ФКГ сигналу

Тип вейвлету	Назва фонокардіографічного сигналу			
	m10	m100	m101	m102
db2	7.93e-12	8.09e-12	1.10e-11	7.14e-12
db4	1.87e-11	1.93e-11	1.95e-11	2.04e-11
db6	2.07e-11	1.85e-11	1.82e-11	1.56e-11
db8	4.90e-11	4.65e-11	4.93e-11	4.88e-11
sym7	6.74e-12	8.56e-12	1.01e-11	7.25e-12

Аналізуючи графіки та таблиці результатів обчислень можна зробити висновок, що для вейвлет аналізу фонокардіосигналів є допустим використовувати вейвлет-розкладання до третього рівня.

3.4 Розрахунок коефіцієнтів апроксимації

Розрахувати коефіцієнти апроксимації можна виконати з допомогою дискретного вейвлет-перетворення реалізувавши при цьому відновлення сигналу за різними складовими розкладення – апроксимація та деталізація. Даний метод є досить корисним для виявлення в сигналі патологій.

В результаті виконання вищезгаданого перетворення з'являється набір коефіцієнтів як апроксимації так і деталізації. Середнє квадратичне відхилення цих коефіцієнтів має важливе діагностичне значення. Програмний код для виконання цього завдання знаходиться в додатках. Його результати можна побачити на рисунках нижче.

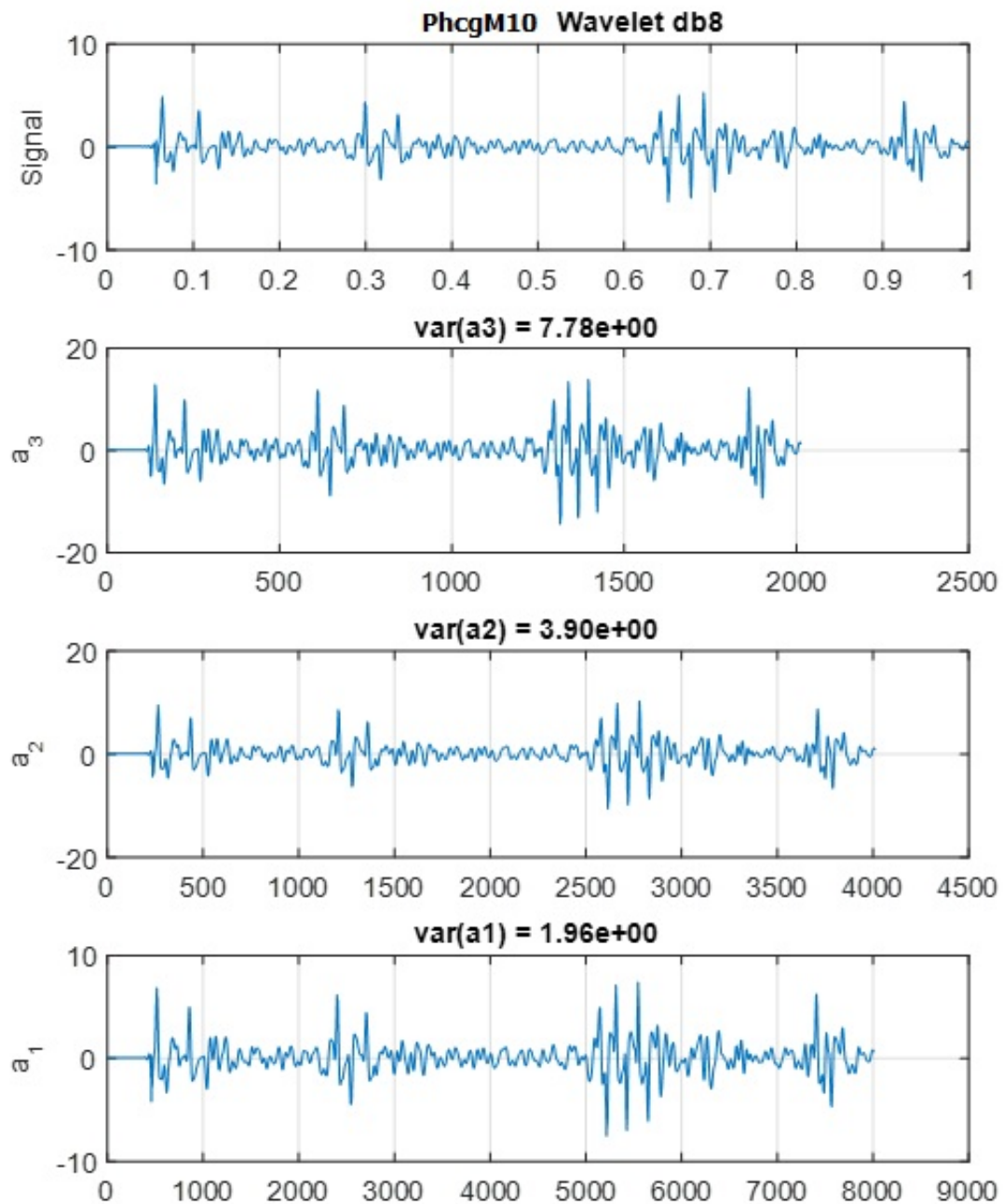


Рисунок 20 – Коефіцієнти апроксимації ФКГ сигналу

З допомогою цього подання фонокардісигналу можна розпізнавати види та форми серцевих шумів, аналізувати тони серця. Виконується це завдяки співвідношенню часових взаємних зсуень і на основі амплітуд тонів та шумів.

Таблиця 5

Результати дисперсії коефіцієнтів розкладення сигналів db2

Коефі- цієнти	Назва сигналу			
	m101m	m102m	m103m	m104m
a1	1.96e+00	1.29e+00	3.14e+00	2.30e+00
a2	3.91e+00	2.58e+00	6.27e+00	4.59e+00
a3	7.82e+00	5.15e+00	1.25e+01	9.16e+00

Таблиця 6

Результати дисперсії коефіцієнтів розкладення сигналів db4

Коефі- цієнти	Назва сигналу			
	m101m	m102m	m103m	m104m
a1	1.96e+00	1.29e+00	3.14e+00	2.30e+00
a2	3.91e+00	2.58e+00	6.27e+00	4.58e+00
a3	7.80e+00	5.14e+00	1.25e+01	9.14e+00

Таблиця 7

Результати дисперсії коефіцієнтів розкладення сигналів sum7

Коефі- цієнти	Назва сигналу			
	m101m	m102m	m103m	m104m
a1	1.96e+00	1.29e+00	3.13e+00	2.29e+00
a2	3.91e+00	2.58e+00	6.26e+00	4.58e+00
a3	7.78e+00	5.15e+00	1.25e+01	9.11e+00

У висновку можна сказати, що найкраще для виконання поставленої задачі підходить вейвлет sum7. Визначення характерні області при патологіях у фонокардіосигналі зручно виконувати вейвлет-аналізом. Під час аналізу було відібрано наступні типи вейвлетів: Добеши, Морле, Мейєра та сімплет sum7. Для аналізу тонів необхідно використовувати апроксимацію сигналу, а для шумів – його деталізацію при реконструкції ФКГ.

ВИСНОВКИ

В межах даної кваліфікаційної роботи було виконано дослідження методів аналізу фонокардіографічного сигналу задля удосконалення існуючих та створення нових діагностичних систем, що є одним з важливих факторів підвищення якості і доступності кваліфікованої медичної допомоги населенню.

В результаті роботи було вирішено наступні задачі:

1. Проаналізовано існуючі методи дослідження фонокардіографічних сигналів. Виявлено їх переваги та недоліки, особливості програмної реалізації;

2. Обрано найкращий варіант для обробки фонокардіографічного сигналу, а саме вейвлет-перетворення. Аналіз методів обробки ФКГ показав, що найчастіше застосовують перетворення Фур'є, або Вейвлет-перетворення. Недоліком перетворення Фур'є є те, що воно не дозволяє зареєструвати часові зміни частоти сигналу, що саме є актуальним для фонокардіографічного дослідження. Тобто, ми можемо визначити тільки наявність певних частот в спектрі сигналу, але не можемо оцінити з якими змінами в роботі ССС пов'язані появи/зникнення певних частот, їх зміни, амплітуди і подібне.;

3. Виконано аналіз фонокардіографічного сигналу за допомогою вейвлет-перетворення. Проведено порівняльний аналіз декількох Вейвлет-функцій та обрано найефективніший варіант.

Розроблено програму для реалізації даного методу аналізу фонокардіографічного сигналу, яка виконана на базі програмного середовища Matlab, що значно мінімізує габарити фонокардіографічної системи.

Загалом мету кваліфікаційної роботи досягнуто.

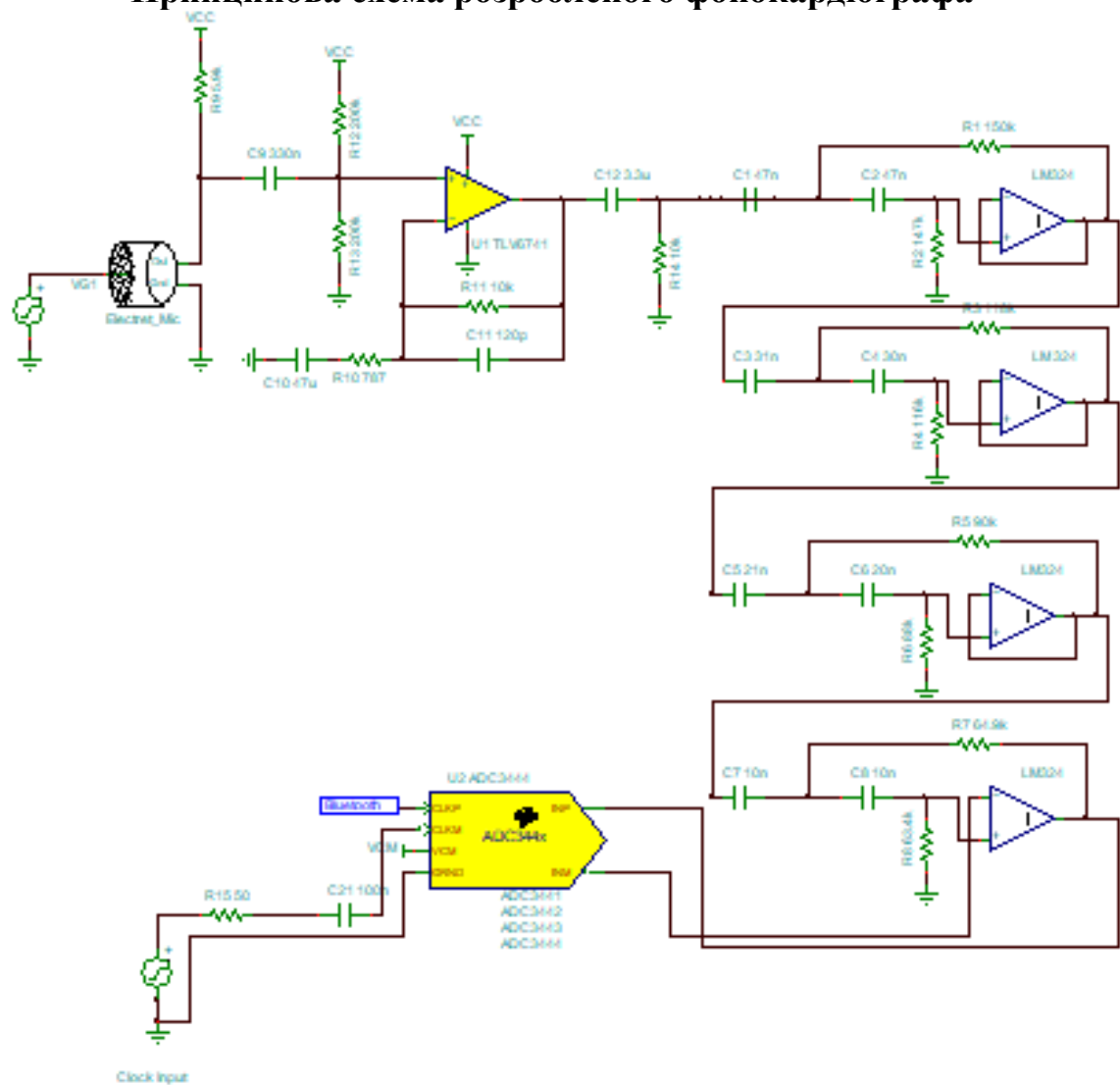
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Нацевич М.В. // Кваліфікаційна робота Розроблення апаратної частини фонокардіографічної системи, Житомир, 2021.
2. Стетоскоп [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/Стетоскоп>
3. Gretzinger, David T.K.// Analysis of Heart Sounds and Murmurs, Thesis (M.Sc.) University of Toronto, Institute of Biomedical Engineering, 1996
4. О. В. Блінова, Т. А. Саханова, О. С. Юрасова, А. Є. Комлев, Т. Є. Імаєв. // Фонокардіографія: нові можливості в цифрових технологіях. Кардіологічний вісник, Москва, 2018; 13(2): С. 15-18.
5. Г.А. Ігнатенко, Є.А. Контовський, І.В. Мухін, М.К. Пола, Г.С. Такташов, А.О. Фаєрман, Т.С. Ігнатенко, М.В. Грушина, Л.В. Седая, В.В. Пилипенко // Навчальний посібник фонокардіографія, Донецьк, 2007; С. 28-29.
6. Хвостівський М.О. // Методичні вказівки для виконання лабораторних робіт з дисципліни “Обробка біомедичних сигналів” для студентів спеціальності 163 «Біомедична інженерія» та напряму підготовки 6.051402 «Біомедична інженерія», Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2017. – 22 с
7. Твердохліб Ю.В. // Методи та інформаційна технологія комплексного оцінювання параметрів вейвлет-перетворення нестационарних сигналів, Запоріжжя 2018.
8. Паляниця Ю.Б. // Математична модель фонокардіосигналу для удосконалення кардіографічних систем, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.
9. Замотаєв І.П., Магазирик Н.А., Водолазский Л.А. та ін. Спектральний аналіз важливих аускультативних характеристик // Клін. Медицина. – 1974. - № 5.

10. Liang, H.; Lukkarinen, S.; Hartimo, I., "Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram," Computers in Cardiology 1997, vol., no., pp.105,108, 7-10 Sep 1997
11. Fei Yu; Bilberg, A.; Voss, F., "The Development of an Intelligent Electronic Stethoscope," Mechatronic and Embedded Systems and Applications, 2008. MESA 2008. IEEE/ASME International Conference on , vol., no., pp.612,617, 12-15 Oct. 2008
12. Kumar, D.; Carvalho, P.; Antunes, M.; Henriques, J.; Eugenio, L.; Schmidt, R.; Habetha, J., "Detection of S1 and S2 Heart Sounds by High Frequency Signatures," Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE , vol., no., pp.1410,1416, Aug. 30 2006-Sept. 3 2006
13. Kuan, Katherine L., "A framework for automated heart and lung sound analysis using a mobile telemedicine platform", Thesis (M. Eng.)--Massachusetts Institute of Technology, Dept. of Electrical Engineering and Computer Science, 2010
14. Фонокардіографія [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/Фонокардіографія>
15. Специфікація підсилювача TLV6741 [Електронний ресурс]: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlv6741.pdf>
16. Специфікація підсилювача LM324 [Електронний ресурс]: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm324.pdf>
17. Специфікація аналого-цифрового перетворювача AD7896 [Електронний ресурс]: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7896.pdf>
18. Специфікація Bluetooth модуля HC-05 [Електронний ресурс]: https://www.rcscomponents.kiev.ua/datasheets/hc_hc-05-user-instructions-bluetooth.pdf

ДОДАТОК А

Принципова схема розробленого фонокардіографа



ДОДАТОК Б

Перелік елементів до принципової схеми фонокардіографа

Мікрофонний підсилювач		
Тип елемента	Номінал	Назва
Мікрофон		Mylar Microphone K47
R1	5,9 кОм	Yageo
R2	200 кОм	Yageo
R3	200 кОм	
R4	787 Ом	
R5	10 кОм	
R6	10 кОм	
C1	330 нФ	Murata
C2	47 пФ	Murata
C3	120 нФ	
C4	3,3 пФ	
ОП		TVL6741
Фільтр 35 Гц		
R7	147 кОм	Yageo
R8	150 кОм	Yageo
C5	47 нФ	Murata
C6	47 нФ	Murata
ОП		LM324
Фільтр 140 Гц		
R9	88,7 кОм	Yageo
R10	90,9 кОм	Yageo
C7	22 нФ	Murata
C8	47 нФ	Murata
ОП		LM324

Фільтр 400 Гц		
R11	63,4 кОм	Yageo
R12	63,9 кОм	Yageo
C9	10 нФ	Murata
C10	10 нФ	Murata
ОП		LM324
Фільтр 1000 Гц		
R13	64,9 кОм	Yageo
R14	63,4 кОм	Yageo
C11	10 нФ	Murata
C12	10 нФ	Murata
ОП		LM324
АЦП		
АЦП		AD7896
R15	50 Ом	Yageo
C12	100 нФ	Murata
Блок передачі даних		
Bluetooth-модуль		HC-05

ДОДАТОК В

Лістинг програми Вейвлет-перетворення фонокардіографічного сигналу

```
[C, L] = wavedec(s,3,wname);
a3 = appcoef(C,L,wname,3); % коефіцієнти апроксимації
va3 = var(a3);
a2 = appcoef(C,L,wname,2);
va2 = var(a2);
a1 = appcoef(C,L,wname,1);
va1 = var(a1);
subplot(411),
plot(ts,s), ylabel('Signal');
grid on;
title(['Signal ', name, ' Wavelet ',wname])
subplot(412),
plot(a3), ylabel('a_3');
grid on;
title(['var(a3) = ',num2str(va3,'%3.2e')])
subplot(413),
plot(a2), ylabel('a_2');
grid on;
title(['var(a2) = ',num2str(va2,'%3.2e')])
subplot(414),
plot(a1), ylabel('a_1'), grid on,
title(['var(a1) = ',num2str(va1,'%3.2e')])
[d1, d2, d3] = detcoef(C,L,1:N0); % коефіцієнти деталізації
vd3 = var(d3); vd2 = var(d2); vd1 = var(d1);
subplot(411),
plot(ts,s), ylabel('Signal');
grid on;
```

```

title(['Signal ', name, ' Wavelet ',wname] )
subplot(412),
plot(d3), ylabel('d_3');
grid on;
title(['var(d3) = ',num2str(vd3,'%3.2e')])
subplot(413),
plot(d2), ylabel('d_2');
grid on;
title(['var(d2) = ',num2str(vd2,'%3.2e')])
subplot(414),
plot(d1), ylabel('d_1');
grid on;
title(['var(d1) = ',num2str(vd1,'%3.2e')])

```