Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет
«Дніпровська політехніка»

Факультет інформаційних технологій
(факультет)
Кафедра *системного аналізу та управління*
(повна назва)

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА
кваліфікаційної роботи ступеню бакалавра

студента *Огульчанського Яна Олександровича*
(ПІБ)
академічної групи *124-21з-1*
(шифр)
спеціальності *124 Системний аналіз*
(код і назва спеціальності)
за освітньо-професійною програмою *Системний аналіз*
(офіційна назва)
на тему «Бізнес-аналітика в процесі розробки мобільного додатка для оцінки загального стану організму людини»
(назва за наказом ректора)

Керівники	**Прізвище, ініціали**	**Оцінка за шкалою**		**Підпис**
		рейтинговою	**інституційною**	
кваліфікаційної роботи	д.т.н., проф. Слєсарєв В.В.			
розділів:				
Інформаційно-аналітичний розділ	д.т.н., проф. Слєсарєв В.В.			
Спеціальний розділ	д.т.н., проф. Слєсарєв В.В.			

Рецензент	*д.т.н., проф. Алексєєв М.О.*			

Нормоконтролер	*к.т.н, доц. Хом'як Т.В.*			

Дніпро
2025

ЗАТВЕРДЖЕНО:
завідувач кафедри
Системного аналізу і управління
(повна назва)
_____ *к.т.н., доц. Т.А. Желдак*
(підпис) (прізвище, ініціали)

„____”_____2025 р.

ЗАВДАННЯ
на кваліфікаційну роботу
ступеня ___бакалавра_____

студенту *Огульчанському Яну Олександровичу* **академічної групи** *124-21з-1*
(прізвище та ініціали) (шифр)

спеціальності ____*124 Системний аналіз*_____

за освітньо-професійною програмою ____*Системний аналіз*_____
(офіційна назва)

на тему: «Бізнес-аналітика в процесі розробки мобільного додатка для оцінки загального стану організму людини»

затверджена наказом ректора НГУ від *05.05.2025 № 337-с*

Розділ	Зміст	Термін виконання
1.Системний аналіз об’єкту дослідження	Розглянути структуру спілкування сенсора серцебиття з мобільним додатком. Вивчити можливості оцінки і обробки вхідних даних. Позначити актуальні проблеми і завдання, які повинні бути вирішені в роботі.	30.02.25
2.Інформаційно-теоретичний розділ	Розглянути та обґрунтувати актуальні методи для вирішення поставлених задач. Проаналізувати мобільні додатки з подібними рішеннями конкурентів для подальшої розробки мобільного застосування.	11.04.25
3.Спеціальний розділ	Розробити мобільний додаток, що працює з локальною базою даних, графічним редактором для відображення графіків і набором математичних інструментів для проведення аналізу результатів. Реалізувати процес передачі та обробки даних.	30.05.25

Завдання видано _____ проф. Слєсарєв В.В.
(підпис керівника) (прізвище, ініціали)

Дата видачі ___03.01.2025__

Дата подання до екзаменаційної _____

Прийнято до виконання _____ Огульчанський Я.О.
(підпис студента) (прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи: 85 стор., 8 табл., 27 рис., 3 додатки, 16 літературних джерел.

Об'єкт дослідження - процес розробки мобільного застосунку, процес збору, аналізу та збереження отриманих даних.

Предмет дослідження: сенсор серцебиття, інтервали між серцевими скороченнями, алгоритми з розробки мобільного застосування, алгоритми з обробки та фільтрації вхідних даних

Мета кваліфікаційної роботи – створення комплексного рішення для кількісної оцінки варіабельності серцевого ритму, а також знаходження значення серцебиття виходячи з вхідних даних, які надсилаються сенсором серцебиття. Створення мобільного додатка для платформи iOS, яка об'єднає в собі базу знань, алгоритм обробки вхідних даних, а також репрезентацію отриманих результатів у вигляді графіка.

У розділі системного аналізу описана предметна область, тактична програма дій, що вживаються для отримання кінцевого результату, а також описана постановка задачі.

В інформаційно-аналітичному розділі приведені теоретичні відомості про поширені алгоритми для вирішення поставленого завдання, проведено порівняння цих алгоритмів, знайдені позитивні та негативні сторони використання кожного з них. Також проведений детальний аналіз ринку конкурентів, на основі якого був побудований унікальний користувальницький інтерфейс.

В спеціальному розділі наведено докладний опис процесу розробки мобільного додатку.

Практична цінність отриманих у роботі результатів полягає у гнучкості і можливості використання будь-якого датчика серцебиття як джерело даних для діагностики варіабельності серцевого ритму. Також цінністю є взаємодія мобільного додатка з датчиком серцебиття (який виступає в якості сервера) і базою знань. Основною цінністю також є можливість стежити не тільки за чисельними показниками, які підраховуються алгоритмом з аналізу варіабельності серцевого ритму, а й візуалізація отриманих результатів шляхом відтворення графіка, на якому чітко видно зміни показників потужності варіабельності серцевого ритму і частоти серцевих скорочень.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: БАЗА ДАНИХ, МОБІЛЬНИЙ ДОДАТОК, ОЦІНКА ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ, СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ, ІНТЕРВАЛ, НОРМАЛІЗАЦІЯ, ІНТЕРПОЛЯЦІЯ, ШУМ, БАЗА ЗНАНЬ.

THE ABSTRACT

Explanatory note to the thesis: 85 pages, 8 tables, 27 pictures, 4 applications, 16 literary sources.

The object of the study is the process of creating a mobile application, the process of collecting, analyzing, and saving input data.

The subject of the research: the heart rate sensor, intervals between heartbeats, mobile application development algorithms, data filtration, preprocessing, and processing algorithms.

The purpose is to create a complete solution for the evaluation of heart rate variability and also to find the exact values of heart rate according to input data, which is generated by a heart rate sensor. Creation of a mobile application for the iOS platform that unites the knowledge database, the algorithm of input data processing, and the presentation of obtained results as a chart.

In the system analysis section, the subject area and the tactical program for getting the result are explained. Also, the formulation of the problem is described.

In the informational-analytic section, there is a theory about the most common algorithms for solving the goal set. There is a comparison between those algorithms, and all positive and negative sides of each algorithm are described too. Also, a detailed analysis of the competitor market is performed. A unique user interface was built based on competitor market analysis.

In the special section, there is a detailed description of the mobile application development lifecycle.

Practical value is in flexibility and the possibility to use any heart rate sensor as a source of data for further heart rate variability diagnosis. Also, an essential part is the interaction between a mobile application, a heart rate sensor, and the knowledge database.

An important point is also that there is a possibility to track not only value-based results, but also a visual chart-based user interface.

KEY WORDS: DATABASE, MOBILE APPLICATION, HEART RATE VARIABILITY, SPECTRAL ANALYSIS, INTERVAL, NORMALIZATION, INTERPOLATION, NOISE, KNOWLEDGE DATABASE.

ЗМІСТ

Стор.

ВСТУП 7

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ 9

1 СИСТЕМНИЙ АНАЛІЗ ОБ`ЄКТА УПРАВЛІННЯ 10

1.1. Вербальний опис моделі 10

1.2. Аналіз загальної схеми пристрою датчика серцебиття 11

1.3. Схема передачі даних пристрою 14

1.4 . Загальний принцип аналізу варіабельності серцевого ритму. 15

1.5. Постановка задачі 17

1.6. Висновки до розділу 18

2 ІНФОРМАЦІЙНО-АНАЛІТИЧНИЙ РОЗДІЛ 21

2.1. Методи аналізу варіабельності серцевого ритму і опис основних показників 21

2.1.1. Методи тимчасової області 22

2.1.2. Методи частотної області 23

2.1.3. Автокорреляційний аналіз 26

2.1.4. Методи нелінійного аналізу 27

2.1.5. Методи аналізу незалежних компонентів 27

2.1.6. Показники норми варіабельності серцевого ритму 28

2.2. Метод швидкого перетворення Фурьє для проведення спектрального аналізу 29

2.3. Аналіз ринку конкурентів 33

2.4. Висновки до розділу 35

3 СПЕЦІАЛЬНИЙ РОЗДІЛ 36

3.1. Обгрунтування вибору засобів для розробки програмного забезпечення 36

3.2. Побудова схематичної ієрархії навігаційного шару 37

3.3. Взаємодія з шаром бази даних 41

3.4. Взаємодія програми з датчиком серцебиття. Розробка сервісу з підключень Bluetooth пристроїв. 43

3.5. Розробка алгоритма з оцінки варіабельності серцевого ритму 44

3.5.1. Аналіз вхідних даних. Конвертація даних з сирого вигляду до вигляду, який очікується алгоритмом. 45

3.5.2. Попередня обробка відфільтрованих та зконвертованих даних 46

3.5.3. Спектральний аналіз підготовлених даних 49
3.5.4. Знаходження індексу потужності 49
3.6. Розробка інтерфейса користувача. Відрисовка отриманих даних на графіку. 50
ВИСНОВКИ 56
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 58
ДОДАТКИ 60
Додаток А Відомості матеріалів квалікаційної роботи 60
Додаток Б Відгук керівника квалікаційної роботи 61
Додаток В Лістинг програми експертної системи 62

ВСТУП

Вимірювання частоти серцебиття стало буденністю в останнє десятиліття. На ринку з'являється все більше і більше пристроїв, здатних визначати пульс людини. В останні роки особливо популярними стали багатофункціональні фітнес-трекери, в тому числі і нагрудні.

Більшість фітнес трекерів і мобільних додатків, що надають інтерфейс взаємодії з ними, обмежують свій функціонал тільки виміром пульсу і крокоміром. На ринку дуже мало гідних рішень, здатних не тільки виміряти пульс людини, а й оцінити загальний стан її нервової і серцево-судинної системи завдяки оцінці варіабельності серцевого ритму. Завдяки оцінці варіабельності серцевого ритму медицина отримала можливість передбачати потенційні хвороби серцево-судинної системи. А також відстежувати відновний прогрес у людей, які пережили інфаркт міокарда та інші хвороби серця.

Таким чином, мета кваліфікаційної роботи має актуальне соціальне значення.

В останні роки обчислювальні здатності процесорів смартфонів стали в рази вище, що дає відмінну можливість використовувати і обробляти величезні масиви даних, не втрачаючи загальної продуктивності мобільних додатків. Це, в свою чергу, дозволяє застосовувати складні алгоритмічні підходи для аналізу тимчасових інтервалів між ударами серця, які надходять з датчика серцебиття.

Для вирішення більш комплексної проблеми, ніж звичайний вимір пульсу людини, був розроблений додаток «Hearty», метою якого є аналіз варіабельності серцевого ритму на основі датчика серцебиття.

В ході розробки мобільного застосування було вирішено безліч попутних проблем, а саме: установка bluetooth з'єднання між датчиком серцебиття і мобільним додатком, обробка «сирих» вхідний даних і подальша конвертація їх в інтервали, настройка шару бази даних, промальовування графіка для візуалізації отриманих результатів, реалізація алгоритму щодо усунення шуму,

реалізація алгоритму по знаходженню пульсу, а також реалізація алгоритму швидкого перетворення Фур'є для отримання кількісної оцінки варіабельності серцевого ритму.

Метою квалікаційної роботи є створення комплексного рішення для миттєвої чисельної оцінки даних датчика серцебиття, а також, для більшої наочності, інтерпретація цих даних в графічному вигляді.

Об'єктом дослідження є процес відновлення інформації про загальний фізичний стан організму за інтервали між серцевими скороченнями.

Предметом дослідження є повний цикл розробки мобільного застосування, комунікація із зовнішнім пристроєм, а також аналіз і візуалізація отриманих даних.

Науковими результатами є алгоритм розрахунку показників стану організму за чисельним показником оцінки варіабельності серцевого ритму.

Наукова новизна роботи полягає в застосуванні для розрахунку загального показника стану організму методу оцінки варіабельності серцевого ритму, а також у застосованому новому принципу розробки архітектури мобільного додатку, що відрізняється від відомих швидким алгоритмом Фур'є-перетворення для підрахунку індексу потужності варіабельності серцевого ритму.

Практична цінність отриманих результатів полягає у створенні мобільного додатку «Hearty», в якому вирішене поставлене завдання оцінки загального стану організму за інтервалами між серцевими скороченнями. Цей додаток не має конкурентів на платформі iOS.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

BLE – Bluetooth Low Energy;

ЧСС – частота серцевих скорочень;

RR – піковий інтервал поміж серцевими скороченнями;

ІП – індекс потужності;

NN50 - кількість пар послідовних N-N-інтервалів за весь період запису, що розрізняються більш ніж на 50 мс;

RMSSD - квадратний корінь з суми квадратів різниці величин послідовних пар N-N-інтервалів;

SDNN – стандартне відхилення середніх значень;

ВСР – варіабельність серцевого ритму;

rMSSD - середньоквадратичне відхилення межінтервальних відмінностей;

ШПФ – швидке перетворення Фур`є;

БД – база даних;

ПЗ – програмне забезпечення;

UI – User Interface.

1 СИСТЕМНИЙ АНАЛІЗ ОБ’ЄКТА УПРАВЛІННЯ

1.1 Вербальний опис моделі

Мобільний додаток "Hearty" є одним з небагатьох рішень для

оцінки поточного загального стану людини за допомогою аналізу варіабельності серцевого ритму. У розпорядженні програми знаходиться база даних, в якій зберігаються вхідні дані з датчика серцебиття.

"Hearty" виконує наступні функції:

- надає інтерфейс для підключення будь-якого датчика серцебиття як джерело даних;

- надає графічний інтерфейс для репрезентації результатів обчислень;

- надає алгоритм по обчисленню індкеса потужності варіабельності серцевого ритму, а також обчислення середньої частоти серцевих скорочень;

- надає можливість переглянути історію обчислень, завдяки базі даних;

Основні завдання мобільного додатка "Hearty":

- надати користувачам зручний і швидкий інтерфейс для підключення їх особистого датчика серцебиття;

- надати користувачам можливість візуально відслідковувати зміни частоти їх серцевих скорочень;

- надати користувачам доступ до бази даних, в якій будуть зберігатися результати попередніх замірів;

- монетизувати додаток шляхом короткострокових контрактів з рекламодавцями, а також шляхом приховування основних функцій програми до тих пір, поки користувачі не розблокують функціонал, сплативши його.

1.2 Аналіз загальної схеми пристрою датчика серцебиття

Невід'ємною складовою для досягнення поставлених вище завдань є датчик серцебиття, який збирає і передає дані за допомогою Bluetooth Low Energy технології.

Бездротова технологія Bluetooth з низьким енергоспоживанням - випущена в грудні 2015 року версія специфікації ядра бездротової технології Bluetooth, найбільш істотним достоїнством якої є Надмалий пікове енергоспоживання, середнє енергоспоживання і енергоспоживання в режимі простою.

Пристрої, що використовують Bluetooth з низьким енергоспоживанням, будуть споживати менше енергії, ніж інші Bluetooth-пристрої попередніх поколінь. У багатьох випадках пристрої зможуть працювати більше року на одній мініатюрної батарейці типу таблетка без підзарядки. Таким чином, можна буде мати, наприклад, невеликі датчики, що працюють безперервно (наприклад, датчик температури), спілкуються з іншими пристроями, такими як стільниковий телефон або КПК. [8]

Ця нова версія специфікації Bluetooth дає можливість підтримки широкого діапазону додатків і зменшує розмір кінцевого пристрою для зручного використання в галузях охорони здоров'я, фізкультури і спорту, охоронних систем і іншого (рис. 1.1).

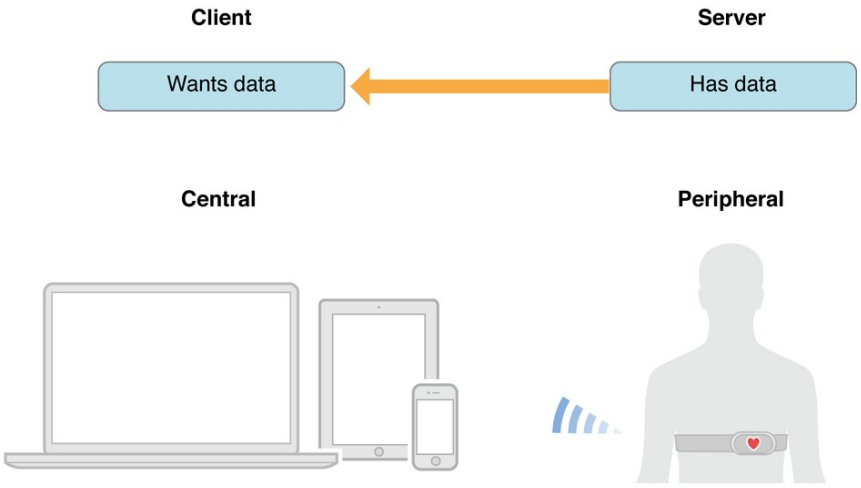

Рисунок 1.1 – Загальна схема передачі даних з датчика серцебиття до клієнта

Розглянемо загальну структуру пристрою датчика серцебиття.

Монітор серцевого ритму - пристрій персонального моніторингу частоти скорочень серця в реальному часі або записи його для подальшого дослідження. Широко використовується в тренуваннях і змаганнях любителями і спортсменами циклічних видів спорту.

Нагрудні пульсометри мають найвищу точність вимірів, завдяки двох електродів, розташованих уздовж ремінця (див. рис. 1.2).

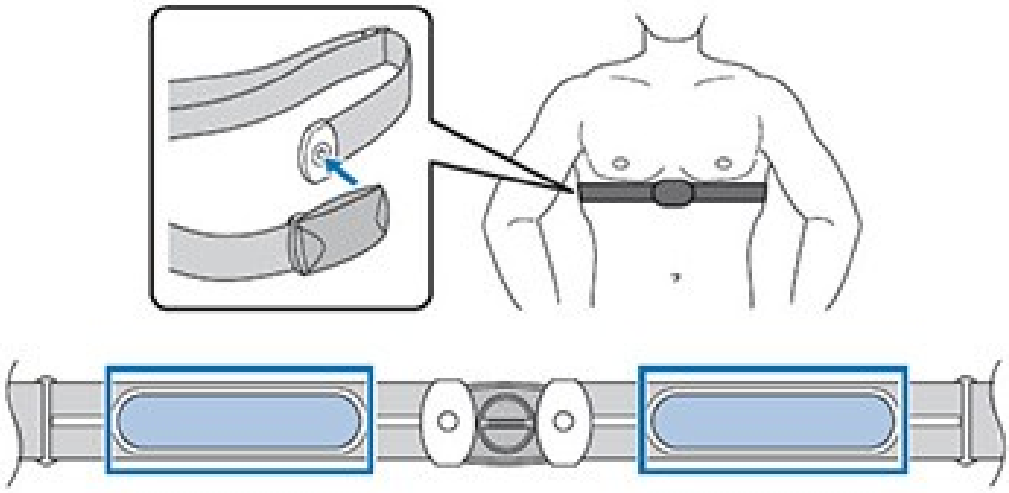

Рисунок 1.2 – Загальна схема розташування електродів

Живлення для обчислювальних операцій датчик серцебиття отримує, як правило, від вбудованої батареї, яка може бути замінена з часом (рис. 1.3).

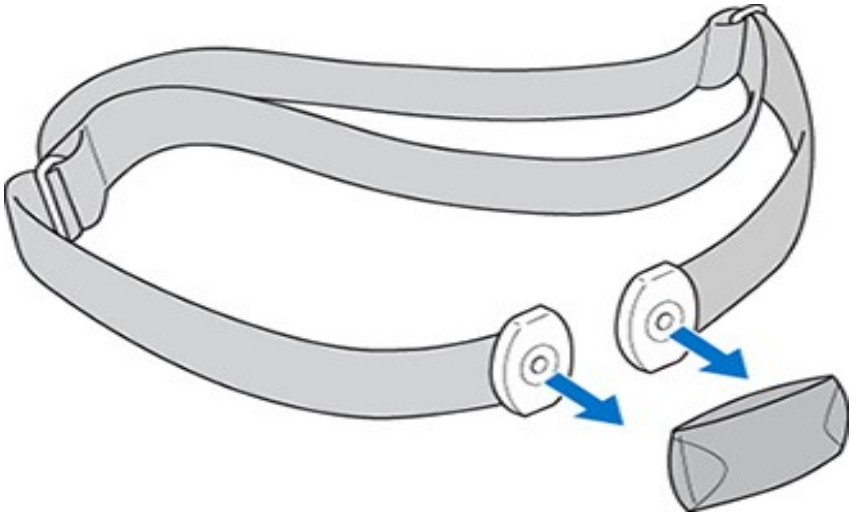

Рисунок 1.3 – Схема підключення процесора до ремінця

Максимальну точність вимірювань можна досягти тільки при правильному позиціонуванні пристрою на тілі. Датчик повинен розташовуватися електродами всередину, а також перебувати чітко на рівні серця під грудною кліткою. Таким чином, електричні імпульси уловлюватимуться електродами в найкоротші терміни, що гарантує найбільш точні результати (рис. 1.4).

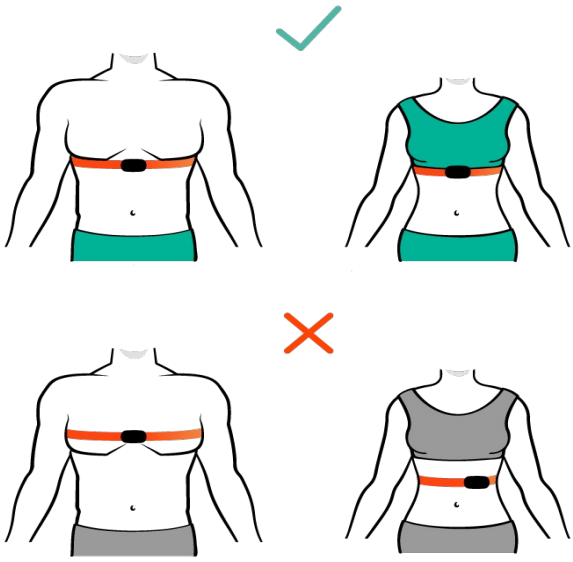

Рисунок 1.4 – Приклади коректного на некоректного розташування пристрою на тілі людини

Також, для забезпечення безперебійної і точної роботи сенсора, рекомендується змочити рідиною електроди пристрою (рис. 1.5).

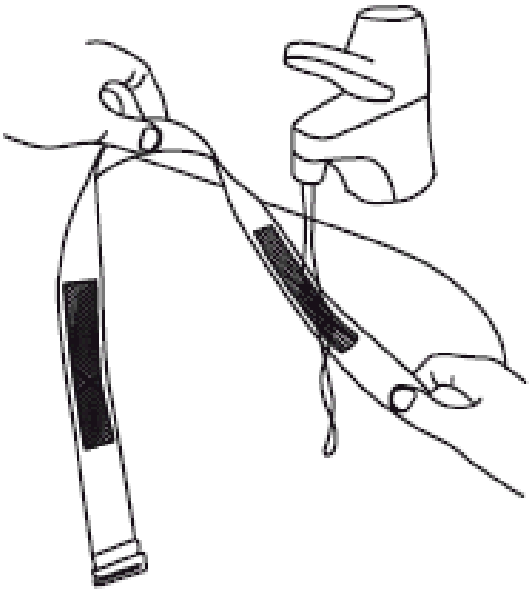

Рисунок 1.5 – Процес змочування електродів перед використанням

1.3 Схема передачі даних пристрою

Всі датчики серцебиття обробляють вхідні дані по-своєму. Однак, коли мова йде про передачу цих даних одержувачу, виробники подібних пристроїв дотримуються протоколу передачі даних відповідно до загальної таблиці GATT Services specifications.

Профіль загальних атрибутів (General Attribute Protocol, GATT) - це обов'язковий профіль із загальними специфікаціями відправки і прийому коротких порцій даних, відомих в Bluetooth Low Link під назвою «атрибути». Всі нинішні профілі додатків LE засновані на GATT. Інститут стандартизації і розробки протоколу - Bluetooth Special Interest Group вже поставив для пристроїв BLE кілька профілів. Ці профілі це технічні характеристики, що описують спосіб застосування і взаємодії з пристроями.

Протокол атрибутів (він же Attribute Protocol, ATT) - грунтується на GATT. ATT - оптимізований протокол, створений виключно для пристроїв BLE. Принцип ATT - відсилати настільки мала кількість байтів, наскільки це можливо. У кожного атрибута є унікальний універсальний ідентифікатор, UUID. Він являє собою стандартизований 128-бітний строковий ID, який

використовується для ідентифікації унікальної інформації. Формат атрибутів, що передаються як ATT, буває двох типів: характеристики і сервіси.

Характеристика містить однозначний параметр, а також дескриптори. Кількість дескрипторів може дорівнювати нулю, тобто це не обов'язкова частина характеристики. Дескриптори описують значення характеристики. [8]

Дескриптори являють собою певні атрибути, які описують значення характеристики. Дескриптори можуть бути у вигляді зрозумілих описів на цілком людською мовою, визначати одиниці вимірювань, а також задавати ряд допустимих значень. Детальніше про загальну схему див. на рис. 1.6:

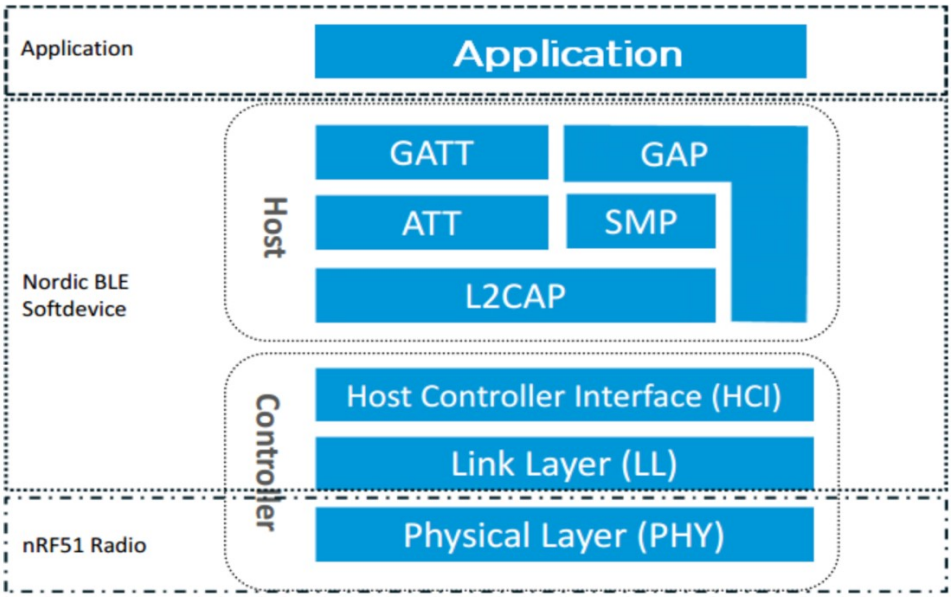

Рисунок 1.6 – Загальна схема шарів передачі даних, яку використовують пристрої для спілкування по протоколу GATT-ATT

1.4 Загальний принцип аналізу варіабельності серцевого ритму

Варіабельність серцевого ритму (ВСР) - засіб вимірювання змін в серцевому ритмі. Зазвичай вона розраховується шляхом аналізу тривалості інтервалів між серцевими скороченнями, грунтуючись на ЕКГ або кривих артеріального тиску.

Запропоновано різні методи вимірювання варіабельності серцевого ритму, які можуть бути приблизно розділені на вимір в тимчасовій області,

вимір в частотної області і вимір нелінійних методами. ВСР розглядається в якості показника активності регуляції функції кровообігу автономною системою. Також він розглядається як вичерпний метод аналізу діяльності автономної нервової системи. Відомо, що зміна (головним чином зниження) ВСР пов'язане з різними патологічними станами, такими як гіпертензія, геморагічний шок і септичний шок. Була виявлена його роль як прогнозує показника смертності після гострого інфаркту міокарда.

Серцеві центри довгастого мозку і моста безпосередньо керують діяльністю серця, надаючи хронотропний, інотропний і дромотропний ефекти. Передавачами нервових впливів на серце служать хімічні медіатори: ацетилхолін в парасимпатичної і норадреналін - в симпатичної нервової системи.

Можна умовно виділити 4 напрямки застосування методів аналізу ВСР:

- Оцінка функціонального стану організму і його змін на основі визначення параметрів вегетативного балансу і нейрогуморальної регуляції;

- Оцінка вираженості адаптаційної відповіді організму при впливі різних стресів;

- Оцінка стану окремих ланок вегетативної регуляції кровообігу;

- Розробка прогностичних висновків на основі оцінки поточного функціонального стану організму, вираженості його адаптаційних відповідей і стану окремих ланок регуляторного механізму;

В основному, для аналізу варіабельності серцевого ритму використовуються рішення, які можуть бути класифіковані на два типу: вимір в тимчасовій області і вимір в частотної області. Простим прикладом вимірювання в тимчасовій області є розрахунок стандартного відхилення тривалості інтервалів між послідовними серцевими скороченнями.

Також в вимірювання в тимчасовій області включається визначення квадратного кореня із середнього значення квадратів різниць інтервалів між серцевими скороченнями або визначення кількості комплексів інтервалів «нормальний - до нормального», що розрізняються більш ніж на 50 мілісекунд,

і pNN50 або відсоток NN50 від загальної кількості інтервалів, що розрізняються більш , ніж на 50 мілісекунд. Показник SDNN повністю пов'язаний з оцінкою загальної варіабельності ритму серця, а показник rMSSD відноситься до оцінки впливу активності парасимпатичного відділу нервової системи на серцевий ритм.

Загальний метод вимірювання в частотній області базується на застосуванні дискретного перетворення Фур'є, відомого також як швидке перетворення Фур'є, до тривалості інтервалів між послідовними серцевими скороченнями. Він показує кількісну змінуу в діапазоні різних частот.

Набори даних, що піддаються спектральному аналізу, можуть бути отримані різними шляхами. Корисним ілюстративним представленням результатів є послідовність дискретних подій (DES), що представляє собою графік залежності інтервалів R_i - R_{i-1} від часу (час відзначається в момент появи чергового R_i), який являє собою сигнал, який вимірюється в нерегулярні моменти. Крім того, у багатьох дослідженнях використовувався спектральний аналіз послідовності миттєвих ЧСС.

Спектр сигналу ВСР зазвичай обчислюється або на основі тахограми RR-інтервалів (тобто залежно тривалості RR від порядкового номера удару, або інтерполяцією послідовності дискретних подій, після чого безперервний сигнал є функцією часу, або обчисленням спектру відліків одиночних імпульсів як функції часу відповідно з кожним розпізнаний комплексом. Вибір типу представлення вихідних даних може позначатися на морфології і одиницях виміру спектра, а також визначаються параметри спектрів. з метою стандарти ації підходів може бути запропоновано використання тахограми RR-інтервалів і параметричних методів або інтерпольованої дискретної послідовності подій і непараметричних методів. Однак для аналізу інтерпольованої дискретної серії можуть застосовуватися і параметричні методи.

1.5 Постановка задачі дослідження

Основним завданням є реалізація алгоритму з аналізу варіабельності серцевого ритму при використанні середовища розробки Xcode. Для досягнення поставленого завдання спочатку необхідно виконати аналіз роботи датчика серцебиття, імплементувати обробку отриманого сигналу, налаштувати шар бази даних для збереження результатів, а також, проаналізувавши ринок конкурентів, створити унікальний користувальницький інтерфейс. Необхідно проаналізувати існуючі підходи в методах аналізу варіабельності серцевого ритму і вибрати найбільш підходящий з алгоритмів. Потім необхідно реалізувати його, використовуючи мову програмування Swift. Також, при розробці алгоритму необхідно врахувати всілякі шуми, що надходять ззовні. Реалізувати алгоритм по відстеженню та нейтралізації шуму.

Використовуючи абстрактний підхід до побудови інтерфейсу для підключення датчика серцебиття, необхідно досягти можливості для підключення будь-якого іншого датчика, який передає дані в форматі GATT з урахуванням специфікації роботи з даними серцевих скорочень.

Необхідно мінімізувати час і ресурси, витрачені на підрахунок даних, відповідно до обраного алгоритму з аналізу варіабельності серцевого ритму. Чим менше часу буде витрачено на відображення перших результатів для користувача - тим більшим потенційним попитом користуватиметься мобільний додаток серед користувачів.

Об'єктом дослідження є процес розробки мобільного застосування, процес збору, аналізу та збереження отриманих даних.

Предметом дослідження є методи обробки даних, аналіз характеристик, створення призначеного для користувача інтерфейсу

Мета роботи: створення зручного інтерфейсу для обробки даних, отриманих від сенсора серцебиття, візуалізація отриманих даних, обробка і класифікація отриманих даних.

Методи дослідження: спектральний аналіз сигналу за допомогою ШПФ.

1.6 Висновки до розділу

В даному розділі була представлена структура будови датчика серцебиття, який буде використовуватися в подальшому досвіді в якості джерела даних. Також була описана система взаємодії датчика серцебиття і клієнта. Були розкриті основні моменти протоколу передачі даних BLE і GATT.

Був описаний загальний принцип аналізу варіабельності серцевого ритму, а також були описані основні скорочення і терміни, які будуть використані в подальшому.

Були досліджені фактори, що впливають на ВСР, а також описана проблематика, пов'язана зі здоров'ям людини.

На основі отриманих даних була сформульована задача розробки мобільного застосунку, що забезпечує процес збору, аналізу та збереження отриманих даних.

Наукова новизна очікуваних результатів має полягати у застосуванні сучасних методів розробки програмного забезпечення, а також реалізації алгоритму для аналізу варіабельності серцевого ритму в iOS додатку, побудови зручного інтерфейсу для відстеження змін в інтервалах між серцевими скороченнями і проектування бази даних для зберігання отриманих результатів.

Практична цінність отриманих у роботі результатів полягає у гнучкості і можливості використання будь-якого датчика серцебиття як джерело даних для діагностики варіабельності серцевого ритму. Також цінністю є взаємодія мобільного додатка з датчиком серцебиття (який виступає в якості сервера) і базою знань. Основною цінністю також є можливість стежити не тільки за чисельними показниками, які підраховуються алгоритмом з аналізу варіабельності серцевого ритму, а й візуалізація отриманих результатів шляхом відтворення графіка, на якому чітко видно зміни показників потужності варіабельності серцевого ритму і частоти серцевих скорочень.

Економічний ефект від реалізації результатів роботи очікується позитивним, так як на ринку існує дуже мало подібних рішень. Завдяки простому і інтуїтивному інтерфейсу, будь-який користувач може моментально почати користуватися додатком, а завдяки репрезентативній формі відображення даних - користувачам буде просто орієнтуватися в отриманих результатах. Також, завдяки обраному алгоритму аналізу варіабельності серцевого ритму, для отримання точних результатів користувачам знадобиться до 5-ти секунд, щоб побачити перші цифри на дисплеї свого смартфона. Цей додаток можна легко монетизувати, спочатку надаючи користувачам лише алгоритм за підрахунком ритму серцебиття. А в майбутньому, при покупці платної підписки, надавати також доступ до обчислюваним значенням потужності варіабельності серцевого ритму. Також, за умови належної маркетингової кампанії і реклами в соціальних мережах, можна домогтися високої кількості користувачів. Висока кількість користувачів гарантує привабливість цього додатка для потенційних рекламодавців. Відображення реклами в додатку найчастіше є основним способом заробітку. Аналіз ринку конкурентів дозволить створити такий призначений для користувача інтерфейс, який приверне максимальну кількість потенційних покупців або звичайних користувачів.

Соціальний ефект від реалізації дипломної роботи очікується позитивним за рахунок залучення уваги потенційних користувачів і громадськості до запобігання проблем, пов'язаних з серцево-судинною системою. Полегшений і яскравий інтерфейс, а також швидкий підрахунок отриманих результатів призведуть до того, що користувачі захочуть скористатися додатком і глибше зрозуміти і вивчити свій організм.

2 ІНФОРМАЦІЙНО-АНАЛІТИЧНИЙ РОЗДІЛ

2.1. Методи аналізу варіабельності серцевого ритму і опис основних показників

З математичної точки зору ВСР відображає регулярність серцевих скорочень - підвищена частота відповідає зниженній варіабельності серцевого ритму і навпаки. Варіабельність серцевого ритму є показником різниці в тимчасових інтервалах між двома послідовними серцевими скороченнями, званих кардіоінтервалами (інтервали R-R) і вимірюваних в мілісекундах (мс). Кардіоінтервали виходять від сигналу ЕКГ, як показано на рис. 2.1.

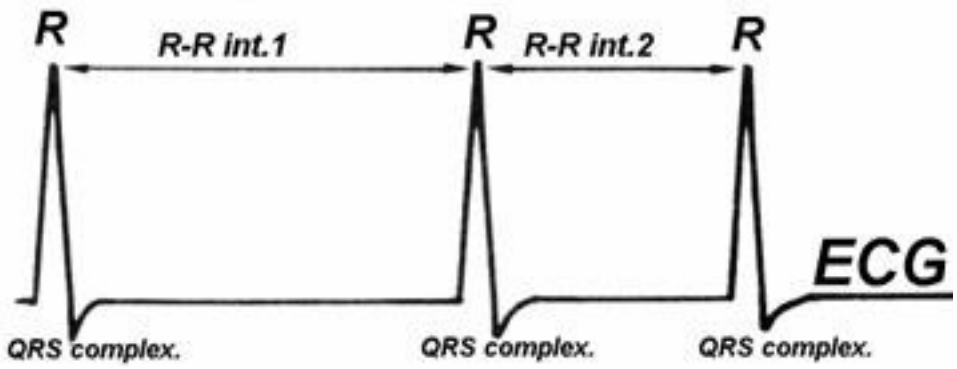

Рисунок 2.1 – Загальна схематика каріоінтервалів, що виходять від сигналу ЕКГ

Підвищена активність симпатичного відділу нервової системи (тонус) призводить до зниження ВСР, і навпаки - підвищена активність парасимпатичного відділу нервової системи призводить до збільшення ВСР.

Характеристики ВСР можуть бути визначені за допомогою безлічі різних способів, кожен з яких відображає одну зі сторін досліджуваного явища. Зазвичай виділяють такі групи методів:

- тимчасової області (статистичні і геометричні);
- частотної області;
- автокорреляционний аналіз;

- нелінійні;

- незалежних компонентів;

- математичне моделювання.

2.1.1 Методи часової області

Дослідження ВСР методом тимчасової області включає аналіз наступних показників:

SDNN - стандартне відхилення N-N- інтервалів;

SDANN - стандартне відхилення середніх значень SDNN з 5 (10) -хвилинний сегментів для середньої тривалості, багатогодинних або 24-годинних записів;

RMSSD - квадратний корінь з суми квадратів різниці величин послідовних пар N-N-інтервалів;

NN50 - кількість пар послідовних N-N-інтервалів за весь період записи, що розрізняються більш ніж на 50 мс;

PNN50 - частка NN50 загальної кількості послідовних пар N-N-інтервалів, що розрізняються більш ніж на 50 мс, отриманих за весь період запису.

Як зазначалося вище, для кількісної оцінки ВСР за тривалий період використовують також геометричний метод. Всі інтервали N-N за 24 години представляють у вигляді гістограми і потім по ній проводять розрахунки геометричних показників.

Найбільш часто використовують триангулярний індекс ВСР (HVR index) і показник триангулярної інтерполяції гістограми N-N (TINN). Обидва показники малочутливі до різного роду помилок, що виникають при підрозділі комплексів QAS на нормальні і ненормальні. Тим самим знижуються вимоги до якості запису ЕКГ і її аналізу [2]. Характеристика часових показників представлена в табл. 2.1.

Таблиця 2.1

Характеристика статистичних та геометричних часових показників

Індекс	Визначення	Ознака
Статистичні показники		
SDNN, мс	Стандартне відхилення *N-N інтервалів*	Відображає загальну ЧСС
SDANN, мс	Стандартне відхилення середніх інтервалів *R-R* на всіх 5-хвилинних відрізках *NN*	Характеризує ВСР з великою тривалістю циклів
індекс SDNN, Мс	Середнє з усіх SDNN 5-хвилинні відрізки на весь період реєстрації	Відображає загальну ВСР за весь період спостереження
RMSSD, мс	Стандартне (стандартне відхилення) різниці між послідовними інтервалами *N-N*	Є мірою ВСР з коротким часом циклу
PNN50, %	Частка суміжних інтервалів *N-N*, різниця між якими становить >50 мс	Є мірою ВСР з коротким часом циклу
Геометричні показники		
Трикутний індекс ВСР, ум. од.	Сумарне число всіх *N-N* інтервалів, розділених виглядом гістограми всіх *N-N інтервалів*, виміряних за дискретною шкалою з кроком 7,8125 мс	Відображає загальний ВСР
TINN, мс	Ширина мінімальної квадратичної розбіжності трикутника з найвищим піком гістограми з усіх *N-N інтервалів*	Відображає загальний ВСР

2.1.2. Методи частотної області

В спектрі коротких записів (від 2 до 5 хв) прийнято виділяти 5 головних спектральних компонентів:

TH — загальна потужність спектра;

VLF — дуже низькі частоти в діапазоні менше 0,04 Гц;

LF — низькі частоти в діапазоні 0,04 - 0,15 Гц;

HF — високі частоти в діапазоні 0,15 - 0,4 Гц;

LF/HF — співвідношення LF до HF. Характеристика та визначення всіх спектральних показників представлені на табл. 2.2:

Таблиця 2.2

Характеристика спектральних показників

Найменування компонентів спектру	**Частотний діапазон**	**Період, сек**
HF	0.4 – 0.15	2.5 – 6.6
LF	0.15 – 0.04	6.6 – 25.0
VLF	0.04 – 0.015	25.0 – 66.0
ULF	Менше 0.015	Більше 66.0

Спектральні методи аналізу ВСР отримали в даний час дуже широке поширення. Аналіз спектральної щільності потужності коливань дає інформацію про розподіл потужності в залежності від частоти коливань. Застосування спектрального аналізу дозволяє кількісно оцінити різні частотні складові коливань ритму серця і наочно графічно представити співвідношення різних компонентів СР, що відображають активність певних ланок регуляторного механізму. Розрізняють параметричні і непараметричні методи спектрального аналізу. До перших належить Авторегрессіонний аналіз, до других - швидке перетворення Фур'є (ШПФ) і періодограмний аналіз. Обидві ці групи методів дають порівнянні результати.

Параметричні, і зокрема авторегресійні, методи вимагають відповідності аналізованого об'єкта певним моделям. Загальним для всіх класичних методів спектрального аналізу є питання застосування функції вікна (Windowing). Основне призначення вікна - зменшення величини зсуву в періодограмних та спектральних оцінках.

Збільшення дозволу при зростанні межсегментного зсуву і числа відліків на сегмент тягне за собою появ маси додаткових піків в спектрі і збільшення амплітуди піків в правій половині спектра. При спектральному аналізі ВСР важливе значення має обсяг аналізованої вибірки. При коротких записах (5 хвилин) виділяють три головні спектральні компоненти. Ці компоненти відповідають діапазонам дихальних хвиль і повільних хвиль 1-го і 2-го порядку.

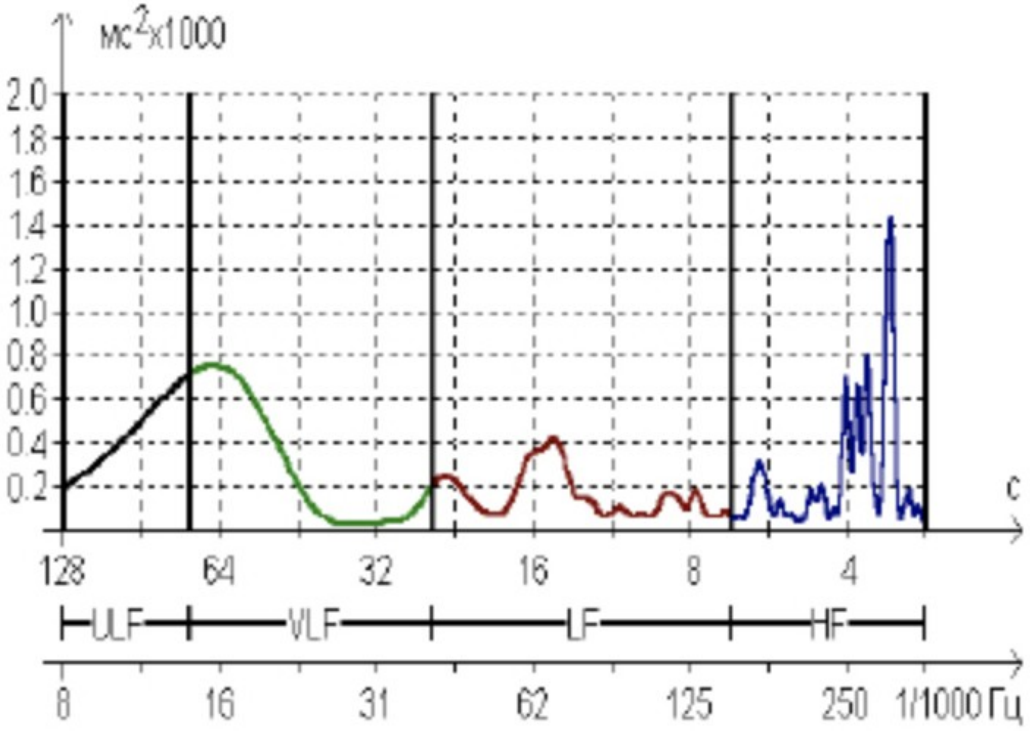

Рисунок 2.2 - Спектограмма ВСР при використанні швидкого перетворення Фур'є

У відкритих джерелах відповідні спектральні компоненти отримали назви високочастотних (High Frequency - HF), низькочастотних (Low Frequency - LF) і дуже низькочастотних (Very Low Frequency - VLF).

Частотні діапазони кожного з трьох вищезгаданих спектральних компонента є дискусійними. За євро-американським рекомендаціям (1996) пропонуються наступні діапазони частот:

- високочастотний діапазон (дихальні хвилі) - 0,4-0,15 Гц (2,5-6,5 сек);

- низькочастотний діапазон (повільні хвилі 1-го порядку) - 0,15-0,04 Гц (6,5-25 сек);

- дуже низькочастотний діапазон (повільні хвилі 2-го порядку) - 0,04 -0,003 Гц (25 - 333 сек).

При аналізі тривалих записів виділяють також ще і ультра низькочастотний компонент - Ultra Low Frequency (ULF) з частотами вище 0,003 Гц.

Досвід досліджень і результати досліджень, проведених багатьма зарубіжними авторами, показують необхідність корекції цих рекомендацій. Це

стосується головним чином до діапазону VLF. Пропонується наступна скоригована схема частотних діапазонів при спектральному аналізі ВСР:

Пропоноване обмеження діапазону VLF до 0,015 Гц обумовлено тим, що при аналізі 5-хвилинних записів ми фактично надійно можемо визначати тільки коливання з періодом в 3-4 рази меншим, ніж тривалість реєстрації сигналів (тобто близько 1-ї хвилини). Тому пропонується все коливання з періодом більше хвилини відносити до діапазону ULF і вже в ньому виділяти відповідні піддіапазони.

При спектральному аналізі зазвичай для кожного з компонентів обчислюють абсолютну сумарну потужність в діапазоні, середню потужність в діапазоні, значення максимальної гармоніки і відносне значення у відсотках від сумарної потужності в усіх діапазонах (Total Power-TP). При цьому TP визначається як сума потужностей в діапазонах HF, LF і VLF. За даними спектрального аналізу серцевого ритму обчислюються наступні показники: індекс централізації - ІЦ (Index of centralization, IC = (HF + LF) / VLF) і індекс вагосімпатической взаємодії LF / HF. [6]

2.1.3 Автокорреляційний аналіз

Обчислюється автокореляційна функція ряду R-R-інтервалів, що представляє собою графік коефіцієнтів кореляції, одержуваних при його послідовному зсуві на один R-R-інтервал по відношенню до свого власного ряду. Після першого зсуву на одне значення коефіцієнт кореляції настільки менше одиниці, наскільки більш виражені високочастотні хвилі. Якщо у вибірці домінують повільнохвильового компоненти, то коефіцієнт кореляції після першого зсуву незначно менше одиниці. Наступні зрушення ведуть до поступового зменшення кореляційних коефіцієнтів (див. таблицю. 2.3).

Таблиця 2.3

Показники автокореляційного аналізу

Показник	Назва	Фізіологічна інтерпретація
CC1	Значення першого коефіцієнту автокореляційної функції	Ступінь активності автономного контуру регуляції
CEO	Кількість зсувов автокореляційної функції до до отримання значення коефіцієнта кореляції менше 0	Ступінь активності центрального контуру регуляції

2.1.4 Методи нелінійного аналізу.

Різноманітні впливи на ВСР, включаючи механізми вищих вегетативних центрів, обумовлюють нелінійний характер змін серцевого ритму, для опису якого потрібне використання спеціальних методів. Однак застосування нелінійного аналізу в клінічній практиці обмежена в зв'язку з цілою низкою чинників:

- складність як з точки зору структурного аналізу, так і з точки зору обчислювальних алгоритмів;

- неможливість застосування коротких протоколів і необхідність використання тільки довгих записів для аналізу.

Рекомендовані для використання показники і методи графічного аналізу представлені в табл. 2.4.

2.1.5 Метод аналізу незалежних компонентів.

Оскільки визначення частотних смуг VLF, LF і HF при спектральному аналізі ВСР досить умовні, більш правильним є поділ загальної ВСР на незалежні компоненти, зумовлені різними механізмами систем регуляції. Цей метод відноситься до нелінійних методів статистичного аналізу, не вимагає тривалої записи ВСР.

Таблиця 2.4

Показники нелінійного аналізу

Показник	Назва	Фізіологічна інтерпретація
D2	Кореляційна розмірність	Міра розмірів атрактора ВСР для оцінки геометричних властивостей нелінійного динамічного процесу
ApEn	Апроксимаційна ентропія	Вона пов'язана з такими властивостями системи, як випадковість, закономірність і передбачуваність
λ	Показники Ляпунова	Кількісна міра розбіжності спочатку нескінченно близьких траєкторій у фазовому просторі
Методи графічного аналізу		
	Реконструкція атрактора ВСР	Графічне зображення атрактора у фазовому просторі. Тісно пов'язаний і спільно виробляється з визначенням D2
	Поперечні перерізи Пуанкаре	Дозволяє вивчати властивості атрактора в просторових відображеннях розмірності менше D2

2.1.6 Показники норми варіабельності серцевого ритму.

ВСР у здорових людей дозволяє оцінити їх фізіологічні нормативи, що визначаються статевою приналежністю, віком, положенням тіла в просторі, температурою навколишнього середовища, психічним комфортом, часом доби, сезонністю і іншими факторами. Показники ВСР відрізняються високою індивідуальністю, а про порушення регуляції кажуть, коли показники виходять за межі значень індивідуальної норми. Статевих відмінностей у ВСР немає, хоча у жінок ЧСС вище. З віком пов'язано зниження загальної потужності спектра ВСР за рахунок переважної зниження низько- (LF) і високочастотного (HF) компонента. Оскільки зниження LF і HF відбувається синхронно, то ставлення LF / HF змінюється мало. Найбільш висока потужність спектра в

дитячому та юнацькому віці. З віком реакція на модуляцію дихання знижується, але його пов'язують з фізіологічної детренированістю (див. табл. 2.5).

Таблиця 2.5

Нормальні значення показників ВСР в залежності від віку

Вік, років	**20-39**		**42-59**		**60-80**	
День / ніч	**день**	**Ніч**	**день**	**Ніч**	**день**	**Ніч**
Статистика						
R-R, мс	754±35	883±33	832±19	963±20	832±15	937±22
SDNN, мс	59,8±3,7	67,8±3,5	51,6±1,7	56,5±1,8*	45,0±1,7	49,7±2,3*
SDANN, мс	84±6,0	133±9,6	77,5±3,8	88,6±5,1*	76,6±2,9	90,1 ±5,3*
RMSSD, мс	32,2±2,9	42,3±3,3	27,7±1,2	32,5±2,2*	26,0±1,7	29,5±1,7*
RNN50, %	9,8±2,4	17,5±2,6	6,3±0,8	10,2±2,2	4,8±0,9	7,1 ±1,1*
Спектральні індикатори						
VLF, мс	1677±136	2587±251	1542±145	1994±133	1146±89*	1505±124*
LF, мс	810±92	1347±110	710±63	922±100*	454±64*	661±73*
HF, мс	540±98	1113±125	386±25	528±53*	258±26*	344±34*
LF/HF,	1,5±0,39	1,21 ±0,19	1,83±0,20*	1,74±0,2*	1,85±0,17*	1,94±0,14*
LFn, %	59,8±2,2	54,6±1,9	64,8±1,8	63,5±2,5	62,8±2,0*	64,5±1,8*
HFn, %	40,1 ±2,2	45,3±1,9	35,1 ±1,7	36,4±2,5*	37,1 ±2,0*	35,4±1,8*

2.2 Метод швидкого перетворення Фур'є для проведення спектрального аналізу

В основі традиційного спектрального аналізу лежить теорія перетворення Фур'є, історія якої розпочалася ще в 1882 році, коли математик Жан Батист

Фур'є помітив, що практично будь-яка переодична функція y(t) може бути розкладена в тригонометричний ряд:

$$y(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos \frac{2\pi t}{T_0} n + b_n \sin \frac{2\pi t}{T_0} n), \quad (2.1)$$

де $T_0 = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{1}{f}$ - період функції, ω – кругова частота, а f – частота, яка вимірюється в герцах.

Через багато років сформульована Ж. Фур'є властивість періодичних функцій була узагальнена на неперіодичні функції. Саме це узагальнення і прийнято називати перетворенням Фур'є, яке в загальному випадку можна трактувати як взаємно однозначний перехід від деякої функції $y(t)$ дійсного аргументу t (не обов'язково часу) до іншої функції $Y(f)$, аргумент якої $f = 1/t$.

В частому випадку, коли t – час, перетворення Фур'є дає частотне подання сигналу $y(t)$. Формально таке перетворення визначається наступним співвідношенням:

$$Y(f) = \Phi[y(t)] = \int_{-\infty}^{+\infty} y(t) e^{-i(2\pi f)t} dt, \quad (2.2)$$

$$y(t) = \Phi^{-1}[Y(f)] = \int_{-\infty}^{+\infty} Y(f) e^{i(2\pi f)t} df, \quad (2.3)$$

які справедливі, якщо функція $y(t)$ обмежена, кусочно-безперервна й має кінцеве число екстремумів (умови Діріхле). Ці співвідношення називають відповідно прямим і зворотним перетвореннями Фур'є.

Подальшим розвитком теорії перетворень Фур'є стало його узагальнення на важливий в практичному плані випадок дискретної функції $y(t) \to y(t_k)$, представленої кінцевою послідовністю значень в рівновіддалені моменти часу. Пряме і зворотне дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) реалізується на основі співвідношень:

$$Y_n = \sum_{k=0}^{K-1} y_k e^{-2\pi i n k / K}, \tag{2.4}$$

$$y_k = \frac{1}{K} \sum_{n=0}^{K-1} Y_n e^{2\pi i n k / K}. \tag{2.5}$$

де $i = \sqrt{-1}$ – уявна одиниця.

Як видно з (2.4), пряме ДПФ дозволяє розкласти (декомпозувати) сигнал y_k, зафіксований з кроком квантування Δ в K точках обмеженого часового інтервалу $K\Delta$ (в секундах), на K гармонійних компонент з частотами (в герцах):

$$f_n = \frac{n}{K\Delta}, \quad n = -K/2, ..., 0, ..., K/2. \tag{2.6}$$

При цьому виконується умова симетрії комплексних амплітуд гармонійних компонент, тобто $Y_{-n} = Y_{K-n}, \forall n = 1, \ldots, \frac{K}{2}$.

Переломним етапом у розвитку перетворень Фурье з'явилася робота, в якій вперше був запропонований швидкий алгоритм обчислення ДПФ, згодом названий алгоритмом ШПФ - швидкого перетворення Фур'є.

Алгоритми ШПФ знайшли застосування в комп'ютерній електрокардіографії для вирішення ряду завдань. Наприклад, в роботі запропоновано використовувати цей алгоритм для виділення QRS-комплексів за рахунок відмінностей між їх спектром потужності і спектрами потужності зубців P, T і фрагментів сигналу, викликаних м'язовим тремором і іншими артефактами (рис. 2.3).

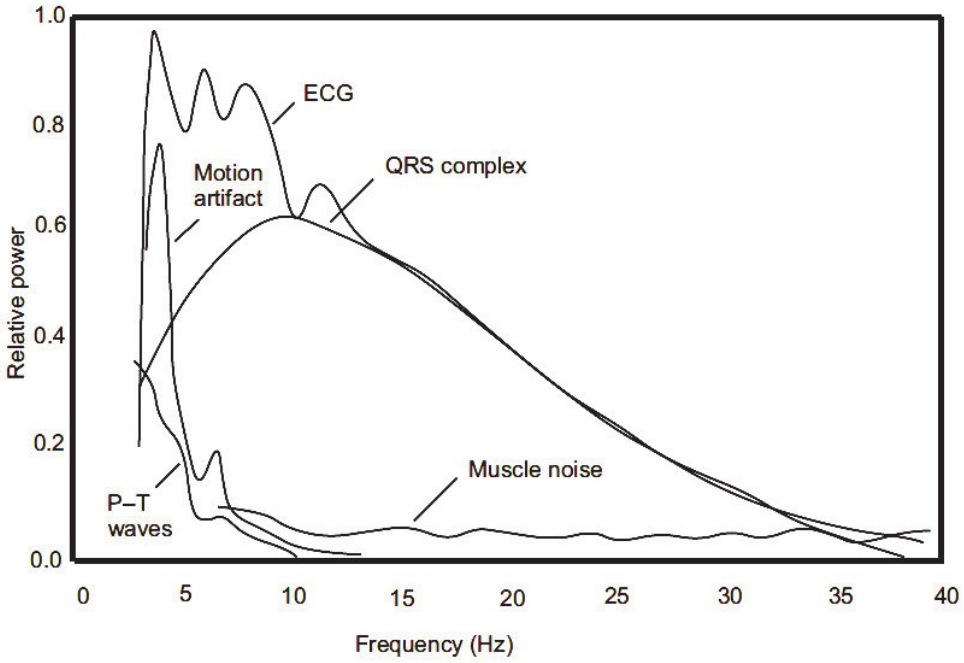

Рисунок 2.3 - Відділення QRS комплексів за рахунок відмінностей між їх спектром потужності і спектрами потужності зубців P, T і фрагментів сигналу

Природним застосуванням алгоритму ШПФ є його використання для фільтрації частотних перешкод, які деформують ЕКГ, зокрема для придушення мережної перешкоди. Однак традиційний шлях вирішення цього завдання на основі прямого і зворотного перетворення Фур'є стикається з певною проблемою «розтікання» спектра гармонійної перешкоди.

Варто зауважити, що безпосереднє використання алгоритмів ШПФ для обробки тривалих записів ЕКГ (наприклад, записів холтер-моніторів) неефективно, оскільки функція, отримана в результаті перетворення Фур'є, залежить від частоти, але не залежить від часу. Іншими словами, перетворення Фур'є не дозволяє локалізувати в часі частотні компоненти, що накладає відоме обмеження на область його практичного застосування тільки для аналізу стаціонарних сигналів. Одним з відомих підходів до аналізу гармонійних компонент нестаціонарних сигналів був запропонований Денисом Габритом і отримав назву локальне перетворення Фур'є, або інакше спектрально-часове картування.

Відповідно до цього підходу нестаціонарний сигнал $y(t)$ передбачається стаціонарним для деяких локальних областей часу (фреймів), в кожній з яких

обчислюється перетворення Фур'є звичайним способом. Результатом перетворення є функція $\Phi_W(t,f)$, залежна як від частоти, так і від часу:

$$\Phi_W(t,f) = \int_{\tau}[y(t)W_0(t-\tau)e^{-2\pi i f t}d\tau, \quad (2.7)$$

де W - так звана функція вікна.

2.3 Аналіз ринку конкурентів

Ринок переповнений рішеннями, що дозволяють клієнту обрати оптимальний варіант серед безлічі пропозицій, пов'язаних з фітнес трекерами. Такі сервіси користуються попитом в будь-яку пору року і не залежать від сезонного попиту.

Існує кілька великих корпорацій, які впритул займаються розробкою ПЗ для аналізу варіабельності серцевого ритму. Всі вони надають функціонал по відстеженню частоти серцевих скорочень. Однак, серед конкурентів не було виявлено функціональності за підрахунком індексу потужності ВСР, що дає велику перевагу мобільному додатку "Hearty".

Попитом користується виробник пульсометрів “POLAR”, якій пропонує безліч пристроїв та сервісів для збору серцевих даних та аналізу тренувального процесу. Мобільний додаток “POLAR” об’єднує одразу безліч пристроїв. Основними недоліками такого підхіду є дуже масивний інтерфейс користувача. Занадто багата функціоналість може засмутити користувача рівно так, як і занадто мала функціональність. Ще однім недоліком мобільного додатку “POLAR“ є те, що він може працювати лише з пристроями “POLAR”, що не є гнучким рішенням.

Враховуючи необичийно високу вартість їх девайсів, можна припустити, що далеко не всі користувачі будуть готові придбати подібний девайс для отримання доступу в мобільний додаток. Якщо у користувача вже є свій датчик серцебиття, то мобільний додаток “POLAR“ не зможе виконувати більшість із

закладених розробниками функцій, в тому числі аналіз варіабельності серцевого ритму.

Позитивною стороною даної компанії є надзвичайно висока якість вироблених пристроїв. Мобільний додаток часто оновлюється розробниками, що свідчить про високий попит на дану технологію, а також про популярність компанії в цілому.

З огляду на відсутність гнучкості мобільного додатка “POLAR”, а також перевантажений призначений для користувача інтрефейс, можна зробити висновок, що додаток “Hearty” має всі шанси скласти конкуренцію на ринку мобільних додатків в AppStore.

Найпопулярнішим рішенням на ринку в даний момен є мобільний додаток «HRV +». Цей додаток має інтуїтивний інтерфейс, шар бази даних для збереження результатів, а також вміє аналізувати і вираховувати базові параметри ВСР.

Мінусом даної програми є той факт, що виробники вимагають оплату відразу ж після установки програми. Це може відлякати користувачів. Також мінусом є те, що додаток заточене під роботу тільки з пристроями “POLAR”. При підключенні інших пристроїв, результати обчислень можуть відрізнятися.

В цілому, додаток “HRV +” є дуже сильним конкурентом. З урахуванням його популярності на ринку, буде важко просувати ”Hearty”. Однак, за умови належної реклами і грамотного підходу до опису додатку можна досягти не менш високих результатів.

На ринку мобільних додатків є ще величезна кількість додатків, що займаються вимірюванням частоти серцевих скорочень і базовими вимірами варіабельності серцевого ритму.

Основним недоліком подібних рішень є те, що вони вже давно не оновлювалися розробниками, тобто, в них відсутня технічна підтримка. Жодний з наведених вище додатків не надає користувачеві чисельне значення індексу потужності варіабельності серцевого ритму. Даний функціонал може залучити велику кількість користувачів, особливо на тлі того, що конкуренти

вже давно не оновлювали свій дизайн, а також не підтримували свої додатки з технічної точки зору протягом року.

2.4 Висновки до розділу

У даному розділі були представлені методи, що будуть використовуватися для вирішення поставлених задач.

З огляду на описані алгоритми вирішення задачі аналізу ВСР, можна прийти до висновку, що найбільш відповідним методом є метод ШПФ, згодом якого можна буде обчислити індекс потужності.

Були проаналізовані основні конкуренти на ринку мобільних додатків, що займаються аналізом ВСР та підрахунком ЧСС. Аналіз показав, що на ринку мобільних додатків існує безліч подібних рішень, але всі вони мають певні недоліки, які “Hearty” може перетворити в свої переваги. Можливо, в перший час необхідно буде відключити монетизацію і рекламу і зробити додаток доступним для всіх користувачів. Як тільки набереться база користувачів і сформується громадська думка, можна буде плавно підключати способи монетизації. Саме такий підхід має найбільший шанс на успіх на ринку.

3 СПЕЦІАЛЬНИЙ РОЗДІЛ

3.1 Обгрунтування вибору засобів для розробки програмного забезпечення

Поставлена задача вимагає реалізації програмного забезпечення для платформи iOS. В даний момент найбільш доцільним є вибір мови програмування Swift, яка дозволяє розробляти мобільні додатки під платформу iOS. Альтернативою даної мови є Objective-C, який також був створений компанією Apple для створення iOS-додатків. Мова програмування Swift була обрана в силу того, що вона є найбільш оптимізованою і надає спрощену можливість інтеграції різних бібліотек і алгоритмічних рішень. Objective-C в свою чергу є низькопідтримуваною мовою програмування, тому більшість інформаційних ресурсів є застарілими.

Середовище розробки Xcode є традиційним для розробки iOS та MacOS додатків.

Для реалізації алгоритму з аналізу варіабельності серцевого ритму також була обрана мова програмування Swift. Даний вибір обумовлений тим, що найбільш зручно і раціонально використовувати одну і ту же мову програмування для реалізації одного мобільного застосування. Swift є алгоритмічною мовою програмування, тому його функціонал дозволяє створити даний алгоритм без застосування спеціальних бібліотек або розширень.

Мобильное приложение не зависит от серверной части, поэтому, как следствие, можно сэкономить время и не настраивать сетевой клиент.

В рамках розробки ПЗ були використані наступні бібліотеки (табл. 3.1):

Таблиця 3.1

Використані бібліотеки

Назва бібліотеки	**Опис та призначення**
UIKit	Дозволяє працювати з елементами інтерфейсу користувача.
Accelerate	Дозволяє виконувати складні математичні та арифметичні операції з високим рівнем продуктивності.
Charts	Дозволяє створювати графіки функцій будь-яких різновидів.
Realm	Надає інтерфейс для роботи з NoSql базою даних.
BoltsSwift	Допомагає в побудові логічних операцій - черг. Використовується для побудови черг записи даних в шар бази даних.
RxSwift	Використовується для побудови серій оглядачів даних, реакції на зміни і миттєвого відгуку елементів призначеного для користувача інтерфейсу на зміни активної моделі.
SwiftQueue	Допомагає в побудові логічних операцій - черг. Використовується для побудови черг записи даних в шар бази даних.
CoreBluetooth	Необхідний для установки і підтримки сесії Bluetooth з'єднання, а також процесу передачі даних.
SVProgressHUD	Відображає індикатор активності, який виводиться на екран під час тривалих операцій.
Foundation	Об'єднує більшість базових класів і операцій.
CoreGraphics	Використовується для процесу відтворення графіка.

3.2 Побудова схематичної ієрархії навігаційного шару

Навігаційний шар являє собою дуже просту послідовність з двох User Flow: Main Flow (надалі основний флоу) та Bluetooth Connection Flow (надалі блютуз флоу).

User Flow - перехід користувачів від одного сценарію взаємодії з інтерфейсом до іншого, призначений для користувача маршрут.

Основний флоу відображає графік і обчислювані значення. При запуску “Hearty” користувач бачить основний флоу в першу чергу (рис. 3.1).

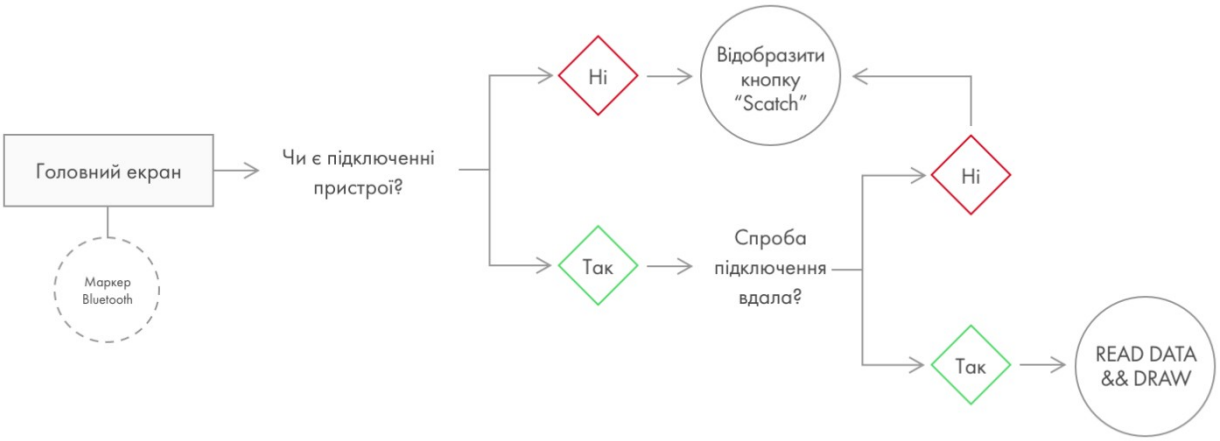

Рисунок 3.1. Схема послідовності основного флоу

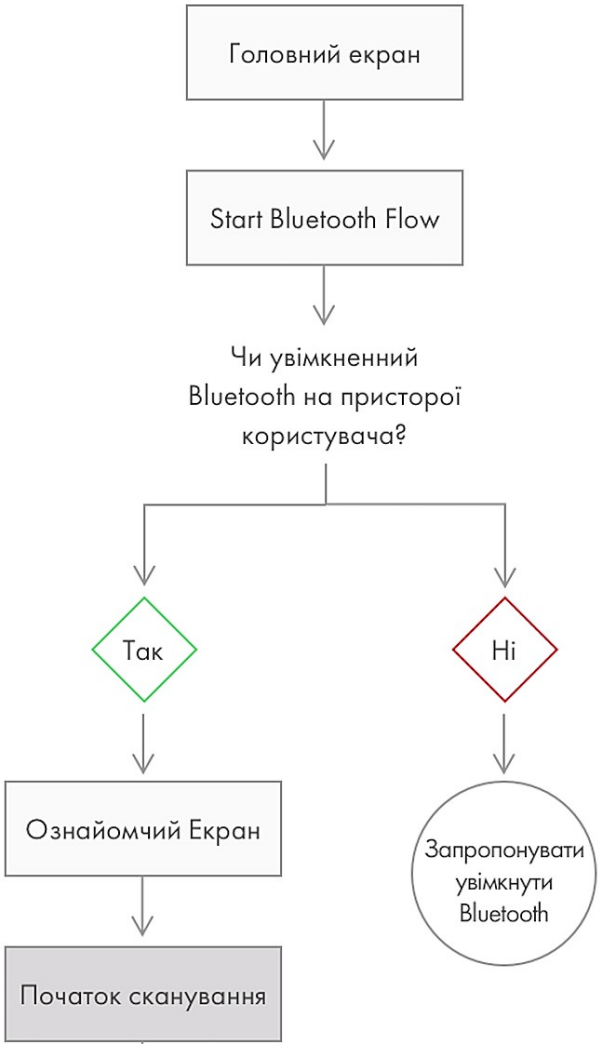

Рисунок 3.2. Початкова схема ініціалізації блютуз-флоу

Для підключення блютуз пристрою був розроблений окремий флоу – блютуз флоу. Даний флоу складається з декількох послідовних екранів, що дозволяють користувачеві вибрати знайдені активні датчики серцебиття і форматувати процес підключення. Після процесу підключення користувач буде повідомлений про успішне підключення і буде спрямований на головний екран (див. рис. 3.2).

Як можна побачити, за умови наявності блютуз з'єднання, блютуз флоу успішно ініціалізується і доходить до пункту «Початок сканування». На цьому флоу не зупиняється. Далі запускається процес сканування доступних в радіусі 15 метрів пристроїв. Наочно побачити подальші кроки можна на рисунку 3.3:

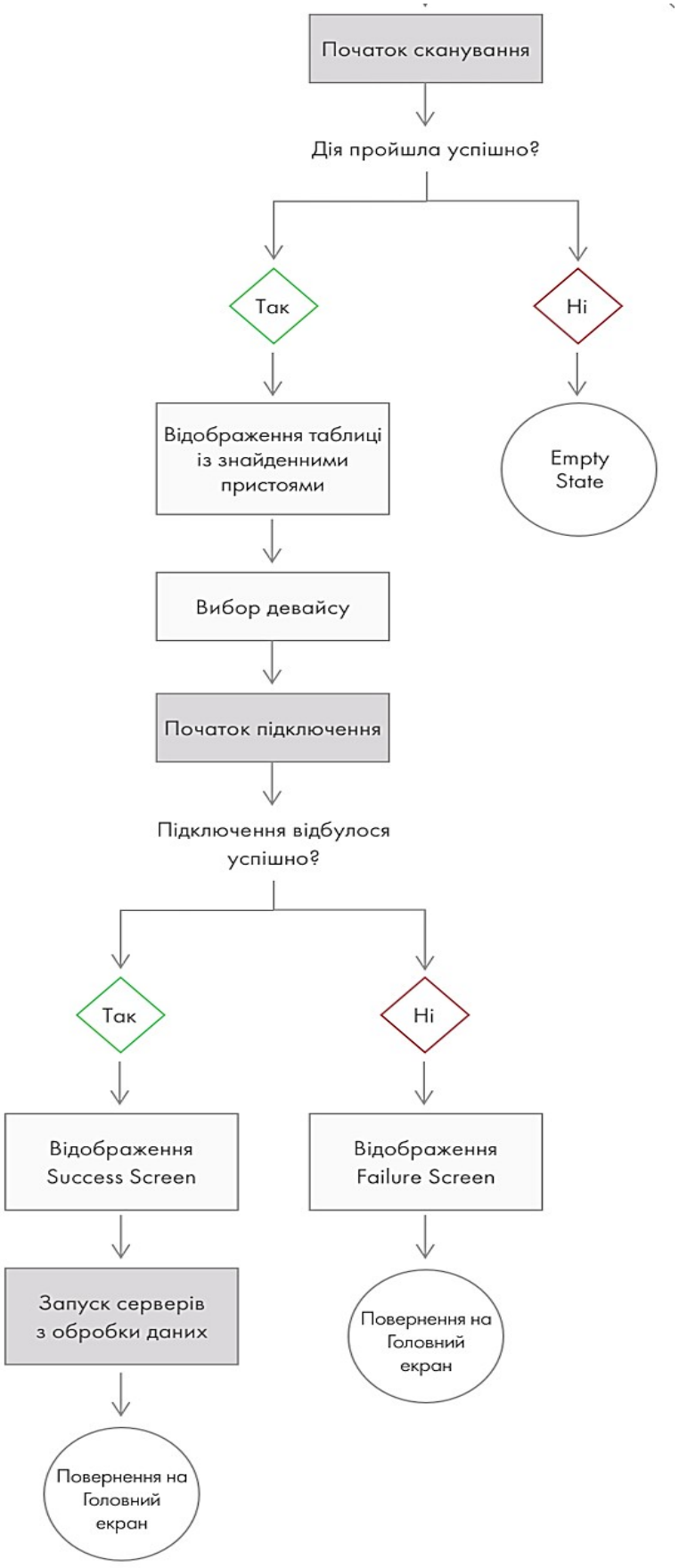

Рисунок 3.3 - Кінцева схема блютуз флоу. Повернення до основного флоу.

3.3. Взаємодія програми з шаром бази даних.

«Hearty» використовує NoSQL базу даних Realm. Такий вибір був обумовлений тим, що Realm демонструє відмінні показники в продуктивності при інтенсивному запису великих масивів даних. Також Realm набагато зручніше при первинному налаштуванні, ніж конкурент CoreData. У Realm є дуже хороша документація і безліч прикладів на github.

Можна виділити три головні особливості, які необхідно враховувати:

- Live Objects - Всі об'єкти, отримані з Realm, є, по суті, проксі до бази даних. За рахунок цього досягається zero copy (об'єкти не копіюються з бази);
- Transactions - Всі зміни прив'язаних об'єктів даних потрібно проводити в транзакції;
- Open \ Close - Необхідність відкриття \ закриття instance бази даних.

Загальна структура взаємодії об'єктів бази даних з основним класами додатка теж максимально спрощена для зручності використання. Сервер Realm займається виключно записом, видаленням і перезаписом існуючих об'єктів. Потім, за допомогою незалежних сервісів, відбувається підписка на зміни в пасивній моделі об'єкта, над яким виконувалася операція. Підписка далі передається моделі екрану і проходить шлях по ієрархії до самого екрана, де екран сам вирішує, як реагувати на зміну в об'єкті. Така ж схема працює і навпаки, якщо необхідно передати дані з моделі екрану на сервер Realm. Все це детально відображено на рис. 3.4:

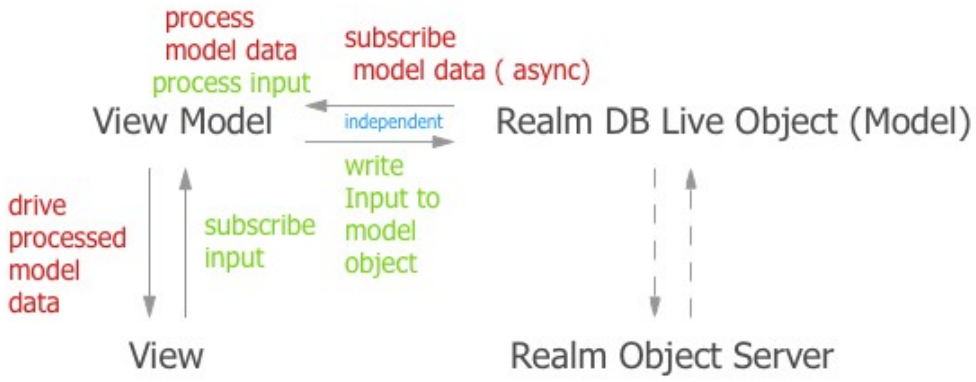

Рисунок 3.4 – Структура взаємодії бази даних з архітектурою додатка

Основною одиницею в базі даних є об'єкт SensorData, який являє собою клас, в якому зберігаються такі параметри, як:

- heartRate, Float;
- powerIndex, Float;
- timestamp: Date;
- id: Integer.

Для зручності і гнучкості роботи з шаром бази даних був створений менеджер-помічник - SessionManager. Даний менеджер є сінглтоном, тобто, створюється один раз на життєвий цикл усієї програми. Це гарантує, що інші менеджери не можуть бути запущені одночасно з основним. Що в свою чергу гарантує, що звернення до сервера бази даних буде відбуватися лише з одного місця в додатку.

Основною відповідальністю SessionManager'a є запис і зчитання масивів SensorData, а також своєчасне повідомлення слухачів про зміни в базі даних.

При кожному запуску програми відбувається ініціалізація SessionManager'a, а також звернення до нього для отримання всіх раніше збережених масивів з SensorData. При успішному виконанні запиту, активна модель екрану головного флоу одержує відгук і повідомляє екран, який, в свою чергу, відображає дані на графіку (рис. 3.5).

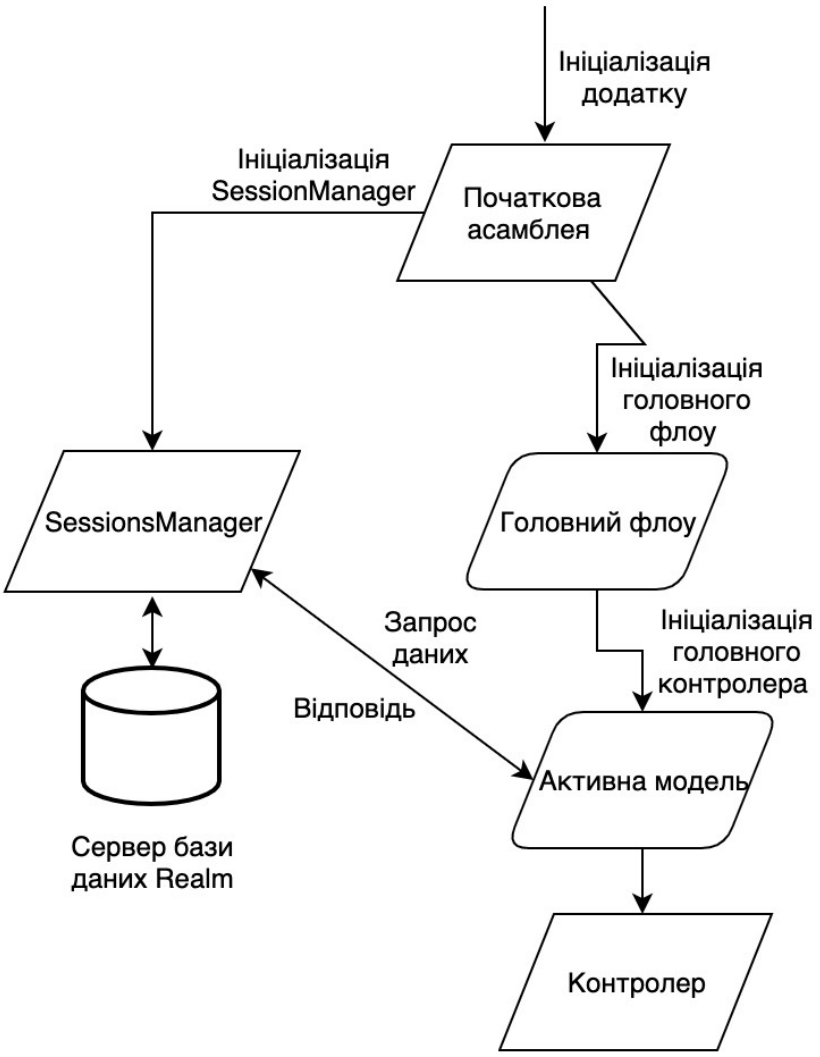

Рисунок 3.5 – Відтворення початкового флоу із запитом даних до серверу бази Realm

3.4. Взаємодія програми з датчиком серцебиття. Розробка сервісу з підключень Bluetooth пристроїв.

Перш ніж отримати перші дані з датчика серцебиття, необхідно налаштувати канал зв'язку. Відповідальність за установку з'єднання, а також зчитування і первинну обробку даних взяв на себе BluetoothManager.

Даний менеджер є класом-сінглтоном, що забезпечує єдиний доступ до нього з будь-якої точки програми. Також основною його відповідальністю є процес пошуку доступних в радіусі 15-ти метрів пристроїв і фільтрація цих пристроїв з первинного ознакою датчика серцебиття.

Ще однією відповідальністю є процес відновлення втраченого з'єднання. На жаль, короткострокова втрата сигналу від датчика серцебиття - буденна справа. Необхідно налаштувати процес відновлення зв'язку, щоб користувач навіть не помітив мікро-відключень.

Схематична структура комунікації даного менеджера з іншими частинами програми зображена на рис. 3.6:

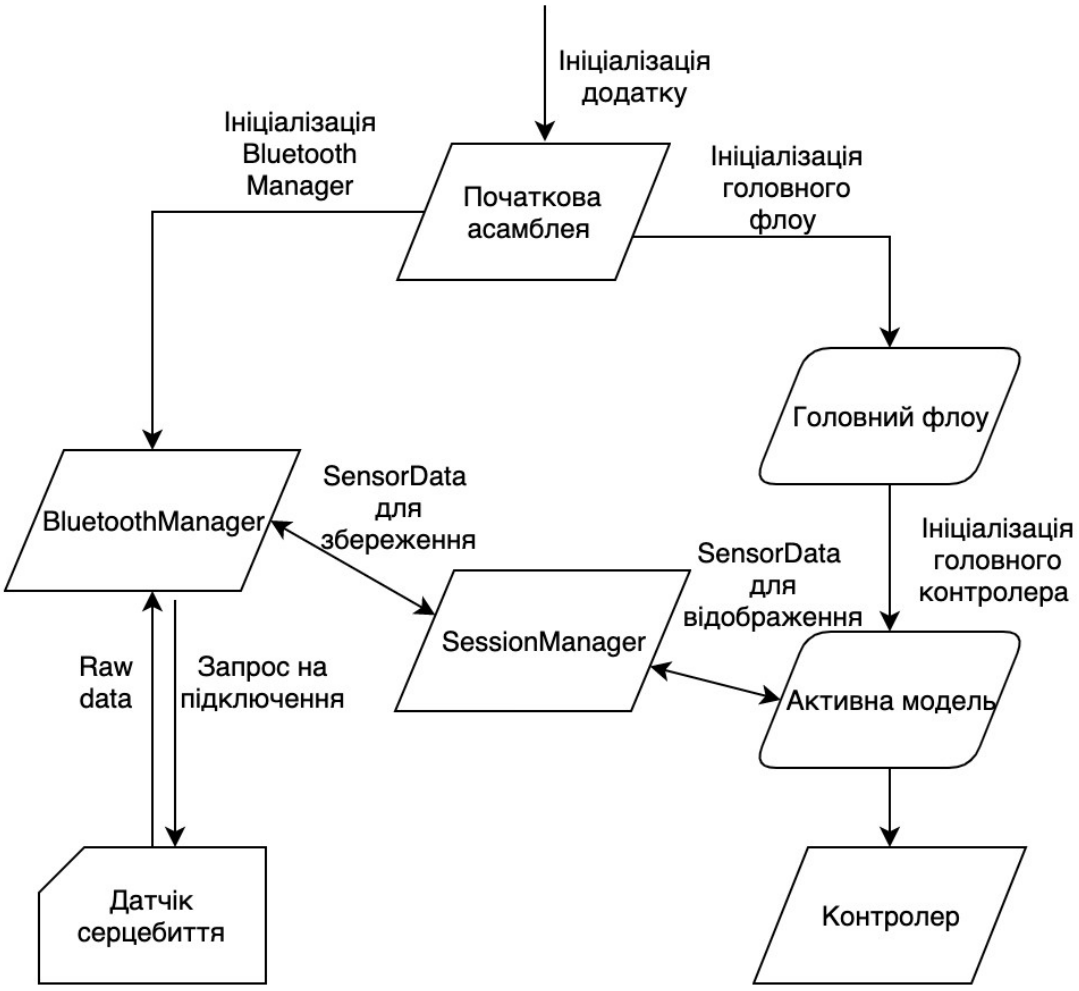

Рисунок 3.6 - Схематичне відображення роботи менеджера з блютуз-з’єднанню.

3.5 Розробка алгоритма з оцінки варіабельності серцевого ритму

При розробці даного алгоритму потрібно врахувати, що, перш ніж виконувати будь-які частотні перетворення, необхідно підготувати дані, а також зібрати мінімальний обсяг вхідних даних.

Також необхідно позначити алгоритмічні константи, які будуть використовуватися при ШПФ та інших операціях.

Ознайомитися з константами можна в табл. 3.2.

Таблиця 3.2

Перелік основних констант, необхідних для виконання алгоритму

Назва константи	Призначення	Значення	Тип
HeartRate.maxCount	Максимальное количество элементов, одновременно хранящихся в массиве значений HeartRate.	256	Integer
veryLowFrequency	Значення VLF	0.0033	Float (Herz)
lowFrequency	Значення LF	0.04	Float (Herz)
highFrequency	Значення HF	0.26	Float (Herz)
powerIndexMultiplier	Значення, на яке помножується віднайдений Power Index. Необхідне для кращої візуалізації результатів	10	Integer (Herz)
heartRateSpikeLimit	Значення, яке використовується при усуненні шуму. Якщо наступне значення вище попереднього на ций показник чи ще вище – запускається процес інтерполяції.	20	Integer
dataSampleTime	Показник часу вікна (Window), в якому виконується ШПФ.	60	TimeInterval (Секунди)

3.5.1 Аналіз вхідних даних. Конвертація даних з сирого вигляду до вигляду, який очікується алгоритмом.

Отримувані на вхід алгоритму дані вже конвертовані в масив об'єктів HeartRateData, кожен з яких має одиночний RR-інтервалл в якості основного параметра.

У першу чергу, виходячи з отриманих RR-інтервалів необхідно підрахувати значення частоти серцебиття за формулою:

$$HR = \frac{60}{RR}$$

Кожне підраховане значення зберігається в масив rawHeartRateData, який в подальшому буде використовуватися при спектральному аналізі.

Однак, перш ніж підрахувати значення, необхідно усунути потенційний шум, який може бути виявлений тільки на етапі обробки RR-інтервалів.

Існує ймовірність того, що на вхід прийдуть некоректні дані, а саме:

- нульові значення;
- занадто великі значення;
- занадтно малі значення;
- пусті значення.

У першу чергу необхідно відфільтрувати порожні і нульові значення, щоб не засмічувати вибірку даних некоректними RR-інтервалами.

Занадто високі або дуже низькі значення можуть повертатися датчиком серцебиття в різних випадках. Один з них - тертя одягу, або ж удари одягу по датчику (наприклад, прогулянка в вітряну погоду).

В такому випадку, необхідно запустити алгоритм щодо усунення шуму. Усунення шуму відбувається за допомогою порівняння попередньо отриманих RR-інтервалів з новим значенням. Варто врахувати, що подібний фільтр буде працювати тільки якщо зібраних даних більше, ніж 5 одиниць.

Якщо отриманий RR-інтервалл відрізняється від попереднього інтервалла більш ніж на 20 одиниць (мс), запускається алгоритм інтерполяції.

Суть інтерполяції в тому, щоб знайти середнє значення попередніх інтерваллов, потім виконати суму знайденого середнього значення і нового значення, розділену на два. Таким чином, навіть якщо на вхід прийде занадто високе або занадто низьке значення, буде виконано сплавне згладжування, що гарантує правильну відрисовку графіка на призначеному для користувача інтерфейсі.

3.5.2 Попередня обробка відфільтрованих та зконвертованих даних

Після успішної обробки вхідних даних, за умови, якщо набралася достатня кількість об'єктів, запускається наступний етап обробки.

Для застосування спектрального аналізу в конкретному випадку, необхідно підготувати вибірку даних, а саме:

Розташуємо зібрані RR інтервалли у порядку зростання, при цьому доповнюючи фінальний вектор проміжними значеннями. Це необхідно для отримання найбільш точних даних (див. рис. 3.7):

```
private func calculateEvenlySpacedRRIntervals(length: vDSP_Length) {
    var rampStart: Float = 0
    var rampStep = calculateRampStepForVectorLenght(length)
    vDSP_vramp(&rampStart, &rampStep, &heartRateIndices, defaultStride, FFT.elementsCount)

    var step = 0
    var stepIndexValue = 0
    for index in 0..<Int(length - 1) {
        if stepIndexValue >= Int(FFT.elementsCount) { break }
        for stepIndex in step..<Int(FFT.elementsCount) {
            stepIndexValue = stepIndex
            if heartRateIndices[stepIndex] > rrIntervalsCumulativeTotals[index + 1] {
                step = stepIndex
                break
            }

            evenlySpacedRRIntervals[stepIndex] = Float(index)
                + (heartRateIndices[stepIndex] - rrIntervalsCumulativeTotals[index])
                / (rrIntervalsCumulativeTotals[index + 1] - rrIntervalsCumulativeTotals[index])
        }
    }
}
```

Рисунок 3.7 - Алгоритм розташування елементів в порядку збільшення з додатком проміжних значень

Побудуємо інтерполяційний вектор (масив даних), застосовуючи лінійну інтерполяцію між двома векторами: початковим вектором даних частоти серцевих скорочень і підрахованими в результаті пункту 1 вектором. Для досягнення результату скористаємося вбудованим методом vDSP_vlint. Детальний опис роботи методу можна побачити на рис. 3.8:

```
for (n = 0; n < N; ++n){
    float b = B[n*IB];
    float index = trunc(b]); //int part of B value
    float alpha = b - index; //frac part of B value

    float a0 = A[(int)index];     //indexed A value
    float a1 = A[(int)index + 1]; //next A value

    C[n*IC] = a0 + (alpha * (a1 -a0)); //interpolated value
}
```

Рисунок 3.8 – Алгоритм з лінійної інтерполяції

Нормалізуєм отриманий інтерполяційний вектор. Для цього для початку знайдемо усереднене значення інтерполяційного вектора використовуючи вбудований метод vDSP_meanv. З прикладом роботи даного методу можна ознайомитися на рис. 3.9:

```
let stride = vDSP_Stride(1)

let a: [Float] = [-1.5, 2.25, 3.6,
                  0.2, -0.1, -4.3]
let n = vDSP_Length(a.count)

var c: Float = .nan

vDSP_meanv(a,
           stride,
           &c,
           n)

print(String(format: "mean %.4f", c)) // Prints "mean 0.0250"
```

Рисунок 3.9 – Приклад роботи методу vDSP_meanv

Закінчимо нормалізацію командою vDSP_vsadd, яка підсумовує кожне з значень інтерполяційного вектора з середнім значенням інтерполяційного вектора. На виході отримаємо масив з нормалізованими значеннями серцевих скорочень.

3.5.3 Спектральний аналіз підготовлених даних

Для проведення спектрального аналізу необхідно врахувати, що результатом виконання ШПФ є два вектори - вектор дійсних чисел і вектор комплексних чисел. Створимо два вектора так, як показано на рис. 3.10:

```
// Split FFT output buffer in half (real and complex parts)
var real = [Float](repeating: 0.0, count: Int(FFT.elementsHalfSize))
var imaginary = [Float](repeating: 0.0, count: Int(FFT.elementsHalfSize))
var complexFFTBuffer = DSPSplitComplex(realp: &real, imagp: &imaginary)
```

Рисунок 3.10 – Попередня ініціалізація двох векторів: з реальними та комплексними значеннями

Далі заповнимо буффер даними з нормалізованого вектора за принципом: елементи з парним індексом повинні потрапити в буффер з реальними числами, а непарні - з нереальними. Для цього використовуємо такі команди (рис. 3.11):

```
// Reinterpret the real signal as an interleaved-data complex vector using vDSP_ctoz, which puts
// the even-indexed elements in complexFFTBuffer.realp and the odd-indexed elements in complexFFTBuffer.imagp
let normalizedHeartRateValuesPointer = UnsafePointer<Float>(normalizedHeartRateValues)
normalizedHeartRateValuesPointer.withMemoryRebound(to: DSPComplex.self, capacity: Int(FFT.elementsHalfSize)) {
    vDSP_ctoz($0, 2*defaultStride, &complexFFTBuffer, defaultStride, FFT.elementsHalfSize)
}
```

Рисунок 3.11 – Розділення вектору нормалізованих значень на два буфери: буфер реальних значень та буфер комплексних значень

Наступним кроком є виклик методу vDSP_fft_zrip, який виконає пряме перетворення Фур'є і перетворює вихідний буффер в спектр частот.

3.5.4 Знаходження індексу потужності

Для досягнення найбільш точних результатів, проведемо ще одну лінійну інтерполяцію отриманого спектра частот за допомогою команди vDSP_vlint. Проведемо калькуляцію індексу потужності за допомогою наступних дій (рис. 3.12):

```
// Create indexes for fftSpectrum array to perform integration
let intergralStart: vDSP_Length = startFrequencyIndex + lowFrequencyMaxValueIndex - frequencyRange
let integralEnd: vDSP_Length = startFrequencyIndex + lowFrequencyMaxValueIndex + frequencyRange
var peakPower: Float = 0
let peakPowerRange: vDSP_Length = integralEnd - intergralStart + 1
for index in 0..<peakPowerRange {
    fftSpectrumPIPower[Int(index)] = fftSpectrumInterpolated[Int(index + intergralStart)]
}
vDSP_sve(fftSpectrumPIPower, defaultStride, &peakPower, peakPowerRange)

let totalStart: vDSP_Length = vDSP_Length(HeartRate.veryLowFrequency / frequencyUnit)
var totalPowerStart: Float = 0
for index in 0...totalStart {
    totalPowerStart += fftSpectrumInterpolated[Int(index)]
}

// Total Power spectrum calculation
var totalPower: Float = 0
vDSP_sve(fftSpectrumInterpolated, defaultStride, &totalPower, vDSP_Length(fftSpectrumInterpolated.count))
totalPower -= totalPowerStart

// HRV logging
hrvLog.totalPower = totalPower

// EPI value result
epiValue = HeartRate.epiMultiplier * peakPower / (totalPower - peakPower)
```

Рисунок 3.12 – Процес підрахунку індекса потужності

3.6 Розробка інтерфейса користувача. Відрисовка отриманих даних на графіку.

Інтерфейс складається з декількох екранів. Головним екраном є екран на рис. 3.13:

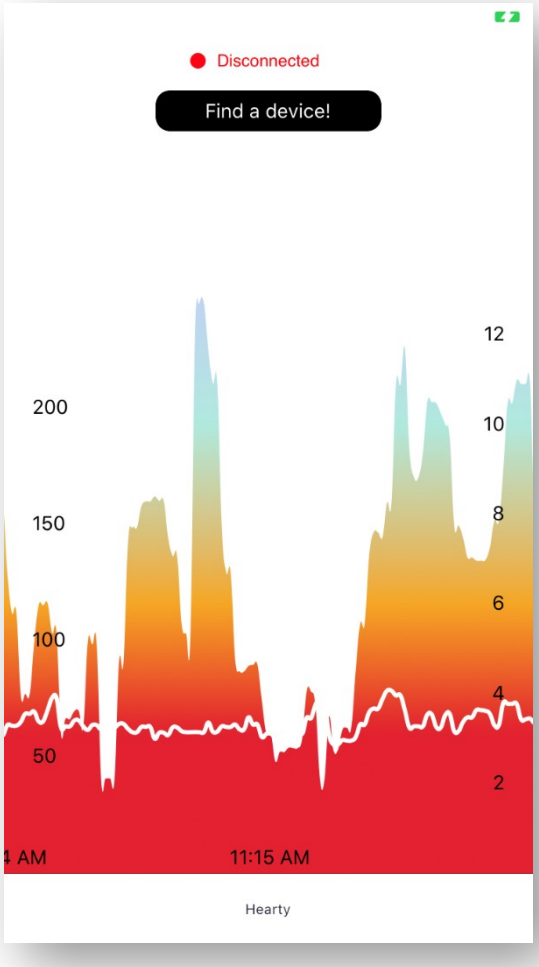

Рисунок 3.13 – Головний екран додатку

Як можна бачити, на момент створення знімка екрана в радіусі 15-ти метрів не було доступних датчиків серцебиття, тому у верхній частині екрану розташовується червона точка, що говорить про відсутність з'єднання.

При натисканні на кнопку «Find a device!» буде відображений наступний екран, який спеціалізується на підключенні нових пристроїв (рис. 3.14):

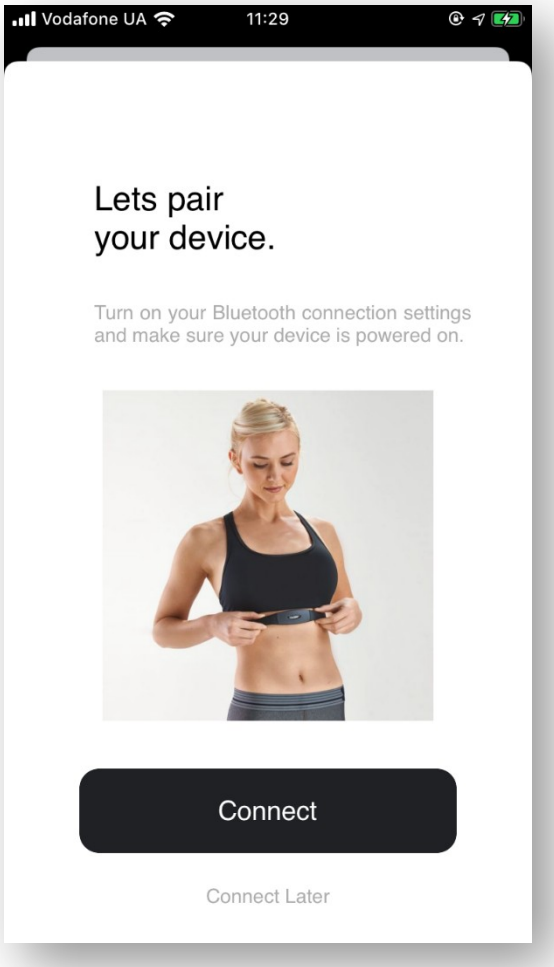

Рисунок 3.14 – Початковий екран встановлення з’єднання с датчиком серцебиття

При натисканні на кнопку «Connect» користувач буде спрямований на наступний екран, який спеціалізується на безпосередньому пошуку пристроїв, що знаходяться в радіусі 15-ти метрів (див. рис. 3.15).

Рисунок 3.15 – Процесс пошуку пристроїв в радіусі 15 метрів

За умови, якщо поблизу все ж виявився включений датчик серцебиття, він обов'язково буде відображено в таблиці зі списком знайдених пристроїв (рис. 3.16). Вибравши цей пристрій натисканням, користувач зможе натиснути на кнопку «Connect device», що призведе до створення пари між додатком і датчиком серцебиття. Як тільки пара буде створена, будуть запущені алгоритми з зчитування і обробки даних.

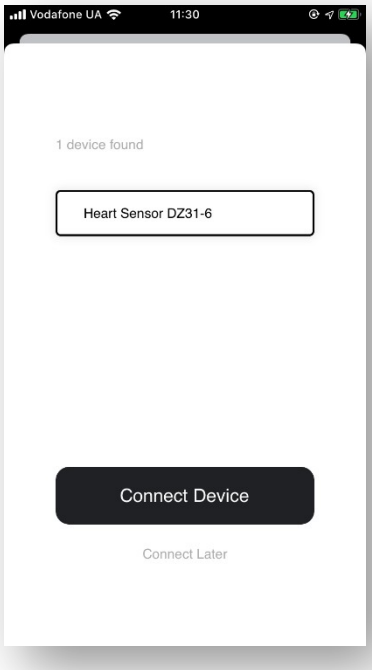

Рисунок 3.16 – Таблиця зі знайденими пристроями, доступними в радіусі 15 метрів

Після успішного виконання процесу створення пари, користувач буде проінформований відповідним екраном (рис. 3.17):

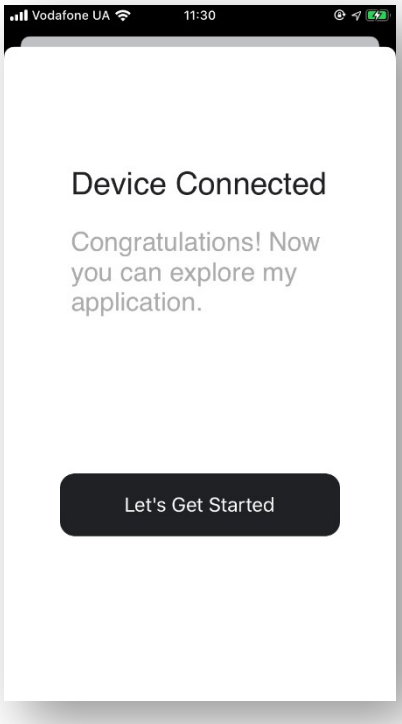

Рисунок 3.17 – Екран інформування користувача з приводу успішного підключення пристрою

Як тільки користувач натисне на кнопку «Lets Get Started», буде знову відкритий головний екран додатка, на якому зчитані дані з пристрою будуть намальовані на графіку в режимі реального часу. Також варто зауважити, що у верхній частині екрану знаходяться два елементи. Перший елемент відображає кількість серцевих скорочень на хвилину, а другий - підрахований індекс потужності (рис. 3.18):

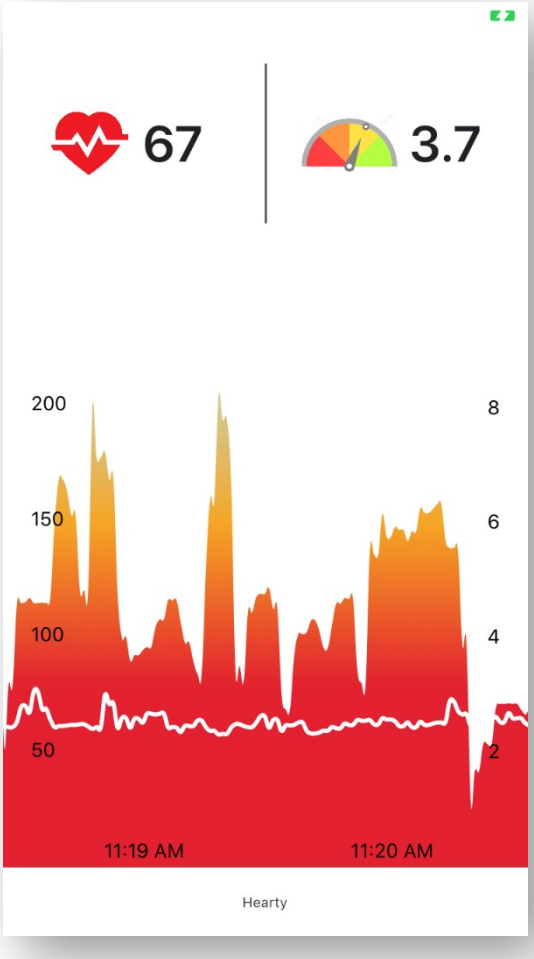

Рисунок 3.18 – Повернення до головного екрану після успішного підключення пристрою

ВИСНОВКИ

В ході виконання даної кваліфікаційної роботи було проведено системний аналіз об’єкта дослідження. На основі цього аналізу була сформована наступна мета – розроблення iOS додатку для аналізу варіабельності серцевого ритму. Для цієї задачі, ми розглянули багато простих і складних методів. Як показав аналіз існуючих методів, оцінка варіабельності серцевого ритму можлива двома шляхами: частотними методами і тимчасовими методами.

З огляду на специфіку ринку та потенційні очікування користувачів від використання мобільного додатка «Hearty», було прийнято рішення використовувати частотні методи для вирішення поставленого завдання. Такий вибір був зумовлений тим, що за умови використання часових методів, бажана точність результатів могла бути досяжна тільки при наявності багатогодинної вибірки даних. Незаперечною перевагою часових методів є простота обчислень і відсутність навантаження на процесор. Це тягне за собою низьку витрату заряду батареї як мобільного пристрою, так і датчика серцебиття. Частотні ж методи, при належній первинній обробці даних, дуже сильно навантажують процесор смартфона, що несе за собою високе енергоспоживання. Однак, з огляду на те, що частотні алгоритми дозволяють отримати досить точні результати вже через 5 секунд збору даних, вибір був очевидний. Для отримання частотного спектра був обраний метод швидкого перетворення Фур'є.

В ході розробки мобільного застосунку були вирішені задачі без яких підрахунок показників варіабельності серцевого ритму було б неможливо

виконати чи результати обчислень не мали в сенсу. А саме: установка bluetooth з'єднання між датчиком серцебиття і мобільним додатком, обробка «сирих» вхідних даних і подальша конвертація їх в інтервали, настройка шару бази даних, промальовування графіка для візуалізації отриманих результатів, реалізація алгоритму щодо усунення шуму.

Поєднавши всі перераховані вище вимоги, було отримано рішення, готове до запуску і здатне скласти конкуренцію провідним аналогам на ринку. Від реалізації результатів роботи очікується позитивний економічний та соціальний ефект, так як на ринку існує дуже мало подібних рішень. Завдяки простому і інтуїтивному інтерфейсу, будь-який користувач може моментально почати користуватися додатком, а завдяки репрезентативній формі відображення даних - користувачам буде просто орієнтуватися в отриманих результатах.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Ahsan, M. M., & Siddique, Z. (2021).Machine learning-based heart disease diagnosis: A systematic literature review. arXiv preprint arXiv:2112.06459. https://arxiv.org/abs/2112.06459
2. Xiao, Q., Lee, K., Mokhtar, S. A., Ismail, I., Pauzi, A. L. b. M., Zhang, Q., & Lim, P. Y. (2023). Deep learning-based ECG arrhythmia classification: A systematic review. Applied Sciences, 13(8), 4964. https://doi.org/10.3390/app13084964
3. Hajishah, H., Kazemi, D., Safaee, E., et al. (2025). Evaluation of machine learning methods for prediction of heart failure mortality and readmission: Meta-analysis. BMC Cardiovascular Disorders, 25, 264. https://doi.org/10.1186/s12872-025-04700-0
4. Denysyuk H. & all. (2023). Algorithms for automated diagnosis of cardiovascular diseases based on ECG data: A comprehensive systematic review. Heliyon, 9(2), e13601. https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e13601
5. Дубровін В. І. (2013) Комп’ютерні методи інтелектуальної обробки даних: навчальний посібник / В.І. Дубровін, Ю.В. Твердохліб, В.В. Харченко. – Запоріжжя : ЗНТУ. – 105 с.
6. Hajiarbabi, M. (2024). Heart disease detection using machine learning methods: A comprehensive narrative review. Journal of Medical Artificial Intelligence, 7, 21. https://doi.org/10.21037/jmai-23-152
7. Sun, X., Yin, Y., Yang, Q. *et al.* Artificial intelligence in cardiovascular diseases: diagnostic and therapeutic perspectives. *Eur J Med Res* **28**, 242 (2023). https://doi.org/10.1186/s40001-023-01065-y
8. Rajpurkar, P., Hannun, A. Y., Haghpanahi, M., Bourn, C., & Ng, A. Y. (2017). Cardiologist-level arrhythmia detection with convolutional neural networks. arXiv preprint arXiv:1707.01836. https://arxiv.org/abs/1707.01836
9. Кваліфікаційна робота бакалавра [Електронний ресурс] : методичні рекомендації для здобувачів ступеня бакалавра освітньо-професійної

програми «Системний аналіз» зі спеціальності 124 Системний аналіз / уклад.: Т.А. Желдак, Т.В. Хом’як, А.В. Малієнко ; М-во освіти і науки України, Нац. техн. ун-т «Дніпровська політехніка». – Дніпро : НТУ «ДП», 2025. – 32 с.

10. Желдак, Т. А., Коряшкіна, Л. С., Ус, С. А. (2020). Нечіткі множини в системах управління та прийняття рішень. – Д.: НТУ «Дніпровська політехніка», 267 с.

11. Ус, С. А., Коряшкіна, Л. С. (2018). Моделі й методи прийняття рішень. – Д. : НГУ, 2018. – 255 с.

12. Експертні системи: навчальний посібник / Л.Нікітіна – Харків: НТУ «ХПІ», 2023. – 210 с.

13. Основи та методи цифрової обробки сигналів: від теорії до практики: навч. посібник / уклад. : Ю.О. Ушенко, М.С. Гавриляк, М.В. Талах, В.В. Дворжак. – Чернівці : Чернівецький нац. ун-т ім. Ю. Федьковича, 2021. 308 с.

14. Нестерчук Д.М. Методи і засоби вимірювань електричних та неелектричних величин: навчальний посібник / Д.М.Нестерчук, С.О.Квітка, С.В.Галько. – Мелітополь: Видавничо-поліграфічний центр «Люкс», 2017. - 206 с.

15. Аналіз, синтез і проектування цифрових систем керування : навч. посібник / С. М. Єсаулов, О. Ф. Бабічева; Харків. нац. ун-т міськ. госп-ва ім. О. М. Бекетова. – Харків : ХНУМГ ім. О. М. Бекетова, 2018. – 150 с.

16. Воробйова О.М. Цифрові пристрої: навч. посіб. – Ч. 2 / О.М. Воробйова, М.П. Савицька, Ю.В. Флейта. – Одеса: ОНАЗ ім. О.С. Попова, 2016. – 80 с.

ДОДАТКИ

Додаток А

Відомості матеріалів кваліфікаційної роботи

		Позначення	Назва	Кількість	Примітки
1					
2			Документація		
3					
4		САУ.РД.25.02 ПЗ	Пояснювальна записка	83	Формат А4
5					
6		САУ.РД.25.02 ДМ	Демонстраційні матеріали	14	Презентація PowerPoint на компакт диску
7					
8		САУ.РД.25.02 КР	Копія роботи	1	Диск CD-R
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					
18					
19					
20					
21					
22					
23					
24					

					САУ.РД.25.02.ДА.ПЗ
Змін.	Аркуш	№ докум.	Підпис	Дата	
Розроб.		Огульчанський			**Матеріали кваліфікаційної роботи**
К. розд.		Слєсарєв			
Керівн.		Слєсарєв			
Н.контр.		Хом’як			
Зав. каф.		Желдак			

Літ.	Аркуш	Аркушів

НТУ ДП,
12; 124-21з-1

Додаток Б

Відгук

на кваліфікаційну роботу бакалавра
Студента групи *124-21з-1* *Огульчанського Яна Олександровича*
спеціальності 124 Системний аналіз

Тема кваліфікаційної роботи: «Бізнес-аналітика в процесі розробки мобільного додатка для оцінки загального стану організму людини»

Обсяг кваліфікаційної роботи: 84 сторінки.

Мета квалікаційної роботи: створення комплексного рішення для кількісної оцінки варіабельності серцевого ритму, а також знаходження значення серцебиття виходячи з вхідних даних, які надсилаються сенсором серцебиття.

Актуальність теми обуовлена необхідністю створення мобільного додатка для платформи iOS, яка об'єднає в собі базу знань, алгоритм обробки вхідних даних, а також репрезентацію отриманих результатів у вигляді графіка.

Тема квалікаційної роботи безпосередньо пов'язана з об'єктом діяльності бакалавра спеціальності 124 «Системний аналіз і управління», оскільки в роботі виконано системний аналіз предметної області, бізнес-аналіз в ході розробки ного програмного забезпечення, аналіз слабких і сильних сторін конкрентв (аналогів) та постановка технічного зхавдання на розробку.

Практична цінність отриманих у роботі результатів полягає у гнучкості і можливості використання будь-якого датчика серцебиття як джерело даних для діагностики варіабельності серцевого ритму. Також цінністю є взаємодія мобільного додатка з датчиком серцебиття (який виступає в якості сервера) і базою знань.

Виконані в квалікаційній роботі завдання відповідають вимогам до професійної діяльності фахівця освітньо-кваліфікаційного рівня бакалавр, оскільки авторов вирішуються тиові завдання дяльності систеного аналітика.

Висновки підтверджують можливість використання результатів роботи як для приватного спостереження за загални фізичним станом, так в проесі тренувань спортсменів.

Оформлення пояснювальної записки та демонстраційного матеріалу до неї виконано згідно з вимогами. Роботу виконано самостійно, відповідно до завдання та у повному обсязі.

У роботі відзначено такі **недолік**: автор використовує процедурне представлення знань (у вигляд алгоритму) замість більш сучасного декларативного (окремому вільно мдифікованому файлі). Ускладнює оновлення програми в разі появи нови знань.

Квалікаційна робота в цілому заслуговує **оцінки**: «Відмінно» (90 балів).

З урахуванням висловлених зауважень автор заслуговує присвоєння кваліфікації «бакалавр з систеного аналізу».

Керівник квалікаційної роботи,
проесор кафедри САУ, д.т.н. В.В. Слєсарєв