

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Радіотехнічний факультет
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК 612.16

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри
М.М. С.А. Нелін
(підпис) (ініціали, прізвище)

«13» 12 2018 р.

Магістерська дисертація

за спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка
за спеціалізацією Інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної
техніки
(код і назва спеціальності)

на тему: Оптимізація методу обробки графічних даних

Виконав (-ла): студент (-ка) 6 курсу, групи РІ-71мп
(шифр групи)

Криницький Максим Рустякович
(прізвище, ім'я, по батькові)

Науковий керівник доц. Паламаров С.Б.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

Консультант з охорони праці к.т.н., доцент Каштанов С.Ф.
(назва розділу) (науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

Рецензент доцент к.ф.р.т., к.т.н., доцент Мосцігук В.С.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

13.12.2018

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

Студент

(підпис)

Київ – 2018 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»

Факультет (інститут) радіотехнічний факультет
(повна назва)

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною
програмою

За спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка

За спеціалізацією Інтелектуальні технології мікросистемної
радіoeлектронної техніки (код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Є. А. Нелін
(підпис) (ініціали, прізвище)

« 30 » вересня 2017р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Криницького Миколая Русановича
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Оптимізація метод обробки
фотоелектричних

науковий керівник дисертації к.т.н. доц. Таратара С.Б.,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від « 6 » листопада 2018 р. № 4093 С

2. Строк подання студентом дисертації 14 грудня 2018

3. Об'єкт дослідження сигнали фотоелектричних

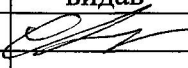
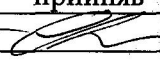
4. Предмет дослідження (вихідні дані для магістерської дисертації за
освітньо-професійною програмою) параметри варіабельності
серцевого ритму

5. Перелік завдань, які потрібно розробити Аналіз ефективності застосування різних методів для оцінки впливу фотополімеризації. Програми забезпечення, що дозволять оптимально обробити сім'ю фотополімеризації на основі програмування Рунік. Експериментальне дослідження стійкості модулів для виконання завдань

6. Орієнтовний перелік ілюстративного (графічного) матеріалу Визначення особливостей та деяких компонентів типового сімейства РПТ

7. Орієнтовний перелік публікацій Додаток до конкурентів
— с. 9, 10

8. Консультанти розділів дисертації*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
3 охорони праці	Каштанов С.Ф., доцент		

9. Дата видачі завдання 30 вересня 2017 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Отримання завдання	Вересень 2017р.	
2	Аналіз впливу завдання	Вересень 2017р.	
3	Основи роботи з сімейством фотополімеризації	Травень 2018р.	
4	Розробка оптимального методу	Листопад 2017р.	
5	Експериментальне дослідження	Листопад 2017р.	
6	Оформлення магістерської дисертації	Травень 2018р.	

Студент


(підпис)

Криницький М.Р.
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації


(підпис)

Грабаров С.Б.
(ініціали, прізвище)

* Консультантом не може бути зазначено наукового керівника

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація: 103 с., 27 рис., 26 табл., 3 додатки, 27 джерел

Актуальність теми зумовлена поширенням та популяризацією носимих пристроїв, які відміну від холтерів не потребує значних матеріальних витрат.

Метою роботи розробити метод, який суттєво спрощує технологію зйому даних о варіабельності серцевого ритму та здешевлення в порівнянні з існуючими методами діагностики. Метод об'єднує в собі найкращі методи обробки сигналу фотоплетизмограми для подальшого аналізу з точки зору варіабельності серцевого ритму для первинного діагностування деяких видів аритмій.

Для досягнення поставленої мети розв'язуються такі завдання: провести аналітичний огляд природи сигналу фотоплетизмограми, параметрів варіабельності серцевого ритму для визначення їх спроможності у виявленні аритмій серця; дослідження програмної фільтрації сигналу фотоплетизмограми та вибір оптимального методу фільтрації; розробити математичну модель для знаходження ключових точок сигналу та фільтрації PP-інтервалів; дослідження математичної моделі параметрів варіабельності серцевого ритму; провести експериментальні дослідження для перевірки алгоритму; за результатами експериментальних даних оцінити можливість застосування методу для визначення деяких видів аритмій.

Об'єктом дослідження є сигнал фотоплетизмограми.

Предметом дослідження є параметри варіабельності серцевого ритму.

Методами дослідження є методи математичного аналізу – для розроблення моделі, та математичної статистики – для обробки результатів вимірювань; методи обробки сигналу для досліджень варіабельності серцевого ритму.

Наукова новизна роботи полягає у тому, що було запропоновано інструмент для швидкого, зручного та економічного визначення наявності аритмій у пацієнтів без використання складного та дорого обладнання

(носимих кардіографів для добового моніторингу серцевого ритму - холтерів, що коштують десятки тисяч гривень).

Практичне значення одержаних результатів. Запропонований метод, може бути покладений в основу обробки сигналу фотоплетизмограми та дослідження стану людини за допомогою зняття фотоплетизмограми. Такі засоби, зокрема, можуть бути використані, як більш дешева альтернатива існуючим методам.

Ключові слова: фотоплетизмограма, аритмія, варіабельність серцевого ритму, PP-інтервали.

КРИНИЦЬКИЙ, М. Р. РІ-71МП, 2018

ABSTRACT

Master's thesis, 103 p. 27 fig., 26 tab, 3 appendixes, 27 sources

Background due to the proliferation and popularization of wearable devices, which, unlike needles, does not require significant material costs.

The purpose of the study to develop a method that greatly simplifies the technology of the wisdom of data on the variability of cardiac rhythm and cheaper compared with existing ones. The method combines the best methods of processing the signal of a photoplethysmogram for further analysis in terms of the variability of the heart rate for the initial diagnosis of certain types of arrhythmias.

Object the study is the signal of the photoplethysmograph.

The subject there are parameters of heart rate variability.

Research methods there are methods of mathematical analysis - for the development of a model, and mathematical statistics - for processing the results of measurements; Signal processing methods for studies of heart rate variability.

The scientific novelty of the results the work is that a tool for rapid, convenient and economical determination of the presence of arrhythmias in patients without the use of complex and expensive equipment (wearable cardiographs for daily heart rate monitoring - holsters, which cost tens of thousands of hryvnias) was proposed.

Theoretical and practical significance the results obtained. The proposed method can be used as a basis for processing the signal of a photoplethysmograph and studying a person's state by removing the photoplethysmograph. Such means, in particular, can be used in software for wearable devices with a sensor for photovoltaic imaging, medicine.

Keywords photoplethysmogram, arrhythmia, heart rate variability, PP intervals.

ЗМІСТ

Скорочення та умовні позначки	4
Вступ.....	5
1 ОСНОВИ РОБОТИ З СИГНАЛОМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ	7
1.1 Природа сигналу фотоплетизмограми	7
1.2 Шуми в сигналі фотоплетизмограми. Валідація сигналу фотоплетизмограми.....	11
1.3 Виявлення ключових точок сигналу фотоплетизмограми.....	16
1.4 Аритмії	18
1.4.1 Типи аритмій	19
1.4.2 Причини та симптоми аритмій	21
1.4.3 Діагностика аритмій.....	22
2 РОЗРОБКА ОПТИМАЛЬНОГО МЕТОДУ ОБРОБКИ СИГНАЛУ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ.....	27
2.1 Програмна фільтрація сигналу фотоплетизмограми. Вибір оптимальної фільтрації	27
2.2 Алгоритм розмітки сигналу фотоплетизмограми. Отримання PP- інтервалів.....	34
2.3 Фільтрація PP-інтервалів. Покращення фільтра відхилення імпульсів та знаходження аномальних інтервалів.....	35
2.4 Варіабельності серцевого ритму.....	36
2.4.1 Параметри часового аналізу.....	37
2.4.2 Параметри частотного аналізу	41

3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДУ ВИЯВЛЕННЯ РОЗЛАДІВ СЕРЦЕВОГО РИТМУ	45
3.1 Підготовка сирого сигналу фотоплетизмограми розмітки РР-інтервалів.....	45
3.2 Розмітка піків та їх валідація сигналу ФПГ	50
3.3 Підрахунок РР-інтервалів.....	53
3.4 Підхід виявлення діагностування розладів ритму. Аналіз скатерограм	55
4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	58
4.1 Визначення основних потенційно небезпечних і шкідливих виробничих факторів при виконанні науково-дослідної роботи	58
4.2 Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії	59
4.2.1 Електробезпека.....	59
4.2.2 Правила безпеки під час експлуатації електронно-обчислювальних машин	60
4.2.3 Вимоги до приміщень в яких розміщені ЕОМ.....	61
4.2.4 Відповідність параметрів мікроклімату в робочій зоні санітарним нормам.....	63
4.2.5 Вимоги до освітлення робочих місць користувачів відеодисплейних терміналів персональних електронно-обчислювальних машин	64
4.2.6 Виробничий шум.....	65
4.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях	66
4.3.1 Обов'язки та дії персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації	66

4.3.2 Вимоги щодо організації ефективної роботи системи оповіщення персоналу при надзвичайних ситуаціях	67
4.3.3 Пожежна безпека	69
5 РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ	72
5.1 Опис ідеї проекту	72
5.2 Технологічний аудит ідеї проекту	73
5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	74
5.4 Розробка ринкової стратегії проекту	77
5.5 Розробка маркетингової програми стартап-проекту	78
5.6 Висновки за розділом	79
Висновки	81
Перелік джерел посилання	82
Додаток А – ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ	85
1 Підстава для виконання роботи	86
Додаток Б – ТЕЗИ ДОПОВІДІ	90
Додаток В – КОД ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ	92

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

АТ – Артеріальний тиск;

ВНС – Вегетативної нервової системи;

ВСР – Варіабельність серцевого ритму;

ВП – Варіабельності пульсу;

ЕКГ – Електрокадріограма;

ІФВ – Імпульсні фільтри відторгнення;

НН – нормальних до нормальних;

ПШПФ – Прямого швидкого перетворення Фур'є;

ФД – Фотодетектор;

ФПГ – Фотоплетізмограма;

ЧСС – Частота серцевих скорочень;

DWT – Дискретного вейвлет-перетворення;

PSD – Спектральна щільності потужності;

SQI – Індексу якості сигналу;

ВСТУП

Кожен рік серцево-судинні захворювання забирають життя у 17.5 мільйонів людей. Дослідження в медичній сфері допоможе проводити аналіз на ранніх стадіях захворювання.

Фотоплетизмограма містить велику кількість інформації про серцево-судинну систему, а з розвитком носимих технологій вона стала основною технікою оцінки серцево-судинної системи та виявлення захворювань.

Вона допомагає фізіологам проаналізувати реакцію організму на навантаження під час спорту, навантаження на організм. Підвищений інтерес в легких способах моніторингу здоров'я, фотоплетизмографія стала альтернативним методом ЕКГ при оцінюванні частоти серцевих скорочень та варіабельності пульсу.

Мета і задачі дослідження. Розробити метод, який об'єднує в собі найкращі методи обробки сигналу фотоплетизмограми для подальшого аналізу з точки зору варіабельності серцевого ритму для первинного діагностування деяких вид аритмій.

Для досягнення поставленої мети розв'язуються такі завдання:

- провести аналітичний огляд природи сигналу фотоплетизмограми, види шумів, методи їх фільтрації, анотації фільтрованого сигналу за для покращення результатів дослідження, огляд різних видів аритмій та їх діагностика;
- дослідити методи існуючі методи фільтрації та вибрати оптимальний;
- розробити алгоритм анотації, розмітки Р-піків та отримання РР-інтервалів для знаходження параметрів варіабельності серцевого ритму на основі існуючих методів;
- провести експериментальну перевірку методу обробки;

- розробити та реалізувати оптимальний метод обробки на мові Python та за результатами даних експерименту оцінити можливість виявлення аритмії у людині.

Об'єктом дослідження є сигнал фотоплетизмограми.

Предметом дослідження є параметри варіабельності серцевого ритму людини.

Методами дослідження є методи математичного аналізу – для розроблення методу, та математичної статистики – для обробки результатів вимірювань; експериментальна реалізація на мові Python – для визначення параметрів варіабельності серцевого ритму.

Наукова новизна одержаних результатів полягає у тому, що в даній роботі:

- розроблено оптимальний метод обробки фотоплетизмограми на мові програмування Python, який у порівнянні з відомими, є більш простим і дозволяє якісно оцінювати параметри варіабельності серцевого ритму;
- запропоновано використання різних методів обробки та анотації сигналу, які використовуються для сигналу ЕКГ;

Практичне значення одержаних результатів. Запропонований метод, може бути покладений в основу діагностики серцево-судинних захворювань та стану організму в цілому. Може замінити існуючі дорогі методи діагностики, наприклад холтер. Такі засоби, зокрема, можуть бути використані у повсякденному житті людини, спорті, реабілітації та медицині.

Особистий внесок магістранта. Основні положення та результати дисертаційної роботи отримані автором самостійно. Реалізований оптимальний метод обробки фотоплетизмограми розміщений в додатках.

Публікації та конференції. За матеріалами дисертації опубліковано тези одної доповіді у збірнику матеріалів I всеукраїнської науково-технічної конференції «Комп'ютерні технології: інновації, проблеми, рішення» (19-20 жовтня 2018 р.), м.Житомир.

1 ОСНОВИ РОБОТИ З СИГНАЛОМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ

Розробляючи сенсорну технологію для аналізу стану людини дуже важливо звернути увагу на мобільність та доступність. Невеликі за розміром носимі пристрої контролю частоти серцевого ритму стали дуже популярні. Вони допомагають фізіологам проаналізувати реакцію організму на навантаження під час спорту. Підвищений інтерес в легких способах моніторингу здоров'я, фотоплетизмографія стала альтернативним методом ЕКГ при оцінюванні частоти серцевих скорочень (ЧСС) та варіабельності пульсу (ВП).

1.1 Природа сигналу фотоплетизмограми

Фотоплетизмографія (ФПГ) являє собою економічно ефективний датчик, який працює на основі оптичного принципу для оцінки варіацій розповсюдження світла всередині тканин під час серцевого циклу. Пристрій складається з джерела світла (червоного, інфрачервоного або зеленого кольорів) та фотодетектора (ФД) на поверхні шкіри, щоб виявити невеликі зміни інтенсивності світла, пов'язані з зміною обсягу крові у мікросудинному відділі тканини [1]. Серце качає кров і виробляє пульс, який можна відчутти, наприклад, в артерії та в зап'ясті. Ця периферична імпульсна хвиля синхронна з кожним серцебиттям. Через це можна виміряти швидкість та ритм пульсу. Якщо світло висвітлюється в шкіру, різні біологічні тканини, включаючи шкірні пігменти, кістки, артеріальні та венозні крові, можуть поглинати світло. Біологічна тканина складається з декількох різних середовищ, кожна з яких має свою довжину та коефіцієнт поглинання світла. Виходячи з цього припущення – освітлені середовища вказують лише на вену, або артерію, імпульс артеріального тиску змінюється всередині судин протягом серцевого циклу і ця зміна призводить до різного поглинання світла і відбиття крові. Можна виміряти кількість світла, що відбивається назад, і дізнатись, скільки

світла поглинається кров'ю. Світлове затування моделюється за законом Бера-Ламберта (Рівняння 1.1).

$$I = I_0 e^{-\alpha l} \quad (1.1)$$

За цим законом інтенсивність світла показує експоненціальний розпад, як функцію довжини середовища – l , пропускає світло. Коефіцієнт поглинання світла – α , який є властивостями середовища на визначеній довжині хвилі. I_0 – інтенсивність освітленого світлового проміння. Враховуючи кількість поглинання з часом, наведена форма сигналу являє собою пульсаційні зміни обсягу артеріального крові на цій тканині, що відповідає частоті серцевих скорочень [2].

Приклад фотоплетизмографічної форми сигналу показаний на рисунок 1.1. Форма ФПГ складається з двох компонентів: постійної складової та змінної складової, як аналог постійного та змінного струму [2]. DC-компонент відповідає кількості світла, що поглинається тканиною, яка є постійною величиною через інваріантну структуру тканини та середнього об'єму крові венозної крові та діастолічного об'єму передсердної крові. Компонент постійного струму може також змінюватися повільно через дихання, вазомоторну активність та терморегуляцію. З іншого боку, компонент змінного струму являє собою пульсуючу артеріальну кров і змінює об'єм обсягу крові між систолічним та діастолічним фазами артеріального тиску. Компонент змінного струму розміщений над частиною постійного струму, і частота його відповідає частоті серцевих скорочень.

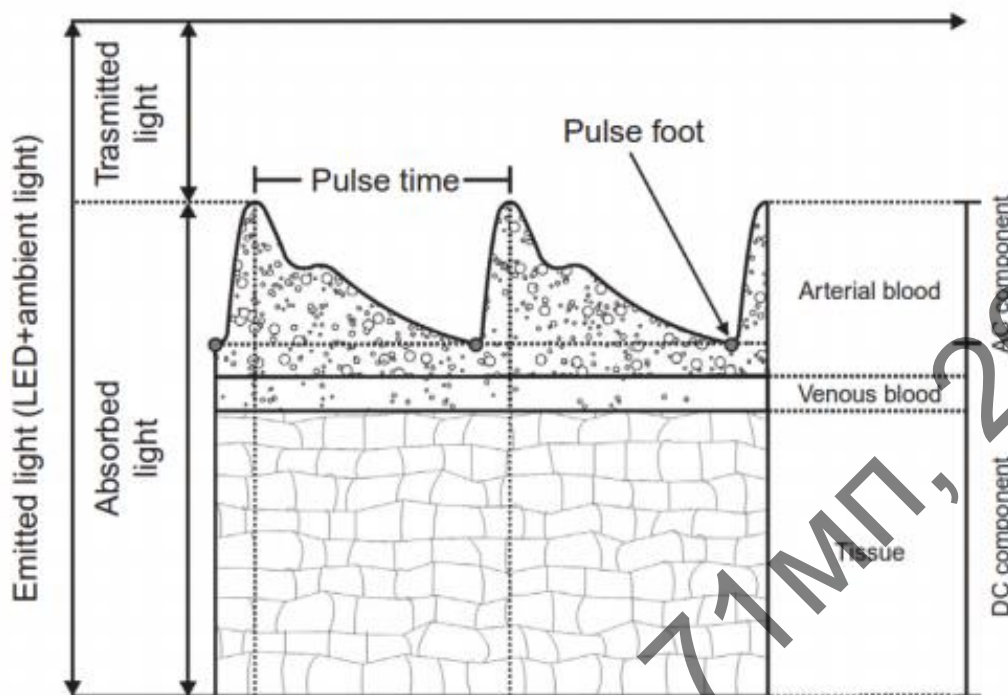


Рисунок 1.1 – Визначення постійних та змінних компонентів типового сигналу ФПГ [2].

Компонент змінного струму, пов'язаний з об'ємом крові змінюється, коли кожне серцебиття розміщується над компонентом постійного струму, який пов'язаний з постійним поглинанням світла через тканину [2].

Сенсор ФПГ може працювати в двох різних режимах залежно від місця фотодетектора, який захоплює світло (Рисунок 1.2).

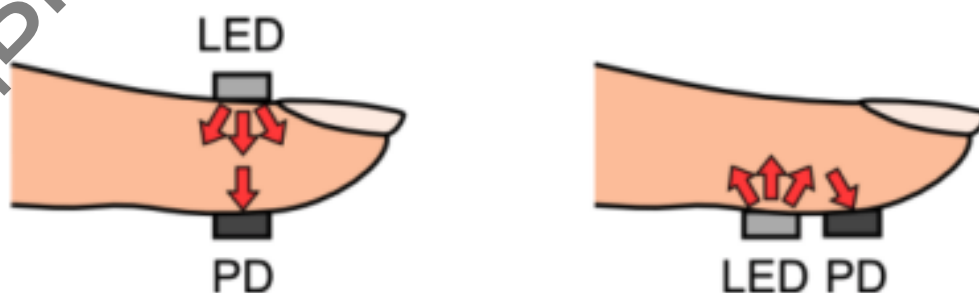


Рисунок 1.2 – Розміщення світлодіодного та фотодетектора в режимах пропускання та відбиття фотоплетизмографії [3].

Традиційний спосіб вимірювання ФПГ працює в режимі пропускання, в якому прохідне світло виявляється фотодетектором на протилежній стороні світлодіодного джерела. Незважаючи на те, що за допомогою цього режиму краще одержувати сигнали вищої якості, він не може бути застосований для всіх поверхностей тіла. Можливо розмістити тільки на кінчику пальця, перегородку носа або вушну вузол. Але ці місця вимірювання більш чутливі до температури навколишнього середовища [3]. З іншого боку, існує режим відбиття, який нещодавно придбав інтерес і який більше підходить для тривалого моніторингу завдяки зручному розташуванню. В режим відбиття вимірювання включають передпліччя, зап'ястя та лоб. У цьому режимі світло відбите від тканини(кровоносних судин) виявляється фотодетектором, розташованим поруч із світлодіодним індикатором [3].

Технологія ФПГ була введена в клінічну практику в 1972 році для контролю насичення кисню (пульс-оксиметрія) [4]. Нещодавно, крім насичення кисню (SpO_2) ФПГ застосовувався для оцінки серцевого ритму, проте його чутливість до артефактів руху була обмежена в амбулаторному моніторингу. Однак останні дослідження показують, що ця перспективна методика може бути корисною для інших клінічних практик, включаючи постійний моніторинг серцевих та респіраторних подій, ранній скринінг та діагностику різних серцевих захворювань [5].

На даний час основним методом отримання параметрів BCP є отримання сигналу ЕКГ. Застосовуються алгоритми виявлення QRS для визначення Р-хвилі та її піку, знаходження PP-інтервалів та виконання відповідної інтерполяції та повторна вибірка для одержання однорідної тахограми. Тахограф PP-інтервалів дозволяє нам проводити часовий аналіз, частотний аналіз та нелінійної динаміки, щоб отримати корисні функції для кількісного вивчення автономного контролю частоти серцевих скорочень. ЕКГ-сигнал отримують шляхом розміщення електродів Ag/AgCl на чітко визначених анатомічних позиціях. Один канал запису ЕКГ вимагає наявності трьох електродів, що вимагає підключення трьох проводів до людини.

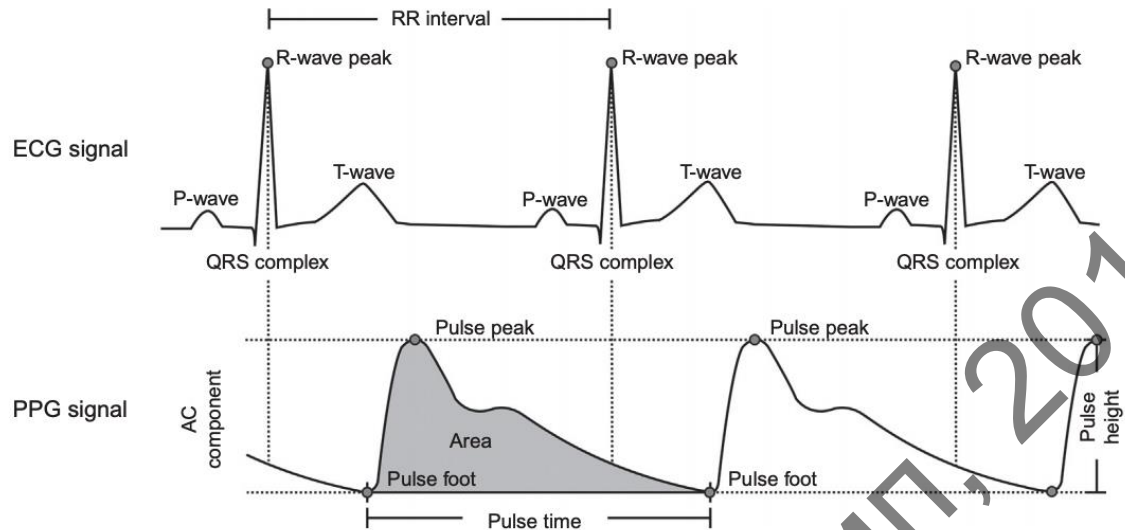


Рисунок 1.3 – Типові синхронізовані електрокардіограми (ЕКГ) та фотоплетизмографічні (ФПГ) сигнали та їх відповідні компоненти.

1.2 Шуми в сигналі фотоплетизмограми. Валідація сигналу фотоплетизмограми

Фотоплетизмограма (ФПГ) містить велику кількість інформації про серцево-судинну систему, а з розвитком носимих технологій вона стала основною технікою оцінки серцево-судинної системи та виявлення захворювань. Однак через різноманітну обстановку, в якій використовуються носії, а також їх різної сприйнятливості до шумових перешкод, ефективна обробка сигналів ФПГ є складним завданням.

Різні фактори можуть впливати на якість сигналу ФПГ, включаючи впроваджену систему зондування, ділянку приєднання зонда та контактний тиск, рух суб'єкта та положення, погану перфузію крові, зовнішній світло та температуру навколишнього середовища [5]. Ці фактори збільшують похибки в діагностиці на основі сигналів ФПГ і необхідні для розгляду при використанні сигналів ФПГ як даних ресурсу для діагностики.

Артефакти руху та шуму є серйозною перешкодою для збору чітких сигналів, які використовуються для клінічного діагностування певних захворювань. Артефакти були визнані невід'ємною слабкістю використання ФПГ

для діагностики, оскільки шум може обмежувати практичну реалізацію та надійність програм моніторингу в реальному часі. Артефакти є найпоширенішою причиною помилкових тривог, втрати сигналу та неточних вимірювань [6].

Незважаючи на те, що клінічне значення вимірів ФПГ було добре досліджено, все ще недостатньо досліджень, спрямованих на визначення оптимального індексу якості сигналу (SQI) для оцінки сигналів ФПГ, особливо для мобільних додатків охорони здоров'я. Кілька виробників пульсоксиметрії, такі як *Philips* (Амстердам, Нідерланди), *Nellcor-Medtronic* (Дублін, Ірландія) і *Masimo* (Ірвін, Каліфорнія, США) використовують індекс перфузії, як "золотий стандарт" оцінки якості сигналу ФПГ [7]. Нещодавно було проведено тестування трьох випробувань на оцінку якості ФПГ, включаючи скелетність [7], куртис [8] та ентропія Шеннона [8]. Проте не було повідомлено про детальні кількісні результати перевірки їх точності та придатності для успішного виявлення артефактів у формах ФПГ. Всього було досліджено 8 критеріїв оцінки та порівняно показники перфузії з семи іншими SQI. Крім того, для оцінки сигналів ФПГ повідомляється оптимальний SQI.

Сигнали можна розділити на основі три групи: Група 1 ($G1$) відповідає – "відмінно" для діагностики, група 2 ($G2$) – відповідає "прийнятним" для діагностики, а група 3 ($G3$) – відповідає "непридатним" для діагностики. Я визначення якості сигналу було використалося два анотатори. Процес анотації проводився протягом кожної 60 секундного запису ФПГ. Кожний анотатор анотував сигнал ФПГ на основі найбільш домінуючої якості морфології удару в межах сигналу. Оскільки очікується, що кожен 60-ий запис буде мати приблизно 60 ударів. Якщо 60 секундний запис з 30 ударів, або більше вважатиметься домінуючою у межах зазначеної групи. Для послідовності ці групи були чітко визначені (Рисунку 1.4) для анотаторів, які потім дотримувалися категорій під час процесу анотування:

Відмінно підходить для діагностики: "Відмінно" для групи діагностики (G1) включає тільки сигнали ФПГ, де сильні та діастолічні хвилі є виразними.

Прийнятна для діагностики: "Прийнятна" група діагностики (G2) включає тільки сигнали ФПГ, де систолічні та діастолічні хвилі не є вирішальними, але де HR можна визначити.

Непридатний для діагностики: "Непридатний" для групи діагностики (G3) включає лише шумні сигнали ФПГ, де HR неможливо визначити, а систолічні та діастолічні хвилі не можна виділити.

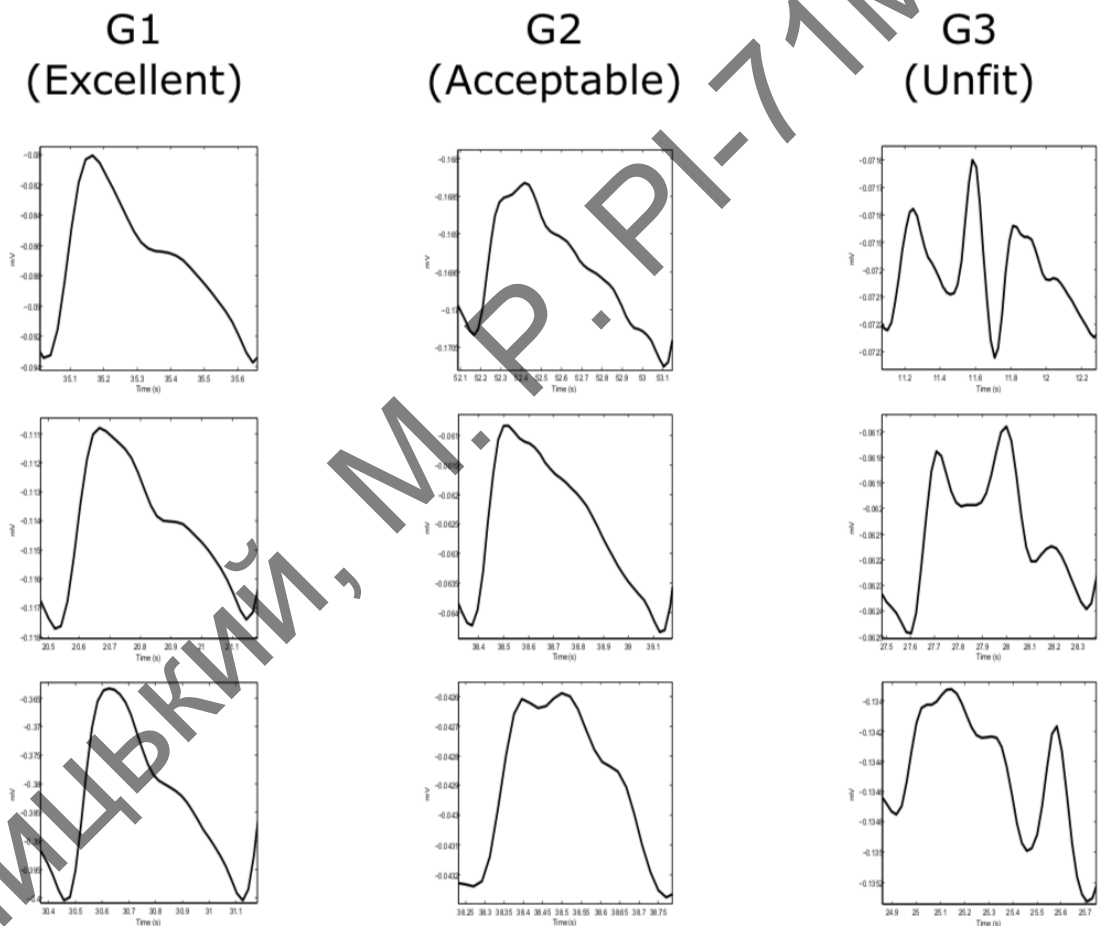


Рисунок 1.4 – Анотація фотоплетізограмм (ФПГ) сигналів.

Анотування всього сигналу ґрунтується на найбільш переважній якості хвилі в межах сигналу. Найбільш домінуючі хвилі були розділені на три категорії: G1 містить сильні та діастолічні промені, що мають симетричні промені з дрібними прорізами; G2 містить удар без чітких систолічних і діасто-

лічних форм сигналу і без мікротиків; і G3 містить шумові сигнали. У кожному стовпці представлена інша група із трьома прикладами, що показують весь сигнал ФПГ.

Вісім SQI були перевірені та оцінені. Визначення (тобто математичне подання) SQI іноді відрізняється між дисциплінами, тому треба коротко обговорити реалізацію кожного SQI :

Перфузія (P_{SQI}): як зазначено раніше, це «золотий стандарт» для оцінки якості сигналу ФПГ [7]. Індекс перфузії - це відношення пульсуючого кровоплину до неппульсатичної або статичної крові у периферичній тканині. Іншими словами, це різниця в кількості світла, поглиненого через імпульс, коли світло передається через палець. Можна визначити таким чином:

$$P_{SQI} = \left[\frac{(y_{max} - y_{min})}{|\hat{x}|} \right] \times 100 \quad (1.2)$$

де P_{SQI} - індекс перфузії, $\hat{x}$ - статистичний середній сигнал x (сигнал ФПГ) і у це фільтрований сигнал ФПГ.

Скелет (S_{SQI}): ця статична міра була перевірена Крішаном в статті [8]. Він виявив, що скелет пов'язаний з пошкодженими сигналами ФПГ. Скріплення - це міра симетрії (або відсутності її) розподілу ймовірності, яка визначається як:

$$S_{SQI} = \frac{1}{N \sum_{i=1}^N \left[x_i - \frac{\widehat{\mu}_x}{\sigma} \right]^3} \quad (1.3)$$

де $\widehat{\mu}_x$ та σ є емпірична оцінка середнього та стандартного відхилення x_i відповідно, а N - кількість зразків у сигналі ФПГ.

Куртоз (K_{SQI}): Нещодавно дослідження Селваджа в статті [8] виявили, що куртоз є хорошим показником для ФПГ. Якість сигналу Куртоз - це статистична міра, що використовується для опису розподілу спостережуваних даних навколо середнього значення. Він являє собою важкий хвіст і високомірність, або легкий хвіст і плоскості розподілу відносно нормального розподілу, який визначається як:

$$K_{SQI} = \frac{1}{N \sum_{i=1}^N \left[x_i - \frac{\widehat{\mu}_x}{\sigma} \right]^4} \quad (1.4)$$

де $\widehat{\mu}_x$ та σ є емпіричною оцінкою середнього та стандартного відхилення x_i , відповідно, а N - кількість зразків у сигналі ФПГ.

Ентропія (E_{SQI}): Дослідження Селваджа в статті [8] виявив, що ентропія є хорошим показником для ФПГ. Якість сигналу Ентропія кількісно визначає, наскільки функція щільності ймовірності сигналу відрізняється від рівномірного розподілу і таким чином, забезпечує кількісну міру невизначеності, присутньої в сигналі, яка визначена [9] як:

$$E_{SQI} = - \sum_{n=1}^N x[n]^2 \log_e(x[n]^2) \quad (1.5)$$

де сигнал x є сирий ФПГ сигналом, а N - кількість точок.

Швидкість перетинання нуля (Z_{SQI}): це швидкість зміни знаків у обробленому сигналі, тобто швидкість при якому сигнал змінюється від позитивного до негативного, або назад [10], який визначається як:

$$Z_{SQI} = \frac{1}{N \sum_{n=1}^N \mathbb{I}\{y < 0\}} \quad (1.6)$$

де y - фільтрований ФПГ сигнал довжини N , а функція індикатора $\mathbb{I}\{A\}$, 1 якщо її аргумент A вірний, а 0 в іншому випадку.

Співвідношення сигнал/шум (N_{SQI}): це засіб, який використовується в науці та техніці, який порівнюється рівень бажаного сигналу до рівня фонового шуму. Існує багато способів визначення співвідношення сигнал / шум однак, тут було використано відношення різниці сигналу до дисперсії шумів:

$$N_{SQI} = \frac{\sigma_{signal}^2}{\sigma_{noise}^2} \quad (1.7)$$

де σ_{signal} сигнал є стандартним відхиленням абсолютного значення фільтрованого сигналу ФПГ (y) і σ_{noise} - стандартне відхилення сигналу y .

Відповідність множинних алгоритмів виявлення систолічної хвилі (M_{SQI}): Оскільки різні ФПГ алгоритми чутливі до різних типів шумів, порівняння того, наскільки точно декілька детекторів систолічної хвилі ФПГ ізолюють кожну подію (наприклад, артефакт ударів або шуму), забезпечує одну оцінку рівня шуму в ФПГ. У цьому дослідженні використано два відомі алгоритми виявлення систолічних хвиль. Один з них базується на першій похідній з адаптивними порогами, а інший - на локальних максимумах та мінімумах [11]. Ці алгоритми називаються алгоритмами Бінга та Біллауера. Причиною вибору алгоритмів Бінга та Біллауера є те, що обидва вони легко реалізувати, і кожен алгоритм підходить до сигналу ФПГ з різних точок зору [11]. Ми визначили відповідність результатів алгоритму таким чином:

$$M_{SQI} = \frac{S_{Bing} \cap S_{Billauer}}{S_{Bing}} \quad (1.8)$$

де S_{Bing} представляє систолічні хвилі, виявлені алгоритмом Бінга, і представляє $S_{Billauer}$ систолічні хвилі, виявлені алгоритмом Біллауера.

Відносна потужність (R_{SQI}). Досліджено частотний аналіз для оцінки якості сигналу ФПГ, інша перспектива з функцій часового аналізу описаних вище. Більша частина енергії систолічного та діастолічного хвиль сконцентрована в смузі частот 1 - 2.25 Гц [11], співвідношення спектральної щільності потужності (PSD) у цій смузі в порівнянні з PSD в загальному сигналі 0 - 8 Гц [11] забезпечує міру якості сигналу, яка визначається наступним чином:

$$R_{SQI} = \frac{\sum_{f=1}^{2.25} PSD}{\sum_{f=0}^8 PSD} \quad (1.9)$$

де PSD було розраховано за методом Уелша[11].

1.3 Виявлення ключових точок сигналу фотоплетизмограми

Кілька фізіологічних параметрів, таких як серцевий імпульс, частота дихання, перфузія тканини та деякі судинні та серцеві захворювання, можна легко контролювати за допомогою ФПГ. Це робить сигнали ФПГ дуже при-

вабливими для оцінки судинних захворювань, особливо наслідків старіння судин, гіперстезії та атеросклерозу, забезпечуючи також інформацію про артеріальну жорсткість та еластичність. ФПГ також може використовуватися для виявлення змін обсягу крові у мікроциркуляції тканин людини [12]. Крім того, ФПГ часто застосовується неінвазивним чином для вимірювання на поверхні шкіри. Форма сигналу ФПГ включає пульсуючу ("AC") фізіологічну форму сигналу, яка може бути пов'язана з серцево-синхронними змінами в об'ємі крові після кожного серцевого биття, накладеного на повільно змінюваний ("DC") базової лінії з різними компонентами нижчої частоти, які приписуються до дихання, терморегуляції, природу тканин шкіри.

Якщо пристрій світлового детектора приєднується до шкіри, імпульс тиску від венозного сплетіння також може бути виявлений як невеликий вторинний пік. Зміна обсягу, викликана імпульсом тиску, може виявлятися шляхом освітлення шкіри світлом від світлодіодів. Шляхом вимірювання кількості світла, що передається або відображається на фотодіоді. Кожен серцевий цикл з'являється як пік. На Рисунку 1.5 показана класична форма сигналу ФПГ.

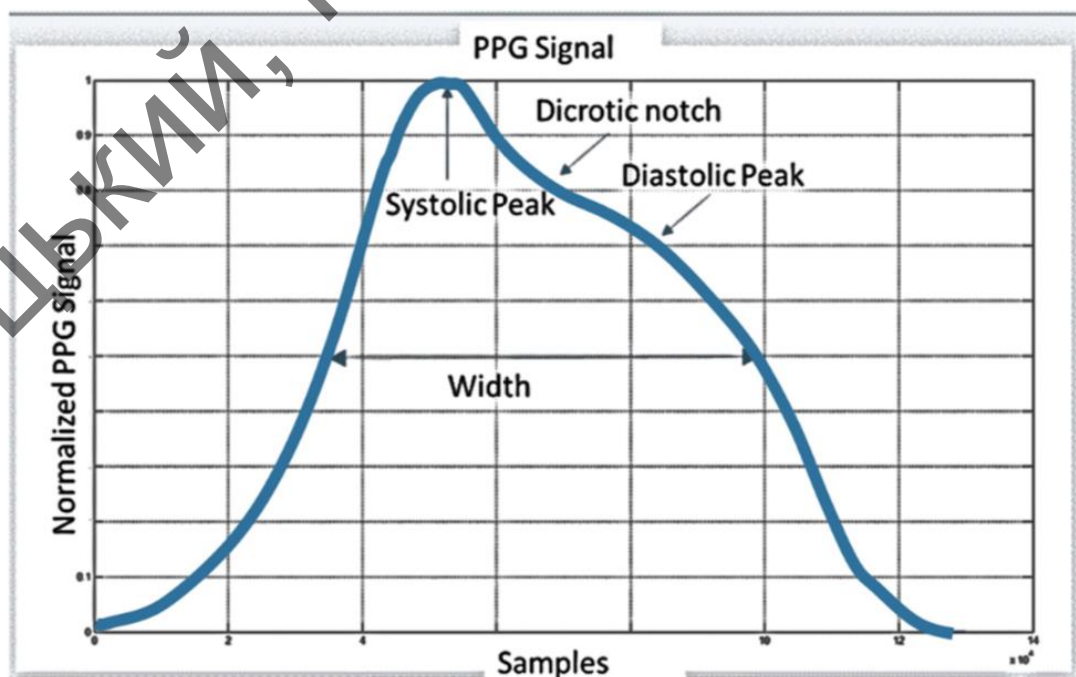


Рисунок 1.5 – Стандартна стандартна форма сигналу ФПГ.

Потік крові на шкіру може бути модульовано декількома фізіологічними параметрами, тому ФПГ також може використовуватися для контролю за диханням.. Крім того, форма сигналу ФПГ відрізняється від суб'єкта до суб'єкта і змінюється залежно від локації імпульсного датчика. Сигнали ФПГ можуть також бути корисними в інших областях. Наприклад, їх буде корисно використовувати в автомобільній галузі для отримання інформації про поведінку та реакції водіїв і пасажирів у різних ситуаціях, які можуть виникнути в автомобілі. На жаль через фізіологічні особливості сигнал містить деякі артефакти шуму, артефакти руху, електронні шуми, спотворення сигналу, випуск датчиків, випадкові шуми. Навіть після ретельного фільтрації сирого сигналу. З цієї причини механізм розпізнавання сигналу необхідний для підвищення стійкості медичних показників [13]. У роботі [13] автори запропонували провести реконструкцію для сигналів ФПГ на основі використання дискретного вейвлет-перетворення (*DWT*) у поєднанні методології *EMD*[13].

У [14] запропоновано цікавий підхід до зменшення артефакту руху. Основною ідеєю запропонованого методу є правильне поєднання деяких особливостей ФПГ. У будь-якому разі, різні підходи до обробки сигналів ФПГ можуть включати, в основному, використання звичайних цифрових фільтрів (*FIR/IIR*), звичайних *DTW* (динамічне викривлення часу), евристичні алгоритми, нейронні мережі та нечіткі системи, методи глибокого і машинного навчання.

1.4 Аритмії

Аритмія – це ненормальний серцевий ритм [15]. Це не обов'язково означає, що серце б'ється занадто швидко, або занадто повільно. Це просто означає, що серцебиття виходить за межі нормального ритму. Це може відчуватися, як серце пропустило удар, додався удар, "тремтить", або б'ється занадто швидко (тахікардія), або занадто повільними (брадикардія). Або людина нічого не помічає, оскільки деякі аритмії "мовчать".

Аритмії можуть бути з поганими наслідками, або вони можуть бути нешкідливими. Серце людини ділиться на чотири камери. Кожна половина вашого серця складається з верхньої камери (атріума) і нижньої камери (шлуночка). У двох половинах створюються два насоси, по одному з обох боків серця.

У серці електричні імпульси слідуєть точними шляхами через серце до кожного насоса. Ці сигнали координують активність серцевого м'яза, кров'яні насоси входять в серце і виходять з нього. Будь-яке переривання в цих шляхах, або імпульсах може спричинити аномалію серця.

1.4.1 Типи аритмій

Є багато видів серцевих аритмій і для лікаря важливо з'ясувати, який конкретний тип у його пацієнта. Зараз всі аритмії можна розділити на три основних типи, зокрема:

1. Додаткові серцебиття. Цей тип також відомий, як передчасні серцебиття. В передсерді виникають додаткові імпульси. Вони також можуть виникнути в шлуночках серця.

2. Брадикардія – це аритмія під час якої пульс людини дуже повільним[15]. Брадикардія визначається по частоті серцевих скорочень, якщо ЧСС становить менше 60 ударів на хвилину. Брадикардія не вважається проблемою, якщо вона не викликає симптомів, але це вказує на проблему з серцем. Існують дві загальні причини брадикардії, зокрема:

Синусова брадикардія, яка викликається розладом синусового вузла. Дуже часто вона зустрічається у спортсменів, бо в них натренований серцевий м'яз. М'яз має більшу масу в порівнянні з середньостатистичною людиною і він потребує меншу кількість скорочень для циркуляції крові в організмі. Синусова брадикардія є найбільш поширеним типом брадикардії, однак вона рідко загрожує життю.

Серцевий блок – це більш небезпечний вид брадикардії. Деякі, або всі електричні імпульси, що генеруються синусовим вузлом блокуються, перш ніж вони потраплять до шлуночків.

3. Тахікардія – це аритмія під час якої ЧСС збільшується ЧСС від 90 ударів в хвилину[15]. Тахікардія – це симптом, оскільки вона може виникати як прояв якогось захворювання. Найбільш частими причинами тахікардії є порушення вегетативної нервової системи, порушення ендокринної системи, порушення гемодинаміки в цілому. Існують два загальні види тахікардії:

Синусова тахікардія. Цей тип викликається порушенням генерації імпульсів синусовим вузлом, або порушенням проходження імпульсів від синусового вузла до шлуночків.

Пароксизмальна тахікардія – це коли раптово виникають і припиняються напади серцебиття з частотою від 150 до 300 ударів в хвилину. Виділяють 3 форми, передсердна, вузлова, шлуночкова. Цей вид частіше пов'язаний з підвищенням активності симпатичної нервової системи. У переважній більшості випадків шлуночкова тахікардія виникає у осіб з патологією серця – інфаркт міокарда, пост інфарктна аневризма серця, дилатационная і гіпертрофічна кардіоміопатія, та інші вади серця. Пароксизмальна шлуночкова тахікардія дуже часто викликає гемодинамічні порушення (артеріальну гіпотензію, втрату свідомості), ішемію міокарда.

Фібриляція шлуночків характеризується хаотичним скороченням волокон міокарда з частотою від 250 до 480 скорочень за хвилину (Рисунок 1.6), відсутність скоординованого скорочення шлуночків. Під час фібриляції шлуночків серце перестає виконувати свої насосні функції і припиняється кровопостачання всього організму.

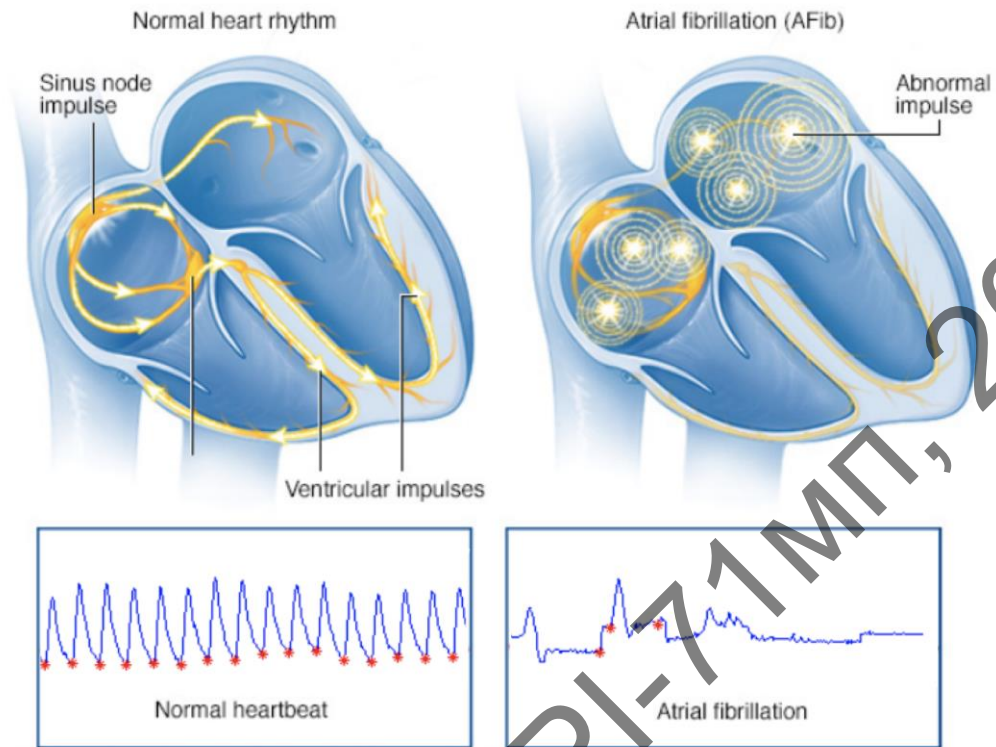


Рисунок 1.6 – Електрична провідність та хвиля ФПГ при нормальному синусовому ритмі та фібриляції передсердь.

1.4.2 Причини та симптоми аритмій

Причини. Є багато потенційних причин серцевих аритмій:

- Поточний інфаркт
- Рубці на серці від попереднього серцевого нападу
- Хвороба серця
- Куріння
- Зловживання наркотиками
- Вживання злишком багато алкоголю або кофеїну
- Генетика
- Високий кров'яний тиск
- Заблоковані артерії
- Діабет
- Розлади щитовидної залози, включаючи гіпотиреоз та гіпертиреоз
- Стрес

- Деякі ліки

Симптоми. Багато аритмій взагалі не викликають жодних симптомів, тому людина навіть може не знати, що у неї є аритмія, доки вона не пройде обстеження. Симптоми не обов'язково означають, що є небезпека від аритмії. Незважаючи на це існує багато різних видів симптомів. Помітні симптоми спричинені аритміями зазвичай діляться на чотири основні категорії:

- Пальпітації (посилене биття серця)
- Запаморочення
- Синкопа (непритомність)
- Зупинка серця

Залежно від типу та тяжкості вашої аритмії, людина можете помітити такі симптоми, як потовиділення, відчуття, що ваше серце біжить або тремтить, помічає додаткові серцебиття, відчуття серцебиття, сповільнення серцебиття, біль у грудях, або задишка.

1.4.3 Діагностика аритмії

Є кілька тестів, які лікарі пропонують, коли вони підозрюють, що пацієнт може мати симптоми аритмії[15]. Деякі діагностичні тести проводяться в лабораторії електрофізіології та потребують фахівця для проведення тестів та аналізу результатів, а інші – з пристроєм, які пацієнт носить під час щоденної роботи. Наступні експерименти можуть допомогти лікарям контролювати серцевий ритм і можуть застосовуватися для діагностики аритмії:

Електрокардіограма – може фіксувати електричну активність серця, включаючи час і тривалість кожної електричної фази, пов'язаної з кожним серцебиттям [15]. У звичайній стандартній 12-провідній ЕКГ десять електродів носяться на поверхні суглобів та кінцівок, коли пацієнт відпочиває. Тест часто приймається в лабораторії. ЕКГ має потенціал, щоб показати особливості, які можуть припустити, що хтось може мати аритмію, тільки якщо це відбувається під час тесту. ЕКГ-експеримент безболісний і неінвазивний.

Холтер-моніторинг – також називають амбулаторним моніторингом ЕКГ. був представлений доктором Норманом Холтером у 1957 році. Холтерівський монітор – це невелика переносний пристрій ЕКГ, яка зазвичай використовується протягом 24 - 48 годин. Він носить на талії хворого. На грудях пацієнта потрібно наклеїти 3 - 5 електродів (Рисунок 1.7). Пристрій може записувати ЕКГ протягом 24-годинного періоду - через день і всю ніч. Регулярне щоденне життя допускається під час запису ЕКГ за допомогою холтерівського монітора.

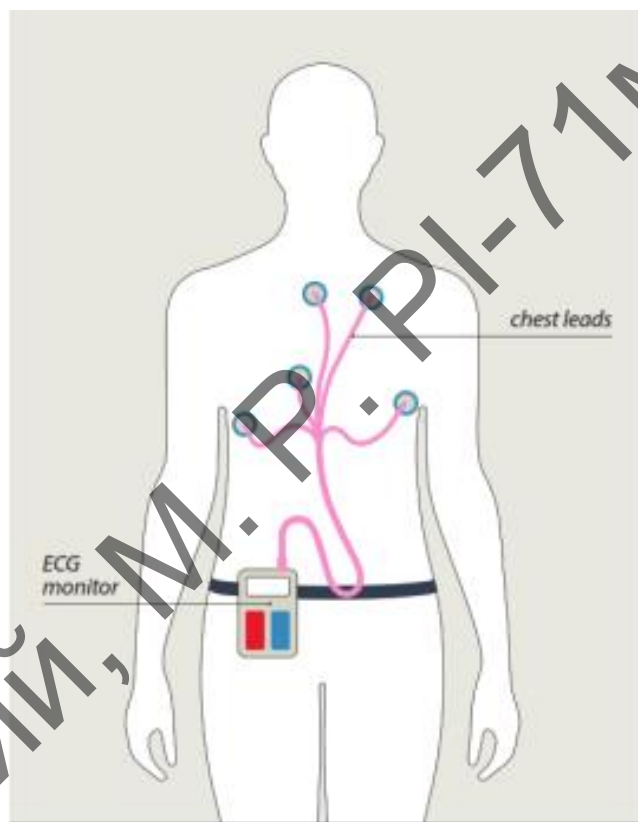


Рисунок 1.7 – Холтер-моніторинг.

Моніторинг подій. Якщо симптоми аритмії відбуваються не часто, лікарі можуть запропонувати носити невеликий записний пристрій, який називається реєстратором серцевих випадків. Кожного разу, коли пацієнт помічає типові симптоми аритмії, він може вручну активувати пристрій для запису електричної активності серця протягом декількох хвилин.

Імплантуючий моніторинговий пристрій – це своєрідний імплантуючий серцевий моніторинговий пристрій, який використовується спеціально

для моніторингу артеріального тиску та інших аритмій. Цей імплантуючий пристрій може бути вставлений під шкіру грудної клітки і носити протягом декількох років. Це невелике та струнке пристрій, здатний автоматично або вручну записувати електричну активність серця. ILR можуть забезпечити серцевий ритм, який відбувся безпосередньо перед симптомами пацієнта з використанням запису петлі. Це означає, що записуються не тільки поточні поточні події, але також тимчасова пам'ять залишається записами за кілька хвилин до активації пристрою.

Як було зазначено раніше, початковий діагноз серцево-судинних захворювань, включаючи АФ, широко застосовується за допомогою 12-літнього моніторингу ЕКГ або Холтера. Хвиля ЕКГ може визначити походження електричної активності серця, тому серцевий ритм, варіабельність серцевого ритму та порушення серцевої провідності можна контролювати за допомогою ЕКГ. Електрокардіографія є "золотим стандартом". Проте, застосування вищевказаних ЕКГ-моніторів досі має деякі недоліки в тому числі:

1. 12 відведень ЕКГ виконується в кабінеті медсестри/лікаря і вимагає багато проводів і може зробити рух людини надто складним, а іноді неможливим.
2. Це можливо, наприклад, при пароксизмальному АФ, епізоди аритмії можуть не виникати протягом періоду вимірювання у лікаря.
3. Електроди 12- відведень ЕКГ повинні мати міцний контакт із шкірою, а матеріали електродів дратують при тривалому застосуванні або можуть бути алергенними. Алергенні матеріали не можуть бути використані. Для чутливих людей це може викликати алергічну реакцію.
4. Ремені для грудної клітки традиційно не використовуються для проведення клінічних досліджень, але є нещодавні спроби підтвердити їхнє клінічне застосування. Тим не менш, вони повинні бути змоченими і це дуже незручно. Якщо ремені не затягнуті, то рух може спричинити помилку вимірювання, а також подразнення.

5. Незважаючи на те, що пристрої реєстрації подій мають менше обмежень для нормального життя, ніж моніторинг ЕКГ та холтер, якщо вручну не активізувати пристрій то не буде запису. Безсимптомні події не можуть бути записані автоматично.

Ключовими особливостями амбулаторного моніторингу є здатність довготривалого моніторингу, простий у використанні та неінвазивний характер. Останні технічні досягнення здатні вирішувати багато з перерахованих вище перешкод і полегшують амбулаторне моніторування серця під час щоденної діяльності, що забезпечує безперервну інформацію про частоту серцевих скорочень та ритмічність від днів до тижнів. Оптичні вимірювання є однією з прикладних технологій у цій галузі. Вимірювання можна зробити легко, відправляючи світло на шкіру на зап'ясті за допомогою маленького світлодіода, і немає необхідності в проводах або електродах. На рисунку 1.8 показано явні відмінності здорового пацієнта і з вадами серця.

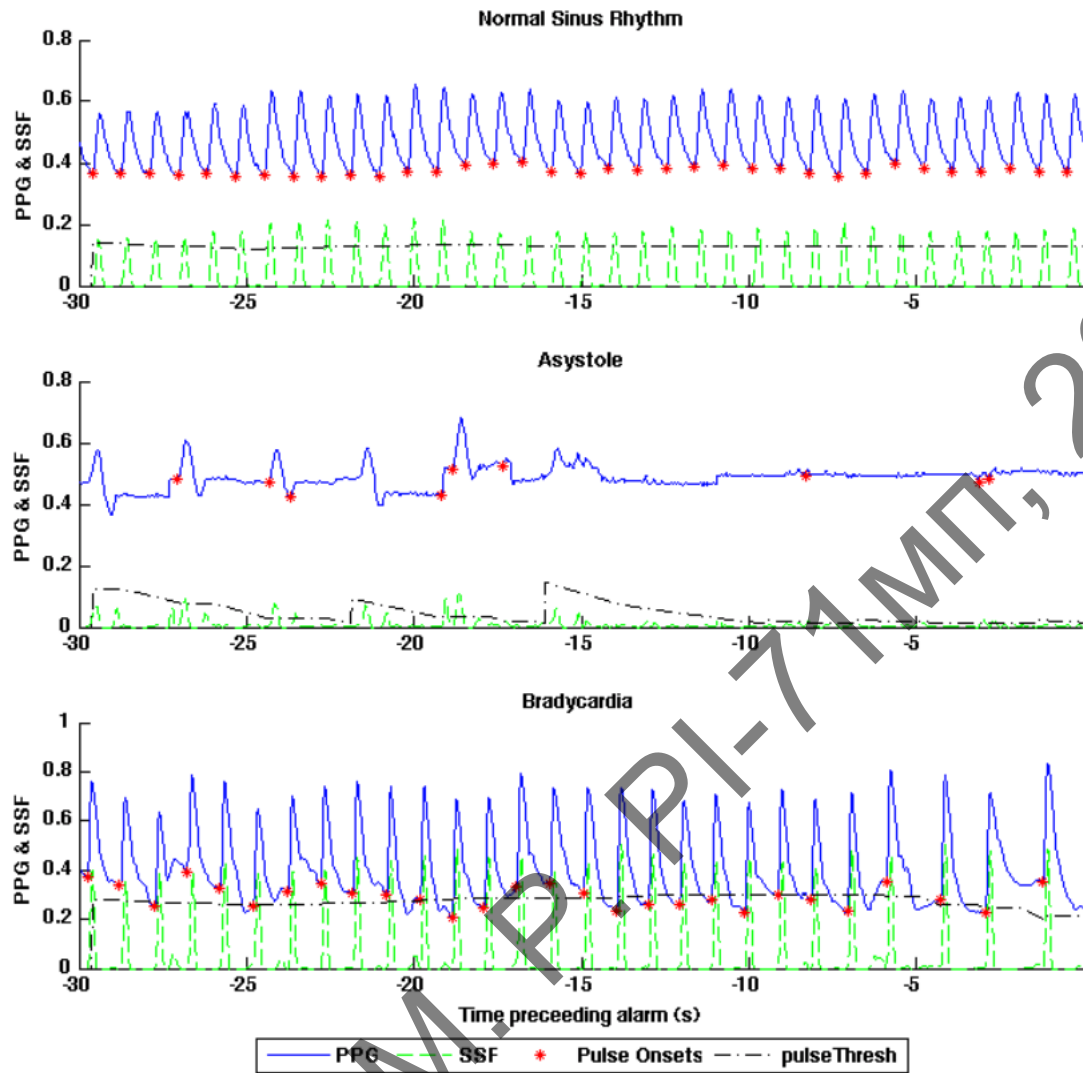


Рисунок 1.8 – Порівняння графіку ФПГ нормального синусного ритму з Асистою та Брадикардією.

Наступні розділи описують оптичну техніку, яка може бути ефективно застосована для виявлення аритмії.

2 РОЗРОБКА ОПТИМАЛЬНОГО МЕТОДУ ОБРОБКИ СИГНАЛУ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ

Даний розділ має розробку алгоритму для експериментального дослідження для виявлення розладів серцевого ритму. Отримання високоякісних, малозумних сигналів ФПГ є важливим кроком у точній оцінці фізіологічних параметрів, тим самим поліпшуючи моніторинг здоров'я, скринінг та діагностику.

2.1 Програмна фільтрація сигналу фотоплетизмограми. Вибір оптимальної фільтрації

За останні декілька років досягнення в галузі інформаційних технологій призначених для отримання фізіологічної інформації та вимірювань стану організму людини набули небувалого розвитку.

Фотоплетизмограма (ФПГ) є важливим фізіологічним сигналом серцево-судинної системи людини і служить зовнішнім проявом серцевих скорочень. Сигнал ФПГ отримується через світлодіодний передавач, який генерує червоне або інфрачервоне світло, яке висвітлює ділянку шкіри. Світлочутливий діод використовується для вимірювання світла, поглиненого тканиною тіла. Ці виміри можуть відображати зміни в обсязі крові. ФПГ - сигнал високого синтезу, який вимірює активність протягом систолічного та діастолічного періодів серця. ФПГ можна легко зняти з периферичної тканини людини, наприклад: пальці рук, вуха, зап'ястя та чоло людини. Через це ФПГ має великий потенціал для застосування в діагностиці людини.

Багато фізіологічних параметрів було вивчено та вилучено з використанням технології ФПГ, таких як частота серцевих скорочень, насичення киснем киснем, частота дихання, артеріального тиску та артеріальної жорсткості. Однак, його практичне застосування обмежується обладнанням, що є

не носимим. Існує потреба у дослідженнях, які оцінюють та порівнюють вплив різних типів фільтрів на якість сигналу ФПГ. Такі дослідження могли б суттєво вплинути на розвиток пристроїв для одягу, що покриваються носієм, а отже, поліпшити стан здоров'я, моніторинг, діагностику та методи перевірки.

Проведено порівняльне дослідження [16] показника якості сигналу ФПГ (S_{SQI}) і було встановлено, що метод оцінки скрещенства (S_{SQI}), який можна використовувати для відмінності відмінних, прийнятних та непридатних сигналів, є оптимальним для оцінки якості сигналу ФПГ. Метод S_{SQI} також здатний зробити систолічні та діастолічні хвилі більш відчутними у фільтрованому сигналі ФПГ, що дозволяє обробляти сигнали в режимі реального часу та низьких обчислень у придатних для здоров'я пристроях. Зверніть увагу на те, що простіші S_{SQI} (такі як метод S_{SQI}), які досягають такої ж або навіть більшої точності, ніж складні S_{SQI} , необхідні для застосування в глобальному середовищі охорони здоров'я та для прискорення аналізу та передачі даних.

На підставі отриманих результатів S_{SQI} може бути використаний для оцінки та оцінки методів ФПГ-фільтрації для визначення оптимального типу фільтра для коротких записаних ФПГ. Визначення оптимального типу фільтра може бути корисним для носимих пристроїв, оскільки ФПГ - це слабкий, низькочастотний фізіологічний сигнал, який більш чутливий до шумових перешкод. Тому досліджуються та порівнюються різні фільтри для сигналу ФПГ, аналізуючи характеристики кожного типу фільтра та його порядок. Метод S_{SQI} використовується як критерій оцінки.

Були введені строгі вимоги щодо збору даних, щоб уникнути перешкод і шумів, наскільки це можливо. Метою дослідження цієї серії було вивчення та оцінка моделі прогнозування на основі високоякісних та чистих сигналів ФПГ. Виходячи з висновків у [16], було обрано довжину 2 секунди для тестування різних фільтрів.

Дослідження в області аналізу сигналів ФПГ збільшуються, особливо для використання в моніторингу здоров'я, скринінгу та діагностичних пристроях, але через складність сигналу ФПГ та різноманітності сценаріїв використання носимих пристроїв для здоров'я, пристрої обробки сигналів ФПГ стикаються з проблемами перешкод та шуму. Дослідники [16] провели низку досліджень у цій галузі, перевіряючи, що морфологічна інформація, отримана з ФПГ, змінюється, під час різних сигнальних процесів. Проте немає порівняльних досліджень для знаходження оптимального методу фільтрації.

Більшість дослідників у цій галузі зосередили увагу на оптимізації та аналізів перних методів фільтрації для різних цілей. Наприклад, деякі досліджували безперервну обробку сигналу, деякі зосереджені на видаленні сильного шуму який спровокований рухами людини [17]. Ось приклад деяких вже розроблених типи фільтрів [18]. Продуктивність фільтра, як правило, оцінюється шляхом аналізу параметрів фільтра, частотної характеристики та спостерігаючи за зміною шуму до і після фільтрації. Для того, щоб судити про переваги та недоліки фільтрів. Це може бути складним тому, що висновки про ефективність фільтра можуть відрізнятися через досвід та інші суб'єктивні характеристики дослідника, що може призвести до оманливих результатів. Це може вплинути на точний аналіз реальних сигналів.

З першого розділу видно, що сигнали ФПГ показують агреговану систолічну та діастолічну активність серця, судинної системи (наприклад, здоров'я, старіння, захворювання), активність м'язів, рух. Крім фізіологічних інформація, ФПГ сигнали також містять певні перешкоди та шум, що не тільки вимагає контролю над процес отримання сигналів, а також належна, ефективна фільтрація. Вибрані різні методи фільтрації відповідно до їх призначення.

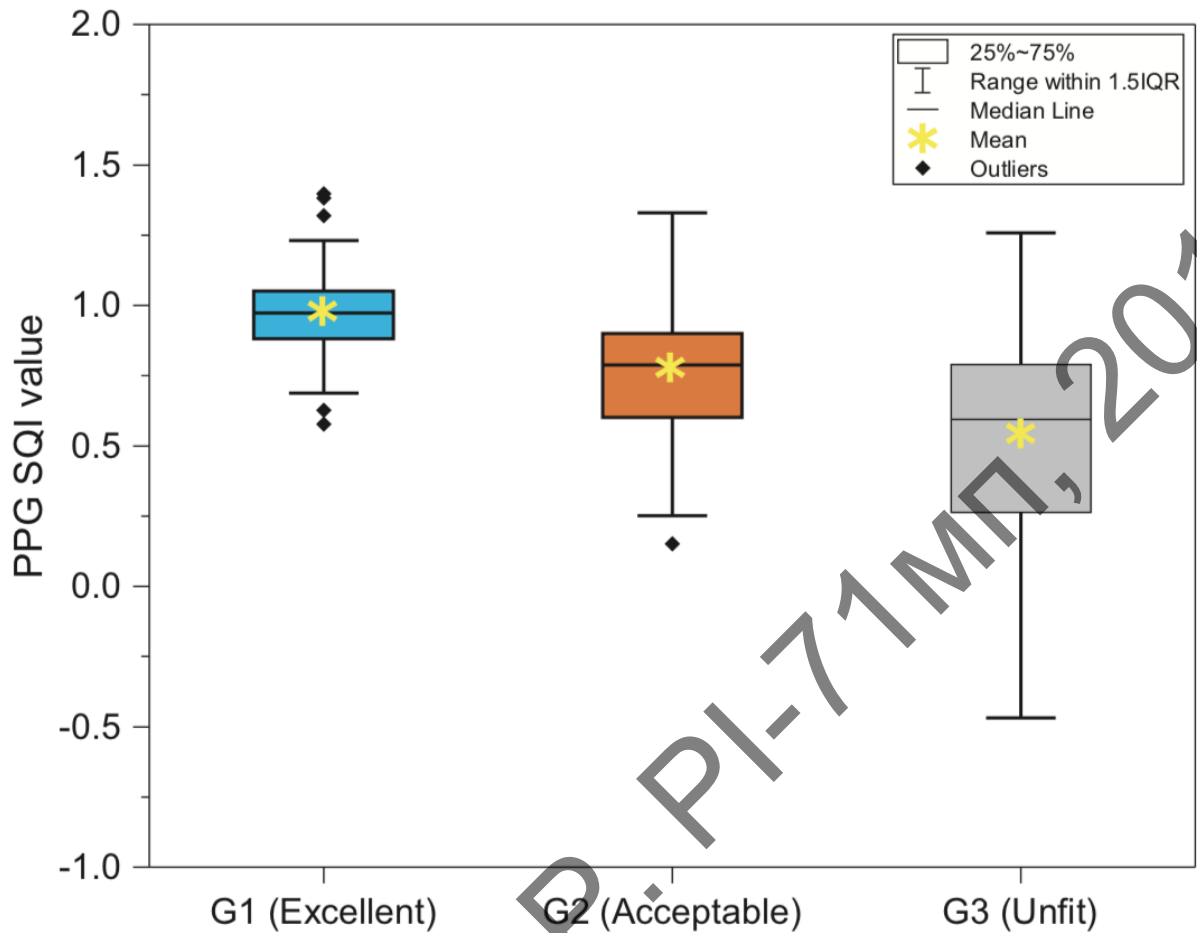


Рисунок 2.1 – Графік індексу якості сигналу фотоплетизмограми.

Щоб визначити оптимальний фільтр та порядок, необхідно порівнювати ефективність фільтрації декількох типів фільтрів на сигналі ФПГ. У даному дослідженні для фільтрування сигналів ФПГ, які класифікувалися як G1, G2 або G3, було використано дев'ять типів фільтрів із п'ятьма різними параметрами. S_{SQI} також відображає різні характеристики фільтра: коли оброблені сигнали ФПГ порівнювалися з сирими сигналами, виявилось, що деякі фільтри значно покращують якість сигналу, а інші сильно знижують якість сигналу. Більш чітко проаналізувавши цю зміну, значення SQI були нормалізовані (Рисунок 2.2). З гістограми нормованих значень SQI можна помітити, що фільтр Чебишова II роду значно покращив якість сигналу G1, G2 і G3. Хоча є відмінності між методами фільтрації, що використовуються на рисунку 2.2, Чебишов II роду залишався оптимальним фільтром для сигналу ФПГ.



Рисунок 2.2 – Складена гістограма значення нормалізованого індексу якості сигналу (SQI) для всіх типів фільтрів та замовлень.

Як згадувалося раніше, фільтри Баттерворта та Чебишова I роду є двома найпоширенішими типами. Крім того, вони вимагають нижчих наймену-

вань, ніж інші фільтри, щоб досягти однакових рівнів продуктивності. Проте ці фільтри мають недоліки. Чебишев I роду – це смуговий фільтр з рівною пульсацією, який може негативно вплинути на його здатність фільтрувати сигнали, що несуть аномалію. Чебишев II роду та еліптичні фільтри мають чіткі перехідні зони у порівнянні з фільтрами Баттерворта та Чебишова I роду. Однак, як і фільтр Чебишова I роду, еліптичні фільтри мають рівну пульсацію як в смузі пропускання, так і в межі зупинки, що негативно впливає на морфологію фільтрованого сигналу ФПГ.

Характеристики гарантують корисність компонент сигналу в смузі пропускання впливає якомога менше. Тому, оскільки Чебишев II роду має відмінну частотну селективність і не має рівної пульсації в смузі пропускання, він може відфільтрувати перешкоди і шум при збереженні цінної інформації сигналу, як це видно на рисунку 2.3.

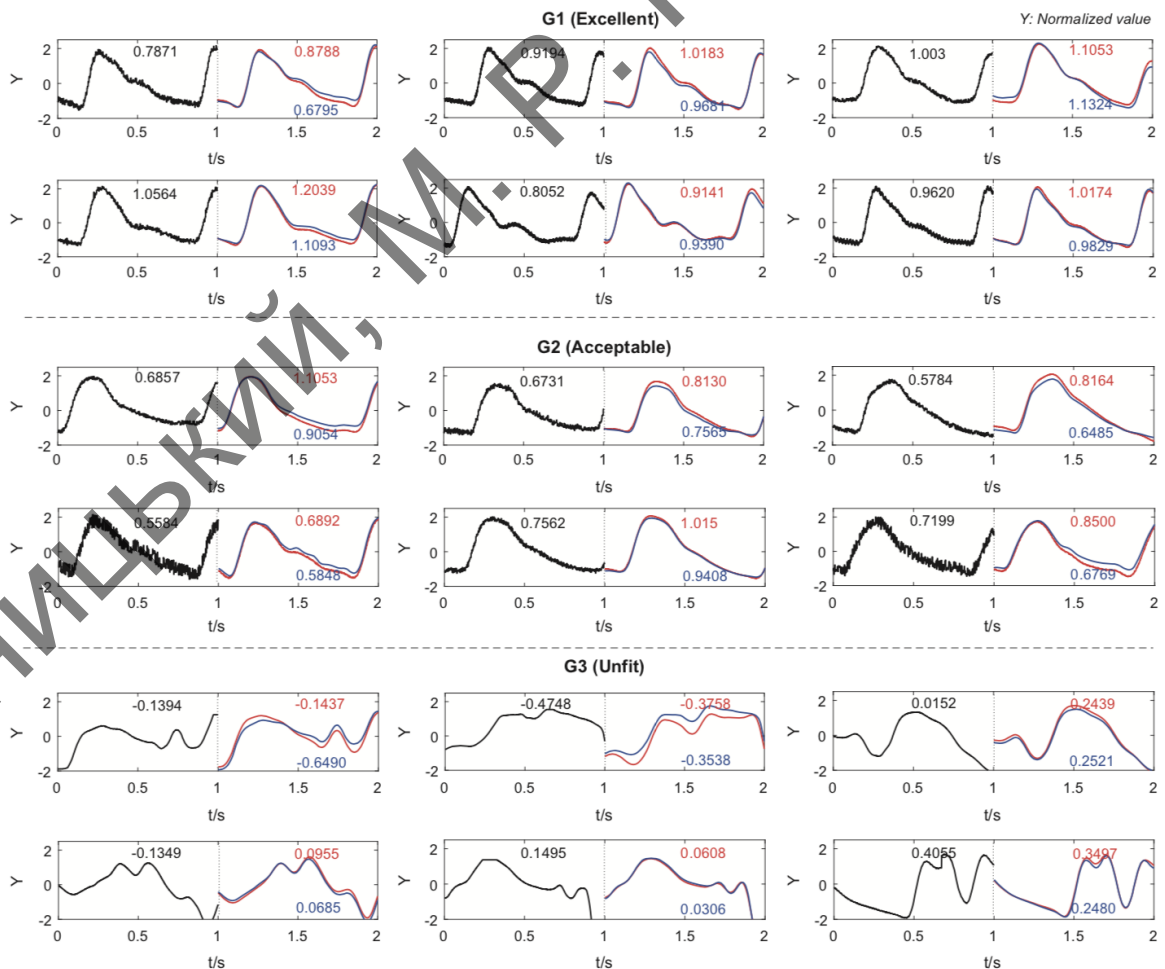


Рисунок 2.3 – Порівняння симетричних та фільтрованих фотоплетізмограмних форм у класах $G1$, $G2$ та $G3$.

Для даних якості сигналу можна зробили висновок, що фільтр Чебишова II роду покращує якість сигналу ФПГ більш ефективно, ніж інші фільтри, і тому ми провели порівняння між фільтром Баттерворта (фільтром із золотим стандартом) та фільтром Чебишова II роду (оптимальний фільтр відповідно до результатів, отриманих з рисунку 2.2), як показано на рисунку 2.3. Іншими словами, з точки зору середнього SQI Чебишова II роду та Баттерворта показали кращі результати, як показано на рисунку 2.2.

Чебишова II роду є оптимальним фільтром завдяки кращої частотної селективності та площині смуги пропускання. З докладних випадків, показаних на рисунку 2.3, Чебишова II роду покращив більшість SQI у всіх категоріях ($G1$, $G2$ та $G3$). Ми також можемо бачити, що високочастотний і базовий дрейф були відфільтровані.

Цікаво бо фільтр нижчого порядку зміг зафіксувати основні події форми сигналу ФПГ. Цей висновок узгоджується з опублікованою роботою [19], що показує, що нижчий порядок, краще ефективність фільтра при аналізі біомедичних сигналів. Крім того, завжди краще мати фільтр за допомогою якого можна досягти меншого часу обчислення (тобто, споживаючи меншу потужність процесора через коротший час обчислення). Хоча вищі найменування можуть загострити перехідні зони в частотному аналізі, вони можуть викликати несприятливі ефекти.

З появою носимих технологій, тепер можна швидко витягти багато фізіологічних сигналів з людського тіла. Однак, завдяки різноманітності сучасних пристроїв, що збирають, зберігають, передають існує непослідовність в методах фільтрації, що веде до суперечливої точності фільтрації отримання високоточної інформації. Дослідники та компанії приділяють більше уваги на способи фільтрації та видалення сигналів для обробки сигналу з метою поліпшення якості сигналу. Порівняння та оцінка ефективності фільтрації мають практичне значення для вибору фільтрів.

Три категорії якості сигналу відповідно до їх рівня шуму: відмінний ($G1$), прийнятний ($G2$) і непридатний ($G3$). ФПГ SQI використовувався для оцінки ефективності фільтра. Оптимальний тип і порядок фільтра були визначені шляхом аналізу даних SQI, зібраних з фільтрованих сигналів ФПГ. Це дослідження виявило, що фільтр Чебишова II роду може поліпшити якість сигналу ФПР більш ефективно. Оптимальний порядок для цього фільтра є 4-го порядку. Запропонований фільтр може бути реалізований у розробці переносних/носимих пристроїв і смартфонів, отже може покращити ранню діагностику та лікування хвороб.

2.2 Алгоритм розмітки сигналу фотоплетизмограми.

Отримання PP-інтервалів

Як можна побачити (Рисунку 1.8) сигнал фотоплетизмограми є нерівномірний. Перший крок буде вирівняти фільтрований сигнал [20]. Ідея полягає в застосуванні прямого швидкого перетворення Фур'є (ПШПФ), щоб видалити низькі частоти з сигналу.

Після треба відновити сигнал за допомогою зворотного ПШПФ.

Знайти місцеві максимуми. Для цього ми використовуємо віконний фільтр, який "бачить" тільки максимум у своєму вікні. Ігноруючи всі інші значення, які в нього не попадають. В третій частині буде розглянуто розмір цього фільтра.

Після треба видалити невеликі значення і зберегти великі. Для цього треба використовувати пороговий фільтр.

Після цього буде хороший результат, але ми не можемо бути впевненими, що у нас є всі вершини. Тут ми повинні усунути менші вершини, які відбуваються з герметичний заріз. Отже, наступним кроком є налаштування розміру вікна фільтра та повторення фільтрування. Після цього буде виявлено всі вершини сигналу. Треба знайти всі значення піків.

Застосувати алгоритм вилучення швидкості ударів (*BREA*).

$$\text{ЧСС} = \text{Кількість піків} \times 12 \quad (2.1)$$

$$\text{Респіраторні скорочення} = \text{ЧСС} \div 2 \quad (2.2)$$

2.3 Фільтрація PP-інтервалів. Покращення фільтра відхилення імпульсів та знаходження аномальних інтервалів

Є так звані Імпульсні фільтри відторгнення запропоновані в статті [21]. Аномальні інтервали визначаються наступним чином за допомогою нелінійного фільтра [21]:

$$D(n) = \frac{|x(n) - x_m|}{1.483 \times \text{med}\{|x(n) - x_m|\}} \quad (2.3)$$

де $\text{med}\{*\}$ – медіана оператора, застосованого до всього PP-послідовність, а x_m – середнє значення PP-інтервалів, тобто $x_m = \text{med}\{x(n)\}$.

Тоді буде вибрано порогові значення τ . Якщо значення $\epsilon D(n)$ більший, ніж визначений τ , відповідний інтервал визнається, як аномальним інтервал. Порог τ звичайно встановлюється на постійне значення від 2 до 4.

Покращення метод фільтрації імпульсного відхилення можливо зробити за допомогою метода WTMM[21]. Метод WTMM використовується для виявлення пікових знаків PP. Будується RR-послідовність:

$$RR = \{RR_1, RR_2, \dots, RR_N\} \quad (2.4)$$

Сира PP-послідовність ділиться на кілька сегментів, що використовують розсувне вікно. Операція з сегментації буде мінімізована впливом нестационарної композиції в PP-послідовність. Якщо ковзне вікно m занадто велике, це придушення ефекту для нестационарної композиції слабшає. Якщо m занадто малий, нормальний інтервал PP може бути помилково ідентифікований як аномальні інтервали. Отже, розсувне вікно з $m = 50$ вибрано для сегментації на основі ретроспективного аналізу результатів ідентифікації. Кожна сегментована RR послідовність має 50% перекриття з сусіднім. Початкові два сегментовані RR послідовності:

$$R_1 = \{RR_1, RR_2, \dots, RR_{50}\}, R_2 = \{RR_{26}, RR_{27}, \dots, RR_{75}\} \quad (2.5)$$

Потім розраховували ІФВ кожної сегментованої RR-послідовності R_i як:

$$d_i(j) = \frac{|R_i(j) - \text{med}\{R_i\}|}{1.483 \times \text{med}\{|x(n) - x_m|\}} \quad (2.6)$$

де $\text{med}\{*\}$ – медіана оператора і $j = 1, 2, \dots, 50$.

Посилення сигналу, визначене в рівнянні (4). Застосовується для виділення вихідних відмінностей між нормальними та аномальними інтервалами.

$$D_i(j) = d_i(j)^k \times \log_2 d_i(j)^k \quad (2.7)$$

де k - коефіцієнт посилення. Якщо $k > 1$, то різниця між двома послідовними RR-інтервалами збільшується. У цьому дослідженні k було встановлено 3, оскільки воно фактично збільшило різницю між двома послідовними RR-інтервалами.

Вибір τ визначений з аналізу кривої робочої характеристики приймача. Деталі описані в публікації [22]. Чутливість та специфікаї були розраховані для діапазону τ значень (від 30 до 500). Вибрано порогове значення, яке дало максимальну суму чутливості та специфічності.

Аномальні інтервали ідентифікуються з $D_i(j) > 100$.

У цьому дослідженні покращений метод ІФВ, який використовує розсувне вікно та удосконалений метод. Він долає обмеження традиційного ІФВ і може ефективно ідентифікувати кілька типів аномального інтервалу (FN , FP і $sVEB$), але це не чутливий до аномальних інтервалів. У реальних клініках, аномальні RR інтервали, викликані зміни функції морфології часто трапляються, і тому клінічно корисно визначити їх. Результати показують, що спосіб комбінування підходить для виявлення аномальних інтервалів.

2.4 Варіабельності серцевого ритму

Частота серцевих скорочень (ЧСС) – це число серцебиття в хвилину. Варіабельність серцевого ритму (BCR) – це коливання часових інтервалів між сусідніми серцебиттями. BCR вказує на нервову функцію та породжується

взаємодією між серцевим мозком та динамічними нелінійними процесами вегетативної нервової системи (ВНС). ВСР є невід'ємною властивістю взаємозалежних регуляторних систем, які працюють у різний час, щоб допомогти нам адаптуватися до екологічних та психологічних проблем. ВСР відображає регуляцію вегетативної рівноваги, артеріального тиску (АТ), газообміну, кишечника, серця та судинного тону, що відноситься до діаметру кровоносних судин та регулюють АТ, м'язи обличчя.

Коливання здорового серця складні і нелінійні. Мінливість нелінійних систем забезпечує гнучкість, щоб швидко впоратися з невизначеною та змінюється середовищем. Хоча здорові біологічні системи проявляють просторову і часову складність, хвороба може включати або втрату, або збільшення складності.

Висока ВСР не завжди краще, оскільки патологічні умови можуть виробляти ВСР. При порушеннях серцевої провідності підвищують показники ВСР, це сильно пов'язано з підвищеним ризиком смертності (особливо серед людей похилого віку). Оптимальний рівень ВСР пов'язаний з потенціалом здоров'я та саморегулювання, а також адаптивністю та стійкістю.

2.4.1 Параметри часового аналізу

Індекси часової області серцевого ритму кількісно визначають кількість ВСР. Спостережуваних можуть коливатися від 1 хв до 24 годин. Ці показники включають *SDNN*, *SDRR*, *SDANN*, *SDNN-індекс*, *RMSSD*, *NN50*, *pNN50*, *HR* максимальний - *HR* мінімальний, *HTI*.

SDNN

Стандартне відхилення нормальних синусових ударів. "Нормальний" означає, що ненормальні удари, такі як ектопічні удари (серцебиття, що виникають за межами правильного вузла відповідного передсердя), були вилучені. Цей показник вимірюється в мс. Хоча стандартний короткочасний стандарт запису становить 5 хв [23], дослідники запропонували короткочасні періоди запису від 60 с до 240 с. Стандартне відхилення послідовних інтер-

валів між інтервалами RR (SDSD) відображає лише короточасну мінливість [23].

Як діяльність SNS, так і PNS сприяють SDNN, і це сильно корелює з потужністю смуги *ULF*, *VLF* і *LF*, а також загальної потужності. Ці відносини залежать від умов вимірювання. Коли ці смуги мають більшу потужність, ніж смуга HF, вони більше впливають на SDNN.

SDNN є більш точною, коли розраховується протягом 24 годин, ніж у короткі періоди. Більш тривалі періоди запису дають дані про серцеві реакції для більшого діапазону стимуляції навколишнього середовища. На додаток до кардіореспіраторного регулювання, розширені періоди вимірювання можуть індексувати реакцію серця на зміну робочих навантажень, прогнозовану центральну нервову діяльність, що включає класичне кондиціонування, і циркадні процеси, в тому числі цикли циклу сну. Цілодобові записи показують внесок SNS у BCP.

SDNN є "золотим стандартом" для медичної стратифікації серцевого ризику при реєстрації протягом 24 годин. Значення SDNN передбачають як захворюваність, так і смертність. На основі 24-годинного спостереження пацієнти зі значеннями SDNN нижче 50 мс класифікуються як нездорові, 50-100 мс піддаються небезпеці здоров'я, і більше 100 мс здорові. Наприклад, пацієнти з значенням SDNN більше 100 мс мали в 5.3 рази нижчий ризик смертності при спостереженні, ніж ті, що мають значення до 50 мс.

SDRR

Стандартне відхилення IBI для всіх синусних ударів, включаючи ненормальні або хибні удари, вимірюється в мс. Як і в SDNN, SDRR вимірює, як ці інтервали змінюються з часом, і є більш точнішими, коли розраховується протягом 24 годин, оскільки цей більш тривалий період краще відображає повільніші процеси та реакцію серцево-судинної системи на більш різноманітні середовищні стимули та навантаження. Аномальні удари можуть відображати дисфункцію серця або шум, який маскує BCP.

SDANN

Стандартне відхилення середніх нормальних до нормальних (*NN*) інтервалів для кожного з сегментів 5 хв протягом 24 годин запису (*SDANN*) вимірюється мс, як *SDNN*. *SDANN* не є сурогатним для *SDNN*, оскільки він розраховується за допомогою 5-хвилинних сегментів замість цілої 24-годинної тимчасової серії і не надає додаткової корисної інформації.

SDNN Index

SDNNI є середнім стандартним відхиленням всіх інтервалів *NN* для кожного 5-хвилинного сегмента запису 24 годин *HRV*. Таким чином, це вимірювання лише оцінює мінливість через фактори, що впливають на *BCP* протягом 5-хвилинного періоду. Він розраховується, спочатку розділяючи запис 24 год на 288 5 хвилинних сегментів, а потім обчислюючи стандартне відхилення всіх інтервалів *NN*, що містяться в кожному сегменті. *SDNNI* - це середнє значення цих 288 значень. *SDNNI* в першу чергу відображає вегетативний вплив на *BCP*. *SDNNI* корелює з потужністю *VLF* протягом 24-годинного періоду.

NN50

Кількість суміжних інтервалів *NN*, які відрізняються один від одного більш ніж на 50 мс (*NN50*), вимагає 2 хвилинного запису.

pNN50

Відсоток суміжних інтервалів *NN*, які відрізняються один від одного більш ніж на 50 мс, також вимагає 2-хвилинного епохи. Дослідники запропонували ультра короткочасні періоди 60 с. *pNN50* тісно корелює з активністю *PNS* [24]. Співвіднесена з потужністю *RMSSD* та *HF*. Однак *RMSSD* зазвичай забезпечує кращу оцінку *RSA* (особливо у людей похилого віку). Це може бути більш надійним показником, ніж короткострокові вимірювання *SDNN* для коротких зразків.

RMSSD

Короткий середній квадрат послідовних відмінностей між нормальними серцебиттями отримують спочатку обчислюючи кожен послідовну різницю часу між серцебиттями в мс. Потім кожен з значень квадратується, і ре-

зультат усереднюється до того, як буде отримано квадратний корінь загального. У той час як звичайний мінімальний запис становить 5 хв, дослідники запропонували короткострокові періоди від 10 с, 30 с і 60 с.

RMSSD ідентичний нелінійній метриці *SD1*, яка відображає короткочасну BCP [25]. Цілодобові вимірювання *RMSSD* сильно корелюються з потужністю *pNN50* та потужністю HF [25]. Мінімальна HR є кореляцією з *LnSDANN*, ніж *LnRMSSD* (*Ln* - логарифм). Максимальна HR є слабо та непослідовно корельовано з цими вимірами часової області [25].

NN50, *pNN50* та *RMSSD* розраховуються, використовуючи відмінності між послідовними *NN* інтервалами. Оскільки їх обчислення залежить від інтервальних інтервалів *NN*, вони в першу чергу, індексують коливання *HF* HR, значною мірою не впливають на тенденції в розширеній часовій серії та сильно корелюють.

HR максимальний та HR мінімальний

Середня відмінність між найвищим і найнижчим *HR* протягом кожного дихального циклу. Особливо чутлива до впливу частоти дихання. Для розрахунку *HR Max* – *HR Min* потрібно провести принаймні 2-х хвилинний зразок.

HRV Triangular Index

HRV Triangular Index - це геометричний засіб на основі 24-годинних записів, який обчислює інтеграл від густини гістограми RR-інтервалу, розділеного на її висоту [23]. *HTI* та *RMSSD* можуть спільно розрізняти нормальний серцевий ритм та аритмії. Коли $HTI \leq 20,42$ і $RMSSD \leq 0,068$, серцевий ритм є нормальним. При $HTI > 20,42$, паттерн аритмічний.

Трикутна інтерполяція інтервальної гістограми NN

TINN - ширина вихідної гістограми з відображеннями інтервалів *NN* [23]. Як *SDNN* та *RMSSD*, забруднення тільки двома артефактами протягом 5-хвилинного сегмента може значно спотворити його значення [23].

2.4.2 Параметри частотного аналізу

Аналогічно електроенцефалограмі, ми можемо використовувати швидке перетворення Фур'є (ШПФ), або авторегресійне моделювання, щоб відокремити ВСР у його компонентні *ULF*, *VLF*, *LF* та *HF-ритми*, які працюють в різних діапазонах частот. Це аналогічно призмі, яка перекриває світло в його довжинах хвиль компонента (23).

ULF Band

Ультра низькочастотна (*ULF*) смуга ($\leq 0,003$ Гц) вимагає періоду запису щонайменше 24 годин [24] і дуже корелює з індексом часового аналізу *SDANN*. Незважаючи на відсутність консенсусу щодо механізмів, що породжують потужність *ULF*, беруть участь біологічні процеси дуже повільної дії. Циркадний ритм може бути основним рушієм цього ритму [24]. Температура основного тіла, обмін речовин та ренін-ангіотензинова система діють протягом тривалого періоду часу і можуть також сприяти цим частотам [24]. Існує розбіжність щодо внеску *PNS* і *SNS* в цю групу. Різні психічні розлади показують різні циркадні закономірності протягом 24 годин, особливо під час сну.

VLF Band

Діапазон *VLF* (0,0033-0,04 Гц) вимагає періоду запису щонайменше 5 хв, але найкраще контролювати його протягом 24 годин. Протягом 5-хвилинного зразка існує близько 0 – 12 повних періодів коливань [23]. Хоча всі низькі значення за всі 24 год клінічні вимірювання *HRV* передбачають більший ризик несприятливих результатів, потужність *VLF* сильніше пов'язана з смертю від усіх причин, ніж потужність ЛФ або ВЧ. Ритм *VLF* може бути основним для здоров'я [24].

Показано, що низька потужність *VLF* пов'язана з аритмічною смертю та ПТСР. Низька енергія в цій смузі була пов'язана з високим запаленням, це описано у дослідженні [26]. Низька *VLF* потужність корелювала з низьким рівнем тестостерону, тоді як інші біохімічні маркери, такі як опосередковані гіпоталамо-гіпофізарно-надниркової осі (наприклад, кортизол), не мали [26].

Дуже низькочастотна потужність сильно корелює з виміром часової області *SDNNI*, яка середні середньодобові відхилення для всіх *NN* інтервалів протягом 24-годинного періоду. Існує невизначеність щодо фізіологічних механізмів, відповідальних за активність в цій смузі. Внутрішня нервова система серця сприяє ритму *VLf*, а *CHK* впливає на амплітуду і частоту його коливань.

Дуже низькочастотна потужність може також генеруватися за рахунок фізичної активності [26], терморегулятора, ренін-ангіотензину та ендотеліальних впливів на серце. ПНН-активність може сприяти енергетиці *VLf*, оскільки парасимпатична блокада практично повністю скасовує її [26]. На відміну від цього, симпатична блокада не впливає на сили *VLf*, і активність *VLf* спостерігається в тетраплегіях, де *CNS-іннервація серця* та легенів порушується.

Виходячи з роботи Армона [27], ритм *VLf*, схоже, генерується стимуляцією аферентних сенсорних нейронів у серці. Це, у свою чергу, активізує різні рівні зворотного зв'язку та подачі печінки у внутрішній серцевій нервовій системі серця, а також між серцем, зовнішніми серцевими гангліями та спинномозковими колонами. Це експериментальне підтвердження показує, що серце внутрішньо породжує ритм *VLf* та еферентну *SNS-активність* через фізичну активність, а стресові реакції модулюють його амплітуду та частоту.

LF Band

LF Band (0,04-0,15 Гц) зазвичай записується протягом мінімум 2 хв [23]. Цей регіон раніше називався діапазоном барорецепторів, оскільки в основному він відображає активність барорецепторів під час спокою. Потужність *LF* може бути вироблена як *PNS*, так і *SNS*, а регулювання ВР через барорецептори, переважно *PNS*, або барорефлективною активністю. Звичайно, *SNS* не створює ритмів значно вище 0,1 Гц, тоді як парасимпатична система може спостерігати вплив серцевих ритмів до 0,05 Гц. У умовах відпочинку,

група LF відбиває барорефлективну активність, а не серцеву симпатичну іннервацію [23].

Під час періодів повільного дихання активність вага може легко генерувати коливання в серцевих ритмах, які перетинаються у смугу *LF*. Тому еферентні опосередковані впливу, пов'язані з диханнями, особливо присутні в смузі *LF*, коли частота дихання нижча 8,5 швид/ Сек, або коли людина зітхає, або глибоко вдихає.

HF діапазон

HF або дихальна смуга (0,15-0,40 Гц) умовно записується протягом мінімум 1 хв. Для немовлят та дітей, які дихають швидше, ніж дорослі, діапазон відстані може бути відкоригований до 0,24-1,04 Гц. Відбиває парасимпатичну активність і називається дихальною смугою, оскільки вона відповідає *HR-варіаціям*, пов'язаним з дихальним циклом. Ці фазичні зміни *HR* відомі як *RSA* і не можуть бути чистим індексом контролю серцевого вага.

Частота серцевих скорочень прискорюється під час натхнення і сповільнюється під час закінчення. Під час інгаляції серцево-судинний центр інгібує відтік вагалів, що приводить до прискорення *HR*. І навпаки, під час видиху він відновлює відтік вагалів, що призводить до уповільнення *HR* через вивільнення ацетилхоліну. Загальна вагальна блокування практично усуває коливання *HF* і зменшує потужність у діапазоні *LF*.

Високочастотна потужність сильно корелює з вимірами часу домену *pNN50* та *RMSSD*. Потужність смуги ВЧ може збільшуватися вночі і зменшуватися протягом дня. Нижня потужність *HF* корелює з стресом, панікою, тривогою або турботою. Модуляція вагального тону домагає підтримувати динамічне вегетативне регулювання, важливе для серцево-судинного здоров'я. Недостатнє інгібування вага пов'язане зі збільшенням захворюваності.

S, SD1, SD2 і SD1/SD2

Ми можемо проаналізувати сюжет Пуанкаре, встановивши еліпс (крива, яка нагадує розгнуте коло) до графічних точок. Після встановлення елі-

пса ми можемо вивести три нелінійних вимірювання, S , $SD1$ і $SD2$. Площа еліпсу, що являє собою загальний BCP, корелює з чутливістю барорефлексу (BRS), потужністю LF і HF , а також $RMSSD$. Стандартне відхилення (звідси SD) відстані кожної точки від осі $y = x$ ($SD1$), вказує ширину еліпса. $SD1$ вимірює короткочасну HRV в мс і співвідноситься з барорефлективною чутливістю (BRS), яка є зміною тривалості IBI на одиницю зміни BP та потужності ВЧ. $RMSSD$ ідентичний нелінійній метриці $SD1$, яка відображає короткочасну HRV . $SD1$ передбачає діастолічний BP , $HR Max$, $HR Min$, $RMSSD$, $pNN50$, $SDNN$ та потужність у смугах LF і HF , а також загальна потужність протягом 5-хвилинних записів.

$SD2$ вимірює короткотривалий і довготривалий HRV в мс і корелює з потужністю LF та BRS . Співвідношення $SD1/SD2$ вимірює непередбачуваність часових рядів RR . Використовується для вимірювання автономного балансу, коли період моніторингу є достатньо довгим і є симпатична активація. $SD1 / SD2$ корелює з співвідношенням LF / HF .

3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДУ ВИЯВЛЕННЯ РОЗЛАДІВ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

В даному розділі було проведено експериментальне дослідження на основі результатів описаних в перших двох розділах. Для експерименту було взято два записи однієї людини в різні моменти часу - в момент проявлення аритмії і за її відсутності - за нормального синусового ритму. Було проведено фільтрацію, розмітку Р-піків, валідацію на викиди та аналіз графіків скатерограми на наявність аритмії.

3.1 Підготовка сирого сигналу фотоплетизмограми розмітки PP-інтервалів

Для проведення експерименту було проведено аналіз фотоплетизмограми пацієнта з фібриляцією передсердь. Пацієнт мав не постійну форму даного виду аритмії, тобто вона проявляється та зникає в різні проміжки часу. Експериментальним шляхом було отримано два зразки сигналу ФПГ розміром в 3 хвилини від даної людини. На одному з проміжків була наявна аритмія, на іншому – ні. На рисунку 3.1 показано фрагменти запису сирого сигналу за відсутності ознак аритмії. Задля валідації отриманих результатів синхронно із записом ФПГ було проведено запис Електрокардіограми пацієнта як основного методу визначення наявності, або відсутності ознак аритмії в клінічній практиці. Ці записи було проаналізовано лікарем кардіологом задля підтвердження наявності або відсутності на них ознак фібриляції передсердь.

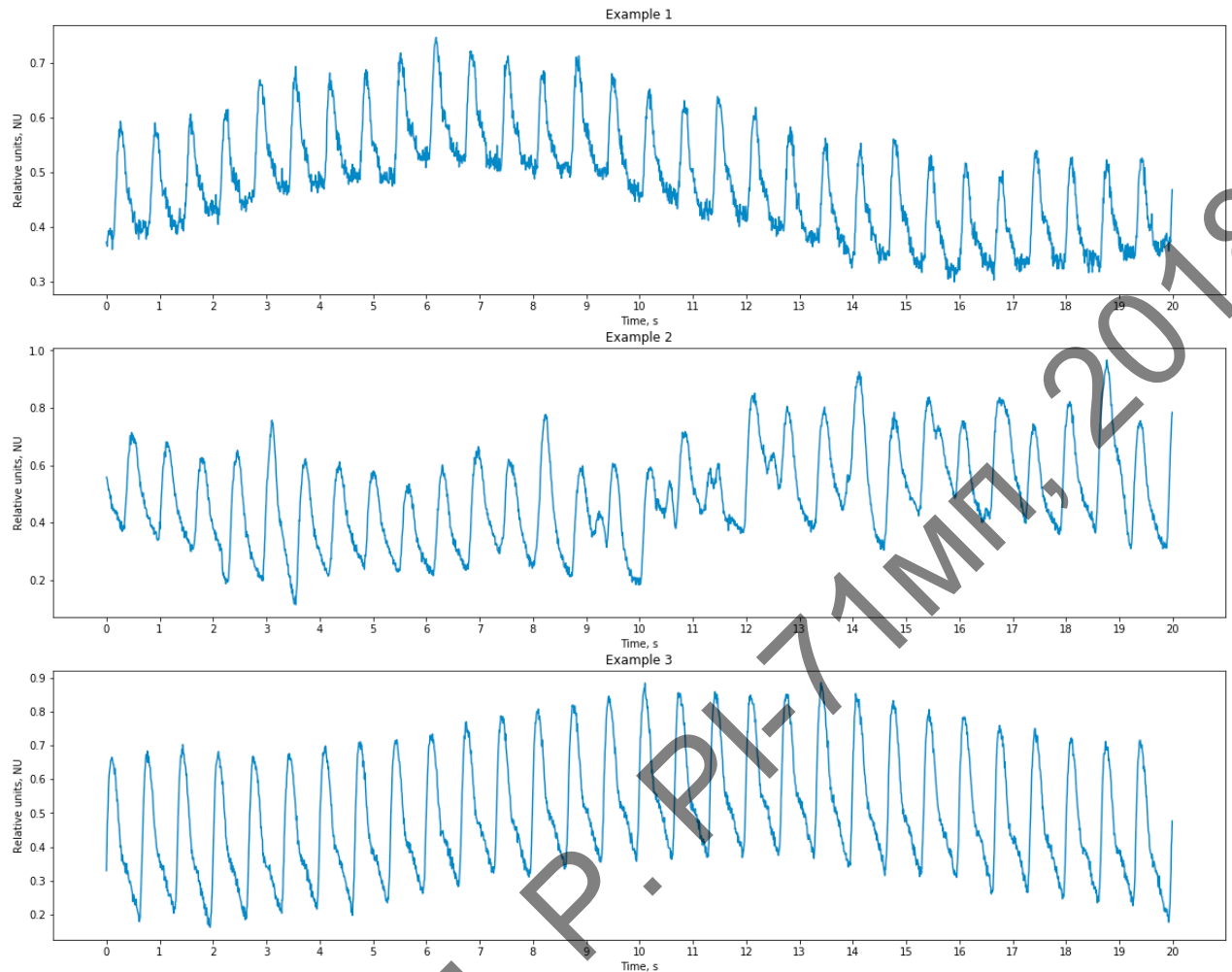


Рисунок 3.1 – Фрагменти ФПГ без прояву аритмії, не фільтрований сигнал.

На рисунку 3.1 видно три фрагменти. Їх можна класифікувати на три категорії, як зазначено в розділі 2.2.

- Перший підходить під категорію – G2(прийнятний);
- Другий підходить під категорію – G3(непридатний);
- Третій підходить під категорію – G1(відмінний);

На рисунку 3.2 показано фрагменти запису сирого сигналу, де є ознаки аритмії.

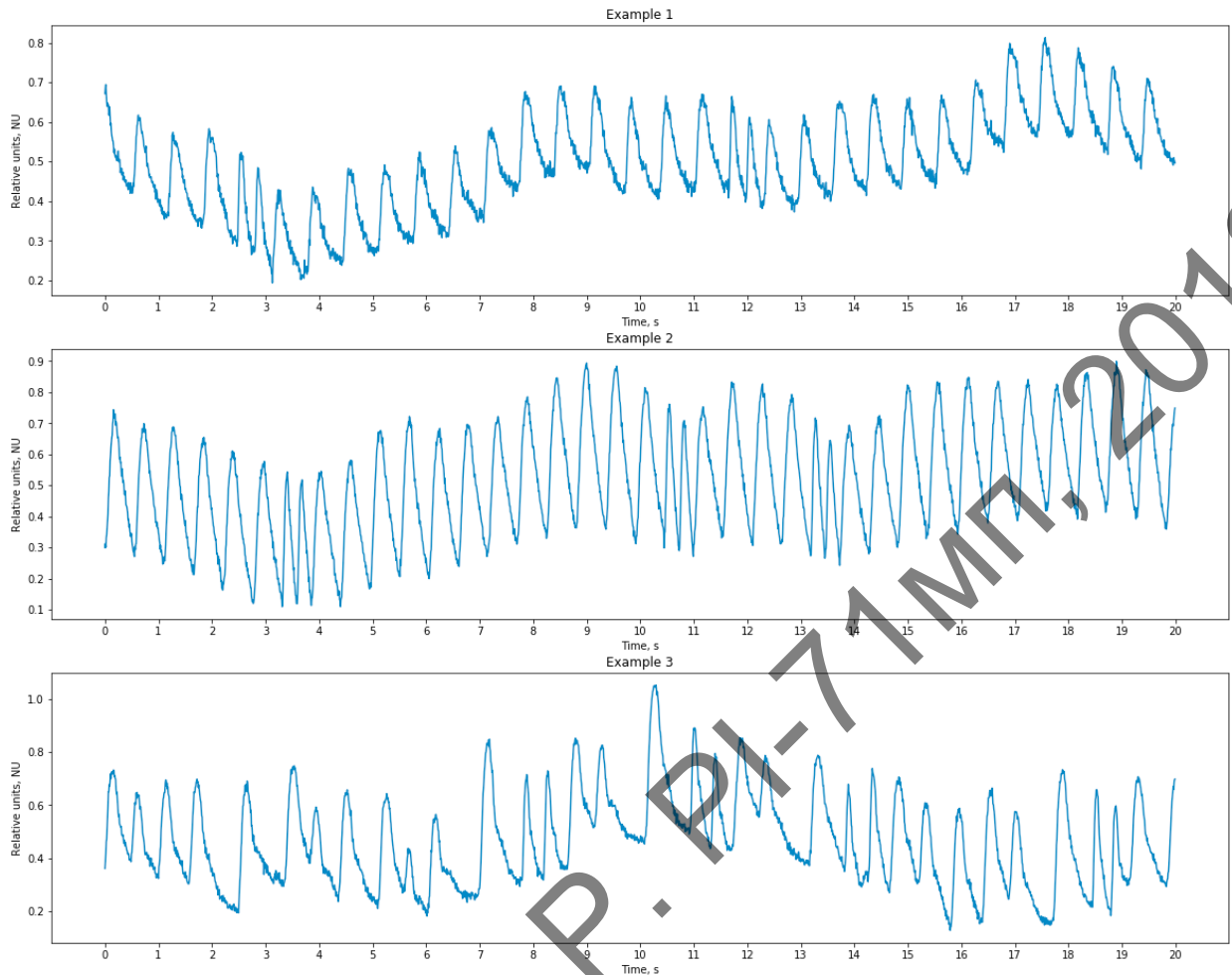


Рисунок 3.2 – Фрагменти ФПГ з проявом аритмії, не фільтрований сигнал.

На рисунку 3.3 виділено фрагменти по яким видно, що це аритмія. Щоб повністю бути впевненим в цьому треба спиратися на пункті 1.4.1 на рисунку 3.2 на першому та третьому графіку видно додаткові биття серця, на другому графіку видно прояв тахікардії. На рисунку 3.2 видно три фрагменти ФПГ довжиною 20 секунд. Їх так само можна класифікувати на три категорії, як зазначено в розділі 2.2.

- Перший підходить під категорію – G1(відмінний);
- Другий підходить під категорію – G2(прийнятний);
- Третій підходить під категорію – G3(непридатний);

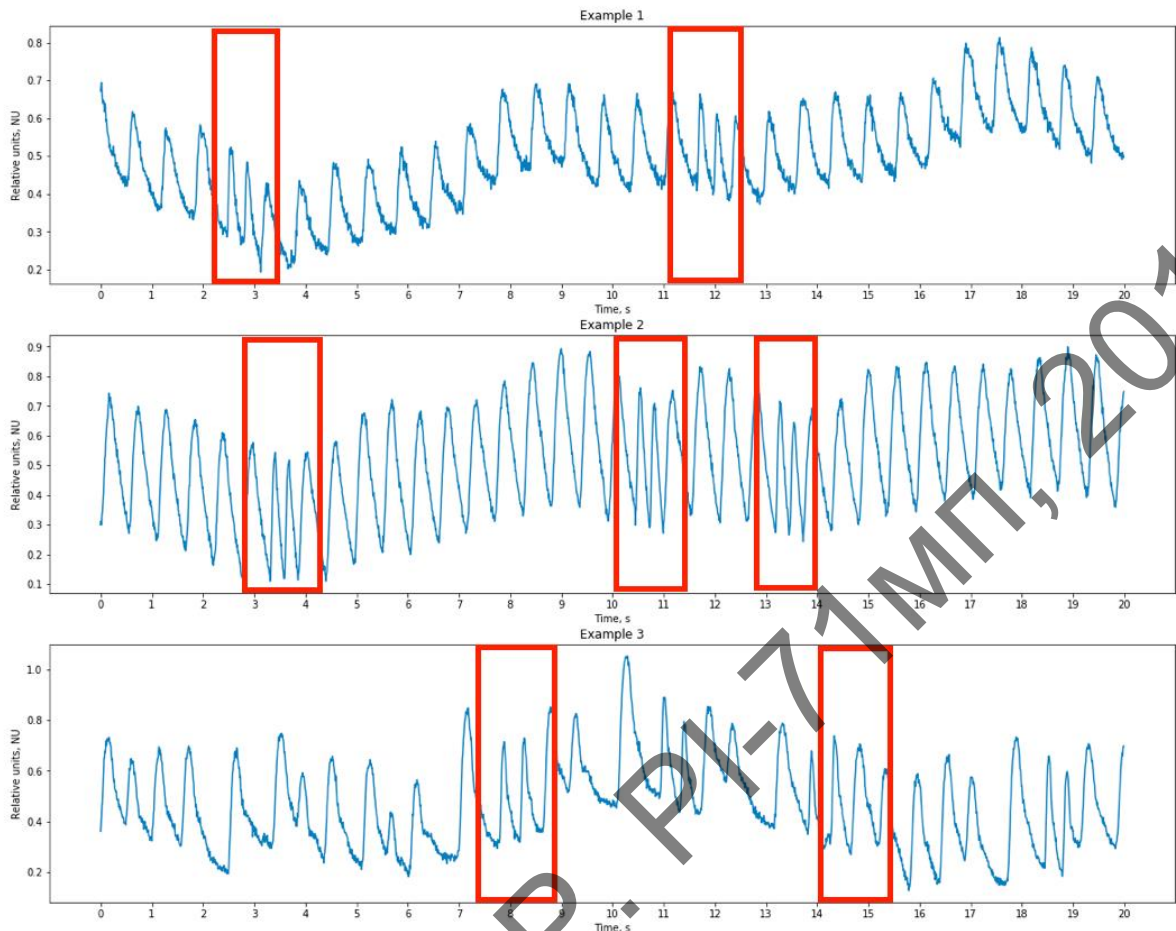


Рисунок 3.3 – Виділені області, де проявляється аритмія на фрагменти ФПГ (Рисунок 3.2), не фільтрований сигнал

Виходячи з розділу 2.1 було використано фільтр Чебишова 2 роду, 4-го порядку. Та отримали такі результати для сирого сигналу ФПГ з аритмією (Рисунок 3.4) та без аритмії (Рисунок 3.4). На графіках після фільтрації видно, що були усунені всі шуми та були отримані майже ідеальні результати. Фільтр дуже добре спрацював на фрагментах з аритмією та без не аритмії. Ці фрагменти були взяті випадково з 3 хвилинного запису, а же щоб показати, що фільтр добре працює вистачає 20 секундних зразків сигналу.

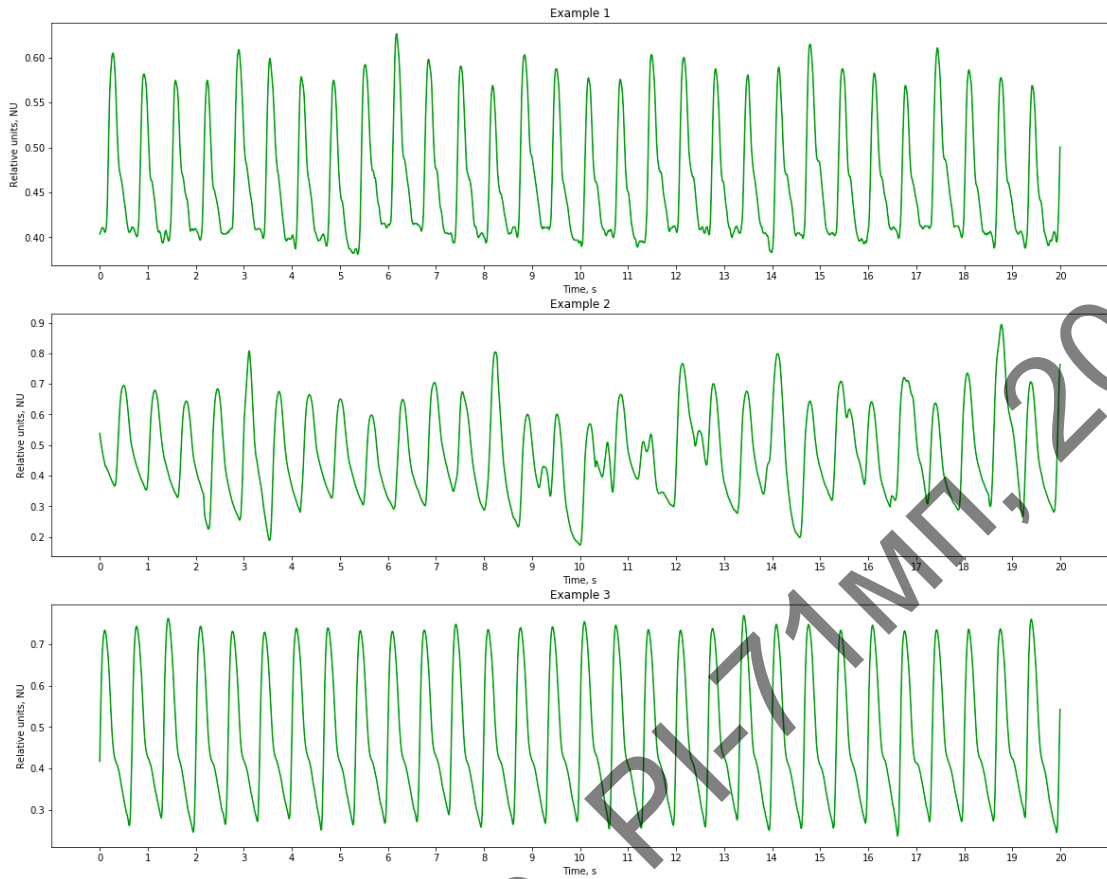


Рисунок 3.4 – Фрагменти ФПГ з проявом аритмії, фільтрований сигнал

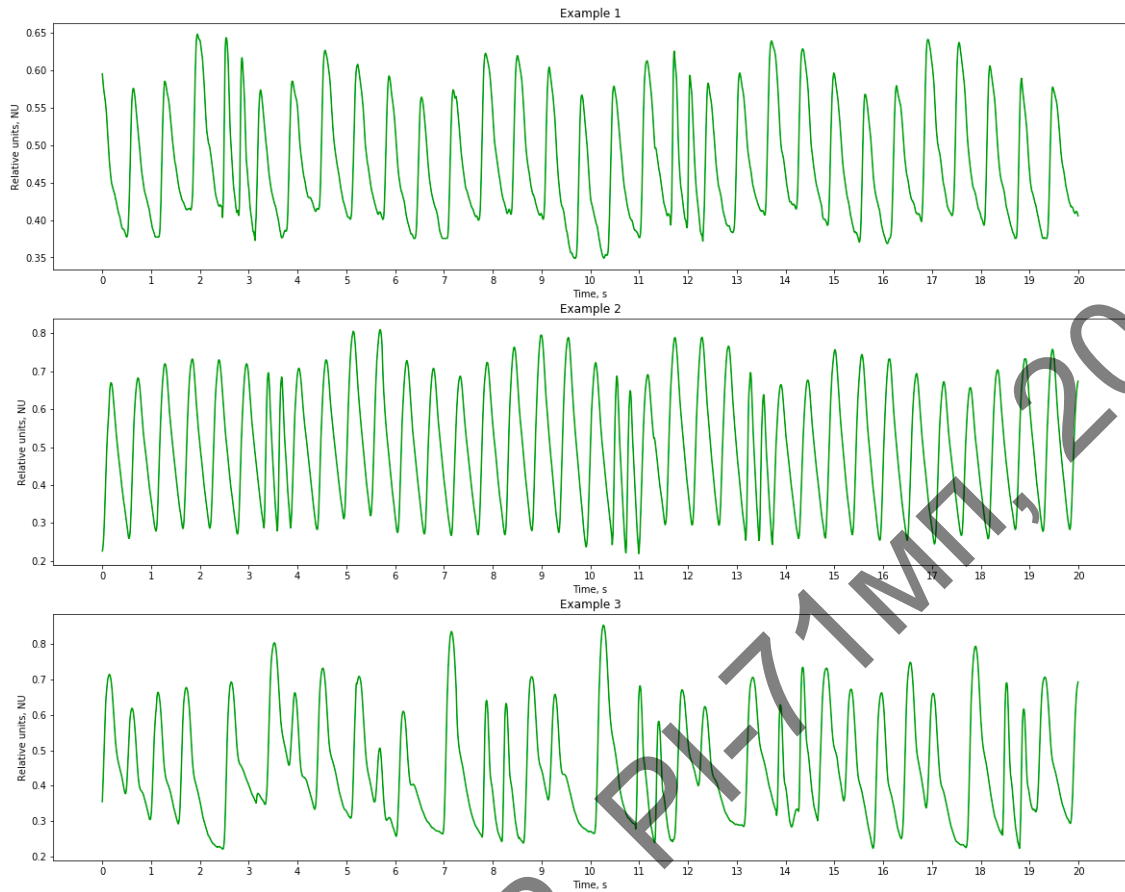


Рисунок 3.5 – Фрагменти ФПГ з проявом аритмії, фільтрований сигнал

3.2 Розмітка піків та їх валідація сигналу ФПГ

Після фільтрації сигналу фільтром Чебишова 2 роду, 4 порядку використовуємо алгоритм для знаходження піків описаний в розділі 2.3. На рисунку 3.5 показано, як за допомогою алгоритму було розмічено максимуми на фрагментах без аритмії.

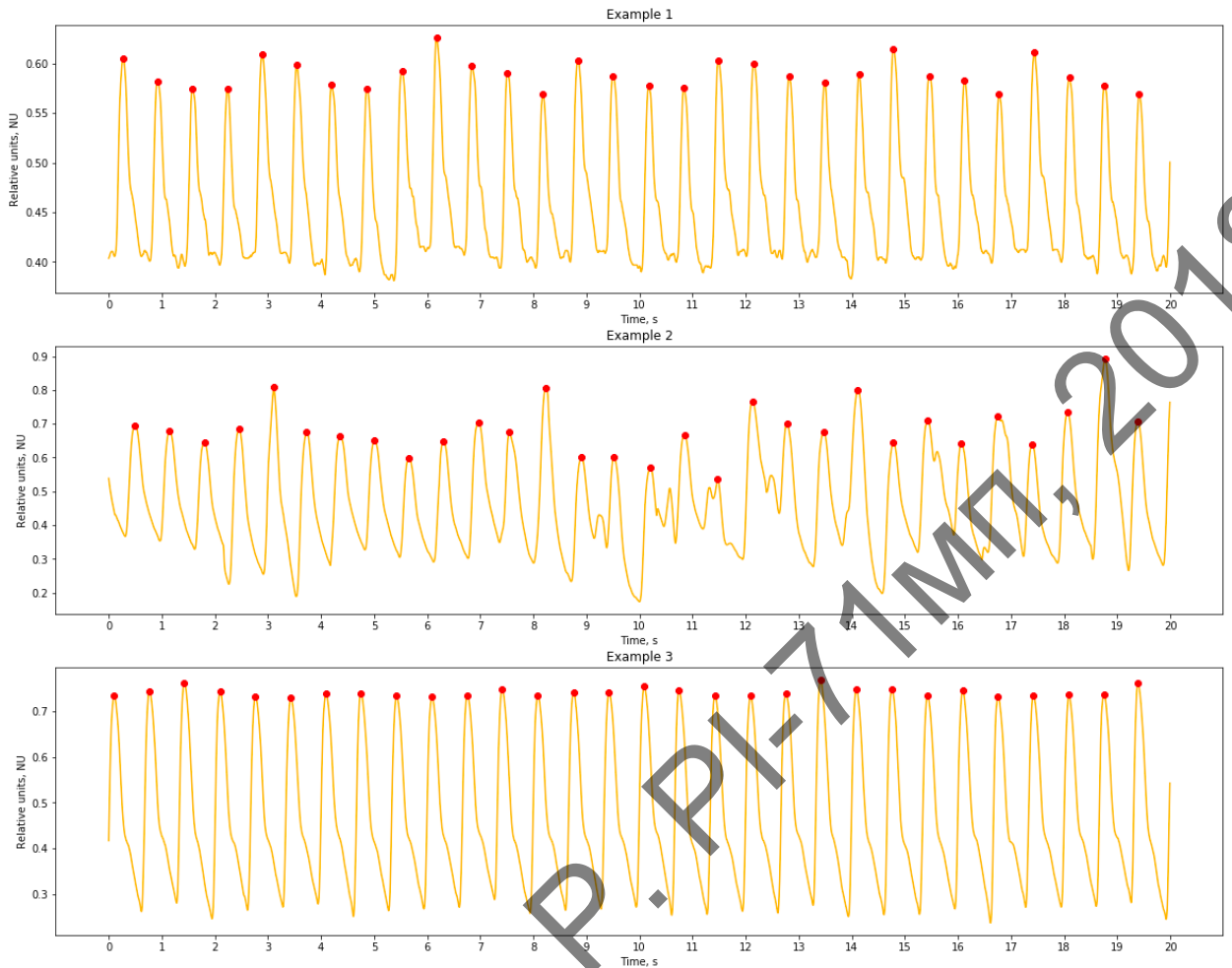


Рисунок 3.6 – Розмічені максимуми сигналу ФПГ без аритмії.

За допомогою алгоритму валідації описаного в розділі 2.4 треба видалити фрагменти, які були спричинені м'язовою активністю. Їх показано на рисунку 3.7 (Другий фрагмент рисунка 3.6).

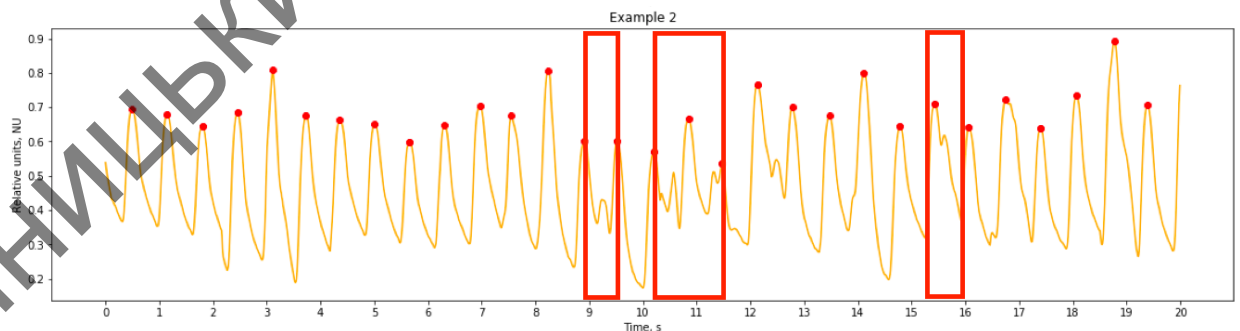


Рисунок 3.7 – Виділені фрагменти мязової активності розміченого сигналу ФПГ (без аритмії).

Цей же алгоритм розмітки використано для розмітки отфільтрованого сигналу з аритмією, який показано на рисунку 3.5.

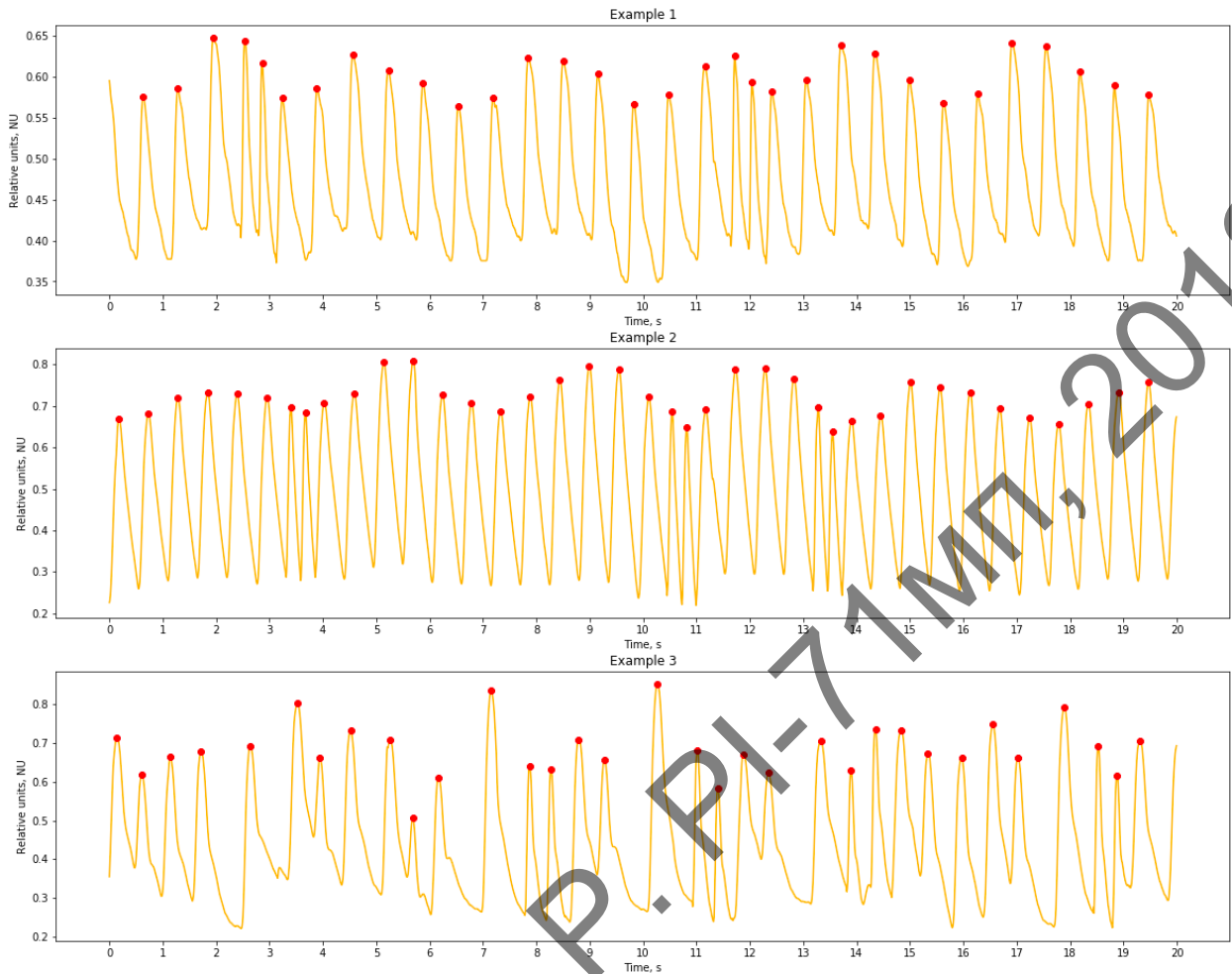


Рисунок 3.8 – Розмічені максимуми сигналу ФПГ з аритмею

За допомогою алгоритму валідації видалимо фрагменти, які були спричинені м'язовою активністю (Третій фрагмент рисунка 3.8)

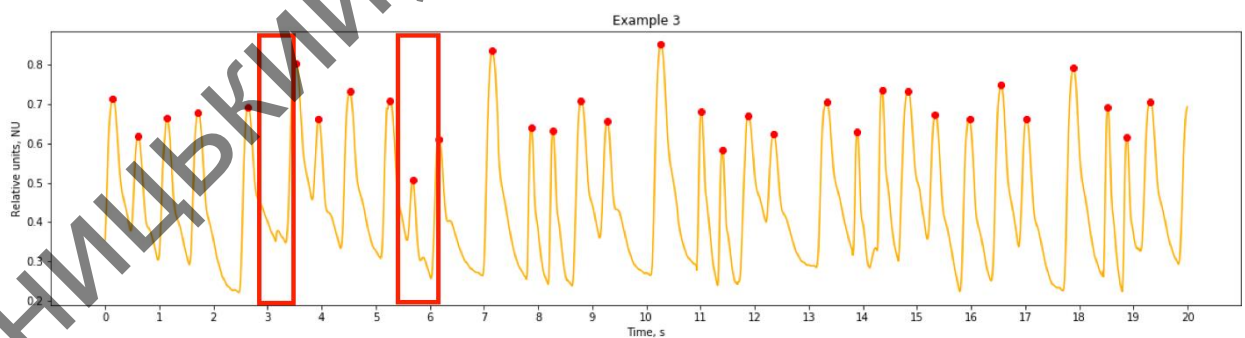


Рисунок 3.9 – Виділені фрагменти мязової активності розміченого сигналу ФПГ (з аритмією)

Після алгоритму валідації піків на ФПГ можна підрахувати РР-інтервали. На рисунку 3.10 показано як виглядає 3 хвилинний розмічений запис. Його треба використовувати для змістовного аналізу ВСР.

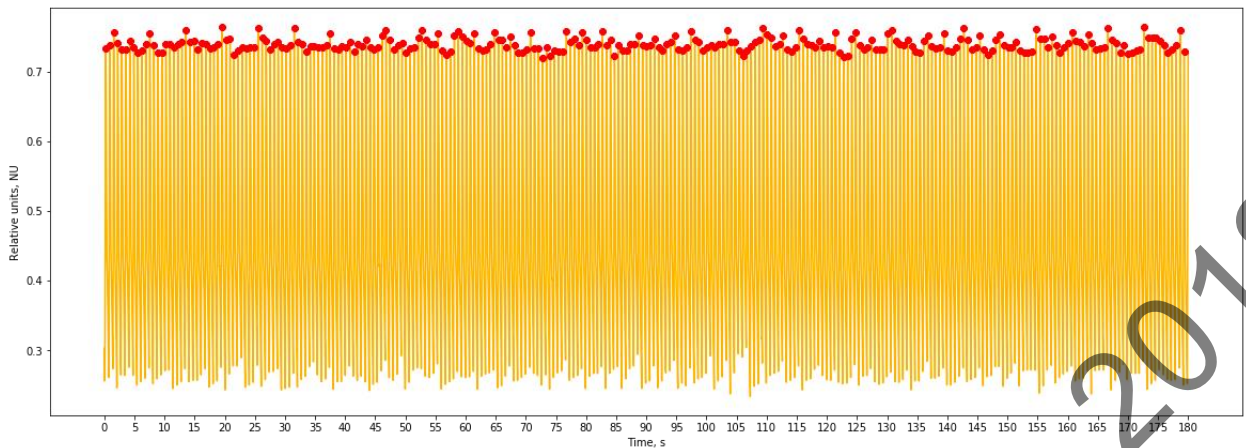


Рисунок 3.10 – Трьох хвилинний розмічений запис ФПГ без аритмії

3.3 Підрахунок PP-інтервалів

Після розмітки піків ФПГ ми повинні підраховувати PP-інтервали та зробити їх валідацію для усунення. Треба підраховувати різницю наступного індекса R-піка з попереднім та поділити на частоту дискретизації – це буде довжина в секундах нашого PP-інтервала. На рисунку 3.11 показано як виглядає PP-інтервал сигналу ФПГ без аритмії.

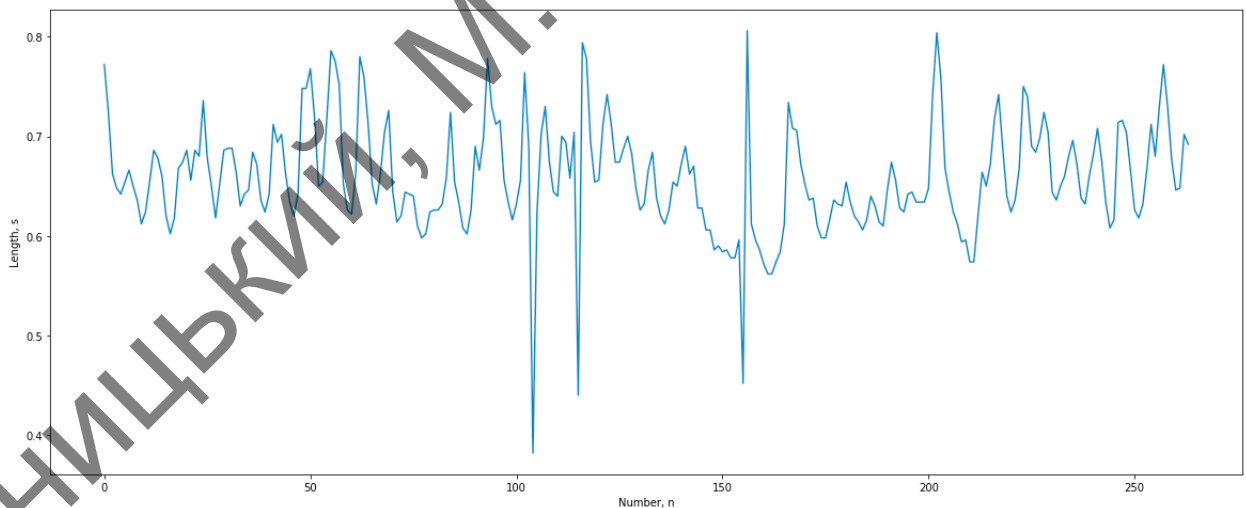


Рисунок 3.11 – PP-інтервал сигналу ФПГ без аритмії

Але трапляється викид інтервалів(не стандартні значення). Для цього ми використовуємо алгоритм фільтрації описаний в розділі 2.3. На рисунку 3.12 показано графік після алгоритму фільтрації.

Виявлення аномальних інтервалів у RR-послідовностях має важливе значення для клінічних застосувань, де є PP-інтервали необхідний для аналі-

зу. Традиційні методи ідентифікації аномальні інтервали в основному зосереджуються на інформації про часові проміжки від РР-інтервалів, і не враховують впливу нестационарні часові ряди РР-інтервалів.

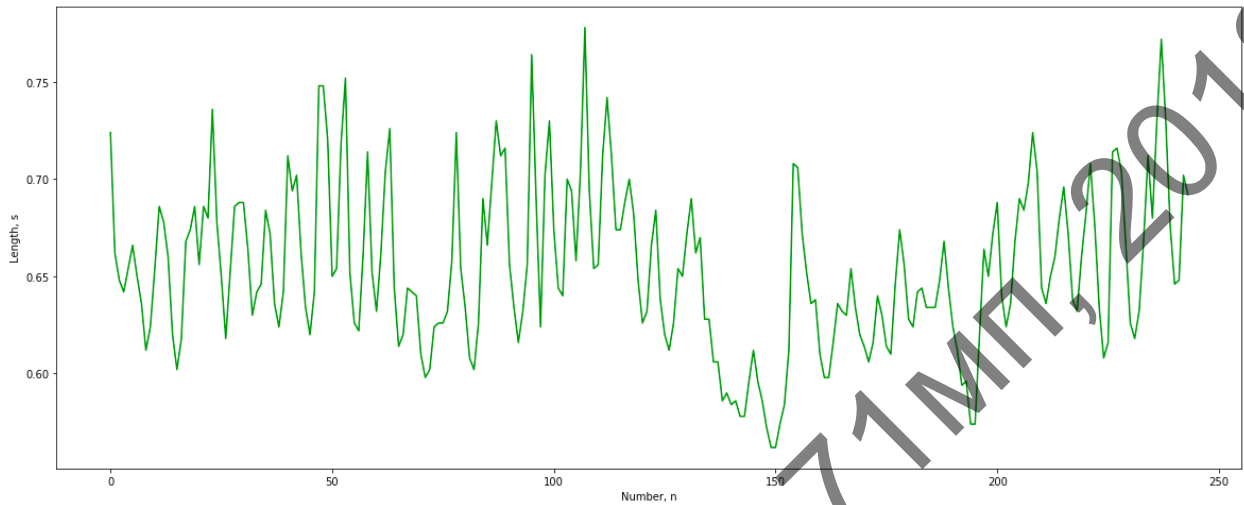


Рисунок 3.12 – Фільтрований графік РР-інтервалів сигналу ФПГ без аритмії

Те саме треба виконати для сигналу ФПГ з аритмією. Зроби підрахунок РР-інтервалів та зробити фільтрацію алгоритмом описаним в розділі 2.3. Це показано на рисунку 3.13 та 3.14.

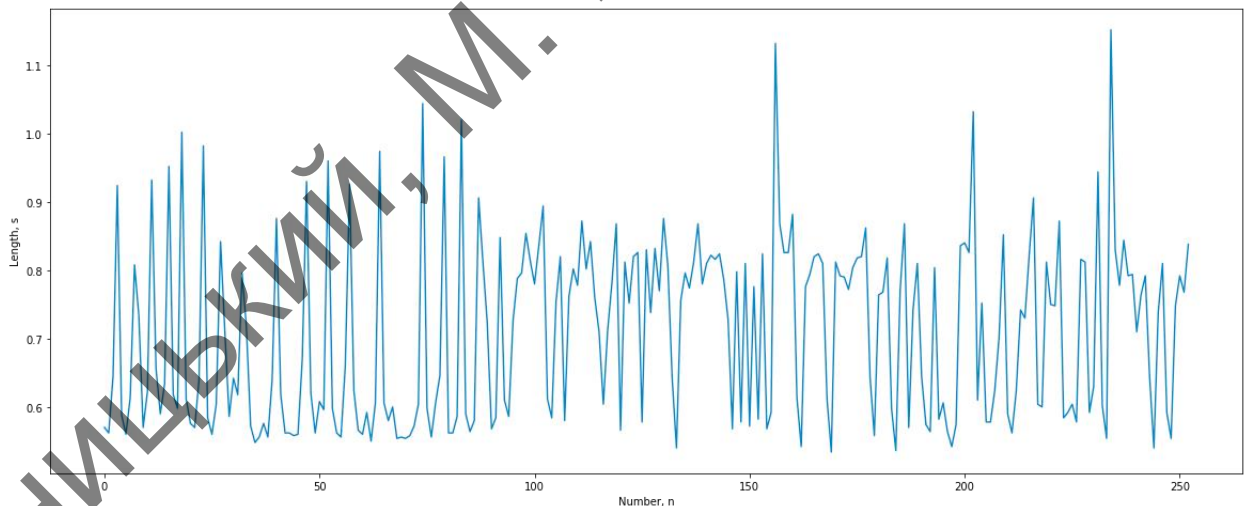


Рисунок 3.13 – РР-інтервал сигналу ФПГ з аритмією

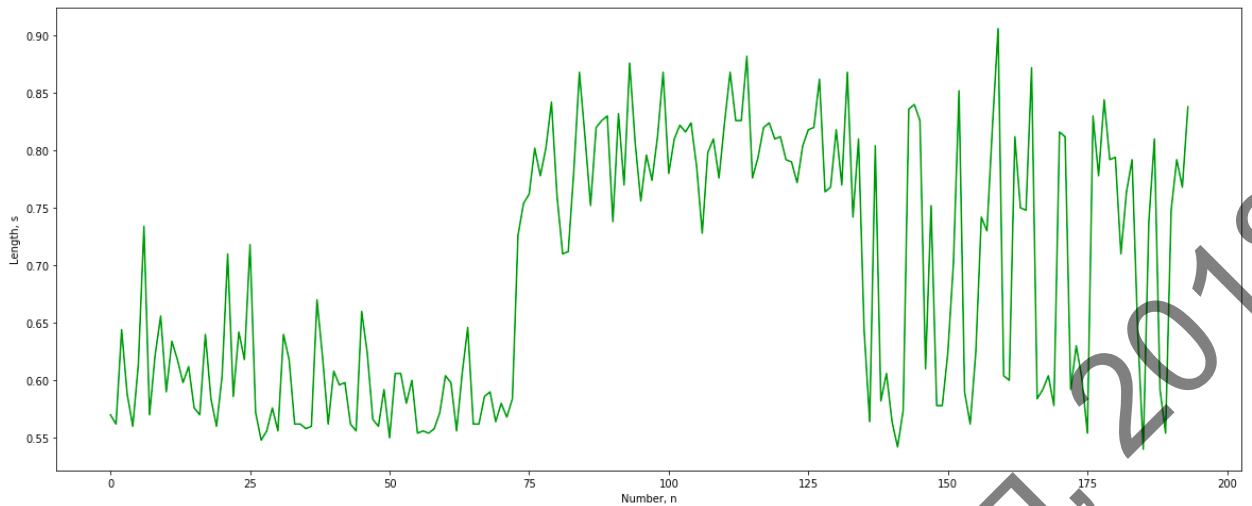


Рисунок 3.14 – Фільтрований графік РР-інтервалів сигналу ФПГ з аритмією

3.4 Підхід виявлення діагностування розладів ритму. Аналіз скатерограм

Коли ми отримали фільтровані РР-інтервали для сигналу ФПГ без аритмії та без аритрії ми можемо розраховувати параметри варіабельності серцевого ритму на основі розділу 2.4

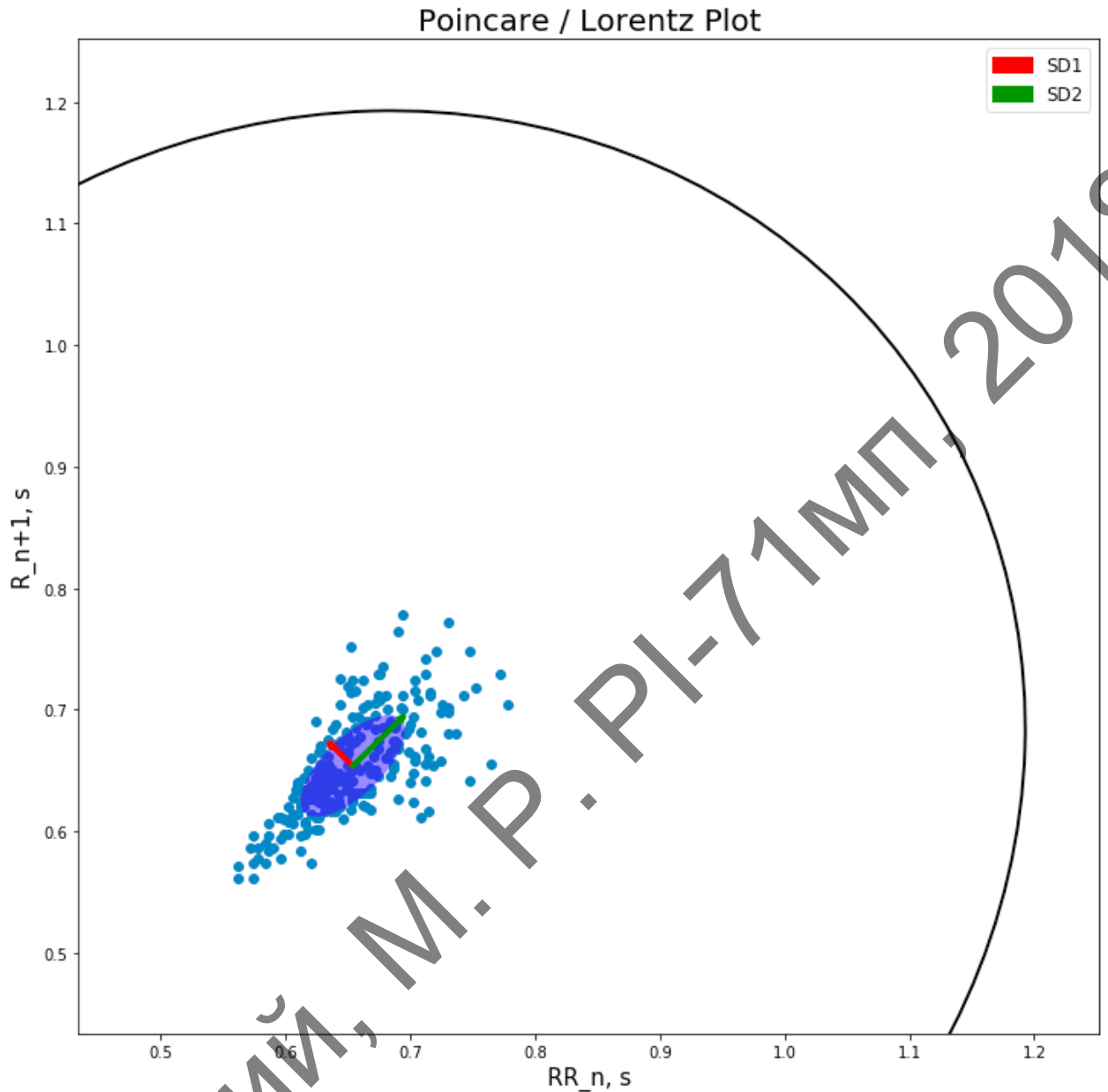


Рисунок 3.15 – Графік скатерограми сигналу ФПГ без аритмії

На даному рисунку 3.15 (графіку скатерограмі) більшість точок зосередженні навколо еліпсу велика та мала вісь якого відповідають значенням SD1 та SD2. Таке розташування точок відповідає нормальному синусовому ритму і свідчить про відсутність аритмій.

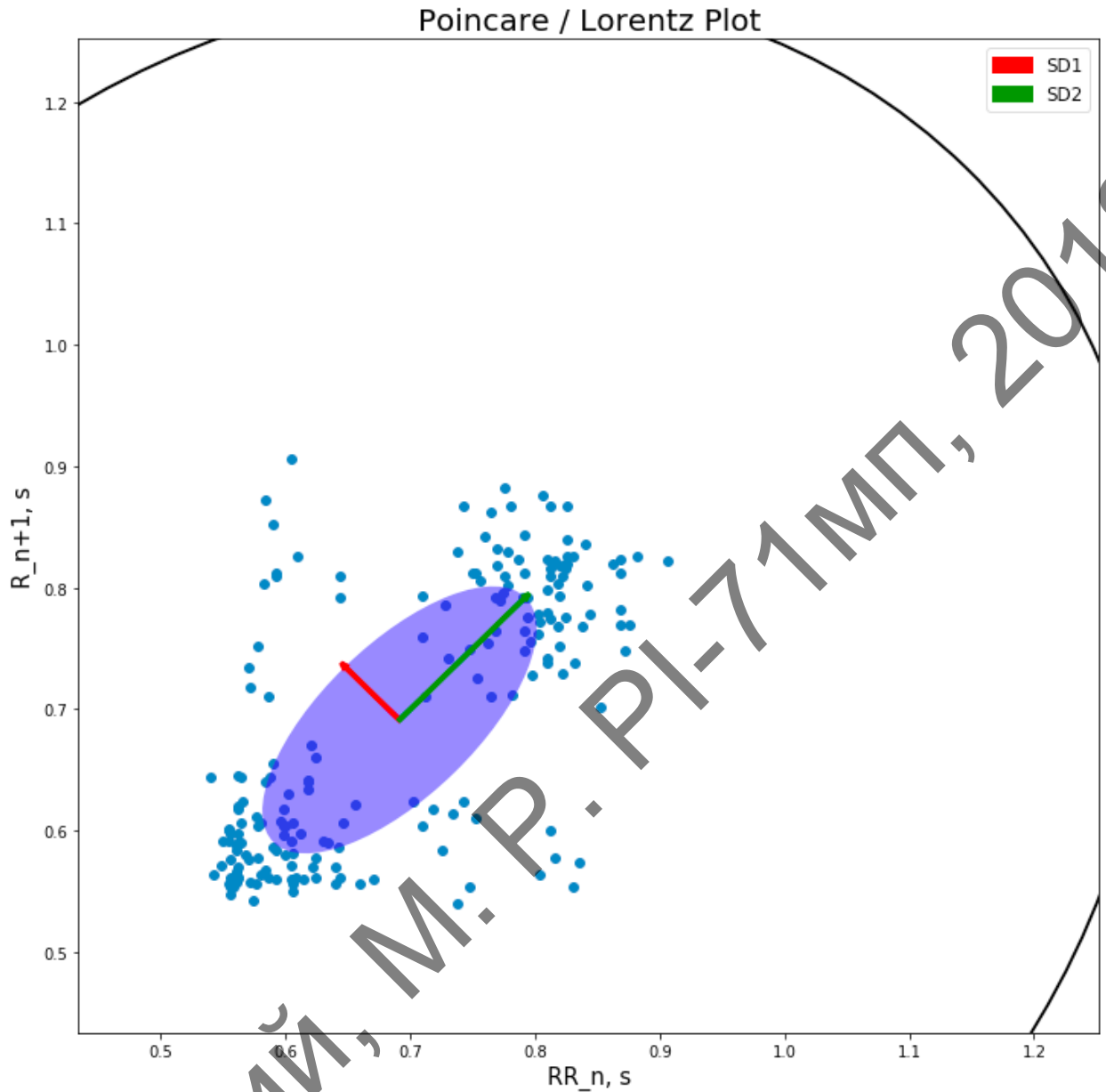


Рисунок 3.16 – Графік скатерограми сигналу ФПГ з аритмією

На даному рисунку (Рисунок 3.16) більшість точок, що відповідають послідовним PP-інтервалам, знаходяться поза еліпсом побудованим на SD1 та SD2. Це свідчить про те, що послідовні PP-інтервали значною мірою відрізняються один від одного. Таке явище свідчить про порушення серцевого ритму, тобто наявність аритмії.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

У даному розділі визначено основні потенційно шкідливі та небезпечні виробничі фактори, які мають місце при виконанні науково-дослідної роботи. Оскільки ця робота має дослідницький напрям, пов'язаний, в основному, з використанням ВДТ ЕОМ, основну увагу в цьому розділі було приділено питанням, щодо забезпечення безпеки праці та створення комфортних умов праці на робочих місцях користувачів ВДТ ЕОМ з урахуванням вимог ДСТУ.9241:6-2004 та ДСанПІН 3.3.2.007-08.

В цьому розділі запропоновані технічні рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії, а також визначено основні заходи з безпеки в надзвичайних ситуаціях.

4.1 Визначення основних потенційно небезпечних і шкідливих виробничих факторів при виконанні науково-дослідної роботи

Оскільки основу роботи складають дослідження із використанням електронно-обчислювальних машин (ЕОМ), існує небезпека ураження електричним струмом, можливий негативний вплив електромагнітного випромінювання ВДТ ПЕОМ. Основні небезпечні та шкідливі фактори при проведенні наукових досліджень:

- небезпека ураження електричним струмом;
- незадовільні мікрокліматичні умови;
- недостатня освітленість робочих місць;
- наявність електромагнітного випромінювання;
- підвищений рівень шуму;
- наявність шкідливих речовин в повітрі робочої зони;
- можливість виникнення пожежі;
- група психофізичних факторів;

4.2 Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії

4.2.1 Електробезпека

Відповідно до ГОСТ 12.2.007.0-75 електроустаткування в робочому приміщенні (крім ВДТ ПЕОМ - II клас та вимірювальної техніки — 0I клас) відноситься до I класу, так як воно має робочу ізоляцію відповідно до ГОСТ 12.1.009-76 і підключається до електромережі за допомогою трьохконтактних вилок, один з виводів яких підключений до заземленого виводу розетки. Підключення устаткування виконане відповідно до вимог ПУЕ й ДНАОП 0.00-1.21-98.

Робоче приміщення нежарке, сухе, відноситься до класу приміщень без підвищеної небезпеки поразки персоналом електричним струмом, оскільки відносна вологість повітря не перевищує 75%, температура не більше 35°C, відсутні хімічно агресивні середовища (ПУЕ-87, ПБЕ й ОНТП24-86), а також відсутня можливість одночасного дотику до металоконструкцій будівлі, що мають контакт із землею, та до струмопровідних елементів електроустаткування. Живлення електроприладів у робочому приміщенні здійснюється від трьохфазної мережі із глухозаземленою нейтраллю напругою 220 В і частотою 50 Гц (Тип TN-E) із використанням автоматів струмового захисту. У приміщенні застосована схема занулення.

Для зменшення значень напруг дотику й відповідних їм величин струму, при нормальному й аварійному режимах роботи електроустаткування необхідно виконати повторне захисне заземлення нульового дроту.

Виконаємо електричний розрахунок електромережі на перевірку вимикаючої здатності автоматів струмового захисту. Розрахунок на вимикаючу здатність, включає визначення значення струму K_3 і перевірку кратності його стосовно номінального струму при-строїв максимального струмового захисту.

Вихідні дані для розрахунку:

- а) $U_{\phi} = 220\text{В}$ — фазова напруга;
- б) кабель чотирьох жильний, матеріал — алюміній ($\rho = 0,028 \text{ Ом}\cdot\text{мм}^2/\text{м}$);
- в) відстань від трансформатора до споживача ($L = 150\text{м}$);
- г) номінальний струм спрацьовування автомата захисту ($I_{\text{НОМ}} = 15 \text{ А}$);

Струм однофазного К.З. визначається по формулі:

$$I_{\text{к.з.}} = \frac{U_{\phi}}{R_{\phi} + R_0 + \frac{Z_m}{3}} = \frac{220}{2,3 + 2,4 + 0,16} = 45 \text{ А},$$

де: $R_{\phi} = 2,3 \text{ Ом}$ — активний опір фазного проводу; $R_0 = 2,4 \text{ Ом}$ — активний опір нульового проводу; $\frac{Z_m}{3} = 0,16 \text{ Ом}$ — розрахунковий опір трансформатора потужністю 250 Вт.

Кратність струму однофазного короткого замикання стосовно номінального струму спрацьовування автомата захисту. Для надійної роботи автомату захисту повинна виконуватись наступна умова:

$$K = \frac{I_{\text{к.з.}}}{I_{\text{НОМ}}} > 1,45,$$

де $I_{\text{к.з.}}$ — струм короткого замикання; $I_{\text{НОМ}}$ — номінальний струм спрацьовування автомата захисту.

З розрахунків видно, що при однофазному К.З. автомат струмового захисту буде надійно спрацьовувати.

При однофазному К.З. максимальне значення напруги яка появиться на корпусі при аварійному режимі за час спрацьовування максимального струмового захисту, U_{max} щодо землі: $U_{\text{max}} = I_{\text{к.з.}} R_0 = 45 \cdot 2,4 = 108 \text{ В}$. Ця напруга менша $U_{\text{доп}} = 500\text{В}$ ($t_{\text{дії}} < 0,1 \text{ сек.}$) згідно ГОСТ 12.1.038-88. З метою зниження U_{max} як у нормальному, так і у аварійному режимі варто використовувати повторне заземлення нульового дроту.

4.2.2 Правила безпеки під час експлуатації електронно-обчислювальних машин

Правила безпеки під час експлуатації ВДТ ЕОМ регламентуються ДСТУ ISO 9241:6-2004 та ДНАОП 0.00-1.31-99, які встановлюють вимоги

безпеки та санітарно-гігієнічні вимоги до обладнання робочих місць користувачів ЕОМ і працівників, що виконують обслуговування, ремонт та налагодження ЕОМ, та роботи з застосуванням ЕОМ, відповідно до сучасного стану техніки та наукових досліджень у сфері безпечної організації робіт з експлуатації ЕОМ та з урахуванням положень міжнародних нормативно-правових актів з цих питань (директиви Ради Європейського союзу 90/270/ЄЕС, 89/391/ЄЕС, 89/654/ЄЕС, 89/655/ЄЕС, стандарти ISO, МРПІ).

4.2.3 Вимоги до приміщень в яких розміщені ЕОМ

Облаштування робочих місць, обладнаних ЕОМ, ВДТ, повинно забезпечувати:

- належні умови освітлення приміщення і робочого місця, відсутність відблисків;
- оптимальні параметри мікроклімату (температура, відносна вологість, швидкість руху, рівень іонізації повітря);
- належні ергономічні характеристики основних елементів робочого місця.

Будівлі та приміщення, в яких експлуатуються ЕОМ та виконуються їх обслуговування, налагодження і ремонт, повинні відповідати вимогам: СНиП 2.09.02-85 “Производственные здания”, СНиП 2.09.04-87 “Административные и бытовые здания”, “Правил устройства электроустановок”, затверджених Головдерженергонаглядом СРСР 1984 р. (ПВЕ), “Правил технической эксплуатации электро установок потребителей”, затверджених Головдерженергонаглядом СРСР 21.12.84 (ПТЕ, СНиП 2.08.02-89 “Общественные здания и сооружения” з доповненнями, затвердженими наказом Держкоммістобудування України від 29.12.94 № 106, СН 512-78 затверджених Держбудом СРСР, ДСанПіН 3.3.2.-007-98 “Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин”, затверджених МОЗ України 10.12.98.

Заборонено розміщувати робочі місця з ВДТ, ЕОМ у підвальних

приміщеннях, на цокольних поверхах, поряд з приміщеннями, в яких рівні шуму та вібрації перевищують допустимі значення (поряд з механічними цехами, майстернями тощо), з мокрими виробництвами, з вибухо-пожежонебезпечними приміщеннями категорій А і Б, а також над такими приміщеннями або під ними.

Приміщення мають бути обладнані системами водяного опалення, кондиціонування або припливно-витяжною вентиляцією відповідно до СНиП 2.04.05-91.

Згідно з ДНАОП 0.00-1.31-99 площу приміщень визначають із розрахунку, що на одне робоче місце вона має становити не менше ніж 6 м^2 , а об'єм не менше ніж 20 м^3 з урахуванням максимальної кількості осіб, які одночасно працюють у зміні. Приміщення являє собою кімнату розміром $7 \times 5 \text{ м}$, висотою 4 м . Розмір дверного прорізу $1,5 \text{ м}$.

Площа й об'єм приміщення знаходимо по формулах:

$$S = ab, V = Sh,$$

де a – довжина, b – ширина, h – висота приміщення.

Маємо:

$$S = 7 \cdot 5 = 35 \text{ м}^2, V = 35 \cdot 4 = 140 \text{ м}^3$$

Зведемо нормативні та фактичні дані приміщення в таблицю 5.1.

Таблиця 4.1 — Параметри приміщення

Назва характеристика	Норматив	Фактично
Площа приміщення з розрахунку	$> 6 \text{ м}^2$	140 м^3
Об'єм приміщення з розрахунку на 1	$> 20 \text{ м}^3$	140 м^3
Висота приміщення	$3,5 - 4 \text{ м}$	4 м
Розміри дверей	$\geq 1,1 \cdot 1,8 \text{ м}$	$1,5 \cdot 2 \text{ м}$
Відстань від стіни зі стітловими прорізами до ВДТ	$\geq 1 \text{ м}$	$1,5 \text{ м}$

На підставі отриманих результатів можна зробити висновок, що геометричні розміри приміщення цілком відповідають нормативним вимогам.

Оздоблюють стіни, стелю, підлогу приміщення з матеріалів, які дозволені органами державного санітарно-епідеміологічного нагляду. Заборонено застосовувати полімерні матеріали (деревостружкові плити, шпалери, що можна мити, рулонні синтетичні матеріали, шаруватий паперовий пластик, тощо), що виділяють у повітря шкідливі хімічні речовини. За розміщенням робочих місць з ВДТ, ЕОМ потрібно витримувати такі відстані: від стін зі світловими прорізами не менше 1 м; між бічними поверхнями ВДТ не менше 1,2 м; між тильною поверхнею одного ВДТ та екраном іншого не менше 2,5 м; прохід між рядами робочих місць не менше 1 м. Робочі місця з ВДТ щодо світлових прорізів розміщують так, щоб природне світло падало збоку, переважно зліва. Екран ВДТ і клавіатура мають розміщуватися на оптимальній відстані від очей користувача, але не ближче 600 мм з урахуванням розміру алфавітно-цифрових знаків і символів. Розміщення екрана ВДТ має забезпечувати зручність зорового спостереження у вертикальній площині під кутом $\pm 30^\circ$ від лінії зору працівника.

Усі вище перераховані вимоги відповідають робочому приміщенню, де проводяться дослідження.

4.2.4 Відповідність параметрів мікроклімату в робочій зоні санітарним нормам

Для нормалізації мікроклімату, згідно з ДСН 3.3.6.042-99. «Державні санітарні норми параметрів мікроклімату у виробничих приміщеннях», приміщення з ЗОТ обладнане системою опалення, а також системою кондиціювання повітря з індивідуальним регулюванням температури та об'єму повітря, що подається, у відповідності до СНиП 2.04.05-91 «Отопление, вентиляция и кондиционирование». Для захисту від перегрівання в теплий період року та радіаційного охолодження — в зимовий, приміщення обладнане жалюзі і екранами.

На робочому місці роботи виконуються сидячи і не потребують фізичного напруження. Таким чином їх можна віднести

до категорії Ia, що охоплює види діяльності з витратами енергії до 120 ккал/год.

Відповідно до ДСН 3.3.6.042-99 «Державні санітарні норми параметрів мікроклімату у виробничих приміщеннях» та ГОСТ 12.005-88. «ССБТ. Общие санитарно-гигиенические требования к воздуху рабочей зоны» параметри мікроклімату, що нормуються: температура (t, C) і відносна вологість ($W, \%$) повітря, швидкість руху повітря ($V, м/с$).

Оптимальні та допустимі параметри мікроклімату для умов, що розглядаються (категорія робіт та період року) наведені в Табл. 5.2.

Таблиця 5.2 — Параметри мікроклімату

Період року	Оптимальні			Допустимі		
	t, C	$W, \%$	$V, м/с$	t, C	$W, \%$	$V, м/с$
Теплий	23-25	40-60	0,1	22-28	55	0,2-0,1
Холодний	22-24	40-60	0,1	21-25	75	$\leq 0,1$

Фактичні параметри мікроклімату в робочій зоні відповідають приведеним вище нормам ДСН 3.3.6.042-99.

4.2.5 Вимоги до освітлення робочих місць користувачів відеодисплейних терміналів персональних електронно-обчислювальних машин

Приміщення з ЕОМ повинні мати природне і штучне освітлення відповідно до ДБН В 2.5—28—2006. Природне світло повинно проникати через бічні світлопрорізи, зорієнтовані, як правило, на північ чи північний схід, і забезпечувати коефіцієнт природної освітленості не нижче 1,5 %. Розрахунки коефіцієнта природної освітленості проводяться відповідно до ДБН В.2.5—28— 2006. Приміщення з ВДТ, ЕОМ мають бути оснащені природним і штучним освітленням відповідно до ДБН В.2.5—28—2006. Природне освітлення має здійснюватись через світлові прорізи, які орієнтовані переважно на північ чи північний схід і обладнані регульовальними пристроями відкривання та жалюзями, завісками, зовнішніми козирками.

Приміщення має бічне природне та штучне освітлення, центральне водяне опалення. У приміщенні три вікна розміром 2 х 2,2 м. Штучне освітлення забезпечує чотири люмінесцентних світильники з лампами ЛБ-40, розміщених у ряд. Отже, усі вимоги до освітлення робочого місця відповідають параметрам освітлення приміщення, де проводяться дослідження.

4.2.6 Виробничий шум

Для умов, що розглядаються в проекті характеру роботи, який можна класифікувати як роботу програміста обчислювальної машини у лабораторії для теоретичних робіт та обробки даних, рівні шуму визначені ДСН 3.3.6.037—99. «Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку» та ГОСТ 12.1.003—83. «ССБТ. Шум. Общие требования безопасности». Допустимі рівні звуку і рівні звукового тиску в октавних смугах частот представлені у Таблицю 4.3.

Таблиця 4.3 — Допустимі рівні звукового тиску і рівні звуку для постійного (непостійного) широкопasmового (тонального) шуму

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих									Допустимий рівень звуку (дБ)
	31,5	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Інженер лабораторії	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Джерелами шуму в умовах робочого приміщення, що розглядається в роботі є вентилятори охолодження внутрішніх систем персонального комп'ютера (вентилятори блоку живлення, радіатора процесора та відеокарти) і система кондиціонування повітря.

Очікувані рівні звукового тиску і рівень звуку відповідно до шумових

характеристик цих джерел:

- рівень шуму, створюваний внутрішніми елементами персонального комп'ютера дорівнює 35 дБ;
- рівень шуму системи кондиціонування на низьких/високих частотах дорівнює 30 дБ.

Оскільки одержаний рівень (36.2 дБ) звуку не перевищує допустимих норм, умови робочого приміщення повністю відповідають існуючим санітарним вимогам.

4.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Безпека в надзвичайних ситуаціях регламентується ПЛАС. Основними складовими частинами ПЛАС є розробка технічних рішень та організаційних заходів щодо оповіщення, евакуації та дій персоналу у разі виникнення надзвичайних ситуацій, а також визначення основних заходів з пожежної безпеки.

4.3.1 *Обов'язки та дії персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації*

У разі виявлення ознак НС працівник, який їх помітив повинен:

- негайно повідомити про це засобами зв'язку органи ДСНС та пожежної охорони, вказати при цьому адресу, кількість поверхів, місце виникнення пожежі, наявність людей, а також своє прізвище;
- повідомити про НС керівника, адміністрацію, пожежну охорону підприємства;
- організувати оповіщення людей про НС;
- вжити заходів щодо евакуації людей та матеріальних цінностей;
- вжити заходів щодо ліквідації наслідків НС з використанням наявних засобів.

Керівник та пожежна охорона установи, яким повідомлено про виникнення пожежі, повинні:

- перевірити, чи викликані підрозділи ДСНС;

- вимкнути у разі необхідності струмоприймачі та вентиляцію;
- у разі загрози життю людей негайно організувати їх евакуацію, та їх рятування, вивести за межі небезпечної зони всіх працівників, які не беруть участь у ліквідації НС;
- перевірити здійснення оповіщення людей про НС;
- забезпечити дотримання техніки безпеки працівниками, які беруть участь у ліквідації НС;
- організувати зустріч підрозділів ДСНС та Державної пожежної охорони, надати їм допомогу у локалізації і ліквідації НС.

Після прибуття на НС підрозділів ДСНС та пожежної охорони повинен бути забезпечений безперешкодний доступ їх до місця, де виникла НС.

4.3.2 Вимоги щодо організації ефективної роботи системи оповіщення персоналу при надзвичайних ситуаціях

Для підвищення безпеки в надзвичайних ситуаціях (НС) пропонується встановлення системи оповіщення (СО) виробничого персоналу. Оповіщення виробничого персоналу у разі виникнення НС, наприклад при пожежі, здійснюється відповідно до вимог НАПБ А.01.003-2009.

Оповіщення про НС та управління евакуацією людей здійснюється одним з наступних способів або їх комбінацією:

- поданням звукових і (або) світлових сигналів в усі виробничі приміщення будівлі з постійним або тимчасовим перебуванням людей;
- трансляцією текстів про необхідність евакуації, шляхи евакуації, напрямки руху й інші дії, спрямовані на забезпечення безпеки людей;
- трансляцією спеціально розроблених текстів, спрямованих на запобігання паніці й іншим явищам, що ускладнюють евакуацію;
- ввімкненням евакуаційних знаків "Вихід";
- ввімкненням евакуаційного освітлення та світлових покажчиків напрямку евакуації;
- дистанційним відкриванням дверей евакуаційних виходів;

Як правило, СО вмикається автоматично від сигналу про пожежу, який

формується системою пожежної сигналізації або системою пожежогасіння. Також з приміщення оперативного (чергового) персоналу СО (диспетчера пожежного поста) слід передбачати можливість запуску СО вручну, що забезпечує надійну роботу СО не тільки при пожежі, а і у разі виникнення будь-якої іншої НС.

Згідно з вимогами ДБН В.1.1-7-2002 необхідно забезпечити можливість прямої трансляції мовленнєвого оповіщення та керівних команд через мікрофон для оперативного реагування в разі зміни обставин або порушення нормальних умов евакуації виробничого персоналу.

Оповіщення виробничого персоналу про НС /пожежу/ здійснюється за допомогою світлових та/або звукових оповіщувачів — обладнуються всі виробничі приміщення.

СО повинна розпочати трансляцію сигналу оповіщення про НС (пожежу), не пізніше трьох секунд з моменту отримання сигналу про НС (пожежу).

Пульти управління СО необхідно розміщувати у приміщенні пожежного поста, диспетчерської або іншого спеціального приміщення (в разі його наявності). Ці приміщення повинні відповідати вимогам пунктів ДБН В.2.5-56-2014 "Інженерне обладнання будинків і споруд. Пожежна автоматика будинків і споруд".

Кількість звукових та мовленнєвих оповіщувачів, їх розміщення та потужність повинні забезпечувати необхідний рівень звуку в усіх місцях постійного або тимчасового перебування виробничого персоналу.

Звукові оповіщувачі повинні комбінуватися зі світловими, які працюють у режимі спалахування, у таких випадках:

- у приміщеннях, де люди перебувають у шумозахисному спорядженні;
- у приміщеннях з рівнем шуму понад 95 дБ.

Допускається використовувати евакуаційні світлові покажчики, що автоматично вмикаються при отриманні СО командного імпульсу про початок оповіщення про НС /пожежу/ та (або) аварійному припиненні

живлення робочого освітлення.

Вимоги до світлових показників "Вихід" приймаються відповідно до ДБН В.2.5-28-2006 "Інженерне обладнання будинків і споруд. Природне і штучне освітлення".

СО в режимі "Тривога" повинна функціонувати протягом часу, необхідного для евакуації людей з будинку, але не менше 15 хвилин.

Вихід з ладу одного з оповісчувачів не повинен призводити до виведення з ладу ланки оповісчувачів, до якої вони під'єднанні.

Електропостачання СО здійснюється за І категорією надійності згідно з "Правилами устро́йства електроустановок" (ПУЕ) від двох незалежних джерел енергії: основного — від мережі змінного струму, резервного — від акумуляторних батарей тощо.

Перехід з основного джерела електропостачання на резервний та у зворотному напрямку в разі відновлення централізованого електропостачання повинен бути автоматичним.

Тривалість роботи СО від резервного джерела енергії у черговому режимі має бути не менш 24 годин.

Тривалість роботи СО від резервного джерела енергії у режимі "Тривога" має бути не менше 15 хвилин.

Звукові оповісчувачі повинні відповідати вимогам ДСТУ EN 54-3:2003 "Системи пожежної сигналізації. Частина 3. Оповісчувачі пожежні звукові".

Світлові оповісчувачі, які працюють у режимі спалахування, повинні бути червоного кольору, мати частоту мигтіння в межах від 0,5 Гц до 5 Гц та розташовуватись у межах прямої видимості з постійних робочих місць.

4.3.3 Пожежна безпека

Відповідно до НАПБ Б.03.002-2007 робоче приміщення лабораторії відноситься до категорії В по вибухопожежній небезпеці. Відповідно до ПУЕ (ДНАОП 0.00-1.32-01) клас робочих зон приміщення лабораторії по пожежонебезпеці — П-Іа. Можливими причинами пожежі в приміщенні є несправність електроустаткування, коротке замикання проводки, і

порушення протипожежного режиму (використання побутових нагрівальних приладів, паління). У зв'язку з цим, відповідно до вимог ПБЕ та ПУЕ, необхідно передбачити наступні заходи:

1. Ретельну ізоляцію всіх струмоведучих провідників до робочих місць, періодичний огляд та перевірку ізоляції.
2. Строге дотримання норм протипожежної безпеки на робочих місцях.
3. Відповідні організаційні заходи (заборона паління, інструктаж).

Приміщення обладнане чотирма пожежними датчиками типу ДТЛ (площа, що знаходиться під захистом одного датчика, становить 15 м^2), відстань між датчиками рівна 4 м, що відповідає нормам ДБНВ 2.5-56-2014. Відповідно до ГОСТ 12.4.009-75 й ISO 3941-77 для гасіння пожежі в робочому приміщенні лабораторії (клас пожежі „Е” — наявність електрообладнання під напругою) використовуються два вогнегасники вуглекислотно-брометиленові ОУБ-3. Вибір вогнегасної речовини ґрунтується на тому, що у вогні можуть опинитись електричні пристрої, що знаходяться під напругою.

Таким чином, кількість, розміщення й вміст первинних засобів гасіння пожеж цілком задовольняють всім вимогам ДСТУ 3675-98 й ISO 3941-77. Крім того, у коридорі є 2 пожежних крана і ящик з піском. Дотримано усіх заходів безпеки відповідно до ГОСТ 12.3.019-80 і НАПБ А.01.001-2004 «Правила пожежної безпеки в Україні».

Дотримано усі вимоги ДБН В.1.1-7-2003 та СНиП 2.09.02-85 по вогнестійкості будинку і ширині евакуаційних проходів і виходів із приміщень назовні. Значення основних параметрів шляхів евакуації приведені в Таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 — Характеристики і норми евакуаційних виходів

Параметр	Фактичне значення	Норма
Висота дверних прорізів	2 м	Не менше 2 м
Ширина дверних прорізів	1,5 м	Не менше 0,8 м

Ширина проходу для евакуації	Більше 1,5 м	Не менше 1 м
Ширина коридору	3 м	Не менше 2 м
Число виходів з коридору	2 м	Не менше 2
Ширина сходової клітки	1,5 м	Не менше 1 м
Висота поруччя сходів	1 м	Не менше 0,9 м

Криницький, М. Р. РІ-71МП, 2018

5 РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Даний розділ має на меті проведення маркетингового аналізу стартап проекту задля визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямів реалізації цього впровадження.

5.1 Опис ідеї проекту

В межах цього підрозділу аналізується зміст ідеї, можливі напрямки застосування, основні вигоди які може отримати користувач товару та відмінності від існуючих аналогів та замінників.

Таблиця 5.1 — Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Оптимальний метод обробки фотоплетизмограми для виявлення деяких видів аритмії	Виробництво	Більш дешевий та простий для використання пристрій з датчиком фотоплетизмограми в порівнянні з холтером
	Наука	Якісне дослідження параметрів фотоплетизмограми

Основним конкурентом розроблюваному проекту є холтер, який дозволяє знімати ЕКГ. Холтер дозволяє виконувати ті ж речі, що і розроблюваний метод в дисертації, але для використання тільки треба носимий пристрій з датчиків фотоплетизмограми. Наприклад фітнес-браслет.

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

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	Концепції конкурентів		W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Холтер			
1.	Простота					
2.	Дешевизна					
3.	Швидкодія					

5.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу проводиться аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту.

Для реалізації цього проекту потрібно вибрати мову програмування чи середовище програмування. Оглянуто три варіанта:

1. Mathcad — система комп'ютерної алгебри з класу систем автоматизованого проектування, орієнтована на підготовку інтерактивних документів з обчисленнями і візуальним супроводженням, відрізняється легкістю використання і застосування для колективної роботи.
2. Мова програмування C++ — мова програмування високого рівня з підтримкою кількох парадигм програмування: об'єктно-орієнтованої, узагальненої та процедурної.
3. Мова програмування Python — це інтерпретована мова високого рівня програмування для загального програмування.

Таблиця 5.3 — Технологічна здійсненність проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Оптимальний метод обробки фотоплетизмограми для виявлення деяких видів аритмії	Mathcad	Так	Так
2		C++	Так	Так
3		Python	Ні	Так
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: Python				

Даний проект можливо реалізувати і в якості технологічного шляху обрано Python через наявність у автора проекту знань у мові програмування Python. На мові Python є багато бібліотек для реалізації математичних моделей та побудови графіків різного типу.

5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

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

Таблиця 5.4 — Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	1
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	Невідомий
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Невідома
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Існують
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	Невідома

За результатами аналізу важно зробити висновок щодо привабливості для входження за попереднім оцінюванням. Визначимо потенційні групи клієнтів.

Таблиця 5.5 — Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Оптимальний метод обробки фотоплетизмограми для виявлення деяких видів аритмії	Науковці, розробники носимих пристроїв	Невідомі. Треба краще розібратись з сегментацією ринка	Точність, швидкість обрахунку, адекватність результату

Проведемо аналіз ринкового середовища: складемо таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають.

Таблиця 5.6 — Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Новий пристрій який так само доступний та дешевий	Вихід на ринок медичинських пристроїв нового пристрою який потенційно кращий	Введення нового функціоналу.

Таблиця 5.7 — Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Новий функціонал у проекті що розробляється	Перенесення алгоритму на пристрій	Розроблення цього функціоналу

Проведемо аналіз пропозиції: визначимо загальні риси конкуренції на ринку.

Таблиця 5.8 — Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Вказати тип конкуренції - монополія	Багато підприємств по усьому світу	Значний
2. За рівнем конкурентної боротьби - національний	Дані підприємства відомі по усьому світу	Значний
3. За галузевою ознакою - міжгалузева	Конкуренція виконується в рамках однієї галузі	Значний
4. Конкуренція за видами товарів: невідомо		
5. За характером конкурентних переваг - цінова	Товар має дуже високу вартість	Значний
6. За інтенсивністю: невідомо		

Проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції у галузі.

Таблиця 5.9 — Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналі-	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
-----------------	---------------------------	-----------------------	---------------	---------	------------------

зу	Виробники холтерів	Оптимальний метод обробки фотоплетизмограми	Невідомо	Невідомо	Невідомо
Висновки:	Маючі майже монопольне положення на ринку розробники цього ПЗ не буде приділяти уваги розробці	Є можливість виходу на ринок	Невідомо	Невідомо	Невідомо

За результатами аналізу можна зробити висновок, що працювати на даному ринку можна незважаючи на конкурентну ситуацію. Для поширення продукту він повинен володіти рядом факторів, які відрізняють його від існуючого конкурента.

Перелічимо фактори конкурентоспроможності.

Таблиця 5.10 — Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Простота	Пристрій для якого розроблявся метод простіший в використанні
2	Дешевизна	Поширюється безкоштовно і кожний має можливість користуватися
3	Швидкодія	Не потребує велику обчислювальну потужність

Проведемо аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту.

Таблиця 5.11 — Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Холтер						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Простота	20							
2	Дешевизна	18							
3	Швидкодія	16							

Проведемо SWOT-аналіз

Таблиця 5.12 — SWOT-аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Простота Дешевизна	Слабкі сторони: Невідома компанія Відсутність стартового капіталу
--	---

Швидкодія	
Можливості: Нові технології	Загрози: Продукти змінники

З огляду на SWOT-аналіз можна прийти до висновку що нема потреби розробляти альтернативи ринкового впровадження цього проекту.

5.4 Розробка ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку, а саме опис цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 5.14 — Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Науковці	Готові	Високий	Не значна конкуренція	Важко
2	Розробники носимих пристроїв с датчиком фотоплетизмограми	Готові	Високий	Велика конкуренція	Важко
Які цільові групи обрано: Науковці, розробники носимих пристроїв с датчиком фотоплетизмограми					

Для роботи в обраних сегментах ринку сформулюємо базову стратегію розвитку.

Таблиця 5.15 — Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції	Базова стратегія розвитку*
1	Диференційований маркетинг	Простота, дешевизна, швидкодія	Стратегія спеціалізації

Виберемо конкурентну поведінку

Таблиця 5.16 — Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на	Чи буде компанія шукати нових	Чи буде компанія копіювати основні	Стратегія конкурентної поведінки
-------	---------------------------------	-------------------------------	------------------------------------	----------------------------------

	ринку?	споживачів, або забирати існую- чих у конкурен- тів?	характеристики товару конкурен- та, і які?	ки*
1	Так	Ні	Ні	Заняття конкрет- ної ніші

Розробимо стратегію позиціонування, що полягає у формуванні ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проект.

Таблиця 5.17 — Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільо- вої аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкуренто- спроможні позиції власного стартап- проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Точність	Невідомо	Невідомо	Простота, дешевизна, швидкодія

5.5 Розробка маркетингової програми стартап-проекту

Сформуємо маркетингову концепцію товару, який отримає споживач.

Таблиця 5.18 — Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Оптимальний ме- тод обробки фото- плетизмограми для виявлення деяких видів аритмії	Добре підґрунтя для розвитку носи- мих пристроїв в діагностиці аритмії	Простота, дешевиз- на, швидкодія

Таблиця 5.19 — Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
I. Товар за задумом	Оптимальний метод обробки фотоплетизмограми для виявлення деяких видів аритмії
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики
	Простота, дешевизна, швидкодія
	Якість: стандарти, нормативи, параметри тестування
	Пакування: відсутнє
III. Товар із підкрі-	Марка: відсутнє
	До продажу: невідомо

пленням	Після продажу: невідомо
---------	-------------------------

Товар не буде якимось чином захищатись від копіювання та буде поширюватись як є.

Визначимо цінові межі, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на товар.

Таблиця 5.20 — Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	Безкоштовний	Від 2 тис. ум. од.	Немає	Безкоштовний

Визначимо оптимальну систему збуту

Таблиця 5.21 — Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Невідома	Вільний доступ до товару	Невідома	Вільний доступ

Розробимо концепцію маркетингових комунікацій

Таблиця 5.22 — Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Невідома	Інтернет, наукові публікації	Можливості проекту	Донести про можливість проекту	Донесення про можливість та сильні сторони проекту

5.6 Висновки за розділом

За результатами проведеного аналізу можна зробити висновок, що є можливість ринкової комерсализації проекту оскільки на ринку є попит на таку продукцію. Але оскільки метою цього проекту не є матеріальне збага-

чення, продукт буде поширюватись вільно, безкоштовно та без обмежень, то комерсализація проекту не має сенсу.

Криницький, М. Р. РІ-71МП, 2018

ВИСНОВКИ

В ході роботи було проаналізовано різні підходи до фільтрації сирого сигналу фотоплетізмограми. Серед них було вибрано найоптимальніший до відповідної задачі, виходячи із результатів досліджень інших вчених заявлених в джерелах. Була примінена анотація фільтрованого сигналу на різні не стандартні значення та розмітка Р-піків використовуючи алгоритм для розмітки який використовують для електрокардіограми. Також було зроблена фільтрація PP-інтервалів. Виходячи з цього було отримано якісні PP-інтервали для дослідження параметрів варіабельності серцевого ритму.

Отриманні результати дали змогу побудувати графіки скатерограми для сигналу фотоплетізмограми з аритмією та без аритмії. Це свідчить про те, що послідовні PP-інтервали значною мірою відрізняються один від одного. Таке явище свідчить про порушення серцевого ритму, тобто наявність аритмії.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological measurement*, vol. 28, no. 3, p. R1, 2007.
2. M. Lemay, M. Bertschi, J. Sola, P. Renevey, J. Parak, and I. Korhonen, "Application of optical heart rate monitoring," in *Wearable Sensors*, pp. 105–129, Elsevier, 2015. Available: <https://pdfs.semanticscholar.org/c999/f808598037ca5b3ee064b38310d9b59f2bf9.pdf> "[Online; accessed 15-Dec-2017]".
3. T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, "Wearable photoplethysmographic sensors—past and present," *Electronics*, vol. 3, no. 2, pp. 282–302, 2014. Available: <http://www.mdpi.com/2079-9292/3/2/282/html> "[Online; accessed 15-Dec-2017]".
4. J. G. Webster, *Design of pulse oximeters*. CRC Press, 1997.
5. A. G. Bonomi, F. Schipper, L. M. Eerikainen, J. Margarito, R. M. Aarts, S. Babaeizadeh, H. M. de Morree, and L. Dekker, "Atrial fibrillation detection using photo-plethysmography and acceleration data at the wrist," in *Computing in Cardiology Conference (CinC)*, 2016, pp. 277–280, IEEE, 2016.
6. Petterson, M. T.; Begnoche, V. L.; Graybeal, J. M. The effect of motion on pulse oximetry and its clinical significance. *Anesth. Analg.* 2007, 105 (Suppl. 6), S78–S84.
7. Gehring, H.; Hornberger, C.; Matz, H.; Konecny, E.; Schmucker, P. The effects of motion artifact and low perfusion on the performance of a new generation of pulse oximeters in volunteers undergoing hypoxemia. *Respir. Care* 2002, 47, 48–60.
8. Selvaraj, N.; Mendelson, Y.; Shelley, K.; Silverman, D.; Chon, K. Statistical approach for the detection of motion/noise artifacts in Photoplethysmogram. In *Proceedings of the 2011 33th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Boston, MA, USA, 30 August–3 September 2011; pp. 4972–4975.

9. Coifman, R.; Wickerhauser, M. Entropy-based algorithms for best basis selection. *IEEE Trans. Inf. Theory* 1992, 38, 713–718.
10. Vaseghi, S.V. *Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction*; John Wiley & Sons: Hoboken, NJ, USA, 2008.
11. Elgendi, M.; Norton, I.; Brearley, M.; Abbott, D.; Schuurmans, D. Systolic peak detection in acceleration photoplethysmograms measured from emergency responders in tropical conditions. *PLoS ONE* 2013, 8, e76585.
12. Teng, X.F.; Zhang, Y.T. Continuous and noninvasive estimation of arterial blood pressure using a photoplethysmographic approach. In *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Cancun, Mexico, 17–21 September 2003; pp. 3153–3156.
13. Raghuram, M.; Sivani, K.; Reddy, K.A. Use of complex EMD generated noise reference for adaptive reduction of motion artifacts from PPG signals. In *Proceedings of the International Conference on Electrical, Electronics, and Optimization Techniques (ICEEOT)*, Chennai, India, 3–5 March 2016; pp. 1816–1820.
14. Kim, B. S.; Yoo, S. K. Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2006, 53, 566–568. [CrossRef] [PubMed]
15. 15 нужно добавить про разние аритмії
16. Elgendi, M. Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals. *Bioeng* 3, 21 (2016).
17. Pengfei, W., Ruiwen, G., Jingmeng, Z. & Zhang, Y.T. In *International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*. 278-281 (2008).
18. Zhang, Q. et al. Cuff-less blood pressure measurement using pulse arrival time and a Kalman filter. *Journal of Micromechanics and Microengineering* 27, 024002 (2017).

19. Yongbo Liang, Mohamed Elgendi, Zhencheng Chen, Rabab Ward Analysis: An optimal filter for short photoplethysmogram signals (2018).
20. Akash Kumar Bhoi, Fingertip Pulse Wave (PPG signal) Analysis and Heart Rate Detection (2012)
21. Chengyu Liu, Liping Li, Lina Zhao, Dingchang Zheng, Peng Li A Combination Method of Improved Impulse Rejection Filter and Template Matching for Identification of Anomalous Intervals in RR Sequences (2018)
22. L. P. Li, J. Yang, C. Y. Liu, B. Li and C. C. Liu., "An impulse rejection filter based on moving window for artifact removal in R-R interval series," J. Optoe. Laser, 21: 1426-1430, 2010
23. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation. 1996 Mar 1; 93(5):1043-65.
24. Twenty-four hour time domain heart rate variability and heart rate: relations to age and gender over nine decades. Umetani K, Singer DH, McCraty R. 1998
25. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. Shaffer F, McCraty R, Zerr CL. Front Psychol. 2014
26. Heart rate variability and markers of inflammation and coagulation in depressed patients with coronary heart disease. Carney RM, Freedland KE, Stein PK, Miller GE, Steinmeyer B, Rich MW, Duntley SP J Psychosom Res. 2007
27. Armour J A. Neurocardiology: Anatomical and Functional Principles. Boulder Creek, CA: Institute of HeartMath; (2003)

ДОДАТОК А – ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ**ПОГОДЖЕНО**

керівник дипломної роботи

к.т.н., Тарабаров С. Б.

(дата) (підпис)

ЗАТВЕРДЖЕНО

завідувач кафедри

радіоконструювання та виробництва

радіоапаратури

д.т.н., проф. Нелін Є. А.

(дата) (підпис)

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ**НА МАГІСТЕРСЬКУ ДИСЕРТАЦІЮ****Оптимальний метод обробки фотоплетизмограми**

The optimal method of photoplethysmogram processing

Київ 2018

1 ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Підставою для виконання роботи є завдання на магістерську дисертацію.

2 Мета і призначення

Мета роботи: Розробити метод, який об'єднує в собі найкращі методи обробки сигналу фотоплетизмограми для подальшого аналізу з точки зору варіабельності серцевого ритму для первинного діагностування деяких вид аритмій.

Об'єкт дослідження: сигнал фотоплетизмограми.

Предмет дослідження: параметри варіабельності серцевого ритму.

3 Вихідні дані для проведення роботи

Photoplethysmography (PPG) system. Geert Langereis, 2010.

Signal processing techniques for cardiovascular monitoring applications using conventional. Dr J.-M. Vesin, Prof. V. Corino, 2018.

4 Вимоги до виконання

1. Проведення аналітичного огляду літератури за темою дисертації.
2. Виконати аналіз існуючих рішень
3. Дослідити природу сигналу фотоплетизмограми та варіабельності серцевого ритму.
4. Розробити програмне забезпечення з урахуванням отриманої інформації.

5 Етапи та термін виконання

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації
1	Отримання завдання	Вересень 2018 року
2	Аналіз вимог завдання, вибір методів і засобів	Вересень 2018 року

	розв'язання поставленої задачі	
3	Аналітичний огляд	Жовтень 2018 року
4	Основи роботи з сигналом фотоплетизмограми	Жовтень 2018 року
5	Розробка оптимального методу обробки аналізу сигналу фотоплетизмограми	Листопад 2018 року
6	Експериментальне дослідження методу виявлення розладів серцевого ритму	Листопад 2018 року
7	Оформлення магістерської дисертації	Грудень 2018 року
8	Підготовка до захисту та отримання допуску до захисту та подача роботи в ДЕК	Грудень 2018 року

6 Очікувані результати та порядок реалізації

6.1 Аналіз можливості застосування різних методів для обробки сигналу фотоплетизмограми.

6.2 Програмне забезпечення, що дозволить оптимально обробляти сигнал фотоплетизмограми на мові програмування Python.

6.3 Експериментальне дослідження стану людини для виявлення аритмії

7 Матеріали які подаються по закінченню дисертації

7.1 Завдання на магістерську дисертацію;

7.2 Технічне завдання;

7.3 Пояснювальна записка;

7.4 Презентація;

8 Порядок приймання дисертації та її етапів

8.1 Поетапне узгодження з керівником;

8.2 Представлення кафедри;

8.3 Захист перед екзаменаційною комісією;

9 Вимоги до розробленої документації

1. ДСТУ 3008-2015. Інформація та документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура та правила оформлювання.

10 Приблизний зміст дисертації

Анотація двома мовами

Зміст

Вступ

- 1 Основи роботи з сигналом фотоплетизмограми
- 2 Розробка та обґрунтування методу обробки аналізу сигналу фотоплетизмограми для виявлення розладу серцевого ритму
- 3 Експериментальне дослідження модуля виявлення розладів серцевого ритму
- 4 Охорона праці
- 5 Розробка стартап-проекту

Виконавець

Науковий керівник

ДОДАТОК Б – ТЕЗИ ДОПОВІДІ

Криницький, М. Р. РІ-71МП, 2018

Криницький, М. Р. РІ-71МП, 2018

ДОДАТОК В – КОД ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

```

import wfdb

record2 = wfdb.rdsamp('/Users/apple/Desktop/maxik/dataset_ppg2/bidmc01')

test = np.array(record2[0])

plt.plot(test[5000:7000, 1])
indices

array([ 4, 83, 164, 244, 324, 401, 481, 560, 640, 718, 799, 879, 958])

test_sample.shape

(1000,)

record2

(array([[8.79696036e-02, 3.03030930e-01, 4.49512784e-01, ...,
        7.21569653e-01, 1.07170464e+01, 1.01108297e+02],
       [8.60164190e-02, 2.98142091e-01, 4.49512784e-01, ...,
        7.21569653e-01, 1.07561586e+01, 9.91522905e+01],
       [8.40632344e-02, 2.93253253e-01, 4.49512784e-01, ...,
        7.25493196e-01, 1.08343830e+01, 9.73923104e+01],
       ...,
       [9.38444166e-02, 7.12606004e-01, 6.09601347e-01, ...,
        5.50983510e-01, 1.34940115e+01, 7.04045291e+01],
       [9.38444166e-02, 7.03812944e-01, 8.20197912e-01, ...,
        3.54899511e-01, 1.34940115e+01, 7.00135408e+01],
       [9.28678243e-02, 6.94035267e-01, 9.90151978e-01, ...,
        1.78433230e-01, 1.34940115e+01, 6.98175139e+01]]),
 {'base_date': None,
  'base_time': None,
  'comments': ['<age>: 64 <sex>: F <location>: micu <source>: https://physion
et.org/physiobank/database/mimic2wdb/matched/s03386/ <data segment>: 2577-08-
02-01-41<modifications>: this is not a verbatim copy of an original file. Ple
ase see the accompanying LICENSE.txt file for further details.'],
  'fs': 125,
  'n_sig': 7,
  'sig_len': 60001,
  'sig_name': ['RESP,', 'PLETH,', 'II,', 'V,', 'AVR,', 'CVP,', 'ART,'],
  'units': ['pm', 'NU', 'mV', 'mV', 'mV', 'mmHg', 'mmHg']})

import peakutils
import scipy.signal as signal

%matplotlib tk

```

In [88]:

In [93]:

In [155]:

Out[100]:

In [104]:

Out[104]:

In [320]:

Out[320]:

In [119]:

In [161]:

In [168]:

```
plt.rcParams["figure.figsize"] = (20,7)
```

In [268]:

```
noizy_samples = []
denoized_samples = []
```

In [329]:

```
del noizy_samples[-1]
del denoized_samples[-1]
```

In [330]:

```
len(noizy_samples)
```

Out[330]:

```
3
```

In [327]:

```
180*125
```

Out[327]:

```
22500
```

In [336]:

```
record2 = wfdb.rdsamp('/Users/apple/Desktop/maxik/dataset_ppg2/bidmc07')
test = np.array(record2[0])
test_sample = test[0:22500, 1]
noize = np.random.normal(0.02, 0.009, len(test_sample))
indices = peakutils.indexes(test_sample, thres=0.5, min_dist=50)
noize_sig = test_sample+noize+band_limited_noise(0.0001, 0.0007, samples=len(
test_sample))*120
#noizy_samples.append(noize_sig)
#denoized_samples.append(test_sample)
#plt.plot(noize_sig)
plt.plot(test_sample, color='orange')
#plt.plot(test_sample+noize)
#plt.plot(signal.detrend(test_sample))
plt.xticks(range(0, 22625, 625), range(0, 185, 5))
plt.xlabel('Time, s')
plt.ylabel('Relative units, NU')
for i in indices:
    plt.plot(i, test_sample[i], color='r', marker='o')
plt.show()
```

```
fig = plt.figure(figsize=(20,16))
for i in range(1, len(denoized_samples)+1):
    #print len(noizy_samples[i])
    ax = fig.add_subplot(3,1,i)
    indices = peakutils.indexes(denoized_samples[i-1], thres=0.5, min_dist
=50)
    ax.plot(denoized_samples[i-1], color='orange')
    for j in indices:
        ax.plot(j, denoized_samples[i-1][j], color='r', marker='o')
    ax.title.set_text('Example '+str(i))
    ax.set_xlabel('Time, s')
    ax.set_xticks(range(0, 2525, 125))
    ax.set_xticklabels(range(21))
    ax.set_ylabel('Relative units, NU')
```

```
denoized_samples[2]
```

Out[337]:

```
array([0.41740064, 0.46823257, 0.51906451, ..., 0.45356606, 0.50048521,
       0.54252408])
```

In [359]:

```
plt.plot(list(denoized_samples[2][:77]) +
list(signal.resample(denoized_samples[2][78:244], 80)) +
list(denoized_samples[2][245:]))
```

Out[359]:

```
[<matplotlib.lines.Line2D at 0x160b486d0>]
record2 = wfdb.rdsamp('/Users/apple/Desktop/maxik/dataset_ppg2/bidmc17')
test = np.array(record2[0])
test_sample = test[6000:9500, 1]
noise = np.random.normal(0.02, 0.009, len(test_sample))
indices = peakutils.indexes(test_sample, thres=0.4, min_dist=30)
noise_sig = test_sample+noise+band_limited_noise(0.0001, 0.0007, samples=len(
test_sample))*120
#noisy_samples.append(noise_sig)
#denoized_samples.append(test_sample)
#plt.plot(noise_sig)
plt.plot(test_sample, color='orange')
#plt.plot(test_sample+noise)
#plt.plot(signal.detrend(test_sample))
#plt.xticks(range(0, 22625, 625), range(0, 185, 5))
#plt.xlabel('Time, s')
plt.ylabel('Relative units, NU')
for i in indices:
    plt.plot(i, test_sample[i], color='r', marker='o')
plt.show()
arrh_samples = []
```

In [604]:

```
arrh_samples.append(new_test_arrh)
```

In [605]:

```
len(arrh_samples)
```

Out[605]:

```
3
```

In [563]:

```
new_test_arrh = list(test_sample[:973]) + list(signal.resample(test_sample[97
4:1164], len(test_sample[974:1164])/2)) + list(test_sample[1165:])
```

In [603]:

```
plt.plot(new_test_arrh)
```

Out[603]:

```
[<matplotlib.lines.Line2D at 0x17c7f03d0>]
new_test_arrh = list(new_test_arrh[:2305]) + list(signal.resample(new_test_ar
rh[2306:2482], len(new_test_arrh[2306:2482])/2)) + list(new_test_arrh[2483:])
```

In [601]:

```
plt.plot(new_test_arrh[2306:2482])
signal.resample(denoized_samples[2][78:244], 80)
```

Out[566]:

```
array([0.26162929, 0.3052661 , 0.37513152, 0.46850892, 0.56877063,
       0.64657143, 0.69718222, 0.72745227, 0.74127195, 0.74068783,
       0.73418694, 0.71986058, 0.70114223, 0.67645181, 0.64737056,
       0.61433003, 0.57367097, 0.5327332 , 0.49565111, 0.46733451,
```

```

0.44932864, 0.43863025, 0.43097102, 0.4257421 , 0.42165694,
0.4157749 , 0.41002781, 0.40361628, 0.39341333, 0.38235983,
0.36983697, 0.35819704, 0.34836536, 0.33992311, 0.3295994 ,
0.32067782, 0.31134315, 0.30229164, 0.29202477, 0.28386544,
0.28508625, 0.32590127, 0.41301833, 0.52603678, 0.61889175,
0.68200921, 0.72738131, 0.75104961, 0.76124783, 0.75852563,
0.74804307, 0.72980744, 0.70740324, 0.67991653, 0.64751401,
0.60840142, 0.56941232, 0.53071909, 0.49290294, 0.4639731 ,
0.44355149, 0.43007924, 0.42226323, 0.41632552, 0.40950267,
0.40109337, 0.39065754, 0.37763143, 0.36543275, 0.35349778,
0.34039859, 0.32689613, 0.31484905, 0.30312293, 0.29305087,
0.28582874, 0.27685358, 0.26905971, 0.26072477, 0.24940001])
In [616]:

len(arrh_samples[2])
Out[616]:

3106
In [633]:

fig = plt.figure(figsize=(20,16))
for i in range(1, len(arrh_samples)+1):
    #print len(noisy_samples[i])
    noise = np.random.normal(0.02, 0.009, 2500)
    ax = fig.add_subplot(3,1,i)
    indices = peakutils.indexes(np.array(arrh_samples[i-1][:2500], thres=0.3
, min_dist=30)
#     ax.plot(np.array(arrh_samples[i-1][:2500]) +
#             np.array(noise) +
#             np.array(band_limited_noise(0.0001, 0.0008, samples=2500))*120,
color='green')
    ax.plot(arrh_samples[i-1][:2500], color='orange')
    for j in indices:
        ax.plot(j, arrh_samples[i-1][j], color='r', marker='o')
    ax.title.set_text('Example '+str(i))
    ax.set_xlabel('Time, s')
    ax.set_xticks(range(0, 2525, 125))
    ax.set_xticklabels(range(21))
    ax.set_ylabel('Relative units, NU')
np.savetxt('arrhythmia_samples.csv', [i[:2500] for i in arrh_samples])
In [637]:

np.savetxt('non_arrhythmia_samples.csv', denoized_samples)
In [621]:

fig = plt.figure(figsize=(20,16))
for i in range(1, len(arrh_samples)+1):
    #print len(noisy_samples[i])
    ax = fig.add_subplot(3,1,i)
    indices = peakutils.indexes(np.array(arrh_samples[i-1][:2500], thres=0.3
, min_dist=30)
    ax.plot(arrh_samples[i-1][:2500], color='orange')
#     for j in indices:
#         ax.plot(j, arrh_samples[i-1][j], color='r', marker='o')
    ax.title.set_text('Example '+str(i))

```

```

ax.set_xlabel('Time, s')
ax.set_xticks(range(0, 2525, 125))
ax.set_xticklabels(range(21))
ax.set_ylabel('Relative units, NU')
def signal_preprocessing_fir(raw_signal):

    # first stage of filtering
    n = 1000
    cutoff_low = 0.001 / 125.0
    cutoff_high = 50.0 / 125.0
    b = signal.firwin(n, cutoff=[cutoff_low, cutoff_high], window='blackman',
pass_zero=False, nyq=1.2)
    a = 1
    filtered_signal_v1 = signal.lfilter(b, a, raw_signal)

    # delete unused part of ECG record
    filtered_signal_v1 = filtered_signal_v1[int((n - 1) / 2):len(filtered_sig
nal_v1)]

    return filtered_signal_v1

```

In [234]:

```

plt.plot(signal_preprocessing_fir(noize_sig))
band_limited_noise(0.0001, 0.0005, samples=len(test_sample))*1000

```

Out[202]:

```

array([-0.54477654, -0.54624722, -0.54771444, ..., -0.5403439 ,
       -0.54182488, -0.54330242])

```

In [177]:

```

def fftnoise(f):
    f = np.array(f, dtype='complex')
    Np = (len(f) - 1) // 2
    phases = np.random.rand(Np) * 2 * np.pi
    phases = np.cos(phases) + 1j * np.sin(phases)
    f[1:Np+1] *= phases
    f[-1:-1-Np:-1] = np.conj(f[1:Np+1])
    return np.fft.ifft(f).real

def band_limited_noise(min_freq, max_freq, samples=1024, samplerate=1):
    freqs = np.abs(np.fft.fftfreq(samples, 1/samplerate))
    f = np.zeros(samples)
    idx = np.where(np.logical_and(freqs>=min_freq, freqs<=max_freq))[0]
    f[idx] = 1
    return fftnoise(f)

```

In [178]:

Out[178]:

```

array([ 0.05109584,  0.00539986, -0.02481439, ..., -0.00669957,
       -0.02378049, -0.00648356])

```

In [193]:

```

plt.plot(band_limited_noise(0.0001, 0.0005, samples=len(test_sample)))

```

Out[193]:

```

test_sample = test[25000:47500, 1]
indices = peakutils.indexes(test_sample, thres=0.5, min_dist=0.1)
plt.plot(test_sample)
plt.plot(signal.detrend(test_sample))
for i in indices:
    plt.plot(i, test_sample[i], color='r', marker='o')
plt.show()

```

```

from biosppy.signals import ecg
from matplotlib.patches import Ellipse

```

In [57]:

```
%matplotlib inline
```

In [21]:

```
tmp_res = ecg.ecg(data['screenings'][0]['cardiogram'], sampling_rate=500 )
```

In [26]:

```
tmp_rrs = np.diff(tmp_res['rpeaks']/500.)
```

In [78]:

```
predictions = ['good']*len(not_arh_data)
```

```
coef = 100
```

```
WINDOW = 50
```

```
STEP = 1
```

```

for i in range((len(not_arh_data)-WINDOW)/STEP):
    current_segment = not_arh_data[i*STEP:i*STEP+WINDOW]
    cur_median = np.median(current_segment)
    no_median_segment = np.abs(np.array(current_segment) - cur_median)
    d = no_median_segment / (1.483*np.median(no_median_segment))
    big_d = np.power(d, 3) * np.power(np.log2(d), 3)
    big_d = np.nan_to_num(big_d)

```

```
    for j in range(WINDOW):
```

```
        if big_d[j] > coef:
```

```
            predictions[i*STEP+j] = 'bad'
```

```

/Users/apple/.local/lib/python2.7/site-packages/ipykernel/__main__.py:11: Run
timeWarning: divide by zero encountered in log2

```

```

/Users/apple/.local/lib/python2.7/site-packages/ipykernel/__main__.py:11: Run
timeWarning: invalid value encountered in multiply

```

In [76]:

```
res_tmp_rrs = []
```

```
for i in range(len(predictions)):
```

```
    if predictions[i] == 'good':
```

```
        res_tmp_rrs.append(tmp_rrs[i])
```

In [79]:

```
not_arh_rmp = []
```

```
for i in range(len(predictions)):
```

```
    if predictions[i] == 'good':
```

```
        not_arh_rmp.append(not_arh_data[i])
```

In [85]:

```
plt.figure(figsize=(20,8))
```

```
plt.plot(res_tmp_rrs, color='green')
```

```
plt.xlabel('Number, n')
```

```
plt.ylabel('Length, s')
```

```

plt.figure(figsize=(20,8))
plt.plot(tmp_rrs)
plt.xlabel('Number, n')
plt.ylabel('Length, s')
plt.figure(figsize=(20,8))
plt.plot(not_arh_data)
plt.xlabel('Number, n')
plt.ylabel('Length, s')
sdnn_ftrs = get_poincare_plot_features(res_tmp_rrs)
sd1 = sdnn_ftrs['sd1']
sd2 = sdnn_ftrs['sd2']
mean_nni = np.mean(res_tmp_rrs)
fig = plt.figure(figsize=(12, 12))
ax = fig.add_subplot(111)
ax.scatter(res_tmp_rrs[1:], res_tmp_rrs[:-1])
plt.title('Poincare / Lorentz Plot', fontsize=20)
plt.xlabel('RR_n, s', fontsize=15)
plt.ylabel('R_n+1, s', fontsize=15)
plt.xlim(min(tmp_rrs) - 0.1, max(tmp_rrs) + 0.1)
plt.ylim(min(tmp_rrs) - 0.1, max(tmp_rrs) + 0.1)

ells = Ellipse(xy=(mean_nni, mean_nni), width=2 * sd2 + 1,
               height=2 * sd1 + 1, angle=45, linewidth=2,
               fill=False)
ax.add_patch(ells)

ells = Ellipse(xy=(mean_nni, mean_nni), width=2 * sd2,
               height=2 * sd1, angle=45)
ells.set_alpha(0.5)
ells.set_facecolor("blue")
ax.add_patch(ells)

# Arrow plot settings
sd1_arrow = ax.arrow(mean_nni, mean_nni, -sd1 * np.sqrt(2) / 2, sd1 * np.s
                    linewidth=3, ec='r', fc="r", label="SD1")
sd2_arrow = ax.arrow(mean_nni, mean_nni, sd2 * np.sqrt(2) / 2, sd2 * np.s
                    linewidth=3, ec='g', fc="g", label="SD2")

plt.legend(handles=[sd1_arrow, sd2_arrow], fontsize=12, loc="best")
sdnn_ftrs = get_poincare_plot_features(not_arh_rmp)
sd1 = sdnn_ftrs['sd1']
sd2 = sdnn_ftrs['sd2']
mean_nni = np.mean(not_arh_rmp)
fig = plt.figure(figsize=(12, 12))
ax = fig.add_subplot(111)
ax.scatter(not_arh_rmp[1:], not_arh_rmp[:-1])
plt.title('Poincare / Lorentz Plot', fontsize=20)
plt.xlabel('RR_n, s', fontsize=15)
plt.ylabel('R_n+1, s', fontsize=15)
plt.xlim(min(tmp_rrs) - 0.1, max(tmp_rrs) + 0.1)
plt.ylim(min(tmp_rrs) - 0.1, max(tmp_rrs) + 0.1)

ells = Ellipse(xy=(mean_nni, mean_nni), width=2 * sd2 + 1,
               height=2 * sd1 + 1, angle=45, linewidth=2,
               fill=False)
ax.add_patch(ells)

ells = Ellipse(xy=(mean_nni, mean_nni), width=2 * sd2,
               height=2 * sd1, angle=45)

```

```
ells.set_alpha(0.5)
ells.set_facecolor("blue")
ax.add_patch(ells)

# Arrow plot settings
sd1_arrow = ax.arrow(mean_nni, mean_nni, -sd1 * np.sqrt(2) / 2, sd1 * np.s
qrt(2) / 2,
                    linewidth=3, ec='r', fc="r", label="SD1")
sd2_arrow = ax.arrow(mean_nni, mean_nni, sd2 * np.sqrt(2) / 2, sd2 * np.sq
rt(2) / 2,
                    linewidth=3, ec='g', fc="g", label="SD2")
plt.legend(handles=[sd1_arrow, sd2_arrow], fontsize=12, loc="best")
```