

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет
імені В. Н. Каразіна

Факультет радіофізики, біомедичної
електроніки та комп'ютерних систем

Кафедра Кафедра фізичної і біомедичної електроніки та комплексних
інформаційних технологій

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ ініціали, прізвище
підпис

“___” _____ 20__ року

**Кваліфікаційна робота
магістра**

на тему: «СИСТЕМА ВИЗНАЧЕННЯ ФІЗІОЛОГІЧНОГО СТАНУ
ЛЮДИНИ В РЕЖИМІ РЕАЛЬНОГО ЧАСУ»

Виконав: студент II курсу магістратури, групи РЕ-61
спеціальності 153 Мікро- та наносистемна техніка
освітньо-професійна програма «Фізична та біомедична
електроніка»

Микола ПАСІЧНИК.

Керівник
доктор фіз.-мат. наук,
професор

Ольга ВЕЛИЧКО

2023 рік

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна

Факультет Радіофізики, біомедичної електроніки та комп'ютерних систем
Кафедра ФБМЕ та КІТ

Спеціальність 153 Мікро- та наносистемна техніка

Освітньо-професійна програма Фізична та біомедична електроніка

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

підпис _____ ініціали, прізвище _____
“ ____ ” _____ 20__ року

**ЗАВДАННЯ
НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ**

ПАСІЧНИК Микола Сергійович

(прізвище, ім'я, по батькові студента)

1. Тема роботи СИСТЕМА ВИЗНАЧЕННЯ ФІЗІОЛОГІЧНОГО СТАНУ
ЛЮДИНИ В РЕЖИМІ РЕАЛЬНОГО ЧАСУ

керівник роботи ВЕЛИЧКО Ольга Миколаївна, к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “ ____ ” _____ 20__ року № ____

2. Строк подання студентом роботи _____

3. Перелік питань, які потрібно розробити:

3.1 Провести медико-технічне обґрунтування роботи (актуальність, загальні поняття про варіабельність ритму серця, провести аналітичний огляд сучасних методів ВСР, визначити їх переваги та недоліки).

3.2 Запропонувати метод аналізу ВСР, орієнтований на застосування в режимі реального часу.

3.3 Запропонувати структуру системи з описом її складових.

3.4 Розробити архітектуру мобільного застосунку.

3.5 Провести чисельні експерименти з використанням тестових сигналів *PhysioNet* (<https://physionet.org/>).

4. План роботи

№ з/п	Назви етапів роботи
1.	Аналіз технічного завдання
2.	Огляд медико-технічної літератури
3.	Медико-технічне обґрунтування
4.	Розробка методу аналізу ВСР
5.	Розробка структури системи
6.	Розробка мобільного застосунку
7.	Чисельні експерименти
8.	Оформлення пояснювальної записки
9.	Підготовка до захисту

5. Дата видачі завдання _____

Студент

_____ підпис

_____ ініціали, прізвище

Керівник роботи

_____ підпис

_____ ініціали, прізвище

РЕФЕРАТ

Пасічник М.С. Система визначення фізіологічного стану людини в режимі реального часу. Кваліфікаційна робота магістра. Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна, 2023, 84 с., 26 рис., 2 табл., 52 джерел.

ВАРІАБЕЛЬНІСТЬ РИТМУ СЕРЦЯ , МОБІЛЬНИЙ ЗАСТОСУНОК ,
БАЗА ДАНИХ ЕКГ СИГНАЛІВ, ЕНТРОПІЯ, КАРДІОІНТЕРВАЛОГРАМА,
СКАТЕРОГРАМА, МЕТОД ГОЛОВНИХ КОМПОНЕНТ, RANDOM FOREST

Об'єкт дослідження – кардіоінтервалограма.

Предмет дослідження – аналіз показників кардіоінтервалограми для оцінки фізіологічного стану людини в режимі реального часу.

Мета роботи – розробка мобільного застосунку для портативного електрокардіографу.

Методи дослідження: стандартні методи аналізу варіабельності ритму серця, ентропія, метод головних компонент, random forest.

Результати дослідження: на основі вивчення фізіологічних основ варіабельності ритму серця і аналітичного огляду методів аналізу кардіоінтервалограм запропоновано метод аналізу кардіоінтервалів, що базується на аналізі показників для 15-секундних інтервалів методом головних компонент. Розроблено скрипт у MATLAB для розрахунку інформаційної ваги відібраних показників. Запропоновані значення показників для нормального ритму та з порушеннями. Розроблено мобільний застосунок для пристроїв на платформі Android.

Результати роботи можуть бути використані при розробці портативних медичних пристроїв індивідуального використання.

ABSTRACT

Pasichnyk M.S. Real-time Human Physiological State Determination System. Master's Thesis. V.N. Karazin Kharkiv National University, 2023, 84 pages, 26 figures, 2 tables, 52 sources.

HEART RATE VARIABILITY, MOBILE APPLICATION, ECG SIGNAL DATABASE, ENTROPY, CARDIAC INTERVALOGRAM, SCATTERGRAM, PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS, RANDOM FOREST.

Research Object: Cardiac intervalogram.

Research Subject: Analysis of cardiac intervalogram indicators for real-time human physiological state assessment.

Objective: Development of a mobile application for a portable electrocardiograph.

Research Methods: Standard methods of heart rate variability analysis, entropy, principal component analysis, random forest.

Research Findings: Based on the study of the physiological foundations of heart rate variability and an analytical review of cardiac intervalogram analysis methods, a method for analyzing cardiac intervals has been proposed. It relies on analyzing indicators for 15-second intervals using principal component analysis. A MATLAB script has been developed to calculate the information weight of selected indicators. Proposed indicator values for normal rhythm and abnormalities. A mobile application has been developed for devices on the Android platform.

Practical Application: The results of the study can be utilized in the development of portable medical devices for individual use.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1. ФІЗІОЛОГІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ВСР.....	9
1.1 Варіабельність серцевого ритму та вплив нервової системи.....	10
1.2 Важливість ВСР.....	13
1.3 Взаємодія симпатичного та парасимпатичного ВНС.....	15
1.4 Значення оцінки ВСР.....	17
1.5 Методи аналізу ВСР.....	18
1.5.1 Методи часової області.....	18
1.5.2 Статистичні методи.....	19
1.5.3 Варіаційна пульсометрія.....	21
1.5.4 Полімодальна гістограма.....	22
1.5.5 Кореляційна ритмографія (скатерографія).....	24
2. МЕТОД АНАЛІЗУ ВСР, ОРІЄНТОВАНИЙ НА ЗАСТОСУВАННЯ В РЕЖИМІ РЕАЛЬНОГО ЧАСУ.....	27
2.1 Опис бази даних.....	27
2.2 Формування даних для дослідження.....	30
2.3 Вибір показників для аналізу (Random Forest).....	39
2.4 Аналіз показників для 15-секундних інтервалів методом головних компонент.....	45
3. СТРУКТУРНА СХЕМА.....	51
4. МОБІЛЬНИЙ ДОДАТОК.....	54
4.1 Строкові ресурси (strings.xml).....	54
4.2 Головне меню (menu_main.xml).....	55
4.3 Розмітка головної активності (activity_main.xml).....	57
4.4 Папка зовнішніх ресурсів.....	60
4.5 Main Activity.java.....	62
ВИСНОВКИ.....	76
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ.....	77

ВСТУП

Варіабельність серцевого ритму (ВСР) в останні роки стала предметом інтенсивних досліджень, і це має велику актуальність з кількох причин:

1. ВСР вважається маркером кардіоваскулярного здоров'я. Зниження ВСР може свідчити про ризик виникнення серцевих захворювань та інших проблем зі здоров'ям. Дослідження у цьому напрямку може допомогти в розробці нових методів прогнозування ризику.

2. ВСР може бути порушеним у випадку різних кардіоваскулярних захворювань, таких як аритмії. Дослідження ВСР може сприяти розробці методів ранньої діагностики та виявлення серцевих порушень.

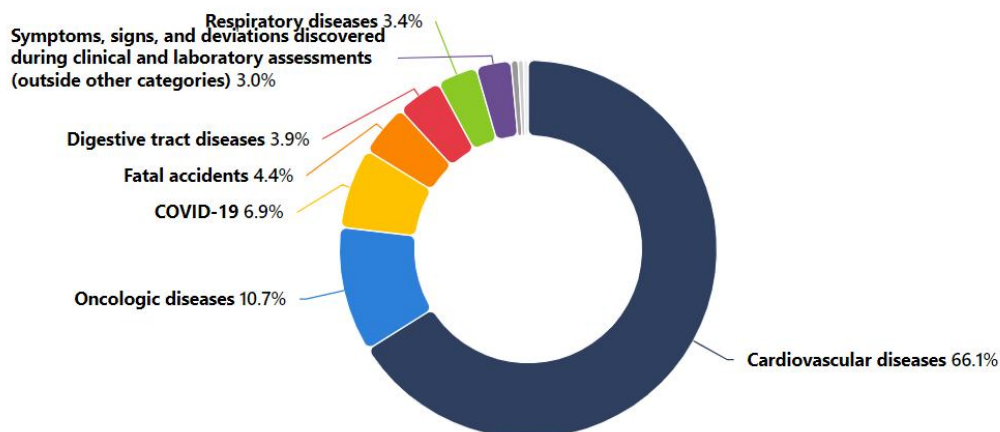
3. Застосування мобільних технологій та носимих пристроїв для вимірювання ВСР дозволяє здійснювати постійний моніторинг стану серця у реальному часі. Це може бути особливо корисно для людей із серцево-судинними захворюваннями або тими, які перебувають під ризиком.

4. Розуміння індивідуальних відмінностей ВСР дозволяє розробляти більш персоналізовані методи лікування та підходи до пацієнтів.

5. Застосування в спорті та фізичній активності: Дослідження ВСР важливе для спортсменів та людей, які займаються фізичною активністю, оскільки воно може надати важливу інформацію про адаптацію серцево-судинної системи до фізичного навантаження.

Внезапна смерть через зупинку серця може відбутися у будь-якого віку, включаючи і серед молодих людей. Однією з найбільш поширених причин внезапної смерті у молодому віці є аритмії, зокрема фібриляція передсердь чи шлуночкова фібриляція. Ці аритмії можуть призводити до швидкої та неправильної роботи серця, що важливо контролювати для забезпечення ефективного кровопостачання органів і тканин.

Top causes of death in Ukraine



Cardiovascular diseases are a group of disorders of the heart and blood vessels, commonly referred to as **heart disease** and **stroke**.

Global Heart & Circulatory Disease Prevalence in 2021

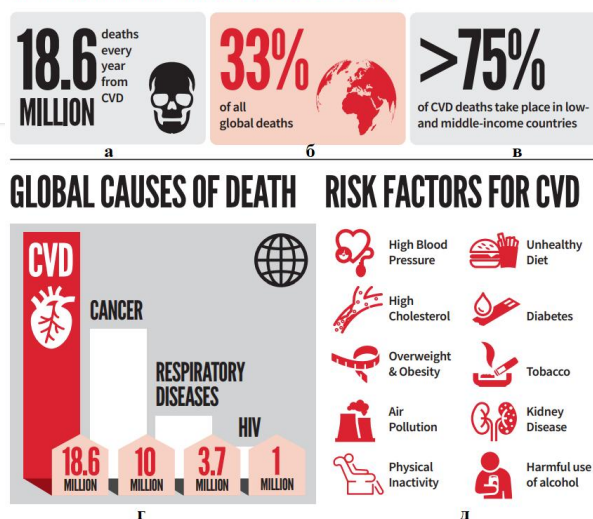


Рисунок 0.1- Високий показник смерті від проблем з серцем

Важливо відзначити, що внезапна смерть серед молодих людей рідко відбувається без попередження. Симптоми аритмій або серцевих проблем можуть включати біль у грудях, палпітації, запаморочення, слабкість чи невдоволеність. Людям з ризиком або скаргами на здоров'я рекомендується швидше звертатися до лікаря для обстеження та вчасної діагностики.

Профілактичні заходи включають здоровий спосіб життя, регулярні медичні огляди, відмову від куріння та помірну фізичну активність. Також важливо, щоб люди знали свої ризикові фактори та шукали консультацію лікаря при найменших підозрах на серцево-судинні проблеми.

1. ФІЗІОЛОГІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ВСР

Серце виступає як центральний орган системи кровообігу, відповідальний за транспортування поживних речовин до різних клітин і тканин. Правильне функціонування серця включає в себе складну динаміку. Здоровий стан серця - це не тільки постійні коливання, оскільки ритм серцевих скорочень не завжди однаковий. Частота серцевих скорочень змінюється для того, щоб адаптувати її під психофізіологічні умови та реагувати на внутрішні та зовнішні стимули [1].

Серце відіграє важливу роль в житті людини, і оптимальна функція серцевої системи є необхідною для збереження здоров'я. Серце має свою власну нервову систему, яку називають нейрокардіосистемою, і в цій системі вегетативна нервова система (ВНС) відіграє ключову роль, взаємодіючи між собою симпатичну та пара симпатичну гілки для регулювання серцево-судинного ритму (ССР). Оптимальна частота серцевих скорочень пов'язана зі здоровим станом, в той час як низька частота ССР може вказувати на патологічні стани. Численні фактори, такі як патологічні, фізіологічні, психологічні впливи, умови навколишнього середовища, стиль життя та генетичні фактори, можуть впливати на частоту серцевих скорочень [1].

Протягом останнього десятиліття вчені проводили дослідження, щоб вивчити співвідношення між смертю від серцево-судинних захворювань і роллю ВНС у регулюванні роботи серця. Вони також відзначили, що серцева активність постійно контролюється ВНС, що впливає на зміни у часі між послідовними серцевими скороченнями. Таким чином, варіації частоти серцевих скорочень використовуються для оцінки важливої ролі ВНС у регулюванні функціонування серця[2].

1.1 Варіабельність серцевого ритму та вплив нервової системи

Серцева функція охоплює не лише перекачування крові по всьому організму, але також включає взаємодію з іншими фізіологічними процесами в організмі. У цьому контексті, ВСР відіграє важливу роль. Різні фактори впливають на серцевий ритм і спричиняють коливання між послідовними серцевими скороченнями. Регуляція серцевого викиду відбувається через центральну нервову систему та регулюючі нервові та гормональні механізми[1].

ВСР, також відома як змінність серцевого періоду від удару до удару, є вродженою характеристикою роботи серця [3]. Серцевий ритм можна визначити як кількість серцевих ударів протягом хвилини, і ВСР представляє варіацію в часі між цими ударами протягом певного періоду. Для оцінки змінності використовується аналіз послідовності серцевих ударів протягом 24 годин. Виявлено, що частота серцевих ударів не є постійною. Якщо припустити, що серцевий ритм складає 60 ударів на хвилину (У/хв), це не обов'язково означає, що між ударами існує одна секунда, як можна б було математично очікувати. Здається, що існує часова варіація між серцевими ударами, яка може призводити до інтервалів, таких як 0,9 секунди, 1,2 секунди або ще більше між послідовними серцевими ударами[1,3].

Показники ВСР та частоти серцевих скорочень (ЧСС) - це два різні показники, при яких ЧСС розраховують, підраховуючи кількість серцевих скорочень за хвилину, тоді як ВСР змінюється в часі при записі одного серцебиття. Існує різноманітні метрики ВСР. Дослідження показало, що середній показник у здорових дорослих становить 42 мілісекунди в межах від 19 до 75 мілісекунд, і в атлетів ця величина може сягати 120 мілісекунд [4].

ВСР - це оцінка електричної активності серця шляхом проведення тесту електрокардіограми. Відомо, що частота серцевих скорочень може бути високою або низькою в залежності від фізичних навантажень, стресових

умов і емоцій осіб. Отже, ВСР може бути визнаною як реакція серця на будь-який вид подразників, щоб компенсувати ситуації відповідним чином, і, отже, його варіація може слугувати сигналами попередження серцевих захворювань [17].

Варіабельність серцевого ритму (ВСР) - це один з підходів, за допомогою якого можна оцінити стан нейрокардіальної фізіології. Вона також допомагає визначити фактори, які впливають на серцеві скорочення. Окрім цього, інформація про інтервали між серцевими скороченнями може вказувати на те, як досягати внутрішніх та зовнішніх потреб [18, 19]. Також було встановлено, що різні патологічні та не-патологічні стани, такі як захворювання серця та розлади настрою, можуть впливати на ВСР, і тому ВСР може бути визнана індикатором стану здоров'я [18, 19].

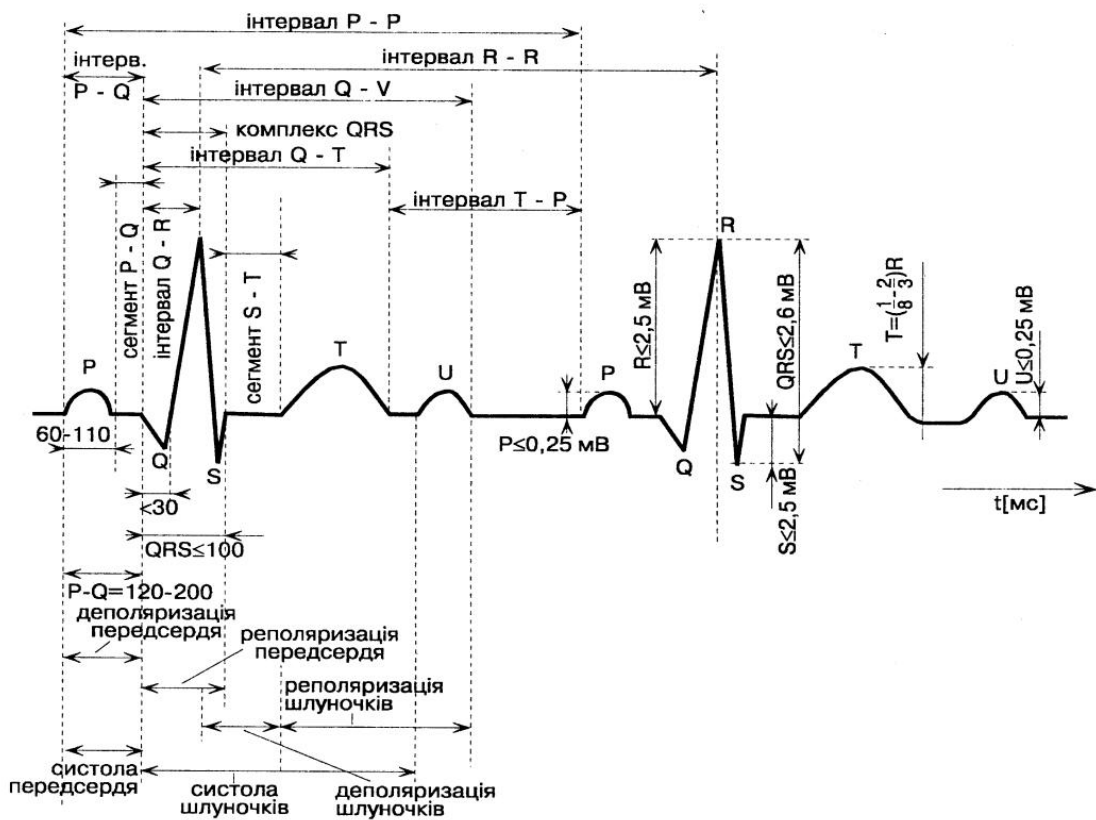


Рисунок 1.1 -Структура ЕКГ [5]

ВСР також корисна для вивчення фізіологічних реакцій на гострі та хронічні стресові фактори. Таким чином, регуляція серцевого ритму в різних ситуаціях визначається фізичним, психологічним і пізнавальним станом

особи. Тому можна припустити, що ВСР може бути одним із інструментів для визначення здатності організму реагувати на внутрішні та зовнішні стимули для підтримки рівноваги [17, 20]. Проте, перед оцінкою процесу адаптації важливо знати фактор, який впливає на ВСР (фізіологічний чи навколишній) [21].

ВСР може бути біомаркером різних станів, таких як тонус судин, який є важливим чинником для регуляції артеріального тиску, функції серця та кишечника та інших [19, 22].

ВСР надає важливі знання не лише щодо стану автономної нервової системи, а також стосовно активності блукаючого та симпатичного нервів [16]. Документовано, що контроль серцевої вагусної активності суперечить синоатріальному вузлу серця. Регуляція активності серцевого блукаючого нерву включає в себе дію нейромедіаторів, таких як ацетилхолін, через їх зв'язування з рецепторами (мускариновими та нікотиновими). Ці рецептори мають різні функції, і на їхню роботу також можуть вплинути або пригнітити застосуванням лікарських засобів. Крім того, генетичні особливості також відіграють роль в регуляції серцевого вагусного впливу [23].

Вегетативна нервова система (ВНС) постійно коригує та регулює серцевий ритм і його частоту [24]. Блукаючий нерв парасимпатичної нервової системи (ПНС) забезпечує іннервацію синоатріального вузла, атріовентрикулярного вузла і міокарду серця. Реєстрація електрокардіограми (ЕКГ) є одним із найпоширеніших методів оцінки серцевого ритму. Активація ПНС призводить до вивільнення ацетилхоліну, що збільшує тривалість інтервалу між R-R і сповільнює серцевий ритм [25]. Навпаки, симпатична нервова система (СНС) підвищує виділення катехоламінів в синапсах, що прискорює серцевий ритм і його скорочуваність. Порівняно із дією ацетилхоліну, дія катехоламінів сповільнюється, що призводить до перешкод у симпатичній стимуляції і змін серцевого ритму протягом 5 секунд. Вивчаючи відмінності між нейромедіаторами симпатичної та

парасимпатичної нервових систем, було встановлено, що вплив кожної гілки ВНС є подібним та симетричним, але вони відрізняються за часовими частотами своєї дії та перекриттям [26].

1.2 Важливість ВСР

ВСР - один зі засобів визначення стану ВНС. Варіація між серцевими скороченнями низька при активації симпатичної системи та висока в парасимпатичному режимі. Виявлено, що низький показник ВСР вказує на серцево-судинні захворювання, такі як гіпертонія, тоді як високий показник ВСР свідчить про вищу фізичну підготовку серця. Знання ВСР - один із найкращих способів оцінки впливу різних факторів, таких як середовище, емоції, думки, почуття і т. д., на нервову систему і як нервова система реагує на них [27]. ВСР також може свідчити про стан плода під час пологів і піддається впливу стиснень матки [28].

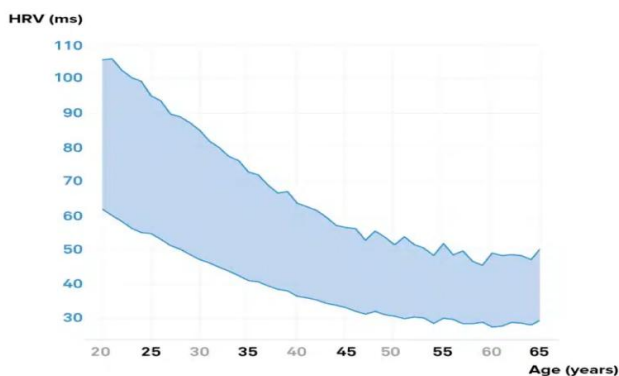


Рисунок 1.2 - Нормальна ВСР залежно від віку

Залежно від фізіологічних змін в важливих органах, симпатична та парасимпатична системи прагнуть забезпечити стан рівноваги. ВНС використовує зірчастий ганглії та блукаючий нерв, щоб надсилати сигнали до синоатріального вузла серця для підтримання нормального серцевого ритму, який можна оцінити, аналізуючи ВСР. Периферична нервова система використовує сенсорні нейрони для передачі сигналів від серця (якщо

відбулися зміни) до центральної нервової системи з метою регулювання ВНС у відповідності до поточного стану [27].

ВСР також може надавати інформацію про залежність від довжини циклу. При збільшенні частоти серцевих скорочень ВСР зменшується через недостатній інтервал між ними. У геріатричній групі, серед літніх осіб із серцевими захворюваннями, такими як ішемія і інфаркт міокарда тощо, або при патологічних станах, ВСР може знизитися при високих серцевих ритмах [29]. Знання всіх факторів, які впливають на ВСР, будь то фізіологічні, навколишні чи генетичні, має важливе значення не тільки для клінічної діагностики, але й для терапевтичних цілей [21].

	Normotensives (n=240)	Hypertension (n=111)
Age	49.82 ± 12.08	62.51 ± 12.84**
BMI	26.59 ± 4.66	27.50 ± 5.07
Visceral Fat	11.28 ± 5.69	14.05 ± 6.19**
Physical activity Rating	2.04 ± 1.84	1.51 ± 1.67*
SBP (mm Hg)	119.14 ± 11.85	129.91 ± 13.81**
DBP (mm Hg)	77.97 ± 8.58	80.75 ± 8.29*
HR	76.38 ± 11.47	74.19 ± 10.19*
Mean RR	0.80 ± 0.11	0.82 ± 0.11
SDNN	118.33 ± 1278.69	31.32 ± 19.40**
RMSSD	27.72 ± 19.94	24.77 ± 19.48
NN50	32.18 ± 48.70	21.15 ± 39.76**
pNN50	9.93 ± 13.40	6.90 ± 12.79*
LF (n. u.)	58.31 ± 15.96	56.39 ± 16.67
HF (n. u.)	41.69 ± 15.96	43.62 ± 16.67
LF/HF	1.75 ± 0.98	1.64 ± 0.99*
Total Power (ms ²)	553.72 ± 873.48	327.76 ± 479.20**

Рисунок 1.3 - Показники ВСР у нормо- і гіпертоніків (*p<0.05)[52]

У серцево-мозковому зв'язку внутрішня нервова система серця надсилає сигнал разом із висхідними нервовими волокнами блукаючого нерва, і також через хребетний стовп, йдучи шляхом до довгастого мозку, гіпоталамуса, таламуса, мигдалеподібного тіла, і, нарешті, до кори головного мозку для подальшої інтерпретації.

Мозок передає сигнали від міокардіоцитів за полісинаптичним шляхом до ганглія, що розташований у периферичній області, а потім сигнали подальше рухаються до передгангліонарних і премоторних нейронів. Роботу серця

регулює активація серцевого рефлексу, включаючи барорецептори, хеморецептори, назофарингеальні рецептори тощо, а також центральні вегетативні відповіді на стрес, фізичну активність, цикл сну тощо [30]. В клінічній практиці було виявлено, що хронічні нейродегенеративні захворювання можуть поступово впливати на функцію автономної ВНС і навіть призвести до її недостатності. Однак патологічні стани судин, неврологічні проблеми або ураження (включаючи запалення або травму) можуть призводити до гіперактивності ВНС [31].

1.3 Взаємодія симпатичного та парасимпатичного ВНС

Фізіологія організму людини, включаючи обмін речовин, терморегуляцію та роботу серця, підпорядкована впливові ВНС. Симпатична та парасимпатична нервові системи є двома підрозділами ВНС, які діють по-різному в залежності від обставин для забезпечення регуляції гомеостазу. Симпатична система активується в стресових ситуаціях, таких як страх, реакція "боротьба або втеча", що призводить до підвищення частоти серцевих скорочень та більшого виділення пітних залоз, тоді як парасимпатична система діє у стані спокою та стану перетравлення, що призводить до зниження серцевого ритму і підтримки гомеостазу [32]. Під час активації симпатичної системи стимулюється виробництво гормонів стресу, що призводить до підвищення серцевого викиду та зниження ВСР, тоді як парасимпатична система зменшує частоту серцевих скорочень і підвищує ВСР для встановлення гомеостазу після завершення стресових умов. Ця взаємодія між двома гілками ВНС, симпатичною та парасимпатичною системами, дозволяє серцю пристосовуватися до різних ситуацій та потреб.

Симпатична та парасимпатична нервові системи працюють у протилежних напрямках. Під впливом парасимпатичної системи блукаючий

нерв діє як інгібітор серцевого ритму. Крім того, блукаючий нерв спочатку впливає на синоатріальний (СА) вузол, який є кардіостимулятором серця, для ініціації провідної системи, у той час як симпатична нервова система спрямована на атріовентрикулярний (АВ) вузол для потужного скорочення серцевих камер [33]. Отже, активація симпатичної системи змінює гальмівну функцію блукаючого нерва та збільшує частоту серцевих скорочень, тоді як парасимпатична система активує властивість вагусного гальмування, що призводить до зниження частоти серцевих скорочень.

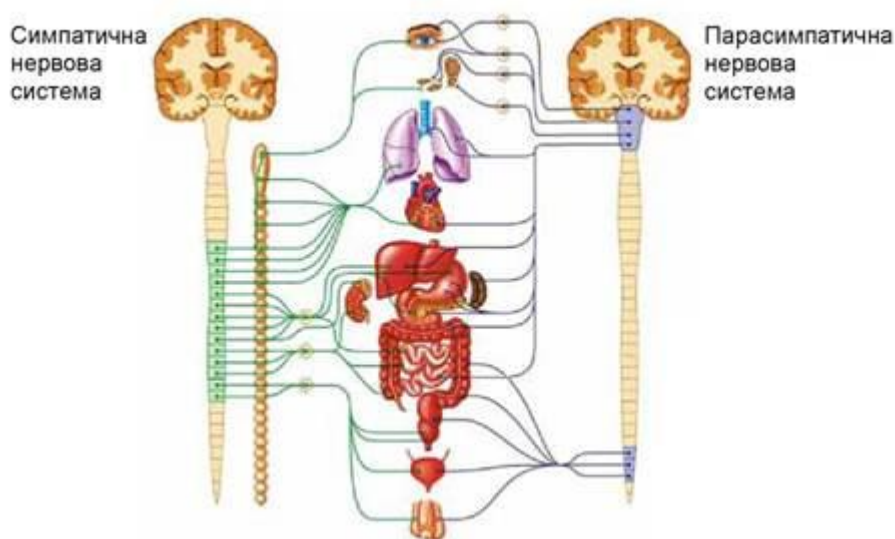


Рисунок 1.4 - Взаємодія симпатичного та парасимпатичного ВНС [52]

Парасимпатичний нерв (блукаючий нерв) містить як вхідні, так і вихідні нервові волокна, але переважна більшість волокон є вхідними, і вони відповідають за передачу сигналів від серця до мозку. Після отримання інформації від серця ЦНС висилає вихідний нерв до водія ритму (SA-вузол), потім до АВ-вузла та інших частин серця [1]. Для ефективного та належного функціонування в нормальних умовах внутрішня нервова система серця працює автономно. Дослідження показали, що сигнальні молекули грають ключову роль в цьому процесі, зокрема ГАМК (гамма-амінобутирова кислота). Ця речовина бере участь у регулюванні артеріального тиску шляхом впливу на частоту серцевих скорочень [34]. Також відомо, що

активація ГАМК призводить до гальмування блукаючого нерва та зменшення парасимпатичного впливу на серце [35].

Грудні серцеві ганглії, розташовані в грудній порожнині, мають важливий зв'язок із функціонуванням системи людського організму. Ця взаємодія може бути прямою, коли ганглії взаємодіють безпосередньо з легенями та стравоходом. Також існує опосередкована взаємодія через спинний мозок, яка впливає на інші органи і системи, такі як шкіра та артерії, тощо.

1.4 Значення оцінки ВСР

Аналіз ВСР не лише є важливим нейрокардіологічним показником, але також знаходить широке застосування в медичній практиці як показник загального здоров'я [36]. Оцінка ВСР включає аналіз коливань частоти серцевих скорочень і інтервалів RR для оцінки стану серця. Ця оцінка зазвичай виконується за допомогою різних методів, таких як лінійний метод, нелінійний метод та метод, заснований на частоті [37].

Оцінка ВСР пов'язана з різними факторами. Хоча лінійний метод, заснований на часі, використовується ширше, ніж нелінійний метод, останній надає додаткову інформацію та вказує на вплив гормональних і температурних змін на ВСР [37,38]. У лінійному методі, аналіз серцевої діяльності проводиться в контексті часу та частоти [39]. Нелінійний метод також корисний для прогнозування стану пацієнтів з серцевою недостатністю, але його використання рідше через складність відтворюваності даних. В залежності від тривалості запису ВСР можливий аналіз короткотермінової та довготермінової ВСР [40].

Доступ до аналізу ВСР також використовується в клінічних дослідженнях. Встановлено, що знижена ВСР використовується як показник патології та може передбачати ризик захворюваності та смертності. В оцінці ВСР

потенційно може бути корисною при травмі як інструмент початкової оцінки пацієнта та регулярного моніторингу пацієнтів із критичними травмами [41].

Проте існують технічні обмеження та відсутність стандартних значень, які ускладнюють клінічне використання ВСР у випадку травм. Для точної оцінки ВСР важливо мати дані про нормальні (здорові) інтервали між серцевими скороченнями. Слід враховувати можливі шуми, такі як додаткові або пропущені серцеві скорочення, оскільки вони можуть вплинути на результати аналізу ВСР. Проте будь-які аномалії серцевого ритму можна виправити шляхом лікування патологічних станів перед подальшою оцінкою ВСР [42,43]. Записи ЕКГ також можуть бути використані для визначення двох основних видів серцевих захворювань: ектопічних або аритмічних ритмів та аналізу частоти дихання [44,45].

1.5 Методи аналізу ВСР

Аналіз модуляції (ВНС) на роботу серця може бути проведений за допомогою обробки (ЕКГ) [46]. Серед кількох технік, розроблених останнім часом для такої оцінки, було виявлено, що ВСР є одним із найбільш неінвазивних і швидких способів, який загалом використовується для аналізу надійних та стійких даних щодо вегетативної модуляції серцевого ритму [47].

Методи аналізу ВСР зазвичай групуються в наступні чотири основні групи:

- статистичний аналіз;
- спектральний аналіз;
- варіаційна пульсометрія;
- геометричний.

1.5.1 Методи часової області

Визначення показників в часовому діапазоні є одним з найпростіших способів оцінки змін у серцевому ритмі. Цей метод використовується для

розрахунку інтервалів між послідовними нормальними комплексами або визначення ЧСС в конкретний момент часу. Для визначення миттєвої ЧСС або інтервалу між нормальними комплексами QRS (пов'язаними з деполяризацією синусового вузла) ідентифікується QRS-комплекс на неперервному записі ЕКГ. В цьому методі вимірюють такі параметри, як середня ЧСС, різниця між ЧСС вдень і вночі, різниця між найдовшим і найкоротшим інтервалами NN (нормально-нормальний), а також вплив факторів, таких як дихання та ліки, наприклад, інфузія фенілефрину, на ЧСС. Шляхом виявлення відмінностей у довжині циклу чи ЧСС можна оцінити ці відмінності [48].

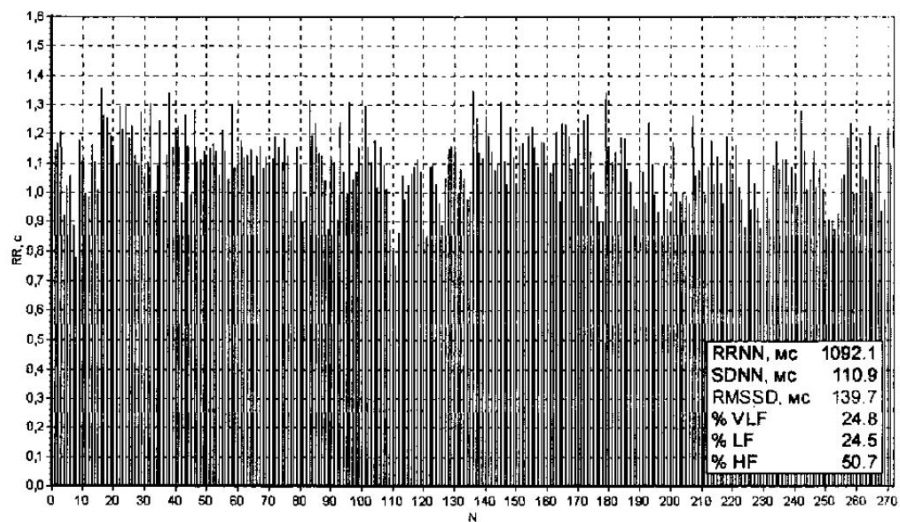


Рисунок 1.5 - Ритмограма [5]

1.5.2 Статистичні методи

Методи статистики включають в себе набір статистичних показників (сукупності RR-інтервалів), які надають повну, але не вичерпну характеристику механізмів регулюючих систем[6].

До статистичних параметрів, які дозволяють оцінювати швидкі зміни частоти серцевих скорочень протягом короткого часу (від 2 до 5 секунд) і ґрунтуються на розрахунку відмінностей у тривалості сусідніх RR-інтервалів, включають такі характеристики [6].

RMSSL (мс) - середньоквадратичне відхилення між тривалістю послідовних RR-інтервалів [6].

$$\Delta RR = \text{abs}|x(1:NN - 1) - x(2:NN)|, \quad (1.1)$$

де NN - кількість кардіоінтервалів.

pNN50 (%) - відсоток сусідніх RR-інтервалів, які відрізняються один від одного більш, ніж на 50 мс [6]. Ця характеристика вважається переважно обумовленою впливом парасимпатичного підрозділу вегетативної нервової системи і передусім відображає синусову дихальну аритмію [6].

$$PNN50 = \frac{\text{length}(n)}{NN}. \quad (1.2)$$

RMSSD, (мс) - це квадратний корінь з середнього квадрата різниці між значеннями сусідніх RR-інтервалів і служить показником Варіабельності часу між серцевими циклами з короткими інтервалами [6].

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (NN_i - NN_{i+1})^2}, \quad (1.3)$$

де NN_i - значення i – кардіоінтервалів.

Інші індекси, які базуються на прямому вимірі тривалості RR-інтервалів, дозволяють оцінити повільну модуляцію частоти серцевих скорочень [6].

SDNN, (мс) - стандартне відхилення від середньої тривалості усіх інтервалів, є комплексним показником загальної ВСР і залежить від впливу як симпатичного, так і парасимпатичного відділів ВНС [49,6]. Зазначено, що для нестационарних послідовностей RR-інтервалів величина SDNN залежить від тривалості аналізованого сегменту ЕКГ [49, 6].

$$S = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}. \quad (1.4)$$

SDANN, (мс) - стандартне відхилення середнього значення RR-інтервалів в межах кожної 5-хвилинної ділянки ЕКГ [7]. Коефіцієнт варіації V представляє собою нормалізовану міру розкиду [7].

$$V = \frac{SDNN}{\text{Mean}}. \quad (1.5)$$

1.5.3 Варіаційна пульсометрія

Метод розглядає гістограму розподілу RR-інтервалів (див. рис. 1.6) як випадкових величин, використовуючи специфічні показники статистичного аналізу [5, 6]. Гістограма будується з фіксованим інтервалом 0,05 с в проміжку часу від 0,4 с до 1,3 с, при цьому RR-інтервали менше 0,4 с та більше 1,3 с не враховуються [5].

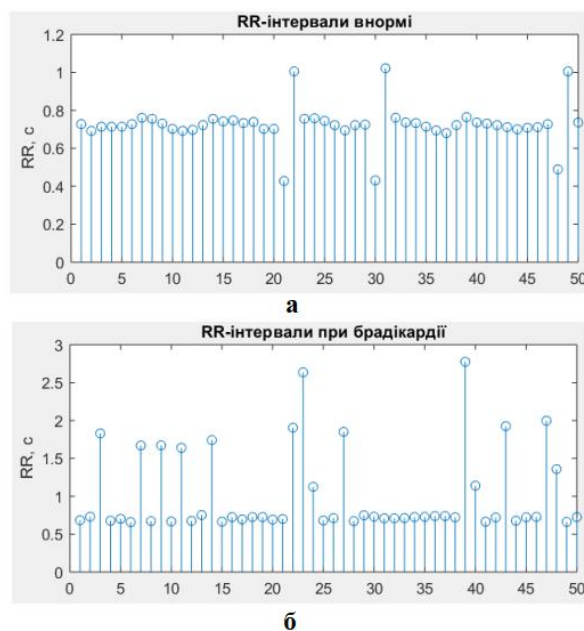


Рисунок 1.6 - RR-інтервали у нормі (а), та при брахікардії (б)

Рекомендований розмір вибірки становить приблизно 100 RR. При аналізі більш тривалих записів ширину розряду визначають за допомогою формул [5, 6]:

$$h = (X_{max} - X_{min})/k, \quad (1.6)$$

де X_{max} - найдовший RR-інтервал, X_{min} - найкоротший RR-інтервал у вибірці, k - число інтервалів гістограми.

$$k = 1 + 3,22 \lg (n), \quad (1.7)$$

Виділяють 5 типів гістограм за їх формою:

1. Нормальна гістограма – це симетрична крива, у якої вершина збігається з модою та середнім значенням.
2. Асиметрична гістограма – вершина кривої зміщена ліворуч або праворуч, що свідчить про порушення стаціонарності процесу регуляції серцевого ритму.
3. Експесивна гістограма характеризується вузьким діапазоном варіацій і гостро вираженою вершиною, її зафіксовано при стресі або порушенні серцевого ритму.
4. Амодальна гістограма не має вираженої вершини і спостерігається при фібриляції передсердь, частій політопній екстрасистолії і численних артефактах запису [13].

1.5.4 Полімодальна гістограма

Для аналізу цієї гістограми використовують такі показники. Мода (M_o) визначає RR-інтервал(и), які найчастіше зустрічаються. M_o описує рівень функціонування системи кровообігу і, для стаціонарних процесів, збігається з математичним очікуванням [5, 6]. Амплітуда моди (AM_o), виражена у відсотках, представляє відносну кількість RR-інтервалів, які належать діапазону значень M_o , і відображає стабілізуючий (або мобілізуючий) ефект

централізації управління ритмом серця, обумовлений впливом симпатичного відділу ВНС [5, 6].

$$AMo = Mo/NN\ 100 \quad (1.8)$$

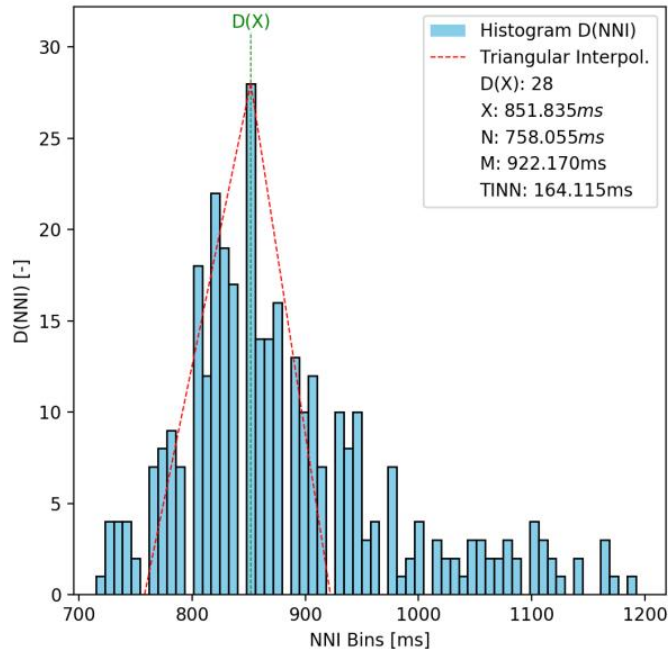


Рисунок 1.7 - Варіаційна пульсограма (гістограма) [5]

Величина варіаційного розмаху віддзеркалює загальний вплив регуляції ритму вегетативною нервовою системою, вказує на максимальний рівень коливань значень RR-інтервалів і корелює з активністю парасимпатичного відділу ВНС.

$$R = NN_{max} - NN_{min}. \quad (1.9)$$

Індекс вегетативної рівноваги (ІВР) відображає співвідношення між активністю симпатичного та парасимпатичного відділів (під час збільшення активності парасимпатичного відділу, знаменник збільшується, а чисельник зменшується, що приводить до різкого зменшення ІВР; у випадку збільшення симпатичних впливів спостерігаються протилежні зрушення) [5].

$$IVR = AMo/Meap. \quad (1.10)$$

Показник вегетативної рівноваги відображає порушення парасимпатичного та симпатичного балансу: зменшення цього показника вказує на те, що вегетативний баланс переважно спрямований у парасимпатичну сторону [5].

$$VPR = \frac{1}{Mo} x \quad (1.11)$$

Показник напруги регуляторних систем відображає ступінь централізації управління серцевим ритмом [5].

$$IN = \frac{AMo}{2 Mo R} \quad (1.12)$$

Цей метод застосовується для аналізу тривалих записів.

1.5.5 Кореляційна ритмографія (скатерографія)

Метод ґрунтується на графічному відображенні послідовних RR-інтервалів (поточного та наступного) у двовимірній координатній площині. При цьому поточний RR_n відкладається по осі абсцис, а наступний RR_{n+1} - по осі ординат. Графік і область точок, отриманих таким чином (плями Пуанкаре або Лоренца), отримують назву "скатерограма" (scatter - розсіювання) [9]. Цей метод відноситься до методів нелінійного аналізу і дозволяє виявляти раптові та рідкі порушення [10]. Форма скатерограми утворює хмару, вигляд якої залежить від характеристик ритму. У випадку нормального ритму форма скатерограми наближається до еліпса, головна вісь якого є бісектрисою прямого кута, а відстань від центру до початку осей

координат відповідає значенню M_0 [9]. Відхилення точок від бісектриси вліво вказує на те, наскільки коротший є цей серцевий цикл порівняно з попереднім, а вправо від бісектриси - наскільки довший [9]. Для аналізу скатерограми використовують такі показники.

Довжина основної (за винятком екстрасистол і артефактів) "хмари" (довга вісь еліпса - L) відповідає варіаційному розмаху і відображає сумарний ефект регуляції ВСР, але вказує на максимальну амплітуду коливань тривалості RR-інтервалів [9].

Ширина скатерограми (коротка вісь еліпсу).

Площа скатерограми розраховується як площа еліпса:

$$S = (\pi \cdot L \cdot w)/4 \quad (1.13)$$

Нормальна форма скатерограми представляє собою еліпс, що вказує на наявність дихальних і недихальних компонент. Форма скатерограми у вигляді кола не включає недихальних компонентів аритмії. Вузкий овал (див. Рис. 1.8) відповідає дисбалансу між дихальними та недихальними компонентами в структурі ВСР, який визначається завдовжки "хмари" (скатерограми) [11].

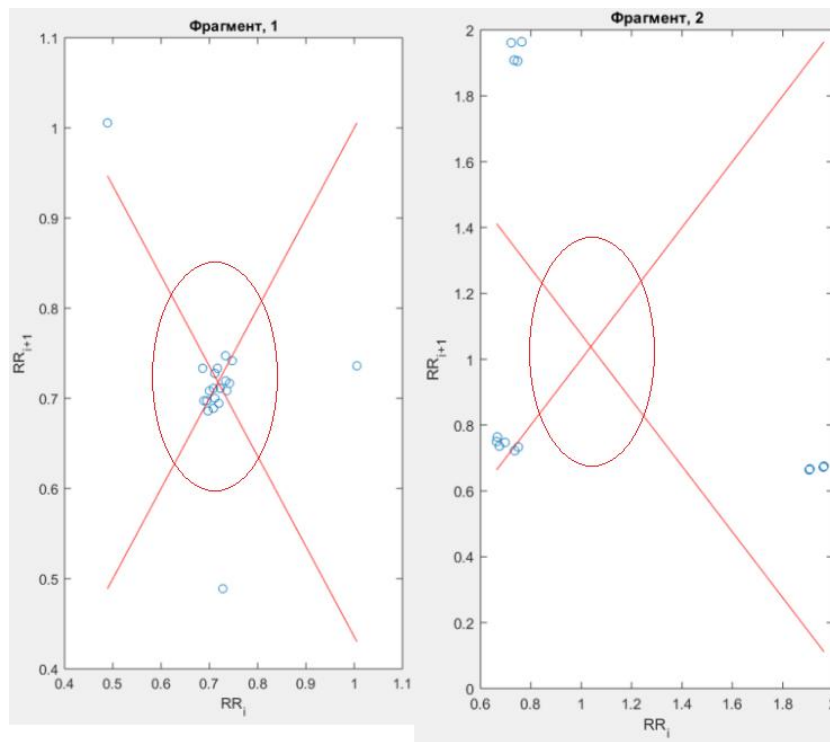


Рисунок 1.8 - Приклади скатерограм в нормі (Фрагмент 1) і при брахікардії (Фрагмент 2)

Довжина овалу добре корелює з величиною HF, а ширина - з LF. Розумно використовувати оцінку скатерограми.

2. МЕТОД АНАЛІЗУ ВСР, ОРІЄНТОВАНИЙ НА ЗАСТОСУВАННЯ В РЕЖИМІ РЕАЛЬНОГО ЧАСУ

З 1975 року лабораторії в лікарні Бет Ізраїль у Бостоні (наразі відомі як Медичний центр Бет Ізраїль Діконес) та в Массачусетському технологічному інституті активно займаються дослідженням аналізу аритмій та пов'язаних тем. Однією з ключових досягнень цього напрямку є створення бази даних аритмій MIT-BIH, яку було завершено у 1980 році та розпочато її поширення. Ця база даних визнана першим загальнодоступним стандартним тестовим матеріалом для оцінки алгоритмів виявлення аритмій і застосовується для цього в більше як 500 дослідницьких центрах по всьому світу [12].

У початковому етапі базу даних поширювали на цифрових стрічках шириною 9 доріжок зі швидкістю 800 та 1600 бітів на дюйм, а також на аналогових стрічках формату IRIG шириною чверті дюйма. В серпні 1989 року була створена та розповсюджена CD-ROM версія цієї бази даних. Велике значення бази полягає не тільки в її функціональності для оцінки засобів виявлення аритмій, але також в її використанні для фундаментальних досліджень кардіодинаміки в понад 500 наукових локаціях по всьому світу [12].

2.1 Опис бази даних

База аритмій MIT-BIH вміщує 48 напівгодинних уривків двоканальних амбулаторних записів ЕКГ, які були отримані від 47 досліджуваних осіб Лабораторією аритмій ВІН в період з 1975 по 1979 рік. З них двадцять три записи були випадковим чином вибрані з набору 4000 24-годинних амбулаторних записів ЕКГ, зібраних в Бостонській лікарні Бет Ізраїль серед комбінованої популяції хворих на стаціонарному лікуванні (приблизно 60%) і пацієнтів, які отримували амбулаторне лікування (приблизно 40%). Решта 25

записів були обрані з того ж набору для включення менш розповсюджених, але клінічно значущих аритмій, які не були представлені достатньо в обмеженій випадковій вибірці [12].

Записи були оцифровані із дискретизації 360 Гц для кожного каналу з роздільною здатністю 11 біт в діапазоні 10 мВ. Два або більше кардіологів анутовали кожен запис незалежно; всі відмінності були вирішені для створення довідкових анотацій, які може читати комп'ютер, для кожного серцевого удару (загалом близько 110,000 анотацій), включених до бази даних [12].

Цей каталог включає в себе повний обсяг Базис аритмій МІТ-ВІН. Приблизно половина цієї бази даних (25 з 48 повних записів і файли анотацій для всіх 48 записів) була доступна для вільного використання з моменту створення PhysioNet у вересні 1999 року. Решта 23 файлів сигналів, які раніше були доступні лише на CD-ROM бази даних аритмій МІТ-ВІН, були розміщені у лютому 2005 року [12].

База вважається стандартним тестовим інструментом для дослідників в галузі аналізу та обробки ЕКГ сигналів.

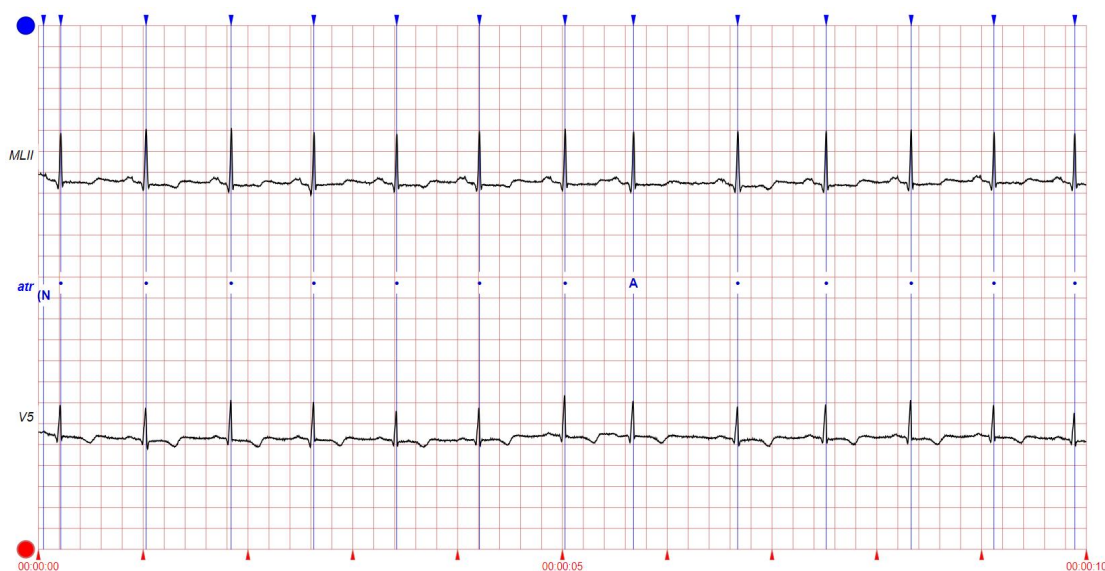


Рисунок 2.1 - стандартний інтерфейс МІТ-ВІН для візуалізації ЕКГ

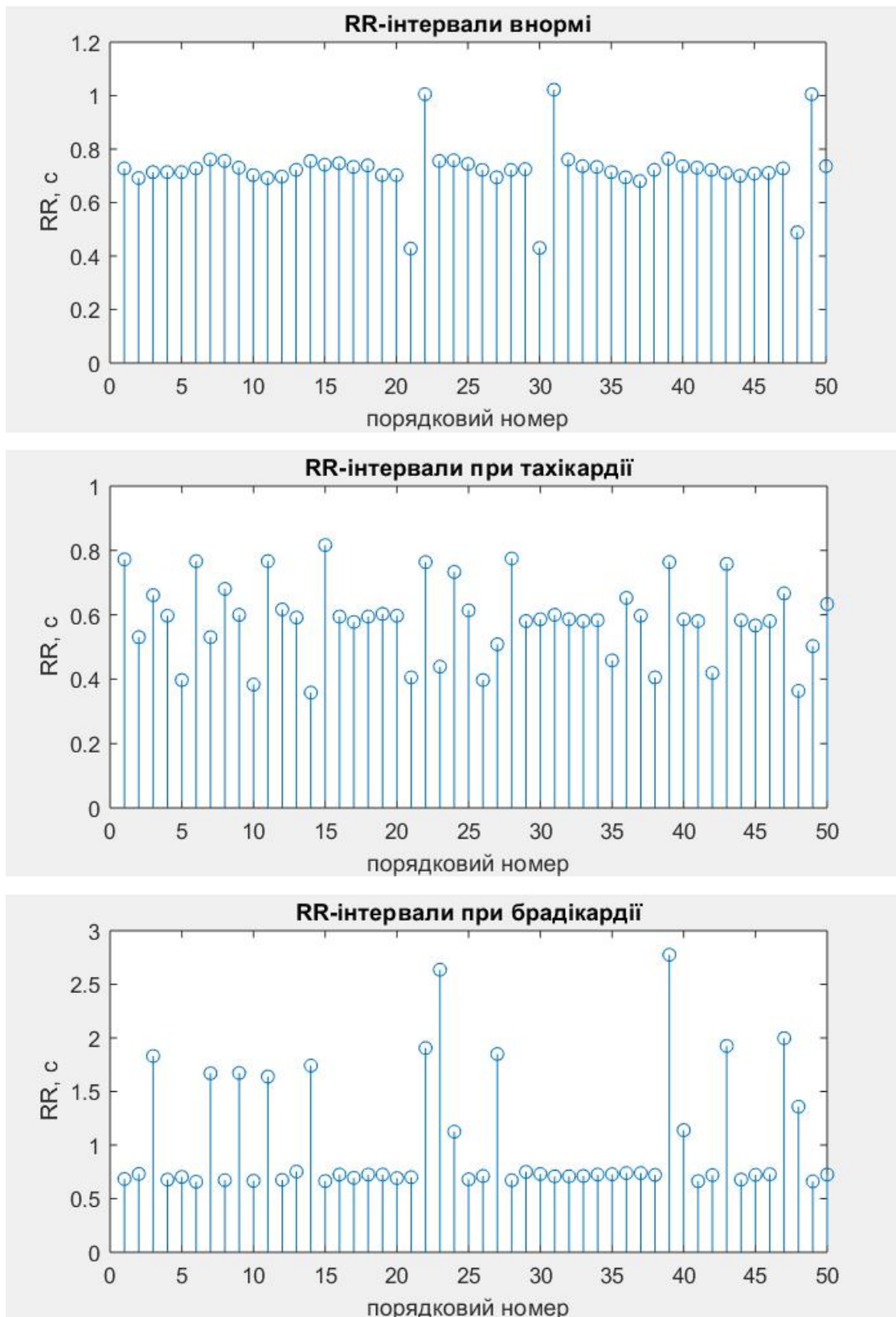


Рисунок 2.2 - RR-інтервали при нормі (зверху), тахікардії(в середині), брадікардії(знизу)

2.2 Формування даних для дослідження

База даних МІТ-ВІН містить понад 4000 довготривалих записів ЕКГ. Приблизно 60% записів отримано від стаціонарних пацієнтів. Загалом, база містить 48 записів, тривалість кожного із яких трохи більше 30 хвилин.

Перша група, складаючи 23 записи, обрана для представлення різноманітності форм хвилі та артефактів, з якими може стикнутися детектор аритмії під час клінічного використання. Сегменти були випадково вибрані за допомогою таблиці випадкових чисел, і ті, що не відповідали якості сигналу для аналізу, виключалися.

Друга група містить 25 записів і включає складні аритмії та аномалії провідності, обрані для виклику труднощів детекторам аритмії. Деякі з цих записів стали популярними серед користувачів бази даних.

Дослідження проведено на групі з 25 чоловіків (віком від 32 до 89 років) та 22 жінок (віком від 23 до 89 років) [14].

Кожен файл має мітки які збираються в окремий файл анотацій (фрагмент міток, що застосовуються для опису ділянок ЕКГ, показаний на Рисунку 2.3). Відповідно до поставленої задачі дослідження, нами обрані для аналізу тільки ті ділянки, які відповідають нормальному синусовому ритму (N), тахікардії (V) та брадікардії (SBR)

У зв'язку з тим, що ЕКГ зберігаються у спеціальному форматі *.dat, персональна інформація *.hea, а анотовані файли- *.atr, необхідно організувати зчитування та конвертування даних за допомогою власних інструментів PHYSIONET- пакет wfdb. Він містить стандартні MATLAB скрипти, що дозволяють зчитувати ЕКГ сигнал, видобувати RR-інтервали із відповідними мітками.

(AB	Atrial bigeminy
(AFIB	Atrial fibrillation
(AFL	Atrial flutter
(B	Ventricular bigeminy
(BII	2° heart block
(IVR	Idioventricular rhythm
(N	Normal sinus rhythm
(NOD	Nodal (A-V junctional) rhythm
(P	Paced rhythm
(PREX	Pre-excitation (WPW)
(SBR	Sinus bradycardia
(SVTA	Supraventricular tachyarrhythmia
(T	Ventricular trigeminy
(VFL	Ventricular flutter
(VT	Ventricular tachycardia

Рисунок 2.3 - мітки анотацій[14]

Застосовуємо визначені мітки (N, VT, SBR) для того, щоб сформувати ультракороткі інтервали тривалістю 15 сек.

За допомогою наступного коду робимо зчитування файлу з сигналами ЕКГ:

```
%% Читання файлу
clear;
fname='mitdb/233';
[sig, Fs, tm] = rdsamp(fname, 1); % зчитування ЕКГ
[rr,tms]=ann2rr(fname, 'atr'); % перетворення анотацій
rr1=rr./Fs;
```

- rdsamp зчитує сигнал ЕКГ та пов'язаний з ним час.
- ann2rr перетворює анотації, пов'язані з хвилею R QRS комплексу, на масив RR-інтервалів та часові мітки.

```
%% вилучення міток
interval=15;
annV=rdann(fname, 'atr', [], [], [], 'V');

j=0;
for i = 1:length(tms)-1
```

```

        index = find(annV>=tms(i) & annV<tms(i+1),1, 'first');
        if ~isempty(index)
            j=j+1;
            ann_rr(j)=i;

        end

    end
end

```

- Видобуваються анотації, пов'язані з позначкою 'V' (мітка ventricular ectopic beat).
- Потім визначається, які RR-інтервали належать до тахікардії.

Для кожного 15-сек інтервалу здійснюється розрахунок показників:

```

%% Тахікардія
N1=ann_rr(50);N2=N1+1;
while sum(rr(N1:N2))/Fs<=15
    if N1<length(rr)-1
        N2=N2+1;
    else
        break;
    end
end
%bar(rr(N1:N2))
RR=(rr(N1:N2))./Fs;
%Розрахунок показників

RR_mean=mean(RR); % середнє
RR_std=std(RR); % СКО
V=RR_std/RR_mean; % коефіцієнт варіації
deltaRR=abs(RR(1:length(RR)-1)-RR(2:length(RR)));
n=find(deltaRR>=0.050); % різниці між сусідніми RR, що
перевищують 50 мс
pNN50=length(n)/length(RR)*100;

```

```

RMSD=sqrt(mean(sum(deltaRR.^2)));
SDSD=std(deltaRR);
% Ентропія
entropy_RR=entropy(RR);
entropy_deltaRR=entropy(deltaRR);

%скатерограма розрахунок осей
x1=RR(1:length(RR)-1)-RR(2:length(RR))./sqrt(2);
x2=RR(1:length(RR)-1)+RR(2:length(RR))./sqrt(2);
SD1=std(x1);
SD2=std(x2);
rat_SD=SD1/SD2;
S=pi*SD1*SD2;

% Відкриття файлу для додавання
fileID = fopen('res_V.txt', 'a');
if fileID == -1
    error('Не вдалося відкрити файл');
end

% Запис змінних у файл із новим рядком
fprintf(fileID,
'%f %f %f %f %f %f %f %f %f %f %f %f\n',RR_mean,RR_std,V,pNN50,
RMSD, SDSD, SD1,SD2,rat_SD,S, entropy_RR, entropy_deltaRR);

% Закриття файлу
fclose(fileID);

```

Автори [50] дослідили взаємозв'язок між 15 сек інтервалами та стандартними короткими записами ритму серця, та отримали кореляцію між стандартними показниками ВСР розрахованими для коротких (5-7 хвилин) та ультра коротких (15 сек) інтервалів. За запропонованою ними схемою дослідження, яка представлена на рисунку 2.4, типовий зразок 15-секундного

запису ЕКГ та показників usHRV, таких як RMSSD, SDSD і PHF. RMSSD, SDSD і PHF є визнаними показниками варіабельності серцевого ритму (BCR), які, за вимірювання протягом ≥ 5 хвилин, відображають загальну вегетативну модуляцію серцевого ритму (для RMSSD і SDSD), а також дихальну синусову аритмію та пара симпатичну активність (для PHF). RMSSD і SDSD обрані через їхню здатність враховувати послідовні відмінності та вимірювати швидкі зміни частоти серцевих скорочень, які можна фіксувати в коротших інтервалах[50]. PHF включено через його здатність реєструвати коливання серцевого ритму з періодом від 2,5 до 6,7 с (0,15–0,40 Гц), які, теоретично, можна ефективно виміряти на основі 15-секундних записів [50].

Відповідно до отриманих авторами [50] дослідження, нами обрані такі показники для оцінки ультра коротких записів:

- RR_mean - Середнє
- RR_std - Стандартне квадратичне відхилення
- V - Коефіцієнт кореляції (2.5)
- deltaRR - Різниці між сусідніми показниками
- pNN50 - (1.2) відсоток сусідніх RR-інтервалів, які відрізняються один від одного більш, ніж на 50 мс.
- RMSSD - (1.3) Варіабельності часу між серцевими циклами з короткими інтервалами
- SDSD - (середнє квадратичне відхилення різниць між сусідніми Кардіоінтервалами
- Entropy RR - $H(RR) = - \sum_{i=1}^n P(RR_i) \cdot \log_2(P(RR_i))$ - вимірює ступінь невизначеності чи несподіваності випадкової величини RR_i
- Entropy delta RR
- SD1 = $\sqrt{\text{var}(x_1)}$ - середнє квадратичне відхилення допоміжної змінної x₁ (мінорна ось)
- SD2 = $\sqrt{\text{var}(x_2)}$ - середнє квадратичне відхилення допоміжної змінної x₂ (головна ось еліпсу)

- $Rat_SD = SD1/SD2$

- $S = \pi \cdot SD1 \cdot SD2$ - площа еліпсу

З огляду на те, що скатерограма є стандартним методом відображення RR на обраному інтервалі аналізу, під час проводимих нами досліджень будемо тільки розраховувати значення великої та малої осей еліпсу, що описує хмару RR з наступним визначенням їх співвідношення без демонстрації хмари.

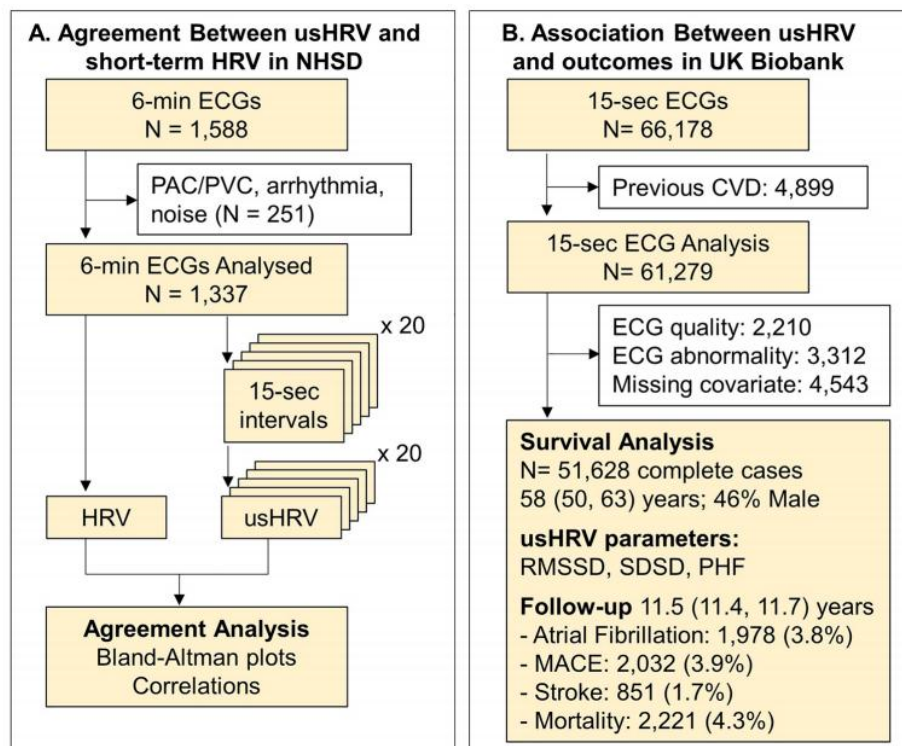
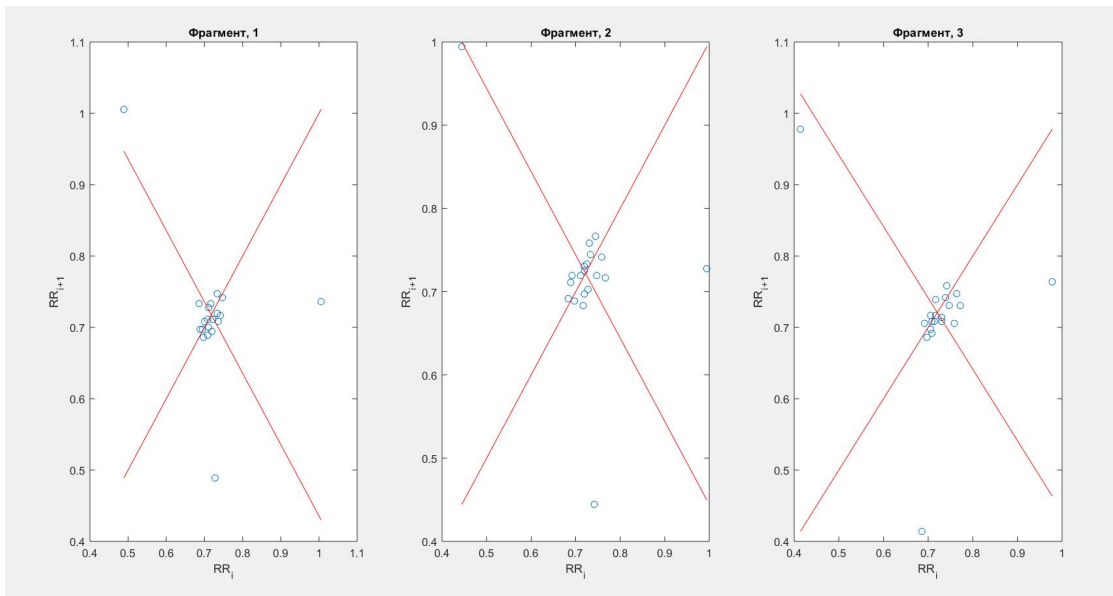


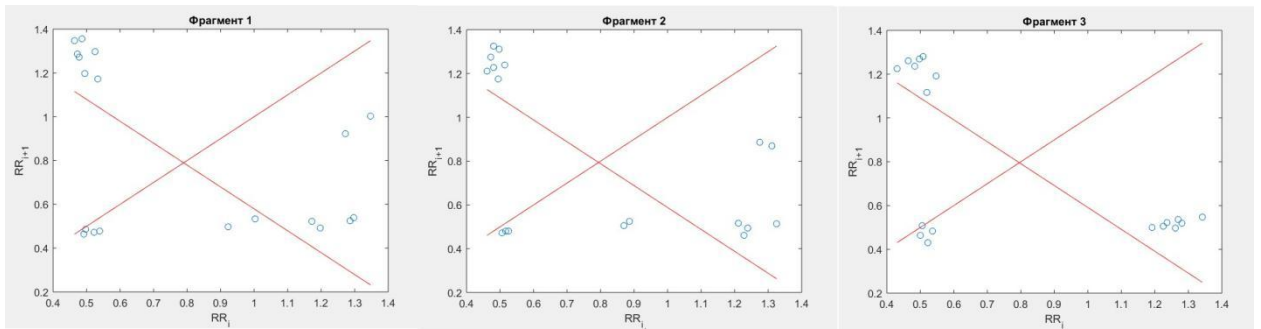
Рисунок 2.4 - Схема дослідження. ВСР: варіабельність серцевого ритму; usHRV: ультракоротка ВСР; PAC/PVC: передчасні скорочення передсердь/шлуночків; CVD: серцево-судинні захворювання. Аномалії на ЕКГ включають в себе морфологію блокади ніжок пучка Гіса, дисфункцію синусового вузла, фібриляцію передсердь і передчасні скорочення передсердь і шлуночків. MACE: серйозне несприятливе серцево-судинне захворювання [50].

Усі дослідники ВСП вважають, що форма хмари надає додаткову інформацію про динаміку та характер змін RR-інтервалів (рис. 2.5).

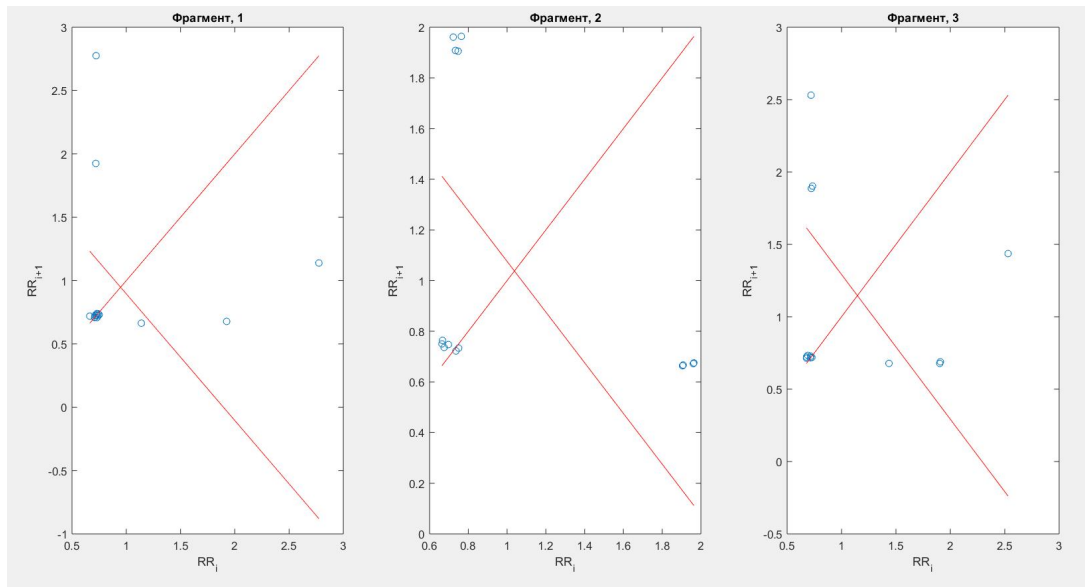
Файли анотацій містять мітки для відліків ЕКГ сигналів. Для суміщення міток з відповідними RR-інтервалами нами розроблений скрипт, що формує 15-ти секундні вибірки до складу яких включені RR-інтервали на протязі яких виявлена аномалія. Таким чином RR-інтервал з аномальною міткою починає 15-ти сек фрагмент до якого долучаються усі RR-інтервали які слідує за аномальним. При формуванні вибірки для нормального синусного ритму сигнали “100”, “101”, “103”, “105” були цілком розділені на 15-ти сек інтервали, та розглядались як один масив даних (рис.2.6).



а



б



в

Рисунок 2.5 - 3 різних фрагмента скатерограм: а - норма, б - тахікардія, в - брахікардія

Record	N	SBR	BII	PREX	AB	SVTA	AFL	AFIB	P	NOD	B	T	IVR	VT	VFL
100	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
101	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
102	1:22	-	-	-	-	-	-	-	28:44	-	-	-	-	-	-
103	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
104	3:52	-	-	-	-	-	-	-	26:13	-	-	-	-	-	-
105	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
106	22:36	-	-	-	-	-	-	-	-	-	7:15	0:13	-	0:02	-
107	-	-	-	-	-	-	-	-	30:06	-	-	-	-	-	-
108	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
109	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
111	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
112	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
113	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
114	30:01	-	-	-	-	0:05	-	-	-	-	-	-	-	-	-
115	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
116	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
117	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
118	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
119	22:36	-	-	-	-	-	-	-	-	-	3:55	3:34	-	-	-
121	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
122	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
123	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
124	28:36	-	-	-	-	-	-	-	-	0:30	-	0:22	0:37	-	-
200	15:58	-	-	-	-	-	-	-	-	-	13:52	-	-	0:15	-
201	12:57	-	-	-	-	0:02	-	10:06	-	0:24	-	6:37	-	-	-
202	19:31	-	-	-	-	-	0:48	9:46	-	-	-	-	-	-	-
203	2:43	-	-	-	-	-	5:14	21:32	-	-	-	0:04	-	0:33	-
205	29:43	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0:23	-
207	22:20	-	-	-	-	0:52	-	-	-	-	2:38	-	1:49	0:03	2:24
208	24:43	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	5:22	-	-	-
209	28:23	-	-	-	-	1:42	-	-	-	-	-	-	-	-	-
210	-	-	-	-	-	-	-	29:30	-	-	0:23	0:07	-	0:06	-

Record	N	SBR	BII	PREX	AB	SVTA	AFL	AFIB	P	NOD	B	T	IVR	VT	VFL
212	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
213	29:01	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1:00	-	-	0:04	-
214	28:53	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1:08	-	0:05	-
215	30:03	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0:02	-
217	-	-	-	-	-	-	-	4:12	25:10	-	0:42	-	-	0:02	-
219	6:01	-	-	-	-	-	-	23:47	-	-	0:08	0:10	-	-	-
220	29:50	-	-	-	-	0:16	-	-	-	-	-	-	-	-	-
221	-	-	-	-	-	-	-	29:17	-	-	0:03	0:42	-	0:04	-
222	15:57	-	-	-	1:28	0:08	7:03	1:44	-	3:45	-	-	-	-	-
223	23:23	-	-	-	-	-	-	-	-	-	4:19	0:38	-	1:46	-
228	24:17	-	-	-	-	-	-	-	-	-	5:48	-	-	-	-
230	17:45	-	-	12:21	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
231	18:26	-	11:40	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
232	-	30:06	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
233	28:03	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1:48	0:04	-	0:11	-
234	29:40	-	-	-	-	0:26	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Рисунок 2.6 - Зміст БД з ознаками порушення ритму[15]

2.3 Вибір показників для аналізу (Random Forest)

В ході проведених чисельних експериментів нами відібрано 491 15-ти сек фрагментів у нормі, 650 при тахікардії, 124 при брахікардії. Для того, щоб визначити інформаційну вагу кожного з показників стосовно їх приналежності до діагностичних класів (норма, тахікардія, брахікардія) нами був застосований метод RANDOM FOREST. Він дозволяє визначити вклад кожного показника до загальної характеристики 15-ти сек фрагменту. З огляду на те, що ультра-короткі інтервали містять як аномальні ознаки так й нормальні RR-інтервали, загальна оцінка кожного фрагменту може ускладнюватись, та зміщуватись у напрямку того класу, який домінує за чисельністю інтервалів. Як наслідок 3 класи будуть мати не чіткі границі з їх взаємним перетином, або суміщенням. Ми вважаємо за необхідне провести

додаткове дослідження з метою пошуку такої комбінації показників, яка забезпечить найменший перетин класів.

Ключовою концепцією ансамблювання є усереднення результатів багатьох моделей, які можуть бути шумними, але, в цілому, мають приблизно незміщені результати. Це сприяє зменшенню варіації. Деревя виступають ідеальними кандидатами для ансамблювання, оскільки вони здатні зафіксувати складні взаємодії.

Основні характеристики методу RANDOM FOREST:

Багатократне створення дерев: RANDOM FOREST створює кілька (зазвичай, великої кількості) різних дерев прийняття рішень, які працюють як ансамбль.

Випадковий вибір ознак: Під час навчання кожне дерево обирає випадковим чином підмножину ознак для розгляду на кожному рішенні у вузлі дерева. Це допомагає робити дерева менш корельованими та більш різноманітними.

Бутстреп вибірка: Для кожного дерева створюється вибірка, яка формується випадковим вибором з поверненням з оригінального набору даних. Це дозволяє деревам навчатися на різних підмножинах даних.

Голосування або середнє значення: При класифікації RANDOM FOREST використовує голосування більшості дерев, а при регресії використовує середнє значення виходу всіх дерев.

Зменшення перенавчання: Завдяки випадковому вибору ознак і бутстреп вибірці RANDOM FOREST підвищує стійкість до перенавчання.

Основні кроки роботи методу Random Forest:

Бутстреп вибірка: З базового набору даних (розміром N) випадковим чином вибирається вибірка з поверненням, що називається бутстреп-вибіркою, розмір якої дорівнює N . Таким чином, деякі зразки можуть повторюватися, а деякі можуть бути пропущені.

Побудова дерева рішень: На кожному вузлі дерева випадковим чином вибирається m змінних з усього набору змінних. З цих m змінних обирається та, яка найкраще розділяє вибірку. Такий процес повторюється для кожного вузла досягнення критерію зупинки, такого як досягнення максимальної глибини.

Повторення кроків 1 і 2: Повторюється B разів, де B - кількість дерев у лісі.

Прогноз: Для нового прикладу змінній (регресія) або класу (класифікація) присвоюється значення, яке є середнім (у випадку регресії) або модою (у випадку класифікації) прогнозів усіх дерев.

Формула для прогнозу випадкового лісу (для регресії):

$$\hat{f}_{\text{RF}}(x) = \frac{1}{B} \sum_{b=1}^B \hat{f}_b(x)$$

де:

$\hat{f}_{\text{RF}}(x)$ - прогноз Random Forest для прикладу x ,

B - кількість дерев у лісі,

$\hat{f}_b(x)$ - прогноз b -го дерева для прикладу x .

Нами розроблений скрипт у MATLAB для розрахунку інформаційної ваги відібраних показників.

Створення моделі RANDOM FOREST

```
numTrees = 100;
RF_model = TreeBagger(numTrees, X, class, 'Method',
'classification', 'OOBPredictorImportance', 'on');
% Визначення важливості змінних
importance = RF_model.OOBPermutedVarDeltaError;
% Виведення результатів
disp('Важливість змінних:');
disp(importance);
% Графік важливості змінних
```

```
figure;  
bar(importance);  
xlabel('Індекс змінної');  
ylabel('Важливість');  
title('Важливість змінних в Random Forest');
```

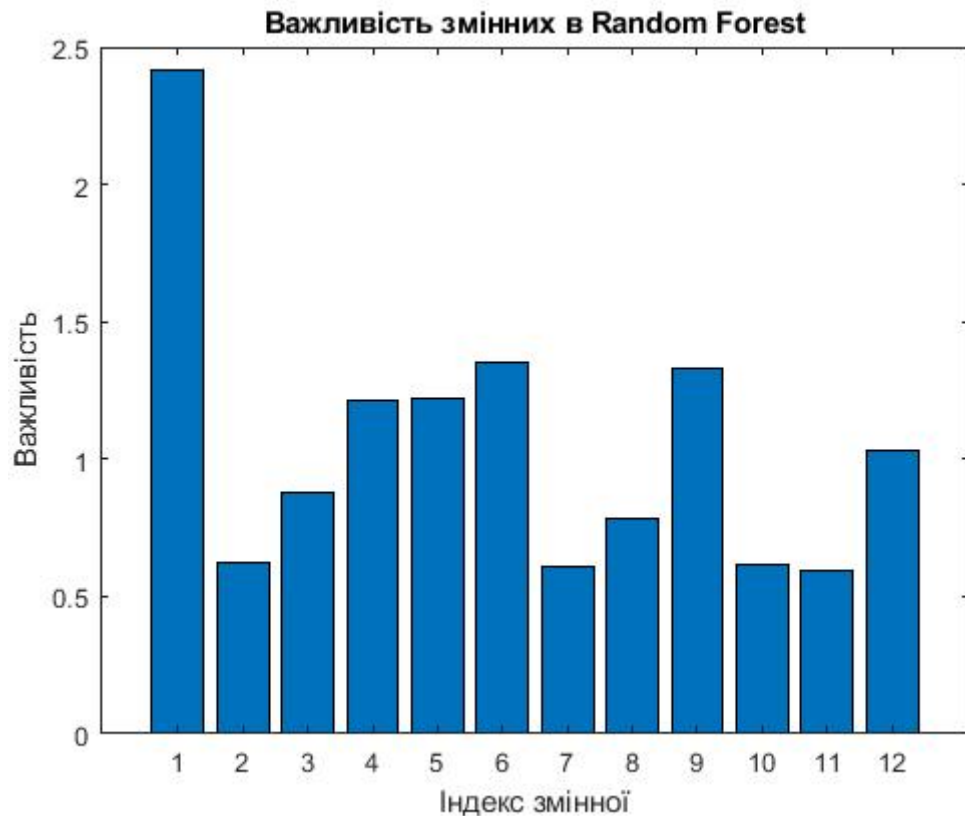


Рисунок 2.7 - Інформаційна вага показників ВСП для ультра-коротких інтервалів

Як видно з рисунку 2.7 та таблиці 2.1 найбільш високі значення інформаційної ваги мають RR_mean та співвідношення осей до еліпсу. В пункті 2.5 буде продемонстровано як саме впливає відбір показників на просторове розподілення діагностичних класів.

Таблиця 2.1- інформаційна вага показників

Показники	Значення
RR_mean	2.269
RR_std	0.662
V	1.096
deltaRR	1.185
pNN50	1.114
RMSSD	1.285
SDSD	0.639
Entropy RR	0.915
Entropy delta RR	1.209
SD1	0.685
SD2	0.776
Rat_SD	1.027

Для зображення структури дерева застосовуємо код:

```
%% Дерево рішень
ctree = fitctree(X,class); % create classification tree
view(ctree,'mode','graph') % text description
x_pred = predict(ctree, X);
C = confusionmat(x_pred,class);
```

Побудоване дерево рішень демонструє розгалужену структуру з набором умов для розрахованих показників. Застосування дерева як діагностичного інструменту не є ефективним з точки зору мобільного застосунку. Послідовна перевірка умов за структурою дерева потребує великих обчислювальних витрат не тільки з боку процесору пристрою (гаджету), але й енергетичного ресурсу акумулятору.

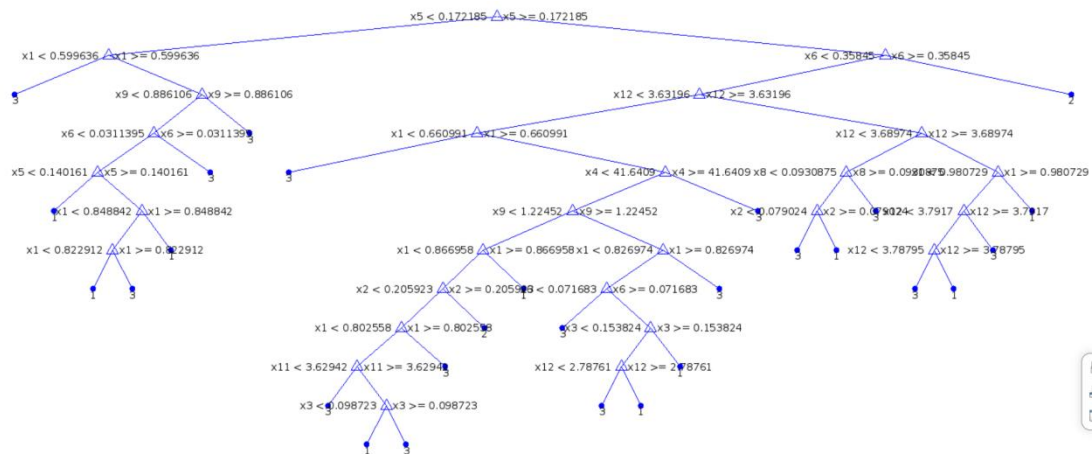


Рисунок 2.8 - Дерево рішень

Застосування такого дерева може бути оптимальним для десктоп застосунків, які не залежать від обмежених притаманних мобільним девайсам. Для підтвердження вірності обраних показників, їх значущості стосовно розпізнавання діагностичних класів, нами проведено перевірку статистичної гіпотези за критерієм Краскела-Уолліса.

Критерій Краскела-Уолліса — це не параметричний статистичний тест, який використовується для порівняння трьох або більше незалежних груп вибірок з метою визначення, чи є статистично значущі різниці в рангах між групами.

Основні кроки тесту Краскела-Уолліса:

Ранжування: Об'єднати всі дані з усіх груп в одну велику вибірку. Після цього відсортувати усі значення за зростанням і присвоїти ранги.

Обчислення статистики Краскела-Уолліса: Обчислити статистику тесту, яка враховує ранги і дисперсії між групами.

Визначення критичного значення: За допомогою теоретичних таблиць або програмного забезпечення визначити критичне значення для заданого рівня значущості.

Порівняння з критичним значенням: Порівняти обчислену статистику Краскела-Уолліса з критичним значенням. Якщо обчислена статистика

перевищує критичне значення, то відхиляється нульова гіпотеза про рівність медіан між групами.

Цей тест використовується для випадків, коли ми не можемо вважати, що дані розподілені за нормальним законом, і коли ми маємо 3 або більше груп для порівняння.

Для 3-х діагностичних класів і 12-ти розрахованих показників отримано значення критерію Краскела-Уолліса, що однозначно відповідає гіпотезі 1 (значення показників для розглядаємих класів відрізняються з рівним значущості $p=1$).

2.4 Аналіз показників для 15-секундних інтервалів методом головних компонент

Використання аналізу головних компонент стає доцільним, коли у нас є дані для кількох спостережуваних змінних і ми хочемо створити меншу кількість штучних змінних, що пояснюватимуть більшу частину дисперсії початкових змінних. Головні компоненти можуть використовуватися як предикторні або критеріальні змінні в подальшому аналізі. Основна ідея полягає в тому, щоб замінити змінні для зменшення розмірності. Якщо матриця A представляє собою початкові дані, то матриця B - це нова матриця в новому просторі. Наприклад, якщо матриця A містить 4 об'єкти і 5 змінних, ми можемо зменшити розмірність, скоротивши кількість змінних з 5 до 2, при цьому кількість об'єктів залишається незмінною [51].

Це можливо завдяки представленню даних у вигляді рівнянь:

$$p_1 = a_{11}X_1 + a_{12}X_2 + \dots + a_{1n}X_n$$

$$p_2 = a_{21}X_1 + a_{22}X_2 + \dots + a_{2n}X_n$$

де a_{ij} - коефіцієнт факторної оцінки; X_j – початкові змінні;

Повна послідовність методу показана на рисунку 2.9.

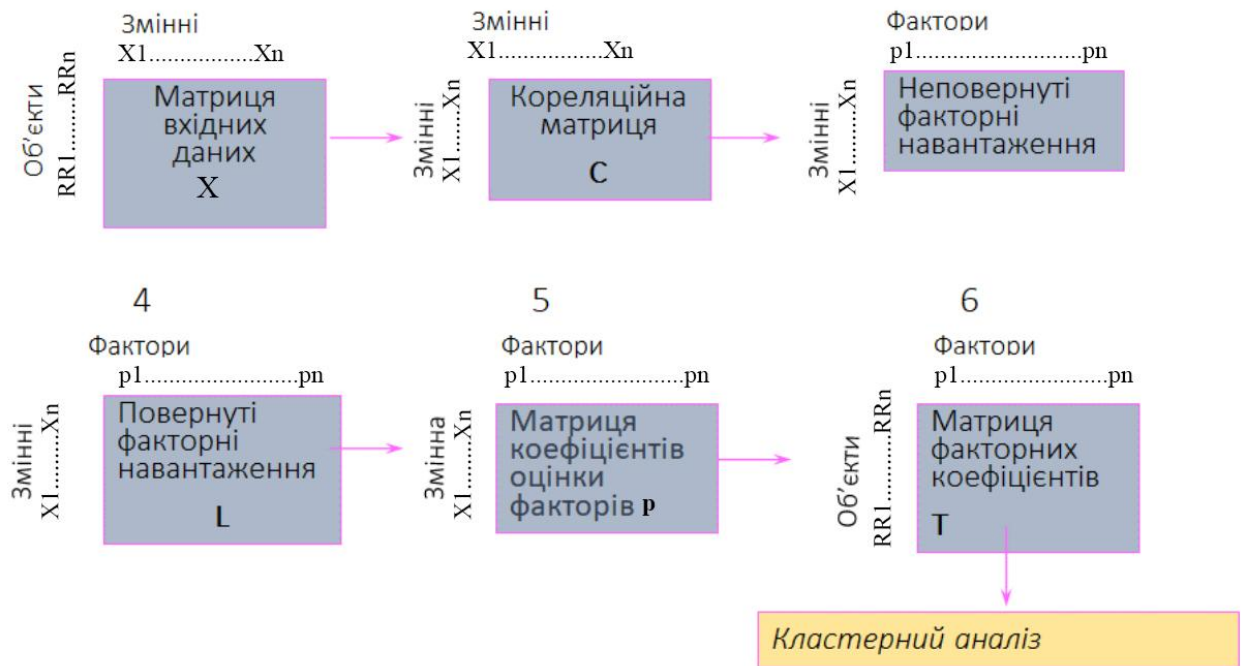


Рисунок 2.9 - Етапи методу

Для представлення об'єктів у двомірному просторі будемо застосовувати метод головних компонент. Він дозволяє зменшити кількість показників та візуалізувати фінальний результат. В попередньому методі ми обирали два показники. Продемонструємо яким чином отримаємо розподіл класів у двомірному просторі ознак. При цьому в координатних осях будемо розташовувати не безпосередньо показники 1 та 9, а їх представлення, як двох факторів відповідно до методу головних компонент. Таким чином, фактори f_1 та f_2 які є перетворенням головних компонент за рахунок їх повороту у просторі таким чином, щоб максимізувати середнє квадратичне відхилення, ми отримуємо представлений розподіл класів. Продемонструємо важливість застосування методу головних компонент.

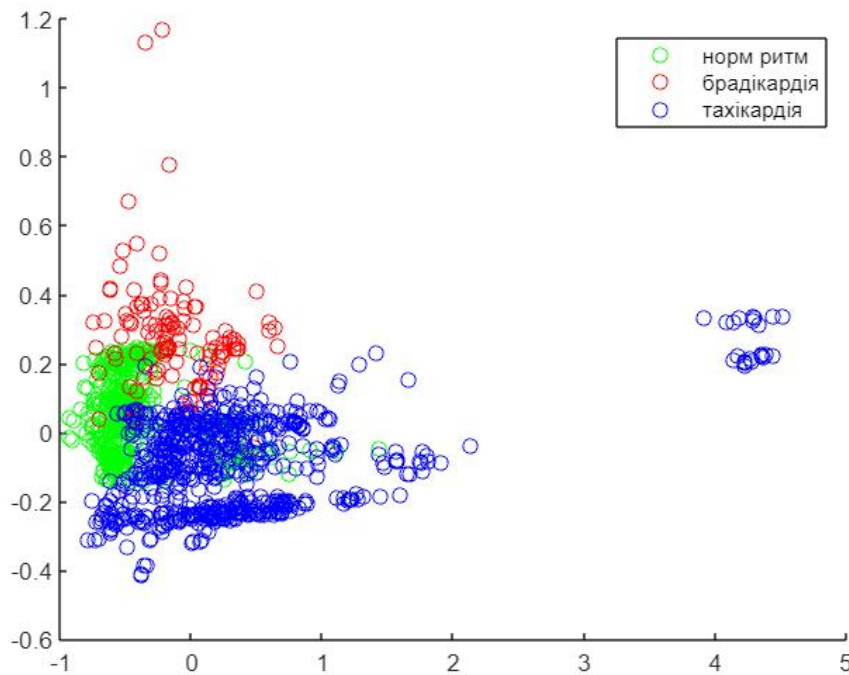


Рисунок 2.10 - Розподіл діагностичних класів у факторному просторі p_1 , p_2

На рисунку 2.10 показано для порівняння представлення об'єктів в оригінальних координатах X_1 , X_9 та у просторі факторних ознак. При аналізі двох рисунків можна переконатися в тому, що при застосуванні оригінальних координат розподіл об'єктів за класами є незадовільно розподіленим у двомірному просторі ознак. Це стосується обертання класів та суміщення точок, що розташовуються на їх межах. У той час представлення тестових об'єктів в двомірному просторі за факторами дозволяє покращити їх візуалізацію за рахунок не тільки трансформування початкових показників, але і за рахунок обертання координат таким чином, щоб максимізувати середнє квадратичне відхилення, та проєкції значень на головну ось. Тому ми вважаємо, що найбільш доцільно є застосування саме трансформованих параметрів за допомогою методу головних компонент. Це дозволяє не тільки вирішити задачу вірної класифікації об'єктів за принципом мінімальної відстані до їх класів, але і встановити граничні межі, та визначити правила за якими нові об'єкти будуть класифікуватись.

Важливість визначення інформативних ознак може бути продемонстрована на рисунку 2.10 Коли ми враховуємо всі 12 показників для розрахунку 2-х факторів.

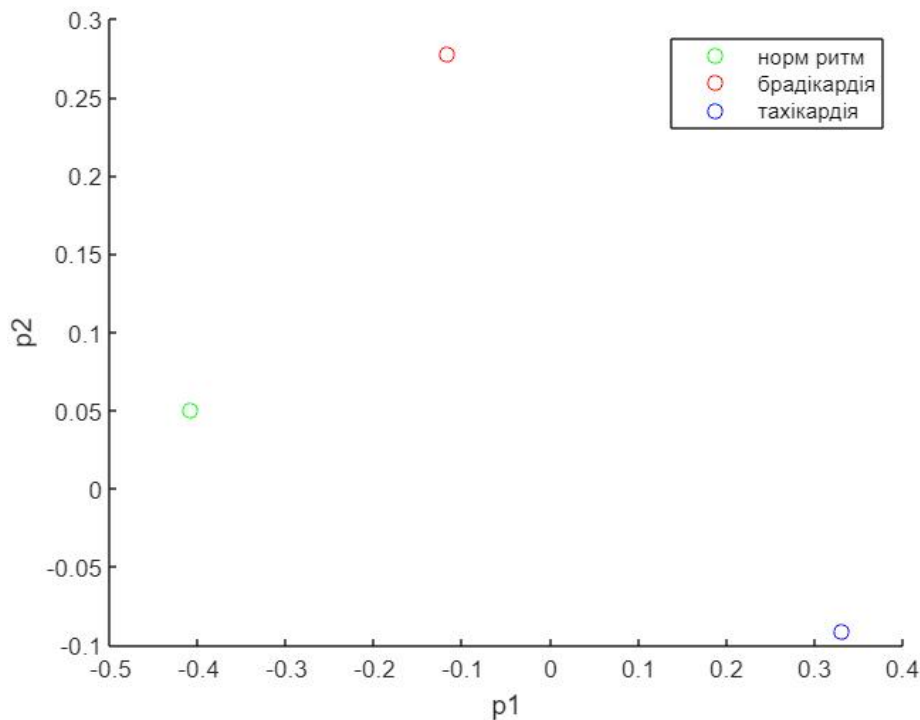


Рисунок 2.11 - Центроїди діагностичних класів у факторному просторі p1, p2

Як видно з рисунку 2.11 кожен з показників які ми застосували в методі головних компонент впливає на остаточний результат. Це може бути пов'язано з тим, що показник не є характерним для обраного типу аномалії, або наявності в середині 15-ти сек інтервалу нормальних RR-інтервалів. Таким чином, при виборі комбінації показників слід враховувати розподіл класів у просторі ознак.

```

Y=[X(:,1) X(:,9)];

[coeff,score,latent,tsquared,explained] = pca(Y) ;

ind_1=find(class==1);

ind_2=find(class==2);

ind_3=find(class==3);

scatter(score(ind_1,1),score(ind_1,2),'g'),hold on
    
```

```
scatter(score(ind_2,1),score(ind_2,2),'r'),hold on,
scatter(score(ind_3,1),score(ind_3,2),'b'),hold off,
legend('норм ритм', 'брадикардія', 'тахікардія')
```

В приведеному коді повертається змінна `coeff`, яка містить коефіцієнти для розрахунку факторів та змінна `score`, яка відображає значення об'єктів у новому просторі ознак `p1`, `p2`.

```
% Ядра
centroid_N_var1 =mean(score(ind_1,1));
centroid_N_var9 =mean(score(ind_1,2));
centroid_B_var1 =mean(score(ind_2,1));
centroid_B_var9 =mean(score(ind_2,2));
centroid_V_var1 =mean(score(ind_3,1));
centroid_V_var9 =mean(score(ind_3,2));
```

В цьому коді проводимо розрахунок центрів для кожного з 3-х класів як середнє значення факторів всіх об'єктів, які увійшли в один із трьох класів. Результати розрахунку повертають такі значення:

Таблиця 2.2 - Нормативні значення центрів класів для факторів `p1` та `p2`

	Норма(N)	Тахікардія(V)	Брадикардія(SBR)
<code>p1</code>	-0.4081	0.3304	-0.1163
<code>p2</code>	0.0505	-0.0911	0.2775

Таким чином, нами запропонований метод, що дозволяє оцінювати 5-ти секундні інтервали за двома показниками, але для того щоб збільшити точність оцінювання, ми пропонуємо застосовувати метод головних компонент для конвертації, або трансформування оригінальних показників `X1`(середнє значення), `X9`(SD1/SD2), що дозволяє збільшити розрізнення класів у просторі за рахунок обертання факторів. Нами отримано такі

значення центрів класів, які показані в таблиці 2.2. Нами пропонується оцінювати кожний ультра-короткий інтервал через розрахунок показників і порівняння або притягування їх до центрів класів (таблиця..) за принципом мінімальної відстані. Для того щоб провести конвертацію, трансформацію оригінальних змінних, необхідно застосовувати визначенні коефіцієнти:

$$p1 = -0.0075X1 + 1X9$$

$$p2 = 1X1 + 0.0075X9$$

3. СТРУКТУРНАЯ СХЕМА

Детектуючі мобільні пристрої дозволяють реєструвати частоту серцевих скорочень у неперервному режимі (пристрої та їх точність).

Оскільки у нас не було можливості використовувати схожий гаджет для розробки мобільного додатка та перевірки його працездатності, ми симулювали дані, які повинні були б отримати від мобільного гаджета. У нас є файл записів ЕКГ тривалістю 30 хвилин, і ми підготували 15-секундні фрагменти, кожен з яких був записаний у файлі. Таким чином, ми симулюємо процес отримання ультракороткого інтервалу, відкриваючи файли, які містять 15-секундні фрагменти. Ці файли були нарізані за допомогою програми MATLAB, мають текстовий формат і під час розробки мобільного додатка були завантажені в середовище ANDROID.

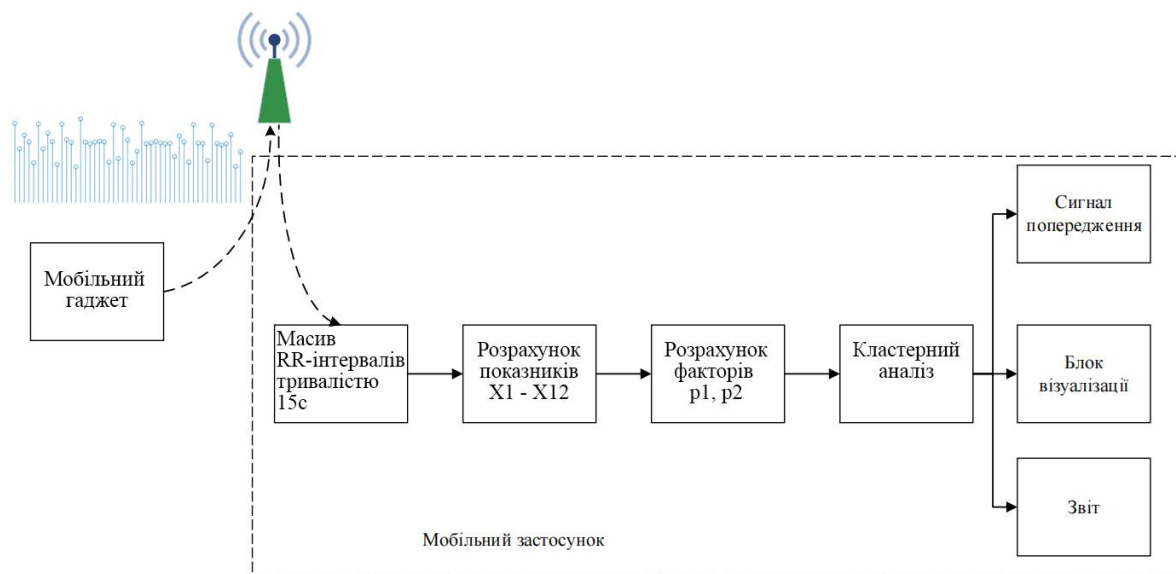


Рисунок 3.1 - Структурна схема системи

Масив RR-інтервалів тривалістю 15 секунд. Програма, яка отримує дані в неперервному режимі від мобільного гаджета, повинна включати таймер, який розраховує тривалість інтервалів протягом обмеженого часового

проміжку - 15 секунд. Оскільки у нас немає технічної можливості реалізувати це на існуючому пристрої, то для цього дослідження ми виконали це в середовищі MATLAB, зокрема, підготували фрагменти тривалістю 15 секунд.

Розрахунок показників $X_1 - X_{12}$. У () пункті (2-а глава) ми обґрунтували вибір показників, які, на наш погляд, слід використовувати для ультракоротких записів. До таких показників відносяться: (знову їх повторити). Вибір показників був обґрунтований у пункті () і базується на дослідженнях Автора [50]. Однак проведений у розділі 2 аналіз показує, що нам достатньо використовувати показники X_1 і X_9 , проте ми розраховуємо і зберігаємо всі інші показники з метою подальшої можливості розвитку додатка за умови, що буде накопичений відповідний дослідницький матеріал, який дозволить розширити функціональні можливості цього мобільного додатка з одного боку та, з іншого боку, дозволить додати більше функцій візуалізації (графіки, діаграми), які будуть використовувати ті показники, які ми не використовуємо у поточному аналізі. Це може бути $X_2, X_3, X_4, X_5 \dots X_n$. Іншими словами, ми робимо це з запасом на перспективу з тією метою, щоб можна було поліпшити існуючий мобільний додаток.

Розрахунок факторів p_1, p_2 . Он базируется на методе главных компонент и не смотря на то, что мы отобрали для анализа показатели X_1, X_9 мы не обрабатываем их непосредственно, мы их преобразовываем методом главных компонент таким образом, что бы перейти в новое пространство признаков p_1, p_2 (3.1). Для каждого 15-ти сек фрагмента происходит преобразование по этой формуле и мы дальше проводим весь последующий анализ уже в новом пространстве признаков, а именно факторов p_1 и p_2).

Отримані нові змінні p_1 і p_2 використовуються в блоку кластерного аналізу, в якому здійснюється розрахунок від поточного об'єкта до центру одного з трьох класів: норма, тахікардія і брадікардія. За формулою:

$$d = \sqrt{(p1_c - p1)^2 + (p2_c - p2)^2} \quad (3.1)$$

За принципом мінімальної відстані ми вже відносимо 15-секундний фрагмент до одного з трьох класів.

Сигнал попередження. За умови, що поточний 15-секундний фрагмент віднесений до одного з класів аномалій (тахі- чи брадікардія), відбувається сповіщення користувача про те, що протягом останніх 15 секунд було зафіксоване відхилення, і виводиться, яке саме (тахі- чи брадікардія).

Блок візуалізації. Він призначений для зображення скатерограми для обраного користувачем ультракороткого інтервалу і може відображати або поточні RR-інтервали, які були зафіксовані мобільним гаджетом, або скатерограму, побудовану для ультракороткого інтервалу з вказівкою параметрів, за допомогою яких його можна оцінити (SD1, SD2, SD1/SD2, S).

Звіт містить розрахунок всіх показників X1-X12 та оцінку кожного ультракороткого інтервалу на наявність аномалій; кожний інтервал буде відзначений як нормальний або не нормальний.

Оскільки ми не мали можливості провести повноцінні дослідження або числові експерименти для запропонованого нами методу аналізу ультракоротких інтервалів, як ми б хотіли, ми встановили граничні значення для центроїдів класів, які, на наш погляд, в першу чергу, для обсягу даних, які ми обробили, надають дуже високий результат точності класифікації ультракоротких інтервалів: 491 - норма, 650 - тахікардія, 124 - брадікардія. Загалом було досліджено 1265 ультракоротких інтервалів, але на наш погляд цього недостатньо для того, щоб стверджувати, що запропоновані нами координати центроїдів є остаточними. Потрібно провести більше досліджень і уточнень, але навіть на тих даних, які у нас є, результат вже демонструє свою перспективність та викликає довіру.

4. МОБІЛЬНИЙ ДОДАТОК

Мобільний застосунок розроблено в програмному середовищі ANDROID STUDIO 2023.

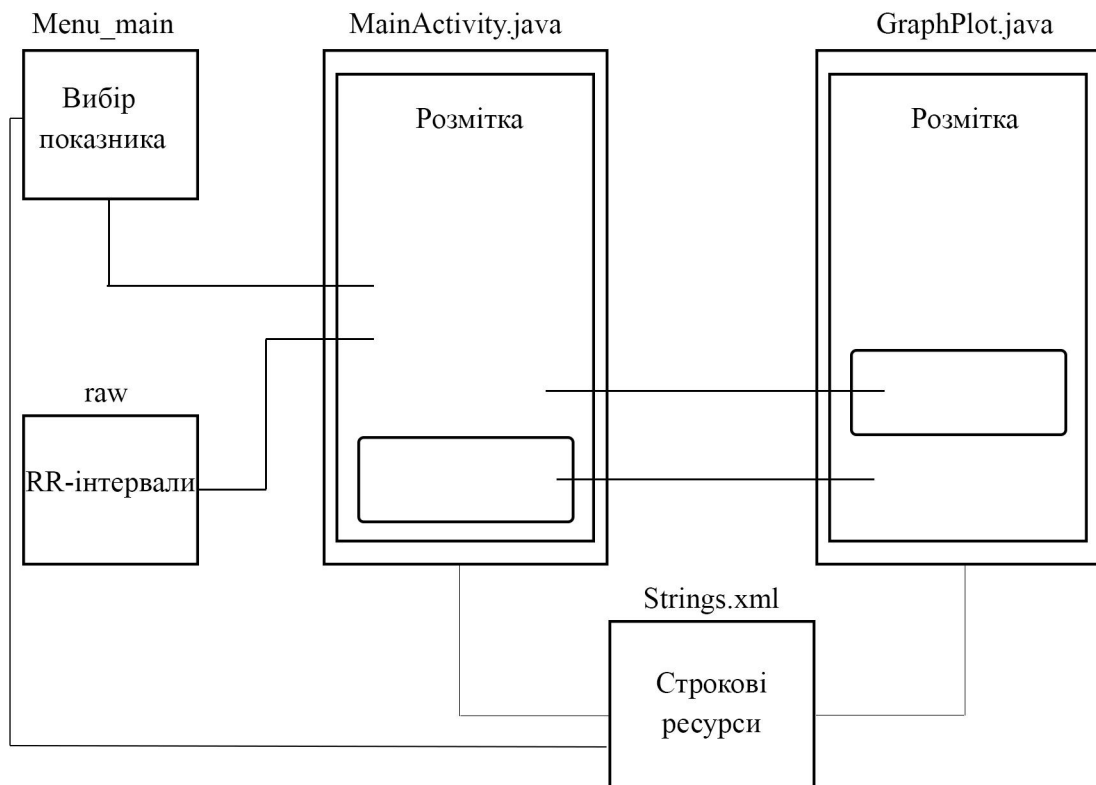


Рисунок 4.1 - Структура мобільного додатку

4.1 Строкові ресурси (strings.xml)

Основна його мета - визначення рядків, які використовуються для текстових ресурсів у користувацькому інтерфейсі додатка.

```
<resources>
  <string name="app_name">aTestRemove</string> <!-- Назва додатка -->
  <string name="button_open_file">open file</string>
  ...
  <string name="checkB_entropy_deltaRR">delta RR entropy</string>
  <!--menu_main-->
```

```
<string name="file_N1">open Norma_1</string>
...
<string name="file_T4">open Tachy_4</string>

<!--buttons-->
<string name="button_Graph">Plot graphs</string>
<string name="button_Back">Back</string>
<string name="button_analysis">Analyze</string>
</resources>
```

Оглядемо ключові елементи цього коду:

Назва застосунка і тексти для кнопок та розділів: Визначають текстові ресурси для різних елементів інтерфейсу, таких як кнопки ("open file", "Plot graphs", "Analyze") та розділи ("Ultra short data set (RR-intervals)", "Calculated parameters").

Параметри аналізу: Визначають параметри для аналізу, такі як середнє значення ("Mean"), стандартне відхилення ("STD"), коефіцієнт варіації ("Variation coefficient") та інші.

Назви файлів для відкриття: Визначають текстові ресурси для кнопок, які відповідають за відкриття різних файлів ("open Norma_1", "open Brady_2", тощо).

Заголовки графіків: Визначають текстові ресурси для назв графіків ("RR entropy", "delta RR entropy", тощо).

Цей код допомагає централізовано управляти текстовим вмістом додатка, забезпечуючи легкість змін та локалізації. Усі рядки мають унікальні ідентифікатори (name), які використовуються для посилань на ці тексти в коді додатка.

4.2 Головне меню (menu_main.xml)

Цей код, представляє собою меню з 12 елементів, кожен з яких має ідентифікатор і текстовий заголовок, які можуть використовуватися для вибору файлів. Цей файл використовується у додатку для вибору конкретного файлу, пов'язаного з кожним із зазначених ідентифікаторів.

```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<menu xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android">
  <item
    android:id="@+id/file_N1"
    android:title="@string/file_N1" />
  <item
    android:id="@+id/file_N2"
    android:title="@string/file_N2" />
  <item
    ...
  <item
    android:id="@+id/file_T4"
    android:title="@string/file_T4" />
</menu>
```

<item>: Кожен **<item>** представляє собою елемент меню. У цьому випадку є 12 елементів.

android:id: Унікальний ідентифікатор для кожного елемента. Використовується для ідентифікації елемента в коді додатка.

android:title: Текстовий рядок, який визначає назву або мітку для елемента меню. Здебільшого ці значення звертаються до ресурсів за допомогою **@string/...**, що дозволяє використовувати локалізовані рядки.

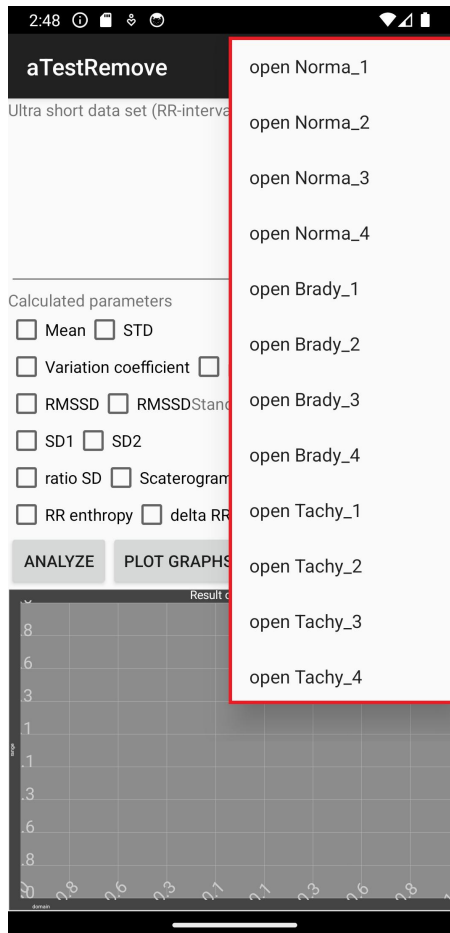


Рисунок 4. - Вигляд меню у застосунку

4.3 Розмітка головної активності (activity_main.xml)

```

<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<LinearLayout xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android"
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="match_parent"
    xmlns:app="http://schemas.android.com/apk/res-auto"
    android:orientation="vertical">

    <TextView
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:text="@string/title_RR"/>

    <EditText
        android:id="@+id/file_context"
        android:layout_width="match_parent"
        android:layout_height="wrap_content"

```

```

        android:scrollbars="vertical"
        android:inputType="textMultiLine"
        android:gravity="top"
        android:layout_marginTop="16dp"
        android:lines="5"/>
    <!-- Добавляем чекбоксы и поля для вывода результатов -->
<!-- Аналогичные блоки для інших показників -->
    <LinearLayout
        android:layout_width="match_parent"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:orientation="horizontal">
        <CheckBox
            android:id="@+id/checkBoxMean"
            android:onClick="calculateStatistics"
            android:layout_width="wrap_content"
            android:layout_height="wrap_content"
            android:text="@string/checkB_Mean" />
        <TextView
            android:id="@+id/textViewMean"
            android:layout_width="wrap_content"
            android:layout_height="wrap_content" />
        <CheckBox
            ...
        <TextView
            ...
    </LinearLayout>
<!--Line2-->
<LinearLayout
    <!-- Аналогичные блоки для інших показників -->

```

Цей фрагмент представляє групу **CheckBox** та **TextView** для показників **"Variation coefficient" (V)**. Якщо додаток має багато показників, цей блок буде дублюватися для кожного з них.

Відображення та оформлення двовимірних графіків:

```

<com.androidplot.xy.XYPlot
    android:id="@+id/res_analysis"
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="0dp"
    android:layout_weight="1"
    app:domainTitle="domain"
    app:lineLabelRotationBottom="-45"
    app:lineLabels="left|bottom"
    app:rangeTitle="range"
    app:title="Result of analysis" />

```

`com.androidplot.xy.XYPlot`: Це елемент графіку, який належить пакету `com.androidplot.xy`. Використовується для відображення двовимірного графіку, де дані представлені на площині з допомогою двох координат (X та Y).

`android:id="@+id/res_analysis"`: Унікальний ідентифікатор для цього елемента. Використовується для посилання на цей графік з коду додатка.

`android:layout_width="match_parent"` та `android:layout_height="0dp"`: Визначає ширину і висоту графіку. Ширина встановлюється в повний розмір батьківського контейнера, а висота встановлюється в 0dp з огляду на використання ваги в лінійному контейнері.

`android:layout_weight="1"`: Вага елемента у ваговій лінійці. В даному випадку, якщо інші елементи вагового контейнера також мають вагу 1, то екран буде поділений рівномірно між ними.

`app:domainTitle="domain"`: Заголовок для вісі X (домен).

`app:lineLabelRotationBottom="-45"`: Обертання міток на осі X униз на 45 градусів.

`app:lineLabels="left|bottom"`: Вказує, де розміщувати мітки по обох осях. У цьому випадку, мітки будуть розміщені зліва та знизу.

`app:rangeTitle="range"`: Заголовок для вісі Y (діапазон).

`app:title="Result of analysis"`: Загальний заголовок графіку.

Отже, цей код визначає елемент графіку `XYPlot` з певними налаштуваннями для відображення та оформлення двовимірних графіків.

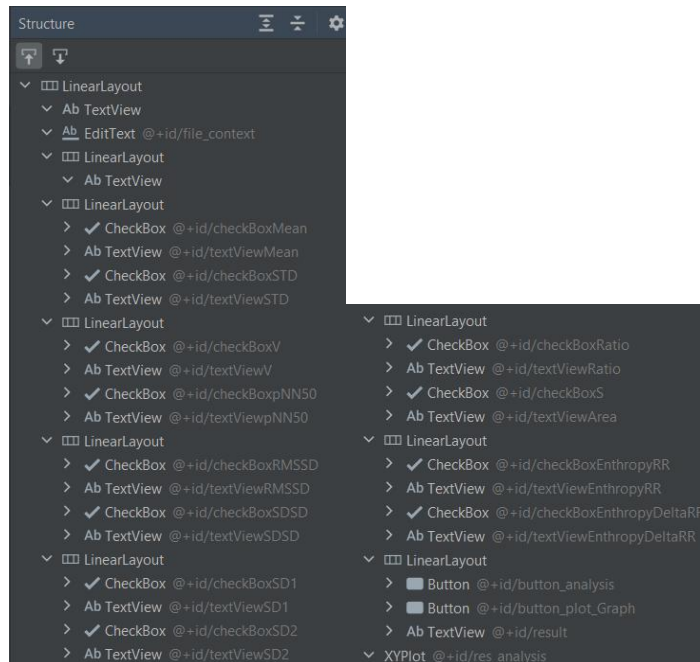


Рисунок 4.2 - Дані визначених показників

4.4 Папка зовнішніх ресурсів

У цю папку входить 4-ри текстових файла для норми, 4- для тахікардії, і 4- для брахікардії. Усі вони ультракороткі записи по 15-секунд.

Вибір файлу відбувається контекстно по натисненню на меню.

```
public void openFile(String fileName) {
    readFile(fileName);
}
```

Цей метод викликає інший метод **readFile** із передачею параметра **fileName**. Зовнішній код, який потребує відкриття файлу, викликатиме саме цей метод.

Метод для читання файлів:

```
private void readFile(String fileName) {
    try {
        // Отримуємо InputStream для файла в папці raw з використанням
        // переданого імені файла
        int fileId = getResources().getIdentifier(fileName, "raw",
            getPackageName());
        InputStream inputStream = getResources().openRawResource(fileId);

        // Створюємо InputStreamReader з вказівкою кодування UTF-8
```

```

        InputStreamReader inputStreamReader = new
InputStreamReader(inputStream, "UTF-8");

        // BufferedReader тепер використовуєе InputStreamReader
        BufferedReader bufferedReader = new BufferedReader(inputStreamReader);

        StringBuilder stringBuilder = new StringBuilder();
        String line;

        // Читаємо файл рядково
        while ((line = bufferedReader.readLine()) != null) {

            // Забираємо символ нового рядка та додаємо кожне число у рядок
            stringBuilder.append(line.trim()).append("\n");
        }

        // Закриваємо потоки
        inputStream.close();
        inputStreamReader.close();
        bufferedReader.close();

        // Привласнюємо вміст файлу змінної fileContent
        String fileContent = stringBuilder.toString().trim();

        // Перевіряємо, чи не є рядок порожнім
        if (TextUtils.isEmpty(fileContent)) {
            Log.e("ReadFile", "File content is empty.");
            return;
        }
        // Розділяємо рядки за символом нового рядка
        String[] numberStrings = fileContent.split("\\r?\\n");

        // Перевіряємо, чи є числа в масиві
        if (numberStrings.length == 0) {
            Log.e("ReadFile", "No numbers found in the file.");
            return;
        }
        // Створюємо масив для зберігання чисел
        numbers = new double[numberStrings.length];

        // Заповнюємо масив числами
        for (int i = 0; i < numberStrings.length; i++) {
            try {
                numbers[i] = Double.parseDouble(numberStrings[i]);
            } catch (NumberFormatException e) {
                Log.e("ReadFile", "Error parsing number: " +
numberStrings[i]);
                e.printStackTrace();
            }
        }
    }
}

```

```
    }
}
// Виводимо вміст файлу в EditText
mEditText.setText(fileContent);
calculateDeltaRR();
Log.d("ReadFile", "File content loaded successfully.");
} catch (Exception e) {
    e.printStackTrace();
    Log.e("ReadFile", "Error reading file: " + e.getMessage());
}
}
```

Цей метод використовується для фактичного читання вмісту файлу. Основні кроки, які реалізовані в цьому методі:

- Отримання **InputStream** для файлу в папці **raw** за допомогою переданого імені файлу.
- Створення **InputStreamReader** з вказівкою кодування UTF-8.
- Використання **BufferedReader** для читання файлу по рядках.
- Збір рядків у **StringBuilder**.
- Закриття потоків.
- Перевірка, чи не є зчитаний вміст порожнім.
- Розділення рядків по символу нового рядка.
- Парсинг чисел та їх збереження в масив **numbers**.
- Виведення змісту файлу в **EditText**.
- Виклик методу **calculateDeltaRR()** та виведення повідомлення про успішне завантаження.

Цей код виконує завдання зчитування файлу, обробки числових даних та виведення їх на екран.

4.5 Main Activity.java

"MainActivity" - клас, що визначає основну активність додатка для платформи Android. Цей клас виступає в ролі стартової активності, що

автоматично викликається при запуску додатка. Основні завдання та функції MainActivity описуються наступним чином:

Створення інтерфейсу користувача: MainActivity відповідає за визначення розмітки екрану, кнопок, текстових полів та інших елементів інтерфейсу користувача.

Логіка програми: Клас реалізує логіку додатка, включаючи обробку подій, розрахунки та взаємодію з іншими компонентами програми.

Управління життєвим циклом: MainActivity відповідає за обробку різних станів активності, таких як старт, призупинення, відновлення та завершення.

Ініціалізація додатка: Клас встановлює початкові значення та здійснює підключення до служб, які можуть бути необхідними для нормальної роботи додатка.

Підключення розмітки:

```
package com.example.projectgraf;
public class MainActivity extends AppCompatActivity {
    private double[] numbers;
    private double[] deltaRR;
    private EditText mEditText;
    private CheckBox checkBoxMean;
    ...
    private CheckBox checkBoxEntropyDeltaRR;
    private TextView textMean;
    ...
    private TextView textEntropyDeltaRR; y
    private XYPlot mPlot;
    private TextView result;
```

Цей блок коду визначає структуру та елементи головної активності додатка, включаючи змінні для зберігання даних, елементи інтерфейсу користувача та об'єкти для відображення графіків.

```
@Override
protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
    super.onCreate(savedInstanceState);
    setContentView(R.layout.activity_main);
```

```

mEditText = findViewById(R.id. file_context);
checkBoxMean = findViewById(R.id. checkBoxMean);
...
checkBoxEntropyDeltaRR=findViewById(R.id. checkBoxEntropyDeltaRR);
textViewMean = findViewById(R.id. textViewMean);
...
textViewEntropyDeltaRR=findViewById(R.id. textViewEntropyDeltaRR);
mPlot = findViewById(R.id. res_analysis);
result=findViewById(R.id. result);
}

```

Загалом, метод **onCreate** встановлює взаємодію з різними елементами інтерфейсу та графічним елементом для подальшої роботи з ними під час використання додатка.

Головне меню:

```

public boolean onCreateOptionsMenu(Menu menu) {
    MenuInflater inflater = getMenuInflater();
    inflater.inflate(R.menu. menu_main, menu);
    return super.onCreateOptionsMenu(menu);
}

```

Метод **onCreateOptionsMenu** використовує ресурс `menu_main` для створення меню в активності додатка.

Ініціалізація змінних:

```

public boolean onOptionsItemSelected(@NonNull MenuItem item) {
    int itemId = item.getItemId();

    if (itemId == R.id. file_N1) {
        openFile("normal");
        return true;
        ...
    } else if (itemId == R.id. file_T4) {
        openFile("tachy4");
        return true;
    }

    return super.onOptionsItemSelected(item);
}

```

Отже, метод **onOptionsItemSelected** визначає, який саме файл потрібно відкрити в залежності від вибраного елемента меню.

Розрахунок показників та відображення:

```
public void calculateStatistics(View view) {
    if (numbers != null && numbers.length > 0) {
        double mean = calculateMean();
        double std = calculateSTD();

        if (checkBoxMean.isChecked()) {
            // Відображаємо середнє значення
            textMean.setText(String.format(" : %.2f", mean));
        }

        if (checkBoxSTD.isChecked()) {
            // Відображаємо стандартне відхилення
            textSTD.setText(String.format(" : %.2f", std));
        }

        if (checkBoxV.isChecked()) {
            // v
            textV.setText(String.format(" : %.2f", std/mean));
        }

        if (checkBoxpNN50.isChecked()) {
            // pNN50
            int k=0;
            for (int i = 0; i < deltaRR.length; i++) {
                if (deltaRR[i]>=50) {
                    k++;
                }
            }
            double pNN50=k/numbers.length*100;
            textpNN50.setText(String.format(" : %.2f", pNN50));
        }

        if (checkBoxRMSSD.isChecked()) {
            // RMSSD
            double sumDeltaRR = 0;
            for (int i = 0; i < deltaRR.length; i++) {
                sumDeltaRR = sumDeltaRR + Math.pow(deltaRR[i],2);
            }
            double rMSSD=Math.sqrt(sumDeltaRR/deltaRR.length);
            textRMSSD.setText(String.format(" : %.2f", rMSSD));
        }

        if (checkBoxSDSD.isChecked()) {
            // SDSA
            textSDSD.setText(String.format(" : %.2f", calculateSD(deltaRR)));
        }
    }
}
```

```

    }
    if (checkBoxEntropyRR.isChecked()) {
        // entropyRR
        textEntropyRR.setText(String.format(" : %.2f", calculateEntropy(numbers)));
    }
    if (checkBoxEntropyRR.isChecked()) {
        // entropyDelatRR
        textEntropyDeltaRR.setText(String.format(" : %.2f",
calculateEntropy(deltaRR)));
    }
    if (checkBoxSD1.isChecked()) {
        // SD1
        textSD1.setText(String.format(" : %.2f", calculateSD(calculateX1(numbers))));
    }
    if (checkBoxSD2.isChecked()) {
        // SD1
        textSD2.setText(String.format(" : %.2f", calculateSD(calculateX2(numbers))));
    }
    if (checkBoxRatio.isChecked()) {
        // rat_SD
        textRatio.setText(String.format(" : %.2f",
calculateSD(calculateX1(numbers))/calculateSD(calculateX2(numbers))));
    }
    if (checkBoxS.isChecked()) {
        // rat_SD
        double
S=calculateSD(calculateX1(numbers))*calculateSD(calculateX2(numbers))*3.14;
        textS.setText(String.format(" : %.2f", S));
    } else {
        Toast.makeText(this, "No data available for calculations",
Toast.LENGTH_SHORT).show();
    }
}
}

```

Основні кроки методу **calculateStatistics**:

1. Перевірка, чи існують числа для обчислення та чи має масив хоча б один елемент.
2. Обчислення середнього значення (**mean**) та стандартного відхилення (**std**) за допомогою відповідних методів.
3. Виведення обраних статистичних показників у відповідні **TextView** на екрані, якщо відповідні прапорці (**CheckBox**) увімкнені.

4. Обчислення та виведення інших показників, таких як:

- Коефіцієнт варіації (**V**).
- Кількість пар RR-інтервалів, для яких **deltaRR** більше 50 мс, та обчислення **pNN50**.
- Квадратний корінь з середнього квадрату **deltaRR** для обчислення **RMSSD**.
- Стандартне відхилення між сусідніми RR-інтервалами (**SDSD**).
- Ентропія для RR-інтервалів (**entropyRR** та **entropyDeltaRR**).
- Стандартне відхилення для окремих компонент X1 та X2.
- Співвідношення стандартного відхилення X1 до X2 (**rat_SD**).
- Площа скатерограми (**S**).

5. Виведення повідомлення про відсутність даних для обчислень у випадку, якщо не вибрано жодного статистичного показника.

Розрахунок p1, p2:

```
private double calculateEntropy(double[] data) {
    if (data == null || data.length == 0) {
        // Обработка случая, когда данные отсутствуют
        return 0.0;
    }
    // Вычисление частоты появления каждого уникального элемента в массиве
    int[] counts = new int[data.length];
    for (int i = 0; i < data.length; i++) {
        counts[i] = 1;
        for (int j = i + 1; j < data.length; j++) {
            if (data[i] == data[j]) {
                counts[i]++;
                // Зануляем повторяющиеся элементы, чтобы избежать их
                // повторного подсчета
                data[j] = Double.NaN;
            }
        }
    }
    // Вычисление вероятности для каждого уникального элемента
    double[] probabilities = new double[counts.length];
    for (int i = 0; i < counts.length; i++) {
        probabilities[i] = (double) counts[i] / data.length;
    }
    // Вычисление энтропии
    double entropy = 0.0;
```

```

for (double probability : probabilities) {
    if (!Double.isNaN(probability) && probability > 0) {
        entropy -= probability * Math.Log(probability);
    }
}
return entropy / Math.Log(2); // Приведение к основанию 2
}

```

Метод **calculateEntropy** реалізує алгоритм обчислення ентропії для заданого набору числових даних, що може бути використаний для оцінки невизначеності чи розмаїтості цих даних.

```

private double calculateMean() {
    double sum = 0;
    for (double number : numbers) {
        sum += number;
    }
    return sum / numbers.length;
}

private double calculateSTD() {
    double mean = calculateMean();
    double sumSquaredDiff = 0;

    for (double number : numbers) {
        sumSquaredDiff += Math.pow(number - mean, 2);
    }

    return Math.sqrt(sumSquaredDiff / numbers.length);
}

private void calculateDeltaRR() {
    if (numbers == null || numbers.length < 2) {
        // Обработка случая, когда данных недостаточно
        deltaRR = new double[0]; // или иной обработки
        return;
    }

    deltaRR = new double[numbers.length - 1];
    for (int i = 0; i < deltaRR.length; i++) {
        deltaRR[i] = Math.abs(numbers[i] - numbers[i + 1]);
    }
}

private double[] calculateX1(double[] rr) {

```

```

    if (numbers == null || numbers.length < 2) {
        // Обработка случая, когда данных недостаточно
        return new double[0];
    }

    int length = numbers.length - 1;
    double[] x1 = new double[length];

    for (int i = 0; i < length; i++) {
        x1[i] = numbers[i] - numbers[i + 1] / Math.sqrt(2.0);
    }

    return x1;
}

private double[] calculateX2(double[] rr) {
    if (numbers == null || numbers.length < 2) {
        // Обработка случая, когда данных недостаточно
        return new double[0];
    }

    int length = numbers.length - 1;
    double[] x2 = new double[length];

    for (int i = 0; i < length; i++) {
        x2[i] = numbers[i] + numbers[i + 1] / Math.sqrt(2.0);
    }

    return x2;
}

private double calculateSD(double[] x) {
    if (x == null || x.length == 0) {
        // Обработка случая, когда данных недостаточно
        return 0.0;
    }

    // Рассчитываем среднее значение
    double sum = 0.0;
    for (double value : x) {
        sum += value;
    }
    double mean = sum / x.length;

    // Рассчитываем сумму квадратов разностей
    double sumSquares = 0.0;
    for (double value : x) {
        double diff = value - mean;
        sumSquares += diff * diff;
    }
}

```

```
}  
  
// Рассчитываем стандартное отклонение  
return Math.sqrt(sumSquares / (x.length - 1));  
}
```

Цей код містить кілька методів для обчислення статистичних параметрів та перетворень даних. Давайте розглянемо кожен метод окремо:

calculateMean(): Цей метод обчислює середнє арифметичне для заданого масиву чисел. Він просто сумує всі числа та ділить суму на кількість чисел у масиві, повертаючи результат.

calculateSTD(): Цей метод обчислює стандартне відхилення для заданого масиву чисел. Він використовує попередньо обчислене середнє арифметичне та суму квадратів різниць між кожним числом та середнім значенням. Після цього обчислює корінь квадратний від отриманої суми.

calculateDeltaRR(): Цей метод обчислює різниці між сусідніми елементами у заданому масиві. Якщо масив має менше двох елементів, метод повертає пустий масив.

calculateX1() та **calculateX2():** Ці методи обчислюють нові масиви, використовуючи зазначені формули. Вони приймають масив RR та обчислюють відповідні значення за певними формулами.

calculateSD(): Цей метод обчислює стандартне відхилення для заданого масиву чисел. Він використовує формулу для обчислення стандартного відхилення, враховуючи середнє значення та кількість елементів.

Зображення p1, p2 на графіку, та аналіз за принципом мінімальної відстані:

```
public void plotGraph(View view) {  
    Intent intent = new Intent(MainActivity.this, GraphActivity.class);  
    intent.putExtra("arrayRR", numbers);  
    startActivity(intent);  
}  
  
public void analyzeRR(View view) {  
    double [][] coefficients = new double[][] {  
        {-0.0304914880394838, 0.999535026478381},  
        {0.999535026478381, 0.0304914880394838}  
    };  
}
```

```

        double p1 = coefficients[0][0] * (calculateMean()-0.8612) +
coefficients[0][1] *
(calculateSD(calculateX1(numbers))/calculateSD(calculateX2(numbers))-1.1235);
        double p2 = coefficients[1][0] * (calculateMean()-0.8612) +
coefficients[1][1] *
(calculateSD(calculateX1(numbers))/calculateSD(calculateX2(numbers))-1.1235);
        // Очистка графіка перед додаванням нових даних
        mPlot.clear();

        // Створення серії точок
        XYSeries series = new SimpleXYSeries(Arrays.asList(new Number[]{1,
2}), Arrays.asList(new Number[]{p1, p2}), "Point");

        // Створення форматтера для точок (колір і стиль)
        LineAndPointFormatter formatter = new LineAndPointFormatter(Color.RED,
null, null, null);

        // Додавання серії точок на графік з використанням форматтера
        mPlot.addSeries(series, formatter);

        // Додавання точки центра класа тахікардії
        double centerClassX_Tachycardia = 0.366977010785764;
        double centerClassY_Tachycardia = -0.160828644338611;
        XYSeries centerClassSeries_Tachycardia = new
SimpleXYSeries(Arrays.asList(new Number[]{centerClassX_Tachycardia}),
Arrays.asList(new Number[]{centerClassY_Tachycardia}), "Tachycardia Center");
        LineAndPointFormatter centerClassFormatter_Tachycardia = new
LineAndPointFormatter(Color.GREEN, null, null, null);
        mPlot.addSeries(centerClassSeries_Tachycardia,
centerClassFormatter_Tachycardia);

        // Додавання точки центра класа брадікардії
        double centerClassX_Bradycardia = -0.088082511440150;
        double centerClassY_Bradycardia = 0.197367815998429;
        XYSeries centerClassSeries_Bradycardia = new
...
centerClassFormatter_Bradycardia);

        // Додавання точки центра класа норми
        double centerClassX_Normal = -0.374590427531266;
        double centerClassY_Normal = -0.036312478816556;
        XYSeries centerClassSeries_Normal = new
...
centerClassFormatter_Normal);

        // Перерисовка графіка
        mPlot.redraw();
        //result

```

```

    double d_N=Math.sqrt(Math.pow((p1-
centerClassX_Normal),2)+Math.pow((p2-centerClassY_Normal),2));
    ...
    String resultClass;
    if (minDistance == d_N) {
        resultClass = "Norma";
    } else if (minDistance == d_T) {
        resultClass = "Tachycardia";
    } else {
        resultClass = "Bradycardia";
    }
    result.setText(resultClass);
}
}

```

plotGraph реалізує функціонал для аналізу і відображення результатів на графіку.

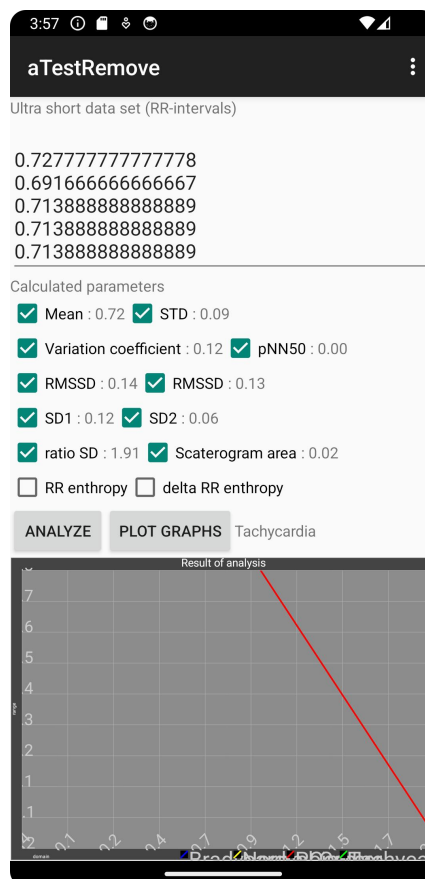


Рисунок 4.3 - Відображення результатів аналізу

Graph Activity:

```
public class GraphActivity extends AppCompatActivity {
    private XYPlot mPlot;
    private XYPlot mRRPlot;
    private double[] numbers; // Глобальний масив для зберігання чисел
    @Override
    protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
        super.onCreate(savedInstanceState);
        setContentView(R.layout.activity_graph);
        // Вилучаємо масив
        numbers = getIntent().getDoubleArrayExtra("arrayRR");
        mPlot = findViewById(R.id.plot);
        mRRPlot = findViewById(R.id.plotRR);
        plotGraph();
        plotRR();
    }
    public void plotGraph() {
        // Графік
        if (numbers != null && numbers.length > 1) {
            // Перелік точок для графіку
            List<Number> xNumbers = new ArrayList<>();
            List<Number> yNumbers = new ArrayList<>();
            // Присвоюємо точкам значення
            for (int i = 0; i < numbers.length - 1; i++) {
                xNumbers.add(numbers[i]);
                yNumbers.add(numbers[i + 1]);
            }
            // Створення серії точок
            XYSeries series = new SimpleXYSeries(xNumbers, yNumbers, "Graph");
            // Форматування графіку
            LineAndPointFormatter pointFormatter = new LineAndPointFormatter(
                null, Color.GREEN, null, null);
            // Очищуємо попередній графік
            mPlot.clear();
            // додаємо серію точок з урахуванням форматування
            mPlot.addSeries(series, pointFormatter);
            mPlot.setTitle("RR-intervals");
            // Оновлюємо графік
            mPlot.redraw();
        } else {
            Toast.makeText(this, "Not enough data to plot the graph",
                Toast.LENGTH_SHORT).show();
        }
    }
    public void plotRR() {
        // Графік
        if (numbers != null && numbers.length > 0) {
            // Перелік точок для графіку
```

```

List<Number> xNumbers = new ArrayList<>();
List<Number> yNumbers = new ArrayList<>();
// Присвоюємо точкам значення
for (int i = 0; i < numbers.length; i++) {
    xNumbers.add(i, i); // Використовуйте i як номер по осі x
    yNumbers.add(numbers[i]); // Значення по осі y
}
// Створення серії точок
XYSeries series = new SimpleXYSeries(xNumbers, yNumbers, "Bar
Chart");
// Форматування графіку для стовпчатої діаграми
BarFormatter barFormatter = new BarFormatter(Color.RED,
Color.GREEN);
// Очищуємо попередній графік
mRRPlot.clear();
// Додаємо серію точок з урахуванням форматування
mRRPlot.addSeries(series, barFormatter);
mRRPlot.setTitle("Scaterogram");
// Оновлюємо графік
mRRPlot.redraw();
} else {
    Toast.makeText(this, "Not enough data to plot the graph",
Toast.LENGTH_SHORT).show();
}
}
}

```

Основні етапи виконання коду:

У методі onCreate встановлюється макет R.layout.activity_graph для активності. Здійснюється отримання масиву чисел (numbers) з інтента. У методі plotGraph перевіряється наявність даних та їх кількість. Якщо дані доступні та є більше одного значення, то створюється серія точок для графіка. Задається форматування для ліній та точок графіка. Очищується попередній графік та додається нова серія точок. Графік оновлюється та виводиться на екран.

У методі plotRR аналогічний підхід, але дані використовуються для створення стовпчатої діаграми. Створюється серія точок для стовпчатої діаграми. Задається форматування для стовпців діаграми. Очищується попередній графік та додається нова серія точок. Графік оновлюється та виводиться на екран.

Загальна мета цього коду полягає в створенні графічного інтерфейсу для відображення аналізу RR-інтервалів у вигляді звичайного графіка та стовпчатої діаграми (рис. 4.4).

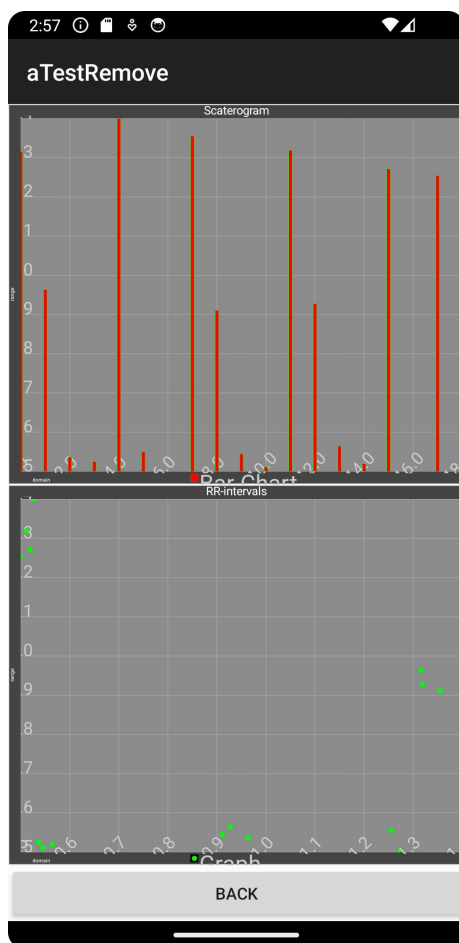


Рисунок 4.4 - Відображення аналізу RR-інтервалів у вигляді звичайного графіка та скатерограми

Також надається можливість повернутися до головної активності.

```
public void goBack(View view) {  
    Intent intent = new Intent(GraphActivity.this, MainActivity.class);  
    startActivity(intent);  
}
```

У методі `goBack` використовується `Intent` для переходу до `MainActivity` (попередньої активності).

ВИСНОВКИ

Було проведено технічно-медичне обґрунтування, вивчені фізіологічні особливості варіабельної серцевого ритму, та розглянуто вплив вегетативної нервової системи на регуляцію серцевого ритму. Виокремлена схема регуляції серцевого ритму та розглянуті фізіологічні механізми варіабельності серцевого ритму, що дозволило сформулювати основні завдання, необхідні для досягнення поставленої мети.

Проведено аналіз існуючих методів оцінки варіабельності серцевого ритму та вивчено їх вплив на функціональний стан. Це дозволило визначити методи, які можуть бути застосовані для вирішення поставленої в роботі задачі.

Виконано розрахунок основних показників варіабельності серцевого ритму на тестових кардіоінтервалах з нормальним та порушеним ритмом (24- та 48-годинні записи). Також нами розроблений скрипт у MATLAB для розрахунку інформаційної ваги відібраних показників.

Запропонований метод дозволяє розпізнавати ритм з порушеннями в режимі реального часу за результатами вимірювань протягом 15-секундних інтервалів.

Розроблено мобільний застосунок у середовищі Android Studio, який реалізує метод пошуку R-піків і проводить аналіз послідовностей RR-інтервалів кожні 15 секунд.

Результати роботи можуть бути використані при розробці портативних медичних девайсів для загального індивідуального моніторингу стану людини.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ

1. Reena, T., Kumar, R., Malik, S., Raj, T. Y., & Kumar, P. V. (2021f). Analysis of heart rate variability and implication of different factors on heart rate variability. *Current Cardiology Reviews*, 17(5). <https://doi.org/10.2174/1573403x16999201231203854>
2. Rajendra Acharya U., Paul Joseph K., Kannathal N., Lim C.M., Suri J.S. Heart rate variability: a review. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2006;44(12):1031–1051.
3. Karemaker, J. M. (2015b). How the vagus nerve produces beat-to-beat heart rate variability; experiments in rabbits to mimic in vivo vagal patterns. *Journal of Clinical and Translational Research*. <https://doi.org/10.18053/jctres.201503.005>
4. Keogh, A., Dorn, J. F., Walsh, L., Calvo, F., & Caulfield, B. (2020). Comparing the usability and acceptability of wearable sensors among older Irish adults in a Real-World context: Observational study. *Jmir Mhealth and Uhealth*, 8(4), e15704. <https://doi.org/10.2196/15704>
5. Тиш Є.В., Лупенко С.А. Математичне моделювання, методи аналізу та комп'ютерної імітації серцевого ритму при фізичних навантаженнях пацієнта / Є.В. Тиш, С.А. Лупенко. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2020. – 148 с. Heart rate variability. Standards of Measurement, Physiological interpretation and clinical use. // *Circulation*. 1996.V.93,P.1043-1065.
6. Shaffer1 F. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms / F. Shaffer1, J. Ginsberg. // *Front Public Health*. – 2017. – №5.
7. Інститут, Н. Т. У. У. ". П. (2013). Система оцінки станів кровообігу людини на основі лобового серцевого ритму. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/3975>

8. E. Miranda Dantas, M. Lima Sant'Anna, R. VarejãoAndréão, C. Pereira Gonçalves, E. AguiarMorra, M. PerimBaldo, S. Lamêgo Rodrigues and J. Geraldo Mill, "Spectral analysis of heart rate variability with the autoregressive method: What model order to choose?", *Computers in Biology and Medicine*, vol. 42, no. 2, pp. 164- 170, 2012.
9. Jovic A, Bogunovic N. Electrocardiogram analysis using a combination of statistical, geometric, and nonlinear heart rate variability features. *Artif Intell Med* (2011).
10. Lehrer PM. Biofeedback training to increase heart rate variability. In: Lehrer PM, Woolfolk RL, Sime WE, editors. , editors. *Principles and Practice of Stress Management*. New York, NY: The Guilford Press; (2007). p. 227–48.
11. Moody, G., & Mark, R. G. (2001). The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 20(3), 45–50. <https://doi.org/10.1109/51.932724>
12. MIT-BIH Arrhythmia Database V1.0.0. (2005, February 24). <https://physionet.org/content/mitdb/1.0.0/>
13. MIT-BIH Arrhythmia Database Directory (Introduction). (n.d.-b). <https://archive.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/intro.htm#symbols>
14. MIT-BIH Arrhythmia Database Directory (Tables). (n.d.). <https://archive.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/tables.htm>
15. LightWAVE 0.71. (n.d.). <https://physionet.org/lightwave/?db=mitdb/1.0.0>
16. ChuDuc, H., NguyenPhan, K., & NguyenViet, D. (2013). A Review of Heart Rate Variability and its Applications. *APCBEE Procedia*, 7, 80–85. <https://doi.org/10.1016/j.apcbee.2013.08.016>
17. Jarczok, M. N., Kleber, M. E., Koenig, J., Loerbroks, A., Herr, R. M., Hoffmann, K., Fischer, J. E., Benyamini, Y., & Thayer, J. F. (2015). Investigating the Associations of Self-Rated Health: Heart Rate Variability Is

More Strongly Associated than Inflammatory and Other Frequently Used Biomarkers in a Cross Sectional Occupational Sample. *PLOS ONE*, 10(2), e0117196. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0117196>

18. Young, H., & Benton, D. (2018). Heart-rate variability: a biomarker to study the influence of nutrition on physiological and psychological health? *Behavioural Pharmacology*, 29(2 and 3), 140–151. <https://doi.org/10.1097/fbp.0000000000000383>

19. Young, H., & Benton, D. (2015). We should be using nonlinear indices when relating heart-rate dynamics to cognition and mood. *Scientific Reports*, 5(1). <https://doi.org/10.1038/srep16619>

20. Fatisson, J., Oswald, V., & Lalonde, F. (2016). Influence Diagram of physiological and environmental factors affecting heart rate variability: An extended literature overview. *Heart International*, 11(1), heartint.500023. <https://doi.org/10.5301/heartint.5000232>

21. Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in Public Health*, 5. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>

22. Riese, H., Muñoz, L. M., Hartman, C. A., Ding, X., Su, S., Oldehinkel, A. J., Van Roon, A. M., Van Der Most, P. J., Lefrandt, J. D., Gansevoort, R. T., Van Der Harst, P., Verweij, N., Licht, C. M., Boomsma, D. I., Hottenga, J., Willemsen, G., Penninx, B. W. J. H., Nolte, I. M., De Geus, E. J. C., . . . Snieder, H. (2014). Identifying genetic variants for heart rate variability in the acetylcholine pathway. *PLOS ONE*, 9(11), e112476. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0112476>

23. Pumprla, J., Howorka, K., Groves, D. G., Chester, M. R., & Nolan, J. (2002). Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *International Journal of Cardiology*, 84(1), 1–14. [https://doi.org/10.1016/s0167-5273\(02\)00057-8](https://doi.org/10.1016/s0167-5273(02)00057-8)

24. Draghici, A. E., & Taylor, J. A. (2016). The physiological basis and measurement of heart rate variability in humans. *Journal of Physiological Anthropology*, 35(1). <https://doi.org/10.1186/s40101-016-0113-7>
25. Johnston, B. W., Barrett-Jolley, R., Krige, A., & Welters, I. (2019). Heart rate variability: Measurement and emerging use in critical care medicine. *Journal of the Intensive Care Society*, 21(2), 148–157. <https://doi.org/10.1177/1751143719853744>
26. Servant, D., Logier, R., Mouster, Y., & Goudemand, M. (2009). La variabilité de la fréquence cardiaque. *Intérêts en psychiatrie. L'Encéphale*, 35(5), 423–428. <https://doi.org/10.1016/j.encep.2008.06.016>
27. Warmerdam, G., Vullings, R., Van Laar, J. O. E. H., Van Der Hout–van Der Jagt, M. B., Bergmans, J., Schmitt, L., & Oei, S. (2018). Detection rate of fetal distress using contraction-dependent fetal heart rate variability analysis. *Physiological Measurement*, 39(2), 025008. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aaa925>
28. McCraty, R., & Shaffer, F. (2015). Heart rate variability: new perspectives on physiological mechanisms, assessment of self-regulatory capacity, and health risk. *Global Advances in Health and Medicine*, 4(1), 46–61. <https://doi.org/10.7453/gahmj.2014.073>
29. Dampney, R. (2016). Central neural control of the cardiovascular system: current perspectives. *Advances in Physiology Education*, 40(3), 283–296. <https://doi.org/10.1152/advan.00027.2016>
30. Silvani, A., Calandra-Buonaura, G., Dampney, R., & Cortelli, P. (2016). Brain–heart interactions: physiology and clinical implications. *Philosophical Transactions of the Royal Society A*, 374(2067), 20150181. <https://doi.org/10.1098/rsta.2015.0181>
31. De Looff, P., Cornet, L. J. M., Embregts, P., Nijman, H., & Didden, H. (2018). Associations of sympathetic and parasympathetic activity in job stress

and burnout: A systematic review. *PLOS ONE*, 13(10), e0205741.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205741>

32. Brack, K. E., Coote, J. H., & Ng, G. (2003). Interaction between direct sympathetic and vagus nerve stimulation on heart rate in the isolated rabbit heart. *Experimental Physiology*, 89(1), 128–139.
<https://doi.org/10.1113/expphysiol.2003.002654>

33. Ma, P., Li, T., Ji, F., Wang, H., & Pang, J. (2015). Effect of GABA on blood pressure and blood dynamics of anesthetic rats. *PubMed*, 8(8), 14296–14302. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26550413>

34. Bentzen, B. H., & Grunnet, M. (2011). Central and Peripheral GABAAR Receptor Regulation of the Heart Rate Depends on the Conscious State of the Animal. *Advances in Pharmacological Sciences*, 2011, 1–10.
<https://doi.org/10.1155/2011/578273>

35. Litscher, G., He, W., Yi, S., & Wang, L. (2014). Heart rate variability and complementary medicine. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine*, 2014, 1–2. <https://doi.org/10.1155/2014/395485>

36. Young, H., & Benton, D. (2018b). Heart-rate variability: a biomarker to study the influence of nutrition on physiological and psychological health? *Behavioural Pharmacology*, 29(2 and 3), 140–151.
<https://doi.org/10.1097/fbp.0000000000000383>

37. Bai, X., Li, J., Zhou, L., & Li, X. (2009). Influence of the menstrual cycle on nonlinear properties of heart rate variability in young women. *American Journal of Physiology-heart and Circulatory Physiology*, 297(2), H765–H774. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.01283.2008>

38. Li, K., Rüdiger, H., & Ziemssen, T. (2019). Spectral analysis of heart rate variability: Time window matters. *Frontiers in Neurology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00545>

39. Hayano, J., & Yuda, E. (2019). Pitfalls of assessment of autonomic function by heart rate variability. *Journal of Physiological Anthropology*, 38(1). <https://doi.org/10.1186/s40101-019-0193-2>
40. Ryan, M. L., Thorson, C. M., Otero, C. A., Vu, T., & Proctor, K. G. (2011). Clinical applications of heart rate variability in the triage and assessment of traumatically injured patients. *Anesthesiology Research and Practice*, 2011, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2011/416590>
41. Lippman, N., Steín, K. M., & Lerman, B. B. (1994). Comparison of methods for removal of ectopy in measurement of heart rate variability. *American Journal of Physiology-heart and Circulatory Physiology*, 267(1), H411–H418. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.1994.267.1.h411>
42. Järvelin-Pasanen, S., Sinikallio, S., & Tarvainen, M. P. (2018). Heart rate variability and occupational stress—systematic review. *Industrial Health*, 56(6), 500–511. <https://doi.org/10.2486/indhealth.2017-0190>
43. Bailón, R., Sörnmo, L., & Laguna, P. (2006). A robust method for ECG-Based estimation of the respiratory frequency during stress testing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(7), 1273–1285. <https://doi.org/10.1109/tbme.2006.871888>
44. O'Brien, C., & Heneghan, C. (2007). A comparison of algorithms for estimation of a respiratory signal from the surface electrocardiogram. *Computers in Biology and Medicine*, 37(3), 305–314. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2006.02.002>
45. Beckers F, Verheyden B, Aubert AE. Aging and nonlinear heart rate control in a healthy population. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* (2006) 290:H2560–70. [10.1152/ajpheart.00903.2005](https://doi.org/10.1152/ajpheart.00903.2005).
46. Kuusela T. Methodological aspects of heart rate variability analysis. In: Kamath MV, Watanabe MA, Upton ARM, editors. , editors. *Heart Rate Variability (HRV) Signal Analysis*. Boca Raton, FL: CRC Press; (2013). p. 9–42.

47. Stein PK, Reddy A. Non-linear heart rate variability and risk stratification in cardiovascular disease. *Indian Pacing Electrophysiol J* (2005) 5:210–20.
48. Penttillä J, Helminen A, Jarti T, Kuusela T, Huikuri HV, Tulppo MP, et al. Time domain, geometrical and frequency domain analysis of cardiac vagal outflow: effects of various respiratory patterns. *Clin Phys* (2001).
49. Orini, M., Van Duijvenboden, S., Young, W. J., Ramírez, J., Jones, A. R., Hughes, A. D., Tinker, A., Munroe, P. B., & Lambiase, P. D. (2023). Long-term association of ultra-short heart rate variability with cardiovascular events. *Scientific Reports*, 13(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-023-45988-2>
50. Jolliffe, I. T., & Cadima, J. (2016). Principal component analysis: a review and recent developments. *Philosophical Transactions of the Royal Society A*, 374(2065), 20150202. <https://doi.org/10.1098/rsta.2015.0202>
51. Миколаївна, Б. О. (n.d.). Нервова регуляція вегетативних функцій | Тест з біології – «На Урок». На Урок! <https://naurok.com.ua/test/nervova-regulyaciya-vegetativnih-funkciy-345827.html>
52. Shah, H., Prajapati, T. T., Vaishnav, B., & Patel, S. N. (2021). Short term Heart Rate Variability in normotensive and hypertensive Indians. *ResearchGate*. <https://www.researchgate.net/publication/356717642>