

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО

Факультет інформатики та обчислювальної техніки

(назва факультету, інституту)

Кафедра автоматизованих систем обробки інформації і управління

(назва кафедри)

"На правах рукопису"

УДК 57.087.1

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

О.А.Павлов

(підпис)

(ініціали, прізвище)

« » 20 18 р.

МАГІСТЕРСЬКА ДИСЕРТАЦІЯ

на здобуття ступеня магістра

за спеціальністю 122 Комп'ютерні науки та інформаційні технології

(код та назва спеціальності)

спеціалізацією Інформаційні управляючі системи та технології

(код та назва спеціалізації)

на тему: Методи перевірки якості сигналу при вимірі електрокардіограми

Виконав: студент VI курсу групи ІС-61м

(шифр групи)

Малиновський Артем Дмитрович

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник

ст. викл., к.т.н. Сперкач М.О.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант

к.т.н., доц. Жданова О.Г.

(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент

(підпис)

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація: 113 с., 22 рис., 28 табл., 2 додатка, 50 джерел.

Актуальність теми. На даний момент, у світі є розповсюдженою парадигма “4P Medicine” – персональна, піклувальна, превентивна, предиктивна медицина. Концепція полягає у запобіганню хвороб, виявленню їх на ранніх стадіях (коли ще можливо попередити її) [1]. Саме у цій парадигмі створюються прилади, що дозволяють стежити за своїм здоров’ям у домашніх умовах. В тому числі до них відносяться персональні кардіографи [2]. Персональні кардіографи є особливо актуальними, через те, що серцево-судинні захворювання(ССЗ) за офіційною статистикою є “вбивцею” №1 у світі [3]. Проблемою є те, що такі прилади не мають функціоналу для валідації якості сигналу, і як наслідок – точність алгоритмів, що аналізують електрокардіограму(ЕКГ), може істотно знижуватись, за рахунок відсутності валідації сигналів, що йдуть на вхід модулів аналізу. Це є критичним фактором, адже сучасні алгоритми обробки біо-медичних сигналів є персоналізованими [4].

У зв’язку з цим актуальною є розробка апаратно-програмного комплексу, що дозволяє знімати ЕКГ у домашніх умовах. Наукові дослідження, що проводяться в рамках магістерської дисертації дозволяють істотно покращити сигнал, що отримується з одно-канальних кардіографів, завдяки тому, що користувач під час процесу зйому сигналу отримує інформацію про якість сигналу, що змушує його знайти позу в якій буде кращий сигнал.

Теоретичні основи реалізації такого підходу закладені у працях Кліфорда Г., Раджакопалана Ц., Моргано Е., Алонзо-Атензіа Ф., Сільва І.. Результатами їх досліджень є методи, що дозволяють досліджувати якість ЕКГ сигналу, з високою точністю, але їх методи є вузько-направленими для багатоканальних кардіографів.

Таким чином, постає науково-практична задача розроблення методу валідації ЕКГ сигналу для одноканальних кардіографів.

Мета і завдання дослідження. *Метою дисертаційної роботи* є спрощення діагностики хворих, за рахунок створення валідатору сигналу, який у режимі

реального часу буде визначати якість сигналу електрокардіограми, що відправляється на аналіз.

Для досягнення мети дослідження необхідно виконати наступні *завдання*:

- виконати огляд відомих результатів з розв'язання поставленої в рамках роботи задачі;
- збір датасету кардіограм;
- розробити метод валідації ЕКГ-сигналу, що знімається в режимі реального часу;
- розробити програмну реалізацію розробленого методу;
- виконати аналіз отриманих результатів.

Об'єкт дослідження – процес передачі сигналу електрокардіограми знятої з одноканального кардіографа.

Предмет дослідження – якість сигналів електрокардіограми та методи перевірки якості сигналів електрокардіограми.

Методи дослідження. Для виконання поставлених завдань у роботі було використано методи: системного аналізу (при проектуванні інформаційної технології); теорії розпізнавання паттернів, теорія нейронних мереж (при розробленні методів розв'язання задачі оцінки якості сигналу).

Наукова новизна отриманих результатів. Розроблено метод перевірки якості ЕКГ-сигналів знятих з одноканального кардіографа, що працює в режимі реального часу. Застосовано метод нейронних мереж для класифікації ЕКГ-сигналів.

Публікації. у збірці науково-практичній конференції «Інформатика та обчислювальна техніка-ІОТ- 2018», м. Київ, НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», 23-24 квітня 2018 року [5].

ABSTRACT

Master's dissertation: 113 p., 22 pic., 28 tables, 2 appendixes, 50 referring sources.

Actuality of theme. At present, the 4P Medicine paradigm is common in the world – personalized, predictive, preventive, participative medicine. The concept is to prevent the disease, detecting it at an early stage (when it is still possible to warn it) [1]. It is in this paradigm that you can create devices that allow you to monitor your health at home. Including – personal cardiographs [2]. Personal cardiographs are especially relevant, because cardiovascular disease (CVD) is, according to official statistics, the "killer" number 1 in the world [3]. The problem is that such devices do not have a function to validate the quality of the signal, and as a result, the accuracy of the algorithms analyzing the electrocardiogram (ECG) can be significantly reduced, due to the lack of validation of the signals entering the input of the analysis modules. This is a critical factor, since modern bio-medical signal processing algorithms are personalized [4].

In this regard, the development of hardware and software complex, which allows you to remove ECG at home, is relevant. Scientific research conducted in the framework of the master's thesis allows to significantly improve the signal received from single-channel cardiograms, due to the fact that the user during the process of catching the signal receives information about the quality of the signal, which makes him find the position in which the best signal.

The theoretical basis for the implementation of such an approach is laid down in the writings of Clifford G., Rajakopalana Ts, Morgano E., Alonzo-Athenia F., Silva I. .. The results of their research are methods that allow to investigate the quality of the ECG signal, with high accuracy. But the proposed methods do not work with single-channel cardiographs.

The purpose and tasks of the study. The purpose of the dissertation work is to simplify the diagnosis of patients, by establishing a signal validator, which in real time will determine the quality of the signal of the electrocardiogram, sent to the analysis.

To achieve the research goal, you must complete the following *tasks*:

- staging an experiment on collecting datatypes of cardiograms;

- carry out an overview of known results in solving the problem posed within the framework of the work;
- develop a method for validating an ECG signal that is taken in real-time;
- develop a software implementation of the developed method;
- perform the analysis of the results.

Object of study – the process of transmitting the signal of an electrocardiogram shot from a single-channel cardiograph.

Subject of study – the quality of the electrocardiogram signals and the methods for checking the quality of the electrocardiogram signals.

Research methods. The following methods were used to perform the tasks: system analysis (in the design of information technology); the theory of pattern recognition, the theory of neural networks (in developing methods for solving the problem of assessing the quality of the signal).

Scientific novelty of the obtained results. The method of validation of ECG signals taken from a one-channel cardiogram, working in real-time mode, is developed. The method of neural networks is used to classify ECG signals.

Publications. The materials of the work are published in the collection of articles of the International scientific-practical conference "Informatics and Computing Technology-IOT-2018", Kyiv, National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" April 23-24, 2018 [5].

Зміст

| | |
|--|----|
| ВСТУП..... | 10 |
| 1 ОГЛЯД ПІДХОДІВ ДО ЗАДАЧІ ПЕРЕВІРКИ ЯКОСТІ ЕКГ СИГНАЛУ..... | 15 |
| 1.1 Сучасні способи зняття кардіограми | 18 |
| 1.2 Види ЕКГ | 19 |
| 1.3 Задача розпізнавання образів | 21 |
| 1.4 Відкриті датасети медичних кардіограм | 23 |
| 1.5 Задача перевірки якості ЕКГ сигналу..... | 24 |
| Висновки до розділу..... | 27 |
| 2 ІСНУЮЧІ МЕТОДИ ПЕРЕВІРКИ ЯКОСТІ ЕКГ СИГНАЛУ | 29 |
| 2.1 Класифікація існуючих підходів до перевірки якості ЕКГ сигналу..... | 29 |
| 2.2 Метод перевірки зашумленості ЕКГ сигналу за допомогою багат шарового перцептрону..... | 29 |
| 2.3. Метод перевірки якості ЕКГ сигналу на основі порівняння сигналів між групами відведень..... | 32 |
| 2.4. Метод перевірки якості ЕКГ сигналу, на основі системи правил..... | 36 |
| 2.5 Метод логістичної регресії для задачі класифікації ЕКГ сигналів | 37 |
| 2.6 Аналіз описаних методів | 38 |
| Висновки до розділу..... | 39 |
| 3 РОЗРОБКА МЕТОДІВ ПЕРЕВІРКИ ЯКОСТІ ЕКГ СИГНАЛУ | 41 |
| 3.1 Змістовна постановка задачі перевірки якості сигналу | 41 |
| 3.2 Математична постановка задачі..... | 42 |
| 3.3 Опис ідеї перевірки якості ЕКГ сигналу за допомогою згорткової нейронної мережі та алгоритму відслідковування наявності дотику | 43 |
| 3.4 Принцип згорткових нейронних мереж | 44 |
| 3.4.1 Згорткові нейронні мережі | 44 |
| 3.4.2. Опис шарів | 45 |
| 3.5 Згорткова нейронна мережа для валідації ЕКГ сигналу..... | 47 |
| 3.5.1 Архітектура нейронної мережі..... | 47 |
| 3.5.2. Процес навчання..... | 49 |
| 3.6 Підготовка даних до валідації | 51 |
| 3.7 Дані, що використовувались у моделі | 52 |
| 3.8 Результати роботи згорткової нейронної мережі для задачі перевірки якості ЕКГ сигналу | 52 |
| 3.9 Метод валідації сигналу по відслідковуванні контакту..... | 52 |
| 3.10 Порівняння отриманих точностей з існуючими підходами | 54 |
| Висновки до розділу..... | 56 |
| 4 ОПИС ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ | 57 |
| 4.1. Загальні вимоги до архітектури програмного забезпечення | 57 |

| | |
|---|--|
| 4.2. Опис архітектури програмного забезпечення..... | 58 |
| 4.3. Опис структур даних..... | 60 |
| 4.3.1. Структура бази даних..... | 60 |
| 4.3.2. Структура файлу розміченої кардіограми..... | 61 |
| 4.4. Структура класів програмного забезпечення | 62 |
| 4.4.1. Структура Python-додатку для розмічення кардіограм | 62 |
| 4.4.3. Структура Android-застосунку | 68 |
| 4.4. Керівництво користувача..... | 69 |
| 4.4.1. Керівництво користування Android-застосунком..... | 69 |
| 4.4.2. Керівництво користування Android-застосунком..... | 74 |
| 4.6. Вимоги до програмного та технічного забезпечення..... | 75 |
| Висновки до розділу..... | 76 |
| 5 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ | 77 |
| 5.1 Опис ідеї проекту..... | 77 |
| 5.2 Технологічний аудит ідеї проекту | 80 |
| 5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту..... | 81 |
| 5.4 Аналіз ринкової стратегії проекту | 88 |
| 5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту..... | 92 |
| Висновки до розділу..... | 97 |
| ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ І РЕКОМЕНДАЦІЇ ДО ПОДАЛЬШИХ ДОСЛІДЖЕНЬ..... | 98 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ..... | Ошибка! Закладка не определена. |
| ДОДАТКИ..... | 101 |
| ДОДАТОК А Приклад файлу сгенерованого після розмічення електрокардіограми | 101 |
| ДОДАТОК Б ГРАФІЧНИЙ МАТЕРІАЛ | 102 |
| ПЛАКАТ 1 КЛАСИФІКАЦІЯ ЕКГ СИГНАЛІВ | 103 |
| ПЛАКАТ 2 РОЗПОДІЛ ДАТАСЕТУ ЗА БІОЛОГІЧНИМИ ДАНИМИ..... | 104 |
| ПЛАКАТ 3 АРХІТЕКТУРА ЗГОРТКОВОЇ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ ПЕРЕВІРКИ ЯКОСТІ СИГНАЛУ | 105 |
| ПЛАКАТ 4 ПРИКЛАД КАРДІОГРАМ | 106 |
| ПЛАКАТ 5 ДІАГРАМА КОМПОНЕНТІВ | 107 |
| ПЛАКАТ 6 ДІАГРАМА КЛАСІВ..... | 108 |
| ПЛАКАТ 7 ЗНІМКИ ЕКРАННИХ ФОРМ..... | 109 |

ВСТУП

У сучасному світі значного поширення набуває 4P medicine (personalized, predictive, preventive, participative medicine – персональна, предиктивна, предиктивна, піклувальна медицина) – концепція, що спрямована на усунення ознак хвороб, ще до моменту, коли хвороба переходить у стадію, коли ремісія стає неможливою. Дана концепція складається з 4-х основних напрямків.

Предиктивна (передбачувальна) медицина – це визначення ймовірності розвитку тих чи інших захворювань і грамотна взаємодія з пацієнтом, для коригування його способу життя, з метою продовження життя, підвищення якості і передбачення початку серйозних захворювань, зниження ризиків їх прояви, підбір оптимального лікування.

Профілактична медицина – означає, що основний обсяг дії лікаря буде спрямований не на лікування хвороб, а на запобігання початку його розвитку. Очевидно, що даний підхід має на увазі, що пацієнт встановить тісний контакт з лікарем задовго до початку розвитку захворювання, а лікар розробить персоналізовану програму для виявлення ранніх ознак насуваються захворювань, і, якщо потрібно, до застосування відповідних втручань.

Партисипативна медицина (що вимагає активної участі пацієнта) це медицини майбутнього, що має на увазі активну участь пацієнта в процесі прийняття як конкретних медичних рішень, так і у визначенні загальної стратегії моніторингу стану здоров'я.

Персоналізована медицина – це інтегральна медицина, яка включає розробку персоналізованих засобів лікування на основі геноміки і тестування на схильність до захворювань, профілактика, об'єднання діагностики з лікуванням і моніторинг лікування. Це, в першу чергу, підхід до надання медичної допомоги з профілактичною спрямованістю на основі індивідуальних характеристик пацієнтів, для чого вони повинні бути розподілені в підгрупах залежно від схильності до хвороб і відповідь на те чи інше втручання [1].

Важливим елементом такої концепції у медицині є економічний аспект. Запобігання хвороб, проти лікування може дати відчутні зміни ВВП країн, що підтримують дану концепцію, на рівні держави. Смертність від хвороб, що можливо виявляти на ранніх стадіях, знижує тривалість життя працездатного населення, а значить має високий вплив на економіку країни в цілому. Захворювання спричиняють підвищення витрат на медичні послуги, що знижує покупну спроможність населення, що тягне за собою низку економічних проблем.

Особлива увага серед усіх захворювань, що є причиною високої смертності серед працездатного населення приділяється ССЗ. ССЗ в рік стають причиною більше 4,3 млн смертей в Європейському регіоні (48% всіх смертей) і 2,0 млн смертей в 27 суб'єктах Європейського союзу (42%). В даний час в Європі понад 800 000 чоловік старше 65 років щорічно вмирають від ССЗ, у тому числі понад 230 тисяч в країнах Європейського союзу [2].

Незважаючи на те, що концепція 4P медицини не нова, особливого розвитку такий підхід зазнав завдяки створенню концепції експоненційних технологій. Експоненційні технології, це концепція, що розроблена Пітером Діамандізом з Університету Сингулярності. Ідея в тому, що технології, або сфери людської діяльності, що зазнають оцифровування, починають розвиватись за експоненційним законом. Кожна технологія, що зазнає експоненційного росту, проходить 6 етапів.

Оцифровування – Коли технологія оцифрована, вона стає інформаційною наукою, і тому ми можемо використовувати комп'ютери для її управління;

Нехтування – експоненціальне зростання важко визначити. На ранніх етапах розвитку зростання практично непомітне;

Перевершення – Після початкового оманливого зростання, розвиток експоненціальної технології може зробити попередню парадигму ефективно застарілою, не виконуючи її як за ефективністю, так і за вартістю;

Дематеріалізація – елементи, які колись були великими і громіздкими, тепер легко підходять до наших кишень. Мініатюризація датчиків у поєднанні з оцифруванням дозволяє виключити спеціальні одноразові фізичні пристрої;

Демонетизація – Системи GPS та відеокамери високої роздільної здатності раніше були надзвичайно дорогими, але тепер, майже кожен може отримати доступ до них, оскільки вони є додатками та датчиками, включеними у ваш телефон. Вартість виробництва та тиражування програмного забезпечення значно дешевше, ніж створення його фізичної версії, а ефект масштабу, пов'язаний з датчиками, дозволяє їм стати надзвичайно доступними.

Демократизація – продукти, послуги та інформація, які колись були доступні лише багатим країнам, науково-дослідницьким лабораторіям або компаніям, тепер стають доступними все більшим відсотком світового населення. Якщо ви можете придбати дешевий телефон з підключенням до Інтернету, у вас є ті ж засоби зв'язку та доступ до тих самих платформ, що і у мільярдера [3].

Наведені вище парадигми медицини, та концепція розвитку технологій, призводить до появи приладів, сенсорів, що дозволяють проводити моніторинг здоров'я людей (не лише пацієнтів, що знають або підозрюють наявність хвороб у себе в організмі) поза межами лікарень. Окрім цього, значного розвитку зазнають технології штучного інтелекту, що дозволяють аналізувати дані з сенсорів, що зараз доступні кожному для користування у домашніх умовах. До таких даних можуть належати показники кров'яного тиску, електрокардіограма, енцефалограма та інше.

З точки зору кардіології, значного поширення набувають сенсори що дозволяють знімати пульс, кардіограму без присутності лікаря. Такі прилади особливо розповсюджені серед спортсменів, що слідкують за станом здоров'я для покращення спортивних показників. Завдяки появі таких пристроїв, активно розвивається ринок алгоритмів автоматизованого аналізу здоров'я серця.

Серед алгоритмів штучного інтелекту першим алгоритмом, що пройшов медичну сертифікації FDA (FDA – організація, що має найжорсткіші стандарти медичної сертифікації серед усіх існуючих), є алгоритм детектування аритмій, що був створений дослідницької групою під керуванням відомого дослідника штучного інтелекту Ендрю Інга [4]. Особливістю цього алгоритму є той факт, що було проведене дослідження з групою провідних практикуючих кардіологів, у ході якого виявлення аритмій по кардіограмі робили лікарі, та алгоритм. В результаті

експерименту на досить великій виборці кардіограм, було встановлено, що алгоритм впорався краще, ніж лікарі. Це не говорить про те, що алгоритми готові замінити лікарів, проте автоматизований аналіз стану здоров'я може значно зменшити навантаження на лікарів, а у деяких випадках допомогти при діагностиці.

З появою таких алгоритмів, особливо актуальною стає проблема перевірки якості сигналу(кардіограми, наприклад), що знімаються без присутності лікаря, перш ніж по цьому сигналу буде проведено автоматизований аналіз за допомогою алгоритмів. Як у випадку з алгоритмом Ендрю Инга, дослідження відбувались в ідеальних умовах. Для того, щоб цей алгоритм було дозволено використовувати з певним датчиком, для моніторингу стану пацієнтів віддалено, розробники повинні гарантувати, що сигнал, який піде на вхід алгоритмів аналізу, буде належної якості. При створенні алгоритмів, що оброблюють біо-медичні сигнали, особливо актуальним стає зменшення так званих помилок першого і другого роду. З медичної точки зору ці помилки поділяються на два класи

Помилка першого роду. Алгоритм виявлення хвороб, випадково класифікує здорову людину як хвору.

Помилка другого роду. Алгоритм виявлення хвороб помилково класифікує хвору людину як здорову.

Як можемо побачити, помилки першого роду є неприємними, але не критичними, у той час як помилки другого роду у алгоритмах, що використовуються в медицині – є критичними.

Вирішення задачі перевірки якості сигналу, стає особливо актуальною для систем, аналізу даних з датчиків, що дозволяють знімати кардіограму, або будь-який інший біо-медичний сигнал без контролю лікаря. Це пов'язано з тим, що при технічних проблемах(погано одягнуто датчик, інколи зникає сигнал, тощо) якість сигналу може стати сумнівною, що приведе до зниження якості результатів аналізу.

Причому, у кардіології можна розрізнити наступні задачі перевірки якості сигналу, за видами носимих сенсорів:

- Одноканальні кардіографи;
- Багато-канальні кардіографи.

Такий розподіл задач виникає з причини того, що сигнал з багато-канальних кардіографів зазвичай є більш інформативним, за рахунок того, що сигнали з деяких каналів можуть істотно відрізнитись один від одного, за рахунок того, що електрична активність проєцюється на різні площини.

Описані вище факти обґрунтовують необхідність створення методу перевірки якості сигналів електрокардіограми, для одноканальних кардіографів, за допомогою яких проводиться зняття кардіограми у домашніх умовах. Це потрібно для того, щоб виявляти якість сигналу, перш ніж цей сигнал буде оброблений автоматизованими методами, або потрапить до лікаря на остаточне діагностування.

1 ОГЛЯД ПІДХОДІВ ДО ЗАДАЧІ ПЕРЕВІРКИ ЯКОСТІ ЕКГ СИГНАЛУ

Електрокардіографія – наука, що вивчає електричні процеси, які виникають у міокарді. Графічне зображення електричних потенціалів серця називають електрокардіограмою (ЕКГ). За допомогою ЕКГ вивчають властивості серця: автоматизм, провідність, збудливість, рефрактерність, аберантність.

Електричні потенціали з поверхні тіла можна реєструвати за допомогою 2-х електродів, один з яких приєднується до "+" електрокардіографа, інший – до "-". Спеціальне розміщення електродів називають відведенням. Загальноприйнятими обов'язковими в електрокардіографії є 12 відведень.

Двополюсні від кінцівок, або стандартні відведення Ейнтховена (рисунок 1.1).

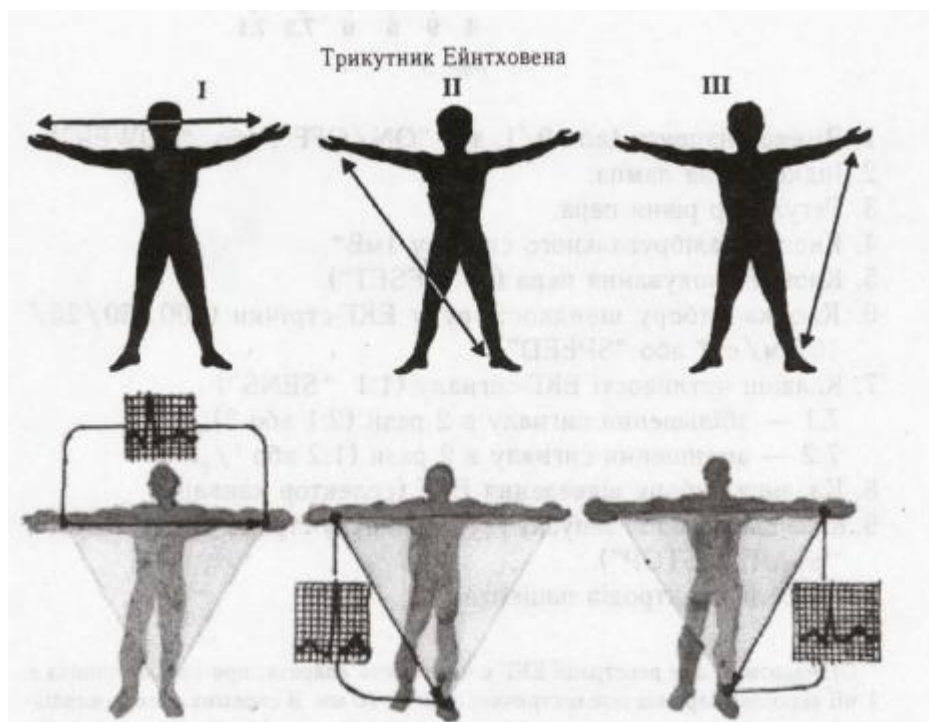


Рисунок 1.1 – Відведення Ейнтховена

Однополюсні підсилені, або відведення Гольдбергера (рисунок 1.2).

- **I** (або L₁) між правою і лівою руками (червоний – жовтий);
- **II** (або L₂) між правою рукою і лівою ногою (червоний – зелений);
- **III** (або L₃) між лівою рукою і лівою ногою (жовтий – зелений).

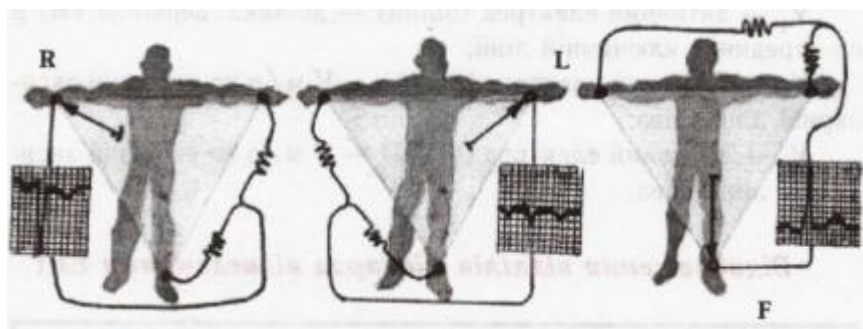


Рисунок 1.2 – Відведення Гольдбергера

Грудні відведення Вільсона (рисунок 1.3).

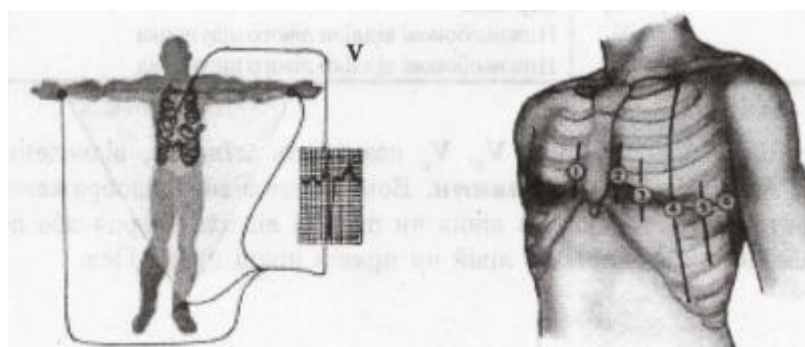


Рисунок 1.3 – Грудні відведення Вільсона

Грудні відведення Вільсона включаються в себе наступні відведення:

- V – активний електрод (білий) – IV м/р справа біля груднини;
- V2 – активний електрод (білий) – IV м/р зліва біля груднини;
- V3 – активний електрод (білий) – посередині прямої між v2-v4;
- V4 – активний електрод (білий) – ділянка верхівки, VM/P по серединно-ключичній лінії;
- V5 – активний електрод (білий) – V м/р по передній аксилярній лінії зліва;
- V6 – активний електрод (білий) – V м/р по середній аксилярній лінії зліва [6].

Електрокардіограма (ЕКГ) являє собою криву з п'ятьма зубцями, що позначаються буквами латинського алфавіту – P, Q, R, S, T (рисунок 1.4). Кожен зубець відображає певну стадію збудження міокарда: зубець P виникає при порушенні передсердь, комплекс QRS – скорочення (систола) шлуночків, зубець T з'являється при виході міокарда зі стану збудження. Вид ЕКГ змінюється в залежності від місця її фіксації (відведення). При наявності патологічних змін

змінюються висота і ширина зубців, їх співвідношення, періодичність і т.д. Все це враховує кардіолог або лікар функціональної діагностики, коли проводить розшифровку кардіограми і дає свій висновок.

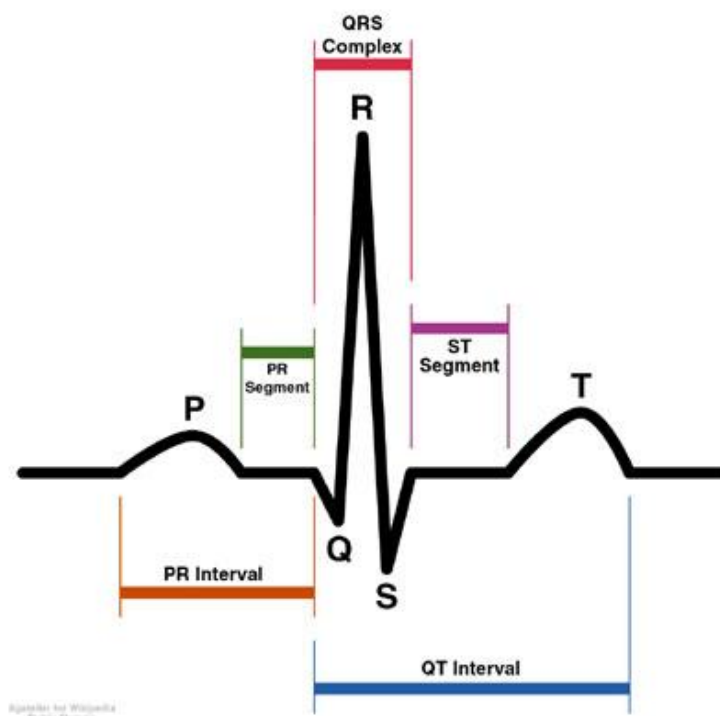


Рисунок 1.4 – Основний паттерн кардіограми(один удар серця)

З точки зору аналізу кардіограми, з кардіограми можна отримати такі види сигналів:

Сирий сигнал – вихідний сигнал, знятий безпосередньо з людини, може використовуватись для біометричної ідентифікації, так як є найбільш інформативним сигналом [7]. При роботі з вихідним сигналом, маємо максимальну інформативність сигналу.

Інтервали між ударами серця(RR-інтервали) – під цим терміном розуміють ряд інтервалів часу між сусідніми R-піками кардіограми. Також, RR-інтервали можливо вимірювати, за допомогою фотоплетизмографії(просвічування шкіри) [8]. Широко використовується для аналізу модуляцій нервової системи на серце [9].

Анотовані дані – приклад таких даних показано на рисунку 1.4, анотовані дані являють собою координати основних ключових точок удару серця. До таких точок відносяться точки пов'язані з P-хвилею(початок, максимум, кінець), точка N, Q, R, S,), точки пов'язані з хвилею T [10].

Якість отриманих даних може залежати від впливу багатьох факторів, таких як:

- пози людини – при різних позах, сигнал по різному відображається;
- впливу хімічних речовин [11].

1.1 Сучасні способи зняття кардіограми

Усі сучасні способи запису кардіограми засновані на принципах, теорії наведених вище. Сучасні кардіографи можна класифікувати за наступним принципом (рисунок 1.5).

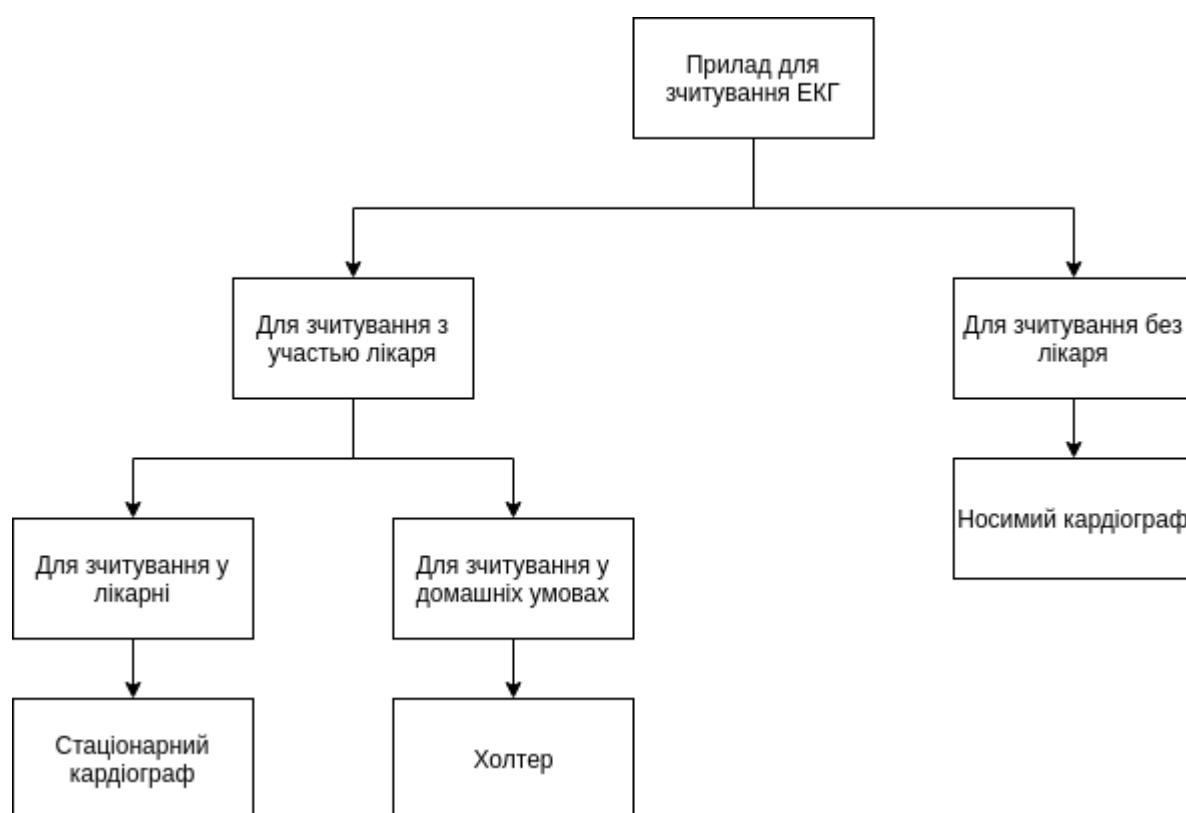


Рисунок 1.5 – Класифікація сучасних приладів для зчитування ЕКГ

Стаціонарний кардіограф – використовується у клініках, для моніторингу ЕКГ у пацієнтів у важкому стані, для повноцінного аналізу ЕКГ. Такі кардіографи мають 12 відведень. Моніторинг можливий лише за стаціонарних умов. Аналіз кардіограми лікарем відбувається у режимі реального часу. Проходять медичну сертифікацію.

Холтер – медичний кардіограф, що має 6 відведень. Використовується у клініках, для проведення моніторингу ЕКГ у динаміці(при виконанні вправ, тощо), а

також для добового моніторингу пацієнтів, у нестационарних умовах. Цінність таких приладів у запису ЕКГ на жорсткий диск. Після скрінінгу, добова кардіограма пацієнта аналізуються лікарями, за допомогою такої кардіограми, наприклад, можливо виявляти мерехтливу аритмію [12]. Особливість цієї аритмії у тому, що вона може проявлятися у вигляді 1-2 неякісних ударів серця на годину, наприклад. Проходять медичну сертифікацію.

Носимий кардіограф – кардіографи у вигляді годинників, або іншої користувацької носимої електроніки. Мають 1-3 відведень, використовуються для моніторингу ЕКГ. Такі прилади не завжди проходять медичну сертифікацію. Працюють за декількома принципами:

- моніторинг ЕКГ для відправки лікарю;
- моніторинг ЕКГ для автоматизованого аналізу.

Нижче наведені типові представники кардіографів кожного з типу умовної класифікації приладів для зчитування ЕКГ, що були наведені вище.

R-scribe – 12-ти каналний стаціонарний кардіограф. Має частоту дискретизації 40000 Гц. Має можливість визначення наявності кардіостимулятора, вбудована фільтрація ЕКГ сигналу. Підтримує стандарт HL7 [13]. Має можливість персоналізації зчитування кардіограми в залежності до вікової групи [14].

Heaco – холтер для добового моніторингу ЕКГ. Має 3 медичних відведення. Може зчитувати кардіограму в автономному режимі до 48 годин. Має монітор, для можливості контролю якості / наявності сигналу [15].

Quardiacore – кардіограф для персонального користування, є медично сертифікованим. Частота дискретизації 600 Гц. Є можливість проведення довгострокового моніторингу. Є одноканальним кардіографом, використовується одне з грудних відведень Вільсона [16].

1.2 Види ЕКГ

Для того, щоб вирішувати задачу розпізнавання паттернів(у нашому випадку валідацію ЕКГ сигналу), необхідно розуміти можливу природу шумів, для того, щоб при створенні алгоритму враховувати максимальну кількість як позитивних, так і

негативних паттернів. Нижче наведено умовну класифікацію сигналів ЕКГ за зашумленістю (рисунок 1.6).

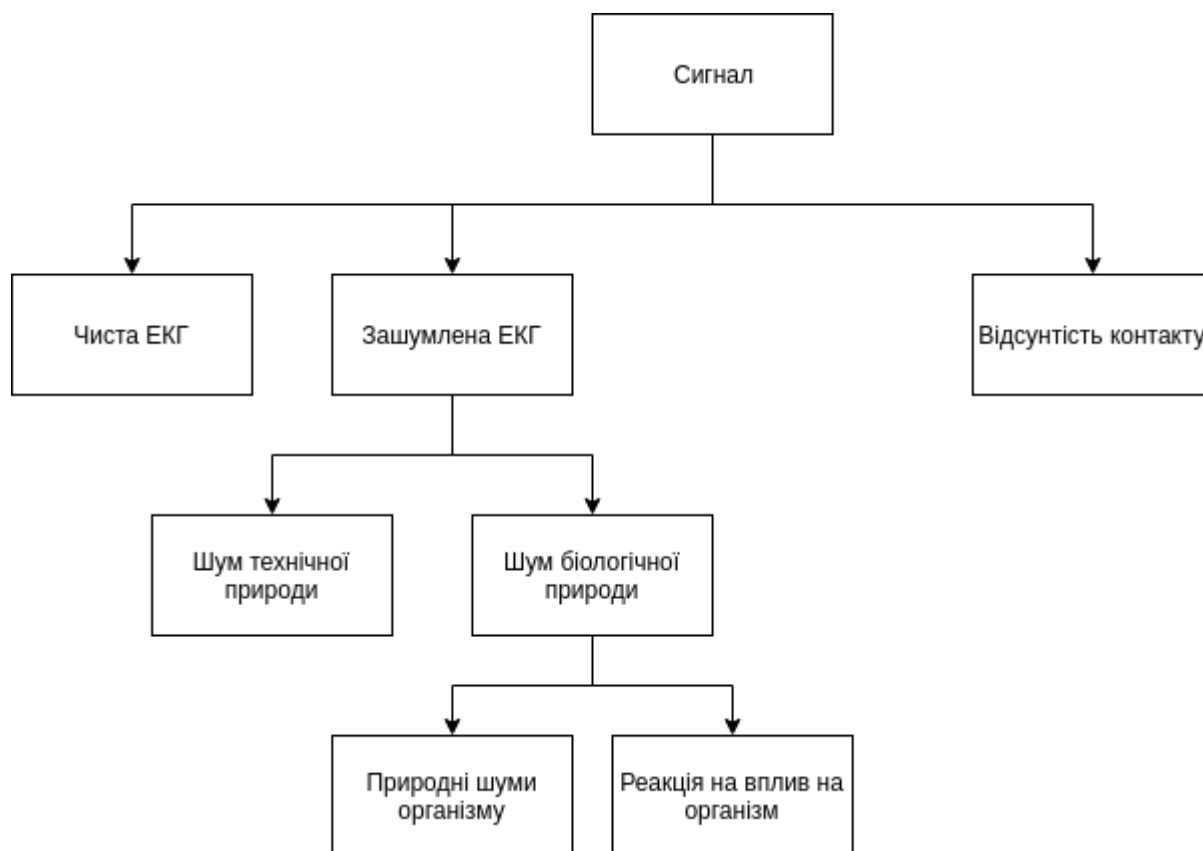


Рисунок 1.6 – Класифікація ЕКГ сигналу за зашумленістю

Чиста ЕКГ – сигнал придатний для аналізу, ступінь зашумленості невисока.

Можливо анотувати основні ключові точки ЕКГ.

Відсутність контакту – сигнал, що можливо отримати у декількох випадках:

- не підключені електроди;
- сухість шкіри, що перешкоджає проходженню струму.

Шум технічної природи – шуми, що можуть виникати через несправність, некоректну роботу технічної складової ЕКГ монітору.

Перешкоди силовій лінії (ПЛІ) – тип шумів, пов'язаних з кабельними передачами сигналу, особливо важкі для медичного обладнання. Кабелі що несуть сигнали з екзаменаційної кімнати до моніторингового обладнання, схильні до електромагнітних перешкод (ЕМІ) частоти (50 Гц або 60 Гц) широко поширеними лініями подачі. Також, при підключенні монітору до мережі, або ноутбуку може спостерігатись подібний вплив. Іноді на записі (наприклад, ЕКГ або ЕЕГ) може

цілком переважати цей тип шуму. Зменшення (фільтрація) такого сигналу PLI є серйозною проблемою, оскільки це частота сигналу лінії електропередачі лежить в межах частотного діапазону сигналів ЕКГ та ЕЕГ [17, 18]. ПЛІ є значне джерело шуму при вимірах біо-впливу. ЕМІ погіршує якість сигналу і заважає крихітним особливостям, які можуть мати вирішальне значення для моніторингу та діагностики, і спостерігається, що це може сильно спотворити біологічні потенціали [19].

Шум біологічної природи – до таких шумів можна віднести шуми, що створюються впливом ліків, тощо(реакція на вплив), або шуми що створюються за рахунок напруження м'язів людиною, тремтіння рук, або дихання(природні шуми організму). Шуми біологічної природи включають в себе ряд основних видів шумів.

Рух базової лінії ЕКГ – варіації в провідності електрод-шкірі та діяльності, такі як рух пацієнта та дихання, викликають рух базової лінії [20,21]. Діапазон частот, в якому переважна вихідна крива домінує, зазвичай менше, ніж 1,0 Гц, однак для ЕКГ з використанням цього діапазону може бути ширшим [21]. Це обумовлено змінами напруги поляризації електрода до шкіри або рух електродів, дихальним рухом або рухом тіла. У блукаючій базовій лінії – ізоелектрична лінія змінює позиції. Однією з можливих причин є рух кабелів. Рух пацієнта, брудні провідні провідники / електроди, тощо.

Артефакти руху – це зміни базової лінії, викликані рухом електродів. Зазвичай вібрація, рух, або дихання суб'єкта сприяють руху артефактів. Пікова амплітуда та тривалість артефакту залежать від різних невідомої кількості, такі як властивості електродів, властивості електроліту, імпеданс шкіри та рух пацієнта. У сигналі ЕКГ базовий дрейф відбувається на надзвичайно низькій частоті (приблизно 0,014 Гц), і швидше за все, це результат дуже повільних змін сопроотивлення шкіри-електрода. Цей шум також можна спостерігати на Спектрі потужності Фур'є [22][19].

1.3 Задача розпізнавання образів

Розпізнавання образів (pattern recognition) – це розділ теорії штучного інтелекту (artificial intelligence), що вивчає методи класифікації об'єктів. За традицією об'єкт, що піддається класифікації, називається образом (pattern). Образом може бути цифрова фотографія (розпізнавання зображень), буква або цифра (розпізнавання символів), запис мови (розпізнавання мови) тощо. В межах теорії штучного інтелекту розпізнавання образів включається в більш широку наукову дисципліну – теорію машинного навчання (machinelearning), метою якої є розробка методів побудови алгоритмів, що здатні навчатися [23].

Статистичне розпізнавання образів. Статистичні теоретичні рішення та оцінки були широко використовувані в розпізнаванні образів протягом тривалого часу. Це класичний метод, він ґрунтується на розподілі векторних ознак які отримують від ймовірності та статистичної моделі. Статистична модель визначається сімейством клас-умовних функцій щільності імовірності $P(x | c_i)$ (ймовірність функції вектор x заданий клас c_i) Докладно, в SPR, поставивши функції в якомусь додатковому порядку, а потім можливо розглянути цей набір функцій як вектор функції. Також статистичний малюнок Розпізнавання стосується функцій лише без розгляду відносини між функціями.

Кластеризація даних. Мета кластеризації полягає в тому, щоб виявити кілька схожих кластерів в масі дані, які не потребують будь-якої інформації про відомі кластери. Це безконтрольний спосіб. Загалом, метод кластеризації даних можна розділити на два класи:

- ієрархічна кластеризація;
- кластеризація розділів.

Метод нейронних мереж – Основними характеристиками нейронних мереж є те, що вони мають здатність вивчати складність нелінійні взаємозв'язки вводу-виводу, застосовуючи послідовні навчальні процедури та адаптуються до даних. Найбільш часто використовувана сімейство нейронних мереж для класифікації моделей. Популярною мережею є Самоорганізаційна карта (SOM), або Kohonen-Network [24], яка в основному використовується для кластеризації даних та картування об'єктів. Процес навчання передбачає оновлення архітектури мережі та

функцій активації, щоб мережа могла ефективно виконувати певну задачу класифікації / кластеризації. Зріст популярності нейромережових моделей для вирішення проблем розпізнавання зображень була в першу чергу через їх зовні низьку залежність від конкретних предметних знань та наявність ефективних алгоритмів навчання для практикуючих. Штучні нейронні мережі (ANNs) [25] надають новий набір нелінійних алгоритмів для вилучення функції (використовуючи приховані шари) та класифікація (наприклад, багатошарові перцептони).

1.4 Відкриті датасети медичних кардіограм

Для створення алгоритмів з використанням нейронних мереж, необхідно мати великий датасет, для навчання машини.

The ECG-ID Database – база кардіограм створених Татяною Луговою, складається з 310 записів отриманих з 90 людей. Кожний запис містить:

- кардіограму з 1-го відведення довжиною 30 секунд з частотою дискретизації 512 Гц;
- 10 аннотованих точок;
- інформація у .hea файлі, що містить вік, стать, дату запису.

Записи кардіограми були отримані від добровольців (44 чоловіки та 46 жінок у віці від 13 до 75 років, які були студентами, колегами та друзями автора). Кількість записів для кожної людини варіюється від 2 (зібраних протягом одного дня) до 20 (збирається періодично протягом 6 місяців) [26].

Сирі сигнали ЕКГ досить шумні і містять як компоненти висок-, так і низькочастотних шумів. Кожен запис включає як сирі, так і відфільтровані сигнали:

- signal 0: ECG I (сирій сигнал);
- signal 1: ECG I фільтрований (фільтрований сигнал).

MIT-BIH Arrhythmia Database – з 1975 року лабораторія на лікарні Бет-Ізраїля в Бостоні (тепер Медичний центр Діаконса Бет-Ізраїлю) та в MIT підтримали власні дослідження з аналізу аритмії та пов'язаних з ним предметів. Одним з перших основних продуктів цієї роботи була база даних MIT-BIH Arrhythmia, яку завершили

і розпочали розповсюдження в 1980 році. Ця база даних була першим загально доступним набором стандартних тестових матеріалів для оцінки аритмічних детекторів і використовувався для цього а також для базових досліджень динаміки серця на більш ніж 500 сайтах по всьому світу. Спочатку розповсюдили базу даних на 9-дюймових цифрових стрічках на півдюйм із роздільною здатністю 800 і 1600 біт / дюймів, а також на аналоговій стрічці FM діагоналлю квадратного дюйма IRIG. У серпні 1989 року випустили версію бази даних CD-ROM.

База даних MIT-BIH Arrhythmia містить 48 півхвилинних витягів з двоканальної амбулаторної запису ЕКГ, отриманої з 47 предметів, вивчених лабораторією Arrhythmia ВІН в період з 1975 по 1979 рр.. Двадцять три записи були обрані випадковим чином з набору з 4000 24- годину амбулаторних записів ЕКГ, зібраних із змішаної кількості населення стаціонарних (близько 60%) та амбулаторних (близько 40%) у Бостонському лікарні Бет-Ізраїль; решта 25 записів були відібрані з того самого набору, що включає менш поширені, але клінічно значущі аритмії, які не були б добре представлені у невеликій довільній вибірці.

Записи були оцифровані на 360 зразках в секунду на канал з роздільною здатністю 11 біт на 10 мВ діапазоні. Два або більше кардіологів самостійно коментують кожен запис; Розбіжності були вирішені, щоб отримати автоматично читаються довідкові анотації для кожного удару (приблизно 110 000 анотацій у всіх), включених до бази даних [27].

1.5 Задача перевірки якості ЕКГ сигналу

Задача валідації по своїй суті є задачею розпізнавання паттерну. Важливим моментом є те, що сигнал ЕКГ містить в собі, так званий темпоральний паттерн [28]. Так називають паттерн, що циклічно через приблизно рівні проміжки часу повторюється.

У роботі [29] розглядається підхід, що є актуальним для валідації якості сигналу на носимих кардіографах, так як запропонований підхід був портований для розрахунків на мобільних кардіографах. Підхід, що був запропонований являє собою нейронну мережу, для валідації сигналу 12-ти каналного кардіографа.

Нейрона мережа являє собою багат шаровий персептрон, що приймає на вхід 84 значення, тобто 12 наборів(для кожного відведення) по 7 значень, що розраховуються після фільтрації сигналу, та анотації ключових точок. Кожен набір значень містить наступні значення:

- набір слабких частин сигналу, що мають висоту R-піків нижчу ніж 0.15V;
- частина плоских відрізків лінії;
- порцію сегментів, що зашумлені різкими вертикальними стрибками;
- значення, що дорівнює відношенню довжині сегментів зашумлених рухами кардіограми до довжини усього запису;
- значення, що дорівнює відношенню довжині сегментів зашумлених шумом електромережі кардіограми до довжини усього запису;
- сумму значень розрахованих у попередніх пунктах(4 та 5);
- $RR_{variability}$, що являє собою квадратний корінь середньої суми квадратів відмінностей між сусідніми RR-інтервалами, поділене на середнє значенням RR інтервалів.

Дані, для аналізу були анотовані за допомогою експертної оцінки. Була отримана точність 92%. Але у статті, для тестування використовувались ті ж самі дані, що і для тренування. Даний алгоритм є складним для розрахунків, так як проходить наступні етапи:

- фільтрація;
- анотація;
- розрахунок значень, що подаються на вхід нейронної мережі.

Отримана точність може бути сильно знижена, за умови появи шумів іншої природи, що не були враховані при розробці. Процес підготовки ознак включає в себе багато етапів обробки даних, що сповільнює роботу алгоритму, що накладає обмеження на сферу застосування алгоритму. Точність алгоритму була випробувана на 1000 записів, на якій було проведено навчання, що викликає сумніви, щодо реалістичності отриманих результатів.

Публікація [30] присвячена аналізу якості ЕКГ сигналу, для 12-канальних кардіографів. Розроблений метод аналізу кореляцію між сигналами усіх 12 каналів кардіографа. Актуальність підходу у тому, що завдяки аналізу сигналів між собою, можливо автоматично відсіювати неякісний сигнал, шуми якого мають зовнішній характер, тобто шуми, що можуть виникати на окремих відведеннях(рух, дихання, погано встановлений електроди). Метод заснований на гіпотезі, що сигнали від різних відведень, мають корелювати між собою, так як вони реєструють один й той самий електричний процес. Для проведення експериментів, був використаний датасет Physionet. Власні числа 3-х коваріаційних матриць(кожна з матриць відповідає 3-м типам відведень, зазначених на початку розділу) подаються на вхід 3-х бінарних класифікаторів, що на виході видають ймовірність від 0 до 1, того, що сигнали корелюють. На тестових даних з Physionet було отримано точність 92%.

Даний підхід є актуальним для 12-ти канальних кардіографів, але через його специфіку, його неможливо застосовувати у кардіографах, що мають меншу кількість відведень, особливо, якщо у кардіографі не комбінуються відведення з різних груп.

У публікації [31] розглянутий метод аналізу якості ЕКГ, розроблений спеціально для роботи з одноканальними кардіографами, на смартфонах. Для реалізації методу було використано датасет з Physionet. Метод базується на 5 правилах, що характеризують нормальний ЕКГ сигнал, за допомогою цих правил, сигнал однозначно визнається або прийнятним, або неприйнятним.

Аналіз наявності сигналу. Якщо сигнал являє собою прямою лінію, він вважається неприйнятним.

Наявність слабого сигналу. Аналіз наявності різких змін амплітуди, за короткий проміжок часу.

Наявність неприродньо високих піків. Правило засноване на правилі (2), аналізує допустимі пороги піків.

Наявність дрейфу. Правило засноване на визначення дрейфу ізолінії кардіограми.

Правило виявлення зашумлених сигналів. Використання порогових значень для стандартного відхилення нормалізованого до амплітуди запису.

Усі зазначені вище правила, засновані на емпірично обраних порогах. Точність, отримана за допомогою бази правил склала 90% на тренувальному датасеті, але на тестовому датасеті точність знизилась до 83%, тобто це говорить про те, що отримана на тренувальній вибірці точність досить суттєво відрізняється від точності на тестовій вибірці, що говорить про те, що на інших даних точність може знизитись ще суттєвіше. Цей метод є зручним, для швидкого аналізу якості сигналу, через простоту правих аналізу, але для серйозного визначення якості сигналу не підходить, так як отримана точність підтверджує факт, що емпірично підібрані порогові значення є досить неточними.

Публікація [32] присвячена аналізу ЕКГ, але ЕКГ розглядається не як сигнал, а як картинка. Суть методу полягає у порівнянні кардіограми у вигляді зображення з попередньо класифікованими кардіограмами, за допомогою методу Індексу структурної схожості [33]. Алгоритм було запропоновано як альтернативу індексам оцінки якості ЕКГ, на тренувальних даних було отримано точність 93%, але при роботі з датасетом з Physionet, якість роботи алгоритму знизилась до 82%. Що говорить про те, що отриманий індекс є недостатньо точним, а точність може знизитись на інших даних.

Висновки до розділу

У даному розділі було розглянуто сучасні засоби зняття кардіограми, що ґрунтуються на класичній теорії трьох груп відведень. Кожен з наведених методів має власну область застосування:

- медичні кардіографи;
- кардіографи персонального користування.

Розглянуто основні відомі датасети, на основі яких проводились дослідження, пов'язані з дослідженням якості сигналів електрокардіограм.

Було розглянуто загальну постановку задачі до якої відноситься задача первірки якості сигналів електрокардіограми.

2 ІСНУЮЧІ МЕТОДИ ПЕРЕВІРКИ ЯКОСТІ ЕКГ СИГНАЛУ

2.1 Класифікація існуючих підходів до перевірки якості ЕКГ сигналу

Підходи до перевірки якості ЕКГ сигналу, як впливає з Розділу 1, можна класифікувати на групи, за такими основними критеріями. Розглянемо їх.

Кількість відведень у кардіографа, для якого будується алгоритм. В залежності від кількості відведень, підходи можуть архітектурно відрізнитись. Наприклад, при перевірки якості сигналу 12-ти каналного кардіографа, можливо використовувати підходи, що вирішують задачу класифікації сигналу, за допомогою перевірки сигналів з різних груп відведень, всередині групи;

Тип даних для перевірки. Підходи перевірки якості сигналу можуть відрізнитися в залежності від того, які дані використовуються:

- підходи, що засновані на чистій ЕКГ;
- підходи, що для обробки сигналу використовують анотацію ЕКГ сигналу(виявлення ключових точок кожного удару серця);
- підходи, що мають змішану модель перевірки якості сигналу.

Математичний підхід. При огляді літератури було виявлено два основних підходи, з точки зору математики, за допомогою яких проводиться аналіз:

- підходи з використанням нейронних мереж, у яких створюється модель аналізу на основі штучного інтелекту, на основі досить великої вибірки ЕКГ сигналів;
- підходи, що засновані на створенні алгоритмів подібних до дерев рішень, з використанням статистично визначених порогів(метрики що перевіряють якість сигналу, за значення пульсу, довжини RR-інтервалів).

2.2 Метод перевірки зашумленості ЕКГ сигналу за допомогою багатозарового перцептронну

У [29] запропоновано метод перевірки якості ЕКГ сигналу за допомогою створення багатошарового перцептронну на основі анотованих даних. Але, формально, задача перевірки якості сигналу, має іншу постановку, бо розглядається зашумленість сигналу.

З математичної точки зору, ми розглядаємо задачу класифікації на 2 класи(бінарна класифікація). Введемо позначення, що будуть використовуватись для опису математичної постановки:

$Y = [0..1]$ – множина значень, які показують належність до певного класу, де $y = 1$ – зашумлений сигнал, а $y = 0$ – однозначно не зашумлений сигнал.

$X^m = \{\{\{X_1, y_1\}, \{X_1, y_1\}, \{X_m, y_m\}\}$ – множина наборів ознак зашумленості отриманих з кардіограми, для яких відомо значення якості y . Причому $m < \infty$.

$X = \{\{x_1^1, x_2^1, x_3^1, x_4^1, x_5^1, x_6^1, x_7^1\}, \dots \{x_1^{12}, x_2^{12}, x_3^{12}, x_4^{12}, x_5^{12}, x_6^{12}, x_7^{12}\}\}$ – набір метрик зашумленості, для одного запису кардіограми 12-ти каналного кардіографа, що рахуються за наступним принципом:

- частина "слабких" сигналів у запису ЕКГ, які мають амплітуди Р-хвиль менше 0,15 мВт. Припускаються, що Р-хвилі що мають низьку амплітуду не виявляються;
- частка сегментів у запису, пошкоджена високими вертикальними зубцями, відключення виявлення QRS в інтервалах наступних зубців;
- порцію сегментів, що зашумлені різкими вертикальними стрибками;
- значення, отримане шляхом ділення тривалості зашумлених сегментів та тривалості запису ЕКГ. Зашумлені сегменти, які включають рух і поганий електрод пов'язані з артефактами, визначаються сигналом $noise_interval[n] = 1$, розрахованим використовуючи порогове значення $TH = 12$;
- значення, що дорівнює відношенню довжині сегментів зашумлених шумом електромережі кардіограми до довжини усього запису;
- суму значень розрахованих у попередніх 2-х пунктах;
- $RR_{variability}$ – варіабельність RR-інтервалів(Формула 2.1).

$$RR_{variability} = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^N (RR_{i+1} - RR_i)^2 / N}}{\sum_{i=1}^N RR_i / N} (\%) \quad (2.1)$$

Існує невідома цільова залежність-відображення y^* (Формула 2.2):

$$y^*: X \rightarrow Y \quad (2.2)$$

де, X – матриця електрокардіограм;

Y – належність відрізків кардіограм до певного класу.

Причому, значення цієї залежності-відображення, відомі лише на елементах скінченної вибірки X^m . Потрібно побудувати алгоритм a (Формула 3.2):

$$a: X \rightarrow Y \quad (2.3)$$

Алгоритм повинен бути здатним класифікувати довільний відрізок кардіограми X .

Штучна нейронна мережа використовується для навчання зв'язків між промаркованими "прийнятних" та "неприйнятних" записів ЕКГ. Загальна кількість заходів, які використовуються в процесі навчання для запису ЕКГ, становить 84, що складається з семи різних заходів для кожного стандартного запису ЕКГ. Результати розрахунків подаються до Багатошарового персептрона [34] – штучна нейронна мережа. Нейронна мережа розповсюдження зворотного зв'язку (BPNN) використовувалася з тришаровою структурою подачі вхідних даних. Перший шар – це вхідний шар, у якому є 84 нейрони як входи (сім входів на кожну з дванадцяти стандартних відведень). Другий шар, званий прихованим шаром, має 10 нейронів. Вихідний шар має лише один нейрон, що забезпечує якісну оцінку запису ЕКГ ("прийнятний" або "неприпустимий"). У цьому дослідженні логістична функція використовується як функція активації для прихованих нейронів. Значення ваги та зміщення в BPNN оптимізуються за допомогою алгоритму Левенберга-Марквардта [35]. Цей метод є хорошим вибором, якщо потрібно мінімізувати функцію виду (Формула 2.4):

$$F(x_1, \dots, x_n) = f_1^2(x_1 + \dots + x_n) + \dots + f_m^2(x_1 + \dots + x_n) \quad (2.4)$$

де, n – кількість вхідних змінних;

m – кількість функцій, за допомогою яких апроксимується функція F .

Алгоритм вдало поєднав в собі метод найшвидшого спуску (тобто градієнтний спуск) і метод Ньютона (тобто використання квадратичної моделі для прискорення пошуку мінімуму функції). Від методу найшвидшого спуску алгоритм запозичив стабільність роботи, від методу Ньютона – прискорену збіжність в околицях мінімуму.

При дослідженні даного підходу за матеріалами статті було встановлено, що точність такого підходу – 71%. При тому, що зазвичай кардіограми що знімаються з 12-ти каналного кардіографа (тобто статично) є дуже високої якості і складність обчислень (анотація 12-ти мірного сигналу, для виявлення ключових точок), цей підхід дає дуже низьку точність. Ще одним проблемним фактором є те, що датасет на якому проводили навчання замалий – лише 1000 записів.

2.3. Метод перевірки якості ЕКГ сигналу на основі порівняння сигналів між групами відведень

У [30] розглядається досить унікальний метод перевірки якості ЕКГ сигналу, за допомогою крос-валідації сигналів між різними групами медичних відведень.

Модель ЕКГ сигналу. Відповідно до теорії об'ємної проводимості, ЕКГ сигнал $x_l(t)$ записаний відведенням l може бути апроксимований сумою біоелектричних сигналів $s_i(t)$, що генеруються міокардом які проходять через об'ємний провідник у квазістатичних умовах (миттєве поширення). Таким чином, сигнал $x_l(t)$ можна моделювати як наведено нижче (формула 2.5).

$$x_l(t) = \sum_{i=1}^N a_{li} s_i(t), \quad (2.5)$$

де, a_{li} – затухання перенесені біоелектричним компонентом i коли він поширюється через гнучкий провідник, щоб досягти відведення l .

Таким чином, морфологія сигналів зафіксована з різних джерел буде відрізнятися через коефіцієнт a_{li} . Однак, оскільки $x_l(t)$ вимірює ті ж біоелектричні явища, вони повинні бути статистично співвіднесені за відсутності шум та / або артефактів.

Модель, описана у Формулі 2.5, може бути продовжена, щоб розглянути L одночасних відведень:

$$x(t) = As(t), \quad (2.6)$$

де, $x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_L(t)]^T$ – це $L \times 1$ вектор кардіограми;

$s(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_N(t)]^T$ – являє собою N біоелектричних джерел в серці;

A – матриця $L \times N$.

Матрицю A можна виразити як наведено нижче (формула 2.7).

$$A = [a_1 \ a_2 \ \dots \ a_N] \quad (2.7)$$

де, стовпці A відповідають затуханню, якого зазнав біоелектричний компонент i при проходженні через об'ємний провідник, щоб досягти відведення l .

$$a_i = [a_{i1}, \dots, a_{il}]^T.$$

При наявності шуму або інших артефактів, Формула 2.6 перетворюється на:

$$x(t) = As(t) + n(t) \quad (2.8)$$

де, $n(t) = [n_1(t), n_2(t), \dots, n_L(t)]^T$ є вектор, що містить шумовий внесок для кожного відведення.

Сигнали відведення в стандартній 12-провідній ЕКГ обчислюються в обладнанні ЕКГ лінійним способом поєднання 9 сигналів, зафіксованих електродами, тому враховується, що ранг будь-якої структури даних з 12 проводів не може бути більше 9. Крім того, побудовані біполярні сигнали відведень будуються використовуючи в якості відліку певний сигнал відведення (для кінцевих відведень) або комбінацію з них (для предкорідних відведень). Таким чином, накладається біполярна конфігурація сигналів відведення рангу структури даних,

визначеній вище, бути рівним або нижче 8. Отже ми розглянули $L = 8$. Було перевірено, що включення сигналів від провідників III, aVR, aVL та aVF не додали ніякої корисної інформації до оцінки якості ЕКГ, але просто додано низький рівень кількісної оцінки шумів, що створюються всередині обладнання ЕКГ.

Коваріація відведень. Відповідно до моделі сигналу Формула 2.5, і припускаючи нульове значення ЕКГ-сигналів і відсутність від шуму, матриця коваріації серед сигналів $x(t)$ може бути отримана за наступною формулою:

$$R_x = E[x(t)x^T(t)] = E[As(t)s^T(t)A^T] = AR_sA^T \quad (2.9)$$

де, $E[.]$ – оператор очікуваного значення;

R_s – коваріаційна матриця біоелектричного джерела у серці.

Оскільки ми припускаємо, що є N незалежних джерел, ранг матриці R_s обов'язково рівний N . Отже, власнерозміщення матриці

R_x надасть N ненульових власних значень.

У випадку моделі сигналу описаному у Формулі 2.9, за наявності шуму та артефактів, коваріаційна матриця $x(t)$ визначається за наступною формулою

$$\begin{aligned} R_x &= E[x(t)x^T(t)] = \\ &= E[(As(t) + n(t))(s^T(t)A^T + n^T(t))] \\ &= AR_sA^T + Q_n \end{aligned} \quad (2.10)$$

де, Q_n – матриця це матриця, що містить потужність, отриману на кожному проводі через шум і артефакти (тобто компоненти, що надходять з джерел, як витік потужності 50/60 Гц, м'язові артефакти, рухи електродів).

Отже, в цьому випадку R_s буде мати $8 - N$ власних значень, що описують шум та артефакти, а N власних значень, що відповідають серцю електричних сигналів. У формулі 2.10, ми припустили, що сигнал і шумові простору є некорельована. Тому ця модель може бути використана в різних умовах шумового джерела, таких як наявність білого шуму, пропущені підключення (або ефекти насичення) або артефакти сигналу. Послідовно використовуючи підхід до машинного навчання,

оцінюють і розділяють сигнал Q_n і шумні простори не потрібні, але вони замінені вивченням відображення власного значення R_s розповсюдження на класи, розмічені за допомогою експертів.

Алгоритм машинного навчання. Датасет $D = \{(x_i, y_i)\}_{i=1}^M$, де $x_i = [\gamma_1^i, \gamma_2^i, \gamma_3^i, \gamma_4^i, \gamma_5^i, \gamma_6^i, \gamma_7^i, \gamma_8^i]^T \in R^8$ є предикторами i -го запису. Та $y_i \in \{AC, UC\}$ позначає мітку класу (AC – acceptable(прийнятний), UC – unacceptable(неприйнятний)). Класифікація методом “навчання з учителем” розглядає вибір моделі f на просторі H , що мінімізує критерій (зазвичай, критерієм є помилка класифікації) на датасеті D , та показує гарну якість класифікації, на датасеті, що не розглядався під час навчання. Серед доступних методів розробки класифікаторів, аналізу дослідницьких даних класифікаційні процедури були вибрані, щоб дати зрозуміти структуру даних, так і забезпечити легкі інтерпретації моделей. А саме, було обрано два індуктори дерева, CART, C4.5 та RIPPER. Досить прості, ці алгоритми корисними для інтерпретації моделі до процесу класифікації, що дозволяє краще зрозуміти обмеженість нашого підходу щодо наявних даних. Також було включено класифікатор SVM з ядром радіального базису з метою порівняння наведені вище методи з найсучаснішим класифікатором.

Набір даних А був розділений на тренувальний і тестовий блок, де тестовий блок використовувався один раз, щоб забезпечити оцінку точності. Вибір моделі проводився тільки на тренувальному блоці. Оскільки дані дефіцитні, в 10 разів Крос-валідацію проводили для оцінки на наборі даних А точності, чутливості (пропорція записів ООН, класифікованих як ООН), специфічність (частка реєстрів CP класифікується як AC) та площа під кривою експлуатаційних характеристик приймача (AUC) для кожного класифікатор. Тоді краща модель була підготовлена на повному наборі даних А і оцінена на Набір даних В. З використанням SVM, було отримано точність вище 90%.

Метод, що розглядається у даній публікації, є досить унікальним, серед інших методів класифікації якості сигналу для 12-ти каналного кардіографа, через той факт, що лише у цьому з існуючих методів, проводиться перевірка якості сигналу за

допомогою порівняння сигналу, між різними групами відведень. Під час дослідження гіпотези були розглянуті методи, для вивчення структури отриманих даних, для візуальної валідації ідеї, до використання методів машинного навчання. Такий підхід не гарантує, але зменшує ймовірність ситуації, коли на внутрішньому датасеті точність є дуже високою, але різко падає при появі нових даних, що не розглядались під час створення моделі.

2.4. Метод перевірки якості ЕКГ сигналу, на основі системи правил

Даний метод, що було досліджено у [31], було розроблено спеціально, для роботи на смартфонах, для валідації якості одноканальної ЕКГ. Метод заснований на 5 правилах перевірки якості сигналу.

Правило 1. Правило було розроблено для виключення всіх записів де не вистачало принаймні одного відведення. Якщо сума по всьому відведенню була менше 0, запис признається неякісним.

Правило 2. Друге правило слід запускати, коли виникали спотворення сигналу, який, швидше за все, спричинений поганим контактом електрода. Правило шукає зміну амплітуди обмеженої тривалості.

Правило 3. Правило 3 тісно пов'язане з Правилем 2, воно шукає високий амплітудний пік – абсолютна величина максимумів.

Правило 4. Четверте правило призначало неприйнятний клас для всіх записів де ізолінія дрейфувала. Це не надало значного впливу на навчальні дані А, але без цього – продуктивність на класі В було трохи гірше.

Правило 5. Остаточне правило зосереджено на виявленні шумних сигналів. Ми використали порогові значення для стандартного відхилення, нормованого на амплітуді відведення.

У загальному випадку, алгоритм проводить перевірку правил для конкретного запису проводить перевірку сигналу кожного відведення. Якщо хоча б одне з правил виконується сигналом з якого-небудь відведень запису, то увесь запис визнається неприйнятним.

При тестуванні точностей методу, було отримано точність 82%, на відомих датасетах, описаних у Розділі 1.

Даний алгоритм є по своїй природі універсальним з точки зору кількості відведень. Перевагою цього алгоритму є його швидкість, але деякі правила є сумнівними. Наприклад, правило що перевіряє наявність дрейфу ізолінії. При невеликих дрейваї ізолінії(такі шуми, як правило, виникають через дихання, наприклад) легко прибираються за допомогою найпростіших алгоритмів фільтрації.

2.5 Метод логістичної регресії для задачі класифікації ЕКГ сигналів

Даний метод [36] є класичним методом при вирішенні задачі класифікації. У даному методі, при складанні системи рівнянь, використовуються змінні, які являються статистичними показниками, які чітко описують форму сигналу електрокардіограми (Формули 2.11 – 2.14).

$$mean = \sum_{i=1}^N x_i / 1000 \quad (2.11)$$

де, $mean$ – математичне очікування часового ряду;

N – довжина часового ряду;

x_i – елемент часового ряду.

$$std = \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - mean)^2 / 1000} \quad (2.12)$$

де, std – дисперсія часового ряду.

$$skewness = \frac{\sum_{i=1}^N (Y_i - mean)^3 / N}{std^3} \quad (2.13)$$

$$kurtosis = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - mean)^4 / N}{std^4} \quad (2.14)$$

На основі наведених вище даних, будується система рівнянь для розмічених кардіограм (формула 2.15).

$$a(x, w) = \text{sign}\left(\sum_{j=1}^n w_j * f_j(x)\right) \quad (2.14)$$

де, $a(x, w)$ – цільова залежність;

w_j – вага j -ї ознаки;

w – вектор ваг;

x – матриця значень, порахованих з кардіограм за формулами 2.11 – 2.14.

Після вирішення системи рівнянь на розмічених даних, буде знайдено вектор ваг, за допомогою якого є можливість проводити класифікацію будь-яких відрізків кардіограм, що не були розмічені, на “якісні”, та “неякісні”.

За результатами роботи було отримано точність 86% точності роботи алгоритму.

2.6 Аналіз описаних методів

Резюмуючи зазначені вище підходи до визначення якості ЕКГ, можна зробити висновок, що ця область знань, ще не досліджена досконально, так як основною задачею, що вирішувалась у більшості наведених публікацій, була задача визначення якості сигналу ЕКГ для 12-ти каналних кардіографів, у той час, як задача дослідження якості сигналу, що ставиться у роботі – задача аналізу ЕКГ одноканального кардіографу. Наведені методи за своєю специфікою не можуть бути використані для аналізу ЕКГ з одного відведення, так як розглядається багатовимірний сигнал(12-ти вимірний), що має інші властивості ніж сигнал з одноканального кардіографа. А методи, що працюють з одноканальними кардіографами, показали відносно невисоку точність на датасетах зібраних в

ідеальних умовах. Точність алгоритму заснованого на системі вирішальних правил склала 80%, а методу логістичної регресії – 86%. Що говорить, про можливість пошуку більш досконалого рішення.

Дослідження більшості запропонованих методів, проводились на всесвітньовідомих датасетах, що були описані у пункті 1.4. Метод, що досліджується у дисертації, було розроблено на основі датасету зібраного з одноканального кардіографа, що робить неможливим порівняти існуючі методи, з методом, що розроблюється у дисертації.

Найкращу точність(90%+) класифікації сигналів електрокардіограм, показали методи, що розроблені на основі нейронних мереж(незважаючи на те, що ці методи були створені для роботи з багатоканальним кардіографами, це говорить про те, що напрям досліджень з використанням нейронних мереж є досить перспективним).

Також, серед методів що розглядались, метод оцінки якості сигналу був заснований, на побудові класифікаторів, та інших нейронних мереж, що працюють з даними, що є похідними від оригінального ЕКГ сигналу. Це додає витрат, до часу підготовки ознак, що подаються на вхід нейронної мережі, та інших алгоритмів оцінки якості сигналу. У дисертації розроблятиметься метод оцінки якості сигналу, заснований на аналізі чистого сигналу, що проходить попередню фільтрацію(як і в методах розглянутих у розділі). Також, при розрахунках ознак, з сирого сигналу, втрачається інформація про вихідний сигнал.

Висновки до розділу

У даному розділі було розглянуто класифікацію існуючих методів класифікації сигналів електрокардіограми на “якісні”, та “неякісні” за математичними підходами, кількість відведень кардіографів.

Було розглянуто існуючі методи розв’язку задачі класифікації електрокардіограм.

Проаналізовано відомі результати вирішення даної задачі. Описано переваги, слабкі сторони з точки зору аналізу електрокардіограм. На основі аналізу існуючих методів, було сформовано ідею розробки методу перевірки якості сигналів

електрокардіограм, що працює з сирим сигналом, для збереження інформативності. Також, шляхом порівняння точностей було встановлено, що методи, які використовують нейронні мережі, показали найвищу точність. Але у цих методах, сигнал електрокардіограми не розглядається як сигнал з патерном, що повторюється в часі.

На основі описаних вище результатів, в якості методу, що розроблятиметься в рамках дослідження, буде метод заснований на згорткових мережах(які добре завчають патерни, що повторюються у часі), що працюватиме з сирим сигналом електрокардіограми, для максимального збереження інформативності сигналу.

3 РОЗРОБКА МЕТОДІВ ПЕРЕВІРКИ ЯКОСТІ ЕКГ СИГНАЛУ

3.1 Змістовна постановка задачі перевірки якості сигналу

Задача перевірки якості сигналу формулюється наступним чином: людина проводить вимірювання кардіограми за допомогою портативного наручного кардіографа, без участі лікаря. На основі цієї кардіограми будується аналітика стану здоров'я людини. Завданням є на етапі збору сигналу провести класифікацію сигналу на два класи – “якісний” сигнал та “неякісний” сигнал.

Важливим етапом перевірки якості сигналу є перевірка кількості відрізків на яких відбувається конкатенація сигналу. Під конкатенацією розуміється поєднання сигналів ЕКГ з різних проміжків часу. Така ситуація виникає, коли людина відриває руку від датчика, а потім знову прикладає. Через архітектурні особливості пристрою, за відсутності контакту, припиняється відправка сигналу на смартфон, але одночасно з тим надсилається сигнал, про те, що сигнал відсутній. Ситуація конкатенації призводить до створення ударів серця низької якості, особливо знижується якість RR-інтервалу, що виникає на місці склеювання кардіограми. RR-інтервали є важливими елементом аналізу ЕКГ. Після зняття ЕКГ, знаходяться R-піки, по яким знаходиться ряд RR-інтервалів, на основі яких будується аналіз. Конкатенація сигналу створює похибку у отриманих RR-інтервалах. Приклад RR-інтервалу наведено нижче (рисунок 3.1).

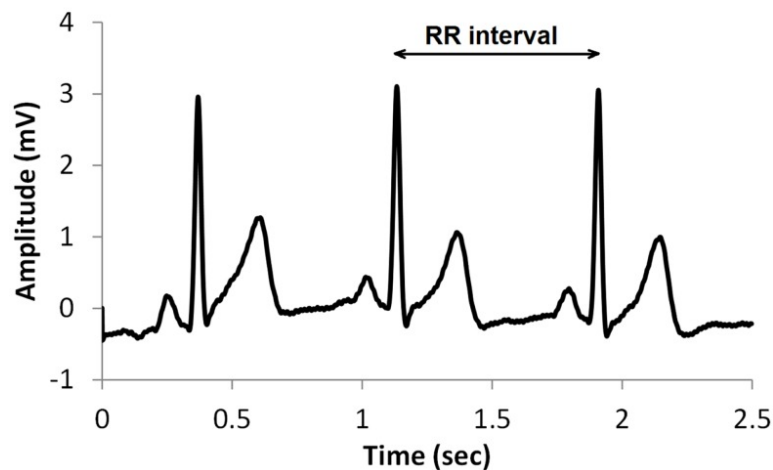


Рисунок 3.1 – RR-інтервал

Проблема з відривами пальців полягає у тому, що після прикладання знову, конкатенований удар серця з точки зору експертної оцінки якості може бути навіть однозначно класифікований як “якісний”. Проблема в тому, що такий удар серця може вносити неточності у аналіз RR-інтервалів. Тому, необхідно контролювати кількість сконкатенованих ударів серця, щоб статистично, такими ударами можна було знехтувати.

Задача поділяється на декілька етапів:

- перевірка якості окремих відрізків сигналу у режимі реального часу;
- статистична оцінка якості сигналу, на основі отриманих результатів перевірки якості сигналу.

Статистична оцінка якості сигналу складається з наступних складових:

- статистична оцінка кількості відрізків неякісних кардіограми;
- статистична оцінка кількості відрізків “склеювання” кардіограми.

Розглянуті в проаналізованій літературі задачі не поєднують в собі одночасно вирішення обох задач, також більшість проаналізованих алгоритмів працює для багатоканальних кардіографів, що робить неможливим(або невизначеним) можливість використання таких алгоритмів для одноканального кардіографа. Також, такі алгоритми у своїй більшості працюють з даними, що є похідними від ЕКГ(RR-інтервали, пульс, більш складні ознаки, такі як якісні точки удару серця). Серед лікарів існує думка, що будь-як оброблена ЕКГ втрачає свої цінні ознаки. Тому, в даному магістерському дослідженні увагу зосереджено на дослідженні сирого сигналу(безпосередньо ЕКГ).

3.2 Математична постановка задачі

З математичної точки зору, ми розглядаємо задачу класифікації на 2 класи(бінарна класифікація). Введемо позначення, що будуть використовуватись для опису математичної постановки:

$Y = [0..1]$ – множина значень, які показують належність до певного класу, де $y = 1$ – однозначно якісний сигнал, а $y = 0$ – однозначно неякісний сигнал.

$X^m = \{\{X_1, y_1\}, \{X_1, y_1\}, \{X_m, y_m\}\}$ – множина відрізків кардіограм, для яких відомо значення якості сигналу y . Причому $m < \infty$.

$X = \{x_1, x_2, x_3 \dots x_{1000}\}$ – множина точок, що проходять перевірку якості за один раз. Така кількість точок була обрана, для того щоб точно вмістити один удар серця(при частоті дискретизації 500Гц, ми вміщаємо 2 секунди, тобто у цей проміжок точно вміститься один удар серця).

Існує невідома цільова залежність-відображення y^* (Формула 3.1):

$$y^*: X \rightarrow Y \quad (3.1)$$

Причому, значення цієї залежності-відображення, відомі лише на елементах скінченної вибірки X^m . Потрібно побудувати алгоритм a (Формула 3.2):

$$a: X \rightarrow Y \quad (3.2)$$

Алгоритм 3.2 повинен бути здатним класифікувати довільний відрізок кардіограми X .

3.3 Опис ідеї перевірки якості ЕКГ сигналу за допомогою згорткової нейронної мережі та алгоритму відслідковування наявності дотику

Зараз на практиці використовуються в основному 3 типи штучних нейронних мереж: повнозв'язні нейронні мережі [37], згорткові нейронні мережі [38] та рекурентні нейронні мережі [39]. Зазвичай, для роботи з послідовностями, використовують згорткові або рекурентні, так як звичайні не враховують темпоральні зв'язки у послідовності, як це роблять, наприклад, згорткові (і це може контролюватись через довжину ядра згортки) або у рекурентних, де механізм зв'язку між сусідніми станами вбудований у структуру нейронної мережі. ЕКГ сам по собі сигнал з повторювальними особистостями, де чітко виділяються окремі структури як QRS комплекс, R-пік. Для моделювання цих структур, через рекурентні мережі потрібно більше пам'яті, ніж через моделювання їх 1D згорткою, тому основною архітектурою були обрані згорткові нейронні мережі. Окрім цього, рекурентні нейронні мережі досить важко навчаються на послідовностях великої

довжини (більше кількох десятків кроків, ця проблема частково вирішується використанням LSTM архітектури та механізмів штучної уваги) через “вибухи” чи “затухання” градієнтів. Наші послідовності в контексті рекурентних нейронних мереж вважаються задовгими для прямого використання (2 секунди сигналу з частотою дискретизації 500 Гц).

Також, на якість сигналу істотно може впливати розрив контакту – ситуація, коли користувач відриває пальці від електродів, а потім знову прикладає. Тому було додано відслідковування наявності контакту, і на основі статистики є можливість відслідковувати, чи є сигнал якісним з статистичної точки зору.

3.4 Принцип згорткових нейронних мереж

3.4.1 Згорткові нейронні мережі

Згорткова нейронна мережа (ЗНМ) – тип багат шарової нейронної мережі, яка свою назву «згорткова мережа» отримала за назвою операції – згортка, вона часто використовується для обробки зображень і може бути описана наступною формулою (Формула 3.3):

$$(f * g)[m, n] = \sum_{k, l} f[m - k, n - l] * g[k, l], \quad (3.3)$$

де, f – вихідна матриця зображення;

g – ядро(матриця) згортки.

Фактично, на вхід нейронній мережі ми подаємо не одне зображення, а певну кількість зображень, меншої розмірності. На рисунку 3.2 зображена типова архітектура згорткової нейронної мережі.

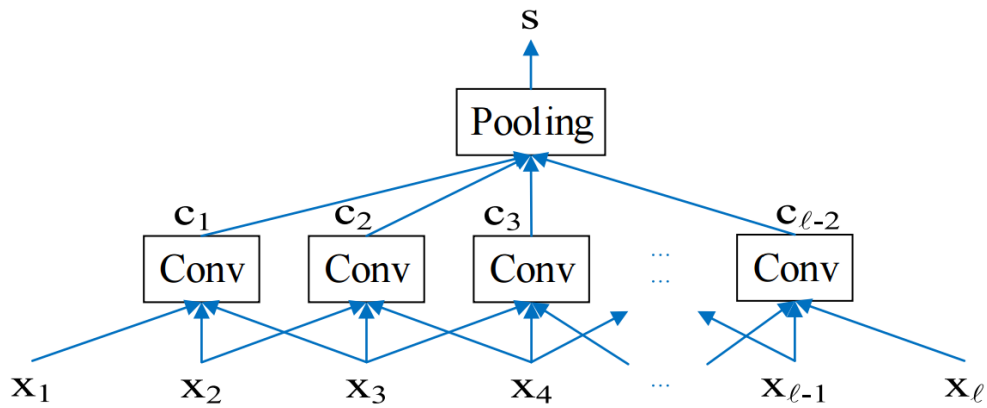


Рисунок 3.2 – Приклад типової архітектури згорткової нейронної мережі

3.4.2. Опис шарів

Згортковий шар. Це основний блок згорткової нейронної мережі. Шар згортки включає в себе для кожного каналу свій фільтр, ядро згортки котре обробляє попередній шар за фрагментами (підсумовуючи результати матричного множення для кожного фрагмента). Вагові коефіцієнти ядра згортки невідомі і встановлюються в процесі навчання.

Нехай l – згортковий шар. Тоді на вхід шару l йде, $m_1^{(l-1)}$ мап ознак з попереднього слою, кожна розміру $m_2^{(l-1)} * m_3^{(l-1)}$. У випадку, коли $l = 1$, на вхід йде зображення I що складається з одного, або більше каналів. Таким чином, згорткова нейронна мережа може приймати сирі зображення як вхідні дані. На виході з згорткового шару отримується мапа ознак розміру $m_2^{(l)} * m_3^{(l)}$. i – а мапа ознак у згортковому слої l , $Y_i^{(l)}$ визначається наступним чином (Формула 3.4):

$$Y_i^{(l)} = B_i^{(l)} + \sum_{j=1}^{m_1^{(l-1)}} K_{ij}^{(l)} * Y_j^{(l-1)}, \quad (3.4)$$

де, $B_i^{(l)}$ – матриця зміщення;

$K_i^{(l)}$ – фільтр розміру $2 * h_1^{(l)} \times 2 * h_2^{(l)}$, що з'єднує j -ту матрицю ознак з попереднього слою, з j -ю матрицею ознак поточного слою.

Max Pooling шар. Мотивація суб-вибору карт функцій, отриманих попередніми шарами, є надійність до шуму та спотворення. Зменшення роздільної здатності може бути виконане по-різному. І це поєднується з об'єднанням і

виконується в окремому шарі, в той час як у традиційній згортковій Нейронній мережі, суб-вибірка здійснюється шляхом застосування пропускних факторів.

Нехай l – згортковий шар. На вихід з шару йде $m_1^l = m_1^{l-1}$ мап ознак, зменшеного розміру. Загалом, об'єднання працює, розміщуючи вікна в непересічних позиціях на кожній карті об'єктів і зберігаючи одне значення за вікно так, що карти функцій суб-вибираються. Існує два типи об'єднань, але буде розглянуто той тип, що використовуватиметься для подальшої роботи. Для max pooling береться максимальне значення у кожному вікні. Max pooling використовується для швидшої збіжності під час навчання.

Повнозв'язні шари. Після кількох проходжень згорткових шарів, та ущільнення, за допомогою шарів max pooling, система перебудовується від конкретної сітки пікселів з високою роздільною здатністю до більш абстрактних мап ознак, як правило на кожному наступному шарі збільшується число каналів і зменшується розмірність зображення в кожному каналі. Зрештою залишається великий набір каналів, що зберігають невелику кількість даних (навіть один параметр), які інтерпретуються як абстрактні поняття, виявлені з вихідного зображення. Ці дані об'єднуються і передаються на звичайну повнозв'язну нейронну мережу, яка теж може складатися з декількох шарів. При цьому повнозв'язні шари вже втрачають просторову структуру пікселів і мають порівняно невелику розмірність (по відношенню до кількості пікселів вихідного зображення).

Нехай l – згортковий шар. Тоді на вхід шару l йде, $m_1^{(l-1)}$ мап ознак з попереднього слою, кожна розміру $m_2^{(l-1)} * m_3^{(l-1)}$. i -й параметр рахується наступним чином(Формули 3.5 – 3.6):

$$z_i^{(l)} = B_i^{(l)} + \sum_{j=1}^{m_1^{(l-1)}} \sum_{r=1}^{m_2^{(l-1)}} \sum_{s=1}^{m_3^{(l-1)}} w_{i,j,r,s}^{(l)} (Y_j^{(l-1)}), \quad (3.5)$$

$$y_i^{(l)} = f(z_i^{(l)}) \quad (3.6)$$

де, $w_{i,j,r,s}^{(l)}$ – позначає вагу, що поєднує елемент у позиції (r,s) у j -й мапі ознак слою ($l-1$) у i -й позиції у шарі l .

На практиці згорткові шари використовуються для вивчення ієрархії властивостей та одного або більш повно з'єднані шари використовуються для класифікації на основі обчислюваних функцій [39].

3.5 Згорткова нейронна мережа для валідації ЕКГ сигналу

3.5.1 Архітектура нейронної мережі

Для нашої задачі визначення якості сигналу ми адаптуємо підходи зі згортковими нейронними мережами для зображень (2D сигналу) до сигналу ЕКГ (1D сигналу). Ми застосуємо такий самий структурний підхід до побудови архітектури – комбінації:

- згорткових слоїв;
- слоїв max pooling;
- повнозв'язних слоїв.

Так як задача класифікації на два класи, які навіть візуально розділимі, нейронну мережу можна проектувати не дуже глибокою. Ми використовуємо 4 згорткові шари, в перших двох по 16 ядер згортки, в наступних двох по 32 (нас цікавлять глобальні деталі більше, ніж локальні), довжина кожної згортки – 6 точок. Згортковий шар повертає N результатів згортки вхідного сигналу для кожного з N ядер згортки в цьому шарі. Взагалі ідея згорткових шарів полягає в тому, щоб вивчити такі ядра, щоб результати згортки вхідного сигналу з ними були репрезентативними фічами для подальшої класифікації. Окрім того для зменшення розмірності і пришвидшення навчання після кожного згорткового шару ми використовуємо max pooling з розмірністю 2 точки. Таким чином після N результатів згортки, кожен з них зменшиться у розмірі в два рази, що пришвидшить навчання і дасть можливість наступним згортковим шарам вивчати деталі більш

глобального характеру. Після цих згорткових шарів та шарів max pooling ми “сплющуємо” результати останніх згорток і склеюємо їх в єдиний вектор, понад яким будуємо два повнозв’язні шари (512 нейронів і 100 нейронів відповідно), які вивчають дискримінативну функцію класифікації на два класи. Шари мають ReLU(rectified linear unit) як функцію активації(Формула 3.7):

$$f(a) = \log(1 + e^a) \quad (3.7)$$

де, a – значення, що йде на вхід функції активації.

Rectifying activation functions було використано для відокремлення специфічного збудження та неспецифічного інгібування в піраміді нейронної абстракції, яка була навчена під контролем. Було показано, що використання rectified linear unit як нелінійності дозволяє проводити навчання глибоко належних нейронних мереж, не вимагаючи попереднього навчання без нагляду. Rectified linear unit, порівняно з сигмоїдною функцією або подібними функціями активації, дозволяють швидше і ефективніше тренувати глибинні нейронні архітектури на великих і складних наборах даних.

Перевагами такої функції активації є наступні елементи:

- ефективне обчислення: лише порівняння, додавання та множення;
- ефективне розповсюдження градієнта: немає зникаючих або вибухових градієнтних проблем;
- легка активація: наприклад, у випадково ініціалізованій мережі активується лише близько 50% прихованих одиниць (з вихідним рівнем нуля).

Для регуляризації нейронної мережі був використований алгоритм dropout. Його ідея полягає в тому, що багато нейронів під час навчання просто адаптуються до сусідів чи інших нейронів і таким чином не вивчають окремі дискримінативні фічі, а лише копіюють інші нейрони. Це призводить до завчання даних і не генералізації нейронної мережі до нових даних. Dropout випадковим чином з певною імовірністю обертає частину вагів нейромережі в нулі, що допомагає нейронам увесь час вивчати різні ознаки. На рисунку 3.3 наводиться приклад роботи

алгоритму. Ми використовували цей алгоритм після усіх згорткових та max pooling шарів та першого повнозв'язного шару.

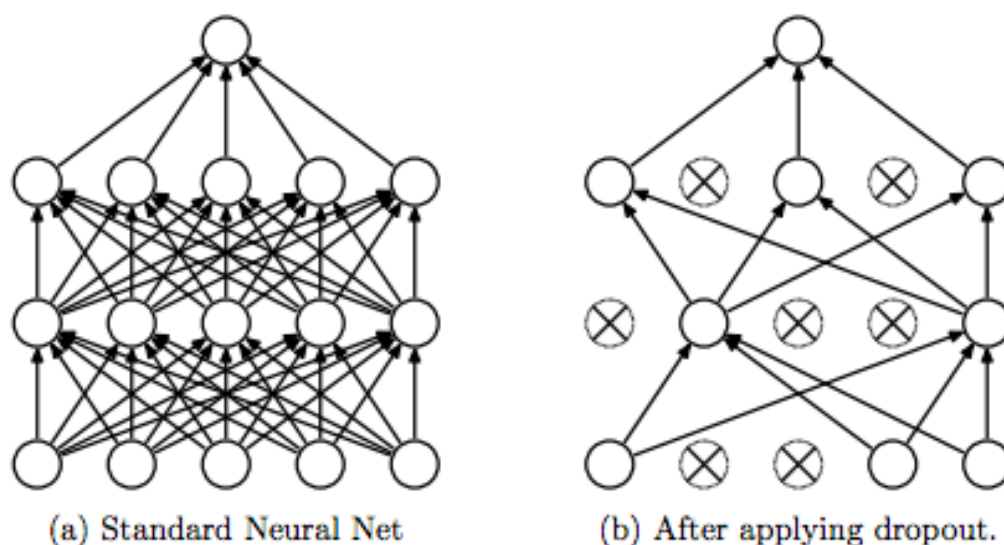


Рисунок 3.3 – Алгоритм роботи Dropout

3.5.2. Процес навчання

Так як процес навчання зводиться до процесу оптимізації функції помилки відносно до вагів нейронної мережі, варто зазначити деталі цього процесу. Критерій оптимізації – категоріальна крос-ентропія (Формула 3.8), яка мінімізується для двох класів відносно параметрів нейронної мережі.

$$H(p, q) = - \sum_x p(x) * \log(q(x)) \quad (3.8)$$

де, $H(p, q)$ – значення крос-ентропії для розподілів p, q над заданою множиною x [40].

Зазвичай для навчання нейронних мереж використовуються чисельні методи оптимізації, такі як метод стохастичного градієнтного спуску. Ми використали поліпшений варіант цього алгоритму, який називається Adam [42]. На даний момент, згідно з дослідженням, що проводиться у статті [42], Adam є одним з найкращих алгоритмів для навчання згорткових нейронних мереж. Алгоритм

навчання Adam виглядає приводиться нижче(при ініціалізації наводяться значення параметрів, що рекомендуються розробниками алгоритму):

Алгоритм Adam

Ініціалізація. $\beta_1 = 0.9$ – параметр, що використовується для розкладання середнього значення градієнта;

$\beta_2 = 0.999$ – параметр, що використовується для розкладання середнього значення квадрата градієнта;

$\alpha = 0.001$ – крок;

$\varepsilon = 0.00000001$ – параметр, щоб уникнути ділення на 0;

$f(\theta)$ – стохастична функція з параметрами θ ;

θ_0 – вектор параметрів, при ініціалізації;

$m_0 = 0$ – ініціалізуємо перший момент вектора;

$v_0 = 0$ – ініціалізуємо другий момент вектора;

$t = 0$ – ініціалізуємо крок часу.

Крок 1. Доки θ_t не зійдеться виконувати

Крок 2. $t = t + 1$

Крок 3. $g_t = \nabla_{\theta} f_{\theta}(\theta_{t-1})$ – порахувати градієнт з урахуванням стохастичного об'єкта у момент часу t

Крок 4. $m_t = \beta_1 * m_{t-1} + (1 - \beta_1) * g_t$ – визначити зміщену оцінку першого моменту

Крок 5. $v_t = \beta_2 * v_{t-1} + (1 - \beta_2) * g_t^2$ – визначити зміщену оцінку другого моменту

Крок 6. $\hat{m}_t = m_t / (1 - \beta_1^t)$ – Розрахунок скоректованого першого моменту

Крок 7. $\hat{v}_t = v_t / (1 - \beta_2^t)$ – Розрахунок скоректованого другого моменту

Крок 8. $\theta_t = \theta_{t-1} - \alpha * \hat{m}_t / \sqrt{\hat{v}_t + \varepsilon}$ – Оновлення параметрів

Крок 9. Якщо умова Кроку 1 виконана – перейти до Крок 10, інакше – перейти до Кроку 2.

Крок 10. Отримання результуючих параметрів

Нейронна мережа навчалась протягом 10 епох, з кроком оптимізації 0.002. Цей крок зменшувався кожену епоху з фактором 0.9 для стабілізації навчання.

3.6 Підготовка даних до валідації

Перш ніж дані йдуть на вхід нейронної мережі, що проводить валідації якості ЕКГ сигналу, вони проходять нормалізацію(це стосується і процесу навчання і процесу проведення перевірки якості, за допомогою навченої нейронної мережі). Нормалізація використовується для того, щоб збалансувати розподіл даних для нейронної мережі таким чином нейронній мережі не буде потрібно вивчати зайві зміщення сигналу, так як дані вже будуть згруповані навколо єдиного середнього значення. Так як ми маємо справу з дискретною величиною, нормалізований ряд можна отримати за допомогою знаходження математичного очікування та дисперсію за наступними формулами(Формули 3.4 – 3.5), та елементи результуючого ряду (Формула 3.6):

$$mean = \sum_{i=1}^{1000} x_i / 1000 \quad (3.9)$$

$$std = \sqrt{\sum_{i=1}^{1000} (x_i - mean)^2 / 1000} \quad (3.10)$$

$$x_i = (x_i - mean) / std \quad (3.11)$$

де, x_i – i -й елемент відрізка кардіограми ($0 < i < 1000$)

3.7 Дані, що використовувались у моделі

Для навчання моделі було використано 21000 2-х секундних кардіограм(2 секундам при частоті дискретизації 500 Гц відповідає 1000 точок). Кількість людей, що потрапили до датасету становить близько 400 осіб. Дані були зібрані за допомогою персонального одноканального кардіографа власної розробки, якість сигналу якого була валідована лікарями. Класифікація даних кардіограм за способом життя:

- професійні спортсмени – 20%;
- звичайні люди – 80%.

За статтю:

- чоловіки – 70%;
- жінки – 30%.

3.8 Результати роботи згорткової нейронної мережі для задачі перевірки якості ЕКГ сигналу

Зібраний датасет було розділено на дві частини.

Тренувальний. На цій частині проводилось навчання алгоритму. Датасет складався з 17 000 2-х секундних відрізків кардіограми.

Валідаційний. На цьому датасеті проводилась перевірка точності нейронної мережі після навчання. Датасет складався з 4 000 2-х секундних відрізків кардіограми.

Отримані датасети між собою жодним чином не перетинались. На валідаційному датасеті було отримано точність 95%.

3.9 Метод валідації сигналу по відслідковуванні контакту

Валідація наявності сигналу необхідна, для того, щоб уникнути ситуації, коли сигнал все ще є валідним з точки зору валідації сигналу за допомогою будь-якого методу(значення RR-інтервалів залишаються в нормі, пульс, або інші дані залишаються в нормі), але з точки зору реального ЕКГ сигналу, ми отримаємо

змінений удар серця. На рисунку 3.4 наведено приклад абсолютно якісного ЕКГ сигналу, та червоним виділено відрізок кардіограми, без якого новий сигнал все ще залишиться валідним з точки зору валідації сигналу:

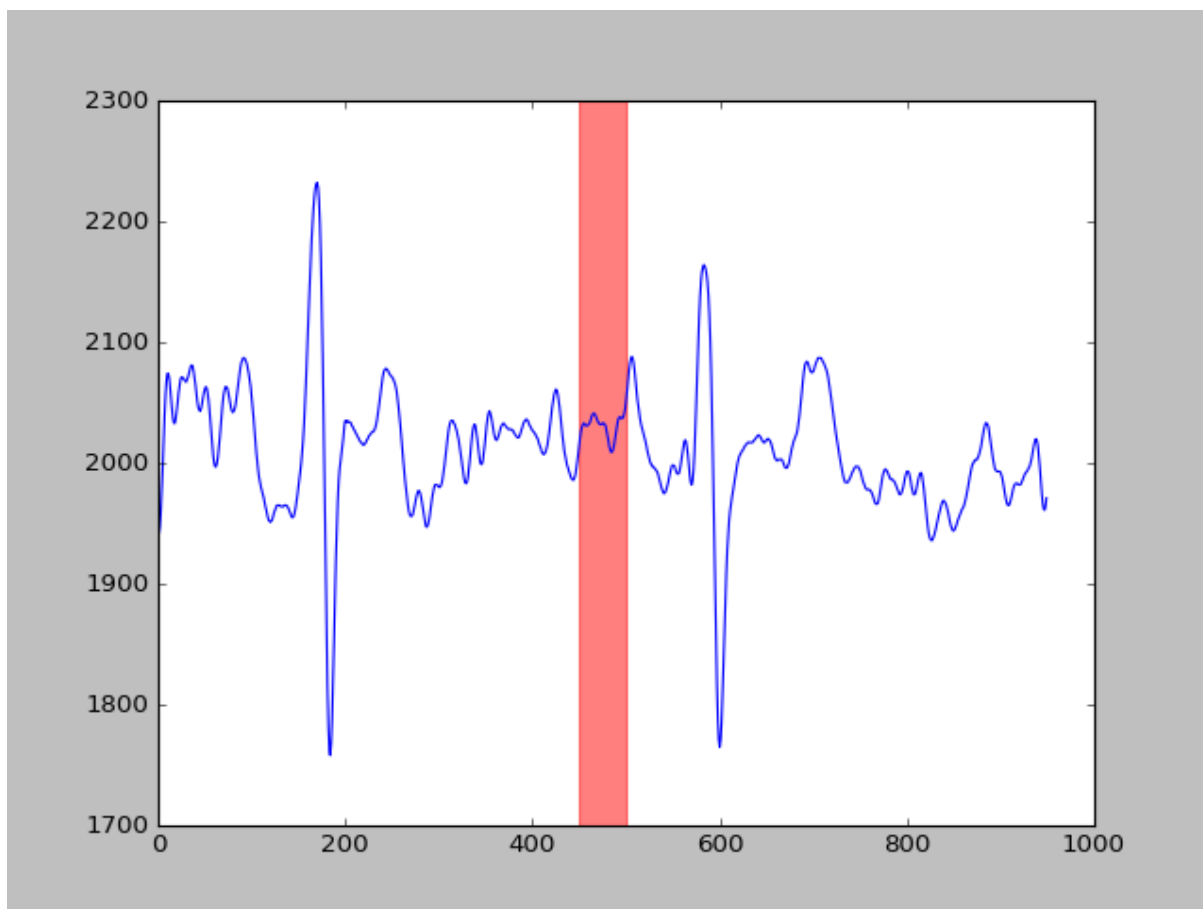


Рисунок 3.4 – Приклад сигналу, з імітацією відсутності контакту

У загальному випадку, метод валідації сигналу працює так, як представлено на рисунку 3.5:

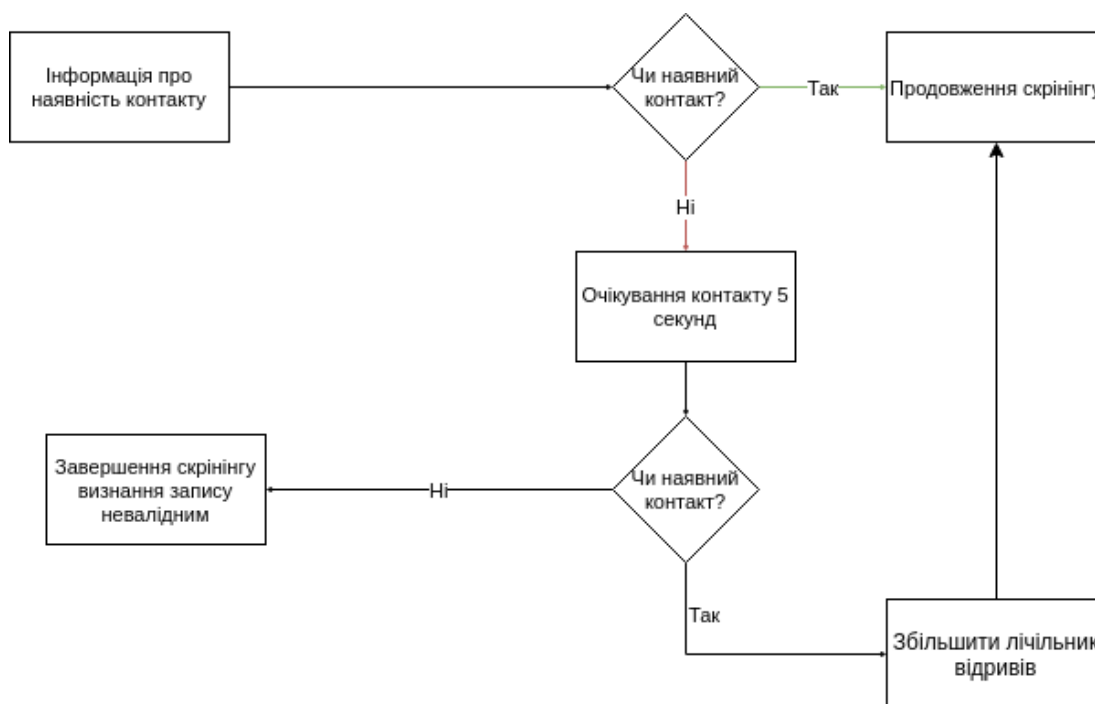


Рисунок 3.5 – Алгоритм відслідковування наявності сигналу

У загальному випадку, можна вважати, що один удар серця триває 1 секунду(відстань між сусідніми RR-інтервалами). Тоді, сигнал можна вважати якісним, за ознакою кількості відривів пальців від електродів, виходячи з наступних виразів (Формула 3.12)

$$x = a * 1 */100 \quad (3.12)$$

де, a – тривалість заміру кардіограми у секундах;

x – відсоток допустимих відривів пальців від електродів, під час заміру, щоб весь запис не можна було класифікувати як неякісний.

За умови, якщо значення менше 0.05 – ми можемо казати, що на 95% отриманий запис складається з реальних ударів серця(тобто, з точки зору наявності контакту, такий запис можна вважати якісним).

3.10 Порівняння отриманих точностей з існуючими підходами

Порівняння отриманих точностей розробленим методом, та існуючими аналогами проводиться на валідаційному датасету, що складається з 4 000 семплів розмічених кардіограм. При порівнянні отриманих точностей використовуються наступні метрики:

- точність класифікації якісних кардіограм як якісних;
- точність класифікації неякісних кардіограм, як неякісних.

Для оцінки точностей використовуються наступні алгоритми:

- розроблений алгоритм на основі згорткової нейронної мережі;
- алгоритм оцінки якості електрокардіограм, на основі системи вирішальних правил(дивись пункт 2.4);
- алгоритм логістичної регресії(дивись пункт 2.5).

За результатами порівняння було отримано таблицю точностей роботи алгоритмів, що дозволяє оцінити точність розробленого алгоритму, відносно існуючих(Таблиця 3.1).

Таблиця 3.1. Порівняння точностей розробленого алгоритму, та існуючих

| Алгоритм | Точність класифікації якісних кардіограм як якісних | Точність класифікації неякісних кардіограм як неякісних |
|--|---|---|
| Алгоритм на основі системи вирішальних правил | 70% | 63% |
| Алгоритм на основі згорткової нейронної мережі | 96,5% | 93,5% |
| Алгоритм логістичної регресії | 90% | 80% |

Отримані точності вказують на те, при створенні алгоритму, важливим елементом при виборі підходу, є врахування того, наскільки обраний метод гарно розпізнає паттерн ЕКГ, так як ЕКГ є сигнал з темпоральний паттерном(тобто сигнал, паттерн якого повторюється у часі).

Алгоритм на основі вирішальних правил недостатньо “глибоко” вивчає паттерн електрокардіограми, що призводить до того, що й без того невисока точність класифікації знижується на 10%, й наближується до ймовірності правильної класифікації – 50%, тобто стає випадковою величиною.

Алгоритм логістичної регресії показав зниження точності при оцінці неякісних кардіограм на 9%, але в цілому, середня точність залишається досить високою, що говорить про те, що підхід може бути цілком адекватним, проте, на відміну від згорткової нейронної мережі, алгоритм може потребувати значно більшу кількість даних для навчання.

Згорткова нейронна мережа краще завчила патерни на даному датасету, про що говорить незначне зниження точності коректної класифікації неякісних кардіограм.

Висновки до розділу

У даном розділі було описано змістовну, та математичну постановку задачі перевірки якості ЕКГ сигналу, для одноканального кардіографа. Представлено математичний апарат, для реалізації запропонованих методів. Описано датасет, що був зібраний спеціально для вирішення поставленої в рамках роботи задачі. При створенні алгоритму згорткової нейронної мережі, зібраний датасет було розділено на тренувальний(на якому проводилось навчання алгоритму), та тестовий(на якому відбувалось тестування точностей розробленого алгоритму, та порівняння точностей з існуючими аналогами).

Було проведено порівняння точностей розроблених методів з існуючими аналогами дослідженими у Розділі 2. На основі цього порівняння було встановлено, що розроблений алгоритм має вищу точність, при класифікації неякісних відрізків електрокардіограми.

4 ОПИС ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ

4.1. Загальні вимоги до архітектури програмного забезпечення

Вимоги до архітектури програмного забезпечення складені з урахуванням потреби в побудові середовища для збору кардіограм, розмітки даних, та зручного експорту розмічених даних у вигляді, зручному для подання даних на вхід алгоритму тренування нейронної мережі, що у подальшому вбудовується до мобільного додатку.

Важливою вимогою при розробці є **ефективність процесу розробки**, саме тому при розробці частини системи, що відповідає за обробку кардіограм, було використано Python – скриптова мова програмування, що є досить простою, та функціональною для задач пов'язаних з обробкою даних. Також, за допомогою цієї мови було досить легко розробити простий інтерфейс користувача, для розмічення даних. В якості операційної системи обрано Linux – операційна система, що є дуже зручною особливо у ситуаціях, коли є необхідним працювати з файлами у файловій системі, файлами програм. Для створення Android-додатку було використано мову Kotlin – мова, що досить широко використовується для розробки сучасних мобільних додатків, підтримує більшість сучасних методів розробки додатків, а також дає змогу швидко писати програмний код, за допомогою вбудованих методів, що дозволяють генерувати код для типових задач [43].

При розробці Android-застосунку було використано парадигму реактивного програмування. Реактивне програмування – це парадигма програмування, побудована на потоках даних і розповсюдженні змін. Це означає, що у мовах програмування має бути можливість легко виразити статичні чи динамічні потоки даних, а реалізована модель виконання буде автоматично розсилати зміни через потік даних [44]. Така парадигма була обрана через те, що логіка Android-застосування побудована навколо даних, тобто уся логіка застосунку побудована навколо обробки даних: читання, обробка, аналіз. Реактивне програмування використовує модель “publisher-subscriber” [45]. Мобільне застосування “підписується” на дані з датчика,

а далі кожен компонент застосунку, що має оброблювати дані, “підписується” на дані з компоненти попереднього етапу обробки даних. Такий підхід дозволяє сильно спростити логіку додатку, та оптимізувати швидкість обробки даних.

При створення архітектури нейронної мережі було використано бібліотек Tensorflow – бібліотека що поміж іншого дозволяє працювати з нейронними мережами на мові Python [46]. А саме, створювати архітектуру нейронної мережі, проводити тренування нейронних мереж, проводити перевірку точностей, а найголовніше – експортувати натреновану модель, у форматі необхідному для вбудовування нейронних мереж до Android-застосунків, що є оптимізованим для роботи нейронних мереж на смартфонах.

4.2. Опис архітектури програмного забезпечення

Програмне забезпечення було створене для наступних цілей й відповідна архітектура відповідає таким поставленим задачам:

- збір кардіограм;
- розмічення кардіограм;
- створення датасетів;
- навчання нейронної мережі;
- створення Android-застосунку для перевірки якості електрокардіограми у режимі реального часу.

Розроблена система складається з трьох основних компонент: компонент збору даних, компонент обробки даних, кінцевий Android-застосування.

Компонент збору даних. Являє собою зв'язку Android-застосування, за допомогою якого відбувався збір даних для датасету кардіограм, за допомогою якого збиралися кардіограми, та дані користувачів, для створення статистики, за допомогою якої можливо оцінити “збалансованість” даних(тобто, що у датасеті присутні не лише чоловіки, наприклад). Даний компонент не розглядається як частина дослідження, тому описується коротко.

Компонент обробки даних. Даний компонент являє собою бек-енд частину, за допомогою якої відбувається витягування даних з бази даних, розмічення на

“якісні”, та “неякісні” кардіограми, формується датасет, що потім використовується для навчання нейронної мережі, та конвертації створеної нейронної мережі, до формату, що можливо вбудувати до Android-застосунку.

Кінцеве Android-застосування. Застосування є “кінцевим” продуктом дослідження, у нього вбудовується натренована нейронна мережа, та функціонал роботи з датчиком, що дозволяє відслідковувати роботи розроблених методів у режимі “реального часу”.

На рисунку 4.1 Наводиться опис розробленої архітектури у вигляді діаграми компонентів, з нумерацією елементів у порядку проходження даними відповідних етапів обробки.

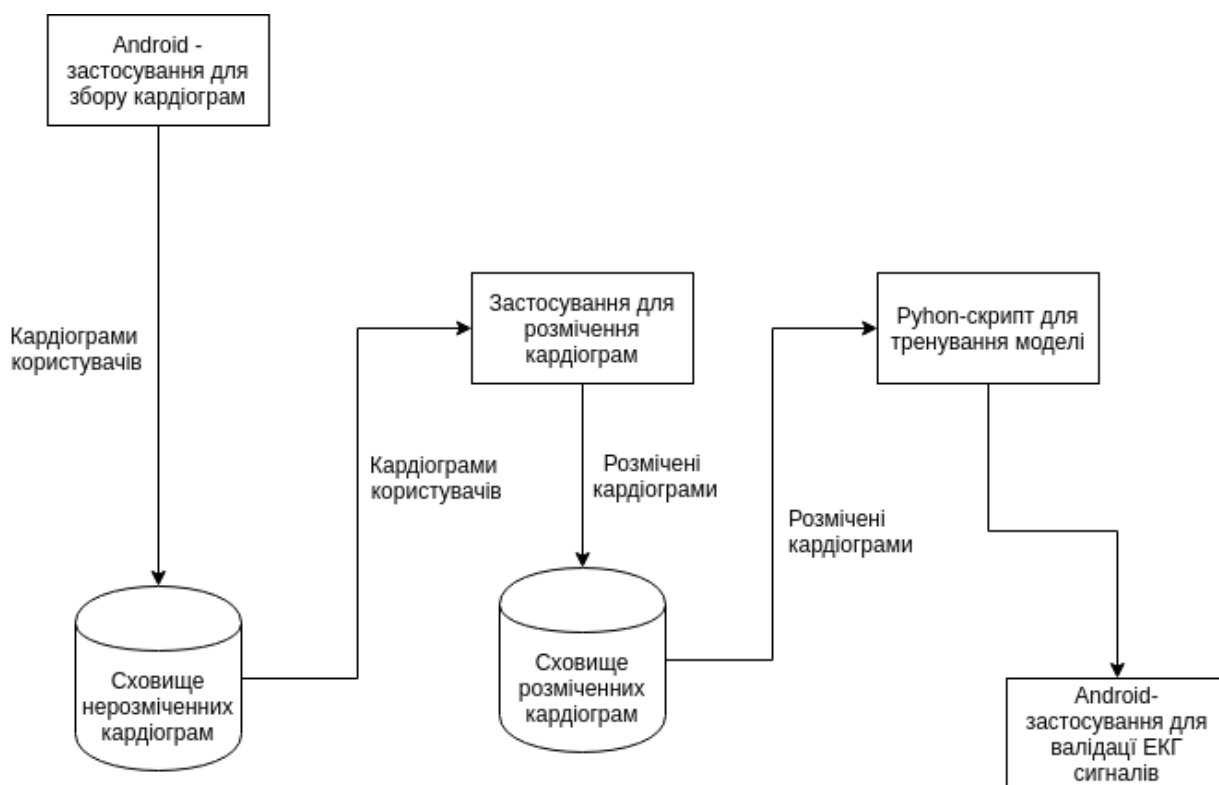


Рисунок 4.1 – Схема структурна компонентів

Android-застосування для збору кардіограм. Використовується для збору кардіограм.

Сховище нерозмічених кардіограм. Являє собою NoSQL базу даних, до якої потрапляють нерозмічені кардіограми отримані з Android-застосунку.

Застосування для розмічення кардіограм. Являє собою скрипт написаний мовою Python, з використанням технології QT – для створення інтерфейсу

користувача, за допомогою якого, користувач відносить відрізок кардіограми до певного класу. У скрипті прописується ідентифікатор кардіограми у базі даних, при запуску скрипту, користувач має можливість працювати з конкретною кардіограмою. Результатом роботи даного скрипту є створення файлу з розміткою поточної кардіограми у сховищі розмічених кардіограм.

Сховище розмічених кардіограм. Являє собою директорію у файлової системі, що зберігає розмічені кардіограми у вигляді “*.csv” файлів.

Python-скрипт для тренування моделі. Являє собою скрипт, що завантажує розмічені дані, у ньому ж задається архітектуру нейронної мережі, проводиться тренування нейронної мережі, тестування точностей на валідаційному датасеті, експорт натренованої моделі у форматі, що є прийнятним для Android-застосунку.

4.3. Опис структур даних

4.3.1. Структура бази даних

Для роботи з даними використовується база даних MongoDB [47]. Спрощена структура бази даних(описуються лише структури даних, що безпосередньо використовуються для дослідження). Схема бази даних збереження нерозмічених електрокардіограм представлена на рисунку 4.2.

| ECG | | ✎ AZ ⊕ |
|----------------|--------------|--------|
| _id | { objectId } | ID |
| ecg_points | { array } | |
| packets_number | { int } | |
| id_user | { string } | |
| date | { date } | |

Рисунок 4.2 – Схема структурна бази даних для накопичення кардіограм
Детальний опис даних, що зберігаються у базі даних наведено у таблиці 4.1

Таблиця 4.1 Опис полів колекції “ECG”

| Назва поля | Тип | Опис |
|------------|----------|---------------------------------|
| _id | ObjectId | Унікальний ідентифікатор запису |

Продовження таблиці 4.1

| | | |
|----------------|--------|---|
| Ecg_points | Array | Масив точок запису кардіограми |
| Packets_number | Int | Кількість отриманих пакетів(використовується для перевірки збереження послідовності запису) |
| Id_user | String | Ідентифікатор користувача |
| Date | Date | Дата створення запису |

4.3.2. Структура файлу розміченої кардіограми

Для зручності роботи з файлами розміченої кардіограми, було створено спеціальну структуру розмітки(таблиця 4.2)

Таблиця 4.2 Опис структури файлу з розміченою кардіограмою

| Назва поля | Тип | Опис |
|-------------|-------|---|
| Ecg_points | Array | Масив точок запису кардіограми |
| Good_points | Array | Масив індексів відрізків якісної кардіограми у вихідному записі |
| Bad_points | Array | Масив індексів відрізків якісної кардіограми у вихідному записі |

З індексів `good_points` та `bad_points` та `ecg_points` відрізки якісної та неякісної кардіограми визначаються за наступними формулами (Формули 4.1 – 4.3):

$$index_{left} = good * 500 \quad (4.1)$$

$$index_{right} = index_{left} + 1000 \quad (4.2)$$

$$marked_data = ecg_points[index_{left}, index_{right}] \quad (4.3)$$

де, `good` – індекс з масиву `good_points`;

`indexleft` – лівий індекс відрізка кардіограми, у вихідному масиві;

`indexright` – правий індекс відрізка кардіограми у вихідному масиві;

`marked_data` – промаркований відрізок кардіограми отриманий з вихідного запису.

Спрощений приклад сгенерованого файлу з розміщеною кардіограмою наводиться у додатку А, рисунок А.1.

4.4. Структура класів програмного забезпечення

4.4.1. Структура Python-додатку для розмічення кардіограм

При створенні цього додатку було використано парадигму функціонального програмування, скрипт складається з наступних функцій та класу (Таблиця 4.3 – 4.4):

Таблиця 4.3 – Структура скрипту розмітки електрокардіограм

| Назва функції | Сигнатура | Опис |
|---------------|-----------|--|
| Main() | - | Запускає інтерфейс користувача, та слугує точкою входу |
| End_script() | - | Функція, що сигналізує про завершення роботи скрипту |

Продовження таблиці 4.3

| | | |
|-------------------|--|--|
| Write_results() | ECG – array – кардіограма нерозмічена | Функція, що по результатам роботи користувача, зберігає розмічені кардіограми у файл |
| | Good – array – інтервали помічені як якісні | |
| | Freq – int – частота | |
| | Bad – array – інтервали помічені як неякісні | |
| Increment_index() | Index – int – значення поточного індексу | Функція що помічає поточний інтервал як якісний |
| | Good_intervals – array – список інтервалів розмічених як якісні | |
| Decrement_index() | Index – int – значення поточного індексу | Функція що помічає поточний інтервал як не якісний |
| | Bad_intervals – array – список | |

| | | |
|--|------------------------------------|--|
| | інтервалів розмічених як якісні | |
|--|------------------------------------|--|

У таблиці 4.4 наводиться структура класу Index, що відповідає за зміну поточного інтервалу що відображається у інтерфейсі користувача, та викликає методи, що були наведені вище.

Таблиця 4.4 – Структура класу користувацького інтерфейсу

| Назва функції | Сигнатура | Опис |
|----------------------|---|---|
| Good() | Event – стандартний аргумент для класу, що оброблює запити з інтерфейсу користувача | Метод класу, що відображає користувачу наступний відрізок кардіограми, та помічає поточний відрізок як якісний |
| Prev() | Event – стандартний аргумент для класу, що оброблює запити з інтерфейсу користувача | Метод класу, що відображає користувачу попередній відрізок кардіограми |
| Med() | Event – стандартний аргумент для класу, що оброблює запити з інтерфейсу користувача | Метод класу, що відображає користувачу наступний відрізок кардіограми, та помічає поточний як середньої якості |
| Bad() | Event – стандартний аргумент для класу, що оброблює запити з інтерфейсу користувача | Метод класу, що відображає користувачу наступний відрізок кардіограми, та помічає поточний як неякісний |

Користувач вводить ідентифікатор необхідного ЕКГ- запису у програмний код, який далі буде завантажено до застосунку, для подальшої роботи користувача з розміченням даних. На рисунку 4.3 наводиться приклад вхідних даних.

```

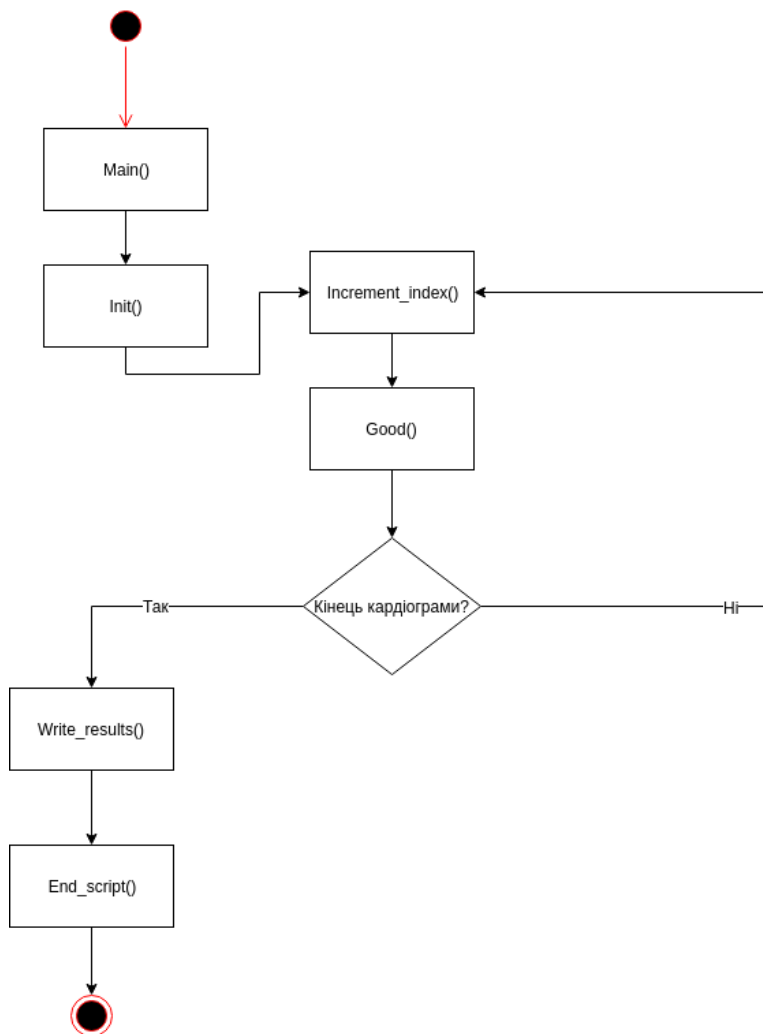
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib.widgets import Button
# from test_signal import test_signal as raw_ECG
from scrine_preprocessing.db_scripts import get_record as get_record
from scrine_preprocessing.utils import write_lines as write_lines
from scrine_preprocessing.filtering import signal_preprocessing as signal_preprocessing

##### INPUT_HERE #####
IQ = "59b8f0c7dad6c7a5e8bf94c"
#####

```

Рисунок 4.3 – Формат введення ідентифікатору ЕКГ-запису

На рисунку 4.4 наводиться схема викликів функцій для скрипту що розмічує кардіограму, для випадку коли користувач розмічає усі відрізки кардіограми як якісні.



4.4. Схема структурна виклику функцій при стандартному варіанті розміщення даних

Скрипт, що генерує нейронну мережу, на вхід приймає розмічені дані, а на виході видає модель у форматі необхідному для імпорту у Android-застосування. У таблиці 4.5 наводиться перелік функцій, що використовуються у скрипті:

Таблиця 4.5 – Структура скрипту для створення нейронної мережі

| Назва функції | Сигнатура | Опис |
|-------------------|---|--|
| Load_data() | X_good_path – string – шлях у системі до файлу з кардіограмами поміченими як якісні | Завантаження даних попередньо підготованих скриптом для розміщення даних |
| | X_bad_path – string – шлях у системі до файлу з кардіограмами поміченими як неякісні | |
| Prepare_data() | X_good – array – набір кардіограм помічених як якісні | Обробка завантажених даних(нормалізація, фільтрація) |
| | X_bad – array – набір кардіограм помічених як неякісні | |
| Prepare_dataset() | X_good_clean – array – відфільтрованих набір відрізків кардіограм помічених як якісні | Розділення датасету на трейновий, та валідаційний випадковом чином, щоб дані не перетинались |
| | X_bad_clean – array – відфільтрованих набір відрізків кардіограм помічених як якісні | |
| Build_Model() | - | Задання архітектури графу моделі |

Продовження таблиці 4.5

| | | |
|----------------|---|---|
| Train_model() | X_good_train – array – підготовлені до тренування моделі якісні відрізки кардіограми | Функція, що проводить тренування моделі по підготовленим даним, та відображає отримані точності на валідаційному датасеті |
| | X_bad_train – array – підготовлені до тренування моделі неякісні відрізки кардіограми | |
| | X_bad_test – array – підготовлені до тесту точності моделі неякісні відрізки кардіограми | |
| | X_good_test – array – підготовлені до тесту точності моделі якісні відрізки кардіограми | |
| Export_model() | TF_graph – graph – об'єкт, що являє собою Python'івську репрезентації натренованої моделі | Функція, що експортує побудований граф у форматі, що вбудовується до Android-застосунку |

Роботу даного скрипта можна назвати “pipeline” – усі функції виконуються одна за одною, як на конвеєрі. Робота скрипту представлена у вигляді структурної схеми викликів функцій на рисунку 4.5.

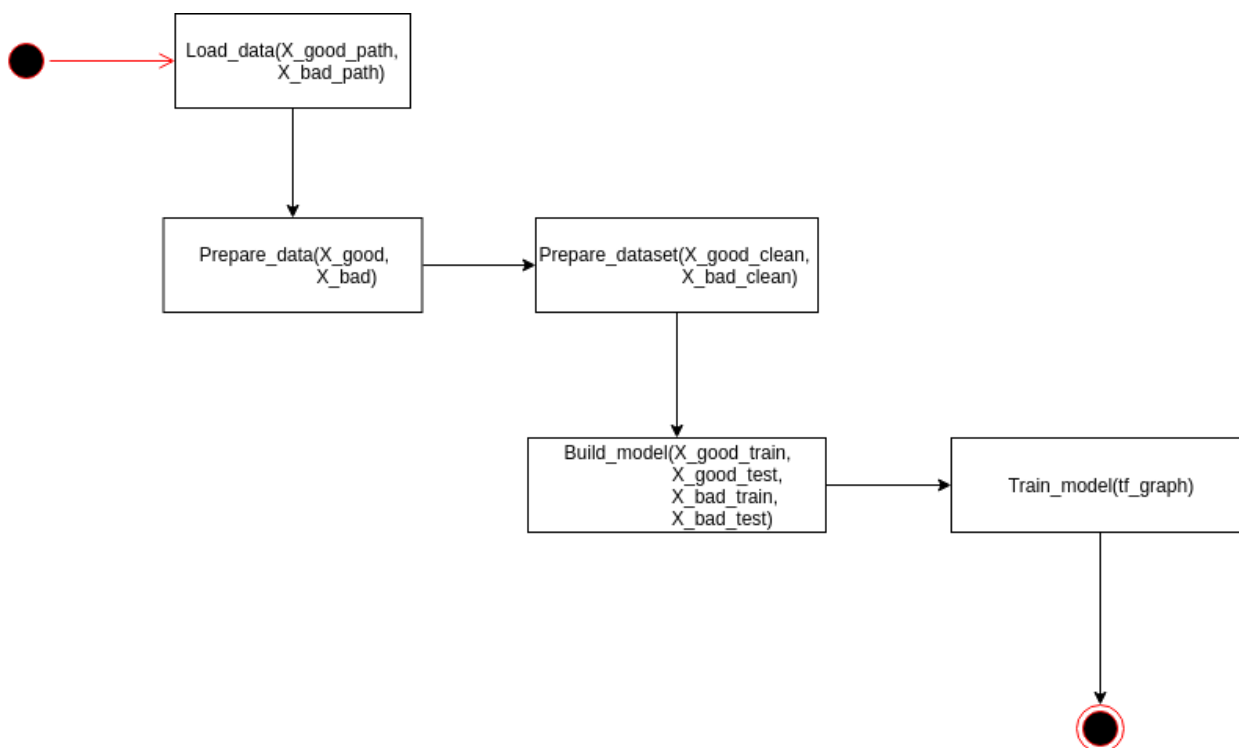


Рисунок 4.5 – Схема структурна послідовності викликів функцій скрипту створення нейронної мережі

4.4.3. Структура Android-застосунку

Архітектура Android-застосунку створена з використанням паттернів проектування. Розглянемо їх.

MVP (Model-View-Presenter). Структурний паттерн, що розділяє інтерфейс користувача, бізнес-логіку та інші процеси на слої, так щоб чітко розмежувати зони відповідальності [48].

Dependency Injection – структурний паттерн, що спрощує залежності між об'єктами проекту [49].

Одним з найбільш завантажених класів є `CardiogramActivity` (клас відповідальний за логіку на екрані заміру ЕКГ). Правильний архітектурний підхід дозволяє розмежувати роботу з підключенням до Bluetooth-пристрою (та отримання даних від датчика), роботи з нейронною мережею (що проводить валідації ЕКГ-сигналу) та компоненту, що будує дані на інтерфейсі користувача.

Спрощена діаграма класів, на якій висвітлені основні класи наводиться на рисунку 4.6.

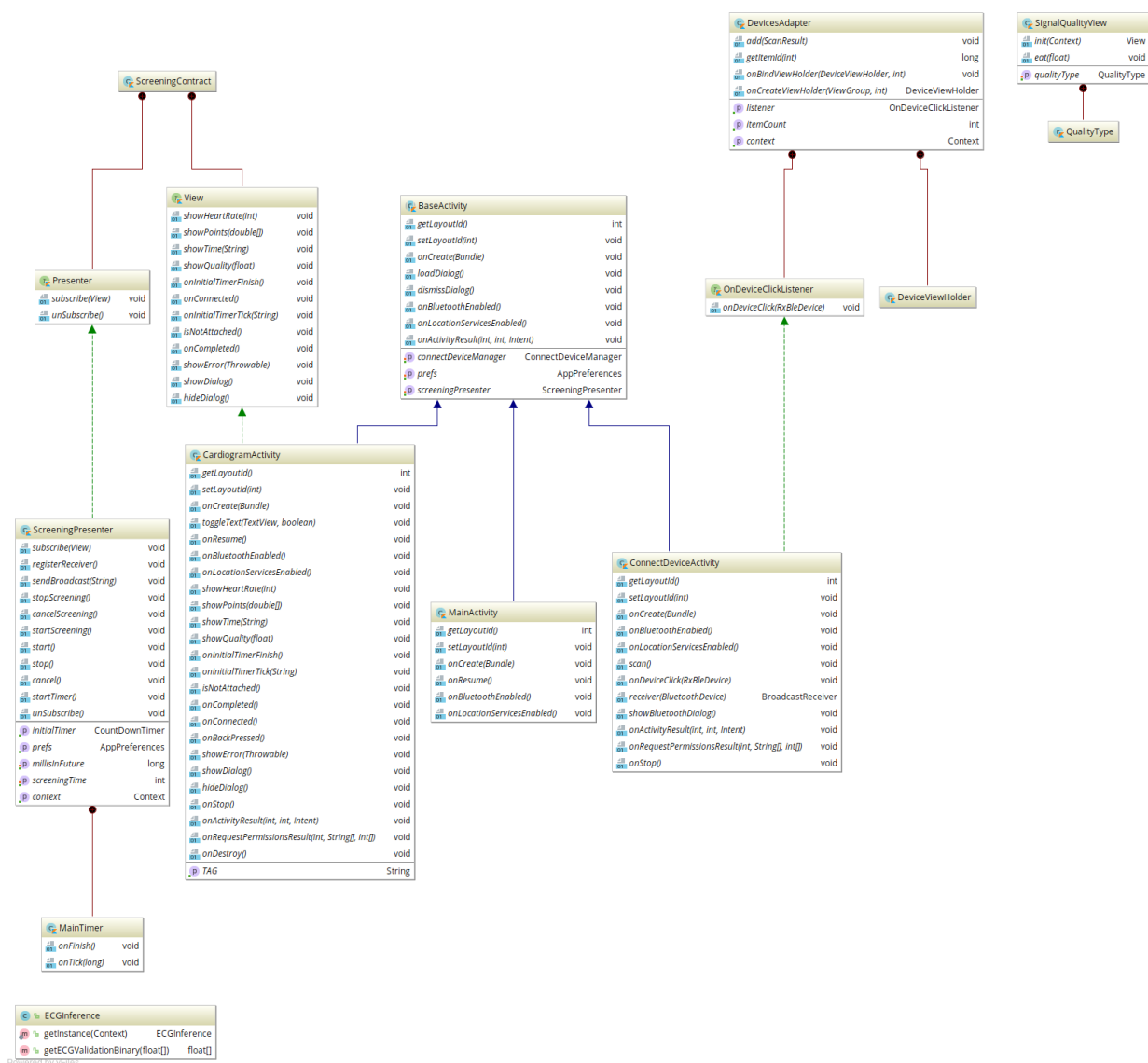


Рисунок 4.6 – Схема структурна класів(спрощена)

4.4. Керівництво користувача

4.4.1. Керівництво користування Android-застосунком

Для початку роботи з Android-застосунком, після встановлення додатку на смартфон необхідно запуснути застосування з робочого столу. Після цього, користувач потрапляє на головний екран(рисунок 4.7).

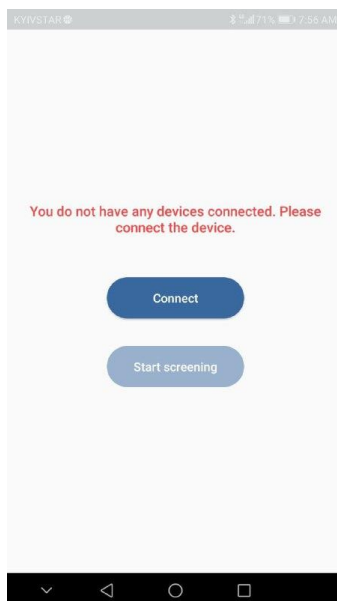


Рисунок 4.7 – Головний екран Android-застосунку

На Головному екрані застосунку, користувачу доступні наступні кнопки:

“**Connect**”. При першому заході до додатку, це єдина активна кнопка, що дозволяє підключитися до датчика Mawi Band.

“**Start screening**”. Кнопка не активна, при першому заході до додатку, при підключеному датчику, користувач має можливість перейти до заміру кардіограми.

На рисунку 4.8 зображено екран підключення до датчиків. Для підключення до правильного датчика, у випадку коли навколо багато датчиків “Mawi”, необхідно обирати датчик з найменшим по модулю RSSI, та натиснути на відповідний елемент списку.

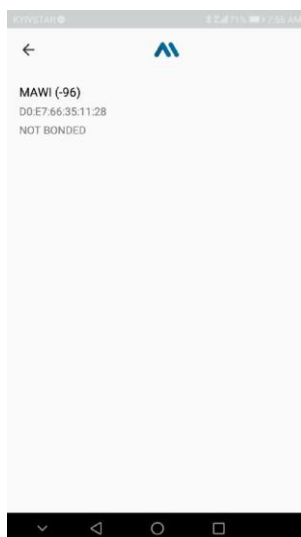


Рисунок 4.8 – Екран підключення до датчика

На екрані підключення до датчика, користувачу доступні декілька кнопок.

“Повернутись” (кнопка у вигляді стрілки). Користувач має змогу відмінити пошук Bluetooth-пристроїв, та повернутись до головного екрану.

Елемент списку. При натисканні на елемент списку, користувач має можливість встановити з’єднання з обраним датчиком(користувач має змогу встановити з’єднання лише з датчиками Mawi Band).

Після підключення до датчика, користувач повертається на головний екран(рисунок 4.9), та має змогу підключитися до нового датчика по натиску на кнопку “Disconnect”, або почати замір кардіограми, по натиску на кнопку “Start screening”.

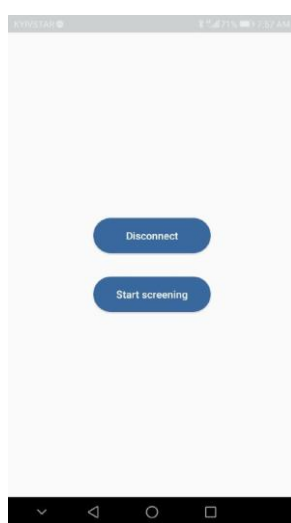


Рисунок 4.9 – Головний екран, після підключення до датчика

Після того, як користувач підключився до датчика, та натиснув “Start Screening”, користувач має можливість провести замір кардіограми, натиснувши на кнопку “Start screening”. Після цього, користувач потрапляє на екран підготовки до заміру(рисунок 4.10).



Рисунок 4.10 – Екран підготовки до заміру

На екрані підготовки до заміру користувач має можливість обрати тривалість заміру, окрім того йому доступні додаткові кнопки кнопки.

“Повернутись” (кнопка у вигляді стрілки). Користувач має змогу відмінити проведення заміру ЕКГ, та повернутись до головного екрану.

Кнопка “3”. Встановити тривалість заміру ЕКГ 3 хвилини.

Кнопка “5”. Встановити тривалість заміру ЕКГ 5 хвилини.

Кнопка “∞”. Встановити тривалість заміру ЕКГ без обмеження часу.

Кнопка “Start”. Почати проведення заміру ЕКГ(кнопка стає активною лише після вибору певного режиму).

Після натискання кнопки “Start”, користувач має прикласти пальці до верхнього електроду Mawi Band, після чого автоматично почнеться замір кардіограми, та користувача перекине на екран проведення заміру(рисунок 4.11)



Рисунок 4.11 – Екран проведення заміру

На екрані проведення заміру, користувач має можливість бачити якість заміру у вигляді полоски з чотирма поділками (ціна поділки – 0.25), графік кардіограми у режимі реального часу, свій пульс, та час що залишився до кінця заміру (у випадку з режимом без обмежень часу, користувач бачить час, що пройшов з початку заміру).

На рисунку 4.12 зображено приклад стану екран заміру кардіограми, в ситуації, коли кардіограма користувача не є якісною (якість сигналу менше ніж 0.25). У даному випадку, сигнал що відображається, отриманий завдяки замиканню електричного кола однією рукою.

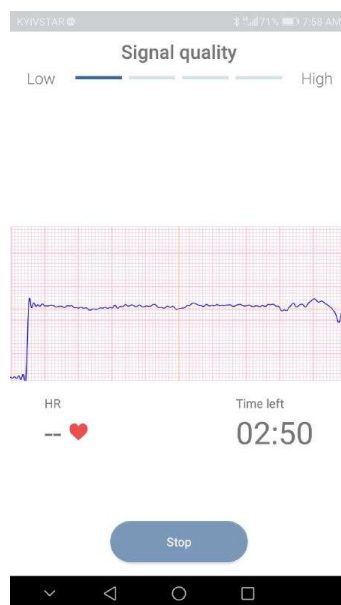


Рисунок 4.12 – Головний екран Android-застосунку

Після завершення(або по натисканню на кнопку “Stop”), відбувається збереження кардіограми до файлу у файловій системі смартфона, та автоматичний перехід на головний екран

4.4.2. Керівництво користування Android-застосунком

Для старту роботи з застосунком для розмічення даних, необхідно запустити відповідний Python-скрипт, при вдалому запуску, користувач побачить обрану нерозмічену кардіограму(рисунок 4.13). На цьому екрані користувач має можливість візуально оцінити якість кардіограми, перш ніж приступати до розмітки кардіограми.

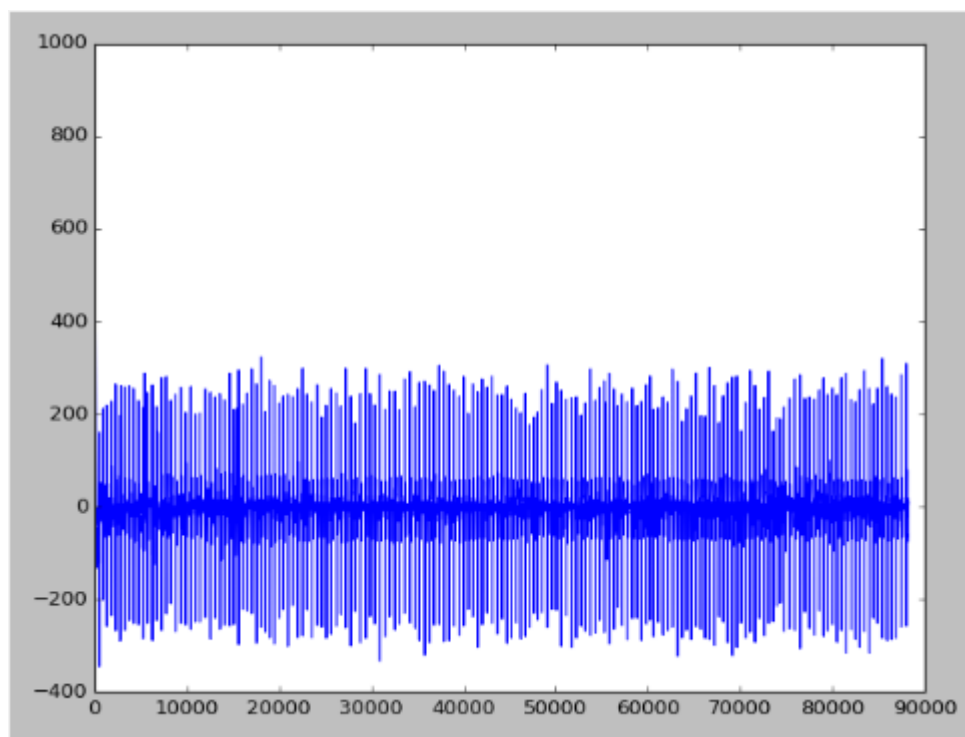


Рисунок 4.13 – Головний екран Android-застосування

Для того, щоб перейти до розмітки кардіограми, необхідно просто зачинити вікно з кардіограмою, вікно для розмітки кардіограми відчиняється автоматично (рисунок 4.14)

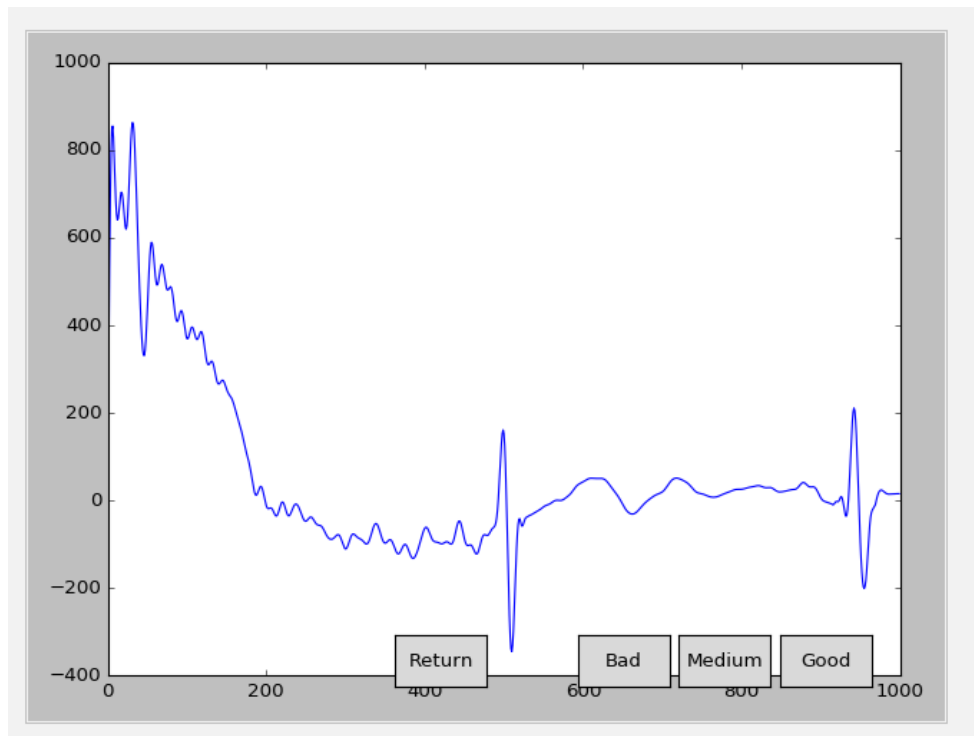


Рисунок 4.14 – Екран розмітки кардіограми

Користувач має можливість працювати з рядом кнопок.

“**Return**”. Повернутися до попереднього відрізка кардіограми.

“**Bad**”. Відмітити поточний відрізок кардіограми як неякісний, та перейти до наступного(якщо він існує).

“**Medium**”. Відмітити поточний відрізок кардіограми як середньої якості, та перейти до наступного(якщо він існує).

“**Good**”. Відмітити поточний відрізок кардіограми як якісний, та перейти до наступного(якщо він існує).

При завершенні розмічення кардіограми, для збереження результатів розмітки, необхідно лише зачинити вікно. Одразу після цього, у кореневому каталозі буде створено файл з розміткою поточної кардіограми, що матиме назву “ECG_validation_dataset*ідентифікатор*.csv”.

4.6. Вимоги до програмного та технічного забезпечення

Для коректного запуску Android-застосунку, необхідно мати смартфон з наступними параметрами:

- процесор з тактовою частотою не нижче 1 ГГц;

- достатній об'єм оперативної пам'яті не менше 512 Мб;
- версія Bluetooth 4.2, або вище;
- операційна система Android API level не нижче 19(Kitkat).

Для коректної роботи Python-скриптів, необхідно мати комп'ютер з наступними параметрами:

- достатній об'єм оперативної пам'яті не менше 1024 Мб;
- вільне місце на жорсткому диску(достатньому для збереження вихідного коду програми, та файлі що генеруються програмою), не менше ніж 100мб доступного для роботи програми;
- операційна система Linux/Windows/Mac OS;
- встановлений інтерпретатор Python версії 2.7.6 – 2.7.12;
- стабільне підключення до інтернету.

Висновки до розділу

У даному розділі було розглянуто розробку систем, для створення Android-застосунку, що в режимы реального часу може проводити перевірку якості сигналів електрокардіограми. Наведено опис розробленої архітектури. Було обгрунтовано вибір сам такої архітектури для вирішення поставлених у роботі задач. Розроблена архітектура дозволяє проводити перевірку якості сигналів електркардіограм, у режимі реального часу.

Наведено короткий огляд програмної реалізації, у вигляді інструкції для користувача, та програмних вимог, для коректної роботи застосунків описаних в рамках даного розділу.

5 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ

Стартап як форма малого ризикового (венчурного) підприємництва впродовж останнього десятиліття набула широкого розповсюдження у світі через зниження бар'єрів входу в ринок (із появою Інтернету як інструменту комунікацій та збуту стало простіше знаходити споживачів та інвесторів, займатись пошуком ресурсів, перетинати кордони між ринками різних країн), і вважається однією із наріжних складових інноваційної економіки, оскільки за рахунок мобільності, гнучкості та великої кількості стартап-проектів загальна маса інноваційних ідей зростає.

Проте створення та ринкове впровадження стартап-проектів відзначається підвищеною мірою ризику, ринково успішними стає лише невелика частка, що за різними оцінками складає від 10% до 20%. Ідея стартап-проекту, взята окремо, не вартує майже нічого: головним завданням керівника проекту на початковому етапі його існування є перетворення ідеї проекту у працюючу бізнес-модель, що починається із формування концепції товару (послуги) для визначеної клієнтської групи за наявних ринкових умов.

Розроблення та виведення стартап-проекту на ринок передбачає здійснення низки кроків, в межах яких визначають ринкові перспективи проекту, графік та принципи організації виробництва, фінансовий аналіз та аналіз ризиків і заходи з просування пропозиції для інвесторів. Далі наведено маркетинговий аналіз стартап проекту. В межах цього етапу:

- розробляється опис самої ідеї проекту та визначаються загальні напрями використання потенційного товару чи послуги, а також їх відмінність від конкурентів;
- аналізуються ринкові можливості щодо його реалізації;
- на базі аналізу ринкового середовища розробляється стратегія ринкового впровадження потенційного товару в межах проекту.

5.1 Опис ідеї проекту

Метод розроблений в рамках дослідження магістерської дисертації є частиною продуктів, що розробляються компанією Mawi Solutions [50]. В якості ідеї

проекту описується продукт компанії, у якому застосовується описаний метод. Продукти компанії засновані на аналізі та інтерпретації даних отриманих з електрокардіограми, а якість сигналів(а як наслідок точність результатів обробки гарантується методом розробленим у попередніх розділах).

В межах підпункту було проаналізовано і подано у вигляді таблиць:

- зміст ідеї (що пропонується);
- можливі напрямки застосування;
- основні вигоди, що може отримати користувач товару (за кожним напрямком застосування);
- чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників.

Перші три пункти подані у вигляді таблиці (таблиця 5.1) і дають цілісне уявлення про зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів.

Таблиця 5.1 – Опис ідеї стартап-проекту

| <i>Зміст ідеї</i> | <i>Напрямки застосування</i> | <i>Вигоди для користувача</i> |
|--|--------------------------------------|--|
| Носимий браслет, що вимірює кардіограму у першому відведенні, та аналізує її за допомогою автоматизованих методів, та надає можливість користувачам відправляти кардіограму, та проаналізовані дані лікарю | Після-клінічний догляд за пацієнтом. | Пацієнт може проводити виміри кардіограми вдома, а лікарю надсилати свою кардіограму, по якій лікар може проводити моніторинг пацієнтів, та у випадку виявлення відхилень призначати огляд |
| | Медичний туризм | Коли люди відвідують заклади медичного туризму, за допомогою щоденного аналізу стану здоров'я вони можуть відслідковувати прогрес оздоровлення у закладах медичного туризму . |

Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (чим відрізняється від існуючих аналогів та заміників) порівняно із пропозиціями конкурентів передбачає:

- визначення переліку техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;
- визначення попереднього кола конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводиться збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;
- проводиться порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначаються показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 5.2).

Таблиця 5.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

| n/n | Техніко-економічні характеристик и ідеї | (потенційні) товари/концепції конкурентів | | W (слабк а сторона а) | N (нейтральн а сторона) | S (сильна сторона) |
|-----|--|---|---|--------------------------|----------------------------|-----------------------|
| | | Мій проект | Plan exa | | | |
| . | Дані, що збираються | електро кардіограма | Ва ріабельні сть серцевог о ритму | | | + |
| . | Зручність використання/орієнтованість на кінцевого споживача | Тільки англійська мова. | Зру чний інтерфей с з підтримк ою укр, англ та рос мов. | + | | |
| | Універса | Вимірю | На | + | | |

| | | | | | | |
|---|---------|---------------|-------------------|--|--|--|
| . | льність | є не лише ЕКГ | явні інші функції | | | |
|---|---------|---------------|-------------------|--|--|--|

Визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару є підґрунтям для формування його конкурентоспроможності.

5.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу було проведено аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару). Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових (таблиця 5.3):

- за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту?
- чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/додати?
- чи доступні такі технології авторам проекту?

Таблиця 5.3 – Технологічна здійсненність ідеї проекту

| <i>№ n/n</i> | <i>Ідея проекту</i> | <i>Технологі ї її реалізації</i> | <i>Наявніс ть технологій</i> | <i>Доступніс ть технологій</i> |
|------------------|---|---|----------------------------------|------------------------------------|
| 1 | Створення програмного забезпечення для реалізації та тестування розробленого методу | Алгоритми роботи машинного навчання | Наявна | Доступна |
| | | База розмічених кардіограм для навчання алгоритму | Наявна | Доступна |
| | | Python | Наявна | Доступна |
| | | Kotlin | Наявна | Наявна |

| | | | | |
|--|--|-----------------------------------|--------|--------|
| | | Датчик для збору кардіограм | Наявна | Наявна |
| Обрана технологія реалізації ідеї проекту: Алгоритми + датасет + Python + Kotlin + датчик для збору кардіограм | | | | |

За результатами аналізу таблиці зроблено висновок щодо можливості технологічної реалізації проекту. Технологічним шляхом реалізації проекту було обрано такі технології, як Python, Kotlin через їх доступність, безкоштовність, та визнання на ринку програмного забезпечення.

5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

Спочатку було проведено аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (таблиця 5.4).

Таблиця 5.4 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

| <i>n/ n</i> | <i>Показники стану ринку (найменування)</i> | <i>Характеристика</i> |
|-----------------|--|--|
| | Кількість головних гравців, од | 3 |
| | Загальний обсяг продаж, грн/ум.од | 150000000 |
| | Динаміка ринку (якісна оцінка) | Зростає експоненційно |
| | Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень) | Наявність власного виробництва, медичні сертифікації |
| | Специфічні вимоги до стандартизації та | FDA, GDPR, |

| | | |
|--|---|--|
| | сертифікації | НІРАА – необхідно відповідати цим стандартам |
| | Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), % | 100% та вище |

Середню норму рентабельності в галузі було порівняно із банківським відсотком на вкладення. Останній є меншим, тому є сенс вкладати гроші саме у цей проект.

За результатами аналізу таблиці 5.4 було зроблено висновок, що ринок є привабливим для входження.

Надалі були визначені потенційні групи клієнтів, їх характеристики та зформовано орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 5.5).

Таблиця 5.5 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

| <i>n/n</i> | <i>Потреба, що формує ринок</i> | <i>Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)</i> | <i>Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів</i> | <i>Вимоги споживачів до товару</i> |
|------------|---|---|--|--|
| | Перехід медицини “лікування” до медицини “запобігання”. | Клініки, медичні курорти. | Цілі, у яких буде використовуватись девайс. | Точність аналізу, медична якість електрокардіограми. |

Після визначення потенційних груп клієнтів було проведено аналіз ринкового середовища: складено таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. 5.6, 5.7).

Таблиця 5.6 – Фактори загроз

| <i>№ n/n</i> | <i>Фактор</i> | <i>Зміст загрози</i> | <i>Можлива реакція компанії</i> |
|--------------|---------------------------|---|---|
| 1 | Конкуренція | Вихід на ринок продуктів з кращими характеристиками | Обрати власну нішу, яка є складною для входження, щоб захистити себе від входження конкурентів. |
| 3 | Зміна потреб користувачів | Користувачам необхідне | Передбачити створення RnD відділу, |

| | | | |
|--|--|---|----------------------------------|
| | | програмне забезпечення з іншим функціоналом | для створення нового функціоналу |
|--|--|---|----------------------------------|

Таблиця 5.7 – Фактори можливостей

| <i>№ n/n</i> | <i>Фактор</i> | <i>Зміст можливості</i> | <i>Можлива реакція компанії</i> |
|------------------|---------------|-----------------------------|-------------------------------------|
|------------------|---------------|-----------------------------|-------------------------------------|

Продовження таблиці 5.6

| | | | |
|---|-------------|---|---|
| 1 | Конкуренція | Відсутність аналогічного продукту для вітчизняного користувача. | Адаптація продукту для виходу на локальний ринок. |
|---|-------------|---|---|

Надалі було проведено аналіз пропозиції: визначили загальні риси конкуренції на ринку (таблиця 5.8).

Таблиця 5.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

| <i>Особливості конкурентного середовища</i> | <i>В чому проявляється дана характеристика</i> | <i>Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)</i> |
|---|---|--|
| 1. Вказати тип конкуренції - монополія | На ринку присутні декілька компаній-конкурентів, але їх товар дещо відрізняється між собою. | Підтримка якості продукту та постійні нововведення, вдосконалення. |
| 2. За рівнем конкурентної боротьби - міжнародний | Компанії-конкуренти з інших країн | Створити основу ПП таким чином, щоб можна було легко переробити даний ПП для використання у галузях інших країн. |
| 3. За галузевою | Продукт може | Постійне |

| | | |
|--|--|--|
| ознакою - міжгалузєва | використовуватись для різних галузей | вдосконалення продукту, що не має прив'язки до сфери |
| 4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-видова | Конкуренція між видами ПП, їх особливостями. | Створити ПП, враховуючи недоліки конкурентів |

Продовження таблиці 5.8

| | | |
|--|--|---|
| 5. За характером конкурентних переваг - нецінова | Вдосконалення технології створення ПП, щоб собівартість була нижчою | Удосконалення моделі. Використання більш дешевих технологій для розробки, ніж використовують конкуренти, але тільки якщо ці технології відповідають необхідним вимогам якості. |
| 6. За інтенсивністю - не марочна | Бренд присутній, але його роль незначна | Реклама, участь у конференціях, семінарах. |

Було проведено аналіз конкуренції у галузі за моделлю М. Портера (таблиця 5.9).

Таблиця 5.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

| | | | | | |
|-------------------------|---|--|--|--|---|
| | <i>Прямі конкуренти в галузі</i> | <i>Потенційні конкуренти</i> | <i>Постачальники</i> | <i>Клієнти</i> | <i>Товари-замінники</i> |
| <i>Складові аналізу</i> | <i>Навести перелік прямих конкурентів</i> | <i>Визначити бар'єри входження в ринок</i> | <i>Визначити фактори сили постачальників</i> | <i>Визначити фактори сили споживачів</i> | <i>Фактори загроз з боку замінників</i> |

| | | | | | | |
|--|---|-------------------|---|---|------------------------------------|--|
| | a | Planext Qardio | Наявніс ть вже існуючих рішень | - | Конт роль якості продукту | Наявні сть більш широкого функціоналу , зручнішого інтерфейсу та авторитет (перевірена якість), наявність необхідних сертифікацій |
|--|---|-------------------|---|---|------------------------------------|--|

Продовження таблиці 5.9

| | | | | | |
|---------------|---|--|---|---|--|
| Ви сновки: | Досить інтенсивна конкурентна боротьба з вже закріпившим ися на ринку гравцями | Є можливості виходу на ринок, але є і конкуренти. Строки – 18 місяців. | - | Кліє нти диктують умови роботи на ринку: зручний інтерфейс, надійний, швидкий, точний та достовірни й ПП для побудови моделей і прогнозів. | Необхі дно випускати ПЗ не гірше, ніж у конкурентів та розширяти функціонал. |
|---------------|---|--|---|---|--|

За результатами аналізу таблиці 5.9 було зроблено висновок про можливість роботи на ринку з огляду на конкурентну ситуацію. Також було зроблено висновок щодо характеристик, які повинен мати проект, щоб бути конкурентоспроможним на ринку.

Цей висновок був врахований при формулюванні переліку факторів конкурентоспроможності у наступному пункті. На основі аналізу конкуренції,

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (таблиця 5.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (таблиця 5.11). Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей було складено на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення. Наприклад: зниження доходів потенційних споживачів – фактор загрози, на основі якого можна зробити прогноз щодо посилення значущості цінового фактору при виборі товару та відповідно, – цінової конкуренції (а це вже – ринкова загроза).

Таблиця 5.12 – SWOT-аналіз стартап-проекту

| | |
|---|--|
| <p>Сильні сторони:</p> <p>Ціна</p> <p>Зчитування ЕКГ замість варіабельності серцевого ритму</p> | <p>Слабкі сторони:</p> <p>Нерозуміння потреб ринку</p> |
| <p>Можливості:</p> <p>Конкуренція</p> <p>Поява нових методів аналізу електрокардіограм</p> <p>Поява нових типів даних, що можливо зчитувати за допомогою браслету</p> | <p>Загрози:</p> <p>Невідповідність медичним стандартам</p> |

На основі SWOT-аналізу було розроблено альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. таблицю 5.9, аналіз потенційних конкурентів). Визначені альтернативи були проаналізовані з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (таблиця 5.13).

Таблиця 5.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

| <i>№ n/n</i> | <i>Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки</i> | <i>Ймовірність отримання ресурсів</i> | <i>Строки реалізації</i> |
|------------------|---|---|------------------------------|
| 1 | Безкоштовне розповсюдження створеного ПП як Android-застосування до браслета | 85% | 12 місяців |

Продовження таблиці 5.13

| | | | |
|---|--|-----|------------|
| 2 | Створення ПП з подальшим розповсюдженням за певну оплату | 65% | 20 місяців |
|---|--|-----|------------|

Після аналізу було обрано альтернативу №1

5.4 Аналіз ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: було проведено опис цільових груп потенційних споживачів (таблиця 5.14).

Таблиця 5.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

| <i>№ n/n</i> | <i>Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів</i> | <i>Готовність споживачів сприйняти продукт</i> | <i>Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)</i> | <i>Інтенсивність конкуренції в сегменті</i> | <i>Простота входу у сегмент</i> |
|------------------|---|--|--|---|-------------------------------------|
| 1 | Компанії (українські | Висока | Високий | Сильна | Складно |

| | | | | | |
|--|---|--|--|--|--|
| | та міжнародні) діяльність яких пов'язана з сферою страхової медицини. | | | | |
|--|---|--|--|--|--|

Продовження таблиці 5.14

| | | | | | |
|---------------------------------|---|---------|----------|---------|--------------------|
| 2 | Приватні підприємства міського та міжнародного рівня, діяльність яких пов'язана з медичними дослідженнями | Висока | Високий | Сильна | Складно |
| 3 | Приватні клініки | Помірна | Помірний | Помірна | Середня складність |
| 4 | Заклади медичного туризму | Помірна | Слабкий | Слабка | Просто |
| 5 | Клініки. | Слабка | Слабкий | Слабка | Просто |
| Які цільові групи обрано: 1,2,3 | | | | | |

За результатами аналізу потенційних груп споживачів було обрано цільові групи, для яких буде запропоновано даний товар, та визначено стратегію охоплення ринку – стратегію диференційованого маркетингу (компанія працює з декількома сегментами).

Для роботи в обраних сегментах ринку сформовано базову стратегію розвитку (таблиця 5.15).

Таблиця 5.15 – Визначення базової стратегії розвитку

| <i>n/ n</i> | <i>Обрана альтернатива розвитку проекту</i> | <i>Стратегія охоплення ринку</i> | <i>Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи</i> | <i>Базова стратегія розвитку*</i> |
|-----------------|---|--|---|---|
| | | Визначити потреби кожної з груп, розробити відповідно до них стратегії привабливості клієнтів та маркетингової комунікації | Цінова політика, якість аналітики, за рахунок якості сигналу, орієнтованість на кінцевого споживача | Стратегія диференціації |

Наступним кроком обрано стратегію конкурентної поведінки (таблиця 5.16).

Таблиця 5.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

| <i>№ n/n</i> | <i>Чи є проект «першопрохідцем»</i> | <i>Чи буде компанія</i> | <i>Чи буде компанія</i> | <i>Стратегія конкурентної</i> |
|------------------|---|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------------|
|------------------|---|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------------|

| | | | | |
|--|------------------|--|---|-------------------|
| | <i>на ринку?</i> | <i>шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?</i> | <i>копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?</i> | <i>поведінки*</i> |
|--|------------------|--|---|-------------------|

Продовження таблиці 5.16

| | | | | |
|--|----|---------------------------------|----|-------------------------------------|
| | Ні | Шукати нових, забирати існуючих | Ні | Стратегія заняття конкурентної ніші |
|--|----|---------------------------------|----|-------------------------------------|

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (див. таблицю 5.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (таблиця 5.15) та стратегії конкурентної поведінки (таблиця 5.16) розроблено стратегію позиціонування (таблиця 5.17), що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 5.17 – Визначення стратегії позиціонування

| <i>n/p</i> | <i>Вимоги до товару цільової аудиторії</i> | <i>Базова стратегія розвитку</i> | <i>Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту</i> | <i>Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)</i> |
|------------|--|----------------------------------|--|---|
| | Легкість розуміння, зручний інтерфейс, надійний, | Стратегія диференціації | Позиція на основі порівняння фірми з товарами конкурентів; Відмінні особливості | Економія часу; Зручність застосування; Практичність та точність результату |

| | | | | |
|--|---|--|-----------|--|
| | швидкий, точний та достовірний ПП для побудови моделей і прогнозів. | | споживача | |
|--|---|--|-----------|--|

Результатом виконання підрозділу стала узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначає напрями роботи стартап-компанії на ринку.

5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Сформовано маркетингову концепцію товару, який отримає споживач. Для цього у таблиці 5.18 підсумовано результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару. Концепція товару – письмовий опис фізичних та інших характеристик товару, які сприймаються споживачем, і набору вигод, які він обіцяє певній групі споживачів.

Таблиця 5.18 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

| <i>№ n/n</i> | <i>Потреба</i> | <i>Вигода, яку пропонує товар</i> | <i>Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)</i> |
|------------------|--------------------------------------|---------------------------------------|--|
| 1 | Швидкість отримання результату | Швидке зняття кардіограми | Відсутність необхідності звертатися до сторонньої особи/компанії для зняття електрокардіограми. Дані користувача, якими оперує ПП, не передаються третім особам, чого вимагає політика безпеки багатьох компаній. |
| 2 | Зручність застосування | Не потрібно мати глибоких | ПП має вбудовану інструкцію по користуванню |

| | | | |
|--|--|---|--|
| | | знань, для того щоб проводити зняття, та отримувати аналіз електрокардіограми | |
|--|--|---|--|

Продовження таблиці 5.18

| | | | |
|---|-------------------------------------|---|---|
| 3 | Практичність та точність результату | Користувач отримує точні (з малою похибкою розбіжності) результати. | Користувач на виході роботи ПП отримує модель та прогноз, котрі відповідають необхідним показникам достовірності та точності. Отриманий прогноз можна для інтерпритації стану здоров'я. |
|---|-------------------------------------|---|---|

Розроблено трирівневу маркетингову модель товару: уточнюється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (таблиця 5.19).

1-й рівень При формуванні задуму товару вирішується питання щодо того, засобом вирішення якої потреби і / або проблеми буде даний товар, яка його основна вигода. Дане питання безпосередньо пов'язаний з формуванням технічного завдання в процесі розробки конструкторської документації на виріб.

2-й рівень Цей рівень являє рішення того, як буде реалізований товар в реальному/ включає в себе якість, властивості, дизайн, упаковку, ціну.

3-й рівень Товар з підкріпленням (супроводом) – додаткові послуги та переваги для споживача, що створюються на основі товару за задумом і товару в реальному виконанні (гарантії якості, доставка, умови оплати та ін).

Таблиця 5.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

| | |
|--------------|-----------------------------|
| <i>Рівні</i> | <i>Сутність та складові</i> |
|--------------|-----------------------------|

| | | | |
|---------------------------------|---|----------|-------------------|
| <i>товару</i> | | | |
| I. Товар за задумом | Зручність та швидкість отримання практичного результату щодо побудови моделі та прогнозування процесів. | | |
| II. Товар у реальному виконанні | Властивості/характеристики | М/ Нм | Вр/Тх /Тл/Е/Ор |

Продовження таблиці 5.19

| | | | |
|--|--|--|--|
| | 1. функція вимірювання електрокардіограми | | |
| | 2. функція побудови прогнозу | | |
| | Якість: достовірність побудови аналізу здоров'я серця у домашніх умовах | | |
| | Пакування: відсутнє | | |
| | Марка: Mawi Band | | |
| III. Товар із підкріпленням | До продажу: відсутнє | | |
| | Після продажу: персональна підтримка в обслуговуванні за додаткову платню. | | |
| Вихідний код та математична модель будуть закриті. На ідею зареєстровано патент. | | | |

Після формування маркетингової моделі товару слід відмітити, що проект буде захищено від копіювання за допомогою ноу-хау. Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне визначення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субститути, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (таблиця 5.20). Аналіз проведено експертним методом.

Таблиця 5.20 – Визначення меж встановлення ціни

| <i>№ n/n</i> | <i>Рівень цін на товари- замінники</i> | <i>Рівень цін на товари- аналоги</i> | <i>Рівень доходів цільової групи споживачів</i> | <i>Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу</i> |
|------------------|--|--|---|--|
|------------------|--|--|---|--|

Продовження таблиці 5.20

| | | | | |
|--|--------|-------|---|-------------------------|
| | 1000\$ | 300\$ | У всіх трьох груп високий рівень доходів | Базова покупка 100\$ |
|--|--------|-------|---|-------------------------|

Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту, в межах якого було прийняте рішення (таблиця 5.21)

Таблиця 5.21 – Формування системи збуту

| <i>n/n</i> | <i>Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів</i> | <i>Функції збуту, які має виконувати постачальник товару</i> | <i>Глибин а каналу збуту</i> | <i>Оптимальна система збуту</i> |
|------------|--|--|---------------------------------------|---|
| | Цільові клієнти – компанії, які бажають впровадити у своїй роботі сучасні засоби, які допоможуть отримати вигоду та покращити дохідність. Вони цікавляться сучасними | Встановлення контактів із споживачами і підтримання їх. Формування попиту і стимулювання збуту. Дослідницька робота зі збору маркетингової інформації. Доробка товару, | Один (від виробника одразу споживачу) | Прямий канал збуту до споживача, мінімізувати збутові витрати розвиток маркетингового спілкування із споживачем |

| | | | |
|---|--|--|--|
| розробками та інноваційними рішеннями, тому відвідують конференції, інтернет-конференції, семінари. | виходячи з потреб конкретного покупця. | | |
|---|--|--|--|

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (таблиця 5.22).

Таблиця 5.22 – Концепція маркетингових комунікацій

| <i>n/n</i> | <i>Специфіка поведінки цільових клієнтів</i> | <i>Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти</i> | <i>Ключові позиції, обрані для позиціонування</i> | <i>Завдання рекламного повідомлення</i> | <i>Концепція рекламного звернення</i> |
|------------|--|---|---|---|--|
| | Цільові клієнти бажають мати можливість проводити аналіз здоров'я серця в домашніх умовах. | Конференції, інтернет-конференції, семінари, огляд професійної літератури, інтернет, періодичні видання у різноманітних (профільних) галузях. | Позиція на основі порівняння фірми з товарами конкурентів; Відмінні особливості споживача | Створення репутації фірмі – виробнику чи посереднику; збільшення чистого прибутку та рентабельності фірми; збільшення потоків покупців та обсягів | Шукаєте вірний шлях для розвитку вашої компанії? Досить даремно гаяти час на вгадування вірної стратегії! Користуйтеся «Mawi band» і світле майбутнє |

| | | | | | |
|--|--|--|--|---------------|-----------------------------------|
| | | | | продажу; · | вашій компанії забезпечено! |
|--|--|--|--|---------------|-----------------------------------|

Результатом підрозділу стала ринкова (маркетингова) програма, що включає в себе концепції товару, збуту, просування та попередній аналіз можливостей ціноутворення, спирається на цінності та потреби потенційних клієнтів, конкурентні переваги ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки.

Висновки до розділу

В даному розділі було проведено аналіз розробленого методу, як частину стартап проекту. Можна зазначити, що проект є досить цікавим з точки зору комерціалізації, так як ринок на який виходить проект все іще формується

На ринку наявна певна кількість конкурентів, але завдяки грамотній стратегії виходу, можливо зайняти правильну нішу.

Можна сказати, що подальший розвиток проекту є доцільним, оскільки він знайде свою цільову аудиторію.

ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ І РЕКОМЕНДАЦІЇ ДО ПОДАЛЬШИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

В рамках даної роботи було розглянуто основні методи перевірки якості сигналів електрокардіограми. Більшість методів побудовані на принципі нейронних мереж, або аналізу статистичних показників. Було вирішено використовувати в роботі модель згорткових нейронних мереж, адже вони є гарним засобом при вирішенні задач розпізнавання паттерна. Було сформовано наступну постановку задачі:

- постановка експерименту по збору датасету кардіограм;
- виконати огляд відомих результатів з розв'язання поставленої в рамках роботи задачі;
- розробити метод валідації ЕКГ-сигналу, що знімається в режимі реального часу;
- розробити програмну реалізацію розробленого методу;
- виконати аналіз отриманих результатів.

Відповідно до постановки задачі було виконано огляд найпопулярніших методів аналізу даних для роботи з часовими рядами в контексті задачі аналізу ЕКГ для перевірки якості сигналу. Було прийнято рішення про доцільність використання згорткової нейронної мережі та створено її структуру. Були сформовані критерії якості системи.

Створена в рамках даної дипломної роботи система призначена для перевірки якості сигналу електрокардіограми під час зняття кардіограми, у режимі реального часу. Дана система в своїй основі використовує згорткову нейронну мережу для класифікації сигналу.

У створенні продукту важливим був етап постановки експерименту для збору даних для навчання. Глибинна нейронна мережа була навчена із використанням функції активації ReLU та алгоритму оптимізації Adam.

Створена система складається з мобільного застосунку та скриптів для розмічення даних, та створення нейронної мережі. Мобільне застосування отримує

дані з портативного кардіографа та подає на вхід розробленій згортковій мережі, де проводиться їх обробка з метою класифікації сигналу на “якісний” та “неякісний”.

Також було проведено аналіз програмного продукту у якості стартап проекту. Можна зазначити, що у проекту є можливість комерціалізації, оскільки ринок потребує якісний продукт, що надає можливість створювати моделі нелінійних-нестационарних процесів.

На ринку наявна монополістична конкуренція, існує декілька фірм-конкурентів, але їх товар дещо відрізняється, тому вихід на ринок не буде легким і потребує грамотної стратегії виходу. Для впровадження ринкової реалізації проекту слід обрати альтернативу, яка передбачає розробку програмного продукту з подальшим розповсюдженням за певну плату.

Можна сказати, що подальший розвиток проекту є доцільним, оскільки він знайде свою цільову аудиторію.

За результатами проведеної роботи, було виділено можливі шляхи для вдосконалення роботи алгоритму.

Збільшення вибірки, на якій проводиться навчання алгоритму. Було встановлено, що є певні проблеми з перевіркою якості сигналу людей, у яких серце знаходиться під незвичним кутом, тоді сигнал з одноканального кардіографа проеціюється на відповідну площину під певним кутом, що зменшує висоту R-піків. Результати дослідження виявили, що цей факт має вплив на метод валідації з використанням згорткової мережі.

Проведення спеціалізованого дослідження. Дослідження необхідне для емпіричного визначення точних статистичних порогів допустимого відсотка наявності розриву контакту – у роботі було висунуто гіпотезу, та обгрунтовано її значимість. Порогові значення потребують статистичного аналізу, для покращення точності алгоритмів валідації.

Рідкісні види електрокардіограм. У вибірці, що використовувалась не були присутні кардіограми людей, що перебувають під дією ліків, наркотиків. Існує ряд публікацій, у яких було проаналізовано такі кардіограми, та зроблено висновок, що цей факт впливає на кардіограму. Через відсутність таких кардіограм, неможливо

бути впевненим, що точність роботи методу з використанням згорткової нейронної мережі не знизиться. Необхідне додаткове дослідження даної гіпотези.

Для збільшення точності, необхідно побудувати загальну правильну норму допустимих неякісних відрізків кардіограми відповідно до результатів обох методів.

1.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А Приклад файлу сгенерованого після розмічення
електрокардіограми

```
[1511, 1516, 1523, 1530, 1538, 1544, 1548, 1550, 1551, 1550, 1549, 1548, 1548, 1549, 1551, 1553, 1556, 1550, 1561, 1562, 1562, 1562, 1562, 1563, 1564, 1565, 1568,
1571, 1575, 1578, 1581, 1582, 1583, 1582, 1580, 1576, 1572, 1567, 1563, 1558, 1553, 1548, 1544, 1540, 1536, 1533, 1529, 1525, 1521, 1517, 1511, 1505, 1498, 1490,
1481, 1472, 1464, 1456, 1450, 1445, 1442, 1440, 1441, 1442, 1444, 1447, 1450, 1452, 1455, 1456, 1457, 1457, 1456, 1455, 1453, 1452, 1450, 1449, 1449, 1449, 1451,
1454, 1457, 1462, 1466, 1470, 1474, 1476, 1477, 1477, 1476, 1475, 1474, 1475, 1477, 1481, 1486, 1492, 1499, 1505, 1510, 1513, 1514, 1512, 1510, 1506, 1502, 1499,
1496, 1495, 1496, 1498, 1501, 1505, 1508, 1512, 1515, 1517, 1519, 1521, 1522, 1523, 1524, 1525, 1525, 1525, 1525, 1524, 1523, 1521, 1520, 1519, 1518, 1518,
1518, 1518, 1518, 1516, 1514, 1512, 1509, 1506, 1503, 1502, 1502, 1504, 1507, 1511, 1517, 1523, 1528, 1534, 1537, 1540, 1540, 1539, 1536, 1532, 1528, 1523, 1518,
1514, 1511, 1509, 1507, 1507, 1506, 1505, 1504, 1504, 1502, 1500, 1499, 1498, 1498, 1500, 1503, 1500, 1516, 1524, 1533, 1540, 1545, 1549, 1549, 1546, 1541, 1535, 1527,
1520, 1514, 1509, 1506, 1505, 1505, 1506, 1507, 1507, 1507, 1506, 1504, 1503, 1501, 1501, 1501, 1503, 1505, 1508, 1511, 1514, 1516, 1518, 1518, 1518, 1518, 1518,
1519, 1522, 1525, 1530, 1534, 1539, 1541, 1542, 1540, 1535, 1529, 1521, 1513, 1507, 1502, 1500, 1501, 1504, 1510, 1517, 1524, 1529, 1533, 1535, 1535, 1532, 1529,
1525, 1521, 1518, 1516, 1515, 1516, 1516, 1517, 1517, 1516, 1516, 1514, 1513, 1513, 1513, 1515, 1517, 1521, 1525, 1520, 1532, 1534, 1534, 1532, 1529, 1524, 1520,
1516, 1514, 1514, 1515, 1518, 1523, 1528, 1533, 1536, 1538, 1537, 1535, 1530, 1524, 1518, 1513, 1510, 1508, 1509, 1512, 1516, 1520, 1523, 1525, 1525, 1522, 1518,
1512, 1507, 1503, 1501, 1502, 1507, 1514, 1523, 1533, 1542, 1548, 1550, 1549, 1544, 1536, 1527, 1518, 1510, 1506, 1506, 1509, 1516, 1525, 1535, 1546, 1555, 1562,
1566, 1568, 1567, 1564, 1560, 1555, 1550, 1545, 1540, 1535, 1532, 1529, 1527, 1526, 1526, 1527, 1528, 1529, 1530, 1529, 1527, 1523, 1519, 1515, 1511, 1508, 1507,
1507, 1509, 1510, 1511, 1512, 1511, 1508, 1506, 1503, 1503, 1504, 1509, 1516, 1525, 1534, 1539, 1541, 1537, 1528, 1516, 1503, 1494, 1492, 1502, 1526, 1562, 1610,
1663, 1714, 1758, 1786, 1794, 1778, 1739, 1680, 1608, 1529, 1453, 1386, 1334, 1300, 1285, 1286, 1301, 1324, 1352, 1381, 1409, 1433, 1456, 1476, 1495, 1513, 1531,
1547, 1561, 1571, 1576, 1576, 1570, 1561, 1549, 1537, 1527, 1520, 1519, 1522, 1530, 1540, 1552, 1562, 1570, 1575, 1577, 1575, 1572, 1567, 1562, 1557, 1553, 1550,
1548, 1547, 1545, 1544, 1541, 1539, 1535, 1532, 1528, 1525, 1522, 1521, 1521, 1523, 1520, 1530, 1530, 1543, 1550, 1557, 1563, 1567, 1570, 1570, 1569, 1560, 1562,
1559, 1556, 1555, 1556, 1558, 1561, 1565, 1568, 1570, 1571, 1570, 1568, 1565, 1562, 1559, 1558, 1559, 1561, 1564, 1566, 1569, 1569, 1568, 1565, 1566, 1555, 1550,
1548, 1548, 1553, 1560, 1571, 1584, 1596, 1608, 1616, 1620, 1619, 1614, 1606, 1596, 1586, 1578, 1571, 1569, 1569, 1572, 1577, 1582, 1587, 1589, 1590, 1587, 1582,
1576, 1569, 1563, 1559, 1556, 1556, 1557, 1560, 1562, 1563, 1562, 1558, 1551, 1540, 1526, 1510, 1494, 1478, 1464, 1453, 1445, 1440, 1440, 1442, 1446, 1451, 1457,
1463, 1467, 1471, 1473, 1473, 1473, 1472, 1471, 1469, 1468, 1467, 1467, 1467, 1468, 1469, 1471, 1473, 1476, 1479, 1483, 1486, 1490, 1493, 1496, 1498, 1500, 1501,
1501, 1500, 1500, 1499, 1499, 1500, 1501, 1504, 1507, 1511, 1516, 1520, 1523, 1526, 1527, 1527, 1526, 1524, 1522, 1520, 1519, 1519, 1520, 1521, 1524, 1527, 1529,
1532, 1533, 1534, 1534, 1533, 1532, 1531, 1530, 1530, 1531, 1533, 1534, 1535, 1536, 1535, 1533, 1530, 1526, 1522, 1519, 1517, 1517, 1519, 1523, 1529, 1535, 1542,
1547, 1551, 1553, 1553, 1551, 1547, 1542, 1537, 1533, 1530, 1528, 1527, 1527, 1527, 1527, 1527, 1525, 1523, 1519, 1514, 1509, 1504, 1501, 1500, 1501, 1505, 1510, 1516,
1521, 1526, 1528, 1529, 1527, 1524, 1520, 1516, 1513, 1513, 1514, 1516, 1520, 1523, 1526, 1526, 1523, 1518, 1510, 1502, 1493, 1487, 1483, 1483, 1486, 1493, 1503,
1513, 1523, 1530, 1535, 1536, 1535, 1530, 1524, 1524, 1518, 1515, 1520, 1524, 1527, 1530, 1530, 1529, 1527, 1525, 1522, 1519, 1517, 1515,
1514, 1514, 1515, 1516, 1518, 1520, 1521, 1523, 1524, 1525, 1525, 1525, 1524, 1524, 1523, 1523, 1524, 1524, 1524, 1524, 1524, 245, 246, 247, 248, 249, 250, 251, 252, 253, 254, 255,
1520, 1520, 1522, 1524, 1527, 1530, 1533, 1535, 1537, 1538, 1538, 1537, 1536, 1535, 1535, 1535, 1536, 1537, 1538, 1539, 1539, 1538, 1536, 1533, 1529, 1524, 1519,
1515, 1512, 1511, 1510, 1512, 1514, 1517, 1521, 1524, 1527, 1529, 1530, 1531, 1532, 1533, 1534, 1536, 1539, 1543, 1548, 1552, 1556, 1558, 1560, 1550, 1556, 1551,
1544, 1537, 1528, 1520, 1513, 1508, 1505, 1507, 1510, 1516, 1522, 1527, 1532, 1536, 1537, 1537, 1536, 1533, 1530, 1527, 1526, 1526, 1527, 1530, 1535, 1540,
1545, 1550, 1553, 1556, 1557, 1557, 1556, 1555, 1554, 1555, 1557, 1559, 1563, 1568, 1572, 1576, 1579, 1581, 1582, 1581, 1570, 1576, 1572, 1567, 1561, 1554, 1547]
good records
[0, 4, 8, 13, 14, 17, 18, 19, 20, 21, 26, 27, 28, 34, 35, 36, 44, 45, 52, 53, 54, 60, 61, 68, 69, 74, 75, 80, 81, 85, 86, 90, 91, 96, 97, 98, 99, 100, 101, 102,
103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 115, 116, 117, 118, 119, 120, 121, 122, 123, 124, 125, 126, 131, 132, 137, 138, 146, 147, 154, 155,
160, 161, 162, 163, 164, 165, 166, 167, 168, 169, 170, 171, 172, 173, 174, 175, 176, 177, 178, 179, 180, 181, 182, 183, 184, 185, 186, 187, 188, 189, 190, 191,
192, 193, 194, 195, 196, 197, 198, 199, 200, 201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208, 209, 210, 211, 212, 213, 214, 215, 216, 217, 218, 219, 220, 221, 222, 223,
224, 225, 226, 227, 228, 229, 230, 231, 232, 233, 234, 235, 236, 237, 238, 239, 240, 241, 242, 243, 244, 245, 246, 247, 248, 249, 250, 251, 252, 253, 254, 255,
256, 257, 258, 259, 260, 261, 262, 263, 264, 265, 266, 267, 268, 269, 270, 271, 272, 273, 274, 275, 276, 277, 278, 279, 280, 281, 282, 283, 284, 285, 286, 287,
288, 289, 290, 291, 292, 293, 294, 295, 296, 297, 298, 299, 300, 301, 302, 303, 304, 305, 306, 307, 308, 309, 310, 311, 312, 313, 314, 315, 316, 317, 318, 319,
320, 321, 322, 329, 330, 335, 336, 337, 343, 344]
bad records
[2, 7, 11, 15, 32, 39, 40, 41, 47, 48, 49, 55, 56, 57, 58, 62, 63, 64, 71, 72, 77, 78, 82, 83, 87, 88, 93, 94, 129, 134, 135, 141, 142, 143, 149, 150, 151, 157,
158, 325, 326, 332, 333, 338, 339, 340, 346, 347]
```

Рисунок А.1 – Приклад файлу сгенерованого після розмічення електрокардіограми

ДОДАТОК Б ГРАФІЧНИЙ МАТЕРІАЛ

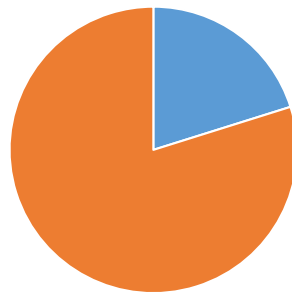
ПЛАКАТ 1 КЛАСИФІКАЦІЯ ЕКГ СИГНАЛІВ



ПЛАКАТ 2 РОЗПОДІЛ ДАТАСЕТУ ЗА БІОЛОГІЧНИМИ ДАНИМИ

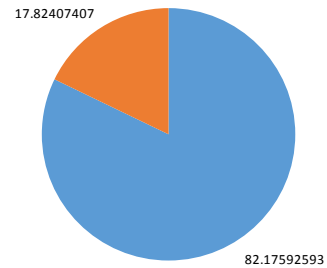
РОЗПОДІЛ ДАТАСЕТУ ЗА СОЦІАЛЬНИМИ
ДАНИМИ

Розподіл за образом життя



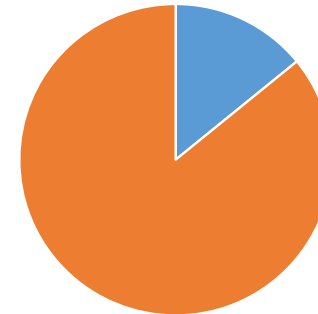
■ Здоровий образ життя ■ Наявні шкідливі звички

Розподіл за статтю



■ Чоловіки ■ Жінки

Розподіл за тренуваністю



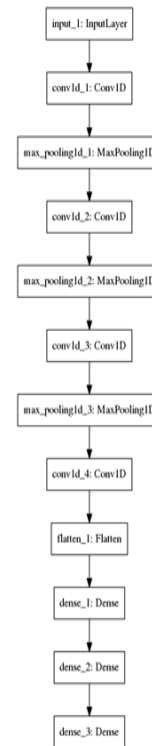
■ Професійні спортсмени ■ Звичайні люди

Демонстраційний плакат до магістерської дисертації
на тему «Методи перевірки якості сигналу при вимірі електрокардіограми»

Виконав студент гр. ІС-61м
Керівник

Малиновський А.Д.
Сперкач М. О.

ПЛАКАТ 3 АРХІТЕКТУРА ЗГОРТКОВОЇ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ ПЕРЕВІРКИ ЯКОСТІ СИГНАЛУ

АРХІТЕКТУРА ЗГОРТКОВОЇ НЕЙРОННОЇ
МЕРЕЖІ ДЛЯ ПЕРЕВІРКИ ЯКОСТІ
СИГНАЛУ

Демонстраційний плакат до магістерської дисертації
на тему «Методи перевірки якості сигналу при вимірі електрокардіограми»

Виконав студент гр. ІС-61м

Малиновський А.Д.

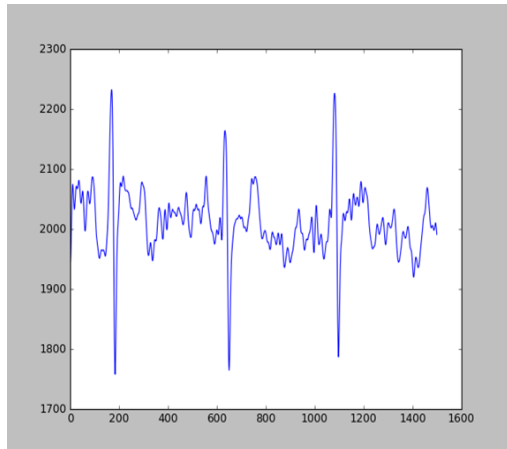
Керівник

Сперкач М.О.

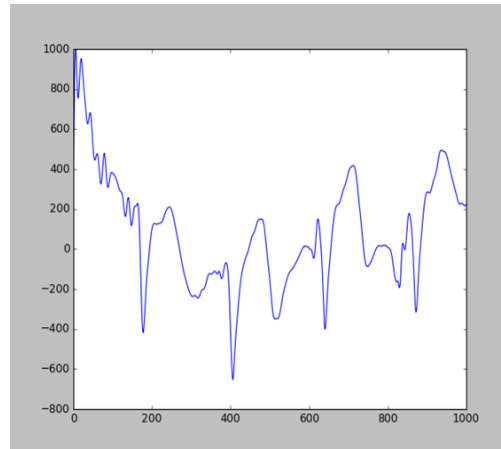
ПЛАКАТ 4 ПРИКЛАД КАРДІОГРАМ

ПРИКЛАД КАРДІОГРАМ

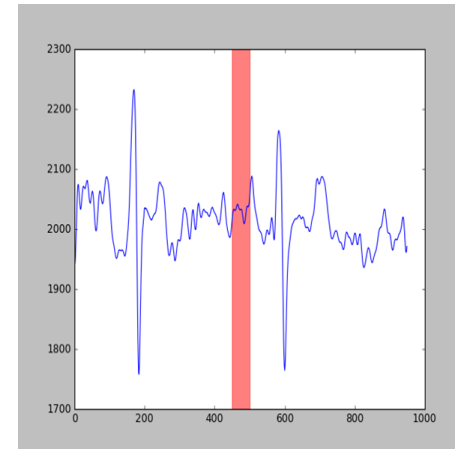
ПРИКЛАД ЯКІСНОЇ КАРДІОГРАМИ



ПРИКЛАД НЕЯКІСНОЇ КАРДІОГРАМИ



ПРИКЛАД СКЛЕЇНОЇ КАРДІОГРАМИ



Демонстраційний плакат до магістерської дисертації
на тему «Методи перевірки якості сигналу при вимірі електрокардіограми»

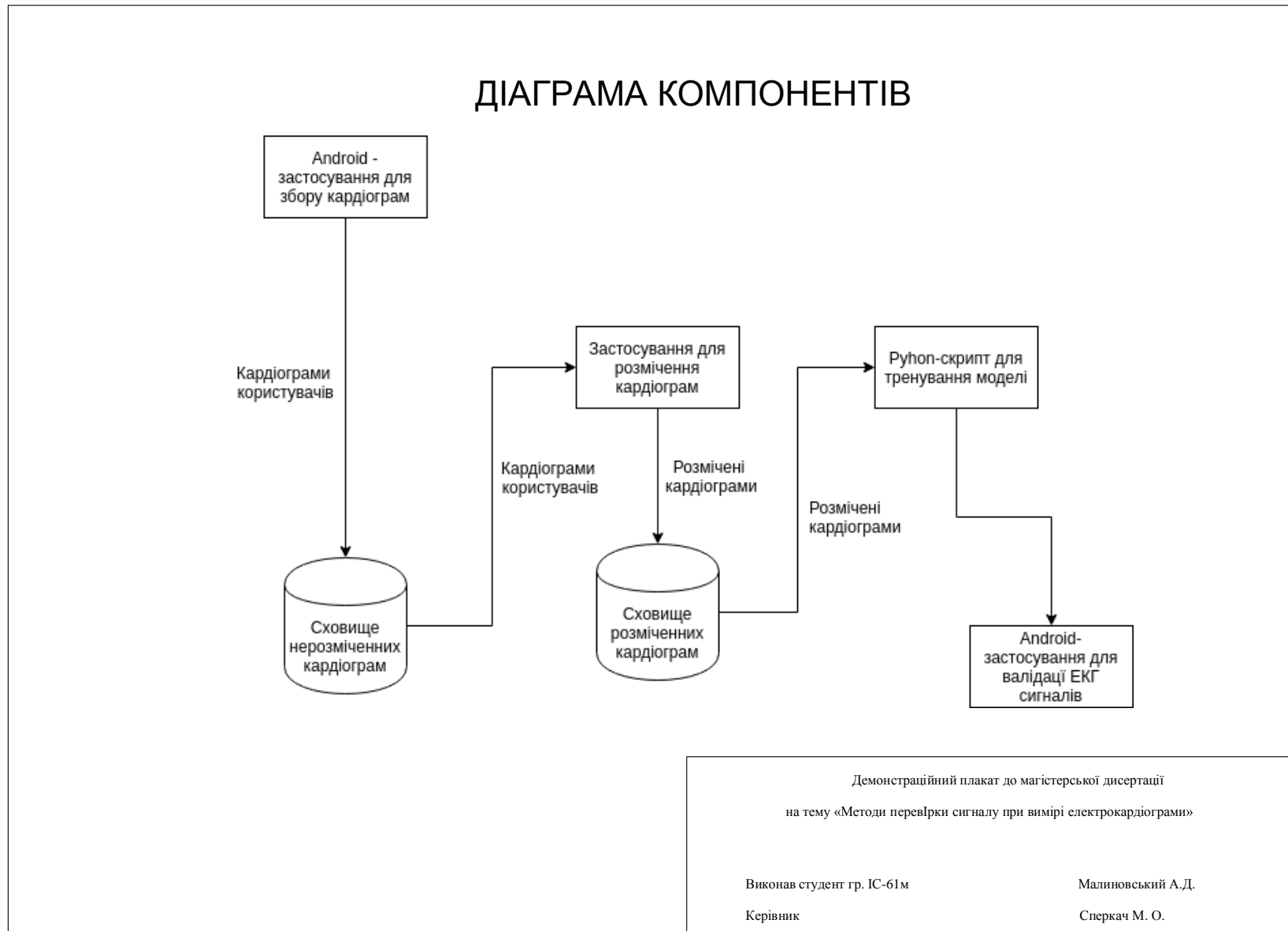
Виконав студент гр. ІС-61м

Керівник

Малиновський А.Д.

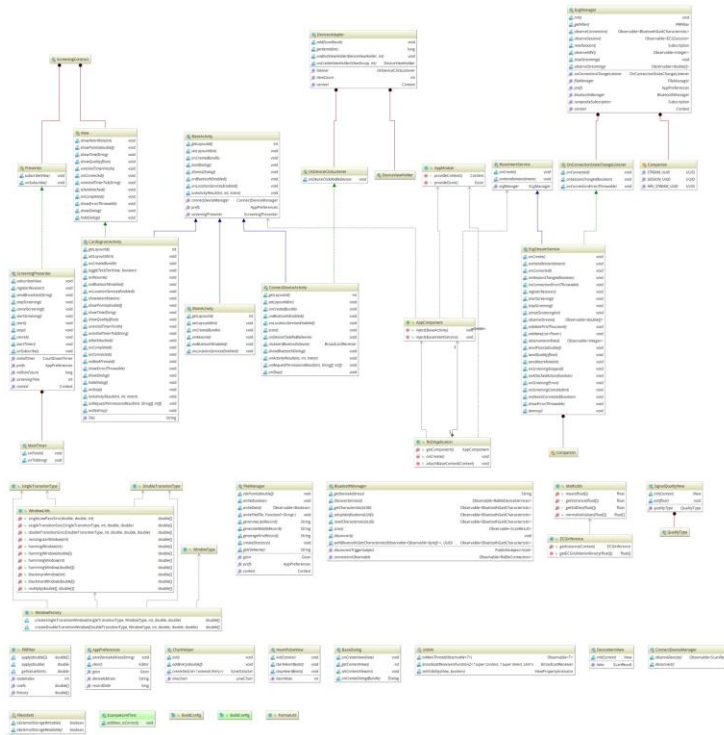
Сперкач М. О.

ПЛАКАТ 5 ДІАГРАМА КОМПОНЕНТІВ



ПЛАКАТ 6 ДІАГРАМА КЛАСІВ

Діаграма класів

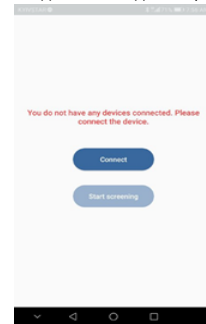
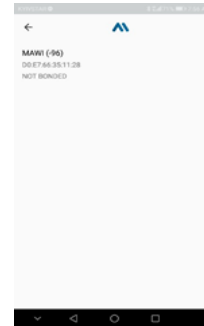
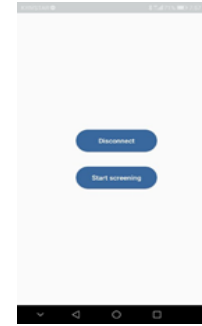


Демонстраційний плакат до магістерської дисертації
на тему «Методи перевірки якості сигналу при вимірі електрокардіограми»

Виконав студент гр. ІС-61м
Керівник

Малиновський А.Д.
Сперкач М. О.

ПЛАКАТ 7 ЗНІМКИ ЕКРАННИХ ФОРМ

ЗНІМКИ ЕКРАННИХ ФОРМ ANDROID-
ЗАСТОСУВАННЯГоловний екран(без
підключеного датчика)Екран підключення до
датчикаГоловний екран(з
підключеним датчиком)Екран підготовки до
заміру кардіограмиЕкран заміру з якісним
сигналомЕкран заміру з неякісним
сигналом

Демонстраційний плакат до магістерської дисертації
на тему «Методи перевірки якості сигналу при вимірі електрокардіограми»

Виконав студент гр. ІС-61м
Керівник

Малиновський А.Д.
Сперкач М. О.