

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

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

Система для аналізу варіабельності серцевого ритму

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

Марфін Марфін В. Ю.

Керівник: к. т. н., доц., доц. каф. БМІОЕС

Штофель Штофель Д. Х.

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

Макогон Макогон В.І.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

Коваль к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

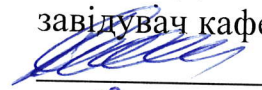
«29» 11 2024 р.

Вінниця ВНТУ – 2024 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

« 18 » 09 2024 р.

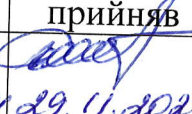
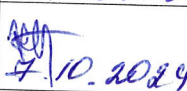
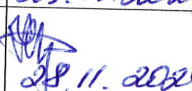
З А В Д А Н Н Я
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ
Марфін Вікторії Юріївні

1. Тема роботи: Система для аналізу варіабельності серцевого ритму
Керівник роботи: Штофель Д. Х., канд. техн. наук, доцент
затверджені наказом ВНТУ «17» вересня 2024 року № 310.
2. Строк подання студентом роботи «29» листопада 2024 року.
3. Вихідні дані до роботи:
 - поняття предметної області аналізу електрокардіограм;
 - інформаційні літературно-патентні джерела;
 - показники аналізу варіабельності серцевого ритму;
 - принципи і підходи до розробки програмного забезпечення.
4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі:
 - дослідити існуючі підходи до процесу аналізу варіабельної серцевої ритму;
 - запропонувати методику обробки та аналізу електрокардіосигналу;
 - провести комп'ютерне моделювання процесу обробки ділянки варіабельного кардіосигналу;
 - протестувати роботу запропонованого алгоритму аналізу варіабельного серцевого ритму.
5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів)
 - ілюстрація поняття кардіограми і варіабельності серцевого ритму;
 - блок-схема алгоритму оброблення електрокардіограми;
 - структурна схема системи аналізу варіабельності серцевого ритму;
 - інтерфейс вікон програмного засобу.

6. Зміст текстової частини:

- дослідження процесу аналізу варіабельності серцевого ритму;
- розроблення методики обробки та аналізу електрокардіосигналу;
- програмна реалізація процесу обробки електрокардіосигналів та аналізу варіабельності серцевого ритму;
- економічна частина.

6. Консультанти розділів роботи

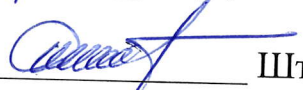
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д. Х. к. т. н., доц., доц. каф. БМІОЕС	 18.09.2024	 29.11.2024
Економічна частина	Буреннікова Н. В. д. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 7.10.2024	 28.11.2024

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

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

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

Студентка  Марфін В. Ю.

Керівник роботи  Штофель Д. Х.

АНОТАЦІЯ

УДК 615.471

Марфін В. Ю. Система для аналізу варіабельності серцевого ритму: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». – Вінниця : ВНТУ, 2024. – 85 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 28 найм.; 23 рис.; 15 табл.

Дана магістерська кваліфікаційна робота присвячена проблематиці базових аспектів побудови та запису електрокардіограм, дослідженню методів аналізу та обробки варіабельності серцевого ритму на основі довготривалих записів електрокардіограм, а також розробленню експериментального алгоритмічно-програмного комплексу для аналізу та інтерпретації даних електрокардіограм. Даний програмний комплекс складається з блоку, який забезпечує ідентифікацію та корекцію інформативних ознак зареєстрованого електрокардіосигналу в інтерактивному режимі, блоку автоматичної розмітки кардіоциклів на ритмограмі, а також блоку аналізу варіабельності серцевого ритму на основі записів ЕКГ з моніторів Холтера.

В розділі економічної частини здійснено комерційний та технологічний аудит науково-технічної розробки, проведено розрахунки узагальненого коефіцієнта якості, приведено розрахунок витрат на реалізацію науково-технічної розробки та визначено економічну доцільність даної розробки та розраховано термін окупності науково-технічної роботи.

В результаті проведених досліджень забезпечено підвищення точності постановки діагнозу на основі аналізу варіабельності серцевого ритму та досягнуто скорочення часу, який витрачається лікарем на проведення зазначеного аналізу.

ABSTRACT

UDC 615.471

Marfin V. Yu. System for analyzing heart rate variability: master's qualification work on specialty 163 Biomedical Engineering, educational and professional program "Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering". – Vinnytsia: VNTU, 2024. – 85 p.

Ukraine language Bibliography: 28 names; fig. 23; table 15.

This master's qualification work is devoted to the issues of constructing and recording electrocardiograms basic aspects, and also researching the methods of analyzing and processing heart rate variability based on long-term electrocardiogram recordings, as well as developing an experimental algorithmic and software complex for analyzing and interpreting electrocardiogram data. This software complex consists of a block that provides identification and correction of the registered electrocardiogram signal informative features, a block for automatic marking of cardiocycles on the rhythmogram, and a block for analyzing heart rate variability based on ECG recordings from Holter monitors.

In the economic part, a commercial and technological audit of the scientific and technical development was carried out, calculations of the generalized quality factor were carried out, the cost of implementing the scientific and technical development was calculated, the economic feasibility of this development was determined, and the payback period of the scientific and technical work was calculated.

As a result of the conducted research, the accuracy of diagnosis based on heart rate variability analysis was increased and the time spent by the doctor on conducting the specified analysis was reduced.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	6
ВСТУП.....	7
1 ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОЦЕСУ АНАЛІЗУ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ	9
1.1 Аналіз технічного завдання	9
1.2 Актуальність проблеми	9
1.3 Електрокардіографія	10
1.3.1 Фізична суть процесу генерації електрокардіограми.....	10
1.3.2 Аналіз електрокардіограми	12
1.4 Дослідження та аналіз існуючих технічних рішень та визначення напрямку дослідження.....	13
1.4.1 Програмне забезпечення «MEDILOG AR12 PLUS»	13
1.4.2 Програмне забезпечення для холтерівського моніторингу «CARDIMAX»	14
1.4.3 «CardioDay» — система холтеровського моніторингу	14
1.4.4 Програма «ArMaSoft»	14
1.4.5 Система холтерівського моніторингу електрокардіограми «Валента»	16
1.4.6 Програма «Холтер ДМС».....	16
1.5 Аналіз параметрів ритму серця	16
1.5.1 Дослідження електрокардіограми на тривалих часових інтервалах.....	18
1.5.2 Основи методу холтеровського моніторингу.....	18
1.5.3 Дослідження варіабельності за методом АВСР-ВКР.....	19
1.5.4 Прискорення і уповільнення серцевого ритму: метод DC-AC.....	22
1.5.5 Ключова ідея поєднання методів АВСР-ВКР та DC-AC	24
1.6 Висновки до розділу	24
2 РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДИКИ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ	

ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ	26
2.1 Етап попередньої обробки електрокардіограми	26
2.2 Методика оброблення тривалих записів електрокардіограм	28
2.3 Процес кластеризації QRS- комплексів ЕКГ	32
2.3.1 Проблематика задачі кластеризації.....	32
2.3.2 Кластеризація методом k -середніх	32
2.3.3 Процес кластиризації з використанням мережі Кохонена	33
2.3.4 Використання методу DBSCAN	35
2.3.5 Вибір методу для кластеризації QRS- комплексів	37
2.4 Методика оброблення результатів кластеризації	38
2.4.1 Опис t -критерію Стьюдента.....	40
2.4.2 Опис роботи критерію Колмогорова-Смірнова	41
2.5 Висновок до розділу	41
3 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОЦЕСУ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРО-КАРДІОСИГНАЛІВ ТА АНАЛІЗУ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ	43
3.1 Структура програмного комплексу аналізу варіабельності серцевого ритму	43
3.1.1 Підсистема генерації бази пацієнтів	44
3.1.2 Підсистема розмітки електрокардіограми.....	44
3.1.3 Підсистема оброблення ритмограм записів ЕКГ	45
3.2 Принцип роботи з розробленим програмним комплексом.....	47
3.3 Вибір програмних засобів для оброблення результатів дослідження	49
3.4 Висновки до розділу	51
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	52
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки	52
4.2 Оцінювання рівня новизни розробки	55
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	59

4.3.1 Витрати на оплату праці.....	59
4.3.2 Відрахування на соціальні заходи.....	62
4.3.3 Сировина та матеріали.....	62
4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі.....	64
4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт	64
4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт	65
4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень	66
4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей	67
4.3.9 Службові відрядження.....	68
4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації.....	69
4.3.11 Інші витрати.....	69
4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати.....	70
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором	71
4.5 Висновки до розділу	76
ВИСНОВКИ.....	77
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	79
ДОДАТКИ.....	82
Додаток А. Лістинг базових частин програмного коду	82

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ССЗ – серцево-судинні захворювання

ЕКГ – електрокардіограма

ССС – серцево-судинна система

ЕВС – електрична вісь серця

ВСР – варіабельність серцевого ритму

ЧСС – частота серцевих скорочень

ВКР – варіація короткої ритмограми

ВЧ – високочастотні

НЧ – низькочастотні

АЧХ – амплітудно-частотна характеристика

ВСТУП

Актуальність. На сьогоднішній день прогрес комп'ютерної техніки вплинув на більшість галузей сучасної науки, особливо на медицину. Сучасне діагностування серцево-судинних захворювань стало одним із пріоритетних завдань медичної сфери. Електрокардіографія, на сьогодні, є одним із найпоширеніших методів дослідження електродинаміки серця. Аналізуючи електрокардіограму із застосуванням комп'ютерів, відмічається розширення можливостей та значне скорочення часу на встановлення діагнозу лікарем.

Незважаючи на те, що кардіограф виконано якісно, важливою умовою є використання програмного забезпечення та спеціальних алгоритмів, котрі мають фундаментальне значення для створення системи аналізу електрокардіограми. На сьогоднішній день розроблено вітчизняними та закордонними фірмами багаторівневі програмно-апаратні комплекси аналізу електрокардіограми.

Автоматизована обробка даних включає наступні процеси: введення даних, пошук, зберігання, оброблення даних і виведення результатів.

Дана кваліфікаційна робота присвячена аналізу головних елементів електрокардіографії, дослідженню методів аналізу варіантності серцевої ритміки та створенню експериментального програмного комплексу в комп'ютерних кардіологічних системах для розтлумачення електрокардіограм та їх аналізу.

Задачі та мета дослідження. Метою дослідження – розробка методів аналізу варіабельної серцевої ритміки задля збільшення потенціалу комп'ютерних систем кардіології.

Для досягнення даної мети, необхідно розв'язати такі задачі:

1. Для аргументації вибраного напрямку наукового дослідження, вивчити та оцінити наявні прийоми аналізу варіабельної серцевої ритміки.

2. Для апробації алгоритму аналізу варіабельної серцевої ритміки необхідно створити комп'ютерне моделювання ділянки варіабельного

кардіосигналу.

3. Провести тестування результатів роботи створеного алгоритму аналізу варіабельного серцевого ритму.

Об'єктом дослідження є процес обробки варіабельної серцевої ритміки для покращення потенціалу комп'ютерних кардіологічних систем.

Предметом дослідження є імітаційна комп'ютерна модель варіабельного кардіоімпульсу.

Методика дослідження базується на принципах доказової медицини задля аргументації моделі варіабельного кардіоімпульсу і методики аналізу його параметрів.

Наукова новизна отриманих результатів. Створено структуру аналізу варіабельного серцевого ритму, а також протестовано алгоритм аналізу варіабельного кардіоімпульсу за результатами проведеної роботи задля розширення потенціалу комп'ютерних кардіологічних систем.

1 ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОЦЕСУ АНАЛІЗУ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

1.1 Аналіз технічного завдання

Головна мета кваліфікаційної роботи полягає в розробці методів аналізу варіабельності серцевого ритму з метою вдосконалення функціональних можливостей комп'ютерних кардіологічних систем. Тому має бути наявне програмне забезпечення, яке дасть можливість проводити аналіз та інтерпретацію електрокардіограм, дозволяючи виділяти й коригувати інформативні характеристики електрокардіосигналу в діалоговому режимі, виконувати автоматичну розмітку кардіокомплексів, а також аналізувати варіабельність серцевого ритму при довготривалих записах сигналів. Даний застосунок має відповідати сучасним вимогам програмного забезпечення для проведення аналізу та розшифрування електрокардіограм, включаючи функції завантаження ЕКГ-сигналу, його візуалізації, а також виділення характерних ознак ЕКГ тощо.

1.2 Актуальність проблеми

Згідно з дослідженнями та даними ВООЗ [1], останнім часом, серцево-судинні захворювання стали однією з головних причин смертності у світі. Задля раннього визначення хвороб серця та судин активно створюються сучасні діагностичні інструменти та засоби. На сьогоднішній день існує багато методів моніторингу серцевої діяльності, таких як комп'ютерна томографія, ехокардіографія, радіонуклідні дослідження тощо. Проте електрокардіограма (ЕКГ) залишається найпоширенішим методом діагностики серцево-судинної системи людини.

Автоматизований аналіз основних параметрів ЕКГ, зокрема тривалості інтервалів та сегментів, положення зубців, покращує точність обробки та

інтерпретації даних, а також суттєво зменшує час, потрібний лікарю для постановки діагнозу. Для підвищення достовірності діагнозу, окрім визначення стандартних інформативних елементів електрокардіосигналу, використовуються різноманітні методи аналізу його варіабельності. Аналіз варіабельності серцевого ритму є одним із найефективніших та інформативних неінвазивних методів кількісної оцінки вегетативної регуляції параметрів роботи серця.

1.3 Електрокардіографія

Електрокардіографія — це метод дослідження серцевої діяльності, заснований на реєстрації та аналізі електричних сигналів, що генеруються міокардом [2]. Цей підхід вперше був запроваджений у 1856 році та безперервно вдосконалюється до сьогодні. Автоматизований аналіз став ключовим елементом обробки біоелектричної активності серця у зв'язку із активним розвитком інформаційних технологій. Проте значна кількість завдань автоматизованого аналізу досі залишається нерозв'язаною, оскільки електричний сигнал є вимірюваним, нестаціонарним і піддається впливу багатьох видів завад.

1.3.1 Фізична суть процесу генерації електрокардіограми

Термін «електрокардіограма» (ЕКГ) означає електричний сигнал, що реєструється в електричному колі між двома точками, з'єднаними через вимірювальні електроди, що розташовані на поверхні тіла людини [2], тобто електрокардіограма є записом електричних потенціалів серця. Синусовий вузол, у здорової людини, розташований у місці злиття порожнистих вен, генерує приблизно 60–90 електричних імпульсів на хвилину.

Серце працює під контролем природного водія ритму, що знаходиться у правому передсерді, він генерує електричні імпульси та передає їх через провідну систему.

Процес реєстрації електрокардіограми, як правило, включає наступні етапи [2]:

- генерація імпульсу збудження в синусовому вузлі;
- активація передсердь із формуванням зубця Р;
- запис інтервалу PQ;
- формування QRS-комплексу зі збудження міокарда шлуночків;
- згасання збудження та повернення до початкового стану;
- реєстрація зубця Т та сегмента ST.

На рисунку 1.1 зображено етапи проходження електричного імпульсу через провідну систему серця та процес реєстрації ЕКГ.

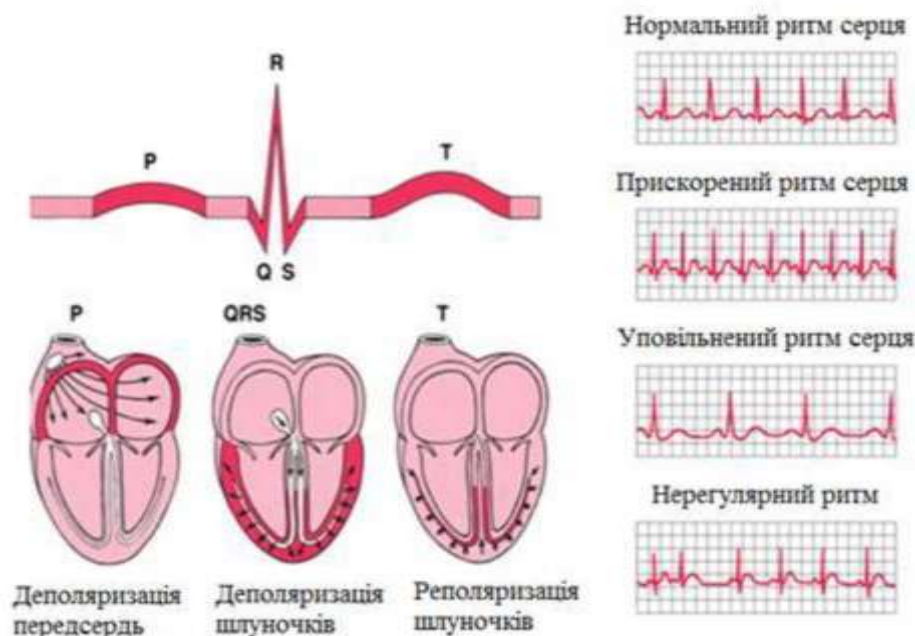


Рисунок 1.1 – Поширення синусового імпульсу і формування серцевих ритмів [3].

Електрична вісь серця (ЕВС) – це проєкція на задану систему координат сумарного електричного вектора біопотенціалів серця [3]. Обчислення кута ЕВС та обрання системи координат здійснюється з урахуванням специфіки обраної електрокардіографічної методики: векторкардіографія, стандартна електрокардіографія чи холтерівське моніторування.

Враховуючи, що у нормі маса серцевого м'яза лівого шлуночка значно перевищує масу правого, у зв'язку з цим електричні процеси в лівому шлуночку є потужнішими, а ЕВС спрямована в його бік [3].

1.3.2 Аналіз електрокардіограми

Електрокардіографічне відведення — це електричне коло, яке використовується для вимірювання та запису ЕКГ за допомогою реєструвальної апаратури. Віссю відведення називають уявну лінію, що з'єднує два електроди.

Різні методики аналізу електричної активності серця можуть передбачати використання різної кількості відведень. Основними підходами до дослідження ЕКГ є короткочасний запис тривалістю близько 30 секунд у стані спокою та довготривалий аналіз, зазвичай із записом даних протягом доби.

Аналіз ЕКГ спрямований на виявлення зміненої форми сигналу, яка може свідчити про різні серцеві захворювання. Для цього під час реєстрації ЕКГ у стані спокою використовують 12 відведень, поділених на дві основні групи: шість грудних відведень та шість відведень від кінцівок. Розділяють відведення від кінцівок стандартні: I — руки ліва та права, II — ліва нога та права рука, III — ліва нога та ліва рука; посилені: aVL — ліва рука, aVR — права рука, aVF — ліва нога [21].

Посилення відведень здійснюється шляхом розрахунку різниці потенціалів між центральним і активним електродами. Центральний електрод створюється шляхом з'єднання через опір двох інших електродів, тоді як активний електрод розташовується на одній із кінцівок.

Головною метою добового запису ЕКГ є отримання даних про серцеві скорочення протягом тривалого часу та аналіз динамічних змін форми електрокардіосигналу, що можуть свідчити про патологічні порушення серцевої діяльності. Оскільки використання відведень від кінцівок у таких випадках є незручним, зазвичай застосовують два чи три модифікованих грудних відведення, відомих як моніторні. Існують системи тривалого моніторингу, для прикладу, «Холтер-ДМС», що дозволяють видозмінювати та

працювати з 12 відведеннями, де відведення від кінцівок заміщаються на відведення з торсу: грудей та спини.

Холтерівський моніторинг характеризується зміною в першу чергу таких головних параметрів:

- інтервали RR протягом усього запису;
- типи QRS-комплексів: нормальні синусові, шлуночкові екстрасистоли, надшлуночкові екстрасистоли, комплекси, спричинені миготливою аритмією;
- зміни сегмента ST: депресія (зниження), елевація (підвищення) або виражені зміни форми ST;
- у деяких випадках — альтернація зубця T.

Головна вимога до системи моніторингу — забезпечення високоточної обробки зведених параметрів. Для досягнення цього необхідно точно ідентифікувати QRS-комплекси на ЕКГ та розрахувати значення інтервалів RR.

1.4 Дослідження та аналіз існуючих технічних рішень та визначення напрямку дослідження

Автоматичним аналізом електрокардіосигналу є складний процес, який включає чотири основні етапи:

- ідентифікація комплексів на ЕКГ і розпізнання інтервалів PP;
- аналіз форми комплексів, зубців та сегментів;
- визначення зубців перед комплексами і розпізнання відповідних інтервалів;
- на основі отриманих даних формування висновку щодо характеру ритму та можливих паталогій провідної системи серця.

Характеристики роботи та функціональні можливості базових програм автоматичного аналізу ЕКГ за методом Холтера наведені нижче.

1.4.1 Програмне забезпечення «MEDILOG AR12 PLUS»

Програмне забезпечення швейцарської компанії Schiller [4] MEDILOG

AR12 PLUS розроблене для одноканальної або триканальної реєстрації електрокардіограми і надає широкий спектр функцій для аналізу ЕКГ, такі як розпізнавання зубця Р, виявлення апное, дослідження варіабельності серцевого ритму (BCP), ідентифікацію QRS-комплексів, аналіз QT та ST сегментів.

1.4.2 Програмне забезпечення для холтерівського моніторингу «CARDIMAX»

Це опціональна програма, яка постачається на SD-карті. Вона може встановлюватись на холтерівські кардіографи японського виробництва компанії Fukuda Denshi [5] і забезпечує такі функціональні можливості: визначення QRS-комплексів, визначення положення електричної осі серця (ЕВС), одночасну реєстрацію дванадцяти відведень, аналіз частоти серцевих скорочень, визначення інтервалів QT і PR, а також аналіз та інтерпретацію результатів варіабельності серцевого ритму (BCP) із формуванням відповідних висновків.

1.4.3 «CardioDay» — система холтеровського моніторингу

Програмне забезпечення «CardioDay» від американської компанії GE Healthcare дозволяє виконувати наступні функції [6]: оцінку турбулентності серцевого ритму, аналіз роботи кардіостимулятора, попередній скринінг порушень, пов'язаних зі сном, дослідження змін інтервалу QT між комплексами, аналіз BCP і фібриляції передсердь, а також автоматичну інтеграцію отриманих результатів.

На рисунку 1.2 наведено результат роботи програми, який включає середній QRS-комплекс і позначення початку та завершення кожного кардіоциклу.

1.4.4 Програма «ArMaSoft»

Програмне забезпечення «ArMaSoft» призначене для реєстрації і комп'ютерної інтерпретації електрокардіограм, отриманих під час

холтерівського моніторингу з використанням дванадцяти стандартних відведень.

Програма «ArMaSoft» виконує такі функції: визначення QRS-комплексів, запис електрокардіосигналів у пам'ять комп'ютера, створення та управління архівами електрокардіосигналів, відображення зареєстрованих електрокардіографічних відведень на моніторі, розрахунок стандартних електрокардіографічних характеристик елементів, заміри амплітудно-часових параметрів інтервалів і зубців електрокардіоімпульса, діагностування порушення серцевої ритміки, синдромальний аналіз патологічних змін ЕКГ із формулюванням попереднього діагнозу, також формування друкованого документа — протоколу обстеження пацієнта.

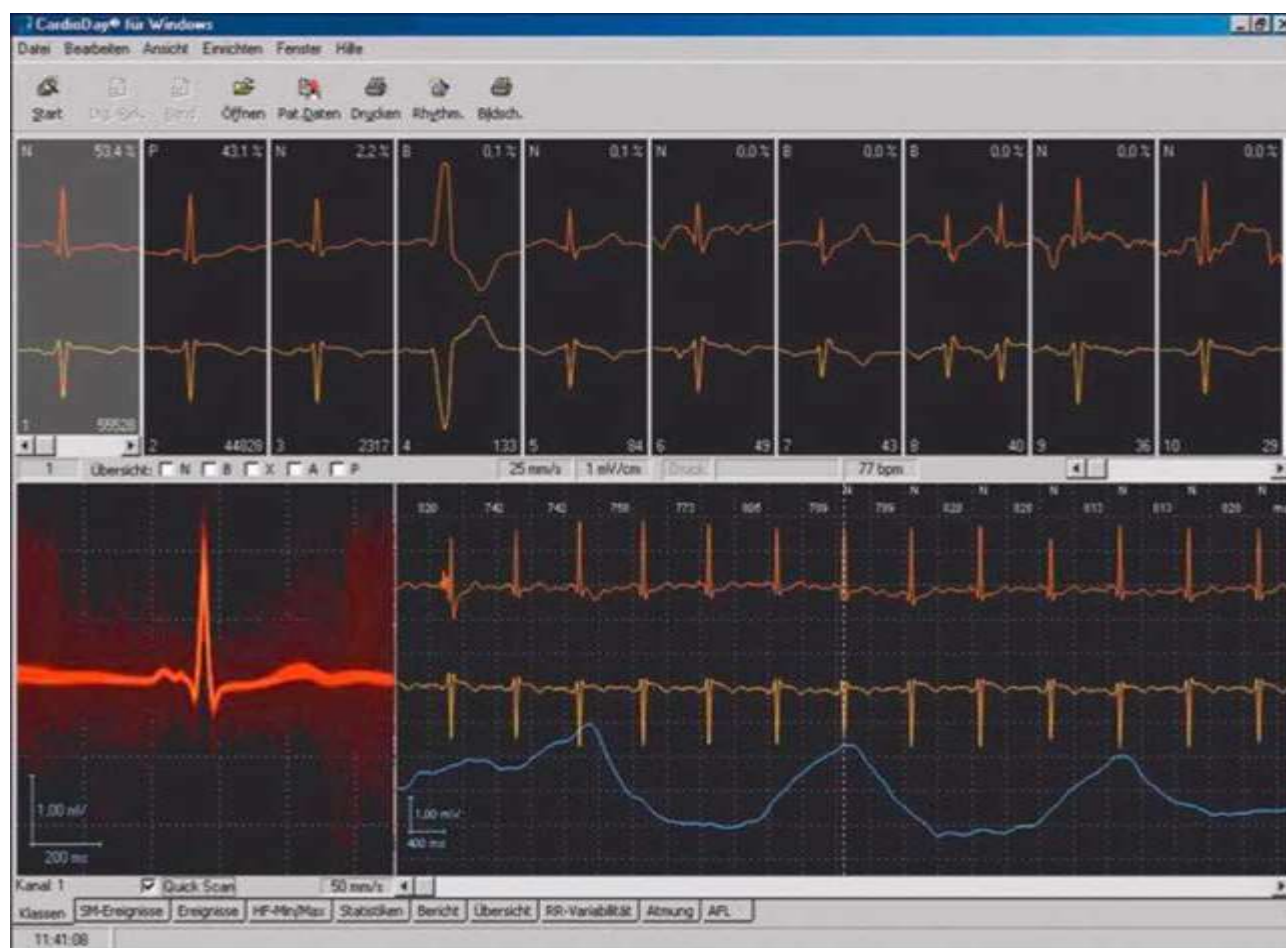


Рисунок 1.2 – Графічний інтерфейс програмного засобу «CardioDay» [6]

Це програмне забезпечення можна інсталиувати на персональний

комп'ютер, для роботи системи також потрібний електрокардіограф і лазерний принтер.

1.4.5 Система холтерівського моніторингу електрокардіограми «Валента»

Ця система дає можливість проводити безперервний запис добового ЕКГ у трьох відведеннях та створює електронну медичну історію хвороби пацієнта[8]. Вона складається із програмного забезпечення, пристрою для реєстрації біосигналів «Валента» та аксесуарів для різних типів досліджень.

Програмним забезпеченням системи передбачено можливість перегляду добових записів, кластеризування кардіоциклів з подальшою їх класифікацією, виконання аналізу сегменту ST, розпізнання QRS-комплексів, виявлення порушень серцевого ритму, створення бази даних пацієнтів, а також проведення аналізу варіабельності серцевого ритму та сформування підсумкового звіту за заданим шаблоном.

1.4.6 Програма «Холтер ДМС»

Це програмне забезпечення дозволяє автоматично аналізувати кожен кардіоцикл, переглядати результати аналізу і уточнювати дані про будь-який кардіоцикл у діалоговому режимі. Крім того, воно забезпечує розпізнавання звітів за результатами моніторингу [9].

Головною перевагою системи є можливість аналізу тривалих записів і визначення порушень у роботі серцевого ритму та провідності.

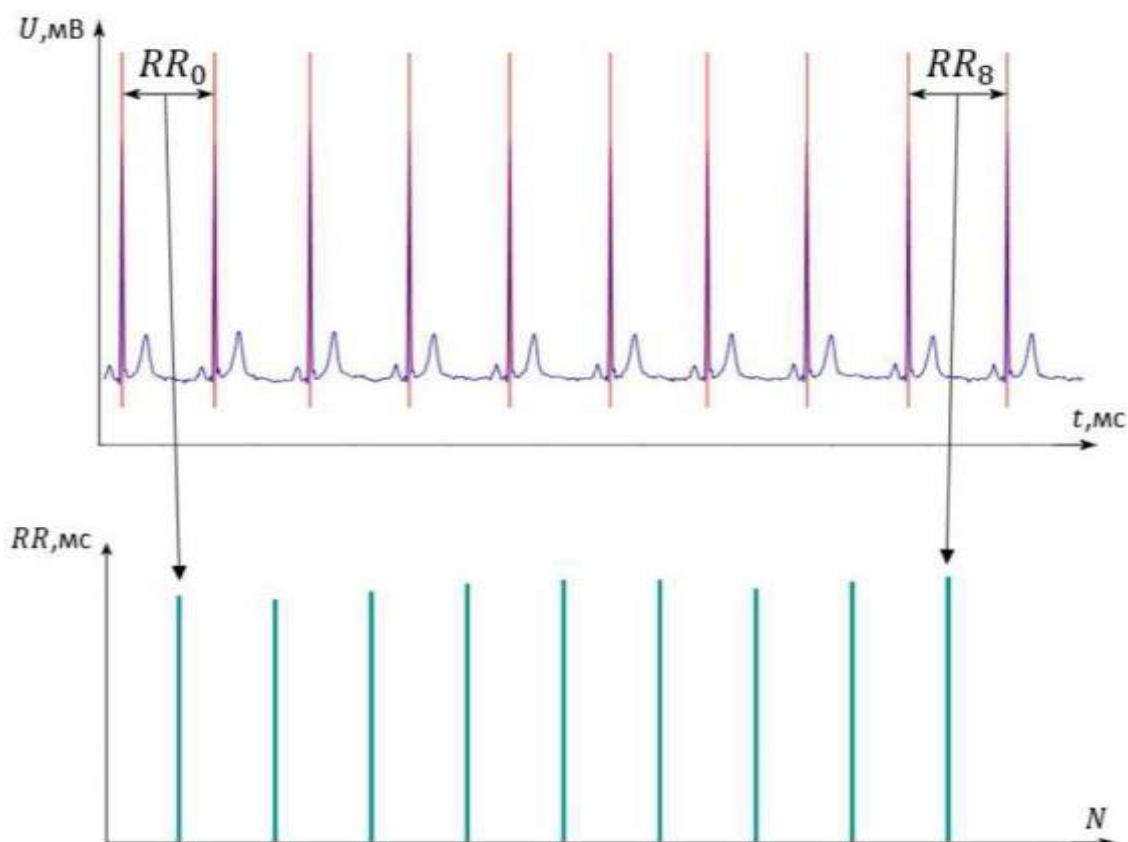
1.5 Аналіз параметрів ритму серця

Функціонування серця можна оцінювати за допомогою різних показників, таких як об'єм крові, що викидається в систему кровообігу під час одного скорочення, або об'єм крові, який транспортується за певний проміжок часу (наприклад, за хвилину). Одним із найпростіших і найбільш поширених параметрів є частота серцевих скорочень (ЧСС), що відображає кількість

серцевих скорочень за хвилину. Моніторинг та аналіз частоти серцевих скорочень проводять у різних часових діапазонах — від однієї секунди до кількох годин або навіть діб [11].

Варіабельність часу між двома сусідніми серцевими скороченнями є нормою для нормального стану серцево-судинної системи. Це явище називається варіабельністю серцевого ритму. Для її аналізу використовується ритмограма — числова послідовність, де кожен елемент представляє змінний інтервал часу між двома послідовними серцевими скороченнями. Для створення ритмограм потрібно виконати такі кроки [11]: за визначений проміжок часу записати електрокардіограму, на кожному кардіоциклі визначити одну і ту ж саму характерну точку (зазвичай це вершина зубця R), розрахувати часовий інтервал між відповідними точками даного і попереднього кардіоциклів для кожного скорочення серця.

На рисунку 1.3 схематично зображено утворення ритмограм.



Риснок 1.3 – Схема генерації ритмограм

1.5.1 Дослідження електрокардіограми на тривалих часових інтервалах

Холтерівський моніторинг спрямований на виявлення різноманітних порушень в роботі серцево-судинної системи, які можуть залишитися непоміченими на короткотривалих записах ЕКГ. До таких порушень належать зміни форми кардіоциклу, зокрема депресія, підвищення сегмента ST, а також збільшення інтервалу QT, що проявляється на коротких записах електрокардіограми.

Всі порушення, які виникають у серцево-судинній системі людини, мають вплив на характеристики синусового ритму. Серед таких характеристик можна виділити: змінна частота серцевих скорочень людини, що є генетично обумовлена, динаміку синусового ритму, а також постійну зміну ритму, що викликана як випадковими, так і закономірними впливами зовнішнього середовища та процесами, що відбуваються в організмі.

1.5.2 Основи методу холтеровського моніторингу

Дослідження варіабельності серцевого ритму (ВСР) на тривалих часових інтервалах дозволяє ефективно порівнювати ритмічні показники у двох різних людей, а також аналізувати зміни ВСР у того ж самого пацієнта за різних умов дослідження. Метод також дає змогу встановлювати зв'язок між динамікою ВСР і функціональним станом конкретної людини [12]. Завдяки таким перевагам метод аналізу ВСР на тривалих інтервалах став важливим інструментом клінічної практики.

Цей підхід базується на таких припущеннях щодо варіабельності серцевого ритму (ВСР):

- 1) ВСР відображає не лише стан серцево-судинної системи, але й загальний функціональний стан організму;
- 2) оцінка ВСР не є засобом для діагностування патологій, а слугує показником функціонального стану організму;
- 3) методика дає можливість не лише фіксувати нові особливості серцевого ритму, але й отримувати додаткові дані про фізіологічні механізми,

що його регулюють.

Дослідження ВСР на тривалих часових інтервалах базується на кількісному визначенні оцінки залежності між рівнем синусової аритмії та частотою серцевих скорочень. Даний підхід дає змогу аналізувати нестаціонарність серцевого ритму в процесі оцінки його варіабельності. Методика аналізу тривалої ВСР включає застосування комплексу математичних обчислень над ритмограмою [12].

Функціональний стан людини змінюється залежно від частоти серцевих скорочень (ЧСС) і проявляється по-різному. Для виявлення прихованих порушень роботи серця, які не видно при нормальній ЧСС, використовують фармакологічні або навантажувальні проби, що штучно підвищують ЧСС. Для покращення стану пацієнта ЧСС можна штучно знизити за допомогою медикаментів. Щоб коректно оцінити функціональний стан, важливо враховувати, як він змінюється залежно від рівня ЧСС. Оскільки між функціональним станом і ВСР існує тісний зв'язок, зміни ВСР також по-різному проявляються за різної ЧСС.

Враховуючи, що людина — живий організм і постійно зазнає впливу зовнішніх факторів, тому і постійних змін у роботі зазнають усі її системи. Це призводить до безперервних змін у процесах життєдіяльності, зокрема в серцевому ритмі, як наслідок зміни відбуваються у значеннях кількісних параметрів, що описують дані процеси. Важливо враховувати вплив випадкових факторів, які накладаються на динамічні зміни параметрів серцевого ритму.

1.5.3 Дослідження варіабельності за методом АВСР-ВКР

Аналіз ВСР базується на вивченні ритмограми. При цьому дослідження здійснюється виключно на сегментах ритмограми, що відповідають синусовому ритму та не містять порушень ритму або шумів.

Характеристики, що застосовують аналізуючи варіабельність серцевого ритму, є інтегральними та стосуються визначеного проміжку часу. Вони мають

відносний характер, але водночас є стійкими до випадкових спотворень ЕКГ і похибок вимірювання. Однак показники залишаються досить чутливими, щоб точно відображати значні зміни частоти серцевих скорочень.

Щоб параметри, що описують довготривалу ВСР, відповідали встановленим вимогам, застосовується дольовий підхід. Згідно з даним підходом, досліджуваний об'єкт поділяється на рівні частини, визначені за певним критерієм. Кожній частині обчислюється значення одного й того самого інтегрального параметра, скалярного чи векторного. Сукупність отриманих значень застосовується для загальної характеристики об'єкта.

Дольовий підхід для аналізу ВСР при тривалих часових інтервалах реалізується за такою схемою [11]: ритмограма ділиться на короткі сегменти, кожен із яких містить однакову кількість інтервалів. Для кожного сегмента обчислюються дві ключові характеристики, що вважаються базовими для оцінки ВСР: середній показник інтервалів та кількісна характеристика синусової аритмії. Протягом усього досліджуваного часу ВСР оцінюється за допомогою статистичного аналізу, що виконується для наборів пар характеристик (середнього значення інтервалів та параметрів синусової аритмії) усіх коротких сегментів ритмограми.

Якщо ритмограма є короткою, а серцевий ритм на ній має стабільний характер, то ВКР стає ефективним засобом для аналізу синусової аритмії.

Варіацією короткотривалого сегменту ритмограми, який має номер k та містить r інтервалів RR, називають параметр, що характеризує зміни цих інтервалів:

$$BKP_k = \sum_{j=1}^{32} |RR_k(j+1) - RR_k(j)|$$

де $|RR_k(j+1) - RR_k(j)|$ - абсолютне значення різниці інтервалів $RR_k(j+1)$ і $RR_k(j)$. Показник BKP_k є дискретним аналогом варіації функцій, що відображає

змінність досліджуваної кривої у визначеному часовому інтервалі. Якщо значення BKP_k дорівнює нулю, це свідчить про однакову тривалість усіх RR-інтервалів на досліджуваному короткому відрізку ритмограми.

Визначення основних елементів ВСР відбувається методом ділення ритмограми на сегменти, що містять по 33 RR інтервали, що відповідає приблизно 3-4 дихальним циклам.

Даний підхід дає змогу вираховувати, завдяки розкиду інтервалів RR короткого сегменту ритмограми, наявність дихальної аритмії.

Для кожного короткого сегмента ритмограми обчислюється показник RRM_k , який представляє середню тривалість інтервалів RR, що належать цьому сегменту.

$$BKM_k = \frac{1}{33} \sum_{j=1}^{33} RR_k(j)$$

Характер залежності значення синусової аритмії від ЧСС визначається таким чином: шкалу значень ЧСС ділять на діапазони; на ритмограмі визначаються усі короткі сегменти для кожного діапазону у яких значення ЧСС потрапляють у цей діапазон ni ; розраховується середнє значення ВКР для всіх коротких відрізків ритмограми, відібраних за цим діапазоном $BKPM_i$; формується таблиця, що відображає відповідність значень $BKPM_i$ діапазонам змін параметра RRM .

Для визначення значення $BKPM_i$ послідовно аналізуються усі короткі відрізки ритмограми. Із них відбираються ті сегменти, для котрих значення RRM_k потрапляють у відповідний діапазон шкали RRM . Реєструється кількість таких відрізків ni , після чого обчислюється відповідне значення.

$$BKPM_i = \frac{\sum_{j=1}^{n_i} BKP_j}{n_i}$$

Набір значень $BKPM_i$ є ключовим інструментом для аналізу ВСР у довготривалих записах. Для оцінки відхилень ВСР застосовується показник prs_i , який відображає відсоток коротких сегментів ритмограми, що потрапляють у різні діапазони значень.

$$prs_i = \frac{n_i}{\sum_{j=1}^l n_j}$$

де l - число інтервалів розподілу шкали значень RRM .

Для побудови параметра ВКР важливо, аби всі кардіоцикли на досліджуваних ділянках були синусовими, а їх кількість становила не менше 10-15. Крім того, слід видалити ті ділянки ЕКГ, що формально відповідають цим вимогам, однак демонструють неоднозначну поведінку ритму, для прикладу, коли різниця між відрізками сусідніх синусових кардіоциклів постійно змінює знак.

Тому для того, щоб отримати результати аналізу ВСР, необхідно попередньо підготувати запис ЕКГ. Дана підготовка включає дві ключові умови: правильну класифікацію усіх кардіоциклів і виключення з розгляду коротких ділянок ритмограми із неоднозначною поведінкою серцевого ритму. Якщо під час аналізу ритмограми виявляється, що понад 10% ділянок не відповідають вимогам, ритмограма вважається непридатною для дослідження [11].

1.5.4 Прискорення і уповільнення серцевого ритму: метод DC-AC

Динамічні зміни ритму оцінюють під час аналізу варіабельності серцевого ритму для кожного короткого запису ритмограми [13]. Для визначення сповільнення або прискорення серцевого ритму потрібно виявити «якірні» точки, що відображають послідовне збільшення або зменшення тривалості RR-інтервалів. Чорні «якірні» точки відповідають сповільненню

ритму, оскільки вони позначають збільшення тривалості RR-інтервалів, білі «якірні» точки характеризують прискорення ритму, що відповідає зменшенню тривалості інтервалів.

Під час аналізу, якщо тривалість інтервалу відрізняється від тривалості попереднього інтервалу більше, ніж на 5%, то такі RR-інтервали ігноруються.

Кожна визначена «якірна» точка відповідає певному сегменту ритмограми ($S_1, S_2, \dots, S_n$). Всі сегменти мають однакову тривалість. На рисунку 1.4 представлені сегменти, які складаються з дванадцяти послідовних RR-інтервалів.

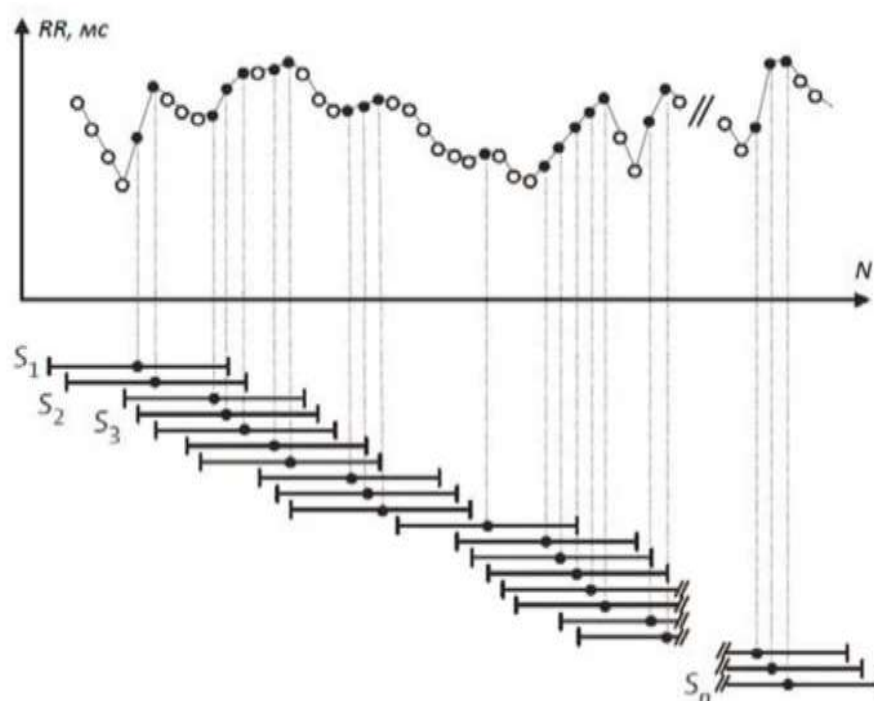


Рисунок 1.4 – Визначення «якірних» точок

Всі виділені сегменти синхронізуються з урахуванням білих та чорних «якірних» точок. Процес вибору сегментів, визначених чорними «якірними» точками продемонстровано на рисунку 1.5

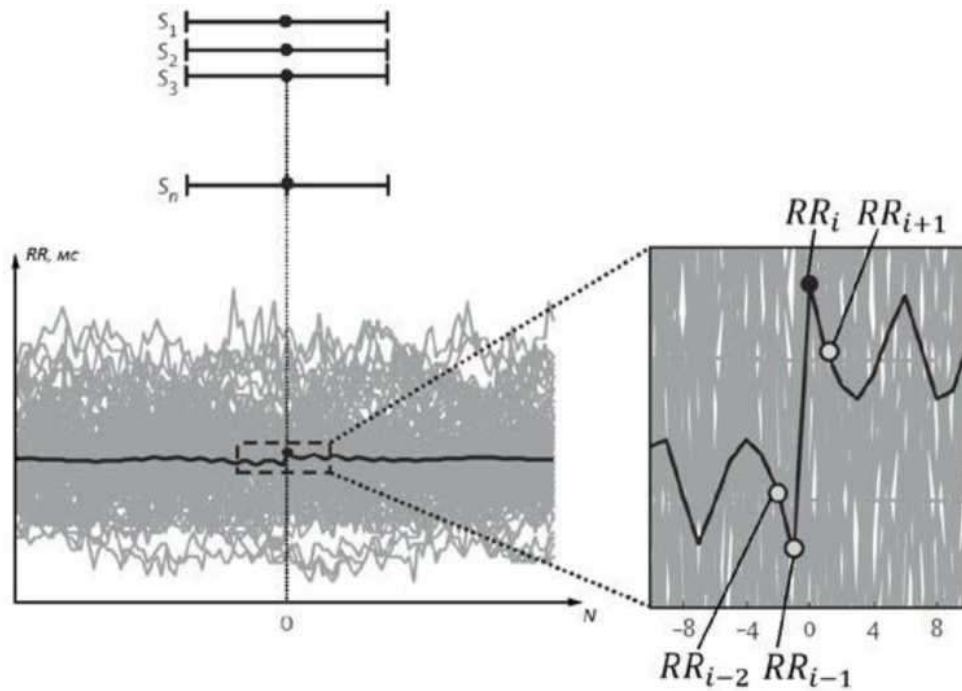


Рисунок 1.5 – Вирівнювання ділянки ритмограм

Методика визначення прискорення і сповільнення серцевого ритму ґрунтується на дискретному вейвлет-аналізі із застосуванням вейвлета Хаара. Для обчислення цих параметрів використовується наступний вираз:

$$DC_i(AC_i) = \frac{RR_i + RR_{i+1} - RR_{i-1} - RR_{i-2}}{4}$$

1.5.5 Ключова ідея поєднання методів АВСР-ВКР та DC-AC

Ритмограма розбивається на короткі сегменти. Для кожного сегмента, включаючи разом із варіацією ВКР та розрахунком RRM , визначаються параметри DC і AC. Потім діапазон змін значення RRM поділяється на стандартні інтервали і отримані значення сповільнення та прискорення ритму усереднюються для кожного з цих інтервалів.

1.6 Висновки до розділу

В цьому розділі було проаналізовано і представлено головні принципи

формування та реєстрації електрокардіограми. Досліджено уже існуючі системи аналізу та їх інтерпретації ЕКГ, що дозволило визначити ключові вимоги до програмного забезпечення для обробки та аналізу електрокардіосигналів. Також було розглянуто та описано методику аналізу ВСР на основі тривалих записів ЕКГ та представлено детальну схему її реалізації. Окремо встановлено поняття «сповільнення» та «прискорення» серцевого ритму, які будуть використані у наступних розділах.

2 РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДИКИ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

2.1 Етап попередньої обробки електрокардіограми

Однією із найефективніших та самих розвинутих методик аналізу функціонування ССС є холтерівський моніторинг, який триває приблизно 24 години. В процесі реєстрації ЕКГ, пацієнти піддаються впливу різних електромагнітних полів, що суттєво впливають на якість отриманого сигналу, викликаючи помилки у визначенні інформативних та значущих ділянок ЕКГ.

Серед помилок, або як їх ще називають завад або артефактів, які виникають під час запису ЕКГ, виділяють [14]:

- мережеві артефакти;
- дрейф ізолінії;
- тремор м'язів;
- артефакти, викликані рухами пацієнта.

Для усунення цих завад застосовуються вузькосмугові фільтри з лінійноподібною фазовою характеристикою, а також фільтри високих (ВЧ) і низьких (НЧ) частот. Вузькосмугові фільтри використовуються для придушення мережевих артефактів, на частоту близько 50 Гц. Фільтри ВЧ дозволяють стабілізувати ізолінію на ЕКГ, але можуть, при цьому, викликати спотворення отриманого біосигналу, наприклад, видозмінити вигляд сегмента ST, що, в свою чергу, може призвести до формування помилкового діагнозу. Фільтри НЧ використовуються для зменшення величини впливу м'язового тремору на процес запису ЕКГ.

Властивості фільтрів найточніше характеризує їх амплітудно-частотна характеристика (АЧХ), яка демонструє взаємозалежність коефіцієнта пропускання даного фільтра відносно частоти сигналу, який через нього проходить. Для фільтрів НЧ і ВЧ основною характеристикою є частота зрізу.

Інформація, що описує параметри кардіоциклів, знаходиться в діапазоні

частот від 0,5 до 75 Гц [15]. На рисунку 2.1 показано вихідний сигнал із дрейфом ізолінії, а на рисунку 2.2 – вже очищений від артефактів електрокардіосигнал, отриманий після пропускання через НЧ і ВЧ фільтри.

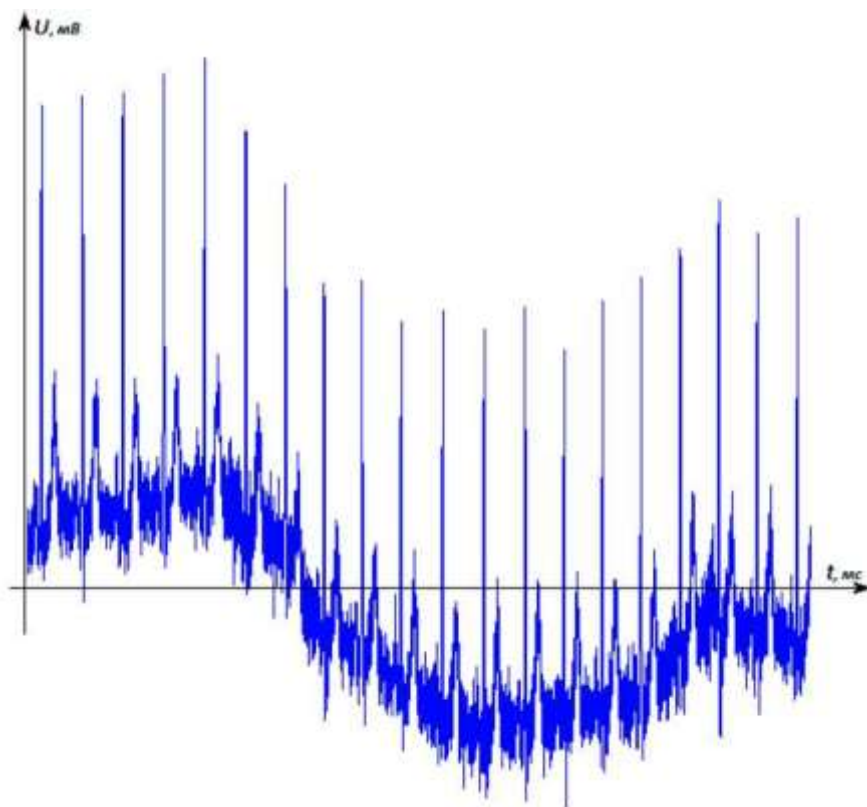


Рисунок 2.1 – Типовий вихідний ЕКГ-сигнал

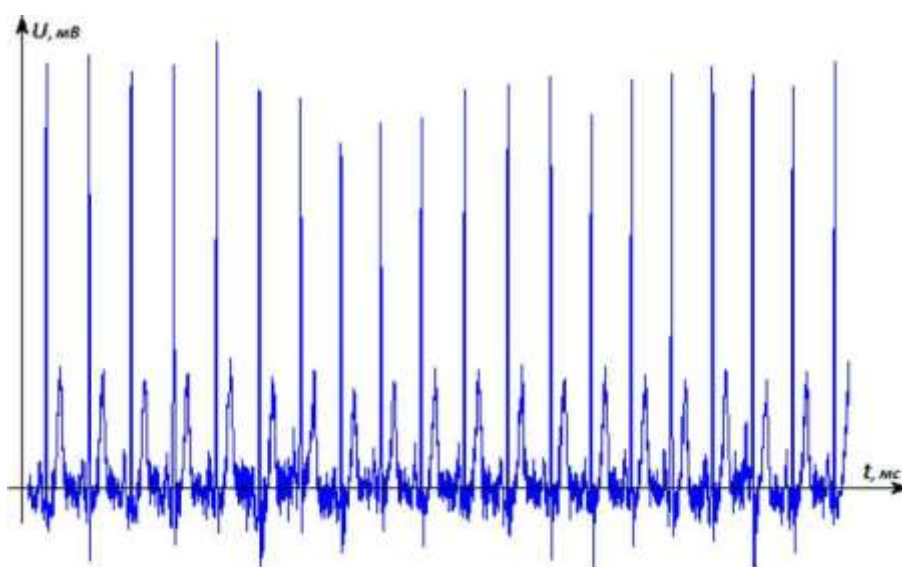


Рисунок 2.2 – Вихідний сигнал, пропущений через фільтр

У сучасних електрокардіографах зазвичай передбачено апаратну систему для придушення мережових наведень. Однак у деяких випадках такі перешкоди можуть виникати через появу зовнішніх впливів на кабелі та канали провідників, що з'єднують електрокардіограф із реєструючими електродами. На рисунку 2.3 представлено сигнал, який містить подібну мережеву заваду.

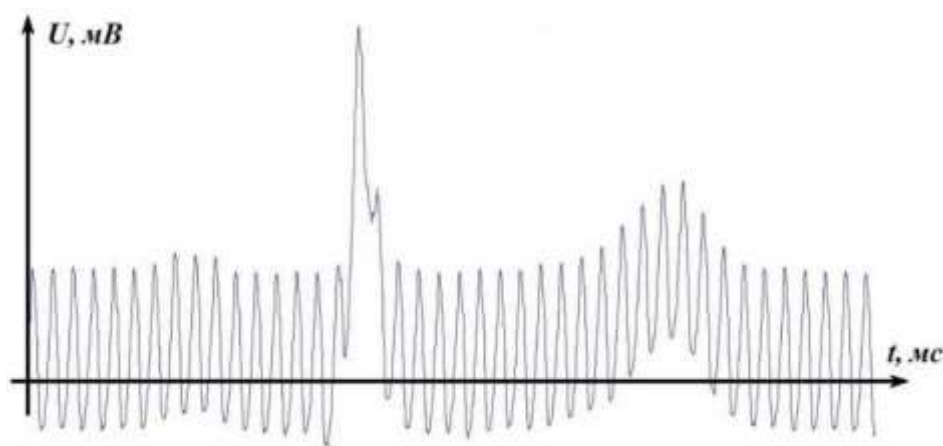


Рисунок 2.3 – Сигнал з артефактом (наявною мережевою завадою)

На сьогодні існують різні варіанти реалізації фільтрів зі кінцевою та безкінечною імпульсною характеристикою. Об'єктивне порівняння характеристик цих двох типів фільтрів є майже неможливим. Для обробки ЕКГ у ролі ВЧ та НЧ фільтрів було обрано фільтр Баттерворта, згідно рекомендацій в роботах [15, 16]. Даний фільтр вирізняється досить гладкою АЧХ в межах смуги пропускання фільтра та різким спадом коефіцієнту передачі поза нею (рис. 2.4).

2.2 Методика оброблення тривалих записів електрокардіограм

Методика оброблення довготривалих записів ґрунтується на аналізі ВСР. Основним об'єктом її дослідження є ритмограми, що генерується з електрокардіограм завдяки виділенню QRS-комплексів. Точність подальшої обробки ЕКГ у значній мірі залежить від вибору методики визначення ключових характеристик кардіограми.

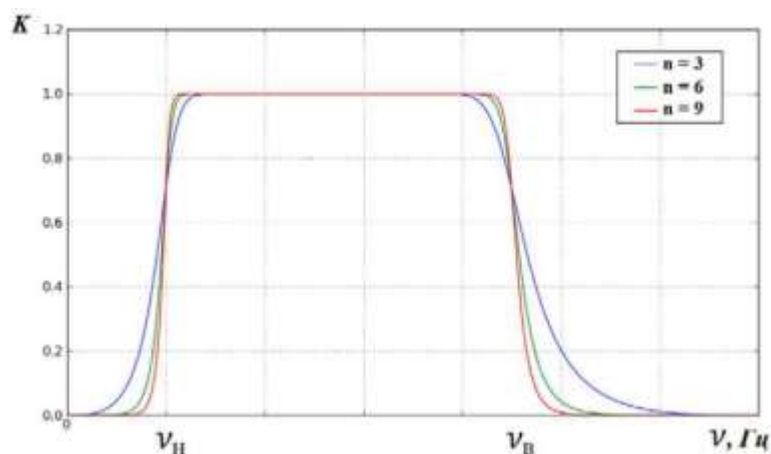


Рисунок 2.4 – Типова АЧХ смугового фільтру

За основу алгоритму для оброблення електрокардіограм було обрано методику, засновану на безперервному вейвлет-перетворенні, яка описана у роботі [17]. Проведені дослідження показали, що дана методика забезпечує високу точність у пошуку QRS-комплексів, а також при знаходженні Р- і Т-зубців, що відповідає зазначеним вимогам аналізу записів холтерівського моніторингу.

У таблиці 2.1 наведено результати роботи даного алгоритму на прикладі деяких сигналів із бази даних Beth Israel Deaconess Medical Center (Normal Sinus Rhythm Database), яка знаходиться у вільному доступі в Інтернеті і містить довготривалі записи ЕКГ.

Таблиця 2.1 – Результати роботи обраного алгоритму оброблення

Номер сигналу	$Se, \%$	$P, \%$
16265	99,94	99,97
16773	99,98	99,89
18177	99,97	99,91
19088	99,94	99,96
19830	99,96	99,92

Значення величини Se характеризує спроможність алгоритму забезпечити отримання правильного результату, тоді як P визначає імовірність фактичної присутності характерних точок у разі коректного результату їх виявлення.

У дослідженнях ВСР оцінюється кількісна залежність між рівнем синусової аритмії та ЧСС. До параметрів варіабельності належать:

- середня тривалість інтервалів RR (RRM);
- варіабельність кардіоциклів (ВКР);
- прискорення та уповільнення ритму (АС, DC).

Ритмограма поділяється на короткі сегменти, кожен із яких містить послідовність із 33-х інтервалів RR і не має екстрасистол (передчасні скорочення серцевого м'яза). Екстрасистולי є випадковими подіями, які суттєво впливають на характеристики ВСР. Для проведення аналізу необхідно виділити з усіх кардіоциклів лише такі QRS-комплекси, що відповідають типовим характеристикам досліджуваної кардіограми.

Кожен сегмент ритмограми характеризується власними показниками ВСР, які групуються залежно від величини цих параметрів. Усі можливі значення величин поділяються на стандартизовані інтервали, згідно [12]. У таблиці 2.2 наведено поділ множини показників середньої тривалості інтервалів на відповідні діапазони.

Таблиця 2.2 – Поділ шкали середньої тривалості інтервалів на діапазони

Номер діапазону	Значення середньої тривалості інтервалів, мс
1	0-572
2	573-648
3	649-724
4	725-800
5	801-872
6	873-948
7	949-1024
8	>1024

У результаті застосування цієї методики аналізу ВСР були отримані сеті характеристик варіабельності для коротких сегментів ритмограм, що згруповані згідно діапазонів, які складають середню тривалість RR-інтервалів. На рисунку 2.5 показано блок-схему роботи описаного алгоритму аналізу ВСР.



Рисунок 2.5 – Блок-схема алгоритму оброблення ЕКГ

2.3 Процес кластеризації QRS- комплексів ЕКГ

Локалізація структур QRS-комплексів в кардіосигналах є ключовою проблемою для аналізу довготривалих записів ЕКГ. Запропонований в роботі метод визначення локацій цих комплексів передбачає машинне групування вхідної сукупності кардіоциклів на окремі класи з можливістю подальшого вибору в інтерактивному режимі типу, до якого саме належить кожен із цих QRS-комплексів.

2.3.1 Проблематика задачі кластеризації

Нехай X – це сукупність об'єктів, а Y – сукупність номерів кластерів. Попередньо визначена функція відстані між цими об'єктами $p(x, x')$. Отже, існує скінченна навчальна множина об'єктів $X_m = (x_1, \dots, x_m) \in X$. Необхідно розділити множину на непересічні підмножини, тобто кластери, так, щоб об'єкти всередині єдиного кластера були максимально схожі між собою за метрикою p , а об'єкти з різних кластерів істотно відрізнялися один від одного.

Кожному об'єкту що належить кластеру $x_i \in X^m$ присвоюється номер даного кластера y_i . Алгоритм кластеризації визначається як функція $a: X \rightarrow Y$, яка кожному об'єкту $x \in X$ ставить у відповідність номер кластера $y \in Y$ [18].

2.3.2 Кластеризація методом k -середніх

Алгоритм на основі визначення k -середніх [19] застосовується для поділу початкової сукупності об'єктів X на декілька k підмножини так, що відстань від всіх точок в межах кластерів до центрів кластерів була мінімальною. Для цього потрібно розрахувати:

$$\min_{x_j \in X^i} \sum_{i=1}^m d(x_j, \mu_i)$$

де μ_i – координати центру i -го кластера, m - кількість елементів у кластері X^i ,

$d(x_j, \mu_i)$ – відстань між елементом x та центром того кластера, якому він належить.

Корегування значень центру в кожному кластера здійснюється згідно виразу

$$\mu_i = \frac{1}{|X^i|} \sum_{x_j \in X^i} x_j.$$

Кількість кластерів, на які необхідно розділити сукупність X , визначається на базі даних попередніх досліджень. Процес роботи алгоритму складається з кількох етапів [19]:

- обирається k довільних точок, які виступають початковими центрами кластерів (базуючись на бажаній початковій кількості цих кластерів);
- кожен об'єкт сукупності призначається до того кластера, центр якого знаходиться до нього найближче;
- центри кластерів оновлюються відповідно до нового складу підмножин;
- перевіряється істинність виконання критерію зупинки роботи алгоритму.

2.3.3 Процес кластиризації з використанням мережі Кохонена

Мережі Кохонена [20] належать до класу самоорганізованих інтелектуальних нейронних мереж. Вони здатні визначати кластери серед множини вхідних векторів, що мають певні спільні характеристики. Ці мережі являються собою пласку одношарову структуру, що складається з нейронів типу WTA. Рисунок 2.6 представляє структурну схему такої мережі.

Всі нейрони цієї мережі з'єднані з всіма компонентами m -вимірного вхідного вектора $X_1 = (x_{1i}, x_{2i}, \dots, x_m)$. Вхідний вектор є одним із об'єктів, які необхідно кластеризувати. Кількість нейронів в мережі відповідає кількості кластерів, які вона повинна визначити. У мережах Кохонена нейрони реалізовані як лінійні логічні зважені суматори:

$$s_j = b_j + \sum_{i=1}^m w_{ij} x_i$$

де $w_{1j}, w_{2j}, \dots, w_{mj}$ - вагові коефіцієнти для входніх зв'язків i -го нейрона.

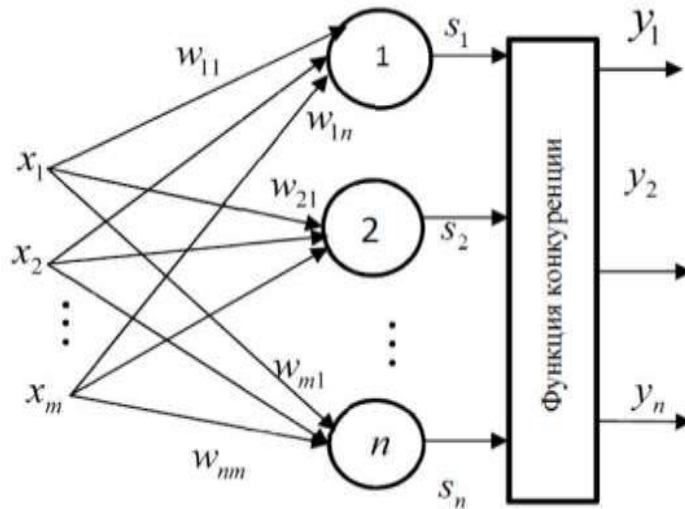


Рисунок 2.6 – Типова структура мережі Кохонена

Мережі Кохонена використовують навчання без присутності «учителя», що засноване на механізмі конкуренції. Коли на вхід мережі подається вектор, що описує деякий об'єкт, переможцем стає нейрон, у якого ваговий вектор якого найбільш подібний на початкового входний вектор. Таким чином, для виграшного нейрона виконується наступне співвідношення:

$$d(x, w_j) = \min_{1 \leq i \leq n} d(x, w_i)$$

де n – загальна кількість нейронів у мережі, j – номер виграшного нейрона, $d(x, w)$ – відстань між векторами x та w .

Перед початком навчання задаються початкові величини коефіцієнтів вагових векторів. Сам процес навчання складається з повторення наступних етапів [20]:

- внесення входньої сукупності даних на вхід мережі Кохонена;

- обчислення значення функції для кожного нейрона в мережі;
- визначення нейрона, який є переможцем;
- правка коефіцієнту ваги нейрона, що став переможцем;
- перевірка істинності виконання умови завершення алгоритму навчання.

Критерієм завершення навчання може бути, наприклад, досягнення заданої кількості навчальних циклів.

Коригування коефіцієнтів ваги нейрона, що переміг здійснюється за різними методами, такими як алгоритм Кохонена або, наприклад, алгоритм нейронного газу [20].

2.3.4 Використання методу DBSCAN

Базовий механізм, що складає метод кластеризації DBSCAN, що описаний в [21] (Density-Based Spatial Clustering of Applications with Noise) ґрунтується на процесі об'єднання елементів згідно з їх внутрішньогруповими зв'язками. Для виконання процесу кластеризації за цим методом необхідно задати критерії, згідно яких елементи будуть формувати кластери. Кластери утворюють щільні області об'єктів у певного багатовимірному просторі, що відокремлені один від одного областями з помітно нижчою щільністю об'єктів.

Щільність елементів для конкретного кластера x_i визначається двома величинами. Перша – це a – радіус сусідства точки X_j . Таким чином, множина X_k , що містить елемент X_i , включатиме набір точок X_j , для яких виконується істинність умови:

$$d(x_i, x_j) \leq \alpha,$$

$$j \in [1: |X^k|], j \neq i,$$

де $d(x_i, x_j)$ – відстань між елементами сукупності X^k . Дана відстань може обчислюватися згідно різних методів, зокрема, за допомогою евклідової метрики.

Іншою величиною для визначення ступеня щільності точок є параметр, що відповідає за мінімальну кількість точок $N_{\min}$, які розташованих якомога ближче до потрібного об'єкту, згідно із початково заданим радіусом a . Об'єкт X_i вважатиметься оточеним у межах радіусу a і при заданій кількості точок $N_{\min}$, якщо:

$$\begin{aligned} |X^k| &\geq N_{\min}, \\ x_i &\in X^k, \end{aligned}$$

Точка X_j вважається прямо досяжною за величиною щільності від точки X_i при заданих a і $N_{\min}$, якщо точка $x_i \in X^k$. При цьому, якщо $d(x_j, X^k) \leq a$ знаходиться в межах радіуса, а кількість точок у цьому радіусі не менша за $N_{\min}$, то в такому випадку X_j є сусідньою точкою для X_i .

Кластер визначається як непорожня множина елементів X^k із вхідного набору D , яка відповідає властивості досяжності. У випадку, якщо $x_i \in X^k$, та значення X_j досягне за щільністю від X_i , то можна стверджувати, що $X_j \in X$. Це означає, що ці дві точки належать єдиному кластеру, отже, дотримується властивість максимальності.

Властивість зв'язності означає, що кожен елемент X_i у підмножині X^k пов'язаний за своєю щільністю з усіма іншими елементами цього ж кластера, при попередньо заданих a та $N_{\min}$.

Таким чином, всі елементи з набору даних D утворюють сукупність підмножин, які представляють собою кластери:

$$D = \{X^1, X^2, \dots, X^n, S\},$$

де $X^1, X^2, \dots, X^n$ – це кластери, які сформовані на основі значення щільності, а S – підмножина елементів, які не належать жодному із кластерів $X^1, X^2, \dots, X^n$.

Алгоритм DBSCAN реалізується у два основних етапи [21]:

1. Спочатку з множини даних D виділяються точки, які входять в межі околу.
2. Далі для кожного об'єкта X^i із множини даних D виконується така процедура:
 - перевіряється, чи належить i -тий елемент будь-якому з кластерів;
 - визначається, чи знаходиться i -тий елемент в околі заданої точки.

Якщо елемент перебуває в околі певної точки, то всі об'єкти, подібні за щільністю до нього, групуються у новий кластер. В іншому випадку, якщо елемент не входить до околу точки та не подібний за щільністю до жодного іншого елемента, то він зараховується до підмножини S .

2.3.5 Вибір методу для кластеризації QRS- комплексів

В результаті дослідження різних методів кластеризації були сформульовані їхні основні переваги і недоліки.

А) Метод «к-середніх»:

- Переваги: легкість у реалізації методу; здатність працювати з великими обсягами вхідних даних.
- Недоліки: висока чутливість до наявності викидів; потреба заздалегідь визначати потрібну кількість кластерів; залежність результатів від локалізації стартових центрів кластерів.

Б) Мережі Кохонена:

- Переваги: стійкість до відносно зашумлених початкових даних; легкість у реалізації; можливість індивідуального вибору алгоритму для правки величина коефіцієнтів ваг нейронів залежно від природи даних.
- Недоліки: потреба у початковому визначенні кількості кластерів, на які розділяється набір вхідних даних; проблема наявності мертвих нейронів.

В) Метод DBSCAN:

- Переваги: нечутливість до аномальних викидів; відсутність необхідності попереднього вибору кількості кластерів; оптимальна здатність ідентифікувати кластери зі змінною конфігурацією; можливість роботи з великими обсягами вхідних даних.
- Недоліки: складність у підборі параметрів, необхідних для успішної роботи алгоритму.

Щоб зрозуміти обсяги вхідних даних, можна зазначити, що добовий запис ЕКГ може містити понад 100000 кардіоциклів, які можуть мати артефакти, що викликані рухами пацієнта, та передчасні серцеві скорочення, які за своєю структурою досить подібні до типових QRS-комплексів, що використовуються в якості вхідних даних для аналізу кардіограми.

Отже, головною перевагою методу DBSCAN при співставленні з рештою методів кластеризації є те, що перед обробленням QRS-комплексів немає потреби заздалегідь визначати початкову кількість кластерів для їх успішного розподілу.

2.4 Методика оброблення результатів кластеризації

Результатом аналізу ритмограм пацієнтів є сети характеристик ВСР. Для оцінювання можливості використання цих характеристик у діагностиці необхідно знайти закономірності між групою здорових осіб та групами пацієнтів із певними захворюваннями.

Для обробки наборів характеристик ВСР у групах застосовується різноманітні методики статистичного аналізу. Важливим етапом даного дослідження є вибір методики, що дозволяє виконати оцінювання достовірності одержаних експериментальних результатів. Методики оцінювання достовірності поділяються на параметричні та непараметричні [22].

Параметричні методики застосовуються у тих випадках, коли відомий закон розподілу показників, що досліджуються, тоді як непараметричні методи не вимагають наявності таких знань. Обидва види методик – параметричні та

непараметричні – використовуються для порівняння вибірових сукупностей.

На початку дослідження потрібно коректно побудувати припущення, яке буде перевірятися під час подальшого аналізу. Початкове твердження про генеральну сукупність даних, яке буде оцінюватися за допомогою вибірових множин, називається статистичною гіпотезою.

У процесі аналізу параметрів, що досліджуються формується нульова гіпотеза, яка стверджує відсутність значущих відмінностей між групами параметрів. Згідно з цією гіпотезою, спостережувані відмінності між множинами значень є статистично незначущими.

Базовий метод підтвердження гіпотез передбачає виділення нульової гіпотези з метою її подальшого спростування, що дозволяє таким чином довести альтернативну гіпотезу. Альтернативна гіпотеза стверджує про наявність значущих відмінностей між групами параметрів.

Під час перевірки даної гіпотези імовірно виникнення певних статистичних помилок, що також варто враховувати в процесі проведення аналізу.

Виділяють два типи статистичних помилок [22]:

- помилка першого роду: це величина ймовірності виявлення відмінностей між даними, яких в дійсності немає (при цьому відбувається відкидання істинної нульової гіпотези).
- помилка другого роду: це величина ймовірності не виявлення відмінностей, які фактично існують (нульова гіпотеза, яка в дійсності є хибною, тут не відкидається).

Таким чином, будь-який висновок із певною ймовірністю може бути хибним. Ймовірність таких помилок визначається розміром самої вибірки ознак, що досліджуються: чим менша величина вибірки, тим більша ймовірність виникнення помилки. У сфері медичної статистики гранично допустимий рівень ймовірності помилки першого роду зазвичай складає 5%. Така величина цього показника називається допустимим рівнем значущості.

Отже, p -рівень значущості відповідає величині ймовірності ризику

зробити помилку першого роду і відхилити істинну нульову гіпотезу. Якщо ж p -рівень значущості менший за встановлене допустиме значення імовірності, то нульова гіпотеза відкидається [22].

2.4.1 Опис t -критерію Стюдента

Однією із поширених параметричних методик статистичного підтвердження гіпотез є використання t -критерію Стюдента [23]. Ця методика призначена для співставлення значень середніх двох вибірок та може використовуватися як для незалежних, так і для залежних множин даних.

Для використання t -критерію Стюдента потрібно, щоб початкові дані відповідали нормальному Гаусівському розподілу. Якщо використовується двовибірковий t -критерій для незалежних множин даних, та додатково потрібно враховувати наявну умову рівності дисперсій.

При співставленні середніх значень t -критерій Стюдента обчислюється згідно формули:

$$t = \frac{M_1 - M_2}{\sqrt{m_1^2 + m_2^2}},$$

де M_1, M_2 – середньоарифметичні значення наборів даних, що порівнюються, m_1, m_2 – наявні похибки середньоарифметичних значень для даних наборів.

Розраховане значення t -критерію Стюдента потрібно коректно інтерпретувати з урахуванням розміру вибірки для кожної групи. Тому обчислене значення t співставляється з довідниковим значенням при різних рівнях значущості, залежно від кількості ступенів свободи, яке визначається за формулою [23].

$$f = (n_1 + n_2) - 2,$$

де n_1, n_2 – це загальна кількість унікальних результатів в експериментальній та

контрольній групах вибірок відповідно.

2.4.2 Опис роботи критерію Колмогорова-Смірнова

Цей критерій належить до непараметричних методик статистичного аналізу та дозволяє визначити точку, в якій сумарні накопичені розбіжності в двох групах розподілу досягають максимуму, а також оцінити величину достовірності цієї розбіжності [24]. Для забезпечення якомога вищого значення достовірності результатів роботи методики, розміри вибірок, що досліджуються, мають бути досить значними.

Методика базується на використанні виразу для обчислення експериментальної величини критерію Колмогорова-Смірнова.

$$D_n = \sup |F_1(x) - F_2(x)|,$$

де $\sup$ – верхня межа вибірки; $F_1(x)$ — функція розподілу вибірки, що досліджується; $F_2(x)$ – функція розподілу нейтральної контрольної групи.

Отримане значення критерію співставляється з довідниковим значенням відповідно до бажаного рівня значущості результату. Розраховані ймовірності базуються на припущенні, що середнє значення та стандартизоване відхилення нормального розподілу є відомими величинами.

2.5 Висновок до розділу

У даному розділі сформульовані ключові вимоги до початкової обробки ЕКГ, зокрема обґрунтовано принцип роботи фільтру та обрані алгоритми для визначення основних характеристик електрокардіосигналів, таких як позиції зубців, тривалість складових сегментів та інтервалів.

Також сформульовано концепцію процесу обробки тривалих записів Холтера, а також визначено завдання кластеризації QRS-комплексів електрокардіосигналів. Проведено аналіз переваг і недоліків найбільш

поширених алгоритмів кластеризації, на основі чого була обрана оптимальна методика для кластеризації ритмічних кардіоциклів.

Для знаходження взаємозалежностей між контрольною групою здорових осіб і групами пацієнтів із певними патологіями, за результатами аналізу ВСР, були використані статистичні методи, зокрема t-критерій Стьюдента та критерій Колмогорова-Смірнова.

3 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОЦЕСУ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ ТА АНАЛІЗУ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

Грунтуючись на основі проведених досліджень наявних систем обробки електрокардіограм були визначені вимоги до програмного забезпечення, що планується розробити. Обрані мова та IDE середовище розробки повинні забезпечувати необхідний набір функцій для повноцінної реалізації необхідних можливостей програми щодо аналізу ЕКГ.

Для розроблення експериментального алгоритмічно-програмного комплексу, призначеного для аналізу та інтерпретації ЕКГ, було обрано мову програмування C++ з інтеграцією бібліотек Qt. Такий вибір дозволяє розробляти повноцінні windows-орієнтовані графічні додатки, що підтримують ручне коригування результатів автоматичного аналізу кардіограми.

3.1 Структура програмного комплексу аналізу варіабельності серцевого ритму

Програмний комплекс включає набір модулів (підсистем), що забезпечують можливість створення бази даних пацієнтів, оброблення електрокардіограм та аналізу параметрів варіабельності серцевого ритму для наявних груп пацієнтів. Структура цього програмного комплексу показана на рисунку 3.1.

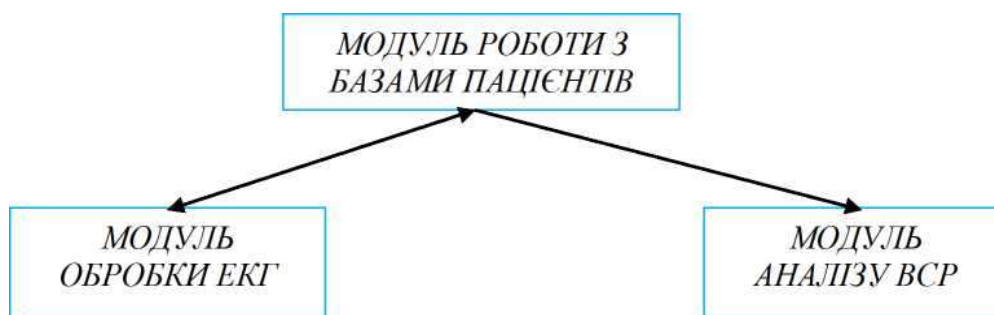


Рисунок 3.1 – Базова структура програмного комплексу

3.1.1 Підсистема генерації бази пацієнтів

Для проведення аналізу характеристик варіабельності серцевого ритму, на першому етапі необхідно створити бази даних, що вміщують відомості про пацієнтів які приймають участь в дослідженні і згрупованих за віковими та статевими характеристиками. На рисунку 3.2 представлено графічний інтерфейс підсистеми для генерації бази даних пацієнтів.

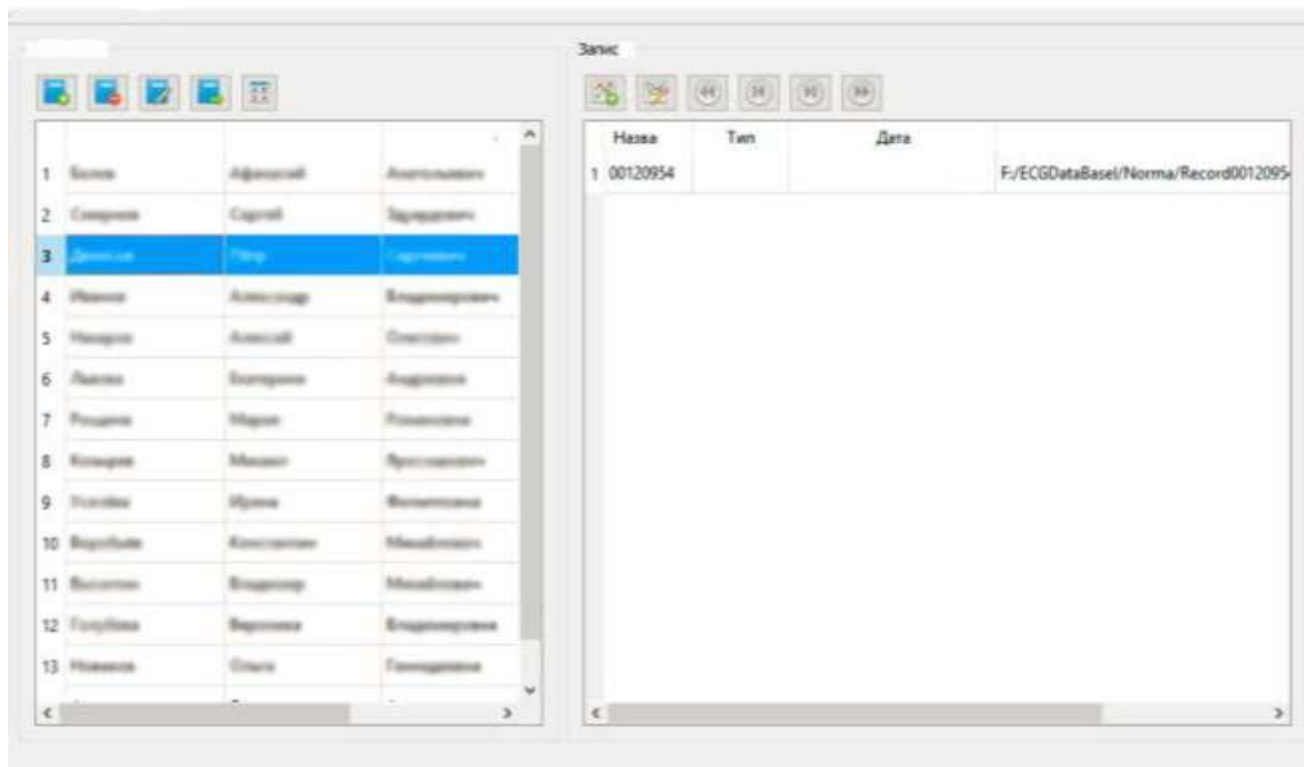


Рисунок 3.2 – Графічний інтерфейс підсистеми генерації бази пацієнтів

3.1.2 Підсистема розмітки електрокардіограми

Підсистема розмітки електрокардіограми забезпечує можливість маркування ЕКГ на основі спеціально розробленої методології виявлення значущих інформативних сегментів регулярних кардіоциклів. Для полегшення візуального ручного коригування результатів автоматичного аналізу кардіосигналу передбачено можливість налаштування наявності допустимого рівня артефактів у сигналах за рахунок вибору діапазону частот пропускання НЧ та ВЧ фільтрів. На рисунку 3.3 показано графічний інтерфейс підсистеми розмітки ЕКГ.

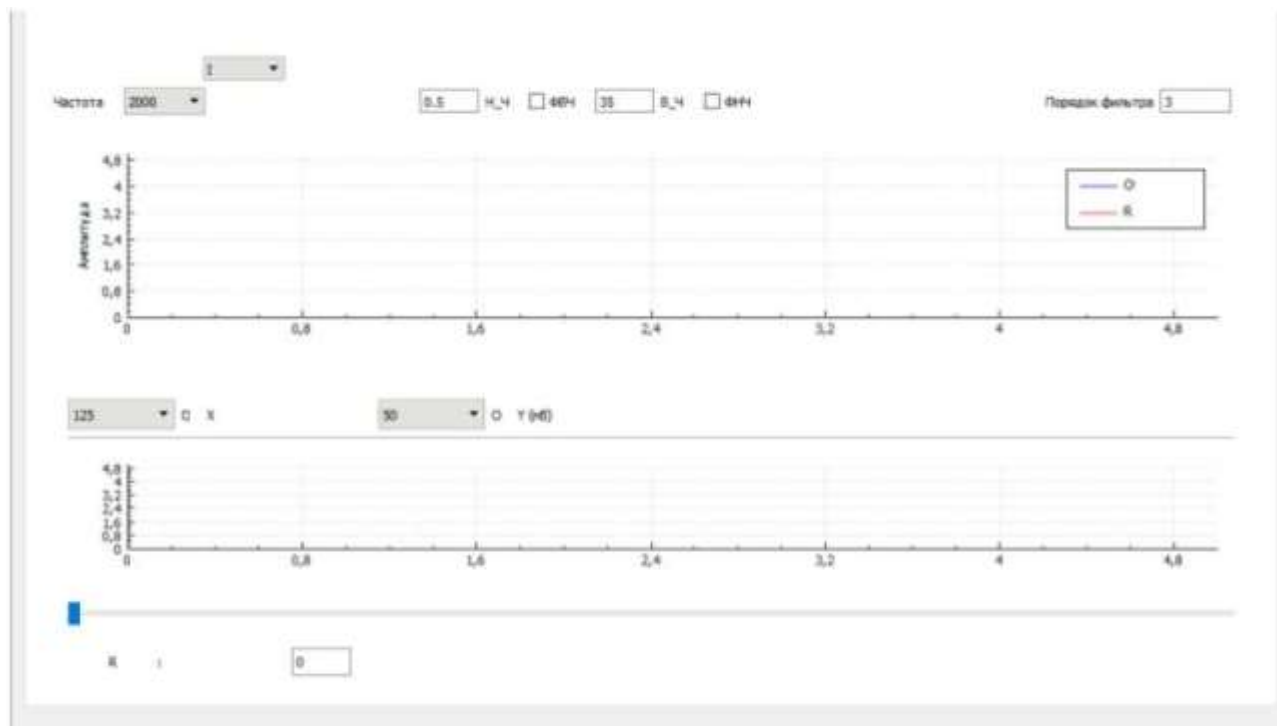


Рисунок 3.3 – Підсистема розмітки електрокардіограм

Окрім розмітки ЕКГ, дана підсистема також дозволяє виконувати групування кардіокомплексів для видалення екстрасистол, нетипових QRS-комплексів та виправлення похибок автоматичного маркування ЕКГ. На рисунку 3.4 показано інтерфейс для маркування типу виявлених об'єктів.

3.1.3 Підсистема оброблення ритмограм записів ЕКГ

Результатом аналізу ЕКГ є ритмограми, що відображають параметри ВСР. Ця підсистема надає можливість налаштування процесу обробки множини RR-інтервалів, зокрема вибору кількості RR-інтервалів для короткочасного запису ритмограми, методу диференціації шкали ЧСС та способу класифікації значень ВСР, які аналізуються.

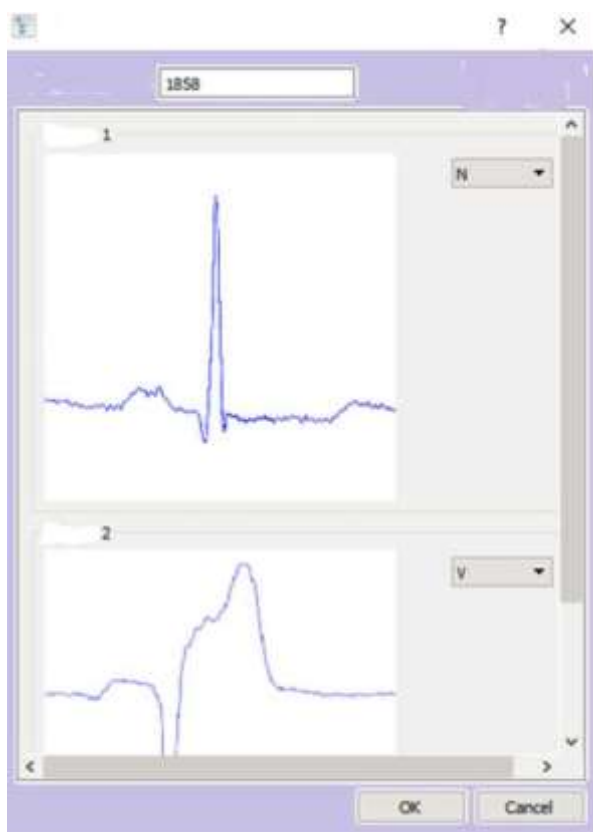


Рисунок 3.4 – Процес групування QRS-комплексів на ЕКГ

На рисунку 3.5 представлений загальний вигляд графічного інтерфейсу користувача підсистеми створення базового набору характеристик ВСР.

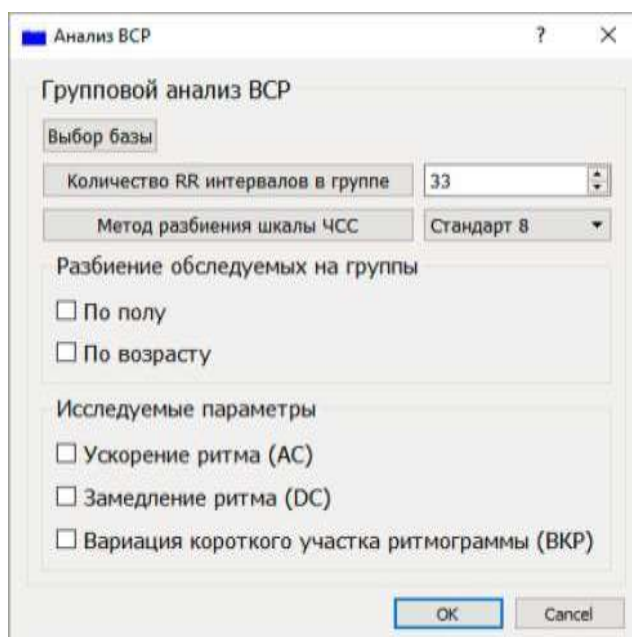


Рисунок 3.5 – Загальний вигляд підсистеми генерації набору характеристик
ВСР

3.2 Принцип роботи з розробленим програмним комплексом

На початку роботи з системою, до використання підсистем розмітки ЕКГ та формування множин значень ВСР генеруються групи обстежуваних осіб. Для кожної групи вказується відповідне захворювання, яке буде об'єктом дослідження. Також, в базу додаються пацієнти без виявлених патологій ССС, які будуть складати контрольну групу.

До кожного обстежуваного пацієнта кріпляться його записи ЕКГ та файли із виявленими QRS-комплексами. Інструкції анотацій у вигляді файлів, які містять розмітки записів ЕКГ, можуть бути побудовані як за допомогою підсистеми маркування сигналів розроблюваної програми, так і з інших джерел аналізу ЕКГ.

Створені бази даних пацієнтів наповнюються та зберігаються для подальшого аналізу параметрів ВСР за допомогою відповідної підсистеми. На рисунку 3.6 показано процес вибору та завантаження в програму вже існуючої бази даних пацієнтів.

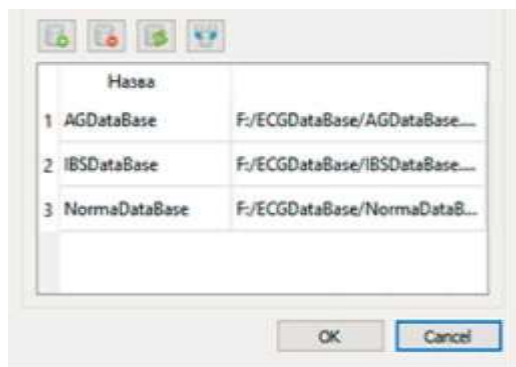


Рисунок 3.6 – Вибір існуючої бази пацієнтів для проведення дослідження

Під час роботи з підсистемою розмітки ЕКГ обирається файл із даними, які відображаються значення потенціалів у відведеннях кардіограми. Після обрання запису проводиться фільтрація, що враховує рівень шуму в записі, для забезпечення зручності діалогової процедури коригування результату розмітки.

Наступним кроком є автоматичне виявлення QRS-комплексів із можливістю подальшої ручної корекції отриманих даних. На рисунку 3.7 продемонстровано процес додавання втраченого R-піку.

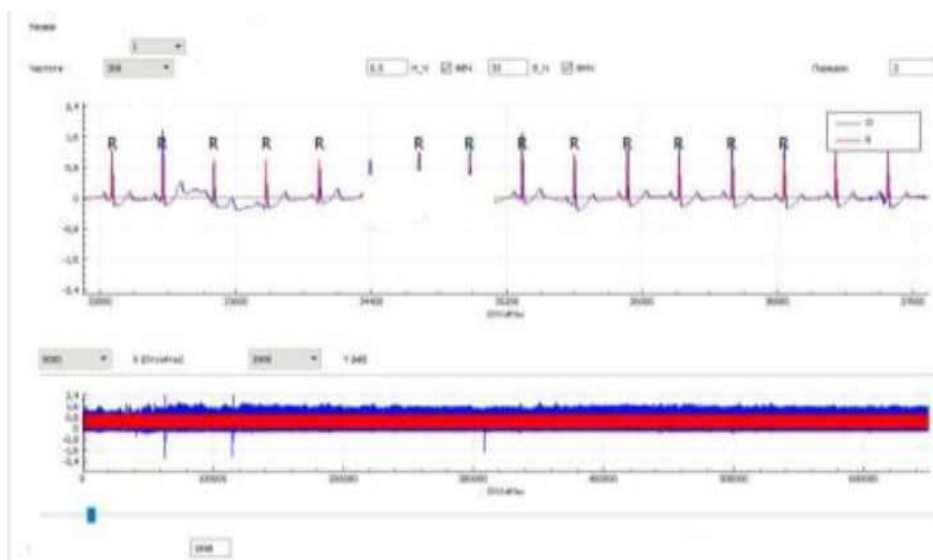


Рисунок 3.7 – Редагування і уточнення даних після проведення автоматичної розмітки ЕКГ

Під час роботи з підсистемою формування сетів характеристик ВСР передбачено можливість вибору власного способу розбиття шкали диференціації ЧСС.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	0	200	400	600	800	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2100	2200	2300	2400	10000

Рисунок 3.8 – Розмітка шкали ЧСС

Під час розподілу обстежуваних на групи за віковим критерієм можна задати діапазони вікових зрізів для пацієнтів. На рисунку 3.9 показано процес генерації вікових діапазонів для груп пацієнтів.

1	10	29
2	30	39
3	40	49
4	50	59

OK Cancel

Рисунок 3.9 – Розмітка вікових діапазонів для груп пацієнтів

3.3 Вибір програмних засобів для оброблення результатів дослідження

Для оброблення результатів функціонування експериментального алгоритмічно-програмного комплексу для аналізу та інтерпретації ЕКГ було обрано комплекс прикладних програм STATISTICA. До базових переваг цього програмного забезпечення можна віднести:

- широкий спектр методик для аналізу статистичних взаємозв'язків між різними вибірками;
- підтримка роботи з файлами різних форматів;
- наявна можливість інтерактивного аналізу інформації.

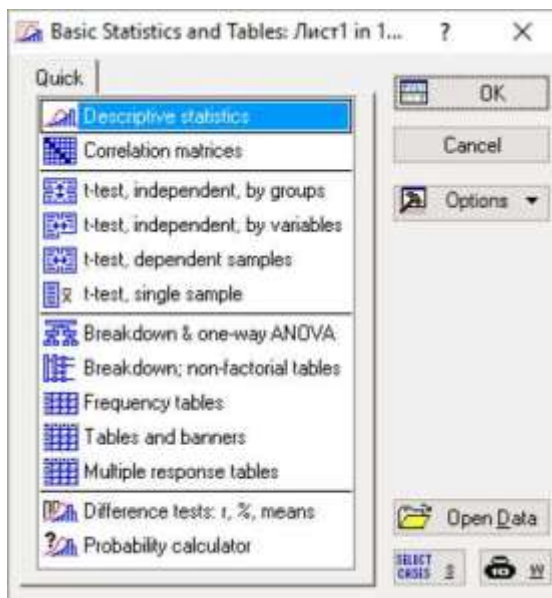


Рисунок 3.10 – Вікно вибору методу аналізу та обробки характеристик ВСР

Набори даних, які необхідно проаналізувати включають характеристики

ВСР, що згруповані за віковими категоріями, діапазонами шкали ЧСС і наявними захворюваннями. Перед початком статистичної обробки дані набори об'єднуються в єдиний файл, при чому кожній підгрупі даних призначається унікальний ідентифікаційний ключ, після чого обирається методик для порівняння та аналізу сформованих підгруп. Рисунок 3.10 показує процес вибору методик аналізу вірогідних відмінностей між параметрами вибірок.

Після обрання методики порівняння підгруп виділяються параметри в межах кожної підгрупи, а також ключі-маркери, на основі яких буде здійснюватися процес порівняння. На рисунку 3.11 представлено процедуру вибору параметрів для аналізу.

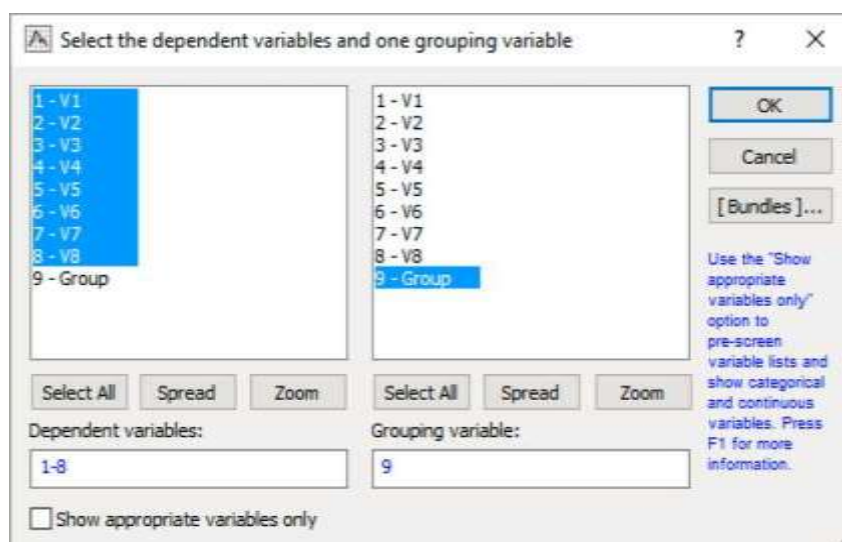


Рисунок 3.11 – Вікно вибору параметрів, що аналізуються

У результаті застосування обраної методики статистичного аналізу формуються таблиці, що містять значення, які необхідні для обчислення достовірних відмінностей між підгрупами параметрів, а також їх підсумкові результати. На рисунку 3.12 представлено приклад використання t-критерію Стьюдента для аналізу даних.

Variable	Mean 1	Mean 2	t-value	df	p	Valid N 1	Valid N 2	Std. Dev. 1	Std. Dev. 2	F-ratio Variances	p Variances
V1	-3.9700	-3.4233	-1.17653	42	0.246010	29	15	1.125605	1.967045	3.053915	0.011560
V2	-6.9845	-6.0293	-1.62359	42	0.111945	29	15	1.790642	1.962624	1.201315	0.654984
V3	-8.7066	-7.7760	-1.22792	42	0.226316	29	15	2.291932	2.554902	1.242640	0.602745
V4	-9.9272	-9.3207	-0.80468	42	0.425535	29	15	2.327456	2.453349	1.111107	0.781140
V5	-10.7748	-10.8493	0.10248	42	0.918863	29	15	2.375704	2.094951	1.285987	0.633472
V6	-11.9352	-11.4280	-0.70489	42	0.484772	29	15	2.367222	2.036391	1.351312	0.562597
V7	-11.1121	-11.3940	0.22993	42	0.819260	29	15	4.468684	2.156859	4.292555	0.006090
V8	-11.1393	-10.5540	-0.42178	42	0.675333	29	15	4.676112	3.658249	1.633892	0.335137

Рисунок 3.12 – Вікно виведення результатів аналізу

3.4 Висновки до розділу

У даному розділі представлено опис підсистем створеного експериментального алгоритмічно-програмного комплексу для аналізу, обробки та інтерпретації ЕКГ, зокрема: підсистема для завантаження ЕКГ-даних та їх візуалізації, підсистема для маркування і коригування інформативних характеристик ЕКГ (сегментів, зубців, інтервалів тощо), підсистема автоматизованої розмітки кардіокомплексів, а також підсистема для аналізу ВСР на записах ЕКГ з моніторів Холтера.

Було проведено дослідження комбінованого методу оцінювання характеристик ВСР.

Розроблене алгоритмічно-програмне забезпечення, яке відповідає всім необхідним вимогам, що висуваються до подібних програмних комплексів аналізу та обробки ЕКГ.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

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

Магістерська кваліфікаційна робота «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму » відноситься до науково-технічних робіт, які орієнтовані на виведення на ринок (або рішення про виведення науково-технічної розробки на ринок може бути прийнято у процесі проведення самої роботи), тобто коли відбувається так звана комерціалізація науково-технічної розробки. Цей напрямок є пріоритетним, оскільки результатами розробки можуть користуватися інші споживачі, отримуючи при цьому певний економічний ефект. Але для цього потрібно знайти потенційного інвестора, який би взявся за реалізацію цього проекту і переконати його в економічній доцільності такого кроку.

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму » є оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, наведеними в табл. 4.1 [27].

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки та бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки)					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витрачати значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування

Продовження таблиці 4.1.

	0	1	2	3	4
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10 років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки потрібно звести до таблиці.

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

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

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4.2, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 4.3 [27].

Таблиця 4.3 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

Середньоарифметична сума балів СБ , розрахована на основі висновків експертів	Науково-технічний рівень та комерційний потенціал розробки
41...48	Високий
31...40	Вище середнього
21...30	Середній
11...20	Нижче середнього
0...10	Низький

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму » становить 39,7 бала, що, відповідно до таблиці 4.3, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

4.2 Оцінювання рівня новизни розробки

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

Саме визначення рівня і ступеня інтегральної новизни є найбільш актуальним, оскільки її рівень визначає ступінь однакового позитивного сприйняття новизни розробки як виробником, так і споживачем, а отже і ринком в цілому, а це, у свою чергу, є гарантією того, що новинка знайде своє місце на ринку, користуватиметься попитом у споживачів і забезпечить відшкодування витрат, зазнаних товаровиробником під час розроблення та виробництва технічної розробки [28].

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

Для визначення i -го виду новизни, застосуємо чинники, які впливають на її рівень. Кожен чинник i -го виду новизни розраховуємо в балах. Більша кількість набраних балів свідчить про більший рівень новизни. Для оцінювання рівня новизни використаємо думки експертів, які встановлюють визначені бали відповідним чинникам. Бал відповідності проставляється в діапазоні від (-5 – значно гірше аналога до +5 – значно краще аналога). Результати попереднього оцінювання зведемо до відповідного листа оцінювання (таблиця 4.4).

Таблиця 4.4 – Лист оцінювання рівня новизни експертами

Види та чинники		Бали та експерти		
		Експерт 1	Експерт 2	Експерт 3
1		2	3	4
Споживча новизна	Питома вага 0,26	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		25
1. Зміна поведінкових звичок споживача		2	2	2
2. Ступінь задоволення потреб і запитів		4	4	4
3. Спосіб задоволення потреби		2	2	2
4. Формування нової потреби		4	3	3
5. Формування нового споживача		0	0	0
Середній бал експертів $B_{i\ omp}$		11		
Товарна новизна	Питома вага 0,21	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		30
1. Параметричні зміни показників продукції				
1.1. Якісні		3	3	4
1.2. Технічні		3	4	3
1.3. Економічні		3	3	3
1.4. Сервісні		4	4	4
2. Якість продукції по відношенню до конкурентів		3	3	3
3. Функціональні зміни		4	4	4
Середній бал експертів $B_{i\ omp}$		21		
Виробнича новизна	Питома вага 0,014	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		25
1. Рівень унікальності товару для підприємства		5	5	5
2. Рівень унікальності для галузі		3	3	3
3. Рівень унікальності товару для країни		1	1	1
4. Зміна виробничої системи		4	4	4

Продовження таблиці 4.4

1		2	3	4
5. Відносно існуючого асортименту		3	2	3
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		16		
Прогресивна новизна	Питома вага 0,2	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		25
1. Зміна технології виготовлення		4	4	4
2. Рівень застосування нових компонентів і матеріалів		0	0	0
3. Зміна технологічного принципу дії виробу		1	2	1
4. Зміна конструктивного виконання		3	3	3
5. Рівень застосування інновацій		2	2	2
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		10		
Ринкова новизна	Питома вага 0,1	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		20
1. Новий виріб на новому ринку		0	0	0
2. Новий виріб на відомому ринку		4	4	4
3. Модернізований виріб		3	3	3
4. Нова модель		1	1	1
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		8		
Екологічна новизна	Питома вага 0,035	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		20
1. Рівень екологічної чистоти технології виробництва		5	5	5
2. Рівень впровадження мало- та безвідходних технологій		5	5	5
3. Рівень екологічно небезпечних режимів експлуатації продукції		5	5	5
4. Рівень забруднення навколишнього середовища		5	5	5
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		20		
Соціальна новизна	Питома вага 0,036	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		20
1. Використання нового товару приводить до покращення стану здоров'я нації		0	0	0
2. Використання нового товару приводить до зростання доходів населення		0	0	0
3. Виробництво нового товару приводить до збільшення (зменшення) кількості робочих місць на підприємстві		4	5	4
4. Виробництво нового товару приводить до підвищення кваліфікації персоналу		3	4	3
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		8		
Маркетингова новизна	Питома вага 0,145	Максимальний бал $B_{i\ MAX}$		20
1. Нові методи маркетингових досліджень		0	0	0
2. Вживання нових стратегій сегментації ринку		3	3	3
3. Вибір нової маркетингової стратегії обхвату і розвитку цільового сегмента		1	1	1
4. Побудова нових каналів збуту		2	1	1
Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$		5		

Значення i -го виду новизни розрахуємо за формулою [28]:

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

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

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

Загальний рівень інтегральної новизни розраховуємо шляхом перемноження отриманого значення i -го виду новизни на її вагомість, причому вагомість i -го виду новизни визначаємо експертним методом, за формулою [28]:

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

де $N_{\text{инт}}$ – рівень інтегральної (сукупної) новизни;

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

n – загальна кількість видів новизни.

$$N_{\text{инт}} = (0,26 \cdot 11/25) + (0,21 \cdot 21/30) + (0,014 \cdot 16/25) + (0,2 \cdot 10/25) + (0,1 \cdot 8/20) + \\ (0,035 \cdot 20/20) + (0,036 \cdot 8/20) + (0,145 \cdot 5/20) = 0,481.$$

Отримане значення інтегрального рівня новизни зіставляємо зі шкалою, що наведена в табл. 4.5 [27].

Таблиця 4.5 – Рівні новизни нового товару та їхня характеристика

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

Згідно таблиці 4.5 розробка відповідає рівню при значенні інтегральної новизни 0,481 - достатня новизна; за характеристикою: принципова технологічна модифікація товару; вид розробки - новий товар, що наділений ознаками інноваційності (інноваційний товар).

4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму », під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.3.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників ($З_o$) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [27]:

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

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

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

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=22$ дні.

$$З_o = 18250,00 \cdot 12 / 22 = 9272,76 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Проектний менеджер (координатор проекту)	18250,00	772,73	12	9272,76
Інженер-розробник БМА	17600,00	750,00	22	16500,00
Консультант (лікар-кардіолог вищої кваліфікації)	18000,00	681,82	5	3409,10
Технік	8100,00	368,18	22	8100,00
Всього				37281,86

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ($З_p$) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму» розраховуємо за формулою:

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

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

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

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

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.5)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийmemo $M_M=8000,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [27];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих

об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 22$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 8000,00 \cdot 1,10 \cdot 1,15 / (22 \cdot 8) = 57,50 \text{ грн.}$$

$$З_{pl} = 57,50 \cdot 6,20 = 356,50 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.7 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Монтаж обладнання	6,20	2	1,10	57,50	356,50
Підготовка робочого місця розробника мікропроцесорної техніки	4,50	3	1,35	70,57	317,56
Встановлення програмного забезпечення розробки МНТ	5,40	4	1,50	78,41	423,41
Технологічні тренування комплектуючих ЕРЕ та вузлів;	5,20	4	1,50	78,41	407,73
Складання;	2,50	5	1,70	88,86	222,16
Електричний монтаж;	1,20	6	2,00	104,55	125,45
Технічний контроль монтажу та складання;	0,50	5	1,70	88,86	44,43
Захист виробу від дії навколишнього середовища;	0,40	6	2,00	104,55	41,82
Технологічне тренування виробу	0,80	3	1,35	70,57	56,45
Всього					1995,51

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

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

$$З_{\text{дод}} = (З_o + З_p) \cdot \frac{H_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (4.6)$$

де $H_{\text{доо}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 11%.

$$З_{\text{доо}} = (37281,86 + 1995,51) \cdot 11 / 100\% = 4320,51 \text{ грн.}$$

4.3.2 Відрахування на соціальні заходи

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

$$З_{\text{н}} = (З_{\text{о}} + З_{\text{р}} + З_{\text{доо}}) \cdot \frac{H_{\text{зн}}}{100\%} \quad (4.7)$$

де $H_{\text{зн}}$ – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$З_{\text{н}} = (37281,86 + 1995,51 + 4320,51) \cdot 22 / 100\% = 9591,53 \text{ грн.}$$

4.3.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму».

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

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot \Pi_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot \Pi_{\text{сж}}, \quad (4.8)$$

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

n – кількість видів матеріалів;

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

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

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

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

$$M_1 = 0,3 \cdot 348,00 \cdot 1,11 - 0 \cdot 0 = 96,57 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.8 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Спирт медичний (C2H5OH)	348,00	0,3	0	0	96,57
Серветки для очищення пластику	48,00	15,0	0	0	799,20
Розчин дезінфікуючий	212,00	0,5	0	0	117,66
Папір офісний Офіс Центр А5 80г/м2 500 аркушів клас С	111,00	3,0	0	0	369,63
Папір офісний А4, Crystal Pro80, клас С, 500 л, UPM	206,00	3,0	0	0	685,98
Папір офісний А3, Maestro Standart+, клас В, 80 г/м2, 500 л, Mondi	402,00	1,0	0	0	446,22
Органайзер для канцелярського начиння	159,00	2,0	0	0	352,98
ДИСК CD-R VERBATIM 700MB 80MIN 52X BULK 50	27,00	4,0	0	0	119,88
USB накопичувач 64 ГБ	199,00	1,0	0	0	220,89
Всього					3209,01

4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_e), які використовують при проведенні НДР на тему «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму », розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_e = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.9)$$

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

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

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

$$K_e = 1 \cdot 3325,00 \cdot 1,11 = 3690,75 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.9 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Бездротовий мобільний монітор серцевого ритму з вібрацією	1	3325,00	3690,75
Жорсткий диск WD 3.5" SATA III 1000Gb 7200rpm 64mb (WD1003FZEX)	1	4035,00	4478,85
Зовнішній жорсткий диск 1Tb Transcend StoreJet (TS1TJSJ25M3S) Iron Gray	1	2199,00	2440,89
Оптичний датчик серцевого ритму Polar Verity Sense HR, Black	1	4000,00	4440,00
Всього			15050,49

4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{снец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{нр.і}} \cdot K_i, \quad (4.10)$$

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

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

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

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{спец} = 46000,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 19338,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.10 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Реєстратор добової ЕКГ по Хотлеру ВІ6600 3-х канальний	1	46000,00	19338,00
Всього			43978,00

4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{npг} = \sum_{i=1}^k Ц_{инрг} \cdot C_{npг.i} \cdot K_i , \quad (4.11)$$

де $Ц_{инрг}$ – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

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

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу

тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

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

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.11 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Доступ до мережі Internet (високошвидкісний) грн/місяць	1	360,00	399,60
Середовище проектування Electronics Workbench Multisim 12	1	2599,00	2884,89
Пакет Visual System Simulator	1	4529,00	5027,19
Пакет Microwave Office	1	3739,00	4150,29
Пакет MATLAB SIMULINK	1	4299,00	4771,89
Всього			17233,86

4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

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

$$A_{\text{обл}} = \frac{Ц_{\text{б}}}{T_{\text{с}}} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12}, \quad (4.12)$$

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

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

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

$$A_{\text{обл}} = (26820,00 \cdot 1) / (2 \cdot 12) = 1117,50 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.12 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Персональний комп'ютер дослідника (Brain COM 18242-507)	26820,00	2	1	1117,50
Графічно-обчислювальний комплекс на основі EXPERT BJT i5/16/1000	43999,00	3	1	1222,19
Пристрої виводу графічної інформації	7770,00	4	1	161,88
Оргтехніка	7320,00	5	1	122,00
Приміщення лабораторії розробки БМА	420000,00	25	1	1400,00
Робоче місце дослідника	7320,00	4	1	152,50
Пристрої передачі цифрової інформації (Маршрутизатор інтернет WiFi6 TP-Link Archer AX12)	1870,00	4	1	38,96
ОС Windows 10	4260,00	3	1	118,33
Прикладний пакет Microsoft Office 2019 Professional Plus	4800,00	3	1	133,33
Професійний осцилограф глибокого аналізу 3 ГГц, 20 Гс/с, LeCroy WavePro 7300A	189500,00	7	1	2255,95
Всього				6722,65

4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{\text{ени}}}{\eta_i}, \quad (4.13)$$

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

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 10,98$ грн;

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

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

$$B_e = 0,05 \cdot 170,0 \cdot 10,98 \cdot 0,95 / 0,97 = 93,33 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.13 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Персональний комп'ютер дослідника (Brain COM 18242-507)	0,05	170,0	93,33
Графічно-обчислювальний комплекс на основі EXPERT BJT i5/16/1000	0,32	170,0	597,31
Пристрої виводу графічної інформації	0,10	6,0	6,59
Оргтехніка	0,32	1,5	5,27
Програматор мікроконтролерний	0,02	20,0	4,39
Робоче місце дослідника	0,08	170,0	149,33
Пристрої передачі цифрової інформації (Маршрутизатор TP-Link Archer AX12)	0,02	170,0	37,33
Професійний осцилограф глибокого аналізу 3 ГГц, 20 Гс/с, LeCroy WavePro 7300A	0,12	50,0	65,88
Всього			959,43

4.3.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

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

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

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

$$B_{cb} = (37281,86 + 1995,51) \cdot 20 / 100\% = 7855,47 \text{ грн.}$$

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

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (4.15)$$

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

$$B_{cn} = (37281,86 + 1995,51) \cdot 30 / 100\% = 11783,21 \text{ грн.}$$

4.3.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

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

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

де H_{ib} – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{ib} = 50\%$.

$$I_6 = (37281,86 + 1995,51) \cdot 50 / 100\% = 19638,69 \text{ грн.}$$

4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

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

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.17)$$

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

$$B_{нзв} = (37281,86 + 1995,51) \cdot 100 / 100\% = 39277,37 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму » розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{доп} + Z_n + M + K_v + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_6 + B_{нзв}. \quad (4.18)$$

$$B_{\text{заг}} = 37281,86 + 1995,51 + 4320,51 + 9591,53 + 3209,01 + 15050,49 + 43978,00 + \\ 17233,86 + 6722,65 + 959,43 + 7855,47 + 11783,21 + 19638,69 + 39277,37 = \\ 218897,60 \text{ грн.}$$

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

$$3B = \frac{B_{\text{заг}}}{\eta}, \quad (4.19)$$

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

$$3B = 218897,60 / 0,95 = 230418,52 \text{ грн.}$$

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

В ринкових умовах узагальнюючим позитивним результатом, що його може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження результатів цієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

Результати дослідження проведені за темою «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

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

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

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

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	450	800	1100	850

N – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 5000 осіб;

C_o – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 25000,00 грн;

$\pm \Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 3750,00 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta \Pi_i$ для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [27]:

$$\Delta \Pi_i = (\pm \Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\vartheta}{100}\right), \quad (4.20)$$

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

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).
Прийmemo $\rho = 41\%$;

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

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (3750,00 \cdot 5000,00 + 28750,00 \cdot 450) \cdot 0,83 \cdot 0,41 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 8842270,12 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (3750,00 \cdot 5000,00 + 28750,00 \cdot 1250) \cdot 0,83 \cdot 0,41 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 15260328,13 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (3750,00 \cdot 5000,00 + 28750,00 \cdot 2350) \cdot 0,83 \cdot 0,41 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 24085157,88 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (3750,00 \cdot 5000,00 + 28750,00 \cdot 3200) \cdot 0,83 \cdot 0,41 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 30904344,50 \text{ грн.}$$

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

$$\Pi\Pi = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (4.21)$$

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

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

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні, $\tau = 0,15$;

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

$$\begin{aligned} \Pi\Pi &= 8842270,12/(1+0,15)^1 + 15260328,13/(1+0,15)^2 + 24085157,88/(1+0,15)^3 + \\ &+ 30904344,50/(1+0,15)^4 = 7688930,54 + 11539000,47 + 15836382,26 + 17669659,27 = \\ &= 52733972,55 \text{ грн.} \end{aligned}$$

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

$$PV = k_{inv} \cdot 3B, \quad (4.22)$$

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

$3B$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 230418,52 грн.

$$PV = k_{inv} \cdot 3B = 2 \cdot 230418,52 = 460837,05 \text{ грн.}$$

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

$$E_{abc} = III - PV \quad (4.23)$$

де III – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 52733972,55 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 460837,05 грн.

$$E_{abc} = III - PV = 52733972,55 - 460837,05 = 52273135,50 \text{ грн.}$$

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

$$E_g = T_{жс} \sqrt[1 + \frac{E_{abc}}{PV}]{} - 1, \quad (4.24)$$

де $E_{абс}$ – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 52273135,50 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 460837,05 грн;

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

$$E_{\epsilon} = \sqrt[T_{жс}]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1 = (1 + 52273135,50/460837,05)^{1/4} = 2,27.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій $\tau_{мін}$:

$$\tau_{мін} = d + f, \quad (4.25)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2024 році в Україні $d = 0,1$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, приймемо 0,25.

$\tau_{мін} = 0,1 + 0,25 = 0,35 < 2,27$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_{ϵ} , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму» доцільно.

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

$$T_{ок} = \frac{1}{E_{\epsilon}}, \quad (4.26)$$

де E_g – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 2,27 = 0,44 \text{ р.}$$

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

4.5 Висновки до розділу

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму» становить 39,7 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

Також термін окупності становить 0,44 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Система для аналізу варіабельності серцевого ритму».

ВИСНОВКИ

У магістерській кваліфікаційній роботі розроблено експериментальний алгоритмічно-програмний комплекс для аналізу та обробки електрокардіограм. В роботі реалізовані підсистеми комплексу, що дозволяють завантажувати ЕКГ-сигнали, візуалізовувати їх на екрані, виділяти і коригувати інформативні ознаки ЕКГ (сегменти, зубці, інтервали тощо) у інтерактивному режимі, а також виконувати кластеризацію – автоматичну інтелектуальну розмітку кардіокомплексів на записах ЕКГ з моніторів Холтера та отримувати інтерпретацію результатів проведеного аналізу.

В розділі розроблення методики оброблення ЕКГ були сформульовані основні вимоги до процесу попередньої обробки електрокардіограм, а також здійснено вибір фільтра та алгоритмів детектування ключових характеристик ЕКГ (позиції і величини зубців, тривалості інтервалів і сегментів тощо).

Також сформульовано концепцію методики обробки довготривалих холтерівських записів кардіосигналів. Здійснено постановку та визначено проблематику задачі кластеризації QRS-комплексів на ЕКГ, додатково проаналізовані базові переваги та недоліки наявних алгоритмів кластеризації. Базуючись на цьому, було обрано методику кластеризації кардіоциклів.

Для виявлення істотних закономірностей між контрольною групою здорових осіб та груп пацієнтів з певною патологією, на основі дослідження ВСР, було обрано методики оброблення результатів роботи розробленого програмного продукту, зокрема t-критерій Стьюдента та критерій Колмогорова-Смірнова.

У розділі програмної реалізації процесу обробки ЕКГ-сигналів та методу аналізу ВСР наведено опис підсистем розробленого експериментального алгоритмічно-програмного комплексу. Зокрема, було розглянуто підсистему завантаження та візуалізації ЕКГ-сигналів, підсистему виділення та корегування інформативних ознак кардіосигналу (сегментів, зубців, інтервалів тощо), підсистему автоматичного маркування кардіокомплексів, а також

підсистему аналізу ВСР на основі записів ЕКГ з моніторів Холтера.

Також проведено ґрунтовне дослідження комбінованої методики аналізу характеристик ВСР.

Розроблене алгоритмічно-програмне забезпечення відповідає сучасним потребам і вимогам, що висуваються до подібних програмних засобів аналізу та інтерпретації ЕКГ.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Med Univer [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сторінки: <http://meduniver.com/Medical/Therapy/118.html>
2. Електрокардіографія. функціональні ЕКГ проби. Добове моніторування артеріального тиску. Холтерівське моніторування ЕКГ. Аналіз варіабельності серцевого ритму (BCP) [Електронний ресурс] / В. А. Візір, І. Б. Приходько, О. В. Деміденко та ін. – Запоріжжя, 2014. – 116 с. – Режим доступу до сторінки: http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/1318/1/15Funksional_diahn_ukr_1.pdf.
3. SCHILLER ECG Measurement and Interpretation Software for Children and Adult ECGs [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сторінки: <http://www.schiller.ch/uk>
4. Fukuda Denshi Resting ECG Software [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сторінки: <http://www.fukuda.com>
5. Marquette 12SL ECG analysis program [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сторінки: [http://www3.gehealthcare.co/Marquette 12SL ECG Analysis](http://www3.gehealthcare.co/Marquette%2012SL%20ECG%20Analysis)
6. Холтерівське моніторування серця [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сторінки: <https://zokb.org.ua/holterovskoe-monitorirovanie-serdtsa-hm-ekg-v-zaporozhye/?lang=uk>
7. Лісун, Ю. Б. Варіабельність серцевого ритму, використання та методи аналізу / Лісун, Ю. Б., Углев, Є. І. // Pain, anaesthesia & intensive care. – 2020. – № (4(93)). – С. 83–89.
8. Зверєв К. Г. Методи аналізу варіабельності серцевого ритму / К. Г. Зверєв, Ю. Б. Решетняк, А. О. Нікульченко // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доп. 31-ї Міжнар. наук.-практ. конф. MicroCAD-2023, 17-20 травня 2023 р. – Харків : НТУ "ХПІ", 2023. – С. 1082.
9. Кишко О.С. Аналіз варіабельності серцевого ритму за результатами холтерівського моніторування ЕКГ у віковому аспекті / Кишко О.С., Андрашко

Н.Ю. // Науковий вісник Ужгородського університету, серія "Медицина". – 2001. – № 13. – С. 80-82.

10. Deceleration capacity of heart rate as a predictor of mortality after myocardial infarction: cohort study / Bauer A., Kantelhardt J., Barthel P., Schneider R. // Lancet. – 2006. – №3. – P. 1674 - 1681.

11. 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.

12. Hartigan J. A. Clustering Algorithms / J. A. Hartigan. – New York : Wiley, 1975. – 351 p.

13. Ланде Д. В. Основи теорії і практики інтелектуального аналізу даних у сфері кібербезпеки [Електронний ресурс] : навчальний посібник / Д. В. Ланде, І. Ю. Субач, Ю. Є. Бояринова. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. – 300 с. – Режим доступу до сторінки: https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/45721/1/NP_Osnovy_teorii_intelekt_analiz_u.pdf

14. Машинне навчання: навч. посіб / Басюк Т.М, Литвин В.В., Захарія Л.М., Кунанець Н.Е. – Львів: Новий Світ-2000, 2019. – 315 с.

15. Черняк О.І. Інтелектуальний аналіз даних: підручник / О.І. Черняк, П.В. Захарченко. – К.: Знання, 2014. – 599 с.

16. Density-Based Clustering in Spatial Databases: The Algorithm GDBSCAN and Its Applications / Sander, Jörg; Ester, Martin; Kriegel, Hans-Peter; Xu, Xiaowei // Data Mining and Knowledge Discovery. – Berlin: Springer-Verlag. – 1998. – 2 (2). – P. 169—194.

17. A Density-Based Algorithm for Discovering Clusters in Large Spatial Databases with Noise / Martin Ester, Hans-Peter Kriegel, Jörg Sander, Xiaowei Xu // Data Mining and Knowledge Discovery. – Berlin: Springer-Verlag. – 1996. – №1. – P. 226-231.

18. Юрченко М.Є. Прогнозування та аналіз часових рядів / Юрченко

М.Є. – Чернігів: ЧНТУ, 2018. – 90 с.

19. Model-based clustering and classification for data science: with applications in R / C. Bouveyron, G. Celeux, T. B. Murphy, A. E. Raftery. — Cambridge University Press, 2019. — 444 p.

20. Дорошенко І.В. Порівняння алгоритмів кластеризації даних / Дорошенко І.В., Книгніцька Т.В., Крештанович М.А. // SWorldJournal. – 2024. – №23-01. – С. 116-123.

21. Барковський В.В. Теорія імовірностей та математична статистика / Барковський В.В., Барковська Н.В., Лопатін О.К. – Київ: Центр учбової літератури, 2010. – 424 с

22. Хом'юк І.В. Теорія імовірностей та математична статистика / Хом'юк І.В., Хом'юк В.В., Краєвський В.О. – Вінниця: ВНТУ, 2009. – 189 с.

23. Біостатистика / за заг. ред. чл.-кор. АМН України, проф. В.Ф. Москаленка. – К. : Книга плюс, 2009. – С. 116-123.

24. Теорія ймовірностей і математична статистика із застосуванням інформаційних технологій / Медведєва М.І., Новожилова О.Г., Полшков Ю.М., Румянцев М.В. – Донецьк: ДонНУ, 2002. 331 с.

25. Герасимов А.Н. Медична статистика / О.М. Герасимов. – К. : ТОВ «Мед. інформ. агентство», 2007. – 480 с.

26. Реброва О.Ю. Статистичний аналіз медичних даних. Застосування пакета прикладних програм STATISTICA / О.Ю. Реброва. – К. : Медіа Сфера, 2002. – 312 с.

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

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

ДОДАТКИ

Додаток А. Лістинг базових частин програмного коду

A.1. Серверна частина

A.1.1 Клас `DbConnection`, відповідає за зв'язок із базою даних.

```
package nyzovets.mag.server;
import java.sql.Connection;
import java.sql.DriverManager;
public class DBconnection {
    public static Connection getConn() {
        Connection conn    = null;
        // figure out what server this application is being hosted on
        String url          = "jdbc:mysql://127.0.0.1:3306/";
        String db           = "inan";
        String driver = "com.mysql.jdbc.Driver";
        String user    = "inan";
        String pass    = "test123";
        url = url + db;
        //System.out.println("connection url: " + url);
        try {
            Class.forName(driver).newInstance();
            conn = DriverManager.getConnection(url, user, pass);
        } catch (Exception e) {
            // error
            System.err.println("Mysql Connection Error: ");
            // for debugging error e.printStackTrace();
        }
        if (conn == null) {
            System.out.println("~~~~~ can't get a Mysql connection"); }
        else System.out.println("Connection established!"); return conn;
    }
}
```

A.1.2 Клас AuthServiceImpl

Відповідає за передачу даних між клієнтом і сервером.

```
package nyzovets.mag.server;
import java.sql.Connection;
import java.sql.ResultSet;
import java.sql.SQLException;
import java.sql.Statement;
import java.sql.Time;
import java.util.ArrayList;
import java.util.Collections;
import java.util.Date;
import java.util.List;
import com.google.gwt.user.server.rpc.RemoteServiceServlet;
import nyzovets.mag.client.AuthService;
/**
 * The server side implementation of the RPC service.
 */
@SuppressWarnings("serial")
public class AuthServiceImpl extends RemoteServiceServlet implements
    AuthService {
    public Integer authServer(String clientUser, String clientPass) throws
    IllegalArgumentException {
        Connection conn = DBconnection.getConn();
        String query = "SELECT * FROM users";
        try {
            Statement select = conn.createStatement();
            ResultSet result = select.executeQuery(query);
            while (result.next()) {
                String serverUser = result.getString(1);
                String serverPassword = result.getString(2);
                Integer type = (int) result.getShort(3);
                // System.out.println(serverUser+serverPassword+type);
                if (serverUser.compareTo(clientUser)==0 &&
serverPassword.compareTo(clientPass)==0){
                    return type;
                }
            }
        }
    }
}
```

```

        }
    }
    conn.close();
} catch(SQLException e) {
    System.err.println("Mysql Statement Error: " + query);
    e.printStackTrace();
}
return -1;
}

public Boolean sendData(String data) throws IllegalArgumentException { Connection conn
    = DBconnection.getConn();
    String query = data;
    try {
        Statement insert = conn.createStatement();
        insert.executeUpdate(query);
        insert.close();
        conn.close();
    } catch(SQLException e) {
        System.err.println("Mysql Statement Error: " + query);
        e.printStackTrace();
        return false;
    }
    return true;
}

public ArrayList<ArrayList<String>> getData(String query, int numberOfArguments)
throws IllegalArgumentException {
    ArrayList<ArrayList<String>> list= new ArrayList<ArrayList<String>>();
    Connection conn = DBconnection.getConn(); try {
        Statement select = conn.createStatement();
        ResultSet result = select.executeQuery(query);
        while (result.next()) {
            ArrayList<String> tmp = new ArrayList<String>();
            for (int i = 1;i <= numberOfArguments; i++) {
                tmp.add(result.getObject(i).toString());
            }
        }
    }
}

```



```

        }
        list.add(tmp);
    }
    conn.close();
    return list;
} catch(SQLException e) {
    System.err.println("Mysql Statement Error: " + query); e.printStackTrace();
    return null;
}
}

public Boolean checkUsrExistance(String name) throws IllegalArgumentException {
    Connection conn = DBconnection.getConn();
    String query = "SELECT * FROM users";
    try {
        Statement select = conn.createStatement();
        ResultSet result = select.executeQuery(query);
        while (result.next()) {
            String serverUser = result.getString(1);
            String serverPassword = result.getString(2);
            Integer type = (int) result.getShort(3);
            // System.out.println(serverUser+serverPassword+type);
            if (serverUser.compareTo(name)==0){ return true;
            }
        }
        select.close();
        result.close();
        conn.close();
    } catch(SQLException e) {
        System.err.println("Mysql Statement Error: " + query); e.printStackTrace();
    }

    return false;
}
}

```

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ НАВЧАЛЬНОЇ (КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ) РОБОТИ

Назва роботи: Система для аналізу варіабельності серцевого ритму

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота

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

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

Показники звіту подібності

Turnitin	
Оригінальність	86 %
Загальна схожість	14 %

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

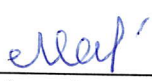
☒ 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату

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

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

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

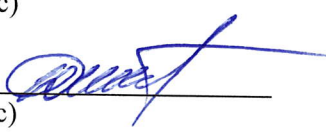
Автор


(підпис)

Марфін В. Ю.

(прізвище, ініціали)

Керівник


(підпис)

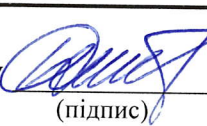
Штофель Д. Х.

(прізвище, ініціали)

Опис прийнятого рішення

Допущено до захисту

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.

(прізвище, ініціали)