

# КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Методи аналізу варіабельної серцевої ритміки  
у комп'ютерних кардіологічних системах

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

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Осецька Р.Ю.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Паляниця Ю.Б.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

(прізвище та ініціали)

## АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Методи аналізу варіабельної серцевої ритміки у комп'ютерних кардіологічних системах» // Кваліфікаційна робота // Осецька Руслана Юріївна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБмз-61 // Тернопіль, 2021 // с. – 60, рис. – 27, табл. – 2, додат. – 2, бібліогр. – 24.

Ключові слова: ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМА, ВАРІАБЕЛЬНІСТЬ, ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС, ВАРІАБЕЛЬНІСТЬ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

У кваліфікаційній роботі магістра досліджено основні аспекти формування та запису електрокардіограм, проаналізовано методи аналізу варіабельності серцевого ритму на тривалих записах ЕКГ, а також розроблено експериментальний програмний комплекс аналізу та інтерпретації електрокардіограм. Розроблений додаток повинен задовольняти вимоги до сучасних програмних комплексів аналізу та інтерпретації ЕКГ.

Пропонований програмний комплекс повинен складатися з модуля, що забезпечує виділення та корекцію інформативних ознак електрокардіосигналу у діалоговому режимі, модуля автоматичної розмітки кардіоциклів, а також модуля аналізу варіабельності серцевого ритму холтерівських записів ЕКГ.

В результаті досліджень уможливлено підвищення точності постановки діагнозу та скорочення часу, який витрачається лікарем на аналіз електрокардіограм.

## ANNOTATION

Theme of qualification work: "Methods of analysis of variable heart rhythm in computer cardiac systems" // Qualification work // Osetska Ruslana Yuriyivna // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, RBmz-61 // Ternopil, 2021 // P. 60, Fig. – 27, table. - 2, appendix. - 2, bibliogr. - 24.

Keywords: ELECTROCARDIOGRAPHY, VARIABILITY, SOFTWARE COMPLEX, HEART RATE VARIABILITY

In the master's qualification work the main aspects of formation and recording of electrocardiograms are investigated, methods of analysis of heart rate variability on long ECG recordings are analyzed, and also the experimental software complex of the analysis and interpretation of electrocardiograms is developed. The developed application must meet the requirements of modern software systems for analysis and interpretation of ECG.

The proposed software should consist of a module that provides selection and correction of informative features of the electrocardiogram in the dialog mode, a module for automatic marking of cardiocycles, as well as a module for analyzing the heart rate variability of Holter ECG recordings.

As a result of research it is possible to increase the accuracy of diagnosis and reduce the time spent by the doctor on the analysis of electrocardiograms.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА .....	9
1.1 Аналіз технічного завдання .....	9
1.2 Актуальність проблеми .....	9
1.3 Електрокардіографія .....	10
1.4 Огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження .....	13
1.5 Аналіз серцевого ритму .....	15
1.6 Висновки до розділу 1.....	23
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА .....	24
2.1 Попередня обробка електрокардіограм .....	24
2.2. Метод обробки тривалих записів електрокардіосигналів .....	27
2.3. Кластеризації QRS- комплексів .....	30
2.4 Метод обробки результатів роботи програмного забезпечення .....	35
2.5 Висновки до розділу 2 .....	38
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА .....	39
3.1. Програмна реалізація .....	39
3.2. Використання програмного комплексу .....	43
3.3. Вибір програм для обробки результатів .....	44
3.4. Обробка результатів .....	45
3.5 Висновки до розділу 3 .....	46
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....	48
4.1 Охорона праці .....	48
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	50
4.3 Висновки до розділу 4 .....	51
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	52
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	54
ДОДАТКИ.....	56

## ВСТУП

Актуальність теми. В даний час розвиток комп'ютерної техніки отримало відгук практично у всіх галузях сучасної науки, зокрема медична. Сучасна діагностика ССЗ є одним із найважливіших завдань медицини на сьогоднішній день. Найбільш ефективно розповсюдженим методом дослідження електричної активності серця є електрокардіографія. Застосування комп'ютерів при аналізі електрокардіограми надає більші можливості та скорочує час необхідний лікарю для встановлення діагнозу.

Попри якісно виконаного кардіографа необхідним є алгоритмічне та програмне забезпечення, що має основне значення при побудові системи аналізу електрокардіограми. Існують багаторівневі реалізації програмно-апаратних комплексів аналізу електрокардіограми як закордонних, так і вітчизняних фірм.

При автоматизованій обробці таких даних виконуються наступні завдання: ввід даних, зберігання, пошук, обробка інформації, вивід результатів.

Дана кваліфікаційна робота присвячена дослідженню основних аспектів електрокардіографії, вивчення методів аналізу варіабельної серцевої ритміки, а також розроблення експериментального програмного комплекс аналізу та інтерпретації електрокардіограми у комп'ютерних кардіологічних системах.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є методи аналізу варіабельної серцевої ритміки для розширення можливостей комп'ютерних кардіологічних систем.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Проаналізувати відомі методи аналізу варіабельної серцевої ритміки для обґрунтування напрямку наукового дослідження.

2. Побудувати алгоритм аналізу варіабельної серцевої ритміки та провести комп'ютерне імітаційне моделювання ділянки варіабельного кардіосигналу з метою апробації алгоритму.

3. Протестувати результати роботи розробленого алгоритму аналізу варіабельного кардіосигналу.

*Об'єкт дослідження:* процес опрацювання варіабельного кардіосигналу для розширення можливостей комп'ютерних кардіологічних систем.

*Предмет дослідження:* комп'ютерна імітаційна модель варіабельного кардіосигналу.

*Методи дослідження* побудовано на базі принципів доказової медицини для обґрунтування моделі варіабельного кардіосигналу та методів оцінки його параметрів..

Наукова новизна отриманих результатів. Розроблено алгоритм аналізу аналізу варіабельної серцевої ритміки, та проведено тестування результатів роботи розробленого алгоритму аналізу варіабельного кардіосигналу для розширення можливостей комп'ютерних кардіологічних систем.

А пробація результатів дослідження. Представлені в роботі результати доповідались та обговорювались на IV Міжнародній студентській науково-технічній конференції «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання» (м. Тернопіль, 28-29 квітня 2021 р.).

## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

#### 1.1. Аналіз технічного завдання

Основною метою кваліфікаційної роботи є методи аналізу варіабельної серцевої ритміки для розширення можливостей комп'ютерних кардіологічних систем. Для цього необхідно мати програмне забезпечення для аналізу та інтерпретації електрокардіограм, яке уможливить виділення та корекцію інформативних ознак електрокардіосигналу в діалоговому режимі, автоматичну розмітку кардіокомплексів, а також аналіз варіабельного серцевого ритму при тривалих записах сигналів. Такий застосунок повинен задовільняти сучасним вимогам, які висуваються до програмного забезпечення для аналізу та інтерпретації електрокардіограм (завантажування ЕКГ – сигнал та його візуалізація, розпізнавання характерних ознак ЕКГ тощо).

#### 1.2 Актуальність проблеми

Останнім часом, основною причиною смертності населення Світу – це серцево-судинні захворювання, відповідно до досліджень, та за даними ВООЗ [1]. Для своєчасного виявлення хвороб серця і судин розробляються різного роду діагностичні засоби. Існують різні методи контролю роботи серця (ехокардіографія, комп'ютерна томографія, радіонуклідне дослідження та ін.), однак на даний момент електрокардіограма (ЕКГ) є єдиним розповсюдженим методом діагностики ССС людини.

Автоматизований аналіз стандартних параметрів ЕКГ (положення зубців, тривалість сегментів і інтервалів) у значній ступені скорочує час необхідний лікарю для встановлення діагнозу, а також підвищує точність інтерпретацій отриманих даних. Також для встановлення більш достовірного діагнозу попри визначення стандартних інформативних параметрів електрокардіосигналу також

застосовують різні методи аналізу його варіабельності. Визначення ВСР визнаний найбільш ефективним інформативним неінвазивним методом кількісної оцінки вегетативної регуляції серцевого ритму.

### 1.3 Електрокардіографія

Електрокардіографія – метод дослідження роботи серця, на основі реєстрації та аналізу електричної діяльності міокарда [2]. Даний підхід вперше з'явився у 1856 році і невпинно розвивається по сьогоднішній день. З розвитком інформаційних технологій автоматизований аналіз став невід'ємною частиною обробки біоелектричної діяльності серця. При цьому велика кількість завдань автоматичний аналіз залишається до сих пор нерешонних, для того електричний сигнал - це вимірюваний, нестаціонарний та підвішений багато перевіреним видам помах.

1.3.1 Електрокардіограма. Під терміном «електрокардіограма» (ЕКГ) розуміють електричний сигнал, зареєстрований між двома точками електричного кола, які з'єднані з вимірювальними електродами, які розміщені на поверхні тіла людини [2]. Відповідно, електрокардіограма це запис електричних потенціалів серця. У здорової людини виробляється близько 60–90 електричних електроімпульсів за хвилину, що утворюються в місці сходження порожнистих вен – синусовому вузлі.

Робота серця в організмі здійснюється під керівництвом власного водія ритма, який виробляє електричні імпульси і направляє їх у провідну систему. Водій ритму розташований у правому передсерді..

У загальному випадку процес реєстрації електрокардіограми складається з наступних кроків [2]:

- формування імпульсу збудження в синусовому вузлі;
- збудження передсердь, формування зубця Р;
- реєстрація інтервала PQ;
- збудження міокарду шлуночків, запис QRS - комплексу;
- зникання збудження і відновлення початкового стану,



- поява сегменту ST - і зубця T.

Стадії проходження електричного імпульсу по провідній системі серця, а також реєстрація ЕКГ приведена на рисунку 1.1.

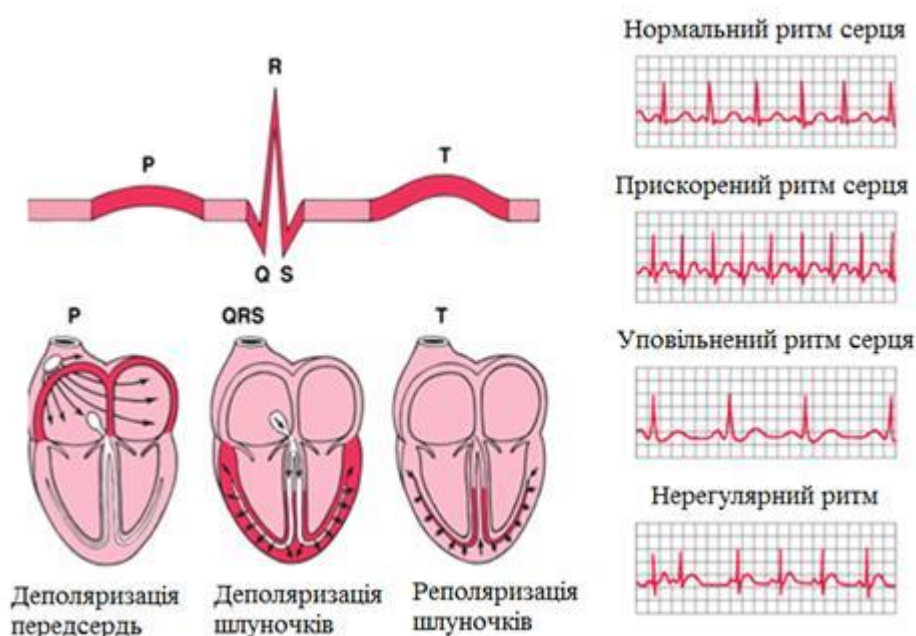


Рис. 1.1. Поширення синусового імпульсу, а також ритми серця

[<https://studopedia.org/13-101736.html>]

Електрична вісь серця (ЕВС) представляє собою проекцію сумарного електричного вектора біопотенціалів серця на вибрану систему координат [3]. Це дозволяє розрахувати кут ЕВС. Вибір системи координат базується на практичній реалізації конкретних електрокардіографічних методик (стандартна електрокардіографія, векторкардіографія, холтеровський моніторинг).

Маса серцевого м'язу лівого шлуночка в нормі значно більша маси правого шлуночка, тому електричні процеси, які відбуваються в лівому шлуночку сумарно сильніші, тому ЕВС направлена саме на нього [3].

1.3.2. Аналіз ЕКГ. Електричне коло, за допомогою якого здійснюється вимір і запис ЕКГ реєструючою апаратурою, називається електрокардіографічним відведенням. Віссю відведення є уявна пряма відкриття є воображаемая пряма, яка поєднує між собою два електроди.

В залежності від методики аналізу електричної активності серця може використовуватися різне число відведень. Існує два основних напрямки досліджень ЕКГ: короткочасний (близько 30 секунд) запис ЕКГ у стані спокою та аналіз тривалих, зазвичай добових записів ЕКГ.

Метою аналізу ЕКГ є оцінка зміненої форми ЕКГ, характерної для різних захворювань серця. Тому, при аналізі ЕКГ у стані спокою ЕКГ реєструється у 12 відведеннях, які об'днуються в дві групи (шість відведень від кінцівок і шість грудних відведень). Відведення від кінцівок поділяють на стандартні I (права і ліва рука), II (права рука і ліва нога), III (ліва рука і ліва нога) та посилені – aVR (права рука), aVL (ліва рука), aVF (ліва нога). [21]

Для посилення відведень різниця потенціалів розраховується між центральним та активним електродом. Центральний електрод утворюється з'єднанням в одному електроді електродів від двох інших з'єднань через опір, а активний електрод, прикладається до однієї із кінцівок.

Мета добового запису ЕКГ – отримання інформації про серцевий ритм на тривалих проміжках часу та динамічні зміни форм електрокардіосигналу, які вказують на патологічні зміни серцевої діяльності. При аналізі добових записів ЕКГ отримувати відведення від кінцівок незручно. Тому, як правило, використовується два або три модифікованих грудних відведення ЕКГ, які називають моніторними. Хоча деякі системи тривалого моніторингу, наприклад, система «Холтер-ДМС» може використовувати та модифікувати 12 відведень, у яких відведення з кінцівок замінюються на відведення з поверхні торсу (груди і спина).

При холтерівському моніторингу змінюються перш за все такі основні параметри як:

- інтервали RR на всьому записі;
- типи комплексів QRS: нормальні синусові, надшлуночкові екстрасистоли, желудочкові екстрасистоли, комплекси порождені миготливою аритмією;
- зміни сегменту ST: зниження (депресія) ST, підйом (елевація) ST, виражені зміни форми ST;
- іноді – альтернація зубця T.

Основною вимогою до системи моніторингу є обчислення зведених параметрів з високою точністю. Необхідною умовою для цього є точне визначення комплексів QRS на ЕКГ і обчислення величин інтервалів RR.

#### 1.4 Огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження

Автоматичний аналіз електрокардіосигналу - ключний процес, включаючи в себе чотири основні стадії:

- розпізнавання комплексів на ЕКГ та визначення інтервалов PP;
- аналіз форм комплексів, сегментів та зубів;
- розпізнавання зубців перед комплексами та визначення інтервалов;
- вираження заключення про характер ритми та патологій проводячої система серця на основі отриманих даних.

Нижче наведені дані про роботу та можливі можливості основних програм автоматичного холтеровського аналізу ЕКГ.

1.4.1. Програма «MEDILOG AR12 PLUS». Програма вимірювань *MEDILOG AR12 PLUS* від компанії *Schiller* (Швейцарія) [4], призначена для одноканального або триканального реєстрування електрокардіограми та пропонує широкий набір опцій аналізу ЕКГ: аналіз BCP, розпізнавання апное, аналіз сегментів ST і QT, розпізнавання комплексів QRS, розпізнавання P зубця та передсердний аналіз.

1.4.2. Програма холтерівського моніторингу «CARDIMAX». Дане програмне забезпечення є опціональним, носієм є SD - карта. Воно може бути встановлено на холтерівські кардіографи компанії *Fukuda Denshi*, Японія, і мають наступні можливості можливостями [5]: одночасна реєстрація дванадцяти відведень; виявлення комплексів QRS, аналіз частот скорочень, інтервалів PR та QT, дослідження положення ЕВС, інтерпретація та аналіз BCP з формуванням заключення.

1.4.3. Система холтеровського моніторингу «CardioDay». За допомогою програми аналізу ЕКГ «CardioDay», від американської фірми *GE Healthcare* можна отримати [6]: аналіз BCP та фібриляції передсердь, зміна інтервалу QT між комплексами, аналіз функцій кардіостимулятора, дослідження турбулентності

серцевого ритму, попередній відбір у відношенні порушень, пов'язаних із сном, автоматична взаємодія отриманих результатів.

На рисунку 1.2 представлений результат роботи програми, що містить таку інформацію, як усереднений комплекс QRS, а також початок та кінець кожного кардіоциклу.

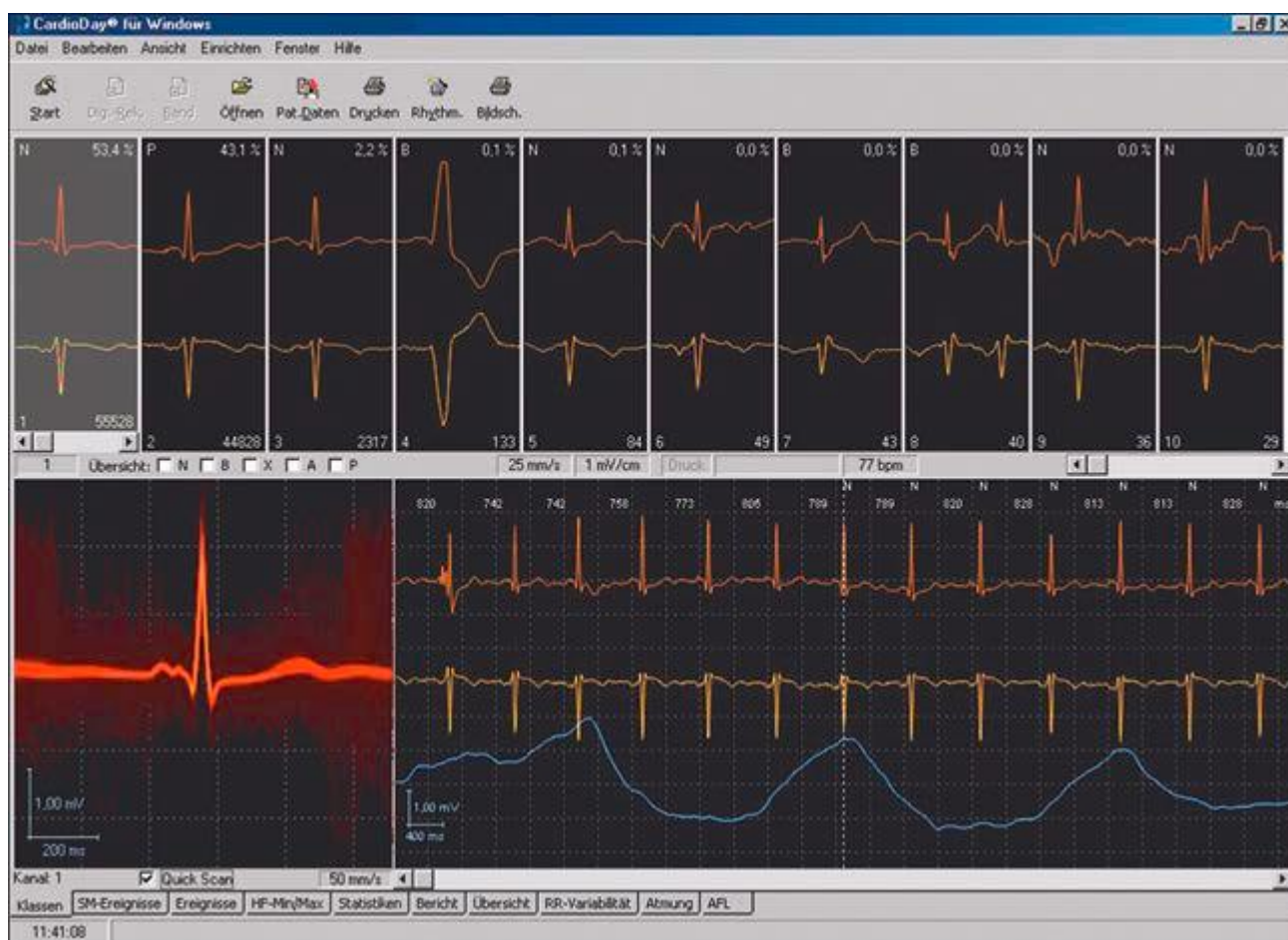


Рис. 1.2. Результати роботи програми «CardioDay» [6]

1.4.4. Програмне забезпечення «ArMaSoft». Областю застосування програмного забезпечення «ArMaSoft» (Росія), є реєстрація та комп'ютерна інтерпретація електрокардіограм, отриманих у результаті холтерівського моніторингу в системі дванадцяти загальноприйнятих відведень.

«ArMaSoft» призначена для виконання наступних функцій [7]: запис в пам'ять комп'ютера електрокардіосигналів, виявлення комплексів QRS, відображення на екрані моніторів, зареєстрованих електрокардіографічних

відведення, формування та керування архівами електрокардіосигналів, вимірювання амплітудно-часових параметрів зубців та інтервалів електрокардіосигнала, розрахунки загальноприйнятих електрокардіографічних параметрів, діагностика порушень серцевого ритму, синдромальної інтерпретації патологічних змін електрокардіограми з постановкою попереднього діагнозу, отримання друкованого документу (протокол обстеження пацієнта).

Дане програмне забезпечення може бути встановлене на персональний комп'ютер. У складі системи також повинні бути лазерний принтер та електрокардіограф.

1.4.5. Комплекс холтерівського моніторингу ЕКГ «Валента» (Росія). Двний комплекс забезпечує неперервну реєстрацію добового запису ЕКГ за трьома відведеннями з формуванням електронної історії хвороби [8]. До його складу входять: перетворювач біосигналів «Валента», програмне забезпечення, аксесуари для проведення різноманітних досліджень.

Програмне забезпечення комплексу дозволяє проводити перегляд добових записів, розпізнавання комплексів QRS, розбиття кардіоциклів на кластери з наступною класифікацією, виявляти порушення ритму, аналізувати сегмент ST, а також формувати бази даних пацієнтів і проводити дослідження ВСР з наступним формуванням підсумкового документа по заданому шаблону.

1.4.6. Програмне забезпечення «Холтер ДМС» (Росія). Програмне забезпечення комплексу надає можливість провести аналіз кожного кардіоцикла в автоматичному режимі, переглянути результати аналізу та уточнити інформацію про будь який кардіоцикл в діалоговому режимі, а також розпізнавати звіт про перевірений моніторинг. [9]

Основна особливість цієї системи є виконання аналізу тривалих записів, а також виявлення порушень серцевого та провідності.

## 1.5. Аналіз серцевого ритму

Роботу серця можна характеризувати різними параметрами: об'ємом викиду крові у системі кровообігу за одне скорочення серця, кількість крові, яка

постачається за визначений період часу (наприклад, за хвилину). Простим та часто використовуваним параметром є частота серцевих скорочень (ЧСС) – кількість скорочень серця за хвилину спостереження. Аналіз ЧСС проводять на різних проміжках часу – від однієї секунди до багатьох годин і діб [11].

При нормальному стані серцево-судинної системи зміни часу між двома сусідніми серцевими скороченнями змінюється. Така зміна носить назву варіабельності ритміки серця. Об'єктом її дослідження є ритмограма – числова послідовність, елементи якої – це зміни часу між двома сусідніми серцевими скороченнями. Для побудови ритмограм необхідно [11]: запис електрокардіограми за визначений проміжок часу, на кожному проміжку обирається одна і та сама характерна точка, як правило це верхівка зубця R, визначається часовий інтервал між характерними точками поточного та попереднього кардіоциклів для кожного серцевого скорочення.

На рисунку 1.3 представлено схему формування ритмограм.

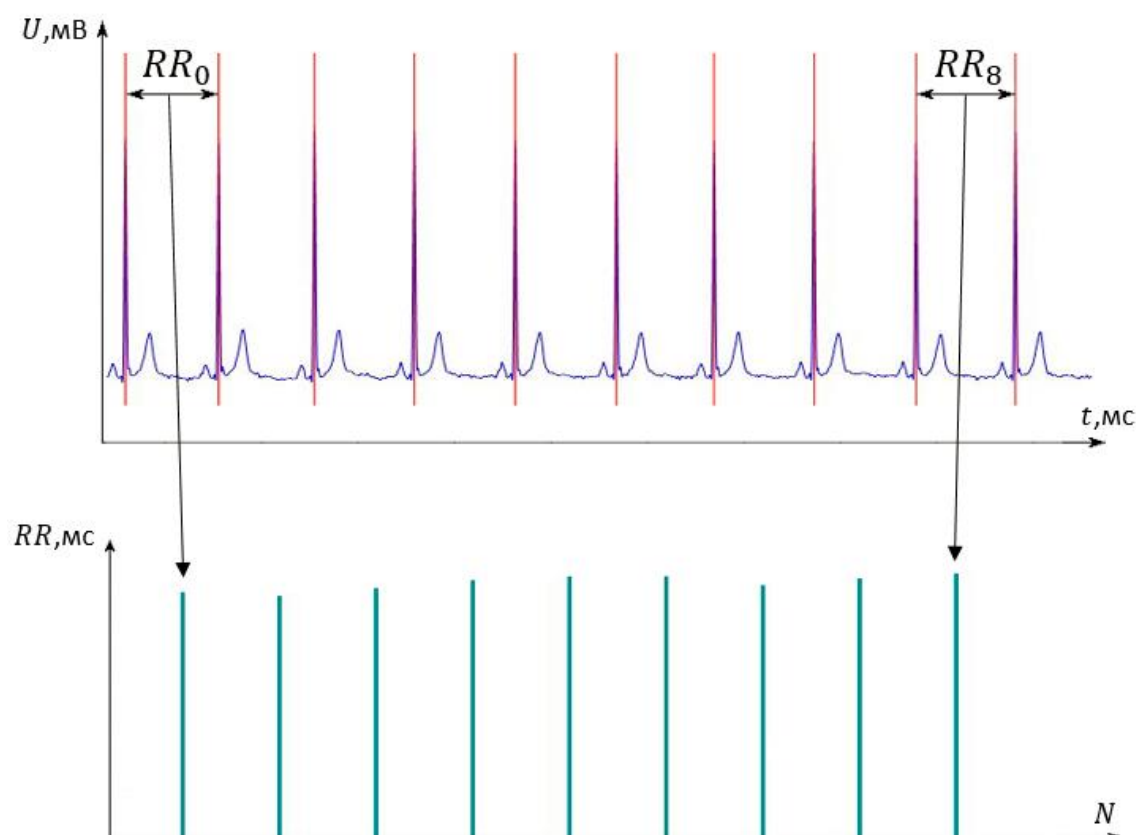


Рис. 1.3. Схема формування ритмограм

1.5.1. Аналіз електрокардіограми на тривалих проміжках часу. Метою холтерівського моніторингу є виявлення різних аномалій у роботі серцево – судинної системи людини (ССС), які важко визначити на коротких записах ЕКГ. До них належать: зміни у формі кардіоциклу, як депресія або елевація сегменту ST, подовження інтервалу QT, яке виникає на коротких проміжках знімання ЕКГ.

Усі аномалії, що знаходяться в ССС людини впливають на властивості синусового ритму. До цих властивостей відноситься: мінливість частоти серцевих скорочень, генетично закладена в організмі, динаміка синусового ритму і неперервна зміна ритму спричинена випадковими та не випадковими змінами в зовнішньому середовищі і в у самому організмі людини..

1.5.2. Основа методу холтеровського моніторингу. Аналіз варіабельного ритму на тривалих проміжках часу надає можливість здійснити ефективне порівняння його для двох трітних людей і порівняння ВСР однієї і тієї ж особи при різних дослідженнях. Крім того, використовуваний метод дозволяє пов'язувати динаміку ВСР конкретної особи з динамікою її функціонального стану [12]. Наявність цих особливостей забезпечує успіх застосування аналізу ВСР на тривалих проміжках часу у клінічній практиці.

Даний підхід ґрунтується на наступних припущеннях про ВСР:

- 1) це не лише відображення функціонального стану ССС, але і організму в цілому;
- 2) оцінка ВСР характеризує саме функціональний стан організму і не є інструментом для діагностики патології;
- 3) метод дозволяє виявляти нові властивості серцевої ритміки, а також додаткову інформацію про фізіологічні механізми, які нею керують.

Аналіз ВСР на тривалому проміжку часу ґрунтується на кількісній оцінці залежності величини синусової аритмії від частоти серцевих скорочень. Це дозволяє досліджувати нестаціонарність серцевого ритму при оцінці його варіабельності. Аналіз тривалої ВСР базується на сукупності математичних операцій над ритмограмою [12].

Особливості функціонального стану людини по – різному проявляються при різних ЧСС. З діагностичною чи терапевтичною метою використовуються

навантажувальні або фармакологічні проби для штучного збільшення ЧСС та виявлення закритих дефектів у роботі серця, які не проявляються при нормальній ЧСС; штучно зменшується ЧСС за допомогою лікарських препаратів, досягаючи при цьому покращення стану. Відповідно, для того, щоб правильно інтерпретувати функціональний стан пацієнта, необхідно знати, як він змінюється при різній ЧСС. Наявність зв'язку між функціональним станом і ВСР відповідає тому, що характер зміни ВСР по – різному проявляється при різній ЧСС.

У зв'язку з тим, що людина, як живий організм, підлягає постійним впливам зовні, робота всіх її систем постійно змінюється. Це призводить до того, що процеси життєдіяльності, в тому числі серцевий ритм, весь час змінюється, відповідно, змінюються значення кількісних параметрів, які описують ці процеси. Необхідно враховувати елемент випадковості, який проектується на динамічні зміни параметрів, які описують серцевий ритм.

1.5.3. Аналіз ВСР, метод АВСР-ВКР. Аналіз ВСР ґрунтується на дослідженнях ритмограми. При цьому аналіз проводиться лише на тих ділянках ритмограм, які відповідають синусовому ритму при відсутності порушень ритму і шумов.

Характеристики, які використовуються при аналізі ВСР є інтегральними і відносяться до кінцевого проміжку часу. Такі характеристики є достатньо відносними, але стійкими по відношенню до випадкового спотворення ЕКГ та неточністю виміру та, разом з тим, достатньо чутливі для того, щоб адекватно відображати істотні зміни ЧСС.

Для того, щоб параметри, які характеризують довготривалу ВСР задовольняли сформовані вимоги, при їх побудованні використовується дольовий принцип, при якому досліджуваний об'єкт розбивається на однакові в тому чи іншому сенсі долі: для кожної долі обчислюються значення одного і того ж скалярного чи векторного інтегрального параметру, отримана сукупність параметру використовується для характеристики об'єктів у цілому.

При тривалій зміні часу дольовий принцип реалізується за наступною схемою [11]: ритмограма розбивається на короткі ділянки із однаковою



кількістю інтервалів; для кожної учас ділянки ника вибираються два параметри, що представляються базовими за оцінками ВСП – середнє значення інтервала і кількісна характеристика супутньої синусової аритмії; ВСП на всіх досліджує зміну часу оцінюється при допомоги статистичного аналізу, провідного для наборів пар параметрів усіх коротких учасників ритмограмм (середнього значення інтервалов і кількісної характеристики синусової аритмії).

Якщо же ритмограма коротка і ритм на її стаціонарний, то варіація короткої ритмограми (ВКР) є ефективним інструментом дослідження синусової аритмії.

Варіація короткочасної ділянки ритмограми з номером  $k$ , яка складається з  $r$  інтервалів RR, називається величина

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

де  $|RR_k(j+1) - RR_k(j)|$  – абсолютне значення різниці інтервалів  $RR_k(j+1)$  та  $RR_k(j)$ . Характеристика  $BKP_k$  є дискретним аналогом поняття варіації функцій, який характеризує мінливість досліджуваної кривої на заданному проміжку часу. Якщо  $BKP_k = 0$ , то на досліджуваній короткій ділянці ритмограми величини всіх RR інтервалів однакові.

Для формування базових параметрів ВСП ритмограма розбивається на ділянки по 33 RR інтервала, відповідних 3–4 дихальним циклам.

Таким чином, тривалість короткої ділянки ритмограми дозволяє враховувати розкид інтервалів RR, які вказують на пристуність дихальної аритмії.

Для кожної короткої ділянки ритмограми визначається величина  $RRM_k$  – середня тривалість інтервалів RR, що входять до цієї ділянки

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

Встановлення характеру залежності величини синусової аритмії від ЧСС відбувається наступним чином: шкала значень ЧСС розділяється на діапазони; для кожного діапазону визначаються всі короткі ділянки ритмограми, для яких

значення ЧСС потрапили в цей діапазон  $n_i$ ; обчислюється середнє значення ВКР за всіма короткими ділянками ритмограми, вибрані відповідно до діапазону  $BKPM_i$ ; будується таблиця відповідності значень  $BKPM_i$  діапазонам зміни величин  $RRM$ .

При визначенні величини  $BKPM_i$  послідовно проглядаються всі короткі ділянки ритмограми. З них вибираються всі ділянки, для яких значення  $RRM_k$  попадають у відповідний діапазон розбиття шкали значень  $RRM$ . Фіксується кількість таких ділянок  $n_i$ , і обчислюється величина

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

Сукупність наборів  $BKPM_i$  є основним інструментом дослідження ВСР на довготривалих записах. Для визначення відхилень ВСР використовується величина  $prs_i$ , яка відповідає відсотку попадань короткочасних ділянок ритмограм в різні діапазони значень

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

де  $l$  – кількість діапазонів поділок шкали значень  $RRM$ .

При побудові параметру ВКР необхідно, щоб усі кардіоцикли на досліджуваних ділянках оголошувалися синусовими та їх передбачалося не менше 10–15 синусових кардіоциклів. Також потрібно виключити ділянки ЕКГ, які задовільняють вказаним вимогами, але на яких присутня неоднозначна поведінка ритму, наприклад, різниця між інтервалами сусідніх синусових кардіоциклів весь час змінює знак.

Таким чином, для отримання результатів, пов'язаних з аналізом ВСР, потрібна попередня підготовка запису ЕКГ, в ході якої повинні бути, по-перше,

правильно розкласифіковані всі кардіоцикли та, по-друге, виділені з розгляду короткі ділянки ритмограми з неоднозначною поведінкою ритму. Якщо при обробці ритмограм знайдено багато (більше 10%) ділянок, не заслуговуючих увагу, то ритмограма визнається непридатною до дослідження [11].

1.5.4. Прискорення та сповільнення ритму, метод DC-AC. При аналізі варіабельності серцевого ритму для кожного короткотривалого запису ритмограми визначають динамічні зміни ритму [13]. З метою обчислення сповільнення (прискорення) серцевого ритму необхідно визначити «якірні» точки, які характеризують послідовні збільшення (зменшення) довжини RR - інтервалів. Сповільненню ритму відповідають чорні «якірні» точки, які визначають збільшення тривалості RR - інтервалов, а скорочення ритму – білі «якірні» точки.

При проведенні аналізу не враховуються ті RR - інтервали, тривалість яких відрізняється більше, чим на 5% від тривалості попереднього інтервалу.

У кожній знайденій «якірній» точці відповідає сегмент ритмограми ( $S_1, S_2, \dots, S_n$ ). Усі сегменти мають однакову довжину. На рисунку 1.4 зображені сегменти, рівні дванадцяти послідовним RR інтервалам.

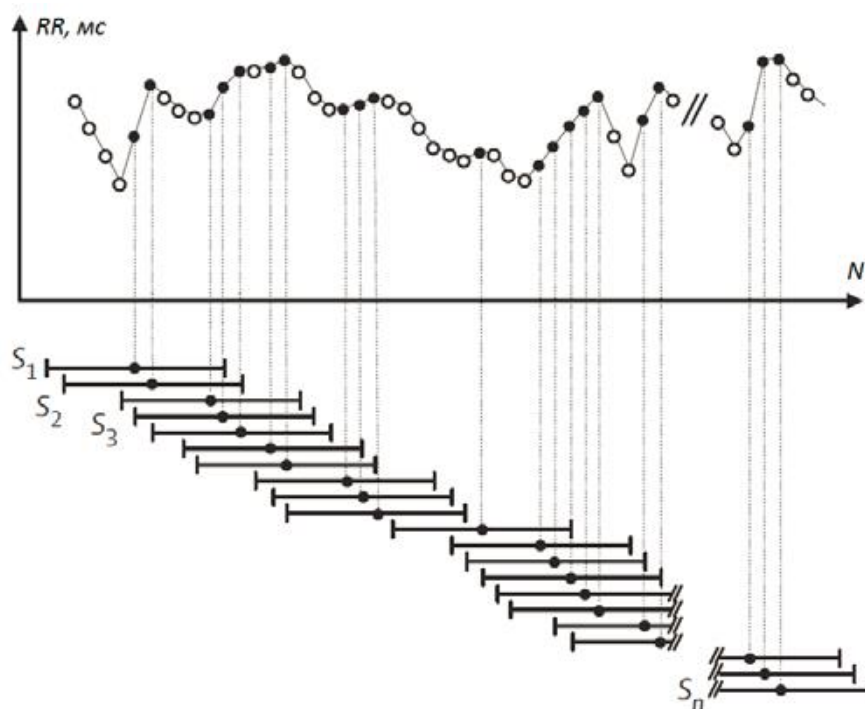


Рис. 1.4. Визначення «якірних» точок

Усі знайдені сегменти вирівнюються відносно чорних і білих «якірних» точок відповідно. На рисунку 1.5 представлений процес виділення сегментів, визначених чорними «якірними» точками.

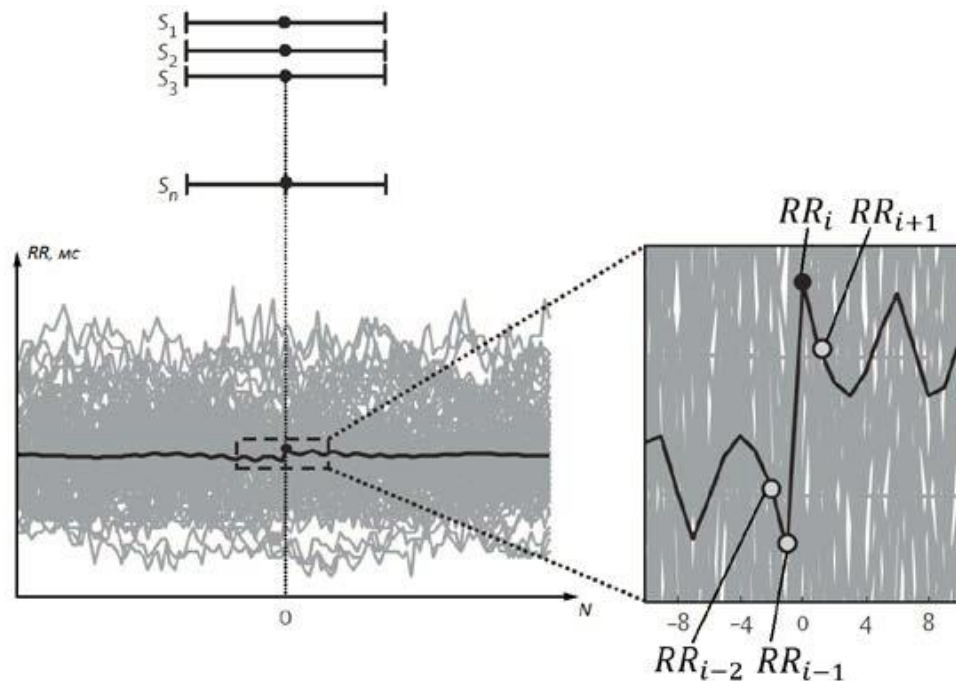


Рис. 1.5. Вирівнювання сегментів ритмограм

Метод обчислення прискорення та сповільнення ритму базований на дискретному вейвлет аналізі з використанням вейвлета Хаара. Для знаходження відповідних величин використовується вираз:

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

1.5.5. Основна ідея об'єднання методів АВСР-ВКР та DC-AC. Ритмограма ділиться на короткі ділянки. Для кожної разом із  $RRM$  та варіацією ВКР обчислюються характеристики DC і AC. Далі проміжок зміни величини  $RRM$  ділиться на стандартні діапазони та знайдені значення прискорення і сповільнення ритму усереднюються по кожному з діапазонів.

## 1.6. Висновки до розділу 1

У даному розділі розглянуто основні аспекти формування та запису електрокардіограми. Проведено огляд відомих систем аналізу та інтерпретацій ЕКГ, який дозволив виявити основні вимоги, яким повинно задовольняти програмне забезпечення аналізу та інтерпретацій електрокардіосигналів. Розглянуто метод аналізу варіабельності серцевого ритму на тривалих записах ЕКГ, наведена детальна схема реалізації методу. Крім того, визначено поняття «прискорення» і «сповільнення» серцевого ритму для використання їх в наступних розділах.

## РОЗДІЛ 2

### ОСНОВНА ЧАСТИНА

#### 2.1 Попередня обробка електрокардіограм

Одним із найбільш активно розвинутих напрямів аналізу роботи ССС є холетрівський моніторинг (не менше 24 годин). Під час реєстрації ЕКГ пацієнта знаходяться під впливом різних ЕМП, які суттєво впливають на якість зняття електрокардіограми та, як наслідок, неправильне виявлення інформативних ділянок ЕКГ.

До шумів, які присутні при реєстрації кардіограми, відносяться [14]: - мережева завада; дрейф ізоелектричної лінії; м'язевий тремор; артефакти, зумовлені рухом пацієнта.

Для боротьби з відповідними шумами використовуються вузькосмугові фільтри з лінійною фазовою характеристикою, а також фільтри високих і низьких частот. Вузькосмугові фільтри необхідні для видалення мережевої завади з частотою 50 Гц. Фільтри високих частот використовуються для стабілізації ізоелектричної лінії, однак вони можуть видозмінювати форму біосигналу, наприклад, спотворити форму ST сегмента, що може привести до помилкової постановки діагнозу. Фільтри низьких частот застосовуються в тих випадках, коли м'язевий тремор має вплив на реєстрограму.

Найбільш повно властивості фільтрів відображає амплітудно – частотна характеристика, яка вказує на залежність коефіцієнта пропускання фільтру від частоти сигналу. Для фільтрів низьких та високих частот достатньо в якості єдиної характеристики вказувати частоту зрізу.

Діапазону частот, в якому знаходиться інформація, яка характеризує параметри кардіоциклів, відповідає 0,5 - 75 Гц [15]. На рисунку 2.1 представлений вихідний сигнал з дрейфом ізоляції, а на рисунку 2.2 очищений електрокардіосигнал з використанням високочастотного і низькочастотного фільтру.

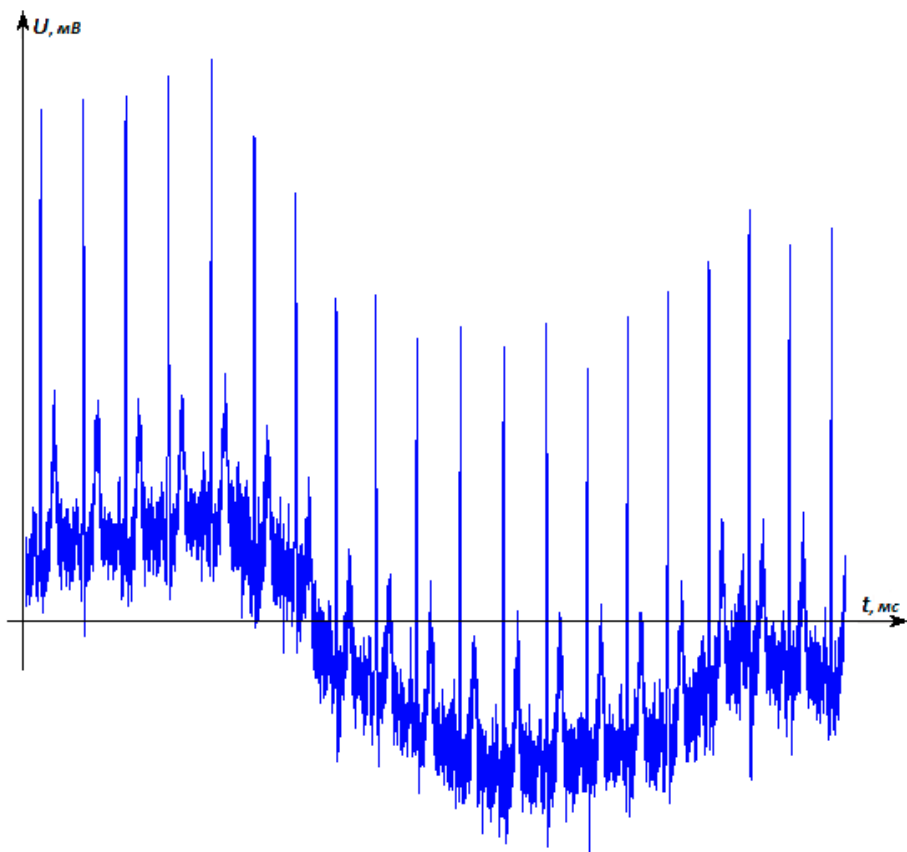


Рис. 2.1. Вихідний сигнал

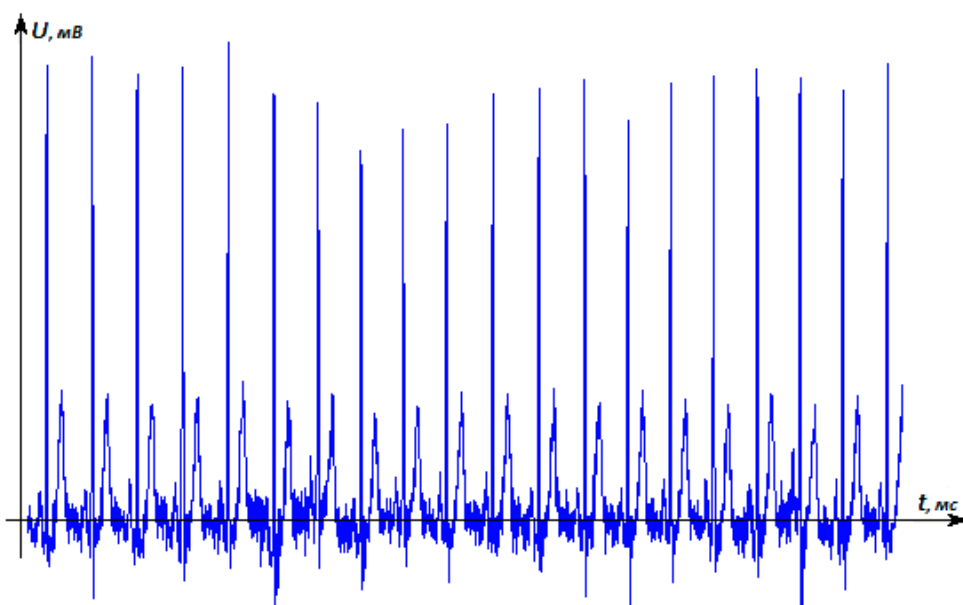


Рис. 2.2. Відфільтрований сигнал

У більшості сучасних кардіографів існує система подавлення мережевої завади на апаратному рівні, проте в деяких ситуаціях, можливо, виникнення даного типу завад в результаті зовнішніх впливів на провідники, з'єднуючі

кардіограф та електроди. На рисунку 2.3 показаний сигнал, що містить мережеву заваду.

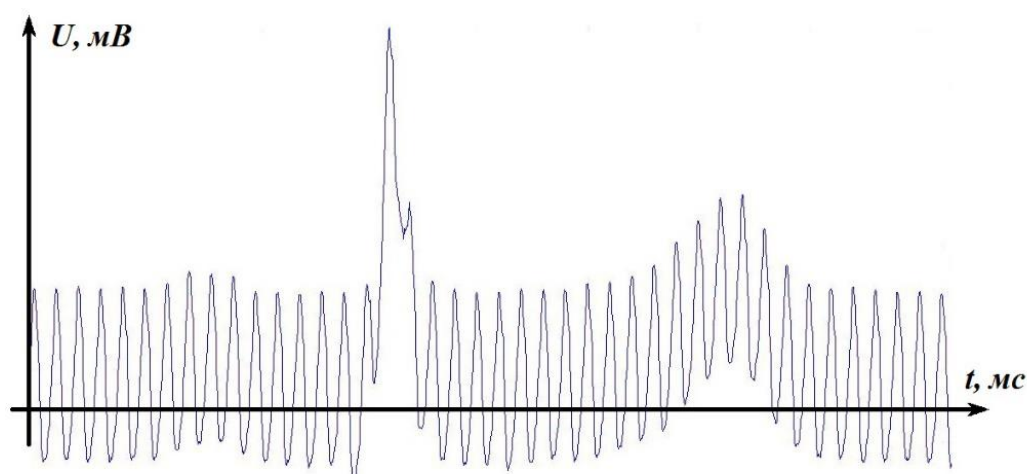


Рис. 2.3. Сигнал, що містить мережеву заваду

На даний момент існують різні реалізації фільтрів з скінченною та нескінченною імпульсною характеристикою. Практично неможливо об'єктивно порівняти обидва типи фільтрів. В якості ВЧ та НЧ фільтру для обробки електрокардіограми обрано фільтр Баттерворта, на основі робіт [15,16], оскільки такий фільтр володіє максимально гладкою АЧХ на частотах смуги пропускання і має достатньо крутий спад поза смугою пропускання (див. рис. 2.4).

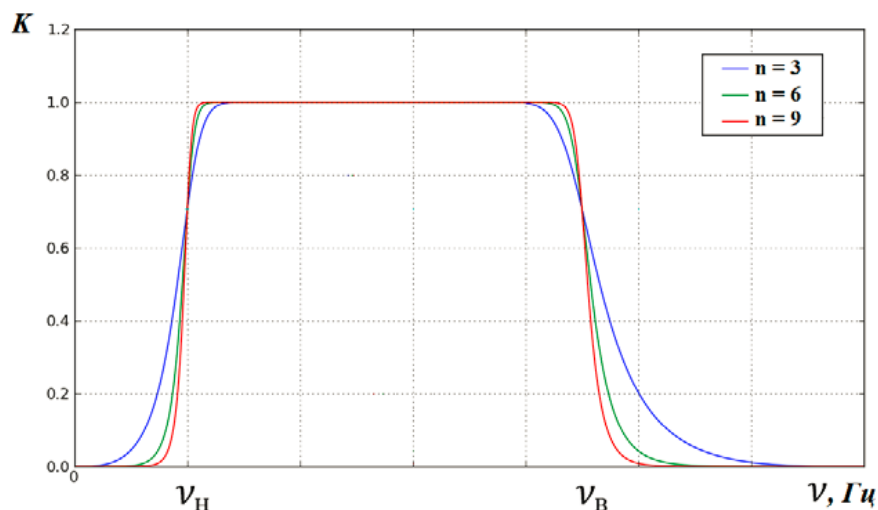


Рис. 2.4. АЧХ фільтру



## 2.2. Метод обробки тривалих записів електрокардіосигналів

Метод обробки тривалих записів будується на аналізі варіабельності серцевого ритма. Основний об'єкт дослідження це ритмограми, отримані з електрокардіограми шляхом виділення QRS - комплексів. В залежності від вибору методу визначення ключових параметрів кардіограми залежить точність подальшої обробки ЕКГ. У якості використовуваного алгоритму обробки електрокардіограми був обраний метод, заснований на безперервному вейвлет - перетворенні, описаний в роботі [17]. За результатами проведених досліджень було встановлено, що даний метод має досить високу точність виявлення QRS - комплексів, а також хвиль Р і Т, яка задовільняє вимогам аналізу Холтерівських записів. В таблиці 2.1 приведені результати роботи обраного алгоритму на деяких сигналах з бази даних MIT-BIH *Normal Sinus Rhythm Database* представлених у відкритому доступі в мережі Інтернет та містить записи тривалістю не менше 25 годин.

Таблиця 2.1

### Результати роботи алгоритму

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

Величина  $Se$  – здатність алгоритму дати правильний результат, а  $P$  – ймовірність фактичної наявності характерних точок при позитивному результаті її виявлення.

При проведенні досліджень варіабельності серцевого ритму визначається кількісна оцінка залежності величини синусової аритмії від ЧСС. Параметрами варіабельності є:

- варіабельність короткочасової ділянки ритмограми (ВКР);
- середня тривалість інтервалов RR (RRM);
- прискорення і сповільнення ритму (АС, DC).

Ритмограма розбивається на короткі ділянки, які містять підряд 33 RR інтервали та не містять екстрасистоли (передчасні скорочення серця). Виникнення екстрасистол є випадковим явищем і здійснює істотний вплив на параметри варіабельності серцевого ритму. З усіх кардіоциклів необхідно виділити ті QRS - комплекси, які є типовими для дослідження кардиограми.

Кожна коротка ділянка ритмограми визначається власними значеннями варіабельності серцевого ритму, об'єднаними в групи в залежності від величини. Весь діапазон можливих значень даної величини розділяється на стандартні ділянки [12]. В таблиці 2.2 представлено поділ шкали RRM на діапазони.

Таблиця 2.2

#### Поділ шкали RRM на діапазони

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

В результаті роботи даного методу аналізу ВСР отримано набори параметрів варіабельності коротких ділянок ритмограм, розділених на діапазони, відповідно до середньої тривалості RR інтервалів. На рисунку 2.5 представлено блок – схему роботи алгоритму аналізу ВСР.

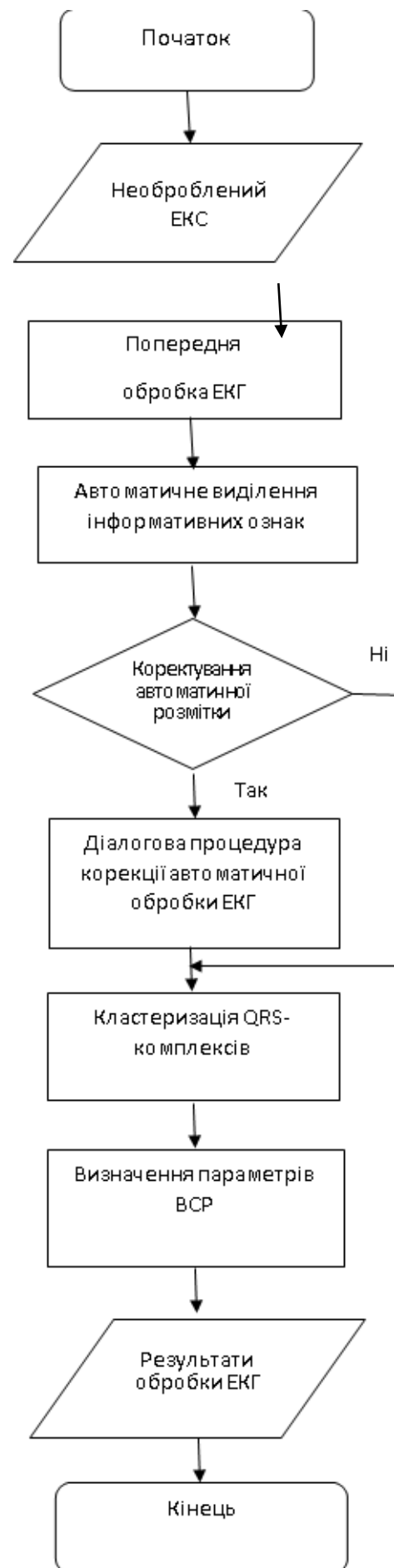


Рис. 2.5. Блок – схема обробки електрокардіограми

## 2.3. Кластеризації QRS- комплексів

Визначення типу QRS- комплексів кардіосигналів є одним із найбільш важливих завдань при аналізі тривалих записів електрокардіограм. Розроблюваний підхід до маркування комплексів базується на автоматичному розбитті вихідної множини кардіоциклів на групи з наступним вибором у діалоговому режимі того, до якого саме типу кожен об'єкт множини QRS- комплексів.

2.3.1. Постановка задачі кластеризації. Нехай  $X$  - множина об'єктів,  $Y$  - множина номерів кластерів. Задана функція відстані між об'єктами  $\rho(x, x')$ . Існує кінцева навчальна вибірка об'єктів  $X_m = (x_1, \dots, x_m) \subset X$ . Потрібно розбити вибірку на підмножини, які не перетинаються, так звані кластери, так, щоб кожен кластер складався виключно з об'єктів, близьких за метрикою  $\rho$ , а об'єкти різних кластерів істотно відрізнялися. При цьому кожному об'єкту  $x_i \in X^m$  присвоюється номер кластера  $y_i$ .

Під алгоритмом кластеризації розуміється функція  $\alpha: X \rightarrow Y$ , яка будь якому об'єкту  $x \in X$  ставить у відповідність номер кластера  $y \in Y$  [18].

2.3.2 Метод  $k$  – середніх. Алгоритм  $k$  – середніх [19] використовується для розбиття вихідної множини об'єктів  $X$  на  $k$  підмножини таким чином, щоб відстань від точок кластерів до їх центрів була мінімальною. Необхідно знайти

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

де  $\mu_i$  - центр  $i$ -го кластера,  $m$  - кількість об'єктів у кластері  $X^i$ ,  $d(x, \mu)$  відстань між об'єктом  $x$  і центром кластера, якому належить даний об'єкт.

Коректування центру кожного кластера здійснюється за виразом

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

Вибір кількості кластерів, на які потрібно розбити множину  $X$  відбувається на основі результатів попередніх досліджень. Робота алгоритму поділяється на кілька етапів [19]:

- на основі обраного числа кластерів вибирається  $k$  випадкових точок, що є центрами підмножин;
- кожен об'єкт досліджуваної множини відноситься до кластеру з найближчим до нього центром;
- центри кластерів перераховуються відповідно до поточного складу підмножин;
- здійснюється перевірка критерію зупинки алгоритму.

2.3.3 Мережі Кохонена. Мережі Кохонена [20] відносяться до самоорганізованих нейронних мереж. Такі мережі дозволяють виявити кластери вхідних векторів, які володіють деякими спільними властивостями. Такі мережі представляють собою одношарову мережу, побудовану з нейронів типу WTA. На рисунку 2.6 зображена структура мережі.

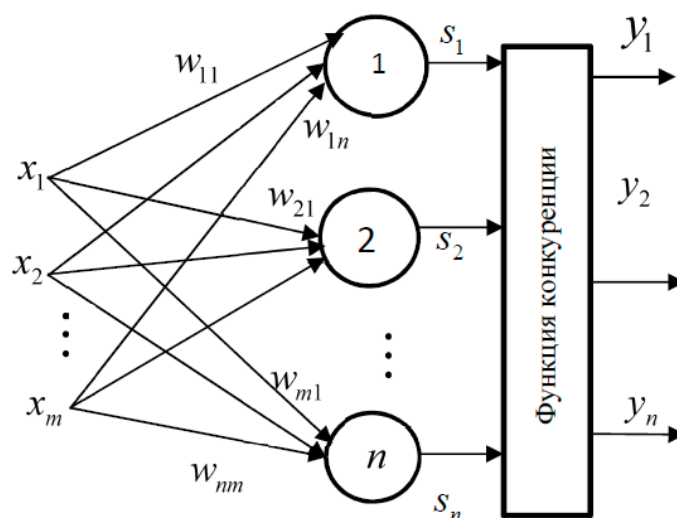


Рис. 2.6. Структура мережі Кохонена

Кожен нейрон мережі з'єднується з усіма компонентами  $m$ -мірного вхідного вектора  $x_i = (x_{1i}, x_{2i}, \dots, x_{mi})$ . Вхідний вектор представляє собою один з об'єктів, який підлягає кластеризації. Кількість нейронів співпадає з кількістю кластерів, які має виділити мережа. В якості нейронів мережі Кохонена застосовуються лінійні зважувані суматори:

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

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

В мережах Кохонена використовується навчання без вчителя. Для навчання застосовується механізм конкуренції. При подачі на вхід мережі вектора, який характеризує будь який об'єкт, переможе той нейрон, ваговий вектор якого в найменшій ступені відрізняється від вхідного вектора. Для нейрона - переможця виконується співвідношення

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

де  $n$  - кількість нейронів у мережі,  $j$  - номер нейрона переможця,  $d(x, w)$  - відстань між векторами  $x$  і  $w$ .

Перед процесом навчання відбувається початкове задання вагових векторів. Процес навчання включає повторення кроків [20]:

- подача вихідного набору даних на вхідні мережі;
- знаходження значень функцій кожного нейрона;
- визначення нейрона переможця;
- коректування ваги нейрона - переможця;
- перевірка умов завершення алгоритму.

Умовою закінчення навчання мережі може слугувати перевірка числа пройдених циклів навчання.

Коректування ваги нейрона-переможця відбувається за різними правилами, наприклад, з використанням алгоритму Кохонена або нейронного газу [20].

2.3.4. Метод DBSCAN. В основі методу кластеризації DBSCAN (*Density – based spatial clustering of applications with noise*) [21] лежить об'єднання деяких об'єктів у відповідності з їх внутрігруповим "з'єднанням". Для проведення корекційної процедури кластеризації необхідно вказати критерії, за якими об'єкти будуть об'єднані в кластери. Кластери представляють собою щільні області деяких об'єктів у просторі даних, розділених між собою об'єктами, щільності яких значно нижче.

Щільність точок для даного об'єкту  $x_i$  визначається двома параметрами. Першим з них є  $\alpha$  - радіус сусідства точки  $x_i$ . Тоді множина  $X^k$ , яка містить об'єкт  $x_i$ , буде включати в себе такі точки  $x_j$ , для которых будет істинно

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

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

Де  $d(x_i, x_j)$  це відстань між об'єктами множини  $X^k$ . Ця відстань може розраховуватись різними способами, наприклад, як евклідовий розклад.

Другим параметром визначення щільності точок є мінімальна кількість точок  $N_{\min}$ , розташованих найближче до даного об'єкту, відповідно визначеному радіусу. Об'єкт  $x_i$  буде оточеним, згідно радіусу  $\alpha$  і  $N_{\min}$ , якщо

$$|X^k| \geq N_{\min},$$

$$x_i \in X^k.$$

Точка  $x_j$  є прямо досягнутою по щільності від точки  $x_i$  при відповідних  $\alpha$  і  $N_{\min}$ , якщо точка  $x_j \in X^k$  і  $d(x_j, X^k) \leq \alpha$ , то є об'єкт  $x_j$  це одна із точок  $x_i$  – окружна точка.

Кластер, сформований на основі об'єднання об'єктів по щільності повинен задовольняти таким властивостям, як максимальність і зв'язність.

У цьому випадку, під кластером розуміється непорожня множина об'єктів  $X^k$  з набору даних  $D$ , який задовольняє властивості досяжності. Якщо  $x_i \in X^k$  і  $x_j$  досяжний по щільності від точки  $x_i$ , тоді й  $x_j \in X^k$ , це означає, що обидві точки належать одному кластеру і виконується властивість максимальності. Під зв'язністю розуміється, що кожен об'єкт  $x_i$  в підмножині  $X^k$  об'єднаний по щільності зі всіма об'єктами кластера, при заданих  $\alpha$  і  $N_{\min}$ .

Усі об'єкти з набору даних  $D$  представляють собою сукупність підмножин

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

де  $X^1, X^2, \dots, X^n, S$  – утворені по щільності кластери,  $S$  – деяка підмножина, об'єкти якої не належать ні одній з підмножин  $X^1, X^2, \dots, X^n$ .

Реалізація алгоритму DBSCAN може бути розділена на два етапи [21]. В першу чергу з усього набору даних  $D$  необхідно виділити ті точки, які є в околі. Потім виконується наступна процедура для кожного об'єкта  $x_i$  з набору даних  $D$ :

- перевірка належності поточного об'єкту до будь якого з кластерів;
- чи є поточний об'єкт в околі точки.

Якщо поточний об'єкт є в околі точки, то всі об'єкти, досяжні по щільності до поточного об'єкту, об'єднуються в новий кластер. У зворотньому випадку, якщо об'єкт не знаходиться в околі точки і не є досяжним по щільності ні від якого об'єкту, до поточний об'єкт належить підмножині  $S$ .

2.3.5. Вибір методу кластеризації QRS- комплексів. В результаті тестування методів кластеризації були визначені їх основні переваги та недоліки.

Метод  $k$  - середніх:

- переваги: простота реалізації, можливість обробляти великі набори даних;
- недоліки: чутливість до викидів, необхідність наперед визначити кількість кластерів, чутливість до вибору початкових центрів кластерів.

Мережі Кохонена:



- переваги: стійкість до зашумлених даних, простота реалізації, можливість вибору алгоритму коректування ваг нейронів в залежності від структури даних;

- недоліки: необхідність задання кількості кластерів, на які розбивається набір досліджуваних даних, необхідність відновлення проблеми мертвих нейронів.

Метод DBSCAN:

- переваги: алгоритм не чутливий до викидів, метод не вимагає апрорного задання кількості кластерів, здатність алгоритму визначати кластери різної конфігурації, можливість працювати з вибірками великого об'єму;

- недоліки: трудомістка процедура визначення необхідних параметрів для коректної роботи алгоритму.

В одному добовому записі електрокардіограми містяться більше 100000 кардіоциклів, а також артефакти, зумовлені рухами пацієнта, і передчасні скорочення серця, які мають подібну структуру з типовими для дослідження кардіограми QRS- комплексами.

Тому, основною перевагою методу DBSCAN, у порівнянні з іншими методами кластеризації, це те, що перед обробкою QRS -комплексів не потрібно визначати кількість кластерів, на які необхідно їх розбити.

## 2.4 Метод обробки результатів роботи програмного забезпечення

Результатом обробки ритмограм пацієнтів є набори параметрів варіабельності серцевого ритму. Для аналізу можливостей застосування знайдених параметрів у діагностиці, необхідно виявити закономірності між групами здорових людей та людей із конкретним захворюванням.

У якості математичного апарату, який дозволяє обробляти набори параметрів ВСР групи пацієнтів, використовується статистичний аналіз. Для цього необхідно вибрати метод за допомогою якого можливо оцінити достовірність отриманих даних. Серед методів оцінки достовірності розрізняють параметричні та непараметричні [22].

Параметричні методи статистичної обробки даних використовуються в тому випадку, коли відомий закон розподілу досліджуваних ознак, а непараметричні не

вимагають знання законів розподілу досліджуваних ознак. Як параметричні, так і непараметричні методи, використовуються для порівняння вибірових сукупностей.

Перед проведенням дослідження необхідно чітко сформулювати припущення, яке підлягає наступній перевірці. Попереднє твердження відносно генеральної сукупності, яке перевіряємо за вибіровими даними, називається статистичною гіпотезою. В процесі проведення аналізу досліджуваних параметрів висувають нульову гіпотезу – гіпотеза про відсутність відмінності між групами ознак. Відповідно до нульової гіпотези, різниця між значеннями недостатньо значима.

Основний метод перевірки гіпотези складається в тому, що виділяється нульова гіпотеза, з метою її заперечення і тим самим підтвердити альтернативну гіпотезу. В якості альтернативної гіпотези служить гіпотеза про значущі відмінності між групами ознак. За результатами перевірки гіпотези можлива поява статистичних помилок.

Розрізняють помилки першого та другого роду [22]: – статистична помилка першого роду – ймовірність знаходження різниці між даними, яких насправді не існує (істинна нульова гіпотеза відхиляється); – статистична помилка другого роду – ймовірність не знайти відмінності, які насправді існують (хибна нульова гіпотеза не може бути відхилена).

Той або інший висновок з деякою ймовірністю може виявитися помилковим. Ймовірність помилки залежить від того, наскільки велика є вибірка досліджуваних ознак. Оскільки, як правило, досліджувані вибірки відносно малі, ймовірність помилки може бути значною. У медицині гранично допустиме значення ймовірності отримання помилки першого роду встановлюється на рівні 5%. Дана величина називається рівнем значущості. Таким чином,  $p$  – рівень значущості відповідає ризику вчинених помилок першого року (відхилення істинної нульової гіпотези). Якщо рівень значущості є менше попередньо допустимого значення ймовірності здійснити помилку першого роду, то нульова гіпотеза відхиляється [22].

2.4.1.  $t$ -критерій Стьюдента. Одним із параметричних методів статистичної перевірки гіпотез є  $t$ -критерій Стьюдента [23]. Даний метод застосовується для порівняння середніх значень у двох вибірках і може бути використано як для незалежних, так і пов'язаних наборів даних.

Для застосування  $t$ -критерію Стьюдента необхідно, щоб вихідні дані мали нормальний розподіл. У разі використання двохвибіркового критерію для незалежних вибірок також необхідно дотримуватись умови рівності дисперсій.

При порівнянні середніх величин  $t$ -критерій Стьюдента розраховується за виразом:

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

де  $M_1, M_2$  – середнє арифметичне значення порівнюваних наборів параметрів;  $m_1, m_2$  – помилки середнього арифметичного значення.

Отримане значення Стьюдента необхідно правильно інтерпретувати в залежності від кількості досліджуваних у кожній групі. Для цього отримане значення  $t$  порівнюється з табличним значенням при рівні значимості 5%, в залежності від величини, яка визначається за виразом [23]

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

де  $n_1, n_2$  – загальне число індивідуальних результатів в експериментальній та контрольній групах відповідно.

2.4.2. Критерій Колмогорова – Смірнова. Даний критерій відноситься до непараметричних методів статистичного аналізу і дозволяє знайти точку, в якій сума накопичених розбіжностей між двома розподілами є найбільшою, та оцінити достовірність такої розбіжності [24]. Для більшої достовірності отриманих даних розміри досліджуваних вибірок повинні бути великими.

В основі методу лежить формула розрахунку експериментального значення критерію Колмогорова – Смірнова

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

де  $\sup|\bullet|$  – точна верхня границя множини,  $F_1(x)$  – функція розподілу експериментального набору даних,  $F_2(x)$  – функція розподілу контрольної групи. Отримана величина критерію порівнюється з табличною відповідності з обраним рівнем значущості. Виведені значення ймовірності ґрунтовані на припущеннях, що середнє і стандартне відхилення нормального розподілу відомі.

## 2.5 Висновок до розділу 2

У розділі визначено основні вимоги, які висуваються до попередньої обробки електрокардіограми, обґрунтовано вибір фільтру та алгоритми визначення ключових параметрів електрокардіосигналу (положення зубців, тривалість сегментів та інтервалів).

Визначена концепція методу обробки тривалих холтерівських записів електрокардіосигналів. Сформульовано постановку задачі кластеризації QRS-комплексів, а також виявлені основні переваги та недоліки існуючих алгоритмів кластеризації. На основі цього обрано метод кластеризації кардіоциклів.

Крім того, для виявлення закономірностей між групами здорових людей і людей з конкретною патологією на основі аналізу варіабельності серцевого ритму були обрані методи обробки результатів роботи програмного забезпечення, а саме, критерій Стюдента і Критерій Колмогорова - Смірнова..

## РОЗДІЛ 3

### НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

#### 3.1. Програмна реалізація

На основі проведених досліджень існуючих систем аналізу електрокардіограми сформовано вимоги, яким має відповідати розроблюване програмне забезпечення. Мова та середовище розробки повинні мати необхідний функціонал, який дозволяє в повній мірі реалізувати всі можливості програми аналізу ЕКГ.

Для створення експериментального програмного комплексу аналізу та інтерпретації електрокардіосигналу обрано мову програмування C++ із використанням бібліотек Qt, яка дозволяє конструювати графічні додатки з можливістю ручної корекції результатів автоматичної обробки кардіограми.

3.1.1. Структура програмного комплексу. Програмний комплекс складається з набору модулів, які дозволяють створювати бази пацієнтів, проводити обробку електрокардіограми та виконувати дослідження параметрів варіабельності серцевого ритму у різних груп пацієнтів. На рисунку 3.1 представлена структура програмного комплексу.

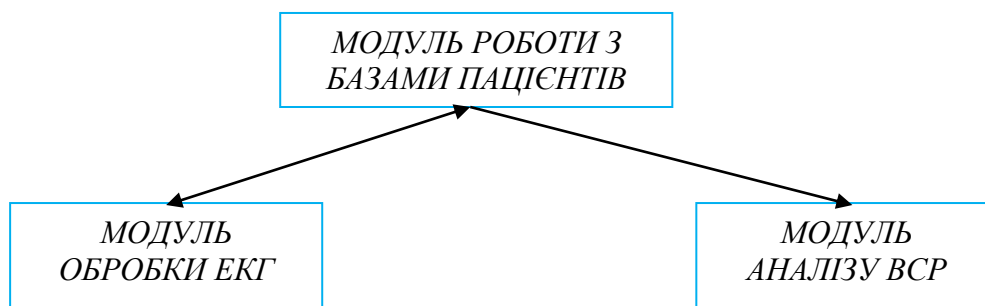


Рис. 3.1. Структура програмного комплексу

3.1.2. Модуль створення баз пацієнтів. Для проведення досліджень параметрів варіабельності серцевого ритма, необхідно створити бази, які містять інформацію про пацієнтів, в яких групуються особи, об'єднані за віковими та статевим діапазонами. На рисунку 3.2 зображений графічний інтерфейс модуля створення бази пацієнтів.

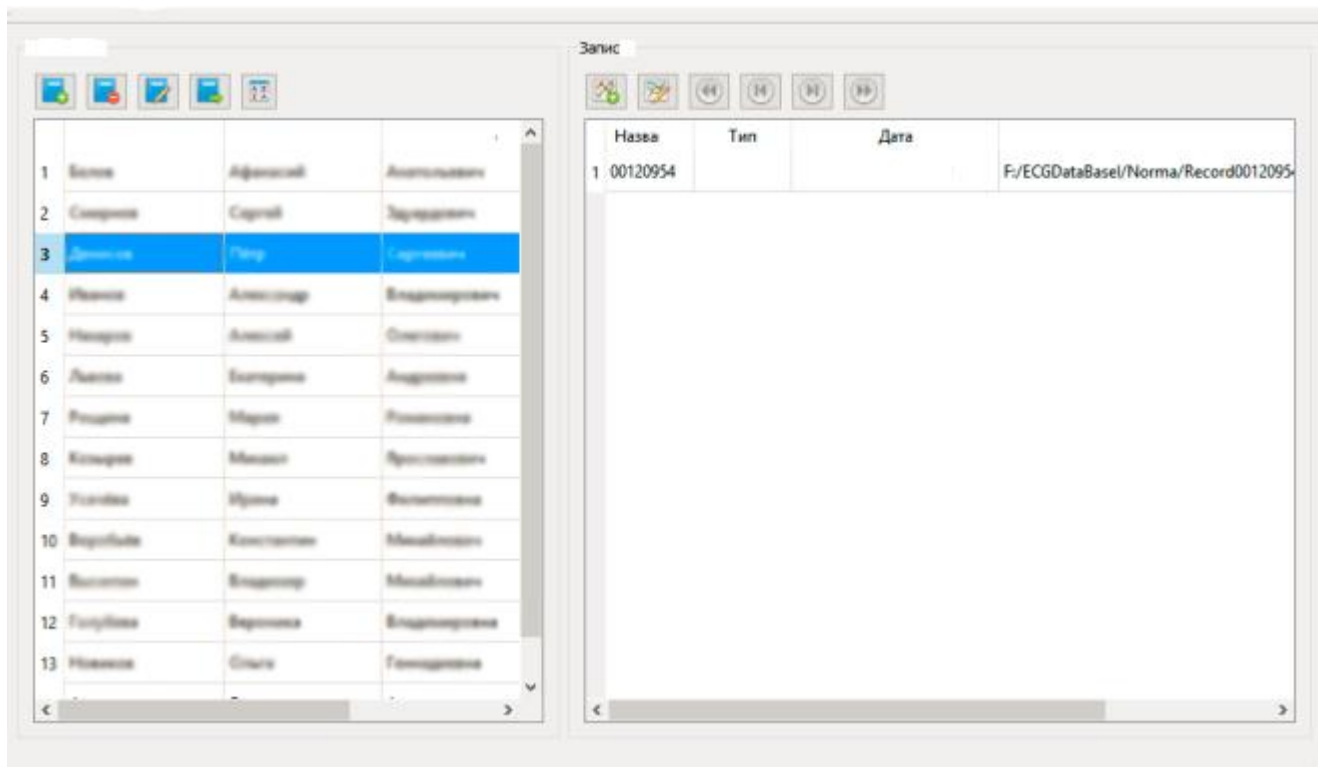


Рис. 3.2. Графічний інтерфейс модуля створення баз пацієнтів

3.1.3. Модуль розмітки електрокардіограми. Модуль розмітки електрокардіограми дозволяє здійснювати маркування ЕКГ з використанням розробленої методики виявлення інформативних ділянок кардіоциклів. Для спрощення візуального коректування отриманих результатів автоматичної обробки кардіосигнала можливо встановити допустимий рівень завад, які містяться в сигналах, шляхом вибору діапазону частоти пропускання високочастотних і низькочастотних фільтрів. На рисунку 3.3 представлений графічний інтерфейс модуля розмітки електрокардіограми.

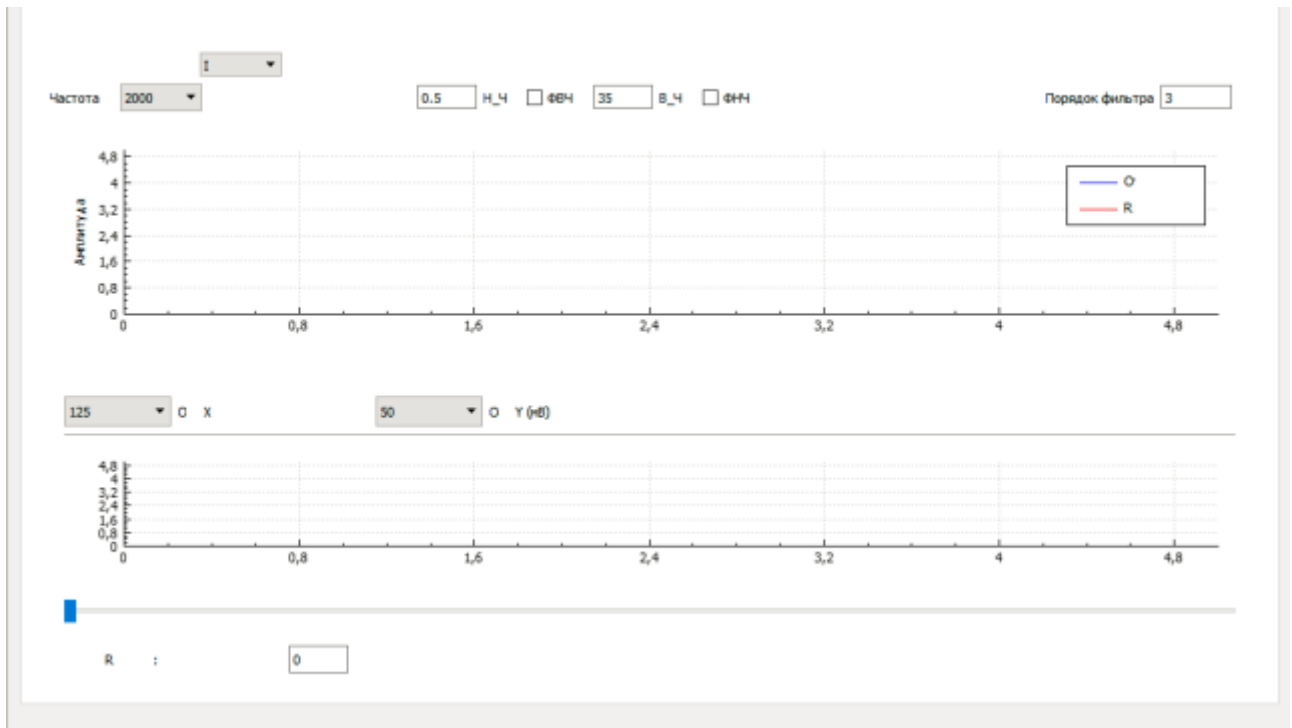


Рис. 3.3. Модуль розмітки електрокардіограми

Крім розмітки кардіосигналу можна провести групування кардіокомплексів з метою вилучення екстрасистол, нетипових QRS- комплексів та помилок автоматичного маркування ЕКГ. На рисунку 3.4, представлений інтерфейс вибору типу знайдених об'єктів.

3.1.4. Модуль обробки ритмограмм тривалих записів ЕКГ. Результатом обробки електрокардіограми є ритмограми, які характеризують варіабельність серцевого ритму. Даний модуль дозволяє вибрати такі параметри обробки послідовності RR- інтервалів, як кількість інтервалів RR на короткотривалому записі ритмограми, метод розбивки шкали поділу ЧСС та спосіб групування досліджуваних значень ВСР.

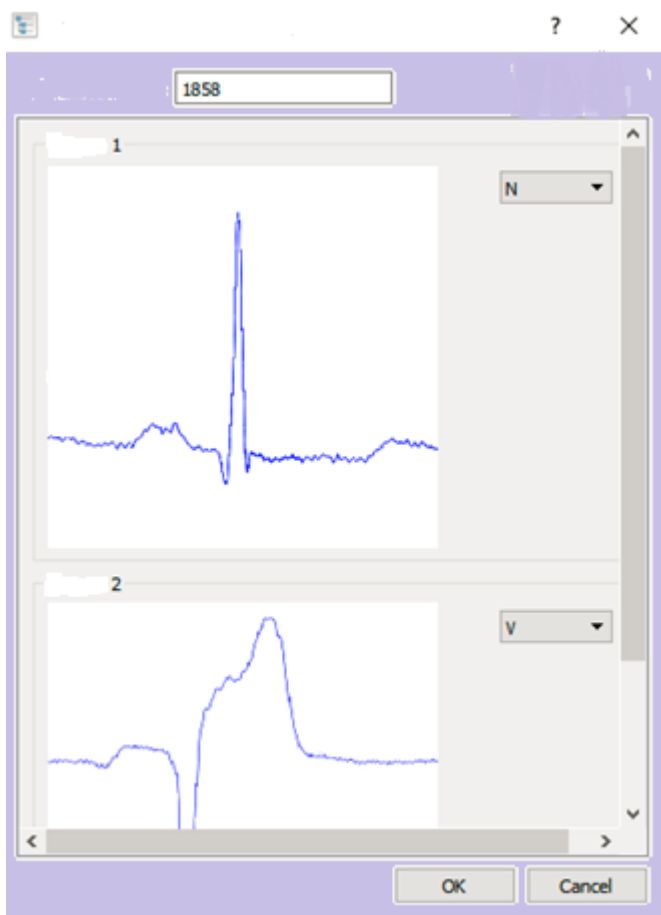


Рис. 3.4. Групування QRS – комплексів

На рисунку 3.5 зображений типовий вигляд графічного інтерфейсу модуля створення набору параметрів варіабельності серцевого ритму.

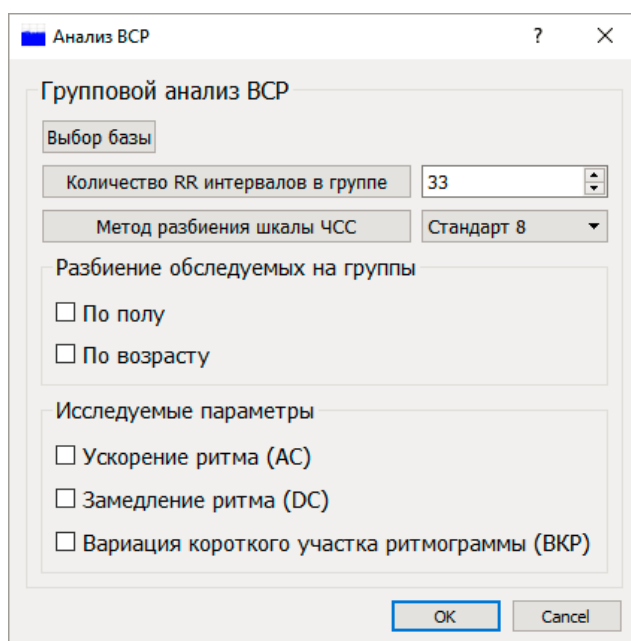


Рис. 3.5. Типовий вигляд модуля створення наборів параметрів ВСР



### 3.2. Використання програмного комплексу

Перед початком роботи з модулями розмітки електрокардіосигналів та формування наборів значень ВСП створюють групи обстежуваних. Кожній групі ставиться у відповідність конкретне захворювання, відносно якого будуть проводитися дослідження. Крім цього, в базу заносяться пацієнти без виявлених патологій серцево – судинної системи.

Кожному обстежуваному відповідають записи електрокардіосигналів і файли з знайденими QRS - комплексами. Файли анотацій, з розміченими записами ЕКГ, можуть бути отримані як з модуля маркування сигналів, так і з інших програм аналізу кардіограми.

Створені бази пацієнтів зберігаються для подальшої обробки за допомогою модуля аналізу параметрів варіабельності серцевого ритму. На рисунку 3.6 представлено вибір наявної бази пацієнтів.

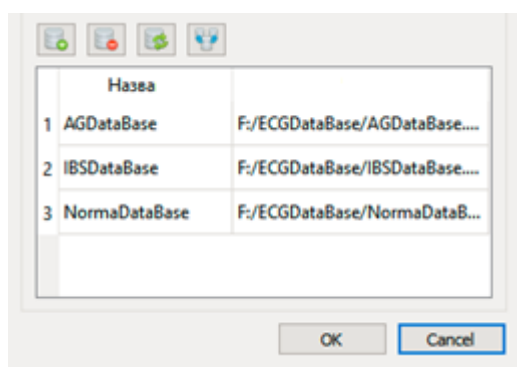


Рис. 3.6. Вибір бази пацієнтів

При використанні модуля розмітки електрокардіограми вибирається файл із записаними відведеннями ЕКГ. Після вибору запису здійснюється фільтрація сигналів у залежності від рівня завад для захисту діалогової процедури корекції результатів розмітки. Далі відбувається автоматичне визначення QRS- комплексів та корекція отриманих результатів. На рисунку 3.7 зображений процес додавання пропущеного R- піка.

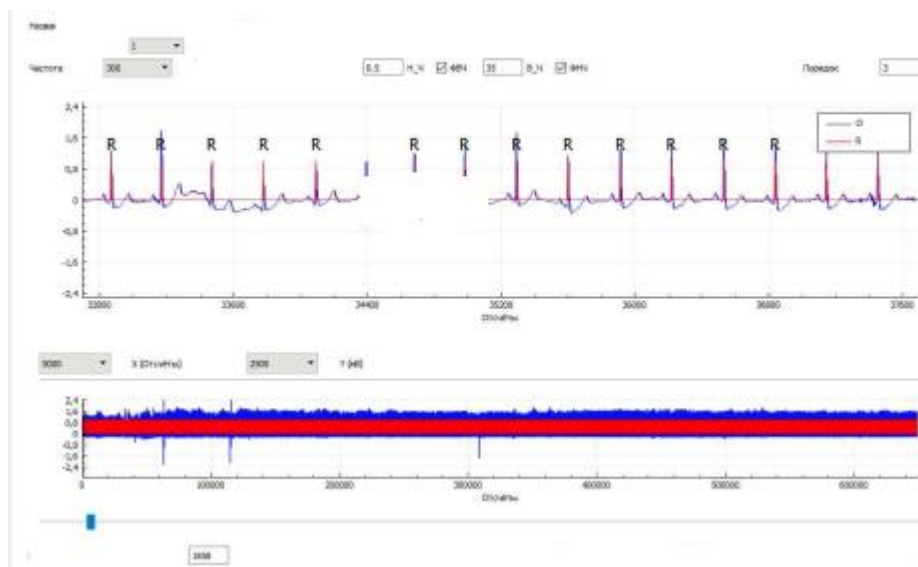


Рис. 3.7. Редагування результатів роботи автоматичної розмітки

При використанні модуля формування наборів параметрів варіабельності серцевого ритму можливий вибір власного розбиття шкали поділу ЧСС.

На рисунку 3.8 зображено діалогове окно задання інтервалів.

	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

Рис. 3.8 Поділ шкали ЧСС

При виборі поділу обстежуваних на групи в залежності від віку можливо задання діапазонів вікових категорій пацієнтів. На рисунку 3.9 представлено створення вікових діапазонів.

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

Рис. 3.9. Створення вікових діапазонів

### 3.3. Вибір програм для обробки результатів

В якості програми обробка результатів роботи експериментального програмного комплексу аналізу та інтерпретацій електрокардіосигналів обрано

пакет прикладних програм STATISTICA. Основними перевагами даного програмного продукту є:

- широкий вибір методів дослідження статичних залежностей між різними вибірками;
- можливість роботи з файлами різного формату;
- інтерактивний аналіз даних.

### 3.4. Обробка результатів

Аналізованими наборами даних є параметри варіабельності серцевого ритму, розділені за віковим діапазонами, інтервалам поділу шкали ЧСС та захворюваннями. Перед статистичною обробкою досліджувані набори об'єднуються в єдиний файл та кожній підгрупі ставиться у відповідність унікальний ключ. Далі вибирається метод порівняння сформованих підгруп. На рисунку 3.10 представлений вибір методів аналізу достовірних відмінностей між параметрами вибору.

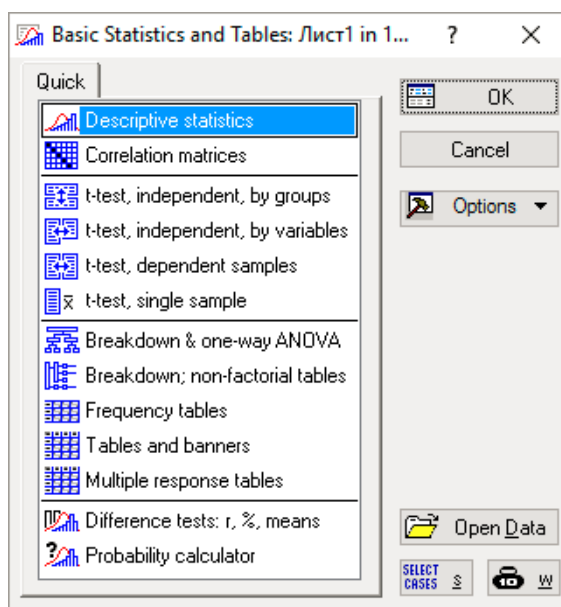


Рис. 3.10. Вибір методів аналізу параметрів

Після вибору методу порівняння підгруп вибираються параметри всередині кожної підгрупи, а також ключі, відносно яких буде виконуватись порівняння. На рисунку 3.11 зображена процедура вибору аналізованих параметрів.

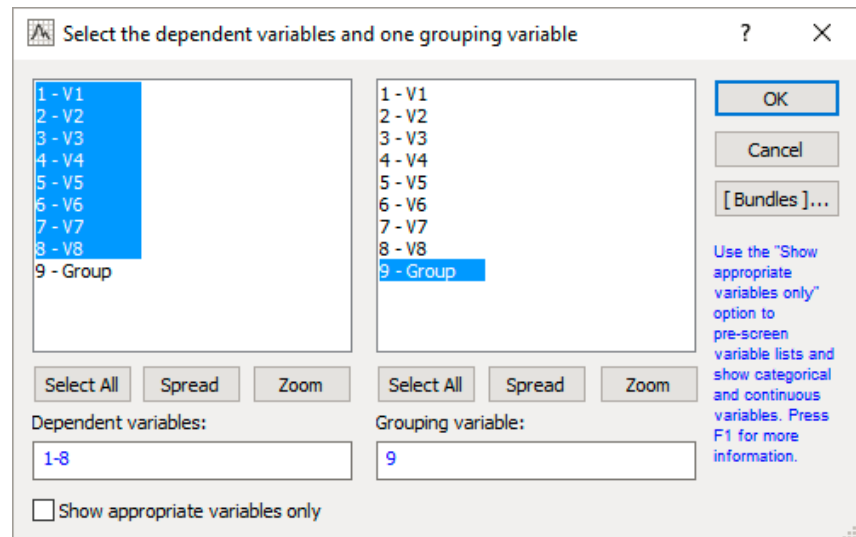


Рис. 3.11. Вибір аналізованих параметрів

У результаті використання вибраного методу статистичного аналізу створюються таблиці, які складаються із значень, що використовуються для розрахунку достовірних відмінностей для кожної з підгруп параметрів, а також їх підсумкові значення. На рисунку 3.12 показано результат використання  $t$ -критері. 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	p
V1	-3,9700	-3,4233	-1,17653	42	0,246010	29	15	1,125605	1,967045	3,053915	0,011550
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

Рис. 3.12. Результати аналізу

### 3.5 Висновки до розділу 3

У цьому розділі виконано опис модулів розробленого експериментального програмного комплексу аналізу та інтерпретації електрокардіограми, а саме: модуль завантаження ЕКГ-сигналів та його візуалізація, модулі виділення та корекції інформативних ознак електрокардіосигналу (зубців, сегментів, інтервалів

та ін.), модуль автоматичної розмітки кардіокомплексів, а також модуль аналізу варіабельності серцевого ритму на холтерівських записах ЕКГ.

Проведено дослідження комбінованого методу аналізу параметрів варіабельності серцевого ритму.

Розроблене програмне забезпечення задовольняє всім сучасним вимогам які висуваються до програмного комплексного аналізу та інтерпретації електрокардіосигналів.

## РОЗДІЛ 4

## ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

## 4.1 Охорона праці

У підрозділі розглянуто питання застосування комп'ютерних кардіологічних систем у діагностичних відділеннях медичних установ.

Згідно НАПБ Б.03.002-2007 кабінет функціональної діагностики відноситься до приміщень без підвищеного ризику. Електроустаткування належить до приладів до 1000 В. У процесі експлуатації апаратно-програмного комплексу можлива небезпека дотику до частин електроустаткування, які перебувають під напругою. Оцінка небезпеки дотику до струмоведучих частин відноситься до визначення сили струму, що протікає через тіло людини, і порівняння його із допустимим значенням відповідно до ГОСТ 12.1.038-88.

У загальному випадку допустима величина струму, що протікає через тіло людини, залежить від схеми підключення електроустаткування до електромережі, роду й величини напруги живлення, схеми включення.

При виконанні використовувалась система Голтерівського моніторингу із кардіосинхронізатором. Для правильного визначення необхідних засобів та заходів захисту від ураження електричним струмом необхідно знати допустимі значення напруг дотику та струмів, які проходять через тіло людини.

Напруга дотику - це напруга між двома точками електричного кола, до яких одночасно доторкається людина. Гранично допустимі значення напруги дотику та сили струму для нормального (безаварійного) та аварійного режимів електроустановок при проходженні струму через тіло людини по шляху «рука – рука» чи «рука – ноги» регламентуються ГОСТ 12.1.038-88.

Гранично допустимі значення сили струму (змінного та постійного), що проходить через тіло людини при тривалості дії більше ніж 1 с нижчі за пороговий невідпускаючий струм, тому при таких значеннях людина,

доторкнувшись до струмопровідних частин установки, здатна самостійно звільнитися від дії електричного струму.

Для захисту від ураження електричним струмом всі доступні для дотику металеві частини електромедичної апаратури класу 0І, І повинні бути занулені (при живленні від мережі з глухо заземленою нейтраллю) або з'єднані з пристроєм захисного заземлення перед подачею на апаратуру мережевого живлення при живленні їх мережі з ізолюваною нейтраллю.

При проведенні діагностичних процедур при контакті електродів (давачів) з піддослідним дослідник повинен виключити можливість випадкового заземлення піддослідного (дотик до заземлення металевих частин апаратури, операційного столу або металевої ліжка, трубопроводах тощо).

Дане питання регулюється п.п.4.1-4.15 «Правил техніки безпеки при експлуатації виробів медичної техніки в установах охорони здоров'я. Загальні вимоги» – НПАОП 85.11-1.10-84.

Устаткування, що використовується, відповідно до ГОСТ 12.2.007.0-75 належить до устаткування класу І за захистом від ураження електричним струмом. Ступінь захисту від ураження електричним струмом СФ.

Оскільки у системі Голтерівського моніторингу використовується кардіосинхронізатор, то потрібно враховувати, що в процесі експлуатації його необхідно дотримуватись заходів електробезпеки, оскільки даний виріб призначений для роботи від джерела живлення 100–120 В ~ або 200–230 В~, 50/60 Гц і з максимальними споживанням змінного струму 45 ВА. У пристрої використовується єдиний ізолюваний шлях для відведень ЕКГ й електродів ЕКГ. Відведення і/або електроди ЕКГ не повинні контактувати з іншими провідниками, включаючи заземлення. Щоб уникнути порушення безпеки пристрою – не приєднувати неізолювані аксесуари до входу ЕКГ при підключенні до пацієнта. При підключенні до інших пристроїв необхідно переконавшись в тому, що загальний струм витоку на корпус всіх приладів не перевищує 300 мкА.

Обладнання повинно мати сертифікат, що засвідчує захист від випромінювання і завадостійкість відповідно до стандарту ІЕС-60601-1-2:2014 для використання в лікарнях і невеликих клініках.

## 4.2 Врахування екологічних показників при застосуванні автоматизованих комп'ютерних електрокардіографічних систем

Екологічні показники характеризують рівень шкідливих впливів на навколишнє середовище, що виникають при експлуатації комп'ютерних електрокардіографічних систем.

При виборі екологічних показників мають бути враховані вимоги, виконання яких забезпечує підтримання раціональної взаємодії між діяльністю людини і навколишнім природним середовищем, а також попередження дії прямих і непрямих шкідливих результатів експлуатації комп'ютерних електрокардіографічних систем на живу природу.

Урахування екологічних показників, що характеризують системи, має забезпечити:

- обмеження показників потрапляння у навколишнє природне середовище для зниження вмісту забруднюючих речовин в атмосфері, природних водах і ґрунтах до кількостей, що не перевищують гранично допустимі концентрації;
- збереження і раціональне використання біологічних ресурсів.

Для обґрунтування необхідності врахування екологічних показників при оцінці якості продукції здійснюється аналіз процесів її експлуатації або споживання з метою виявлення можливості хімічних, механічних, світлових, звукових біологічних, радіаційних та інших впливів на навколишнє природне середовище. У разі виявлення шкідливих впливів зазначених факторів на природу цю групу екологічних показників необхідно включати до номенклатури показників, що застосовуються для оцінки рівня якості продукції.

До екологічних показників належать:

- зміст шкідливих домішок, що викидаються у навколишнє природне середовище;
- імовірність викидів шкідливих часток, газів, випромінювань при зберіганні, транспортуванні, експлуатації або споживанні продукції.



За відсутності статистичних даних про екологічні показники, методів визначення їхніх чисельних значень тощо допускається застосування якісних характеристик.

При оцінці рівня якості продукції з урахуванням екологічних показників необхідно виходити з вимог (норм) щодо охорони довкілля.

Ці вимоги і норми визначаються:

- стандартами, рекомендаціями, правилами ISO та інших міжнародних організацій, що займаються питаннями охорони природи;
- прийнятими міжнародними технічними регламентами і нормами;
- системою державних стандартів у галузі охорони природи і поліпшення використання природних ресурсів та інших нормативних документів у цій сфері.

#### 4.3. Висновок до розділу 4

У розділі розглянуто питання охорони праці при застосуванні комп'ютерних кардіологічних систем у діагностичних відділеннях медичних установ. Також у розділі описано статистику екологічних показників.

## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі магістра розроблено експериментальний програмний комплекс аналізу та інтерпретації електрокардіограм. Реалізовані модулі комплексу забезпечують завантаження ЕКГ – сигналу та відображення його на екрані, виділення та корекцію інформативних ознак електрокардіосигналу (зубців, сегментів, інтервалів і т.д.) у діалоговому режимі, автоматичну розмітку кардіокомплексів (кластеризацію) на холтерівських записах ЕКГ, і інтерпретація результатів аналізу.

В основній частині визначено основні вимоги, які висуваються до попередньої обробки електрокардіограми, обґрунтовано вибір фільтру та алгоритми визначення ключових параметрів електрокардіосигналу (положення зубців, тривалість сегментів та інтервалів).

Визначена концепція методу обробки тривалих холтерівських записів електрокардіосигналів. Сформульовано постановку задачі кластеризації QRS–комплексів, а також виявлені основні переваги та недоліки існуючих алгоритмів кластеризації. На основі цього обрано метод кластеризації кардіоциклів.

Крім того, для виявлення закономірностей між групами здорових людей і людей з конкретною патологією на основі аналізу варіабельності серцевого ритму були обрані методи обробки результатів роботи програмного забезпечення, а саме, критерій Стьюдента і Критерій Колмогорова - Смірнова.

У розділі «Науково-дослідна частина» виконано опис модулів розробленого експериментального програмного комплексу аналізу та інтерпретації електрокардіограми, а саме: модуль завантаження ЕКГ-сигналів та його візуалізація, модулі виділення та корекції інформативних ознак електрокардіосигналу (зубців, сегментів, інтервалів та ін.), модуль автоматичної розмітки кардіокомплексів, а також модуль аналізу варіабельності серцевого ритму на холтерівських записах ЕКГ.

Проведено дослідження комбінованого методу аналізу параметрів варіабельності серцевого ритму.

Розроблене програмне забезпечення задовольняє всім сучасним вимогам які висуваються до програмного комплексного аналізу та інтерпретації електрокардіосигналів.

У розділі „Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» та розглянуто питання задані консультантами.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Всемирная организация здравоохранения [Электронный ресурс] // URL: <http://www.who.int/ru> .
2. Med Univer [Электронный ресурс] // URL: <http://meduniver.com/Medical/Therapy/118.html> .
3. KARDIOGRAPHYRU [Электронный ресурс] // URL: <http://cardiography.ru> .
4. SCHILLER ECG Measurement and Interpretation Software for Children and Adult ECGs [Электронный ресурс] // URL: <http://www.schiller.ch/ru/ru> .
5. Fukuda Denshi Resting ECG Software [Электронный ресурс] // URL: <http://www.fukuda.com> ..
6. Marquette 12SL ECG analysis program [Электронный ресурс] // URL: [http://www3.gehealthcare.co/Marquette\\_12SL\\_ECG\\_Analysis](http://www3.gehealthcare.co/Marquette_12SL_ECG_Analysis) .
8. Диагностический комплекс “Валента” [Электронный ресурс] // URL: <http://valenta.spb.ru/kompleks-funktsionalnoy-diagnostiki/diagnosticheskaya-sistema> .
9. Программное обеспечение “Холтер ДМС” [Электронный ресурс] // URL: <http://dms-holter.ru> .
10. Дубровин В.И., Твердохлеб Ю.В., Харченко В.В. Автоматизированная система анализа и интерпретации ЭКГ // Радиоэлектроника, информатика, управление. – 2014. С. 150 – 157.
11. Соболев А.В. Методы анализа вариабельности сердечного ритма на длительных промежутках времени // Медпрактика – М. – 2009. С. 172.
12. Соболев А.В., Рябыкина Г.В. Холтеровское и бифункциональное мониторирование ЭКГ и артериального давления // Медпрактика - М 2010 С. 320.
13. Bauer A., Kantelhardt J., Barthel P., Schneider R. Deceleration capacity of heart rate as a predictor of mortality after myocardial infarction: cohort study // Lancet. – 2006. P. 1674 – 1681.
14. Дроздов Д.В. Влияние фильтрации на диагностические свойства биосигналов // Функциональная диагностика. – 2011. С. 75 – 78.

15. Авдеева Д.К., Казаков В.Ю., Наталинова Н.М., Иванов М.Л. Результаты моделирования воздействия фильтра высокой частоты и фильтра низкой частоты на качество регистрации микропотенциалов на электрокардиограмме // Наукоеведение. – 2013. С. 1 – 15.

16. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход // М.: ФИЗМАТЛИТ. – 2007. С. 440.

17. 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.

18. Кластерний аналіз [Електронний ресурс] // URL: <https://uk.wikipedia.org/wiki/> .

19. Приходько А.С., Хмелевой С.В. Использование метода кластеризации  $kk$  – средних для оптимизации отображения пространственных данных // Информационные системы и технологии. – 2012. С. 289 – 294.

20. Штучний інтелект [Електронний ресурс] // URL: <https://studfile.net/preview/14518133/> .

21. Чапланов А.П., Чапанова Е.Б. Кластеризация объектов с помощью алгоритма DBSCAN // Системы обработки информации. – 2006. С. 82 – 85.

22. Рублева Г.В. Математическая статистика: статистические критерии проверки гипотез // Издательство Тюменского государственного университета. – 2014. С. 50.

23. Медицинская статистика:  $t$  – критерий Стьюдента [Електронний ресурс] // URL: <http://medstatistic.ru/index.php> .

24. Критерій узгодженості Колмогорова — Смирнова [Електронний ресурс] // URL: <https://uk.wikipedia.org/wiki> .

## ДОДАТКИ

## Лістинг найбільш важливих частин програмного коду

### А.1. Серверна частина

#### А.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 {
        //getConn();

        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;
                }
            }
            select.close();
            result.close();
        }
    }
}

```



```

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

    return -1;
}

```

```

@Override
public Boolean sendData(String data) throws IllegalArgumentException {
    Connection conn = DBconnection.getConnection();

    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;
}

```

```

@Override
public ArrayList<ArrayList<String>> getData(String query, int numberOfArguments) throws
IllegalArgumentException {
    ArrayList<ArrayList<String>> list= new ArrayList<ArrayList<String>>();

    Connection conn = DBconnection.getConnection();
    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);

        }

        select.close();
        result.close();
    }
}

```

```

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

@Override
public Boolean checkUsrExistance(String name)
    throws IllegalArgumentException {
    Connection conn = DBconnection.getConnection();

    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;
}
}

```