

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Компонентний метод аналізу кардіопоказників
у системах медичного моніторингу

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБмз-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Матчак О.М.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Гевко О.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

Дедів І.Ю.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2023

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)
« » 2023 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Матчак Ользі Михайлівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Компонентний метод аналізу кардіопоказників
у системах медичного моніторингу

Керівник роботи Гевко Олена Василівна, к.м.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «20» листопада 2023 року № 4/7-1063

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи Вимоги замовника, технічні умови, технічне завдання

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Зелінський І.М., доц. каф. ПВ Клепчик В.М., ст. викл. каф. ОХ		

7. Дата видачі завдання 10.11.2022

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на виконання роботи	06.09.2023 р.	Виконано
2	Аналіз отриманого завдання	11.09.2023 р.	Виконано
3	Виконання розділу 1	26.09.2023 р.	Виконано
4	Виконання розділу 2	15.10.2023 р.	Виконано
5	Виконання розділу 3	02.11.2023 р.	Виконано
6	Виконання розділу 4	19.11.2023 р.	Виконано
7	Оформлення пояснювальної записки	24.11.2023 р.	Виконано
8	Оформлення презентаційного матеріалу	29.11.2023 р.	Виконано
9	Перевірка кваліфікаційної роботи на антиплагіат	04.12.2023 р.	Виконано
10	Попередній захист кваліфікаційної роботи	19.12.2023 р.	Виконано

Студент

_____ (підпис)

Матчак О.М.

_____ (прізвище та ініціали)

Керівник роботи

_____ (підпис)

Гевко О.В.

_____ (прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ/ ABSTRACT

Тема кваліфікаційної роботи: «Компонентний метод аналізу кардіопоказників у системах медичного моніторингу» // Кваліфікаційна робота // Матчак Ольга Михайлівна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБмз-61 // Тернопіль, 2023 // с. – , рис. – , табл. – , додат. – , бібліогр. – .

Ключові слова: ЕКГ-СИГНАЛ, ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ, МАШИННЕ НАВЧАННЯ, MATLAB, PYTHON

У кваліфікаційній роботі магістра Проаналізовано сучасні методи обробки та аналізу ЕКГ. Найбільш ефективним способом обробки та отримання діагностичної інформації є компонентне виявлення кардіопоказників методом, заснованм на вейвлет перетворенні. Класифікація ЕКГ проводилася на 4 класи з допомогою машинного навчання, основу алгоритм випадкового лісу. Алгоритм обробки сигналу реалізувався за допомогою програмного пакету Matlab, класифікація мовою Python.

Keywords: ECG SIGNAL, WAVELET TRANSFORM, MACHINE LEARNING, MATLAB, PYTHON

Modern methods of processing and analysis of ECG are analyzed in the master's thesis. The most effective method of processing and obtaining diagnostic information is the component detection of cardiac indicators by the method based on wavelet transformation. ECG classification was carried out into 4 classes with the help of machine learning, based on the random forest algorithm. The signal processing algorithm was implemented using the Matlab software package, classification in the Python language.

ЗМІСТ

ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	9
1.1 Актуальність проблеми серцево-судинних захворювань	9
1.2 Електрокардіографія	9
1.3 Нормальна електрокардіограма. Особливості ЕКГ здорової людини та хворої на серцево-судинні захворювання	10
1.4 Перешкоди під час запису ЕКГ	11
1.5 Огляд та аналіз існуючих методів обробки ЕКГ	13
1.6 Огляд та аналіз існуючих методів виділення інформативних ознак з ЕКГ	15
1.7 Класифікація ознак ЕКГ	15
1.8 Висновки до розділу 1	16
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	18
2.1. Метод обробки та аналізу ЕКГ-сигналу	18
2.2. Вейвлет-перетворення	18
2.3. Безперервне вейвлет-перетворення	21
2.4. Дискретне вейвлет-перетворення	23
2.5. Види аналізуючих функцій ВП	25
2.6. Попередня обробка ЕКГ-сигналу	27
2.7. Порогова обробка ВК при фільтрації сигналу	28
2.8. Оцінювання шуму в сигналі	28
2.9. Характеристики обробленого сигналу	29
2.10 Постановка задачі класифікації	30
2.11. Вибір методу класифікації	30
2.12 Висновки до розділу 2	31
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	32
3.1 Обробка і аналіз ЕКГ-сигналів	32
3.2. Вибір оптимальних параметрів ВП для видалення дрейфу ізолінії з	

ЕКГ	42
3.3. Алгоритм попередньої обробки ЕКГ	45
3.4. Алгоритм обробки ЕКГ	47
3.5. Точність локалізації PQRST-хвиль	55
3.6. Класифікація ЕКГ	56
3.7. Висновки до розділу 3	58
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	59
4.1 Охорона праці	59
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях	62
4.3 Висновки до розділу 4	65
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	66
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	68
ДОДАТКИ	71

ВСТУП

Електрокардіографія (ЕКГ) – це метод вивчення електричних явищ серцевого м'яза, що виникають внаслідок його функціонування. У сучасній діагностиці патологій серця часто застосовується метод електрокардіографічного дослідження. Цей спосіб має велику кількість переваг:

1. Діагностична цінність. Електрокардіографія дозволяє визначити ритм та частоту скорочень серця, розміщення електричної осі серця, його розміри, розташування та стан. На даний час існує велика кількість інформації з виявлення патологій з ЕКГ сигналу.

2. Не потребує великих витрат;

3. Зручність;

4. Неінвазивність та відсутність больових відчуттів;

5. Безпека, дослідження не викликає ускладнень та не має протипоказань.

Захворювання серця є актуальною медичною проблемою. За оцінками Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), щороку від серцевих захворювань (ССЗ) помирає приблизно 17,9 мільйона осіб, що становить 31% усіх глобальних випадків смерті, з яких 85% смертей сталися внаслідок ішемічної хвороби серця та інсульту [16, 17, 19, 20].

За допомогою методу електрокардіографічного дослідження, при подальшій обробці та аналізі, можна отримати необхідну інформацію про стан серця для виявлення патологічних захворювань людини.

Але метод ЕКГ має істотний недолік. Обробка електрокардіографічних даних - це трудомісткий і тривалий процес. Тому в даний час з'являється актуальність застосування комп'ютерних систем для підвищення ефективності та збільшення точності під час досліджень. [16, 17, 19, 20]

Також важлива проблема зберігання даних. Наприклад, при використанні пристрою моніторингу ЕКГ по Холтеру (безперервне зняття електрокардіограми протягом одної-двох діб), при якому одержуваний сигнал містить близько 100 тисяч кардіоциклів [2]. Використання методів стиснення в

таких системах дозволить скоротити обсяг даних для подальших маніпуляцій над ЕКГ-сигналом.

Вирішення проблеми автоматизованого аналізу ЕКГ відкриває нові можливості спостереження за пацієнтами, які перебувають у критичних ситуаціях, які потребують швидкого та оперативного обстеження, а також дасть можливість ранньої діагностики порушень серцевого м'яза.

Таким чином, існує необхідність розробки системи обробки кардіосигналу, що складається зі стиснення, згладжування та фільтрації даних. А також включає автоматизований і ефективний алгоритм пошуку діагностичних ознак у сигналі.

Існує безліч способів обробки кардіосигналу, такі як метод головних компонент, перетворення Фур'є, частотні фільтри і т.д. Але, для підвищення якості сигналу та достовірності виявлення елементів ЕКГ, за відхиленнями яких проводиться постановка діагнозу (PQRST-піки, QRS-комплекси), метод, з використанням теорії вейвлетів, є найефективнішим, а також корисним у подальшому аналізі.

Ця робота присвячена вивченню вейвлет-перетворень (ВП) з метою застосування для вилучення та опрацювання діагностичної інформації з ЕКГ сигналу.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Актуальність проблеми серцево-судинних захворювань

За результатами дослідження Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВО ОЗ) було отримано дані, що відображають основні причини смертності людей у світі. Серцево-судинні захворювання більшою мірою перевершують інші захворювання. Найбільш поширеною причиною смерті є ІХС, на яку припадає 16% від загальної кількості летальних випадків у світі. Найбільше зростання смертності в період з 2000 р. припало саме на це захворювання: до 2020 р. смертність від нього зросла майже до двох млн випадків і сягла 8,9 млн. Інсульт є другою провідною причиною смертності, на неї припадає приблизно 11% від загальної кількості смертей [22].

У разі хвороб серцево-судинної системи важливим є своєчасне виявлення даного стану. Існує кілька методів діагностики (ехокардіографія, комп'ютерна томографія тощо). Але найпоширенішим способом є електрокардіографічне дослідження. Це дослідження є найбільш доступним та інформативним, а також є діагностично значимою при різних патологіях.

1.2 Електрокардіографія

Існує велика кількість пристроїв [1], що дозволяють отримувати ЕКГ. Випуск першого кардіографа припадає на 1911 рік. Замість стандартних електродів використовувались великі солеві ванни. На відміну від сучасних пристроїв у ньому було лише три відведення. Запис сигналу проводився за допомогою оптичного реєстратора на спеціальному папері. Цей пристрій був габаритним і конструктивно складним. [3].

З часом розміри електрокардіографа зменшувалися. З'явилися багатоканальні апарати ЕКГ з мінімальною вагою та розширеним

функціоналом [19]. Система електрокардіографа стала автоматизованою, що дозволило проводити аналіз кардіограм значно швидше.

1.3 Нормальна електрокардіограма. Особливості ЕКГ здорової людини та хворої на серцево-судинні захворювання.

Поширення хвилі збудження по серцевому м'язі представляють у вигляді кривої електрокардіограми. Стандартний кардіоцикл ЕКГ-сигналу складається з 5 зубців (P, Q, R, S, T), які відповідають циклу роботи серця.

Зубець P відповідає за деполяризацію (збудження) міокарда передсердь. Інтервал PR - від початку P до настання деполяризації шлуночків, тривалість залежить від частоти скорочень серця.

QRS-комплекс відбиває деполяризацію шлуночків. Зубець Q показує реполяризацію (відновлення вихідного сигналу) передсердь та початок деполяризації перегородки між шлуночками. R-зубця має найбільшу амплітуду і відповідає за деполяризацію бічних стінок, а також верхівки шлуночків. Зубець S обумовлений деполяризацією основ шлуночків.

Комплекс QRST – час від початку деполяризації шлуночків до кінця їхньої реполяризації.

Зубець T та сегмент ST – реполяризації шлуночків. Таким чином, зубець P пов'язаний із збудженням по передсердям, а решта (Q, R, S, T) по шлуночку. ST - інтервал так само, як і QRS - комплекс, є діагностично значущим елементом ЕКГ. Відхилення QRS – комплексу може вказувати на некроз серцевого м'яза. Зміна інтервалу ST є ознакою ушкодження серця.

RR-інтервал – відбиває один серцевий цикл. За відсутності патологій всі сегменти, комплекси та зубці мають свій стандартний вигляд і повторюються кожен серцевий цикл без відхилень. [4]

Параметри ЕКГ – сигналу, що мають діагностичну значущість, є амплітуда та форма імпульсів у всіх кардіоциклах, довжина комплексу QRS, R-R, а також відхилення ST – інтервалу від ізолінії.

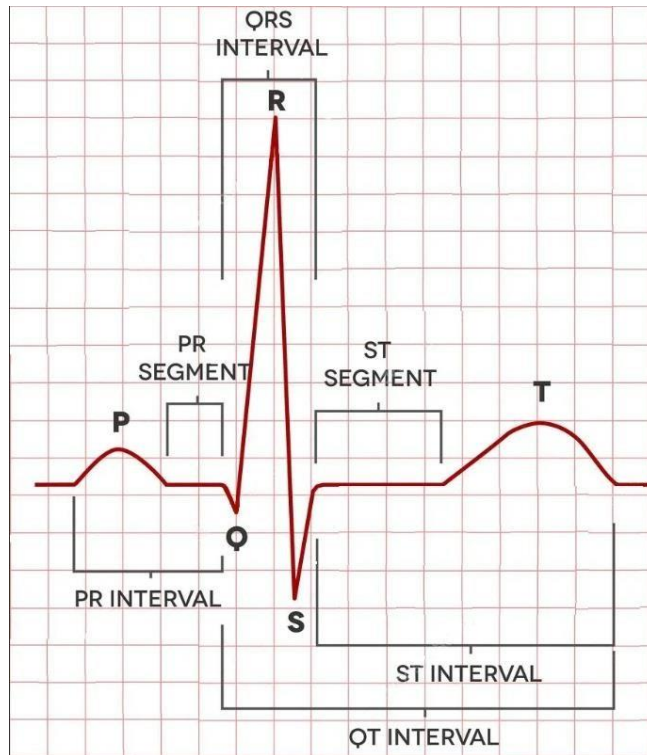


Рис. 1.1. Структура одного кардіоциклу кривої ЕКГ [3].

Але електрокардіосигнал – сигнал нестационарний і досить мінливий, крім того схильний до великої кількості перешкод різного походження.

Зміна кривої ЕКГ через перешкоди спотворює сигнал і може призвести до неправильного зчитування параметрів, що мають діагностичну значущість, що сильно вплине на точність встановлення діагнозу. Тому автоматизація обробки даних ЕКГ і зараз є серйозною проблемою.

1.4 Перешкоди під час запису ЕКГ

Як сказано раніше, ЕКС, при його реєстрації, схильний до великої кількості перешкод, і для їх усунення необхідно визначити джерело, вид та причину появи.

Класифікація перешкод:

1. По взаємодії інформативну частину сигналу;
2. За джерелом виникнення:

3. За частотними характеристиками;

За взаємодією на сигнал перешкоди бувають адитивні та мультиплікативні.

Адитивна перешкода підсумовується з корисною частиною сигналу та існує незалежно від наявності самого сигналу. Вона не змінює діагностично значну частину сигналу. Вплив адитивної перешкоди $n(t)$ на сигнал $s(t)$ описується формулою: $u(t) = s(t) + n(t)$

Мультиплікативна перешкода здатна змінити форму корисної частини сигналу. І значення впливу залежить від сигналу. Вплив на корисну частину сигналу $s(t)$ мультиплікативної перешкоди $m(t)$ представлений формулою: $u(t) = s(t)m(t)$.

За походженням ЕКГ перешкоди поділяються на такі групи:

1. Електродні перешкоди;
2. Перешкоди, спричинені електромагнітними полями;
3. Викликані внаслідок рухової активності (артефакти руху);
4. Що виникають при диханні пацієнта, дрейф ізолінії;
5. Викликані внаслідок електричної активності м'язових тканин.
6. Імпульсивна перешкода.

Електродні та електромагнітні перешкоди можуть бути ослаблені апаратними методами (нанесення на електроди струмопровідної пасти, зміна розташування електродів, частотна фільтрація тощо).

Перешкоди, викликані біологічною активністю, апаратними методами можна лише послабити, а повного усунення необхідна розробка алгоритму фільтрації сигналу.

Дрейф ізолінії є низькочастотним шумом. Суть проблеми полягає у випадковості появи та охоплення великої кількості серцевих циклів. Дрейф ізолінії заважає визначити поведінку сегментів кардіосигналу, зокрема ST - інтервалів.

Імпульсивні перешкоди є адитивними і мають властивість випадкової появи та зникнення протягом усього сигналу. Причиною виникнення

імпульсної перешкоди є відхилення, спричинені природними та промисловими впливами.

За частотними характеристиками всі перешкоди поділяються на два види:

1. Високочастотні;
2. Низькочастотні.

Кожна з перешкод може бути причиною помилкової діагностики захворювання під час аналізу ЕКГ сигналу.

Таблиця 1.1.

Вплив перешкод на діагностичну інформацію

Тип перешкод:	Можливий прояв перешкоди на сигналі:	Можливе помилкове розшифрування:
Артефакти рухової активності	Патологічний вигляд QRS – комплексу.	Порушення серцевого ритму. Блокада шлуночкової провідної системи.
Дрейф ізолінії	Зміщення та видозміна ST-інтервалу	Пошкодження міокарда.
Імпульсивні перешкоди	Видозміна ST - інтервалу, QRS - комплексу і т.д.	Ішемічна хвороба.
Електродні перешкоди	Зменшення або збільшення амплітуд зубців.	Порушення серцевого

Таким чином, види перешкод можуть спричинити великі похибки при виділенні інформативної частини сигналу, що призведе до втрати діагностичної інформації або неточностей при постановці діагнозу. Тому створення алгоритму фільтрації ЕКГ – сигналу є актуальним завданням.

1.5 Огляд та аналіз існуючих методів обробки ЕКГ

Розробка автоматизованого алгоритму обробки та аналізу кардіосигналу визначає функціональні можливості діагностики, що впливає на справедливість діагностичної інформації для подальшого виявлення патологій серцево-судинної системи пацієнта.

В даний час існує безліч алгоритмів та підходів до обробки та аналізу ЕКГ-сигналів, що можна підтвердити великою кількістю наукових статей та робіт, присвячених даній темі [12].

Будь-який сигнал, у тому числі і ЕКГ, у найпростішій моделі, представляє сукупність певної корисної частини сигналу та різноманітних перешкод (стаціонарна випадкова послідовність, що має постійний спектр на всіх частотах). Крім того, зі зростанням обсягу інформації, що зберігається і обробляється, автоматизована обробка сигналу є актуальним завданням.

У разі реальної реєстрації ЕКГ, модель корисного сигналу невідома. Тому для обробки даних алгоритм, що базується на передобробці модельним сигналом [14], не зберігатиме повну картину діагностичної інформації.

Одним із найпростіших способів обробки кардіосигналу є частотний фільтр. Однак, оскільки діапазон частот корисного сигналу перетинається із частотами перешкод, важко встановити частоту зрізу, яка б повністю відокремила сигнал ЕКГ від шуму. Використання низької частоти зрізу призведе до фільтру, який зможе повністю усунути перешкоди ізолінії, тоді як використання високої частоти зрізу призведе до спотворення сегмент ST [16].

Варто згадати фільтр Савицьки-Голея – згладжуючий фільтр найменших квадратів [6]. Але він ефективно справляється лише із завданням видалення ефекту дихання з ізолінії.

Також існують методи, засновані на розкладанні сигналу по ортогональних функціях. Стиснення сигналу за засобами розкладання в ряд Фур'є, перетворення Хаара ефективно справляється з цим завданням, але вимагає великої кількості обчислень [7], [13]. Крім цього, при обробці сигналу, що реєструється в режимі реального часу, виникає проблема необхідності попереднього виділення кардіоциклів.

Іншим способом очищення ЕКГ від перешкод є використання вейвлет-перетворення. Метод, заснований на ньому, ефективно справляється із завданням щодо обробки ЕКГ-сигналу. Вейвлет-аналіз дозволяє забезпечити

мінімізацію ймовірності діагностичних помилок у зашумленому сигналі, а також вносить незначні зміни до ознак PQRST.

1.6 Огляд та аналіз існуючих методів виділення інформативних ознак з ЕКГ

Найбільшу діагностичну цінність в електрокардіограмі має форма та висота QRS-комплексу, а також Р та Т хвиль. На даний момент часу існує безліч методів виділення вищеперелічених ознак з кардіосигналу.

Усі методи можна розділити на такі групи: алгоритми аналізу у тимчасовій області, алгоритми частотно-часового перетворення, алгоритми класифікації ЕКГ [4]. Алгоритми класифікації ЕКГ ґрунтуються на методах машинного навчання.

Алгоритми аналізу ЕКГ у тимчасовій області ґрунтуються на припущенні за висотою амплітуди R-хвилі, а також швидкої зміни сигналу. На основі методу витягують значення R-зубця в певній координаті, коли перші похідні сигналу більше за певний поріг. Алгоритм підходить для сигналів, що реєструються в реальному часі, але не мають достатньої стійкості.

Частотно-часові алгоритми ґрунтуються на застосуванні будь-яких частотно-часових перетворень після передобробки ЕКГ сигналу. Наприклад, алгоритм на основі перетворення Фур'є, який пов'язує тимчасовий сигнал з його частотним поданням та дає можливість пошуку частотних компонентів сигналу [5]. Але з мінусів такого методу те, що при нестандартних QRS-комплексах неможливо визначення Q, S піків.

Також до частотно-часових алгоритмів належать методи на основі вейвлет-перетворень [13]. Вейвлет-аналіз є багатомасштабним, що робить його оптимальним для дослідження особливостей ЕКС.

1.7 Класифікація ознак ЕКГ

У системах з автоматизованого аналізу електрокардіограми одним із основних завдань є класифікація QRS-комплексів. За результатами даного етапу відбувається дослідження порушення ритмів серцевого м'язу, і навіть постановка можливого захворювання.

Такий аналіз може вирішувати завдання розпізнавання таких патологій, як аритмія, оцінка усунення ST-інтервалу ЕКГ та варіабельність серцевого ритму [10].

Основною ознакою для аритмій є інформація про довжину між послідовністю QRS-комплексів, а також вид форм цих комплексів. Найбільшою ефективністю при розпізнаванні цієї патології є спектральні та кореляційні методи [11].

Відхилення ST-інтервалу щодо ізолінії також є діагностичною ознакою присутності ішемій міокарда. Оцінку величини зміщення, а також форми ST-інтервалу обчислюють визначенням типу форми комплексів на попередніх етапах аналізу.

Класифікація за ознаками форми QRS-комплексів. Для кожного комплексу обчислюються наступні ознаки тривалість сплеску, зміщення ізолінії, розмах, площа. Порівняння форм двох комплексів провадиться за допомогою критерію близькості.

Існує класифікація на основі компонентів спектрального розкладання з використанням швидкого Фур'є-перетворення. Компоненти амплітудного спектра є ознаками форм QRS-комплексів [8].

Також один із методів - класифікація на основі взаємної кореляції форм, що відстежує узгоджену зміну ознак. Але цей спосіб має низьку ефективність, оскільки похибки більші навіть за відсутності перешкод у сигналі.

1.8 Висновки до розділу 1

В даний час існує ряд ознак ЕКГ, що мають діагностичну значущість, правильне виділення яких досі становить складність, особливо в умовах перешкод.

Методика обробки та аналізу ЕКС повинна включати фільтрацію даних, а також пошук діагностичних ознак у сигналі з подальшою класифікацією.

Створення автоматизованого алгоритму є актуальним завданням, вирішення якого відкріє нові можливості для моніторингу пацієнтів для діагностики порушень у роботі серця.

Таким чином, основна мета даної роботи – створення алгоритму з використанням вейвлет-перетворення для вилучення та обробки діагностичної інформації з ЕКГ сигналу, адаптованого на портативний бездротовий пристрій моніторингу ЕКГ для дослідження серцевої активності протягом тривалого періоду часу.

Даний алгоритм має бути автоматизований, забезпечити ефективність обробки, а також достовірно визначати компоненти кардіосигналу.

Щоб досягнути мети необхідно вирішити наступне:

1. Вибір оптимальних параметрів вейвлет-перетворення для обробки та аналізу ЕКС;
2. Розробка алгоритму шумозаглушення та видалення артефактів сигналу.
3. Розробка алгоритму виділення інформативних ознак ЕКГ;
4. Аналіз ефективності розробленого алгоритму. Точність локалізації PQRST – комплексів;
5. Класифікація ЕКГ.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1. Метод обробки та аналізу ЕКГ-сигналу

Методи обробки та аналізу кардіосигналу можна розділити на три етапи: попередня обробка сигналу, обробка, а також класифікація за параметрами.

На першому етапі з сигналу видаляються артефакти та низькочастотні перешкоди (дрейф ізолінії), після чого проводиться фільтрація сигналу від шумів (високочастотної складової сигналу). Під час обробки сигналу дуже важливо видалити всі перешкоди та не пошкодити корисну частину сигналу. Результатом буде стиснена та згладжена ЕКГ-крива.

Наступний етап – обробка, тобто виділення інформативних ознак, що несуть діагностичну цінність: вилучення розташування, амплітуди PQRST-зубців та виділення необхідних комплексів та інтервалів.

Етап класифікації ЕКГ за параметрами є дослідження на відхилення сигналу від норми. На основі попереднього етапу проводиться поділ виділених ознак за параметрами. При аналізі проводиться оцінка амплітуди, ширини зубців у кожному кардіоциклі, відстань між ними, варіабельність серцевого ритму, форма інтервалів та комплексів.

2.2. Вейвлет-перетворення

Одним із видів спектрального аналізу сигналу є вейвлет-перетворення. В даний час цей спосіб дуже затребуваний у багатьох галузях науки завдяки можливості дослідження сигналу і в частотній, і в часовій області [9]. Якщо провести порівняння із аналізом Фур'є, то використання вейвлетів дозволяють точніший опис локальних особливостей сигналу, тобто встановлення локально координат, де частотні складові швидко змінюються.

Вейвлет-перетворення має велику ефективність при застосуванні до нестационарних сигналів, ЕКГ-сигнал є одним з таких. Також кардіосигнал складається з безлічі складних частотно-часових характеристик, аналіз яких при використанні звичайних методів неможливий.

Вейвлет – функція певної форми, має наступні властивості:

1. Локалізація і за часом і за частотою;
2. Нульове середнє (функція закономірності по осі часу і має нульову площу):

$$\int_{-\infty}^{\infty} T(t) dt = 0$$

3. Обмеженість:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |T(t)|^2 dt < \infty$$

де $T(t)$ – вейвлет.

Вплив вейвлет-перетворення на сигнал полягає в його розташуванні базисом за допомогою масштабування і зрушень по часовій осі. Базисом при ВП є одна з аналізуючих функцій (материнський вейвлет).

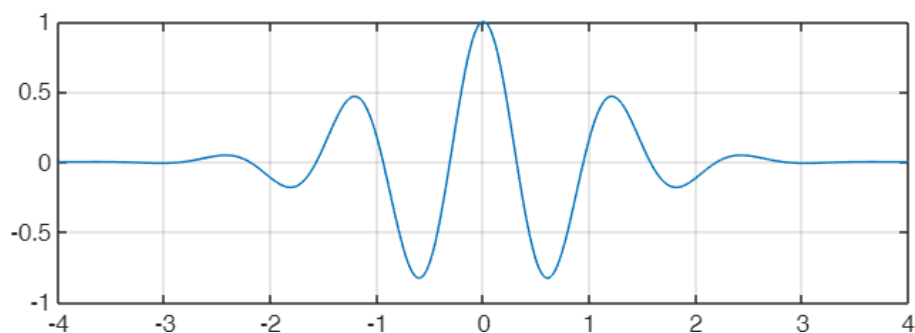


Рис. 2.1. Приклад аналізує функції, вейвлет Морле.

Масштабування вейвлету означає його розтяг або стиск, що дозволяє досліджувати весь частотний спектр сигналу. Чим більший коефіцієнт (a), тим більше розтягується вейвлет.

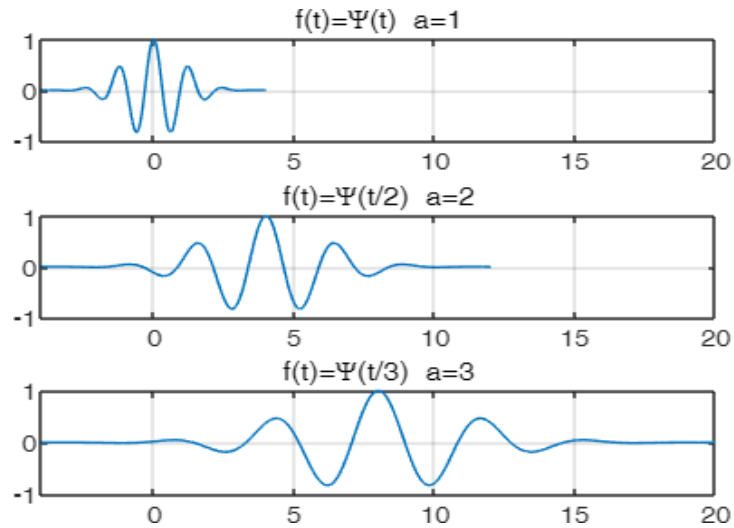


Рис. 2.2. Масштабування вейвлету Морле

Чим більше розтягнутий вейвлет, тим довша частина сигналу, з якою він порівнюється, і тим грубіше характеристики сигналу, що вимірюються коефіцієнтами вейвлета.

Таким чином, існує відповідність між масштабами вейвлетів та частотою, виявлена за допомогою вейвлет-аналізу. Високі значення масштабу дозволяють отримати інформацію про низькочастотну складову сигнал (повільно мінючі характеристики), а низькі значення – про високочастотну складову (швидко змінюють деталі).

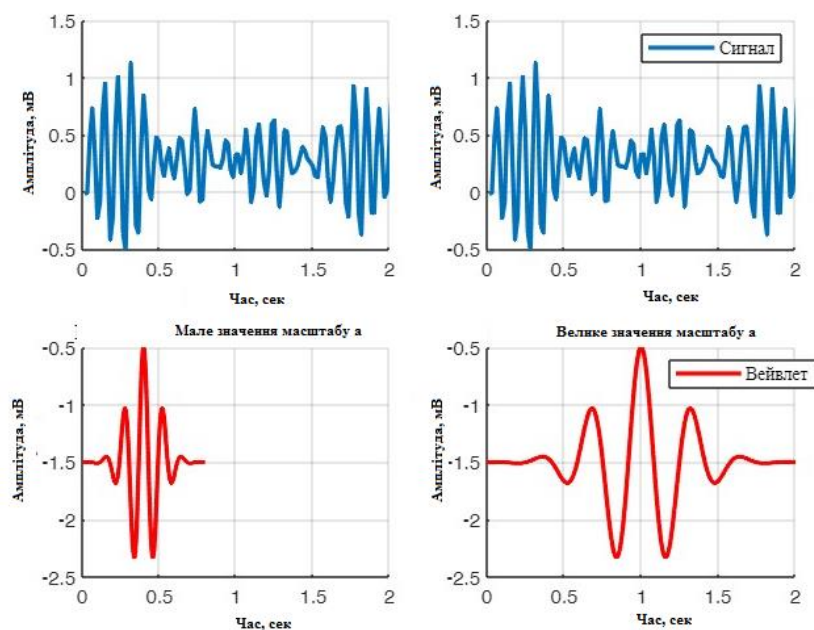


Рис. 2.3. Масштабуючий коефіцієнт та частота

Зсув вейвлету означає прискорення або затримку його наступу на проміжок часу k .

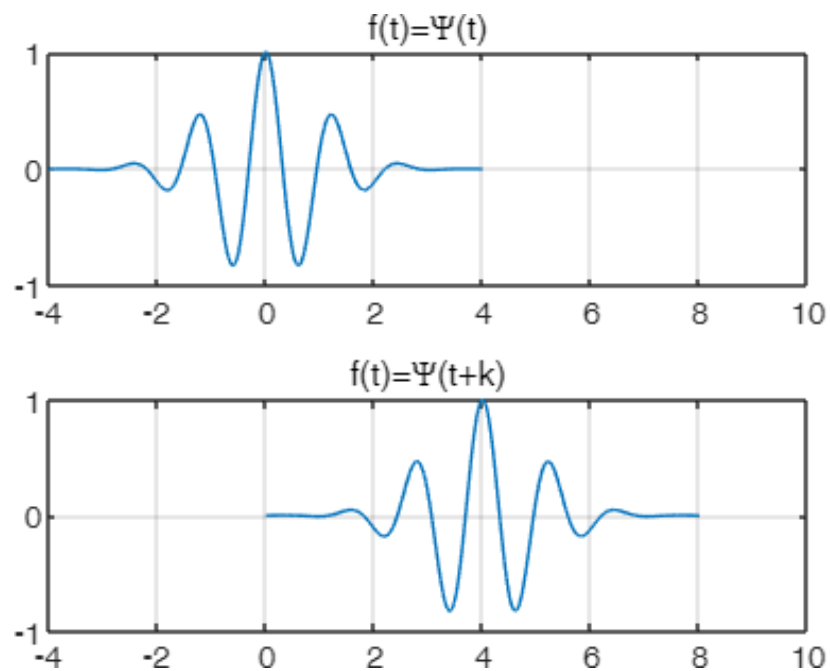


Рис. 2.4. Зсув вейвлету Морле

Вейвлет-перетворення буває двох типів: дискретне (ДВП) та безперервне (НВП).

2.3. Безперервне вейвлет-перетворення

Безперервним вейвлет перетворенням є функція від двох незалежних змінних (масштабний коефіцієнт та зсув) [7]:

$$C(r, a) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) T \left[\frac{t-r}{a} \right] dt$$

$$a \in R; r \in R$$

де a - масштабний коефіцієнт, $f(t)$ - оброблюваний сигнал, t - часова вісь, r - момент часу.

Таким чином, результат БВП - сума сигналу за весь період часу, помноженого на масштабовані та зрушені по всій осі t вейвлети.

Алгоритм безперервного вейвлет-перетворення (Рис. 2.5):

1. Завдання початкового інтервалу для вейвлета та обчислення значення $C(\tau, a)$;
2. Послідовний зсув інтервалу для вейвлета по всій тимчасовій області аналізованого сигналу та обчислення $C(\tau, a)$ на кожному інтервалі;
3. Масштабування вейвлета та повторення попередніх пунктів для нового масштабу;
4. Повторення 1-4 пунктів для перебору всіх масштабів.

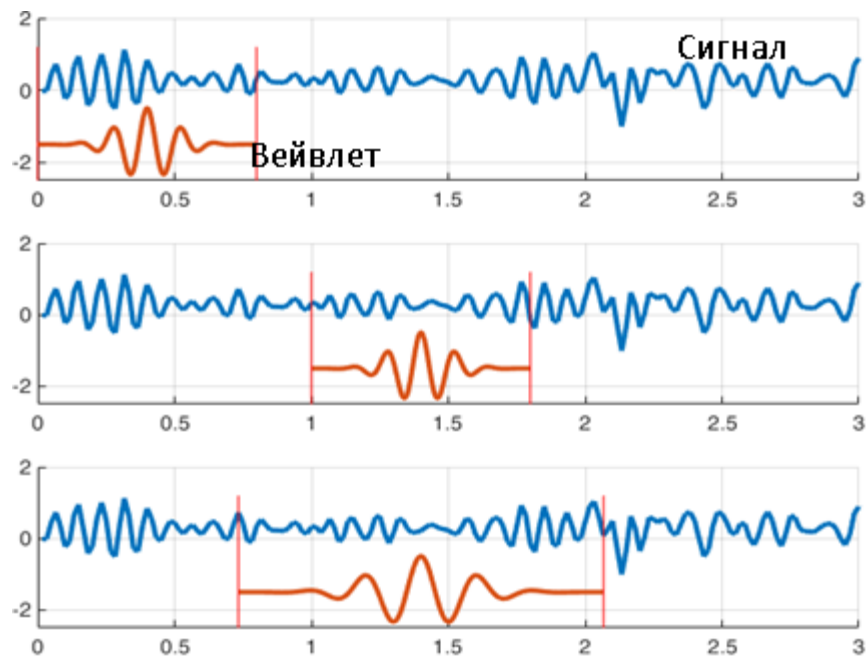


Рис. 2.5. Алгоритм БВП

Відновлення сигналу після БВП здійснюється за формулою:

$$f(t) = \frac{1}{C_W} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} C(r, a) \frac{1}{a^2} T\left[\frac{t-r}{a}\right] dr da$$

де C_W – коефіцієнт, який залежить від вибору материнського вейвлета і задовільняє нерівності:

$$C_W = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty$$

Безперервне вейвлет перетворення працює в будь-якому масштабі: від вихідного сигналу до деякого максимального масштабу, який визначається залежно від необхідності в аналізі або обчислювальної потужності. Також НВП безперервний з погляду зсуву, тобто материнський вейвлет рухається тимчасовою осі, охоплюючи всю область аналізуючого сигналу.

2.4. Дискретне вейвлет-перетворення

Обчислення вейвлет-коефіцієнтів у всіх можливих масштабах є дуже об'ємною та довгою роботою.

Ще один варіант вейвлет-аналізу - дискретне вейвлет перетворення. У ДВП обчислення виробляються не у всіх можливих масштабах і зсувах, а в їх підмножині, на ступенях двійки:

$$a = 2^j; r = k2^j; (j, k) \in \mathbb{Z}^2$$

З умовою попарної ортогональності зрушень на тому самому значенні масштабу.

У цьому випадку аналіз буде більш ефективним і при цьому мати таку ж точність, що і з використанням БВП.

На основі ДВП існує алгоритм швидкого вейвлет-перетворення (ШВП), процес декомпозиції при якому згідно ідеї кратномасштабного аналізу, можна представити у вигляді розподілі сигналу на дві частини: апроксимуючу $f_1(x)$ і деталізуючу $e_1(x)$. Отримана апроксимуюча функція є низькочастотною складовою сигналу, а деталізуюча – високочастотна:

$$f(x) = f_1(x) + e_1(x) = \sum_k c_{1,k} \varphi_{1,k}(x) + \sum_k d_{1,k} T_{1,k}(x)$$

де $\varphi(x)$ -масштабуюча функція, з одиничним інтегралом $\int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) dt = 1$

В результаті отримуємо два набори коефіцієнтів: апроксимуючі $c_{1,k}$ та деталізуючі $d_{1,k}$. Процес декомпозиції може повторюватись, тобто переходити на наступний рівень шляхом розкладу $f_1(x)$, $f_2(x)$ і т.д. Внаслідок таких дій сигнал розбивається на компоненти з нижчою роздільною здатністю (рис. 2.6.).

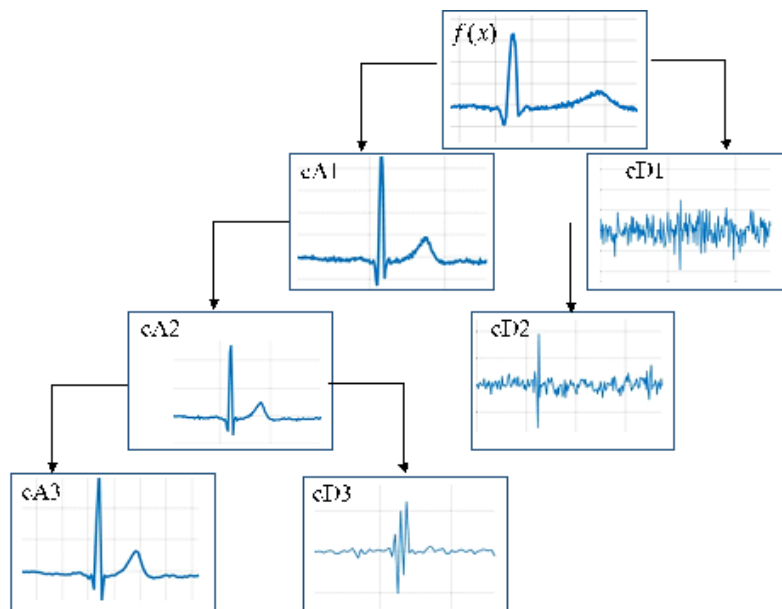


Рис. 2.6. Процес декомпозиції ЕКГ-сигналу

Таким чином ДВП має всі корисні властивості, як і БВП, але не вимагає меншої обчислювальної потужності, є швидшим і не потребує збереження більшої кількості інформації. Також аналізована функція є дискретним набором кардіоданих. Ці фактори є основними при виборі ДВП як методу обробки і аналізу ЕКС.

2.5. Види аналізуючих функцій ВП

Вибір аналізуючої функції є важливим, так як кожен вейвлет має свої властивості, область застосування і особливості в частотно-часовому просторі. В залежності від виду цієї функції при ВП точність і повнота виділення необхідних властивостей з аналізованого сигналу може сильно змінюватись.

Основні критерії аналізованої функції [7]:

- Присутність компактного носія і швидкість зникання Ψ та φ (якщо такі є).
- Симетричність чи асиметричність Ψ .
- Регулярність, яка впливає на відновлення після ВП.
- Зникаючі моменти Ψ та φ (в разі їх наявності), що впливає на стис сигналу.

Для можливості застосування БВП аналізуюча функція повинна мати наступні властивості: існування масштабуючої функції φ ; ортогональність чи біортогональність аналізу.

Класифікація вейвлетів:

- Вейвлети Гауса, Морле та «мексиканський капелюх». Їх властивості: φ не існує, неортогональний аналіз, відсутність компактного носія Ψ , відновлення не гарантоване, симетричність. Головним недоліком є неможливість використання БВП.

- Вейвлети Мейера та дискретні: φ існує, ортогональний аналіз, відсутність компактного носія φ і Ψ , гарантія відновлюваності відсутня, симетричність. Головний недолік аналогічний попереднім.

- Вейвлети Добеши (dbN), симлети (symN), койфлети (coifN): існування φ , ортогональний аналіз, наявність компактного носія φ і Ψ , нульових моментів Ψ , можливість використання БВП, не є симетричними;

- Симлети не є симетричними, але наближаються до цього;

- Койфлети є симетричними ВФ.

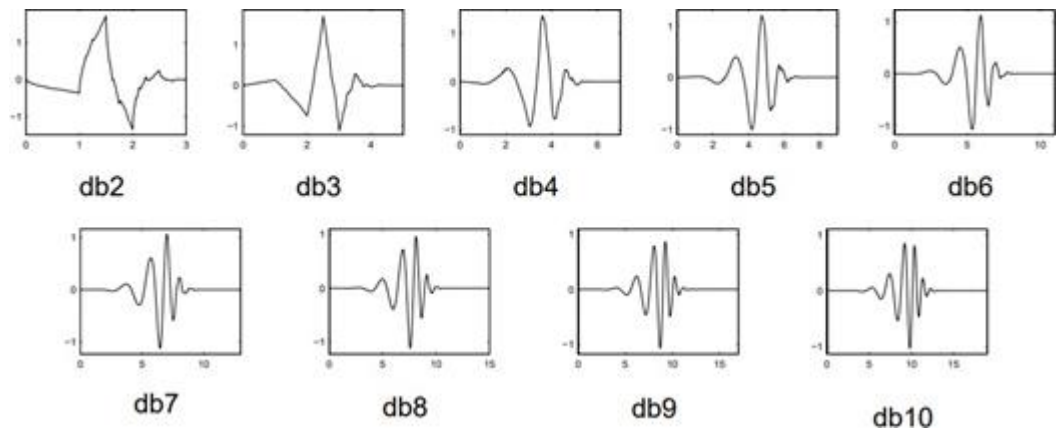


Рис. 2.7. Сімейство вейвлет функцій Добеши.

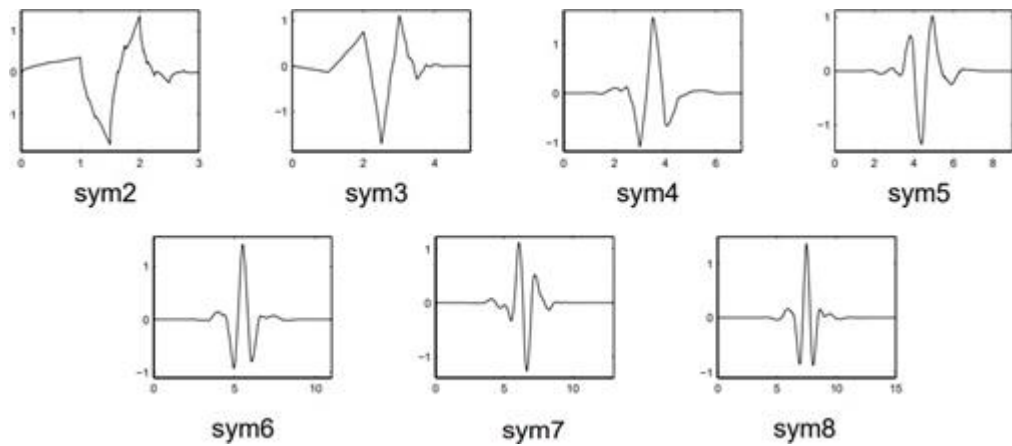


Рис. 2.8. Вейвлет-функції симлет

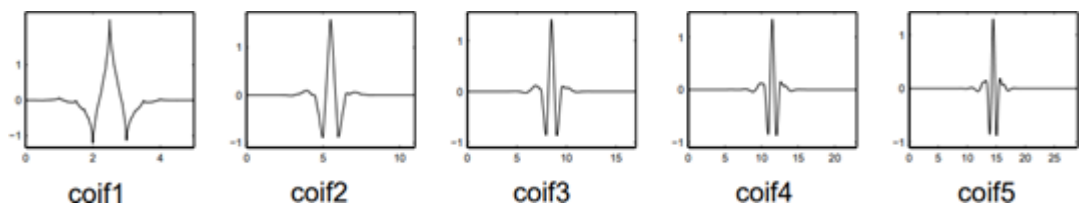


Рис. 2.9. ВФ койфлети

- Біортогональні вейвлети (biorNr.Nd): існує φ ; біортогональний аналіз; φ і Ψ мають компактний носій, нульові моменти, є регулярними та симетричними (рис. 2.10). Можливе застосування БВП. Недолік: відсутність ортогональності.

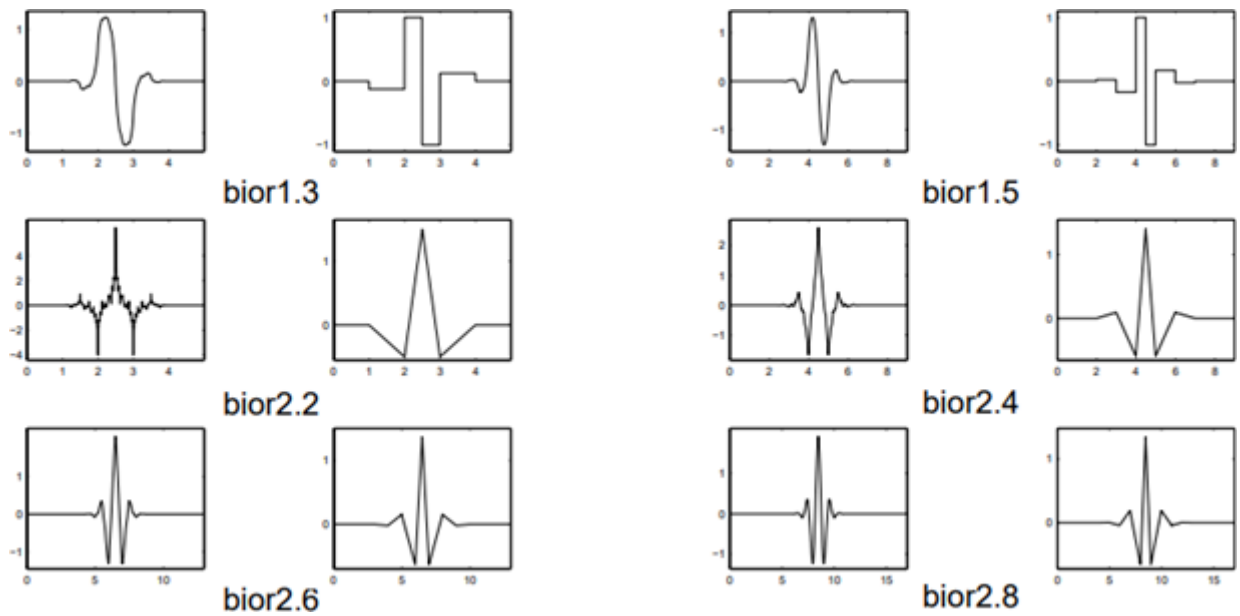


Рис. 2.10. Частина сімейства biorNr.Nd

Також існують інші набори ВФ, але інтерес представляють вейвлети, які підтримують застосування БВП.

2.6. Попередня обробка ЕКГ-сигналу

Процес складається з: видалення артефактів, дрейфу ізолінії, фільтрація. На цьому етапі потрібно отримати стиснутий і згладжений сигнал без пошкодженої корисної частини.

Ідея застосування БВП до обробки полягає у розкладі ЕКГ-сигналу на апроксимуючі та деталізуючі коефіцієнти з наступним їх перерахунком або обнуленням на певних рівнях декомпозиції:

1. Підбір оптимального рівня та вибір аналізуючої функції.
2. Обчислення коефіцієнтів декомпозиції: $cA_N, cD_N, cD_{N-1}, \dots, cD_1$.
3. Аналіз і обробка коефіцієнтів.
4. Відновлення ЕКГ-сигналу по опрацьованим коефіцієнтам розкладу.

Для ефективності розв'язання задачі обробки сигналу необхідно правильно оцінити частотну складову завад, і для кожної з них вибрати тип порогової обробки.

2.7. Порогова обробка ВК при фільтрації сигналу

Оптимальний алгоритм фільтрації сигналу вимагає порогової обробки, відносно якої з сигналу відкидаються або модифікуються елементи. Існує два види порогового значення: м'яке і жорстке. У кожному з випадків обчислення залежить від правила вибору: адаптивне, евристичне, мінімакний поріг тощо.

Порогове значення задається для кожного коефіцієнта індивідуально, що дає можливість побудови алгоритму фільтрації з більшою ефективністю.

При використанні жорсткої порогової обробки коефіцієнти деталізації, максимальні або рівні по моделю значенню величини порогу t , залишаються, а мінімальні прирівнюються до нуля.

$$f(x) = \begin{cases} x, & |x| \geq t; \\ 0, & |x| < t. \end{cases}$$

М'яка порогова обробка відрізняється тим, що також відбувається зменшення по модулю коефіцієнтів, які залишились, на значення t :

$$f(x) = \begin{cases} x - t, & |x| \geq t; \\ 0, & |x| < t; \\ x + t, & |x| \leq t. \end{cases}$$

2.8. Оцінювання шуму в сигналі

Шум в сигналі є випадковою величиною, кількісна оцінка якого розраховується статистичними показниками. Для відносної оцінки сигнал/шум SNR використовують наступний вираз:

$$SNR = 20 \log_{10} \frac{A_S}{A_N}.$$

де A_S , A_N – середньоквадратичне відхилення амплітуд корисного сигналу і шуму, відповідно.

Чим менше значення SNR , тим більше шум впливає на сигнал.

Для оцінки, в данній роботі, в якості корисної частини сигналу і шуму будемо використовувати апроксимуючі та деталізуючі коефіцієнти першого рівня.

2.9. Характеристики обробленого сигналу

Наступним етапом після обробки сигналу є його класифікація. Так як для вирішення задачі класифікації методом машинного навчання (МН) необхідно подавати репрезентативні ознаки в алгоритм, постає задача вибору вектора найбільш важливих ознак, отриманих з опрацьованого раніше ЕКГ-сигналу.

Для виявлення порушень ритму в ЕКГ потрібно використовувати ознаки, які базуються на RR -інтервалі та довжина QRS -комплексу:

- RR -інтервал між сусідніми кардіоциклами та середнє значення RR -інтервалів по всій ЕКГ-кривій;

- довжина QRS комплексу послідовним і наступним кардіоциклом і середнє значення довжини QRS комплексів на реєстрограмі ЕКГ.

Для порушень ССС таких, як ІХС, інфаркт, гіпертрофія шлуночків чи передсердь, також потрібно враховувати амплітуду всіх хвиль ЕКГ (Q, R, S, T) та довжини інтервалів (PR, ST, QT, T, QRS, RR).

Всі ознаки у сукупності є набором для класифікації та несуть діагностичну цінність інформації для клінічних заключень.

2.10 Постановка задачі класифікації

Розробити класифікатор ЕКГ, який буде класифікувати ЕКГ-сигнал за 4 хворобами ССС: порушення ритму, екстрасистоля, ішемія, гіпертрофія шлуночків.

На його вхід подаються показники отримані з ЕКГ кривої після обробки сигналу.

2.11. Вибір методу класифікації

Для розв'язання задачі класифікації ЕКГ було вибрано алгоритм випадкового лісу. Рішення приймається на основі голосування по більшості. Побудова дерева відбувається наступним чином (рис. 2.11):

1. По підмножині вхідного набору даних будується дерево. Кожне дерево має свою підмножину.
2. Для навчання, випадково, вибирається підмножина ознак для кожного дерева.

За заданим критерієм ми вибираємо найкращу ознаку для розгалуження дерева.

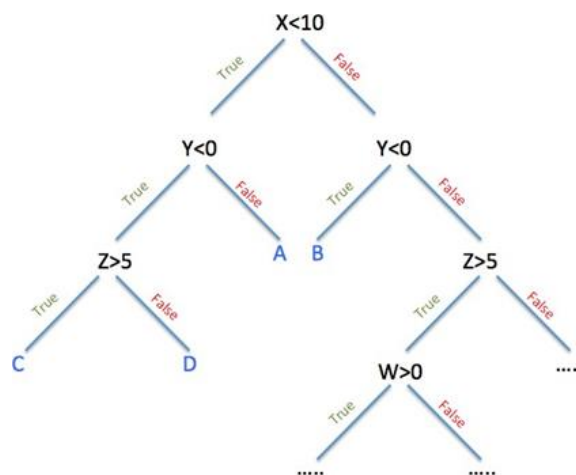


Рис. 2.11. Структура дерева

Перевагою цього алгоритму є його гнучкість та висока точність, також робота з великою кількістю даних та при відсутності значної частини інформації.

2.12 Висновки до розділу 2

Обробка та аналіз ЕКГ-сигналу поділяється на три етапи: попереднє опрацювання, обробка, класифікація ЕКГ.

Найбільш ефективним методом є метод оснований на застосуванні швидкого вейвлет перетворення. Для класифікації ЕКГ високу точність має машинне навчання при застосуванні алгоритму випадового лісу.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1 Обробка і аналіз ЕКГ-сигналів

3.1.1 Опис пристрою

В основі пристрою лежить мікроконтролер ATmega328 [21]. Для зв'язку пристрою зі смартфоном використовується протокол Bluetooth 4.0, за це відповідає чіп CC2541 [23]. Положення пацієнта у просторі та його активність визначаються за допомогою IMU-сенсора MPU-9250 [25].

Основною частиною є датчик, який здійснює зчитування біопотенціалів за трьома електродами. Електроди є багаторазовими і не потребують нанесення рідини для покращення провідності. Вони виготовляються із медичної нікельованої сталі.

Весь пристрій знаходиться всередині силіконової оболонки, яка закріплена на пластирі. Він має клапан для відкачування повітря, завдяки якому забезпечується щільний контакт внутрішньої поверхні, на якій розташовані електроди, зі шкірою людини.

Пристрій здійснює накопичення інформації з датчика протягом певного часу, після чого відсилає цей буфер на смартфон для подальшого аналізу. Як поліпшення системи, передбачається перехід на потужніший обчислювальний пристрій для розміщення на ньому повного алгоритму. На даний момент пристрій робить первинну фільтрацію і надсилає свідчення на спеціальний додаток, встановлений у телефоні пацієнта. Далі проводиться основний аналіз даних, і за результатами, у разі виявлення патологій, проводиться сигналізація на пристрої (вібрація), а також надсилання спливаючих повідомлень на смартфони пацієнта, його родичів та лікаря.

Розташування електродів на пластирі є нетиповим, тому в результаті тривалого дослідження було підібрано поправочні коефіцієнти, що дозволяють

порівнювати результати з даними у стандартному відведенні. Для видалення шумів і перешкод, викликаних будь-якими механічними впливами на пристрій, використовується розклад за допомогою вейвлет-перетворень. Крім того, пристрій дозволяє аналізувати накопичені дані протягом тривалого часу.

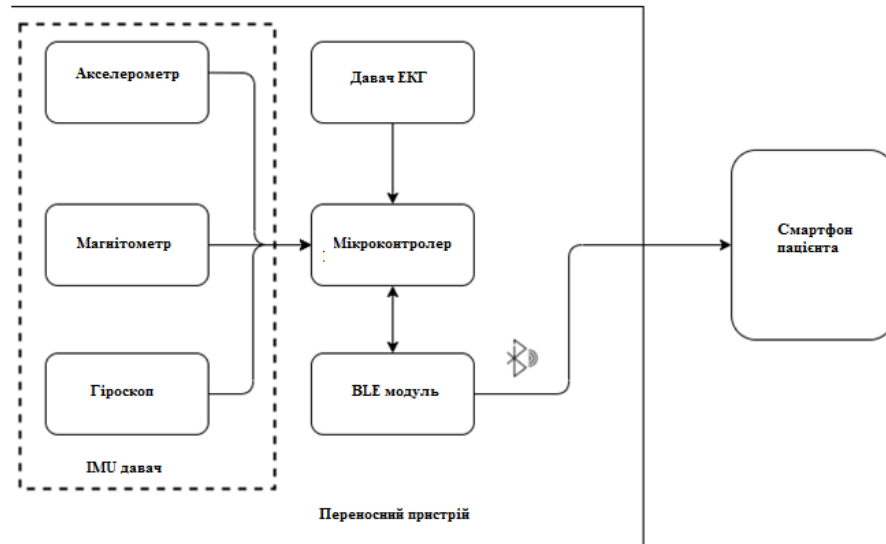


Рис. 3.1 Функціональна схема пристрою



Рис. 3.2. Вакуумний пластир (лівий малюнок) та прототип пристрою (правий малюнок).

3.1.2. Блок-схема програмного комплексу

Сигнал реєструється з пристрою, після чого проходить процедуру попередньої обробки, до якої входить фільтрація, видалення артефактів сигналу та виведення дрейфу ізолінії. Наступним кроком є детектування PQRST – хвиль

сигналу та виділення всіх інформативних ознак. На основі вилучених ознак з використанням методів МН проводиться класифікація ЕКГ для визначення діагнозу.



Рис. 3.3 Блок-схема програмного комплексу

3.1.3 Вибір оптимальних параметрів ВП для фільтрації ЕКГ

Попереднє опрацювання та обробка ЕКГ реалізується у програмному пакеті Matlab з використанням бібліотеки Wavelet Toolbox [7].

Видалення перешкод із збереженням корисної частини сигналу можливе лише при правильному доборі параметрів вейвлет-перетворення. Дослідження на ефективність фільтрації в залежності від параметрів ВП реалізовуватиметься з використанням штучно зашумленого сигналу (додавання адитивної та мультиплікативної завади) з різним значенням SNR .

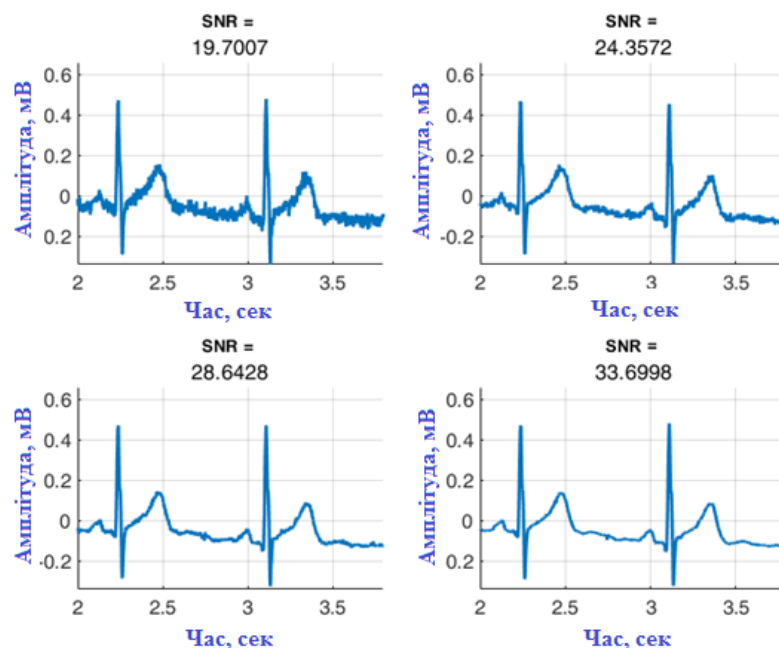


Рис. 3.4. Штучно зашумлені ЕКГ

У вирішенні задачі вибору оптимальних параметрів використовується середньоквадратичне відхилення (СКВ) помилки фільтрації (абсолютне значення різниці між сигналом до зашумлення та сигналу, з додаванням шумової компоненти, який пройшов процедуру фільтрації) як чисельна оцінка рівня очищення сигналу, а максимальне значення цієї помилки – оцінка ступеня збереження корисної частини сигналу.

Для реалізації фільтрації сигналу можливі кілька варіантів реалізації алгоритму ДВП у бібліотеці Wavelet Toolbox [7], розглянемо кожен окремо:

1. Вбудована функція `wdenoise(X, level)`.

Порогова обробка сигналу (X) до певного рівня (`level`) проводиться за допомогою емпіричного методу Байєса з використанням вейвлет-функції `sym4`.

Мінус методу без можливості застосування інших вейвлет-функцій як базис, тому `wdenoise` може недостатньо добре працювати з сигналами, що мають відмінні від `sym4` локальні особливості.

2. Вбудована функція `wdencomp('gbl'/'lvl', X, wname, level, thr, sorh, keepapp)`

Функція застосовується до вихідного сигналу (X) до рівня вейвлет-розкладання, на вхід потрібно вказати вид порогової обробки (локальний ('lvl') або глобальний ('gbl')), що аналізує вейвлет-функцію (`wname`), порогове значення (`thr`), спосіб його установки (`sorh`), а також тип взаємодії з апроксимуючими коефіцієнтами (`keepapp`).

3. Пряме відновлення сигналу після дискретного вейвлет-розкладання: До вихідного сигналу застосовується вбудована функція `wavedec(X, level, wname)`. На виході структура розкладання сигналу до рівня рівня у вигляді коефіцієнтів декомпозиції $cAN, cDN, cDN-1, \dots, cD1$ та довжини (L) кожного з коефіцієнтів (C).

Далі відбувається вилучення апроксимуючих та деталізуючих коефіцієнтів з використанням функцій `appcoef(C, L, wname)` та `detcoef(C, L, wname)` відповідно.

Останнім кроком буде відновлення сигналу за коефіцієнтами з використанням `rscoef('a', cAlevel, wname, level, довжина вихідного сигналу)`, де 'a', вказує, за яким із коефіцієнтів йде відновлення (в даному випадку апроксимуючих), деталізуючі коефіцієнти прирівнюються до нуля.

Мінусом цього методу є затримка сигналу внаслідок перетворень над ним, що потребує додаткових операцій. Також немає можливості вибирати граничне значення, що може призвести до спотворення корисної частини сигналу або недостатнього очищення від перешкод.

4. Вейвлет-декомпозиція з пороговою обробкою вейвлет-коефіцієнтів та відновлення сигналу щодо їх модифікації:

Сигнал проходить процедуру вейвлет-декомпозиції `wavedec(X, level, wname)`, до коефіцієнтів розкладання якого застосовується функція `wdencomp('gbl'/'lvl', C, L, wname, level, thr, sorh, keepapp)` для порогової обробки і відновлення сигналу.

За результатами дослідження (рис. 3.5), найоптимальнішим варіантом фільтрації сигналу є четвертий алгоритм (вейвлет-декомпозиція з пороговою обробкою вейвлет-коефіцієнтів та відновлення сигналу щодо їх модифікації). Далі необхідно підібрати параметри для покращення результату.

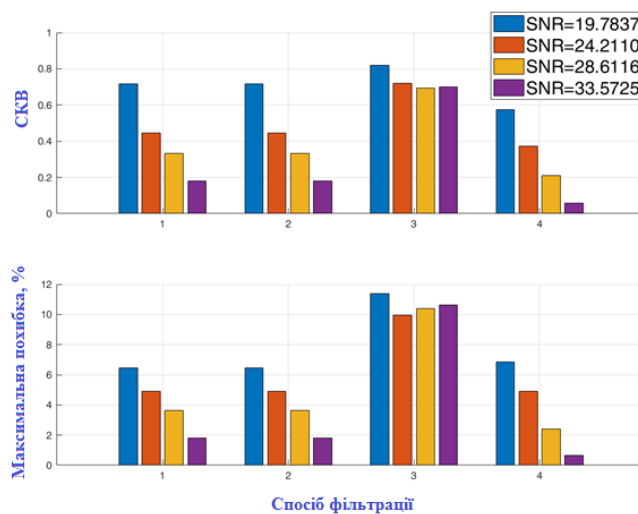


Рис. 3.5. Результати застосування (1-4) способів фільтрації до ЕКГ-сигналу з різними степенями зашумлення

Одним із головних параметрів у ВП є аналізуюча вейвлет-функція. Для фільтрації сигналу використовується БПВ, тому, важливо використовувати ортогональний вейвлет, в якого існує масштабуюча функція.

За результатами дослідження (рис. 3.6, 3.7) найкращим варіантом материнського вейвлету для фільтрації сигналу є біортогональний вейвлет.

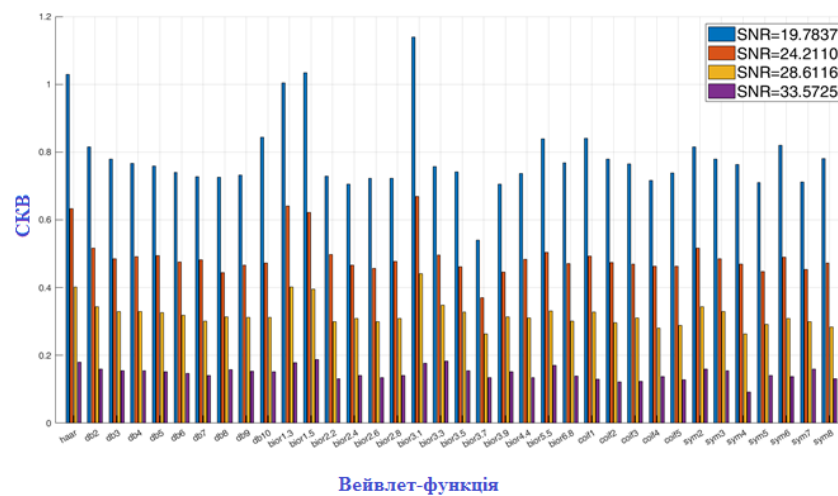


Рис. 3.6. Результати застосування (СКВ) деяких вейвлет функцій для фільтрації ЕКГ-сигналів з різними ступенями шуму (SNR)

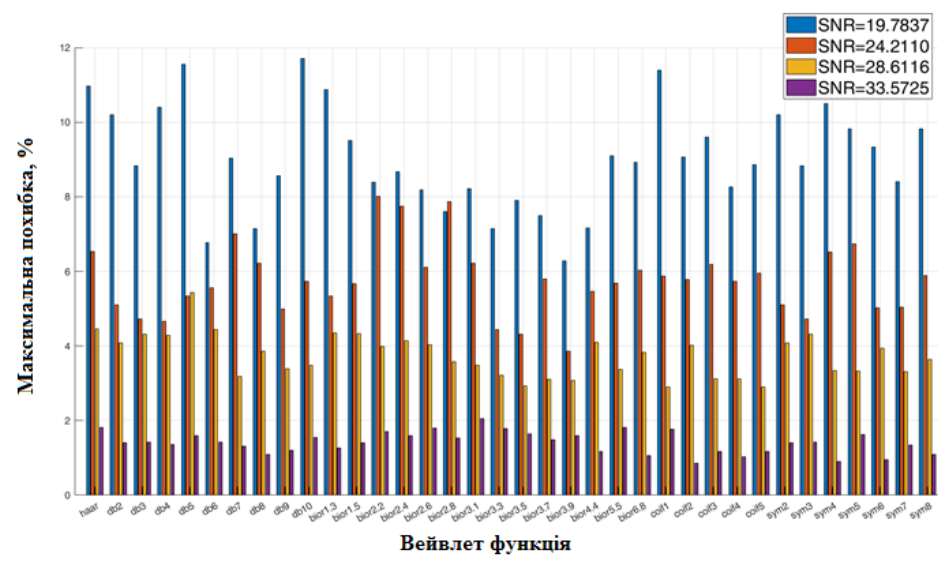


Рис. 3.7. Результати застосування (максимальна похибка) деяких вейвлет-функцій для фільтрації ЕКГ-сигналів з різними степенями зашумлення (SNR)

Далі перейдемо до застосування алгоритму фільтрації при різних рівнях декомпозиції. Дослідження (рис. 3.8) показало, що максимальна похибка при першому рівні декомпозиції мінімальна, але СКВ має максимальне значення, це вказує на те, що видалення завад в даному випадку не є оптимальним, так як шумова компонента практично не змінюється. Також якісний результат не сильно залежить від степені зашумленості сигналу, тому можна розглядати середнє значення результатів при різних рівнях SNR.

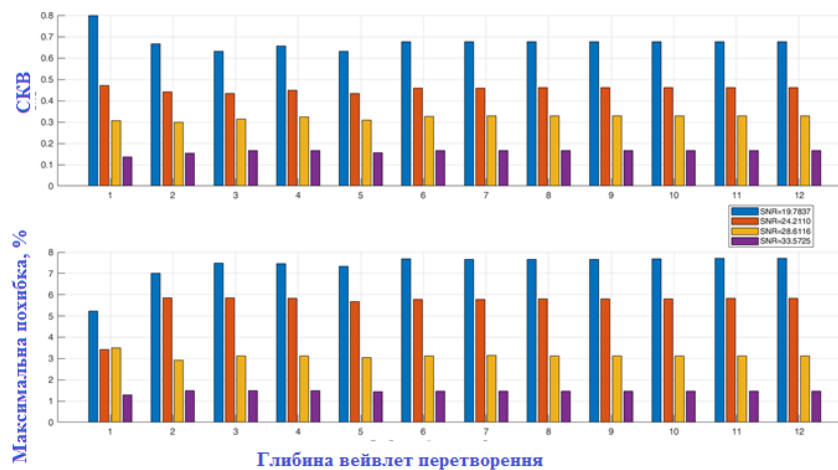


Рис. 3.8. Результати валідації рівня декомпозиції для фільтрації ЕКГ-сигналів з різними SNR

За розподілом СКВ і максимальної похиби (рис. 3.9) видно, що кращий результат отримуємо при 5 рівні декомпозиції вхідного сигналу.

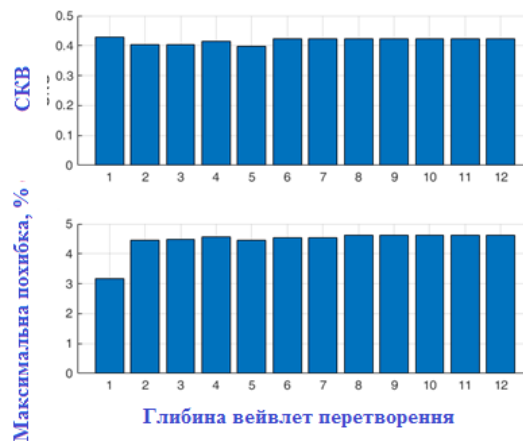


Рис. 3.9. Середні за рівнем зашумленості результати валідації рівня декомпозиції для фільтрації ЕКГ-сигналів

Вибір порогового значення та методу його встановлення також впливає на якість очищення сигналу від перешкод.

Варіанти правил (rule) обчислення порогового значення вихідного сигналу (X) з використанням вбудованої функції `thselect(X, rule)`:

- 'rigrsure' — адаптивне граничне значення, що обчислюється на основі квадратичної функції втрат;
- 'sqtwolog' — фіксоване значення порогового значення (thr), що вираховується за формулою:

$$thr = \sqrt{2\log(\text{length}(X))}$$

- 'heursure' — комбіноване правило виставлення порогового значення на основі сукупності використання 'rigrsure' та 'sqtwolog';
- 'minimaxi' - мінімаксна порогова обробка;

Також існує правило вибору на основі методу Доноха-Джонсана (`ddencmp`), у разі ДВП обчислення значення для сигналу реалізується за формулою:

$$thr = CKB(X) \sqrt{2\log(\text{length}(X))}$$

Дослідження на обчислення порогового значення при різних рівнях шуму показав приблизно однакові результати, тому подальший висновок робитиметься на основі середніх результатів за всіма значеннями SNR. При переборі методів і значень порогового значення порівняно з правилами його обчислення (Рис. 3.10., Рис. 3.11.) приходимо до того, що краще використовувати жорстке порогове значення для фільтрації сигналу, а також при виборі правила обчислення порогової обробки найкращий результат показав `ddencmp`.

Також порівнюючи (Рис. 3.10., Рис. 3.11.) та (Рис. 3.12., Рис.3.13.) робимо висновок про те, що у випадку `keeparr=1` (апроксимуючі коефіцієнти піддаються пороговій обробці) збереження корисної частини сигналу

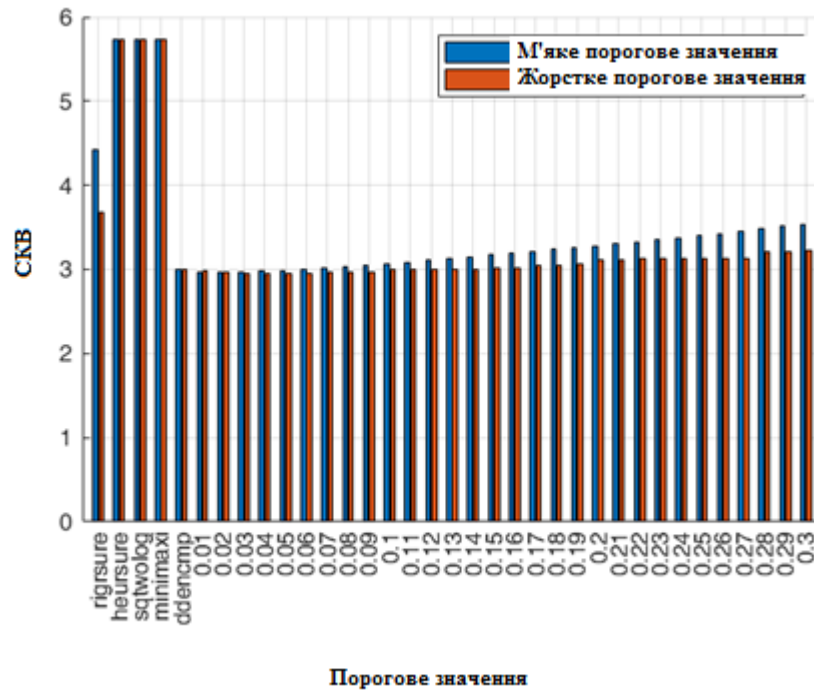


Рис. 3.10 Результати (СКВ) вивчення впливу граничного значення для фільтрації ЕКГ-сигналів, кеерарр=1

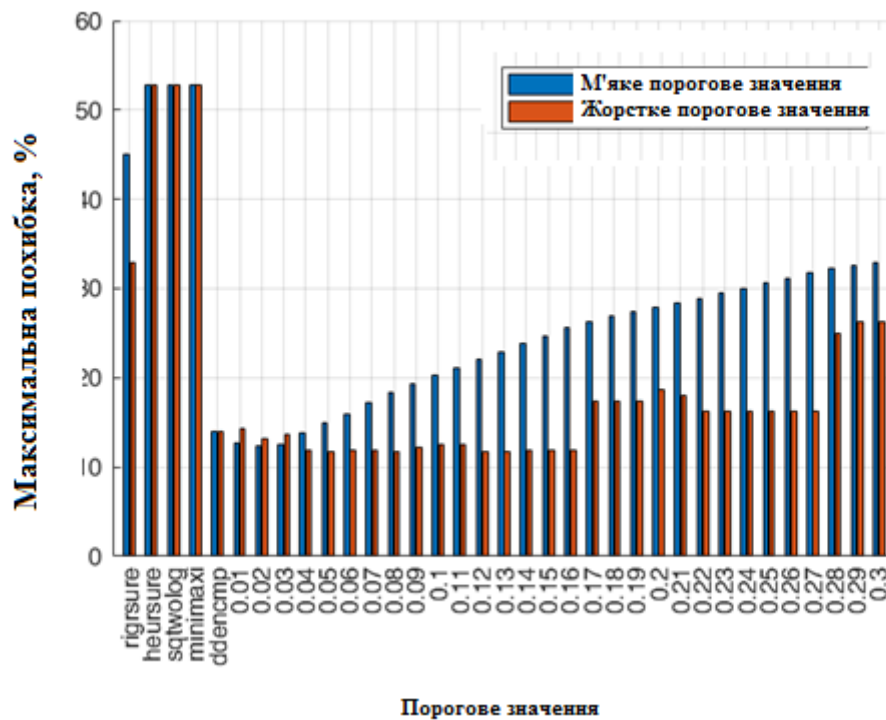


Рис.3.11. Результати (максимальна похибка) вивчення впливу порогового значення для фільтрації ЕКГ-сигналів кеерарр=1

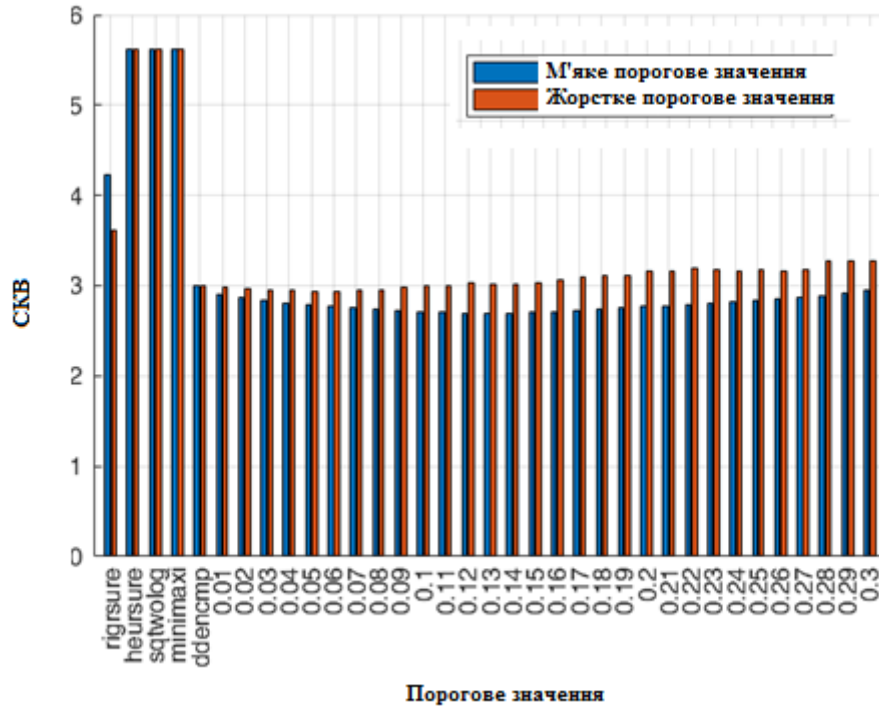


Рис.3.12. Результати (СКВ) вивчення впливу граничного значення для фільтрації ЕКГ-сигналів, кеерарр=0

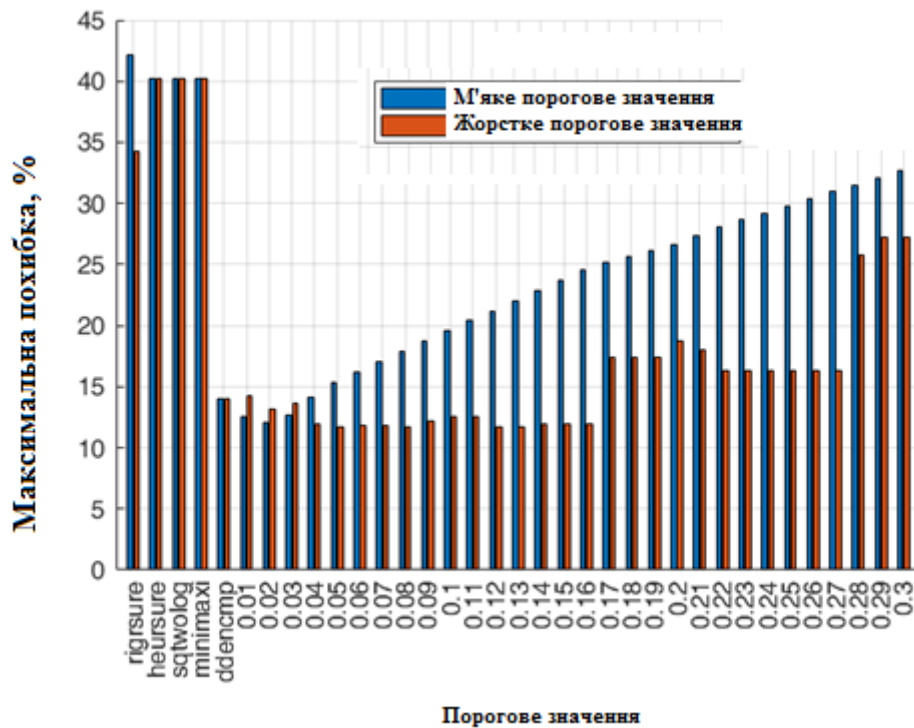


Рис.3.13. Результати (максимальна похибка) вивчення впливу порогового значення для фільтрації ЕКГ-сигналів кеерарр=0

Також при аналізі результатів фільтрації з наявністю і без дрейфу ізолінії, приходимо до висновку про те, що дрейф ізолінії незначний, але все-таки погіршує справедливість та якість фільтрації, тому при побудові алгоритму попередньої обробки, в першу чергу, слід позбавити сигнал від цієї завади.

Таблиця 3.1.

Вплив дрейфу ізолінії на фільтрацію

SNR, дБ	СКВ сигнал з дрейфом ізолінії	СКВ сигнал без дрейфу ізолінії	Максимальна похибка сигнал з дрейфом ізолінії, %	Максимальна похибка сигнал без дрейфу ізолінії, %
19.7837	0.5735	0.5713	6.8533	6.8166
24.2110	0.3713	0.3703	4.8898	4.6873
28.6116	0.2117	0.2102	2.3927	2.2758
33.5725	0.0592	0.0581	0.6747	0.6588

3.2. Вибір оптимальних параметрів ВП для видалення дрейфу ізолінії з ЕКГ

Для покращення результатів фільтрації сигналу, а також точності виділення інформативних ознак слід позбавити сигнал від дефекту дихання (дрейфу ізолінії).

Аналогічно добору оптимальних параметрів для фільтрації ЕКС розглянемо застосування ДВП з різними материнськими вейвлетами, значеннями рівня декомпозиції, а також виду та правила порогової обробки до завдання видалення дрейфу ізолінії.

Для початку розглянемо вплив вейвлет-функції на якість результатів при м'якій та жорсткій граничній обробці. З дослідження (рис.3.14., рис. 3.15.) видно, що від установки порогового значення не сильно впливає на якість видалення дрейфу, але основою алгоритму візьмемо м'яке правило. Вейвлет `bior3.5` показує найгірший результат, оскільки функція схожа до

низькочастотної частини сигналу – хвилями Р і Т. Оптимальним варіантом буде використання як аналізуючої функції – Добеши 5 (db5).

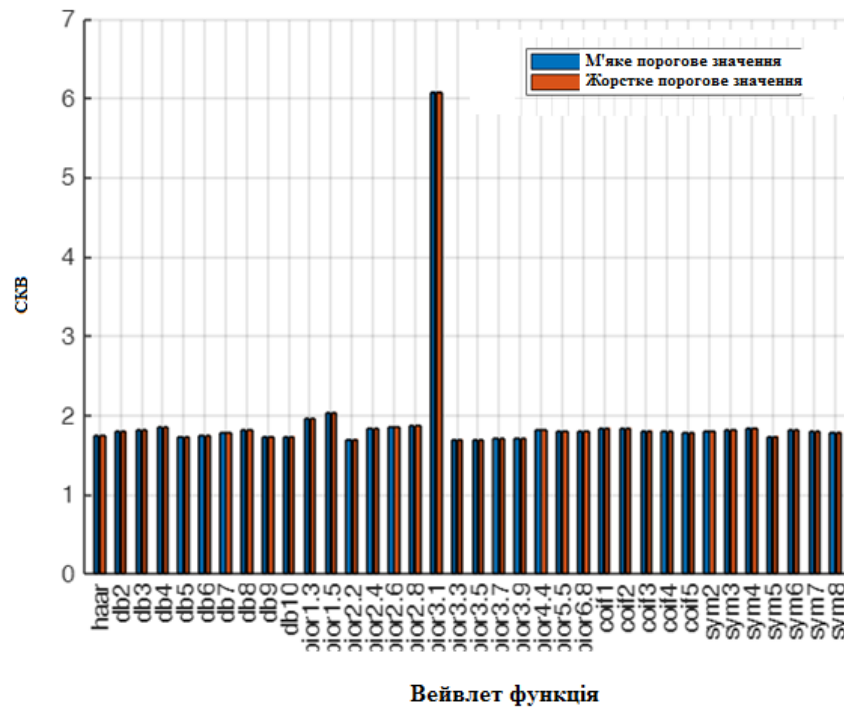


Рис.3.14. Результати застосування (СКВ) деяких вейвлет функцій для видалення з ЕКС дрейфу ізолінії

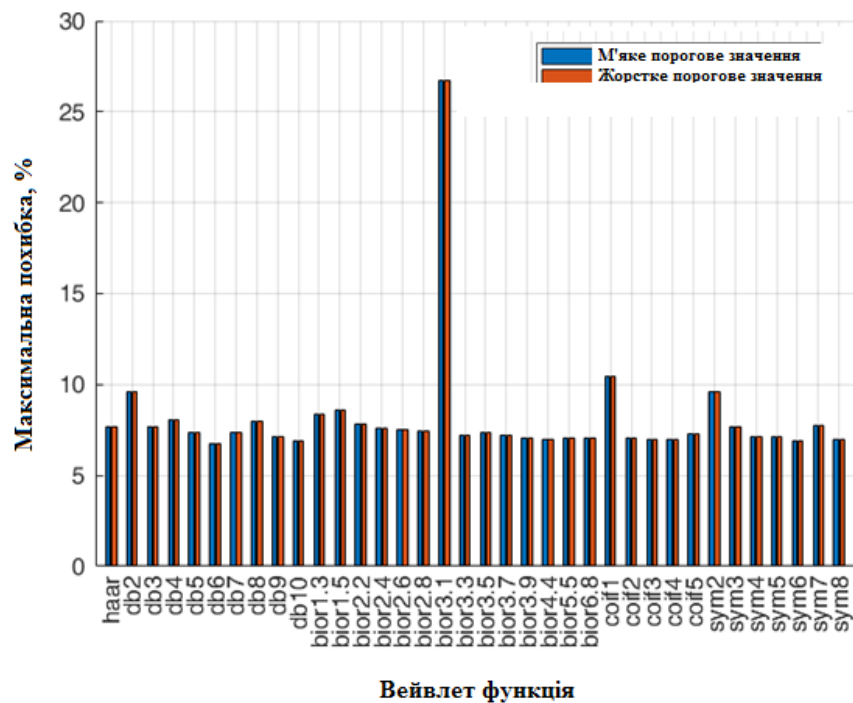


Рис. 3.15. Результати застосування (максимальна похибка) деяких вейвлет функцій для видалення з ЕКС дрейфу ізолінії

Також виходячи з результатів аналізу впливу рівня декомпозиції (Рис. 3.16) приходимо до висновку, що при 8 рівні – дрейф ізолінії ефективніше видаляється з сигналу.

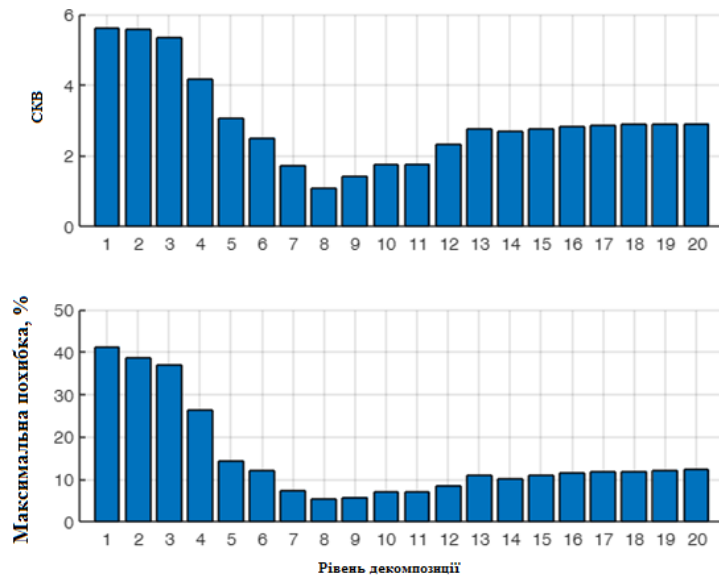


Рис. 3.16. Вплив рівня декомпозиції на якість видалення з ЕКС дрейфу ізолінії

Правило обчислення порогового значення (рис.3.17.), що найефективнішим буде використання `heursure` (`sqwtlog` і `minimaxi` мають приблизно таку саму ефективність, різниця в результатах мінімальна). Також апроксимуючі коефіцієнти слід піддавати граничній обробці (`keepapp=1`).

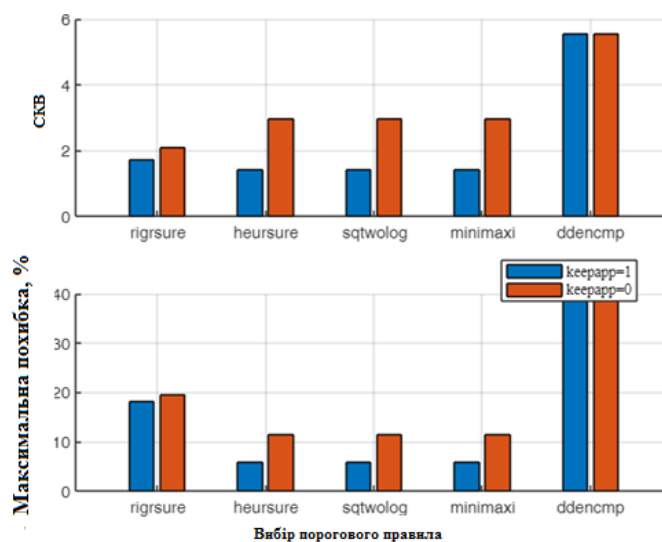


Рис.3.17. Вплив правила вибору порогового значення на якість видалення з ЕКС дрейфу ізолінії.

3.3. Алгоритм попередньої обробки ЕКГ

Попередня обробка ЕКГ реалізується у програмному пакеті Matlab з використанням бібліотек: Wavelet Toolbox [24].

Попередня обробка сигналу складається з трьох етапів: видалення артефактів сигналу та дрейфу ізолінії, фільтрації (рис.3.18.).

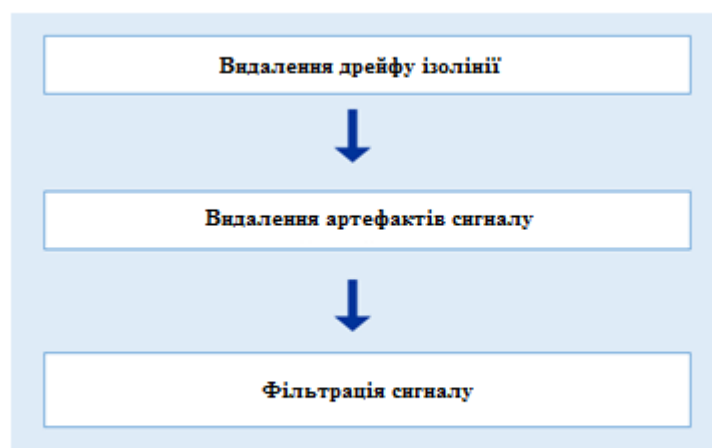


Рис.3.18. Блок-схема попередньої обробки сигналу

Алгоритм видалення артефактів сигналу:

1. Виділення кардіоциклів;
2. Обчислення СКВ кожного кардіоцикла;

3. Видалення i -го кардіоциклу, якщо $СКВ_i > 3 \frac{\sum СКВ}{i}$

На основі результатів дослідження вибору оптимального параметра для ДВП алгоритм фільтрації сигналу та видалення дрейфу ізолінії має вигляд:

1. Вейвлет-розклад, обчислення коефіцієнтів декомпозиції: cAN , cDN , $cDN-1, \dots, cD1$;

2. Порогова обробка коефіцієнтів;
3. Реконструкція, де ДВП для фільтрації сигналу має такі параметри:

1. Біортогональний вейвлет 3.7 (bior3.7);

2. 5-й рівень декомпозиції;

3. Порогове значення на основі методу Доноха-Джонсона

$$thr = CKB(X) \cdot \sqrt{2 \log(\text{length}(X))}$$

4. Апроксимуючі коефіцієнти піддаються граничній обробці

5. Жорстке правило установки порогового значення А параметри ДВП для видалення дрейфу ізолінії:

1. Добеши 5 (db5);

2. 8-й рівень декомпозиції;

3. Порогове значення на основі методу 'heursure';

4. Апроксимуючі коефіцієнти піддаються граничній обробці;

5. М'яке правило встановлення порогового значення.

В результаті застосування алгоритму для попередньої обробки на виході отримуємо згладжену ЕКГ – криву, без дрейфу ізолінії із збереженням корисної частини сигналу (рис.3.19, рис. 3.20).

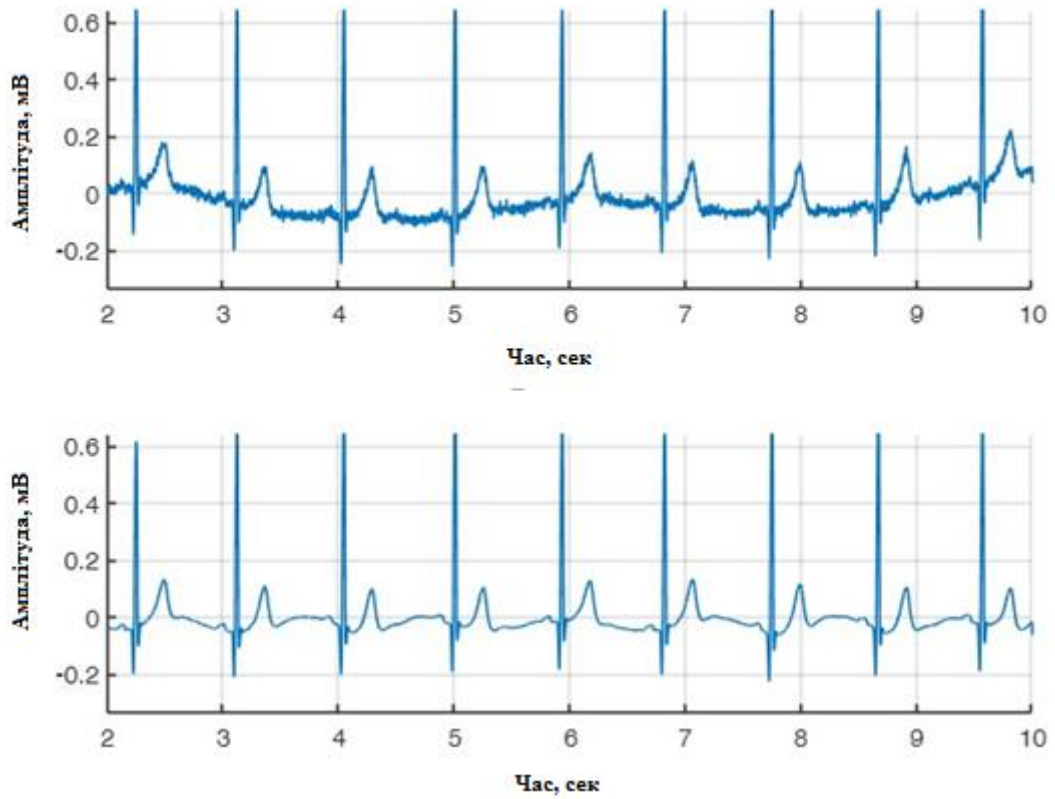


Рис. 3.19. Сигнал після попередньої обробки

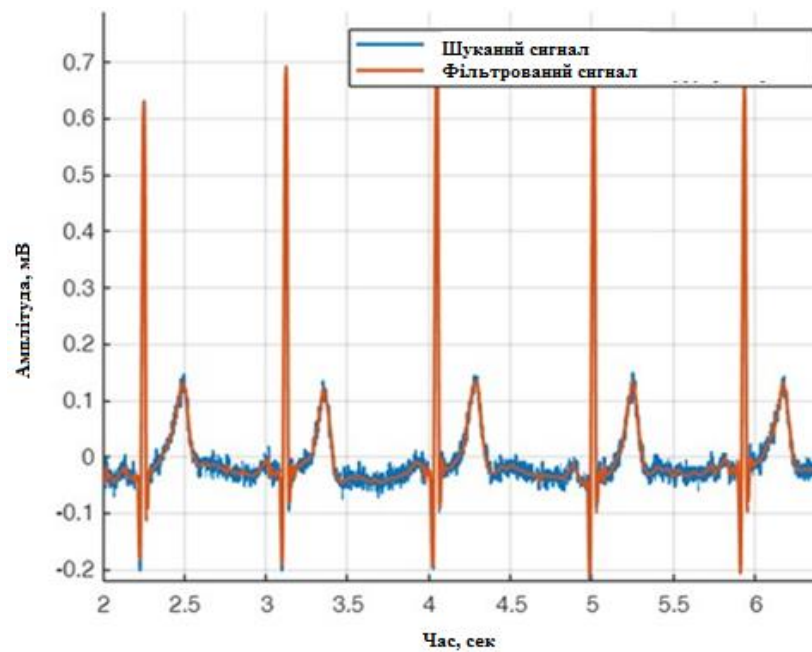


Рис. 3.20. Порівняння вхідного сигналу (без дрейфу ізолінії) та сигнал після попередньої обробки

3.4. Алгоритм обробки ЕКГ

Обробка сигналу складається з трьох етапів (Рис. 3.21.), в результаті яких на виході отримуємо набір ознак, який будемо використовувати для класифікації.

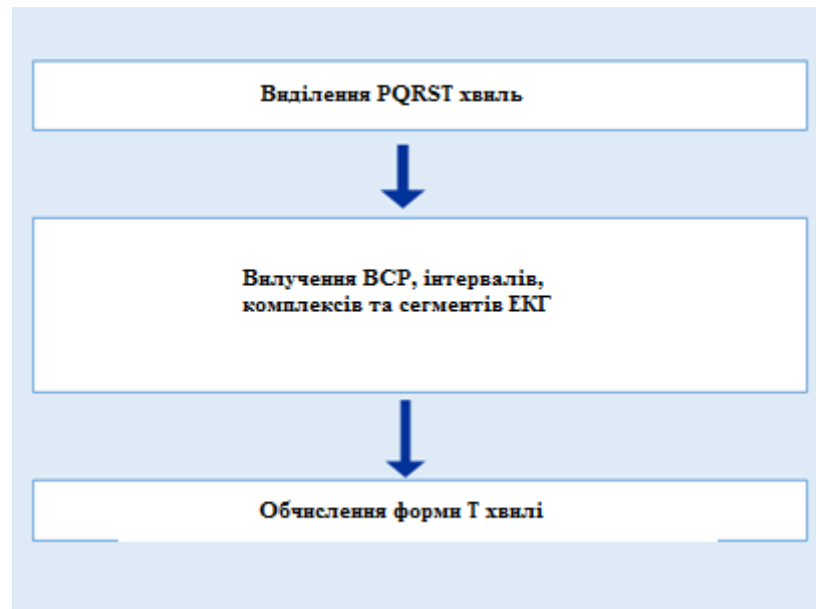


Рис. 3.21. Блок-схема обробки сигналу

Перший етап – виділення PQRST-хвиль із застосуванням БВП. Цю задачу ефективніше вирішувати з знаходження R-хвиль в ЕКГ. Для початку сигналу видаляється Р і Т хвилі (рис.3.22.) за допомогою ВП, з параметрами:

- Аналізуюча функція: Біортогональний вейвлет 2.2.
- 6 рівень декомпозиції;
- Порогове значення на основі методу sqrtwolog ;
- Жорстка порогова обробка;
- Апроксимуючі коефіцієнти піддаються пороговій обробці.

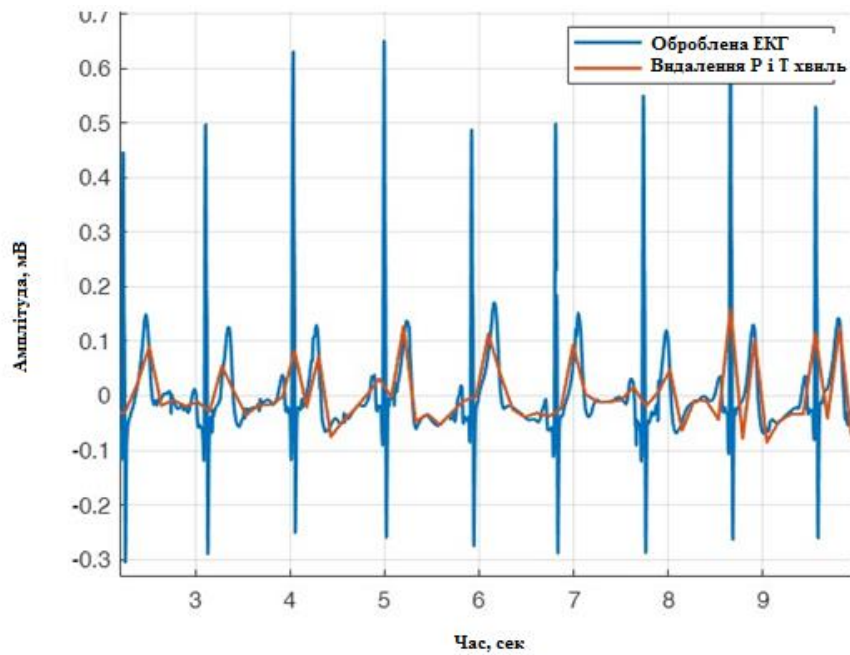


Рис.3.22. Видалення Р і Т хвиль

Далі слід посилити QRS-комплекс для достовірності визначення. Для цього також застосуємо ВП до сигналу без Р і Т і хвиль із застосуванням койфлет 3 в якості функції аналізує з декомпозицією до 3 рівня. І зведемо результат у квадрат. Далі для виявлення R-хвилі необхідно піддати модифікований сигнал порогової обробки (0.3 від максимального значення в сигналі) для виявлення локальних максимумів по всій ЕКГ-кривій (рис. 3.23.)

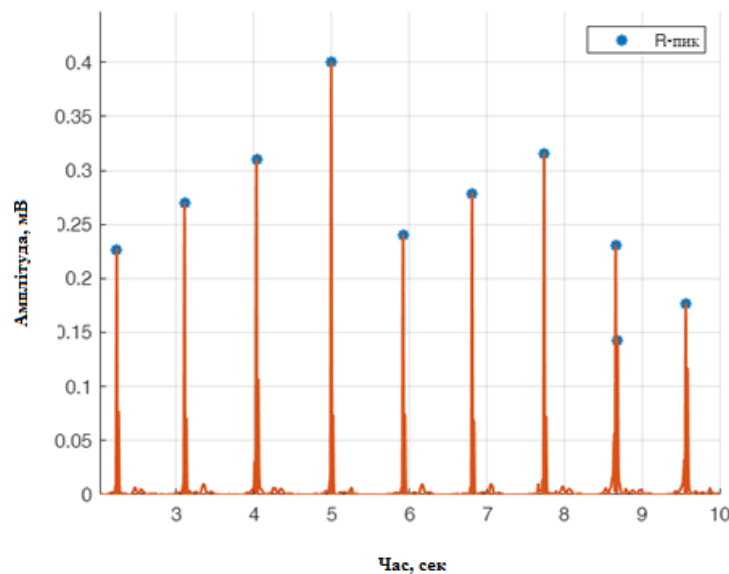


Рис.3.23. Знаходження R-хвилі в модифікованому ЕКГ

В результаті можливо появи помилкових R-піків (рис.3.22.), тому слід також провести таку процедуру:

1. Обчислення RR-інтервалів у сигналі (рис.3.24);
2. Пошук середнього значення RR-інтервалу ($RR_{сер. знач}$);
3. Видалення з сигналу мінімального R-піка, якщо $RR_i < 0.3RR_{сер. знач}$.

Після застосування даного алгоритму помилково певні R-піки будуть видалені (рис.3.25).

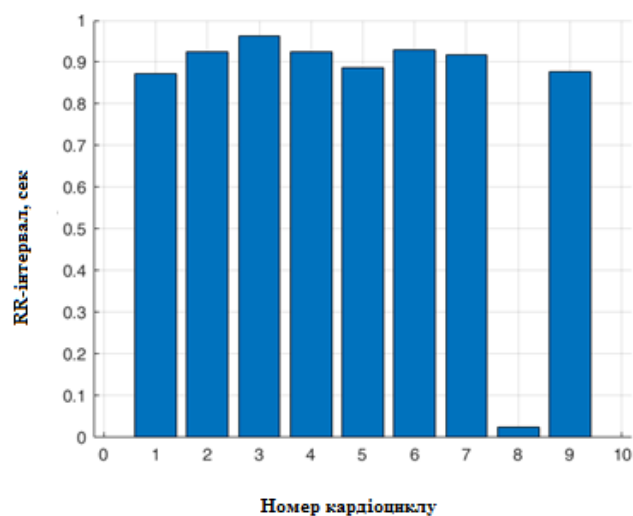


Рис. 3.25. RR-інтервали в ЕКГ-сигналі з хибними R-піками

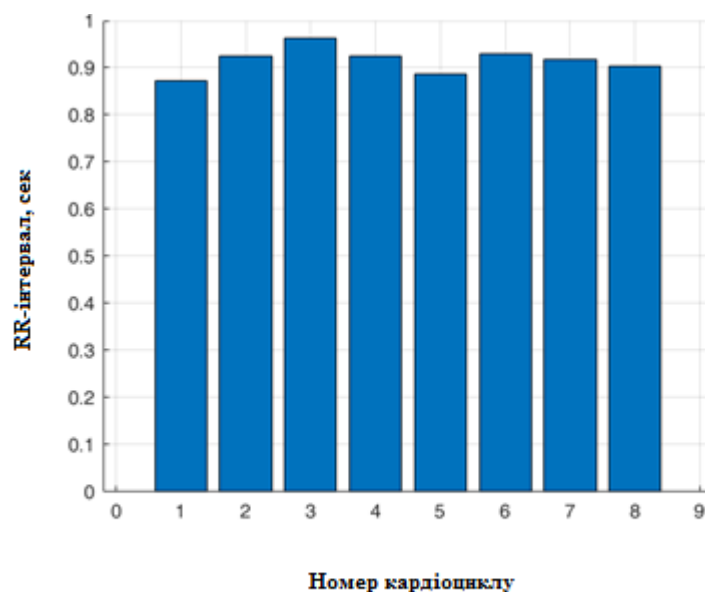


Рис.3.25. RR-інтервали в ЕКС.

R-піки були знайдені в модифікованому сигналі, необхідно зіставити локалізацію по часовій осі з вихідним сигналом, що пройшов процедуру попередньої обробки (рис. 3.26).

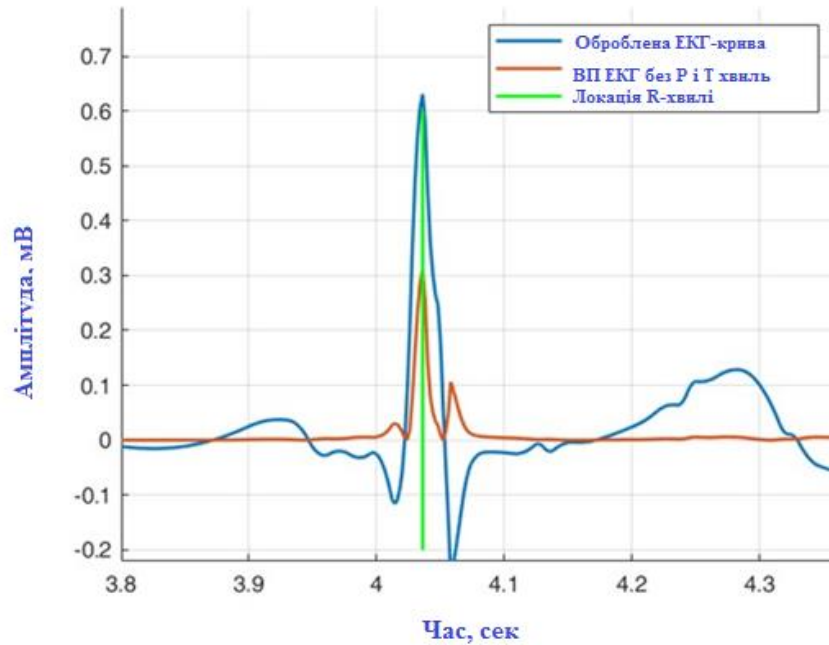


Рис.3.26. Локалізація R-піків в обробленій ЕКС

Локалізація Q і S хвилі (рис.3.27.) реалізується за рахунок пошуку локального максимуму ліворуч і праворуч від R-хвилі в модифікованому сигналі.

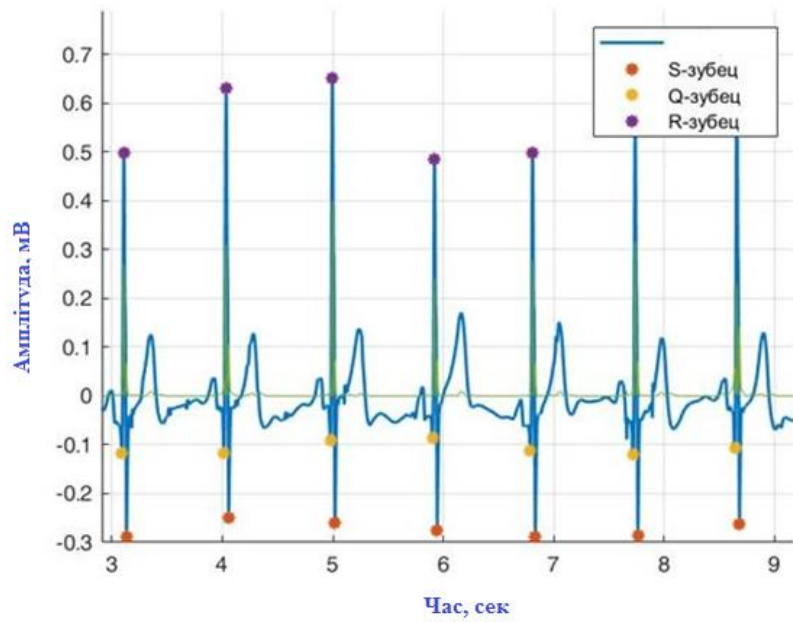


Рис. 3.27. Локалізація піків QRS-комплексу.

Далі з сигналу видаляється QRS-комплекс (рис.3.28) та проводиться інтерполяція віддаленої ділянки. Після модифікації повторюється алгоритм вище знаходження Р і Т хвиль (рис. 3.29).

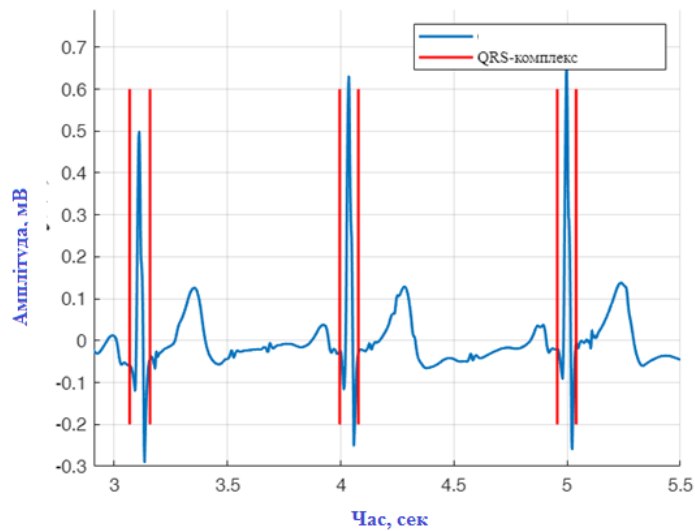


Рис. 3.28. Виділений QRS комплекс

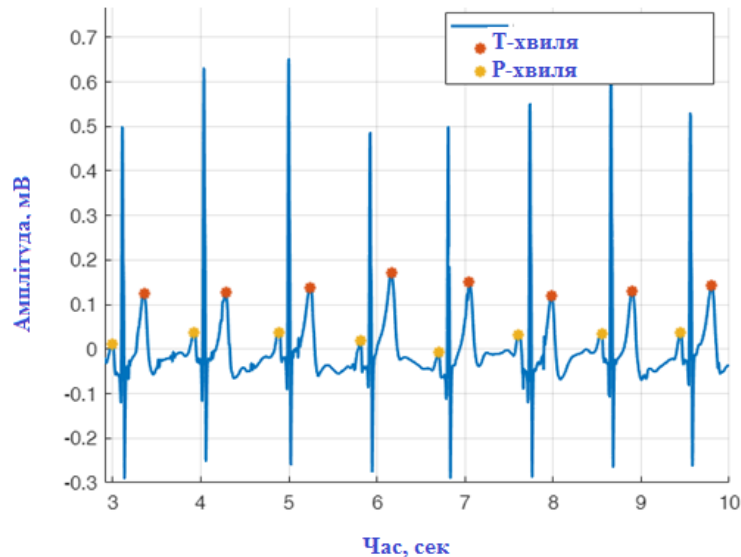


Рис. 3.29. Знаходження Р і Т хвиль

Таким чином, алгоритм виділення PQRST-хвиль має вигляд:

1. Застосування ВП видалення з сигналу Р і Т – хвилі.
2. Застосування ВП до сигналу, піднесення їх до квадрату, порогова процедура знаходження R – піку.
3. Видалення хибно визначених R - піків.
4. Пошук локального мінімуму ліворуч і праворуч від R (Q, S – піки), виділення QRS – комплексу та видалення його із сигналу, інтерполяція віддаленої ділянки
5. Повторення кроків 2-4 для знаходження Р та Т – хвиль

Після знаходження всіх хвиль ЕКГ сигналу, вилучається RR, PP, PR, S T інтервали та QRS комплекси.

Результат алгоритму для ноомального сигналу та сигналу з ішемією наведено на Рис. 3.30. та Рис. 3.31. відповідно.

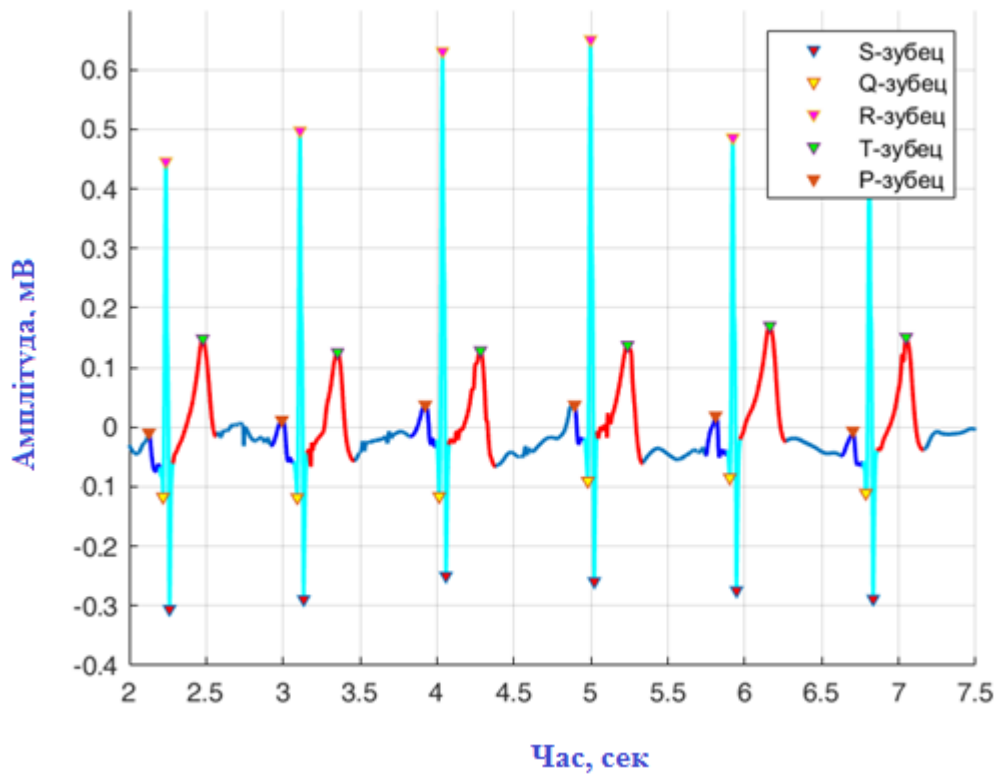


Рис. 3.30. Локалізація PQRST хвиль, QRS комплексу, PR- і ST- інтервалу в сигналі здорового пацієнта

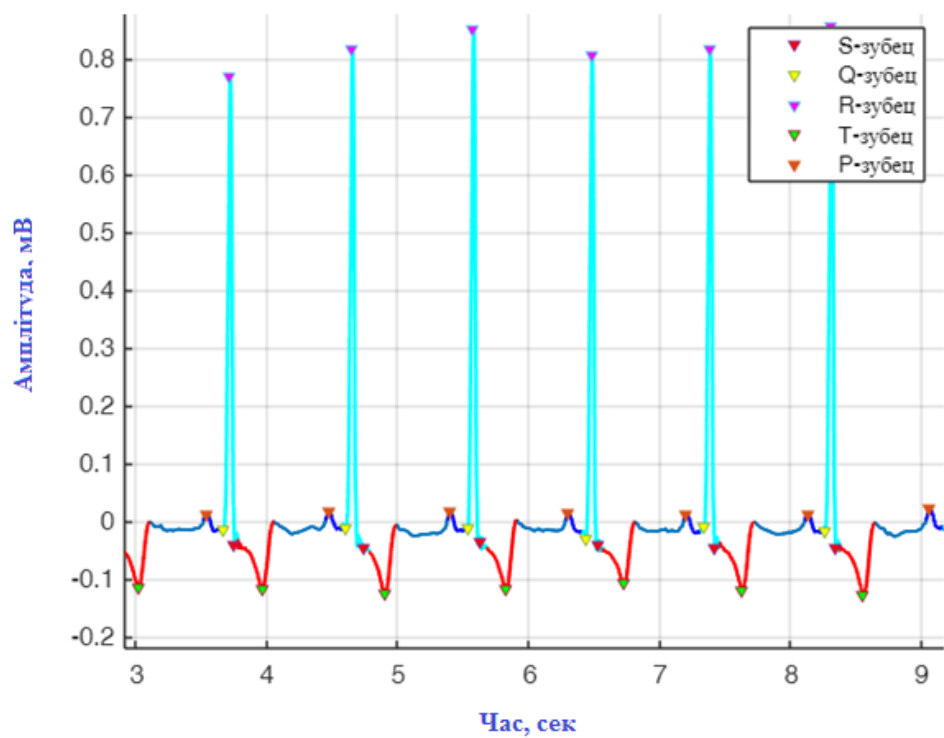


Рис. 3. 31. Компоненти ЕКГ-сигналу пацієнта з ішемією.

Форму хвилі Т чисельно можна подати у вигляді площю під графіком. Обчислення площі реалізується з використанням методу трапецій [].

В результаті застосування алгоритму обробки отримуємо набір ознак ЕКГ сигналу для кожного кардіоциклу.

Таблиця 3.2.

Ознаки ЕКГ

Індекс	Амплітуда					PR-інтервал	QRS-комплекс	QT-інтервал	ST-інтервал	Т	RR	PP
	P	Q	R	S	T							
0	0.019720	-0.056459	0.879701	-0.030723	0.091697	0.134	0.120	0.570	0.450	0.020295	1.360	1.362
1	0.001421	-0.056330	0.835581	-0.051954	0.096063	0.138	0.154	0.524	0.370	0.015893	1.316	1.316
2	0.016057	-0.074601	0.864023	-0.074018	0.118551	0.164	0.134	0.486	0.352	0.025876	1.286	1.284
3	-0.008691	-0.090201	0.844589	-0.056015	0.098630	0.136	0.124	0.504	0.380	0.023813	1.342	1.342
4	0.032235	-0.040454	0.863043	-0.036457	0.106285	0.148	0.084	0.628	0.544	0.025473	1.310	1.312

3.5. Точність локалізації PQRST-хвиль

Аналіз ефективності виділення піків у сигналі (Таблиця 3.2.) реалізовано з використанням анотованих даних у бібліотеці University Electrocardiography Database [24].

$$t = \max \left(100 - \frac{|x - x^*|}{x^*} 100 \right),$$

де x^* – локалізація піків, x – локалізація піків з отриманих внаслідок роботи алгоритму, результатів

Таблиця 3.3

Точність локалізації PQRST-хвиль

Хвиля	Точність, t , %
R	99.82
Q	99.62
S	99.78
P	97.96

T	99.46
---	-------

3.6. Класифікація ЕКГ

Для навчання та тестування використовувалася база даних яка містить у собі 200 10-секундних записів ЕКГ у 12 відведеннях.

Було проведено дослідження ознак, отриманих у результаті обробки ЕКГ, на наявність кореляції між ними (рис.3.32). В результаті було зроблено висновок про незалежність ознак, а отже їх можна подавати на вхід алгоритму виявлення порушень ССС.

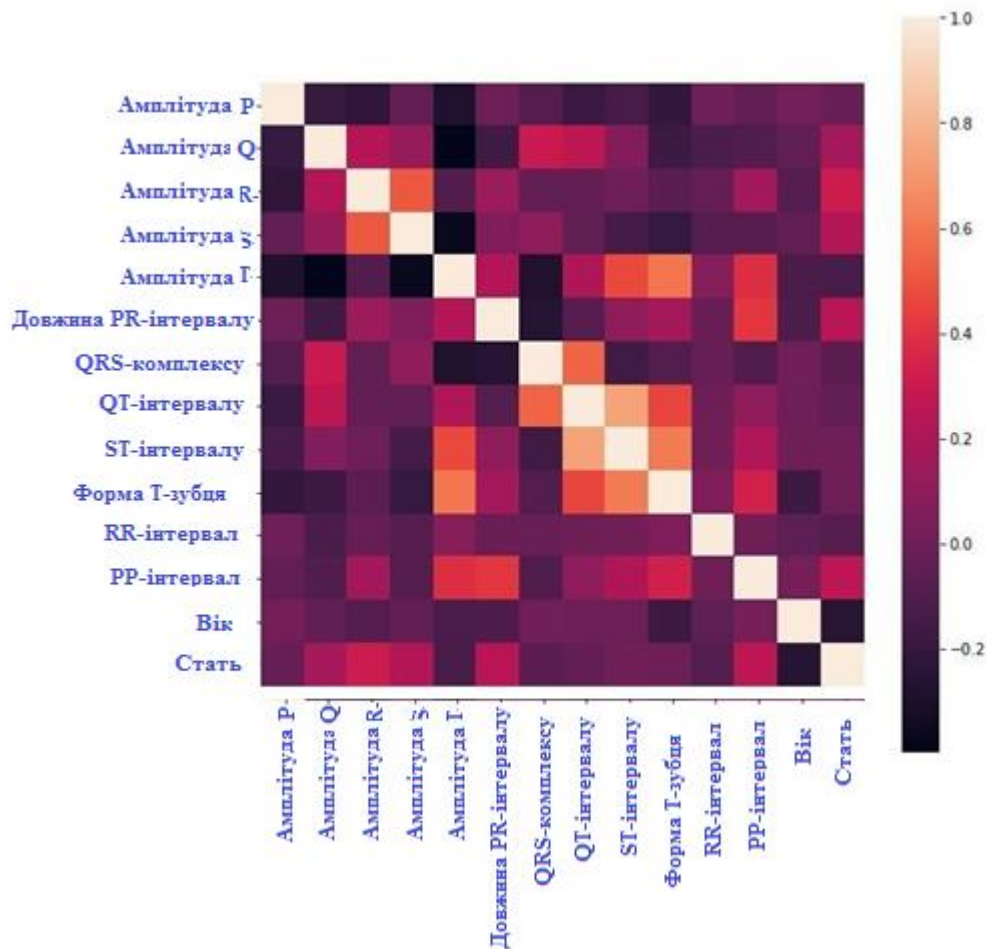


Рис.3.32. Матриця кореляції виділених ознак ЕКГ.

Для розв'язання задачі класифікації використали метод МО алгоритм випадкового лісу. Для кожної хвороби було збудовано окремий класифікатор.

ЕКГ має тривалий запис, тому для визначення гіпертрофії та ішемії перевіряємо кожен кардіоцикл ЕКГ окремо. Діагноз по всьому ЕКГ буде підтверджено, якщо більше 0.6 відсотків кардіоциклів мають цей діагноз.

У разі порушення ритму класифікація проводиться за всіма ознаками разом (без поділу на кардіоцикли).

Метрики, використані для оцінки результатів класифікації:

- Precision;
- Recall;
- F1-Score.

В результаті класифікації отримуємо наступні результати:

Таблиця 3.4.

Класифікатор для виявлення порушень ритму

	precision	recall	f1-score
0	0.99	0.99	0.99
1	0.95	0.95	0.95

Таблиця 3.5.

Класифікатор для виявлення гіпертрофії

	precision	recall	f1-score
0	1	0.92	0.96
1	0.99	1	1

Таблиця 3.6.

Класифікатор для виявлення ішемії

	precision	recall	f1-score
0	0.95	0.90	0.93
1	0.90	0.95	0.92

Таблиця 3.7.

Класифікатор для виявлення екстрасистолії

	precision	recall	f1-score
0	0.98	1	0.99
1	1	0.71	0.83

3.7. Висновки до розділу 3

Таким чином, в результаті:

1. Здійснено дослідження на вибір оптимальних параметрів ВП для попередньої обробки сигналу.

2. Розроблено алгоритм для передобробки та обробки діагностичної інформації з ЕКГ

3. Побудований класифікатор виявлення порушень в роботі серця.

Алгоритм є автоматизованим і має високу ефективність.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

У підрозділі розглянуто питання організації наукових досліджень та ергономічних вимог інженера дослідника.

4.1.1. Організація наукових досліджень .

Для наукового і науково-технічного вирішення проблем охорони праці, забезпечення системного й комплексного підходу до організації нормотворчої діяльності, вдосконалення нормативної бази з питань безпеки, гігієни праці та виробничого середовища в Україні створено мережу базових (головних) організацій та установ — понад 600 з цієї важливої проблеми. Їх діяльність охоплює майже всі нині визначені напрями охорони праці, що потребують розвитку й удосконалення. Такі організації визначено в більшості галузей народного господарства згідно з рішенням міністерств, відомств, концернів, корпорацій та інших об'єднань підприємств, створених за галузевим принципом. Це — провідні науково-дослідні, проектно-конструкторські й інші організації, які спеціалізуються з питань безпеки, гігієни та виробничого середовища.

Для наукового забезпечення охорони праці створено Національний науково-дослідний інститут охорони праці, який разом з інститутами Академії наук України та іншими науково-дослідними і проектно-конструкторськими установами, навчальними закладами здійснює фундаментальні і прикладні наукові дослідження з проблем охорони праці, ідентифікації професійної небезпечності.

На Національний науково-дослідний інститут охорони праці покладено виконання функції головної організації в Україні, яка координує роботу в

даному напрямку, надає методичну допомогу фахівцям, організує підвищення їх кваліфікації, а також безпосередньо опрацьовує проект міжгалузевих і окремих галузевих нормативних актів про охорону праці.

Реалізуючи програми TACIS, експерти Європейського Союзу тісно співробітничать з Національним науково-дослідним інститутом охорони праці в межах проекту «Підтримка здоров'я та безпеки праці».

4.1.2. Ергономічні вимоги до робочого місця інженера-дослідника.

Враховуючи те, що для проведення наукових досліджень в напрямку теми роботи необхідною складовою є комп'ютер у підрозділі розглянуто питання ергономічних вимог до робочого місця інженера-дослідника.

Проектування робочих місць, забезпечених медичною апаратурою та комп'ютерною технікою, відноситься до числа важливих проблем ергономічного проектування в області наукових досліджень. Робоче місце і взаємне розташування всіх його елементів повинне відповідати антропометричним, фізичним і психологічним вимогам. Велике значення має також характер роботи. Зокрема, при організації робочого місця інженера-дослідника повинні бути дотримані наступні основні умови: оптимальне розміщення устаткування, що входить до складу робочого місця і достатній робочий простір, що дозволяє здійснювати всі необхідні рухи і переміщення.

Ергономічними аспектами проектування подібних робочих місць, зокрема, є: висота робочої поверхні, розміри простору для ніг, вимоги до того, що розташовує документів на робочому місці (наявність і розміри підставки для документів, можливість різного розміщення документів, відстань від очей користувача до екрану, документа, клавіатури і т.д.), характеристики робочого крісла, вимоги до поверхні робочого столу, можливість регулювання елементів робочого місця. Головними елементами робочого місця є стіл і крісло. Основним робочим положенням є положення сидячи.

Робоча поза сидячи викликає мінімальне стомлення. Раціональне планування робочого місця передбачає чіткий порядок і постійність

розміщення предметів, засобів праці і документації. Те, що потрібне для виконання робіт частіше, розташоване в зоні легкої досяжності робочого простору.

Максимальна зона досяжності рук - це частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, описуваними максимально витягнутими руками при русі їх в плечовому суглобі.

Оптимальна зона – частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, описуваними передпліччям при русі в ліктьових суглобах з опорою в точці ліктя і з відносно нерухомим плечем.

Необхідно передбачати при проектуванні можливість різного розміщення документів: збоку від відеоапаратури , між монітором і клавіатурою і т.п. Крім того, у випадках, коли відеоапаратура має низьку якість зображення, наприклад помітні мигтіння, відстань від очей до екрану роблять більше (біля 700 мм), ніж відстань від ока до документа (300-450мм). Взагалі при високій якості зображення на відеоапаратурі відстань від очей користувача до екрану, документа і клавіатури може бути рівним.

Причина неправильної пози користувачів обумовлена наступними чинниками: немає хорошої підставки для документів, клавіатура знаходиться дуже високо, а документи – низько, нікуди покласти руки , недостатній простір для ніг.

В цілях подолання вказаних недоліків даються загальні рекомендації: краще пересувна клавіатура; повинні бути передбачені спеціальні пристосування для регулювання висоти столу, клавіатури і екрану, а також підставка для рук.

Істотне значення для продуктивної і якісної роботи на комп'ютері мають розміри знаків, густину їх розміщення, контраст і співвідношення яскравості символів і фону екрану. Якщо відстань від очей оператора до екрану дисплея складає 60.80 см, то висота знака повинна бути не менше 3 мм, оптимальне співвідношення ширини і висоти знака складає 3:4, а відстань між знаками -

15.20 % їх висоти. Співвідношення яскравості фону екрану і символів - від 1:2 до 1:15.

Під час користування комп'ютером медики радять встановлювати монітор на відстані 50-60 см від очей. Фахівці також вважають, що верхня частина відео дисплея повинна бути на рівні очей або трохи нижче. Коли людина дивиться прямо перед собою, її очі відкриваються ширше, ніж коли вона дивиться вниз. За рахунок цього площа огляду значно збільшується, викликаючи обезводнення очей. До того ж якщо екран встановлений високо, а очі широко відкриті, порушується функція моргання. Це означає, що очі не закриваються повністю, не омиваються слізною рідиною, не одержують достатнього зволоження, що приводить до їх швидкої стомлюваності.

Створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць має велике значення як для полегшення праці, так і для підвищення привабливості, позитивно впливаючою на продуктивність праці.

Таким чином, створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць має велике значення як для полегшення праці, так і для підвищення привабливості, позитивно впливаючою на продуктивність праці.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

4.2.1. Електрика та електричний струм.

Електрика — сукупність явищ, зумовлених існуванням, рухом і взаємодією електрично заряджених тіл або часток. Електричний струм — це упорядкований (спрямований) рух електрично заряджених часток (електронів або іонів).. Електричний струм, проходячи через тіло людини, викликає ураження організму. Величина і шлях цього струму визначає рівень пошкодження тіла. Прямування цього потоку являється шлях електронів від негативного джерела до позитивного, так як протилежні заряди притягуються один до одного. Коли існує надлишок або нестача електронів на поверхні

матеріалу, виробляється статична електрика. Цей тип електрики називається "статичною електрикою", тому що немає позитивного матеріалу поблизу, щоб привернути електрони і змусити їх рухатися. Тертя не потрібно для отримання статичної електрики, хоча воно може збільшити її існуючий заряд. Коли дві протилежні заряджені поверхні знаходяться на близькій відстані, відбувається розряд, або іскра. Іскра від статичної електрики часто є першою ознакою того, що вона присутня.

Електричні прилади, установки, обладнання, з якими людина має справу, становлять для неї велику потенційну небезпеку, яка посилюється тим, що органи чуття людини не можуть на відстані виявити наявність електричної напруги, як, наприклад, теплову, світлову чи механічну енергію. Тому захисна реакція організму виявляється тільки після безпосереднього потрапляння під дію електричного струму. Другою особливістю дії електричного струму на організм людини є те, що струм, проходячи через людину, діє не тільки в місцях контактів і на шляху протікання через організм, а й викликає рефлекторні порушення нормальної діяльності окремих органів (серцево-судинної системи, системи дихання). Третя особливість - це можливість одержання електротравм без безпосереднього контакту зі струмопровідними частинами - при переміщенні по землі поблизу ушкодженої електроустановки (у випадку замикання електричного струму через людину на землю), ураження через електричну дугу.

Електричний струм, проходячи через тіло людини, зумовлює перетворення поглинутої організмом електричної енергії в інші види і спричиняє термічну, електролітичну, механічну і біологічну дію. Термічний вплив електричного струму характеризується нагріванням тканин аж до отримання людиною опіків, інколи навіть дуже значних.

Електролітична дія струму виявляється у розкладанні органічної рідини, в тому числі крові, яка є електролітом, та в порушенні її фізико-хімічного складу. Біологічна дія струму виявляється через подразнення і збудження живих тканин організму, а також порушення внутрішніх біологічних процесів. Механічна дія

струму призводить до розриву тканин організму внаслідок електродинамічного ефекту, а також миттєвого вибухоподібного утворення пари з тканинної рідини і крові. Внаслідок дії електричного струму або електричної дуги виникає електротравма. Електротравми умовно поділяють на загальні і місцеві. До місцевих травм належать опіки, електричні знаки, електрометалізація шкіри, механічні пошкодження, а також електроофтальмія (запалення очей внаслідок впливу ультрафіолетових променів електричної дуги).

Наслідок ураження людини електричним струмом визначається наступними чинниками: рід струму (змінний чи постійний) та частота змінного струму; час протікання струму через організм; шлях протікання струму; індивідуальні особливості людини та її психофізіологічний стан у момент ураження. Величина струму через людину визначається, як було вище зазначено, прикладеною напругою та опором тіла людини.

Вплив електричного струму на організм людини залежить також від фізичного і психічного стану людини. Нездоров'я, втома, голод, сп'яніння та емоційне збудження призводять до зниження опору. Неприятливий мікроклімат (підвищена температура, вологість, струмопровідний пил) збільшують небезпеки ураження струмом, тому що волога (піт), пил знижують опір шкіри, а отже збільшується величина струму. При ураженні електричним струмом насамперед необхідно надати потерпілому першу долікарську допомогу.

4.2.2. Електростатична небезпека.

Електростатичний заряд, а відповідно і розряд може призвести до незначних потрясінь. Один або кілька розрядів статичної електрики може спричинити у людини шок. Джерелом електростатичного розряду у кабінеті функціональної діагностики можуть бути:

- Різке тертя непровідних матеріалів по нерухомій поверхні.
- Пересування великих листів пластику, що може спричинити іскри.
- Тертя, що виникає при протіканні рідини по поверхні твердого тіла.

Сила електростатичного заряду збільшується зі зниженням

вологості. Збільшення вологості повітря інколи використовується для боротьби із статичними зарядами, однак, висока вологість може привести до незручностей на робочому місці і негативного впливу на обладнання.

4.2.3. Небезпека електричних дуг, іскор та блискавки.

У разі безпосередньої близькості до електричних проводів або контакту провідників і замикання електричного кола електрична дуга може пробити повітряний зазор, запалити горючі гази або пил і викликати пожежу. Коли електрична дуга виникає під впливом статичної електрики її можна визначити як іскру. Іскри або електричні дуги можуть бути як відносно малої так і великої потужності і, як правило, виникають в невеликому просторі.

Електричний розряд між хмарами або між хмарою і землею – це блискавка. Якщо шлях блискавки на землю включає в себе людей, це може призвести до серйозних проблем зі здоров'ям, призвести до смерті. Електричне обладнання і будівельні конструкції, як правило, сильно страждають від небезпеки ураження блискавкою. Блискавка має властивість ударяти по найвищим об'єктам на землі. Загальним природним шляхом для блискавки, як правило є дерева. Ураження блискавкою можливо як при перебуванні просто неба, так і в закритому приміщенні. Частіше страждають люди, що знаходяться під час грози на відкритій місцевості, переховуються від дощу під деревами і поблизу від працюючого електроустаткування (включеного в мережу ЕОМ, радіоприймача або увімкненого мобільного телефону).

4.3 Висновки до розділу 4

Даний розділ роботи висвітлює питання організації наукових досліджень та ергономічних вимог інженера дослідника. Встановлено чіткий порядок розробки і впровадження технологій та вимог, щодо запобігання шкідливим факторам та чинникам.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У роботі було проаналізовано сучасні підходи до автоматизації обробки та аналізу ЕКГ сигналу. За результатами дослідження було визначено, що найбільшою ефективністю має застосування дискретного вейвлету перетворення для вирішення поставленої мети. Для класифікації кардіосигналу високою точністю має використання методу машинного навчання, що базується на застосуванні алгоритму випадкового лісу.

Дискретне вейвлет-перетворення має всі корисні властивості, що й безперервне вейвлет-перетворення, але потребує меншої обчислювальної потужності, швидше і не потребує збереження великої кількості інформації. Також сигнал, що реєструється, є дискретним набором даних. Ці фактори є вирішальними при виборі дискретного вейвлет-перетворення як метод обробки електрокардіосигналу.

Перевагою алгоритму випадкового лісу є його гнучкість і висока точність, а також робота з великою кількістю даних та за відсутності частини інформації.

В результаті виконаної роботи було розроблено алгоритм обробки та аналізу ЕКГ. Цей алгоритм автоматизований, забезпечує ефективність обробки, а також з високою точністю локалізує зубці кардіосигналу.

Було вирішено такі завдання:

1. Вибрано оптимальні параметри вейвлет-перетворення для попередньої обробки ЕКС;
2. Розроблено алгоритм фільтрації та видалення артефактів сигналу.
3. Розроблено алгоритм виділення інформативних ознак ЕКГ;
4. Проведено аналіз ефективності розробленого алгоритму та точність локалізації PQRST – комплексів;
5. Було побудовано класифікатор ЕКГ сигналів.

Алгоритм може бути покращений доповненням вилучених параметрів із сигналу, а також класифікації на більшу кількість хвороб серця.

Алгоритм передоброби та обробки був реалізований у програмному пакеті Matlab, з використанням бібліотеки Wavelet Toolbox, класифікація електрокардіосигналу реалізована мовою програмування Python.

Методика може бути вбудована на бездротовий портативний пристрій моніторингу ЕКГ для дослідження серцевої активності протягом тривалого періоду часу, що відкриє нові можливості для моніторингу серцево-судинної системи пацієнтів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Pan W.J., Tompkins. A: "Real – Time QRS Detection Algorithm" //Transactions on biomedical engineering. – 1985. P. 230 – 236.
2. Savitzky A, Golay MJE, Smoothing and Differentiation of Data by simplified Least Squares Procedures. Analytical Chemistry, 1964;36:1627-1639.
3. The MathWorks, Inc: Wavelet Toolbox User's Guide 1997 – 2004, pp. 1-8 -6-76.
4. Zheng L., Lall C. and Chen Y., "Low-distortion baseline removal algorithm for electrocardiogram signals," 2012 Computing in Cardiology, 2012, pp. 769-772.
5. Endo A., Shibata T. and Tanaka H. Comparison of seven algorithms to predict breast cancer survival, Biomedical Soft Computing and Human Sciences, vol.13, pp.11-16. (2008).
6. Gothwal,H., Kedawat S., Kumar R., Cardiac arrhythmias detection in an ECG beat signal using fast Fourier transform and artificial neural network //Biomedical Science and Engineering. – 2011. P. 289 – 296.
7. He, H., Wang, Z., Tan, Y.: Noise reduction of ECG signals through genetic optimized wavelet threshold filtering. In: IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for Measurement Systems and Applications (CIVEMSA), pp. 1–6 (2015).
8. Louppe G. and Geurts P., "Ensembles on Random Patches", Machine Learning and Knowledge Discovery in Databases, 346-361, 2012.
9. Lundstrom L, Karlsson P, Ohlsson T. Method and Device for Filtering out Base-line Fluctuations from an Electrocardiogram. US Patent 5,469,856, Nov. 28, 1995.
10. Malysheva, V., Zaynullina, D., Stosh, A., Cherepennikov, G. (2022). Application of Wavelet Transform for ECG Processing. In: Koucheryavy, Y., Balandin, S., Andreev, S. (eds) Internet of Things, Smart Spaces, and Next Generation Networks and Systems. NEW2AN ruSMART 2021 2021. Lecture Notes in Computer Science(), vol 13158. Springer, Cham. <https://doi.org/10.1007/978-3->

11. Velayudhan P.: Noise analysis and different denoising techniques of ecg signal // J. of electronics and communication engineering. 2016. P. 40–44.

URL:<http://iosrjournals.org/iosr-jece/>

12. Гонгало Н.Г., Хвостівський М.О. Вейвлет обробка магнітокардіосигналів в базисі Хаара. XI Міжнародна науково-практична конференція молодих учених та студентів „Актуальні задачі сучасних технологій“, 7-8 грудня 2022 року. Т.: ТНТУ, 2022. С. 121. (Комп’ютерно-інформаційні технології та системи зв’язку).

13. Петрук С.Л., Хвостівський М.О. Метод та програмне забезпечення обробки електрогастроентеросигналу. Матеріали ІХ науково-технічної конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, (Тернопіль, 8-9 грудня 2021 р.). Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2021. С.123.

14. Dudar T., Khvostivskyi M., Uniyat S. Algorithmical and Software Processing of PCG-signals for Diagnosing Stenosis of the Aortic Valve of the Heart. The 11th International scientific and practical conference “Integration of science as a mechanism of effective development” (November 28 - December 01, 2023) Helsinki, Finland. International Science Group. 2023. p.384-388. ISBN 979-8-89238-623-4. DOI: 10.46299/ISG.2023.2.11.

15. 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. 2019. Вип. 79. С. 78-84. doi: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84. ISSN 2310-0389 (e-ISSN 2310-0397).

16. Yavorska Y., Strembitska O., Strembitskyi M., Hvostivska L. Evaluation of methods for determining abnormalities in cardiovascular system by pulse signal under psycho-emotional stress in dental practice. Scientific Journal of TNTU. 2020. –

С. 118–126.

17. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

18. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. — Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. — 156 с.

19. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с.

20. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2023. 57 с.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Апробація результатів дослідження

УДК 303.01:303.447: 612.17

Верцюх В.І., Матчак О.М., Олійник Д.А.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

ЗАСТОСУВАННЯ ФІЛЬТРОВОГО МЕТОДУ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ СТАТИСТИК БІОСИГНАЛІВ

V. Vertsuch, O. Matchak, D. Oliynyk

APPLICATION OF FILTER METHOD FOR EVALUATION OF BIOSIGNAL STATISTICS

У сучасній фізіології значна увага приділяється діагностиці функціонального стану певних систем, за якими можна було б оцінити стан цілого організму та здатність його до адаптації. До характерних особливостей слід віднести інтенсивне дослідження і використання фізичних явищ і процесів людського організму, закономірності зміни яких мають випадковий характер. При дослідженні і вимірюванні характеристик випадкових процесів широке поширення, в силу добре розвинутого методичного й апаратного забезпечення, наочності та зручності практичного застосування, знаходять спектральні методи аналізу випадкових процесів, які забезпечують вимірювання оцінок спектральної густини потужності (СПГ) стаціонарних ергодичних біосигналів (СЕБС), які носять випадковий характер.

Перспективні напрямки удосконалення апаратного спектрального аналізу пов'язані як з розвитком і впровадженням алгоритмів швидкого перетворення Фур'є (ШПФ), так і інших методів, зокрема фільтрових. Це пояснюється тим, що фільтрові аналізатори спектра виявляються найбільш простими і дешевими, але, головне, вони можуть забезпечити менший час і більш високу точність спектрального аналізу, ніж аналізатори на основі ШПФ, у яких потенційна точність обмежена методичною похибкою.

Для спрощення та автоматизації аналізу нестационарного біосигналу з прогнозованою вірогідністю її результатів застосовано періодично-корельований випадковий процес (ПКВП) з дискретним часом.

Фільтровий метод полягає в перемноженні реалізації процесу на періодичну функцію з періодом, рівним періоду корельованості ПКВП, з подальшим усередненням.

Таким чином, методи апаратного спектрального аналізу потребують подальшого дослідження, а тому розроблення методу опрацювання біосигналів на базі математичної моделі у вигляді ПКВП з дискретним часом для комп'ютерних систем діагностики фізіологічного стану організму людини, який дасть можливість отримати оперативні відомості про присутність різного роду змін на ранніх стадіях, необхідних лікареві для установлення діагнозу, є актуальною науковою задачею.

Література

1. Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Євгенія Богданівна Яворська. — Тернопіль : ТНТУ, 2009. — 154 с.

2. Р.А. Ткачук, Г.Б. Цуприк, і Б.І. Яворський, "Підвищення інформативності та швидкодії біотехнічних систем", Опт-ел. інф-енерг. техн., вип. 24, вип. 2, с. 81–85, Жов 2013.

