

# ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломного проекту (роботи)

**магістр**

(освітній (освітньо-кваліфікаційний) рівень)

на тему:

**Метод оцінювання функціонального стану людини  
для первинного діагностування аритмій**

Виконав: студент (ка) 6 курсу, групи РБм-61  
напряму підготовки (спеціальності) \_\_\_\_\_

**163 «Біомедична інженерія»**

(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)

\_\_\_\_\_ **Гураль А.Б.**  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник \_\_\_\_\_ **Яворська Є.Б.**  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль \_\_\_\_\_ **Дедів Л.Є.**  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент \_\_\_\_\_  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України  
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя  
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

Кафедра Біотехнічних систем

Освітньо-кваліфікаційний рівень Магістр

Напрямок підготовки - \_\_\_\_\_

(шифр і назва)

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва)

### ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри біотехнічних систем

Яворська Є.Б.

« \_\_\_\_\_ »

2019 р.

## ЗАВДАННЯ НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТУ

Гуралю Андрію Богдановичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Метод оцінювання функціонального стану людини  
для первинного діагностування аритмій

Керівник проекту (роботи) Яворська Є.Б., к.т.н., доц.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом по університету від «18» листопада 2019 року № 4/7-1041

2. Термін подання студентом проекту (роботи) \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до проекту (роботи) \_\_\_\_\_

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

## 6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Спеціальна частина</i>	<b>Яворська Є.Б., зав. каф. «Біотехнічні системи»</b>		
<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>	<b>Осухівська Г.М., зав. каф. «Комп'ютерні системи та мережі»</b>		
<i>Обг-ння економічної ефективності</i>	<b>Клепчик В.М., ст. викл. каф. «Обладнання харчових технологій»</b>		
<i>Екологія</i>	<b>Зварич Н.М., доц. каф. «Обладнання харчових технологій»</b>		

7. Дата видачі завдання

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Термін виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
	<i>Отримання завдання</i>		
	<i>Спеціальна частина</i>		
	<i>Обґрунтування економічної ефективності</i>		
	<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>		
	<i>Екологія</i>		
	<i>Оформлення пояснювальної записки</i>		
	<i>Оформлення графічної частини</i>		
	<i>Попередній захист</i>		
	<i>Захист</i>		

Студент

\_\_\_\_\_ (підпис)

Гураль А.Б.

\_\_\_\_\_ (прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)

\_\_\_\_\_ (підпис)

Яворська Є.Б.

\_\_\_\_\_ (прізвище та ініціали)

## АНОТАЦІЯ

Гураль Андрій Богданович. Метод оцінювання функціонального стану людини для первинного діагностування аритмій. – Рукопис.

Дипломна робота магістра за спеціальністю 163 – біомедична інженерія, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

Дипломну роботу магістра присвячено розробленню методу оцінювання функціонального стану людини для первинного діагностування аритмій.

В роботі анотовано фільтрований фотоплетизмографічний сигнал та проведено розмітку піків Р-інтервалів ЕКГ із використанням алгоритму розмітки. Досягнуто покращення якості досліджуваного сигналу шляхом фільтрації РР-інтервалограми, що уможливило підвищення точності результатів аналізу варіабельного серцевого ритму. За результатами побудовано скатерограми для фотоплетизмографічного сигналу із присутністю аритмії та в нормі. Зроблено висновок про те, що різниця між РР-інтервалами вказує на порушення серцевого ритму, тобто присутність аритмії.

Ключові слова: фотоплетизмографічний сигнал, враіабельність серцевої ритміки, аритмія.

## ANNOTATION

Hural A. A method of a human functional state analysis for the arrhythmias primary diagnosis. – Manuscript.

Master's thesis work on specialty 163 – biomedical engineering, Ternopil National Technical University named after Ivan Pul'uj, Тернопіль, 2019.

The master's thesis is devoted to the development of a method for assessing a person's functional status for the primary diagnosis of arrhythmias.

The annotated filtered photoplethysmographic signal was annotated and the ECG P-interval peaks were labeled using a markup algorithm. Improvement of the quality of the investigated signal was achieved by filtering the PP intervals, which made it possible to improve the accuracy of the results of the analysis of the variable heart rate. According to the results, scatograms for the photoplethysmographic signal with the presence of arrhythmia and normal were constructed. It is concluded that the difference between PP-intervals indicates a disturbance of the heart rhythm, ie the presence of arrhythmia.

Keywords: photoplethysmographic signal, cardiac arrhythmia, arrhythmia.



## ЗМІСТ

ВСТУП .....	8
РОЗДІЛ 1. АРТЕРІАЛЬНИЙ ТИСК: СТАНДАРТИ І МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ, ПОКАЗНИКИ .....	10
1.1 Вступні завваги .....	10
1.2 Методи вимірювання артеріального тиску .....	13
1.3. Визначення АТЛ у біомедичних системах .....	17
1.4 Вибір шляху досліджень .....	19
1.5 Висновки до розділу 1 .....	21
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ДАВАЧА АТЛ .....	23
2.1 Патентний пошук .....	23
2.2 Математичне моделювання давача АТЛ .....	25
2.3 Огляд відомих математичних моделей процесу формування АТЛ .....	31
2.4 Висновки до розділу 2 .....	34
РОЗДІЛ 3. ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ .....	35
3.1 Конструкції давача АТЛ .....	35
3.2 Конструкція пристрою моніторингу АТЛ .....	37
3.3. Висновки до розділу 3 .....	40
РОЗДІЛ 4. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА .....	41
4.1 Методика дослідження електричної активності серця .....	42
4.2 Обґрунтування вибору прикладного забезпечення для розв'язування наукової задачі .....	42
4.2 Висновки до розділу 4 .....	46
РОЗДІЛ 5. ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ .....	47
5.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи ..	47
5.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи	48
5.3 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи	54

5.4 Висновки до розділу 5 .....	58
<b>РОЗДІЛ 6. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....</b>	<b>59</b>
6.1 Охорона праці .....	59
6.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	61
6.3 Висновок до розділу 6 .....	63
<b>РОЗДІЛ 7. ЕКОЛОГІЯ .....</b>	<b>64</b>
<b>ВИСНОВКИ.....</b>	<b>69</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....</b>	<b>70</b>
<b>ДОДАТКИ.....</b>	<b>72</b>

## ВСТУП

Актуальність теми. За даними ВООЗ Україна є країною № 1 у Європі і № 2 в світі в рейтингу смертності від серцево-судинних захворювань. На відміну від інших європейських країн, де активно борються з цією проблемою, в Україні, це є причиною 67% летальних випадків (особливо серед чоловіків). Станом на 2030 рік пронозовано смертність близько 23,5 мільйона осіб.

До серцево-судинних захворювань належать – ішемічна хвороба серця (ІХС), інсульт, підвищений артеріальний тиск (гіпертонія), захворювання периферичної артерії, ревматична хвороба серця, вроджені захворювання серця і серцева недостатність. Найчастіше причиною таких захворювань є поведінка і звички людини: куріння, брак фізичної активності, неправильне харчування і надлишок алкоголю. Змінивши таку поведінку, людина зможе істотно знизити ризик серцево-судинних хвороб.

Одним із патологічних станів в роботі серцево-судинної системи є аритмія серця (порушення ритму серця), яка супроводжується наступними відхиленнями: зміна частоти серцевих скорочень (тахікардія, брадікардія); порушення провідності імпульса; поява несинусового ритму. Впровадження у клінічну практику методу холтерівського моніторування ЕКГ уможливило його використання для вивчення стану вегетативної регуляції серцевого ритму упродовж доби та за певні проміжки часу. Водночас, основні стандарти інтерпретації та клінічного використання показників серцевого ритму, підготовлені американськими та європейськими експертами у 1996 р., до цього часу не переглядалися.

Існує очевидна потреба у визначенні реального місця оцінки серцевого ритму серед інших відомих неінвазивних методів оцінки кардіального ризику, а також оптимального обсягу дослідження його.

Під час проведення фізіотерапевтичних процедур не завжди є можливість моніторування ЕКГ, оскільки завади, які виникають під час процедур стимуляційним впливом, по амплітуді перекривають корисний сигнал в його



спектральній області, тому аналіз ритму серця проводиться за даними фотоплетизмограми.

Завдяки застосуванню сучасної електронної компонентної бази в побудові клінічних біотехнічних систем метод фотоплетизмографії для дослідження периферичного кровотоку отримав подальший розвиток. Це, у першу чергу, виробництво недорогих випромінюючих світлодіодів червоного і інфрачервоного діапазонів і чутливих фотоприймачів. Потужність випромінювання світлодіодів є достатньою для реєстрації фотоплетизмографічного сигналу з високим співвідношенням сигнал / шум у всьому діапазоні оптичної щільності тканин, що містять пульсуючий судину, як при побудові давачів, які реєструють випромінювання, яке проходить через досліджувану ділянку тканин, наприклад, нігтьову фалангу пальця руки, так і реєструючих відбите випромінювання. Опрацювання фотоплетизмографічного сигналу з подальшим вимірюванням міжпульсових інтервалів уможливорює тривалий моніторинг зміни серцевого ритму за показниками якого проводиться оцінювання активності автономної регуляції з боку нервової системи і стан організму в цілому.

Дані фотоплетизмографії використовують при застосуванні біомедичних систем КАРДІОСЕНС (НТЦ „ХАІ-МЕДИКА”, м. Харків), DiaCard (АОЗТ „Сольвейг”, м. Київ), CARDIO-10DX (Pallar Ltd. Co, м. Вінниця), KARDi (УльтраМед, Росія), КАД-03 «КИГ» (ДНК и К, Росія), Medilog-Ex.(Oxford, Англія), Micro AM (Kontron, Франція). В роботі цих систем застосовують різноманітні методи, які відрізняються способом параметризації стаціонарної моделі для виявлення аритмій. У працях Драгана Я.П., Яворської Є.Б. використано стохастичний підхід до побудови математичної моделі ритмокардіосигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка на відміну від відомих враховує у своїй структурі поєднання властивостей періодичності із випадковістю, що дає змогу проаналізувати фазово-часову структуру сигналу для задач виявлення ранніх змін у функціонуванні серцево-судинної системи.

Наведені аргументи вказують на актуальність теми дипломної роботи магістра.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження є розроблення методу оцінювання функціонального стану людини для первинного діагностування аритмій.*

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

- проаналізувати відомі методи оцінювання функціонального стану людини для обґрунтування напрямку наукового дослідження;
- провести вибір оптимального методу для первинного діагностування аритмій;
- розробити алгоритм опрацювання серцевого ритму на базі відомих методів;
- провести експериментальну перевірку методу обробки;
- використати об'єктно-орієнтований підхід для первинної діагностики аритмії у людині.

*Об'єкт дослідження:* процес відбору фотоплетизмографічного сигналу

*Предмет дослідження:* метод та програмне забезпечення для оцінювання параметрів серцевого ритму.

*Методи дослідження* побудовано на базі методів математичного аналізу для обґрунтування розробленого методу. Для програмної реалізації алгоритмів опрацювання використано об'єктно-орієнтовану мову програмування Python.

Наукова новизна отриманих результатів. При розробленні оптимального методу обробки фотоплетизмограми використано об'єктно-орієнтований підхід, який уможливив покращення якості оцінювання функціонального стану людини.

Практичне значення одержаних результатів. Розроблений метод та його застосування комп'ютерних діагностичних системах уможливить покращення якості отриманих результатів та суттєво зменшить вартість процедури.

Апробація результатів дослідження. Викладені в дипломній роботі результати доповідалися і обговорювалися на II Міжнародній

студентській науково-технічній конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“ (м. Тернопіль, 2019 р.).

## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ

Використання методу фотоплетизмографії (ФПГ) для вивчення периферичного кровообігу в побудові приладів клінічного моніторингу отримало нові розробки в останні роки завдяки появі нової елементної бази електроніки. Це, насамперед, виробництво недорогих випромінюючих червоних та інфрачервоних світлодіодів та чутливих фотоприймачів. Потужність випромінювання світлодіодів виявилася достатньою для запису фотоплетизмографічного (ФП) сигналу з високим співвідношенням сигнал / шум у всьому діапазоні оптичної густини тканин, що містять пульсуючу судину, як при побудові давачів, які реєструють випромінювання, що проходить через досліджувану область тканини, наприклад, нігтьова фаланга пальця, і реєструючих відбите випромінювання [1].

Тривалий моніторинг зміни серцевого ритму (СР) з метою оцінювання активності автономної регуляції (нервова система) можливий за допомогою обробки ФПС із наступним вимірюванням міжпульсових інтервалів [2].

#### 1.1 Вступні завваги

Методика пульсоксиметрії, започаткована у 70-их роках, базується на використанні принципів ФПГ, які уможливають виділення артеріальної складової вибіркового поглинання світла для визначення насичення киснем артеріальної крові. Такого роду заміри уможливають використання спектрофотометрії для неінвазивного черезшкірного моніторингу рівня насичення артеріальної крові киснем. У відповідності із методикою ФПГ при дослідженні кровотоку на ділянці тканини відбувається її розташування таким чином, щоб світловий промінь проходив від джерела випромінювання до фотоприймача (див. рис. 1.1).

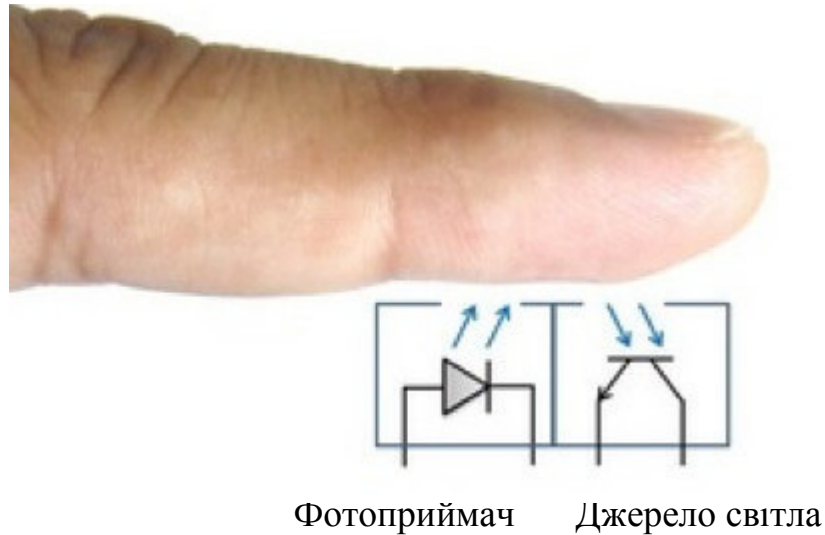


Рис. 1.1. Схематичне розміщення датчика для дослідження кровотоку фаланги

За законом Бугера-Ламберта-Бера, величина світлопоглинання буде пропорційною товщині шару поглинаючої речовини, т.т. при дослідженнях кровотоку її визначають за розміром судини, або об'ємом крові, яка проходить через досліджувану ділянку тканин. Звуження та розширення артеріальних судин під дією пульсації кровотоку викликають відповідні зміни амплітуди сигналу, що отримують з виходу фотоприймача.

ФПГ отримана після підсилення та обробки сигналу фотоприймача (див. рис. 1.2), характеризує стан кровотоку в місці розташування датчика. Зокрема, коли тиск крові збільшується або виникає вазодилатація судин, амплітуда ФПГ зростає, а при зниженні тиску або вазоконстрикції судин – амплітуда падає.

Зміни у формі ФПГ можуть вказувати на розвиток гемодинамічних порушень на досліджуваній ділянці судини.

При неінвазивному визначенні оксигенації крові фотоплетизмографічний датчик (ФПГД) розташовується на ділянці тканини, яка містить судини артерій. При цьому сигнал з виходу ФПГД є пропорційним до поглинання світла і містить наступні складові: 1) пульсуюча компонента, що зумовлена змінами об'єму крові в артеріях при кожному серцевому скороченні, та 2) постійну «базову» складову, що визначається оптичними властивостями шкіри, венозної та капілярної крові та інших тканин досліджуваної ділянки (див. рис. 1.3).



Рис.1.2. ФПГ периферичного пульсу

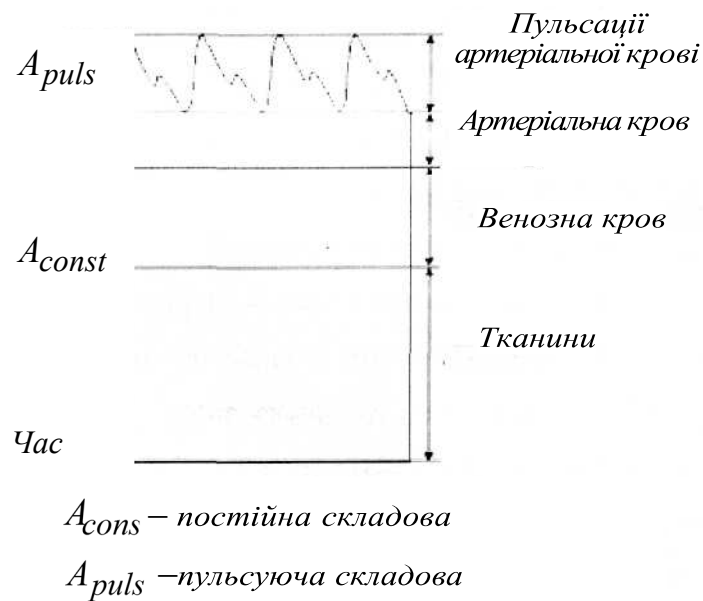


Рис. 1.3. Розподіл абсорбції світла у тканинах

При аналізові форм фотоплетизмографічного сигналу (ФПГС) необхідно виділити частини, які сформовані на період систоли. Це зумовлено точністю процесу визначення кровонаповненості артеріальної крові киснем

Для визначення насичення крові киснем застосовується методика двопрменевої спектрофотометрії. Вимірювання процесу поглинання світла виконується в період систоли, тобто тоді, коли буде досягнуто максимальної амплітуди сигналу ФПГД (див. рис.1.3) для 2-х довжин хвиль випромінювання. З цією метою у ФПГД потрібно використовувати декілька джерел випромінювання (наприклад, два), які відрізняються своїми спектральними характеристиками.

Для отримання максимально\ чутливості визначення насичення крові киснем довжини хвиль випромінювання джерел необхідно вибрати в ділянках спектру з максимальною різницею при поглинанні світла оксигемоглобіном та гемоглобіном. Така умова задовольняється при використанні червоної та ближньої інфрачервоної області спектру випромінювання.

Гемоглобін, при довжині хвилі  $\lambda=660$  нм (червона область), поглинає приблизно у 10 разів більше світла, ніж оксигемоглобін, а при довжині хвилі  $\lambda=940$  нм (інфрачервона область) – поглинання оксигемоглобіну більше, ніж гемоглобіну.

Для підвищення точності визначення сатурації методом пульсової оксиметрії використовується нормування сигналів поглинання світла, для чого вимірюється постійна складова в моменти діастолі  $A_{const}$  та знаходиться відношення амплітуди пульсуючої складової  $A_{puls}$  до величини  $A_{const}$ :

$$A_{norm} = \frac{A_{puls}}{A_{const}} \quad (1.1)$$

Ця процедура виконується для кожної довжини хвилі випромінювання. Нормована величина поглинання не залежить від інтенсивності випромінювання світлодіодів, а визначається тільки оптичними властивостями живої тканини. Для отримання значень сатурації розраховують відношення нормованих величин поглинання світла для двох вибраних довжин хвиль:

$$R = \frac{\left( \frac{A_{puls}}{A_{const}} \right)_{red}}{\left( \frac{A_{puls}}{A_{const}} \right)_{infra-red}}, \quad (1.2)$$

де  $\left(\frac{A_{puls}}{A_{const}}\right)_{red}$  належить до абсорбції в червоній області спектру, а

$\left(\frac{A_{puls}}{A_{const}}\right)_{infra-red}$  – до абсорбції в інфрачервоній області спектру.

Величина  $R$  пов'язана зі значеннями сатурації калібрувальною залежністю, отриманою на момент градуювання приладу, емпірично (див. рис.1.1).

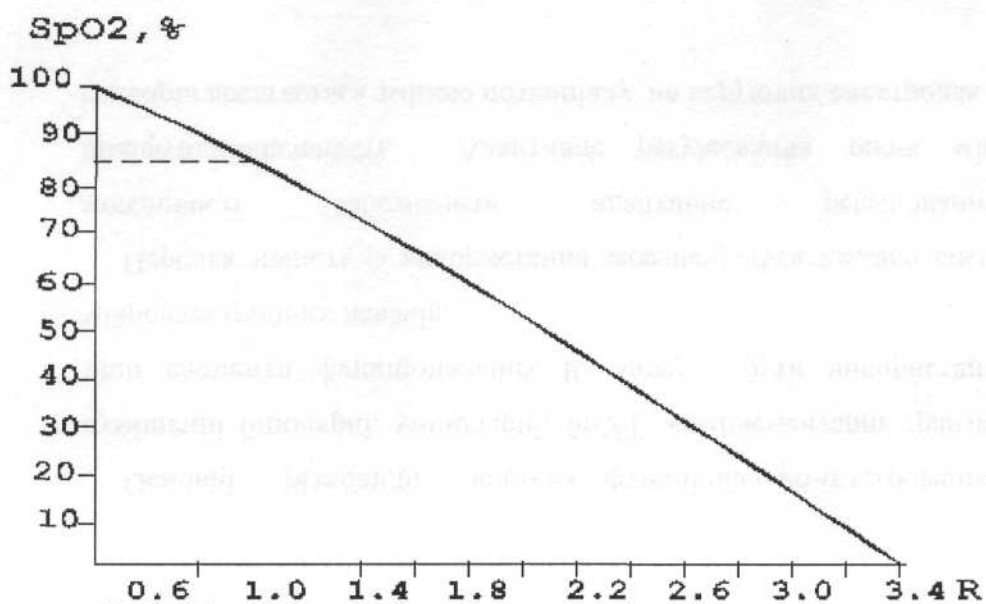


Рис. 1.4. Крива калібрування пульсоксиметру

Відношення  $R$  змінюється від 0,4 для 100% сатурації до 3,4 при 0% сатурації. Відношення, яке дорівнює 1, відповідає сатурації 85%. Хід кривої визначається теоретичною залежністю, яка заснована на співвідношеннях для поглинання світла. Однак для точного визначення сатурації необхідне уточнення калібрувальної залежності за експериментальними даними, що отримані, наприклад, за допомогою кюветного оксиметру. Слід відмітити, що величина відношення  $R$  не залежить від оптичних характеристик шкіри, тканин, що підлягають, а визначається оптичними властивостями



артеріального викиду крові, що визначає високу точність вимірювання сатурації в пульсоксиметрії.

## 1.2 Аналіз ВСР за даними ФПГ

Аналіз ВСР зарекомендував себе як високоякісний метод оцінки адаптивних можливостей, стану регуляторних систем, загальної оцінювання стану організму. На цей момент аналіз ВСР здійснюється переважно за даними ЕКГ. Це зв'язано з тим що метод ЕКГ зручний, досить простий в використанні, не вимагає підготовки для проведення діагностики. Необхідність аналізу ВСР за даними ФПГ обумовлена тим, що в умовах проведення ряду фізіотерапевтичних процедур реєстрація ЕКГ неможлива, оскільки перешкоди, що наводяться під час процедур стимуляційних впливами, істотно перевищують амплітуду корисного сигналу в його спектральній області. Існують прилади, в яких для оцінки ВСР застосовуються дані ФПГ [2]. Зауважено, що використання методики ФПГ як методу оцінки стану пацієнта під час виконання фізіотерапевтичних процедур уможлиблює підвищення якості терапевтичного впливу, значно знижуючи кількість негативних реакцій на основі підбору індивідуальних параметрів впливу фізіотерапевтичних процедур [3]. Однак аналіз можливості адекватної і повної заміни даних ЕКГ, отриманих при аналізі ВСР, ФПГ даними в повній мірі не проведено. В роботі започатковано подібного аналізу, що визначило мету і завдання цього дослідження.

## 1.3. Висновки до розділу 1

У розділі на основі аналізу методів дослідження фотоплетизмографічного сигналу встановлено, що, з метою покращення результатів, його доцільно проводити паралельно із дослідженням варіабельності серцевого ритму. Це зумовлено тим, що при проведенні лікувально-діагностичних заходів

Необхідність аналізу ВСР за даними ФПГ обумовлена тим, що в умовах проведення ряду фізіотерапевтичних процедур реєстрація ЕКГ неможлива,

оскільки перешкоди, що наводяться під час процедур стимуляційних впливами, істотно перевищують амплітуду корисного сигналу в його спектральній області.

Враховуючи механізм породження пульсової хвилі і той факт, що для відомих задач розпізнавання функціонального стану судин людини за пульсовими хвилями необхідні дані є у фазово-часовій структурі сигналу, тому доцільно проаналізувати його характеристики.

## РОЗДІЛ 2

### ОБГРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ОПТИМАЛЬНОГО МЕТОДУ ОБРОБКИ СИГНАЛУ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ

У розділі наведено розробку алгоритму експериментального дослідження з метою виявлення розладів серцевого ритму.

#### 2.1 Вибір оптимального методу обробки ФП сигналу

ФПГ є важливим фізіологічним показником стану серцево-судинної системи (ССС) людини. Сигнал формується через світлодіодний передавач, який генерує червоне чи інфрачервоне світло. Світлодіод використовується для заміру світла, що поглинається біотканиною. Ці виміри можуть відображати зміни в об'ємі крові. ФП сигнал вказує на активність в період систоли та діастолі. Його можна зареєструвати з периферичної тканини людини, наприклад: кінцівки, вуха, зап'ястя, чоло людини. При застосуванні методу ФПГ можливо дослідити ЧС, кисневе насичення, АТЛ тощо. Але його практичне застосування обмежується застосуванням стаціонарного обладнання.

На даний час виникає необхідність в оцінюванні якості ФП сигналу, а це в свою чергу вимагає вибору методу оптимальної фільтрації його.

Для оцінки показника якості сигналу (SQI) [16] оптимальним є метод «скрещенства»  $S_{SQI}$ . Він уможливує підвищення чутливості систолічні та діастолічні хвилі у фільтрованому ФП сигналі, а це в свою чергу дозволяє обробляти сигнали в режимі реального часу у діагностичних системах.

Вибір оптимального типу фільтруа є корисним для носимих пристроїв, оскільки ФП сигнал є низькочастотним і чутливим до шумових завад. Тому прийняте рішення на основі аналізу різних типів фільтрів вибрати оптимальний.

Як видно з першого розділу, що ФП сигнали показують агреговану систолічну та діастолічну активність ССС, м'язів та рухову активність. Крім того,

ФП сигнали містять у своїй структурі шумові завади. Тому для якісного аналізу необхідно провести попередню, фільтрацію ФП сигналу.

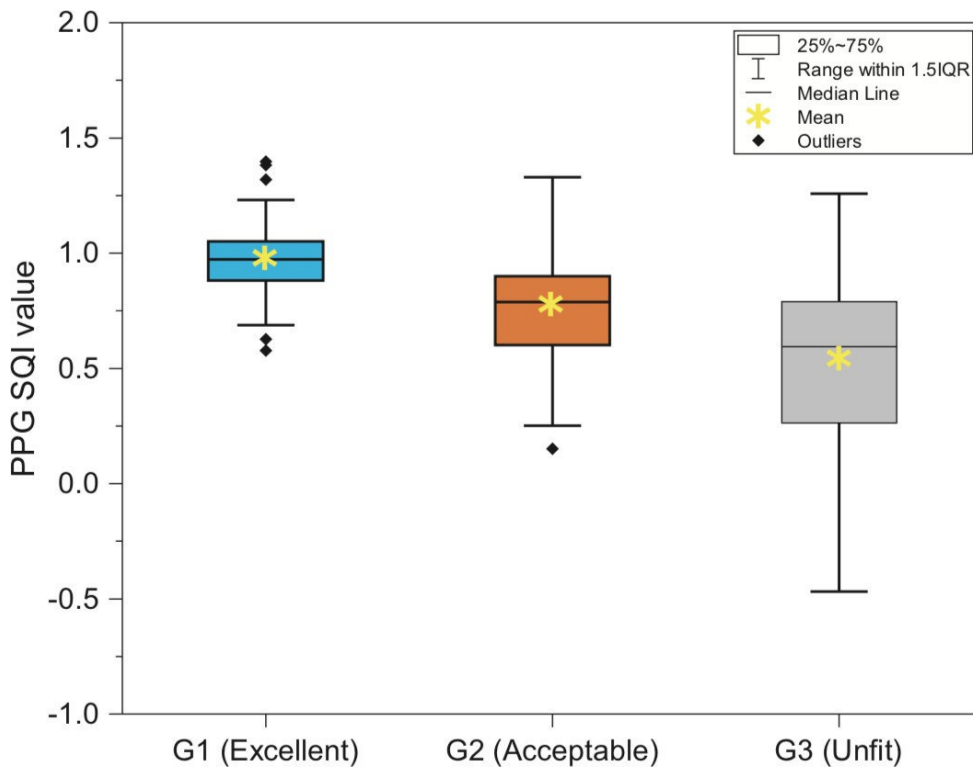


Рис. 2.1. Графік індексу якості сигналу фотоплетизмограми

В роботі для фільтрації ФП сигналів, які позначено як G1, G2 або G3, було використано 9 типів фільтрів із 5 різними параметрами.  $S_{SQI}$  також відображає характеристики фільтра: коли оброблені ФП сигнали порівнювалися з необробленими, зауважено, що деякі фільтри суттєво покращують якість сигналу, а інші навпаки. Тому значення SQI було нормовано (див. рис. 2.2). За отриманими результатами встановлено, що для покращення якості сигналу G1, G2 і G3 оптимальним буде використання фільтру Чебишова II порядку.

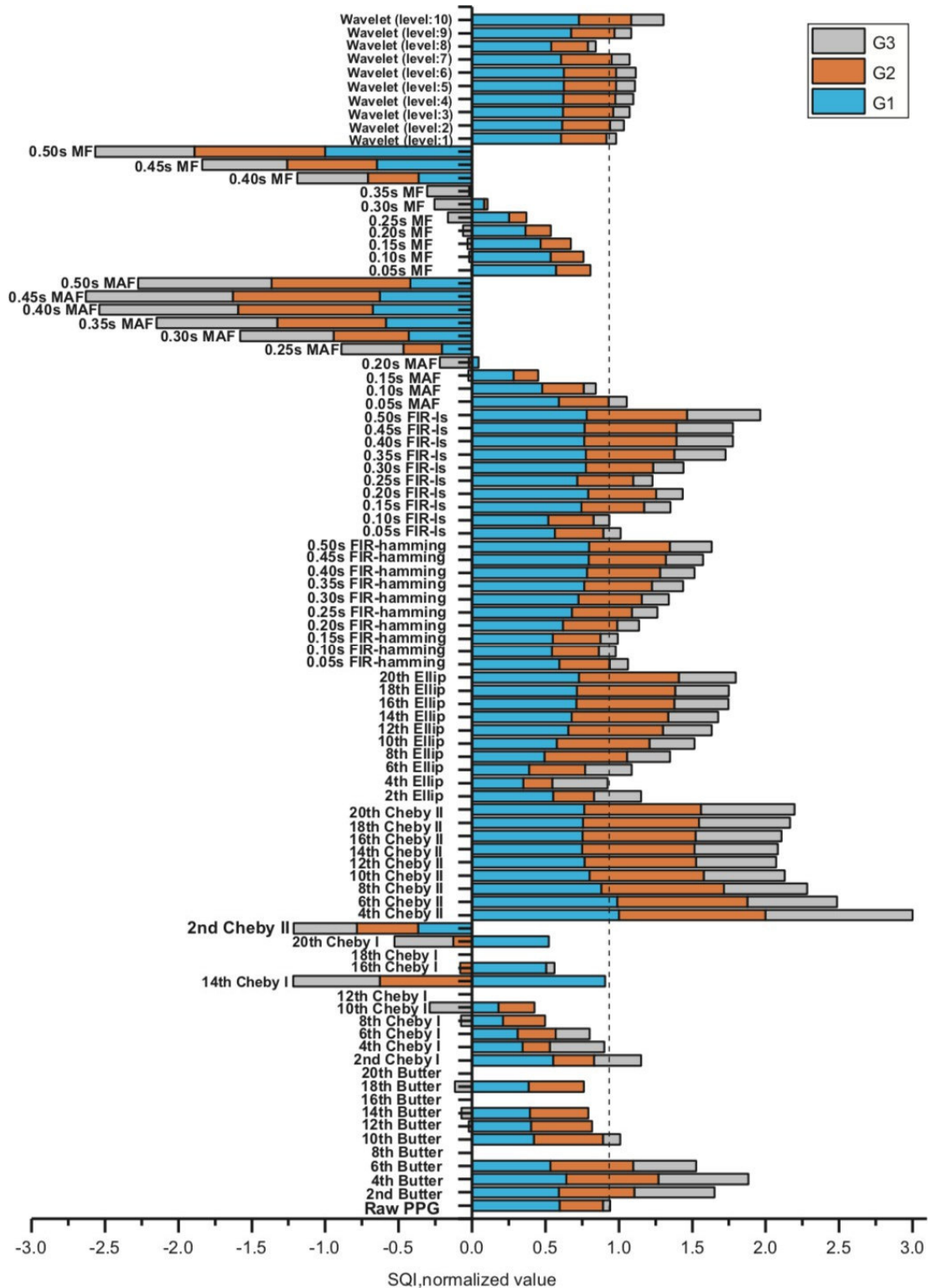
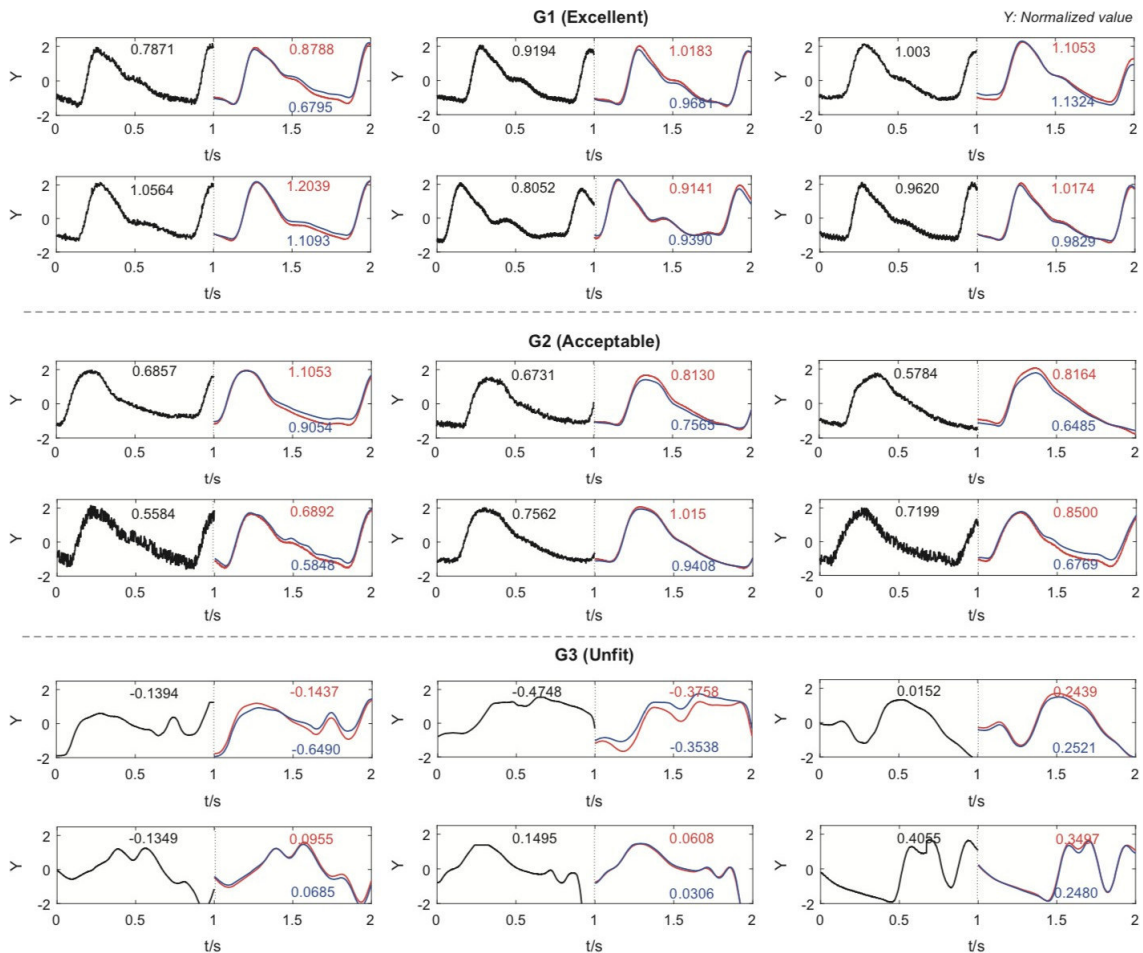


Рис. 2.2. Гистограма значень нормованого індексу якості сигналу (SQI)

Фільтр Чебишева II порядку та еліптичні фільтри мають чіткі перехідні зони у порівнянні з фільтрами Баттерворта та Чебишова I порядку. Однак, еліптичні фільтри мають рівну пульсацію як в смузі пропускання, так і в межі затримки, що негативно впливає на процес фільтрації. Тому, оскільки фільтр

Чебишева II порядку має добру частотну селективність і не має рівної пульсації в смузі пропускання, він може відфільтрувати завади при збереженні корисної інформації сигналу, як це видно на рисунку 2.3.

Рис. 2.3. Порівняння симетричних та фільтрованих ФПГ



Отже, фільтр Чебишова II порядку покращує якість ФП сигналу більш ефективно, в порівнянні з фільтром Баттерворта, і є оптимальним фільтром завдяки кращій частотній селективності та площі смуги пропускання. Можна зробити висновок про те, що чим нижчий порядок фільтра тим краща його ефективність та менший час обчислення - на випадок фільтрації біомедичних сигналів.

Для оцінювання ефективності фільтра використано три категорії якості ФП сигналу відповідно до рівня шуму: зразковий (G1), нормальний (G2) і непридатний (G3). ФПГ SQI використовувався для оцінки ефективності фільтра. Аналіз даних SQI, зібраних з фільтрованих ФП сигналів визначив оптимальний тип і порядок фільтра. Встановлено, що оптимальним буде фільтр Чебишова 4-

го порядку. Реалізація такого фільтру можлива при розробленні переносних пристроїв, смартфонів тощо, і буде корисною для раннього діагностування патологічних станів ССС.

## 2.2 Побудова алгоритму розмітки ФП сигналу. РР-інтервали

ФП сигнал є нерівномірним. Для вирівнювання його використано пряме ШПФ для фільтрації низьких частот. [20]. Наступним етапом буде відновлення сигналу за допомогою зворотнього ШПФ.

Далі необхідно знайти місцеві максимуми за допомогою «віконної» фільтрації. Наступним етапом є встановлення розміру фільтра і за допомогою порогового фільтру видалити малі значення і зберегти великі. Наступним кроком є налаштування розміру вікна та повторення фільтрації. По завершенню цього буде виявлено всі піки сигналу. Необхідно знайти всі значення піків.

Застосувати алгоритм вилучення швидкості ударів (BREА).

$$\text{ЧСС} = \text{к-сть піків} \times 12 \quad (2.1)$$

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

## 2.3 Фільтрування РР-інтервалів. Оптимізація фільтра

В роботі [21] запропоновано т.з. імпульсні фільтри відторгнення. За допомогою нелінійного фільтра [21] визначимо невизначені інтервали:

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

де  $\text{med}\{*\}$  – медіанний оператор, застосований до РР-послідовності;

$x_m$  – середнє значення РР-інтервалів, тобто  $x_m = \text{med}\{x(n)\}$ .

Далі вибираєм порогові значення  $\tau$ . Якщо значення  $D(n)$  більше, ніж  $\tau$ , інтервал визнається, як аномальний. Як правило значення  $\tau$  встановлюється від 2 до 4.

Покращення методу фільтрації імпульсного відхилення уможливить метод WTMM [21], Метод який використовується для виявлення піків РР. Будується RR-послідовність:

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

Ця послідовність поділяється на сегменти, які використовують ковзне вікно. Операція з сегментації буде мінімізована впливом нестационарної композиції в РР-послідовність. Якщо ковзне вікно завелике, то вплив мінімальний. Якщо ні, то нормальний інтервал РР помилково ідентифікується як аномальний. Кожна сегментована RR послідовність має 50% перекриття з сусідньою. Початкові дві сегментовані RR послідовності:

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

Далі розраховуємо ІФВ кожної сегментованої RR-послідовності  $R_i$ :

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

де  $med\{*\}$  – медіана оператора;

$$i = 1, 2, \dots, 50; j = 1, 2, \dots, 50.$$

Підсилення сигналу застосовується для встановлення 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. При проведенні обчислень встановлено 3, бо відбулось збільшення різниці між 2-ма послідовними RR-інтервалами.

Вибір  $\tau$  проведено виходячи з аналізу [22]. Чутливість та специфікація розраховано для діапазону значень (30÷500). Вибраний поріг уможливив максимальну суму чутливості та специфічності.

Ідентифікація аномальних інтервалів проводиться при  $D_i(j) > 100$ .

В роботі удосконалено метод ІФВ, який ефективно ідентифікує кілька типів аномального інтервалу (FN, FP і sVEB), але не є чутливим до аномальних інтервалів. В клінічних дослідженнях є випадки аномальності RR-інтервалів, тому їх визначення є корисним. Для цього варто використовувати спосіб комбінування.

#### 2.4 Зміна серцевої ритміки (ЗСР): її характеристики і параметри

Частота скорочень серця (ЧС) – це число серцебиття в хвилину. Варіабельність серцевого ритму (ЗСР) – це коливання часових інтервалів між сусідніми серцебиттями. ЗСР вказує на нервову функцію та породжується взаємодією між серцевим мозком та динамічними нелінійними процесами вегетативної нервової системи (ВНС). ЗСР є невід'ємною властивістю взаємозалежних регуляторних систем, які працюють у різний час, щоб допомогти нам адаптуватися до екологічних та психологічних проблем. ЗСР відображає регуляцію вегетативної рівноваги, артеріального тиску (АТ), газообміну, ШКТ, серця та судинного тону, що відноситься до діаметру кровоносних судин та регулюють АТ.

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

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

2.4.1 Часові характеристики варіабельності серцевої ритміки [16]. Аналізу піддається ділянка ЕКГ із комплексами, які утворюються з синусового вузла. На обраній ділянці визначаються довжини RR-інтервалів. Щоб підкреслити приналежність до синусових серцевих комплексів, їх часто називають NN-інтервалами. РКГ часто доповнюється побудовою скатерограми.

У часових методах, крім побудови ритмограм і скатерограм, аналізу піддаються такі кількісні показники, як середня довжина RR-інтервалів, середня частота скорочень серця (ЧС), максимальна амплітуда коливань тривалості RR-інтервалів, розходження в середній довжині "денних" і "нічних" RR-інтервалів, а також — у довжині RR-інтервалів при різних формах фізичного, ментального чи фармакологічного стресу. Ці показники, однак, мають діагностичне значення лише у випадках аналізу послідовності синусових RR-інтервалів.

Статистичні методи використовуються для аналізу послідовностей довжин RR-інтервалів як ряду випадкових чисел. Статистичний аналіз містить у собі визначення моментів тривалості RR-інтервалів: математичне сподівання  $M$ , дисперсія  $D$ , середньоквадратичне відхилення  $SD$ . Одержало поширення використання і варіації  $V$ . Крім дисперсії і варіації для аналізу ЗСР, однак скоріше з науковою метою, використовують моменти вищих порядків, такі, наприклад, як асиметрія та ексцес [16]. Результати статистичного аналізу ЗСР істотно визначаються тривалістю моніторингування ЕКГ чи, іншими словами, кількістю RR-інтервалів у сформованій послідовності їх значень [10,12]. Як буде показано нижче, у спектрах серцевого ритму крім високочастотних є низькочастотні і навіть наднизькочастотні складові, які мають сенс лише при тривалій, до доби, реєстрації ЕКГ. Відповідно до цього, чим довша реєстрація

ЕКГ, тим більша наявність у ЗСР низькочастотних і наднизькочастотних складових і тим більша власне ЗСР.

Крім визначення моментів розподілу тривалості RR-інтервалів на короткочасових і довгочасових проміжках у Стандартах використовують і деякі інші статистичні показники — середньоквадратичне відхилення середніх довжин RR-інтервалів для послідовності короткочасних (5-хвилинних) проміжків, отриманих при добовому моніторингу ЕКГ (*SDANN*), а також середнє для послідовності середньоквадратичних відхилень довжин RR-інтервалів короткочасних проміжків для добового періоду моніторингування ЕКГ (*MSD*). Деякі автори як статистичну міру ЗСР використовують показник *NN50*, а також показник *pNN50* (див. табл 2.1).

Таблиця 2.1

## Деякі часові характеристики ЗСР

Характеристики	Назва	Од. вим.	Опис
Статистичні	SDNN	мс	Стандартне відхилення всіх NN-інтервалів
	SDANN	мс	Стандартне відхилення середніх значень NN-інтервалів на 5-хв. вибірках
	RMSSD	мс	Квадратний корінь від середньої суми квадратів різниць між сусідніми NN-інтервалами
	Індекс SDNN	мс	Середнє значення стандартних відхилень NN-інтервалів на 5-хв. вибірках
	SDSD	мс	Стандартне відхилення різниць між сусідніми NN-інтервалами
	NN50	-	Кількість пар сусідніх NN-інтервалів, які відрізняються більше ніж на 50 мс, нв протязі всього запису.

Статистичний аналіз серцевого ритму для більшої наочності супроводжується побудовою розподілів тривалості RR-інтервалів. У цьому аналізі вводиться так званий триангулярний індекс ЗСР, який обчислюється як відношення інтегралу під кривою розподілу тривалості RR-інтервалів до тривалості найбільшого по величині RR-інтервалу [19,20,58,60].

2.4.2. Характеристики спектру ЗСР [16,61,62]. Застосування аналізу спектру дає можливість кількісно оцінити складові частоти коливань

ритму і наочно представити співвідношення різних компонент серцевого ритму, які відображають активність певних ланок регуляторного механізму.

Розрізняють параметричні та непараметричні методи аналізу спектру ЗСР. До перших належить авторегресійний метод (АР), до других — швидке перетворення Фур'є і періодограмний аналіз. Загальним для всіх класичних методів аналізу спектру є питання застосування функції вікна (Windowing).

Збільшення роздільної здатності при зростанні міжсегментного зсуву та кількості відліків на сегмент спричиняє появу додаткових піків у спектрі та збільшення амплітуди піків у правій половині спектру. При аналізі спектру ЗСР важливе значення має об'єм аналізованої вибірки. При коротких записах (5 хвилин) виділяють три головних спектральних компоненти. Ці компоненти відповідають діапазнам дихальних хвиль та повільних хвиль 1-го та 2-го порядку (див. рис. 1.6).

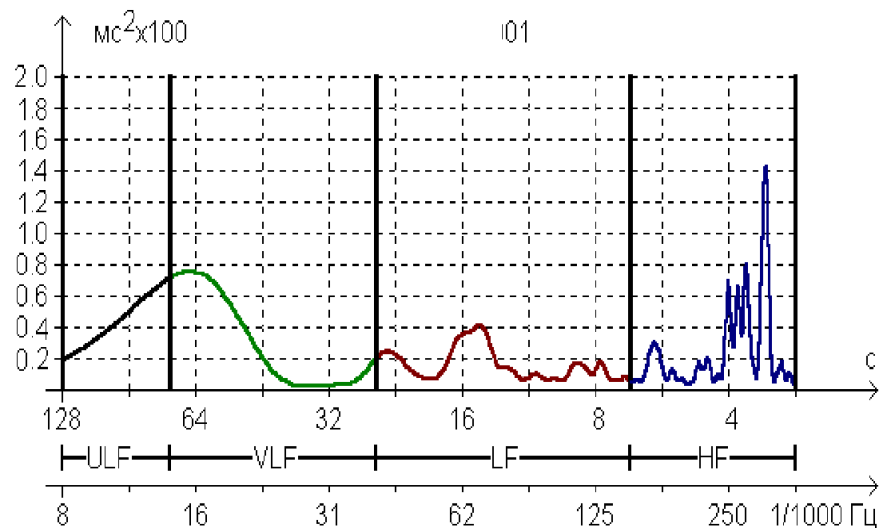


Рис. 2.4. Типова спектрограма ЗСР з виділенням основних спектральних компонент при використанні методу швидкого перетворення Фур'є (ШПФ)

Спектральні компоненти називають: високочастотні ВЧ (High Frequency – HF) (дихальні хвилі) — 0,4-0,15 Гц (2,5-6,5 с); низькочастотні НЧ (Low Frequency – LF) (повільні хвилі 1-го порядку) — 0,15-0,04 Гц (6,5–25 с) та наднизькочастотні ННЧ (Very Low Frequency – VLF) (повільні хвилі 2-го порядку) 0,04-0,003 Гц (25-333 с).

Також запропоновано скоректовану схему частотних діапазонів при аналізові спектру ЗСР (див. табл. 2.2).

Обмеження діапазону VLF до 0,015 Гц зумовлене тим, що при аналізі коротких записів можна надійно визначити лише коливання з періодом в 3-4 рази меншим, ніж тривалість реєстрації сигналу (близько 1-єї хвилини). Тому всі коливання з періодом більше хвилини відносяться до діапазону ULF.

При аналізі спектру, як правило, для кожного з компонент обчислюють абсолютну сумарну потужність в діапазоні, середню потужність в діапазоні, значення максимальної гармоніки та відносне значення у відсотках від сумарної потужності у всіх діапазонах (Total Power — TP). При цьому TP визначається як сума потужностей в діапазонах HF, LF и VLF. За даними аналізу спектру ЗСР обчислюють наступні показники: а) індекс централізації — IC (Index of centralization,  $IC = (HF+LF)/VLF$ ) та індекс вагосимпатичної взаємодії LF/HF (див. табл. 2.3) [16, 63, 64].

## РОЗДІЛ 3

### ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ВЕРИФІКАЦІЯ МЕТОДУ ВИЯВЛЕННЯ РОЗЛАДІВ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

У розділі наведено результати експериментального дослідження. Для експерименту було взято і використано реєстрограми однієї особи в різні моменти часу – при появі аритмії та при нормальному синусовому ритмі. Проведено фільтрацію, розмітку Р-піків, валідацію на викиди та аналіз графіків скатерограми на наявність аритмії.

#### 3.1 Підготовка ФП сигналу та розмітки РР-інтервалів

Для проведення експерименту було проведено аналіз ФПГ із фібриляцією передсердь. Аритмія не є постійною, т.т. виникає в різний час. Тривалість кожної реєстрограми становить три хвилини. Фрагмент реєстрограми в нормі наведено на рисунку 3.1. З метою валідації отриманих результатів синхронно із записом ФП сигналу проводився запис ЕКГ (для встановлення проявів аритмії). Ці записи було проаналізовано лікарем-кардіологом з метою підтвердження чи заперечення факту присутності ознак аритмії.

На рисунку 3.1 видно три фрагменти (див. підрозділ 2.2 розділу 2):

- G2 (нормальний);
- G3(непридатний);
- G1 (зразковий).

На рисунку 3.2 наведено фрагменти запису ФП сигналу з ознаками аритмії.

Їх так само можна класифікувати на три категорії:

- перший підходить під категорію – G1(зразковий);
- другий підходить під категорію – G2(нормальний);
- третій підходить під категорію – G3(непридатний).

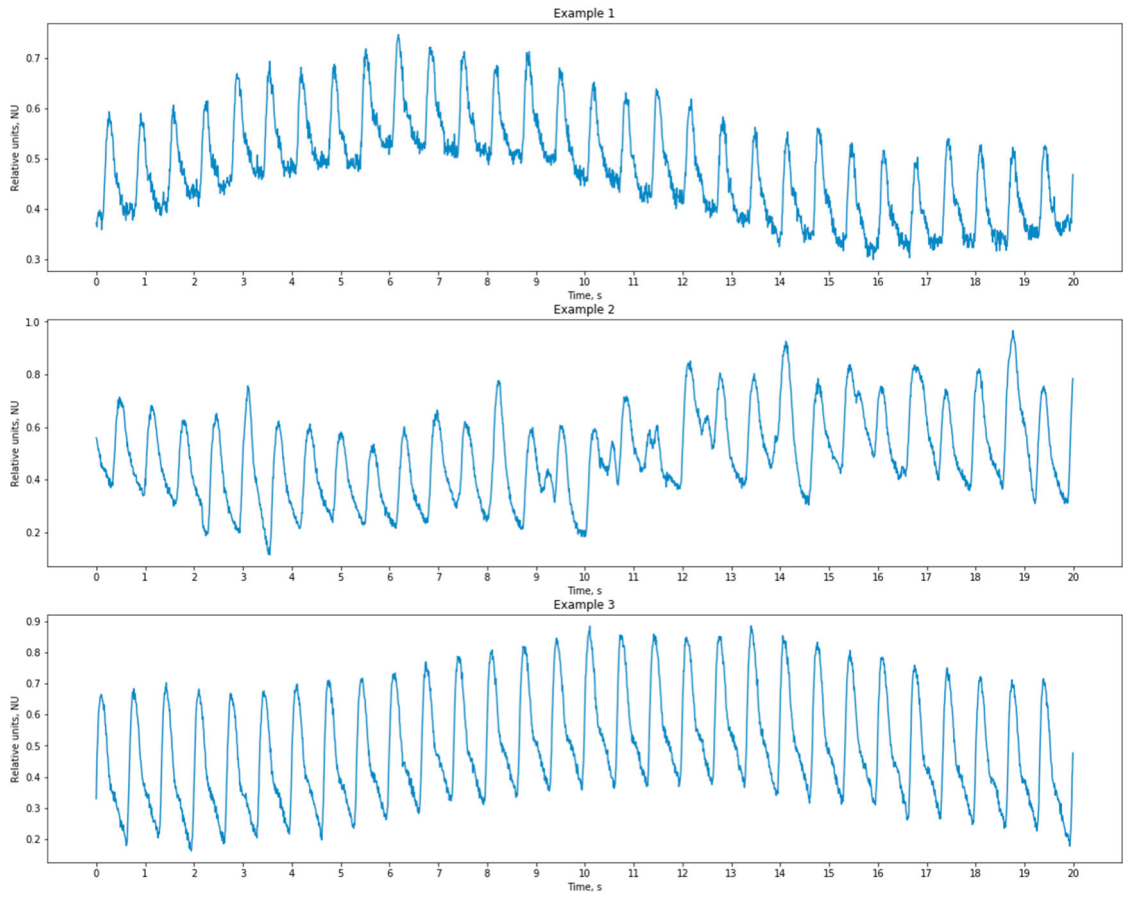


Рис. 3.1. Фрагменти ФПГ без аритмії (не фільтрований сигнал)

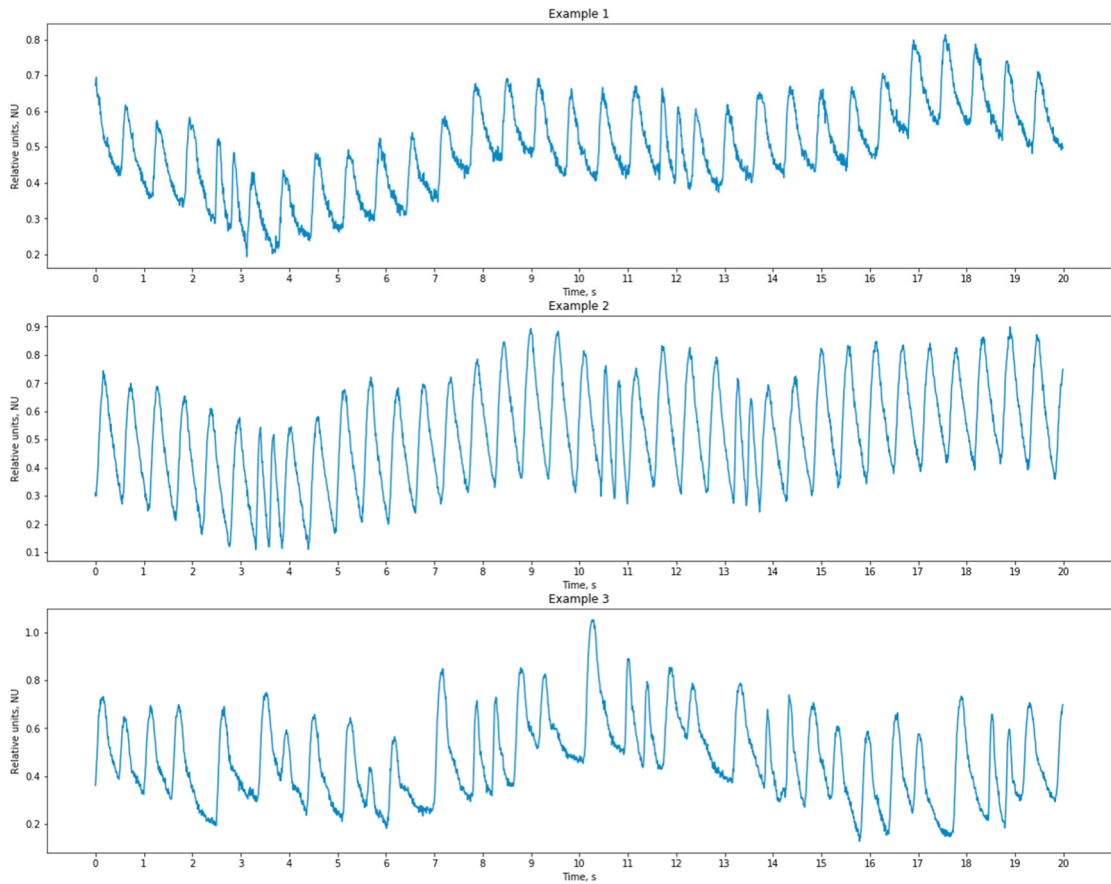


Рис. 3.2. Фрагменти ФПГ з проявом аритмії (не фільтрований сигнал). Тривалість 20 сек.

На рисунку 3.3 виділено фрагменти по яким видно, що це аритмія (на верхній та на нижній реєстрограмах видно додаткові биття серця, на середній – прояв тахікардії).

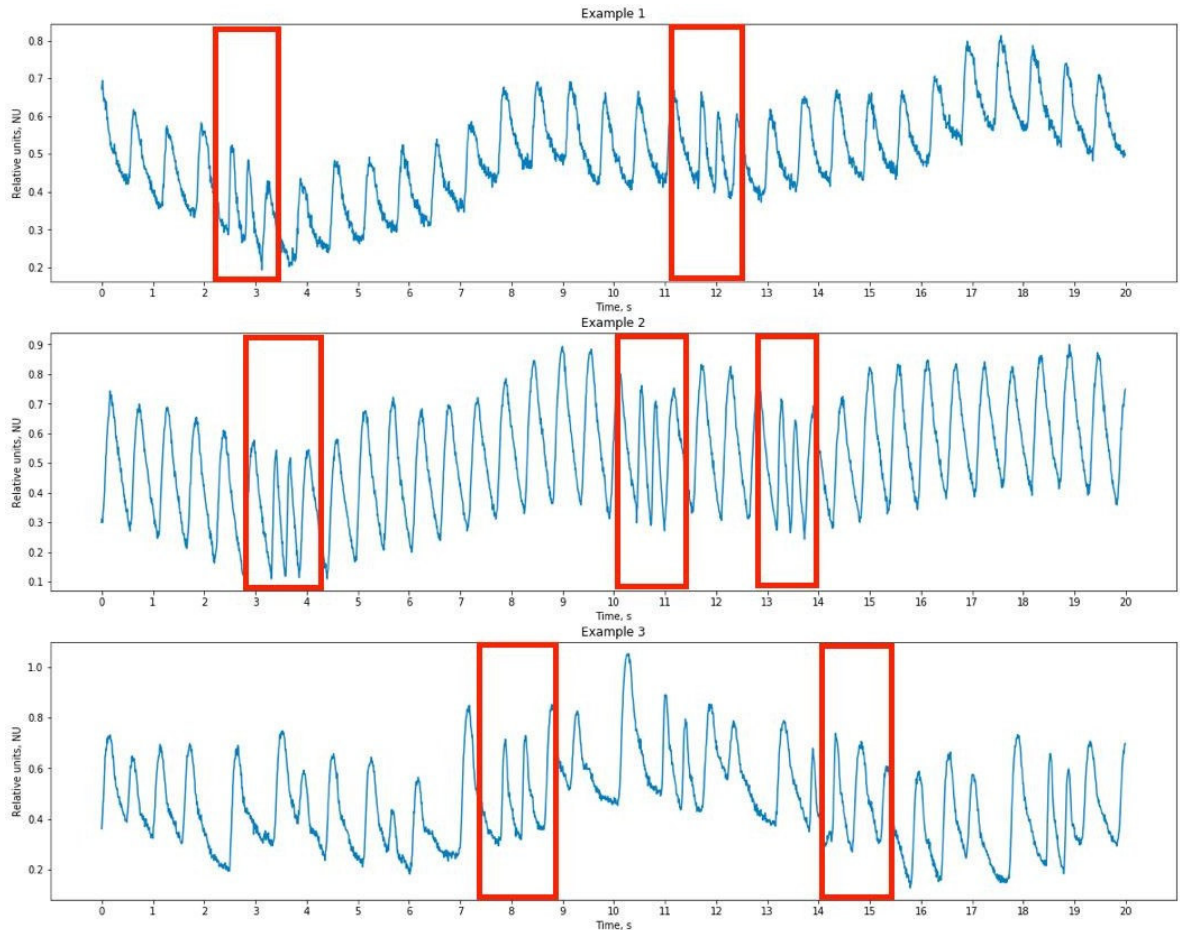


Рисунок 3.3 – Фрагменти ФПГ (див. рис. 3.2). Виділені області –аритмія

Для фільтрації використано фільтр Чебишова 2 роду, 4-го порядку. Отримано наступні результати: для нефільтрованого ФП сигналу з аритмією (див. рис. 3.4) та без аритмії (див. рис. 3.4). Результатом фільтрації є «чисті» сигнали. Фрагменти вибрані випадковим чином із трьоххвилинного запису. Для підтвердження оптимальності фільтру достатньо фрагментів тривалістю 20 сек.



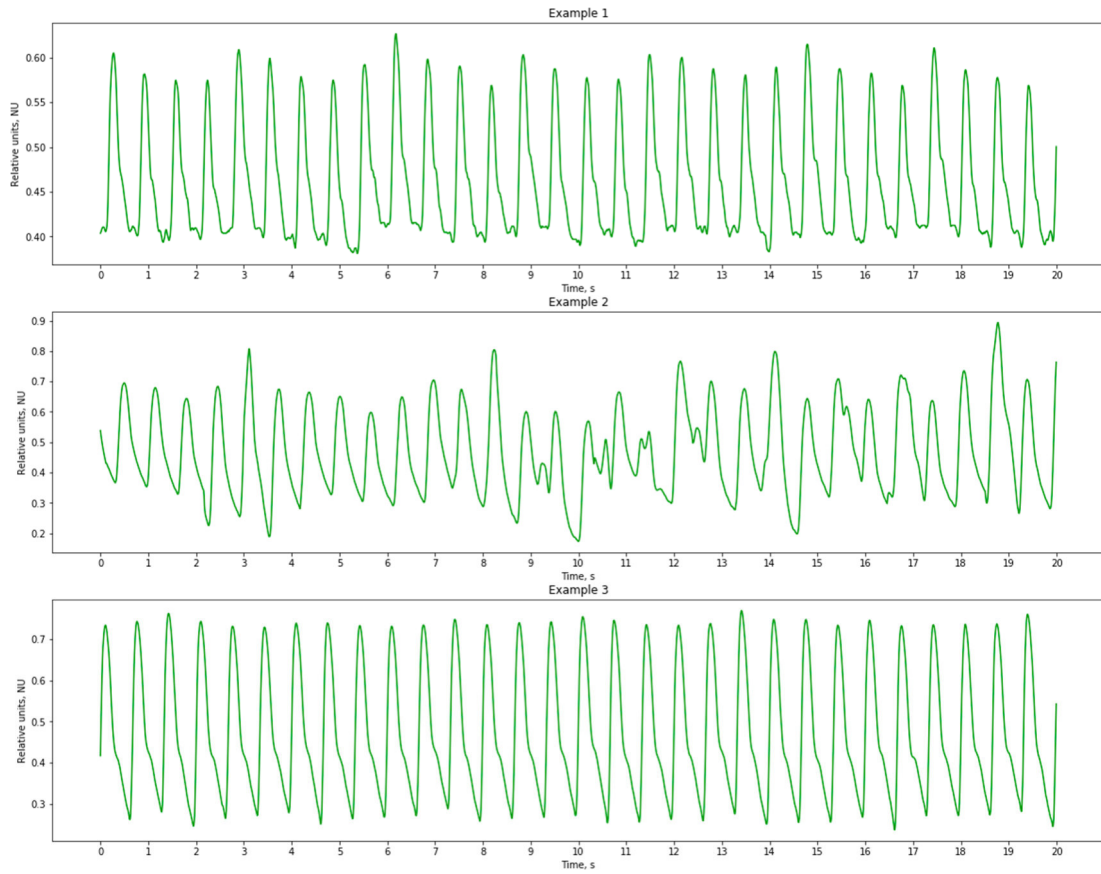


Рис. 3.4. Фрагменти ФПГ з проявом аритмії (фільтрований сигнал)

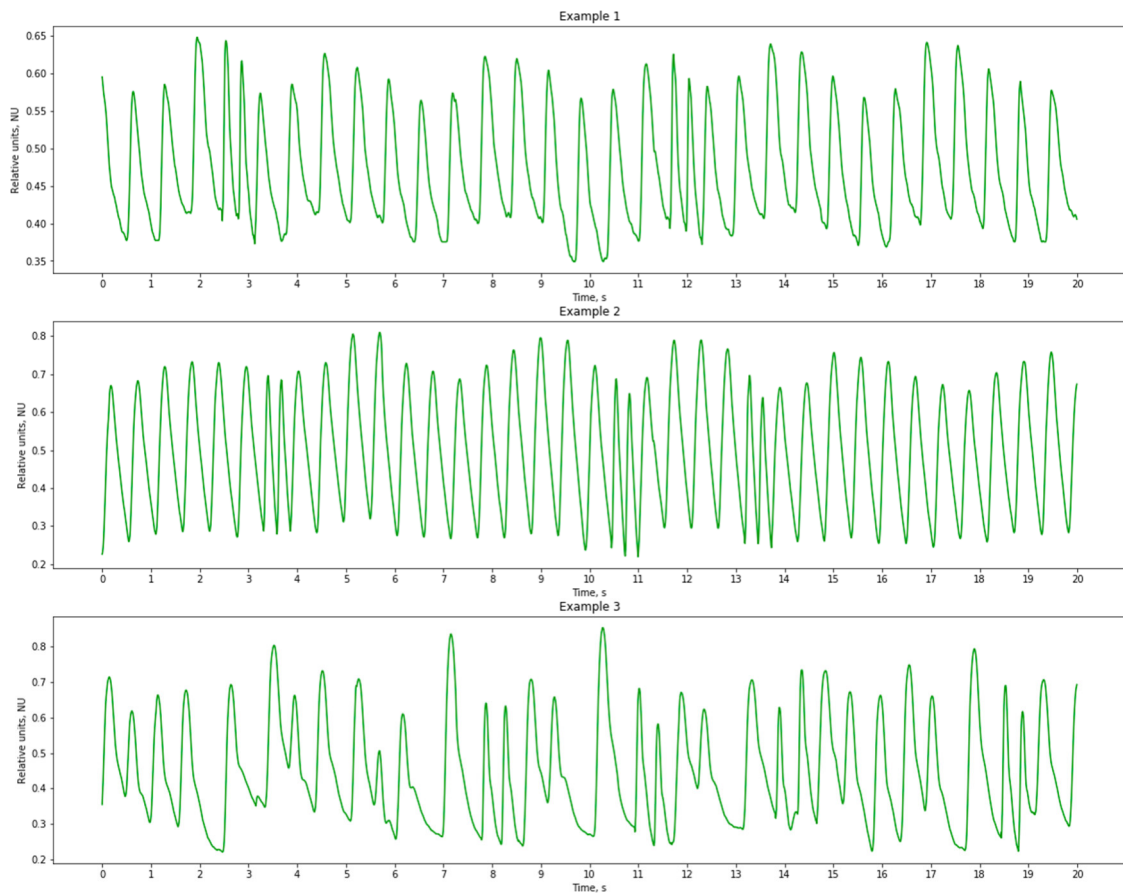


Рис.3.5. Фрагменти ФПГ з проявом аритмії (фільтрований сигнал)

### 3.2 Розмітка піків та їх валідація ФП сигналу

Після фільтрації сигналу фільтром Чебишева 2 роду, 4 порядку для знаходження піків використовуємо розроблений алгоритм (див. підрозділ 2.3 розділу 2).

Результати розмітки на фрагментах без аритмії наведено на рисунку 3.6.

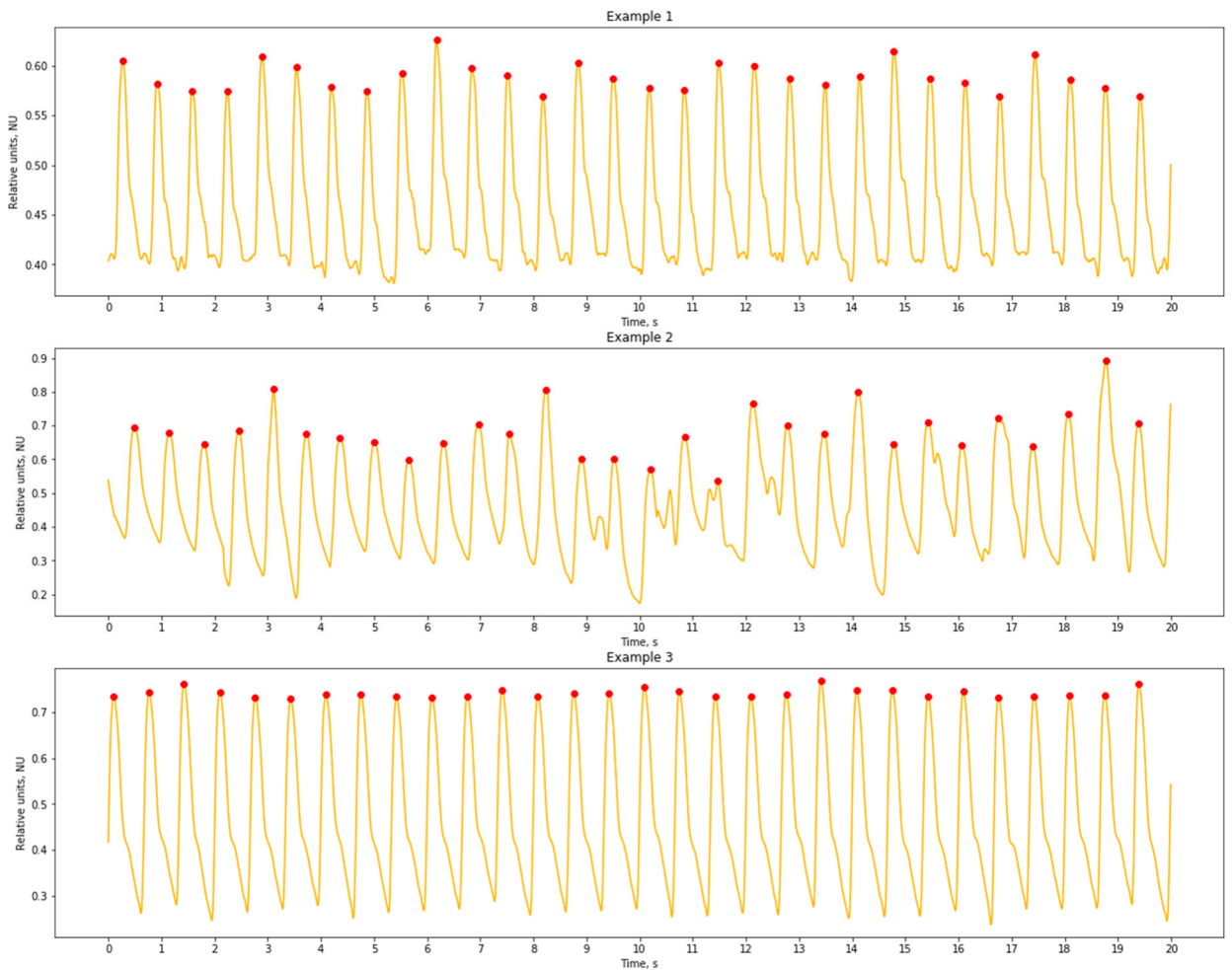


Рис. 3.6. Розмічені максимуми реєстрограми ФП сигналу (без аритмії).

За допомогою алгоритму валідації (див. підрозділ 2.4 розділу 2) фрагменти спричинені м'язовою активністю (див. рис. 3.6, середній) видаляєм (див. рис.

3.7).

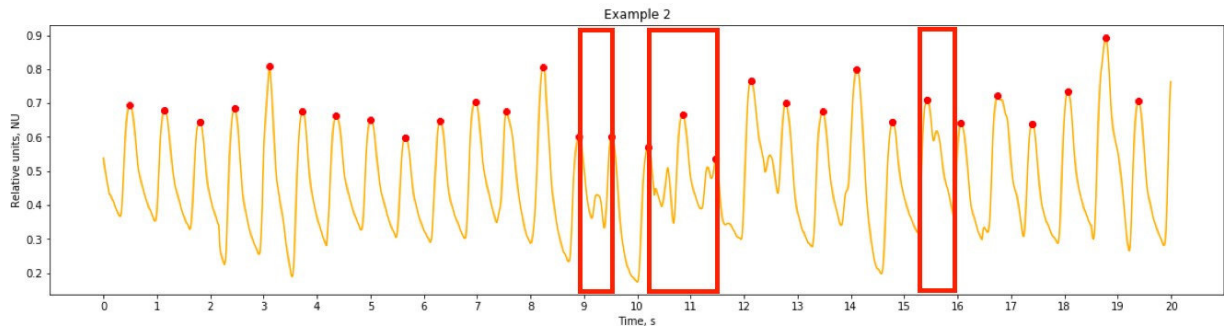


Рис. 3.7. Видалені фрагменти мязової активності розміченого ФП сигналу (без аритмії).

Аналогічно проводим розмітку відфільтрованого сигналу з аритмією.

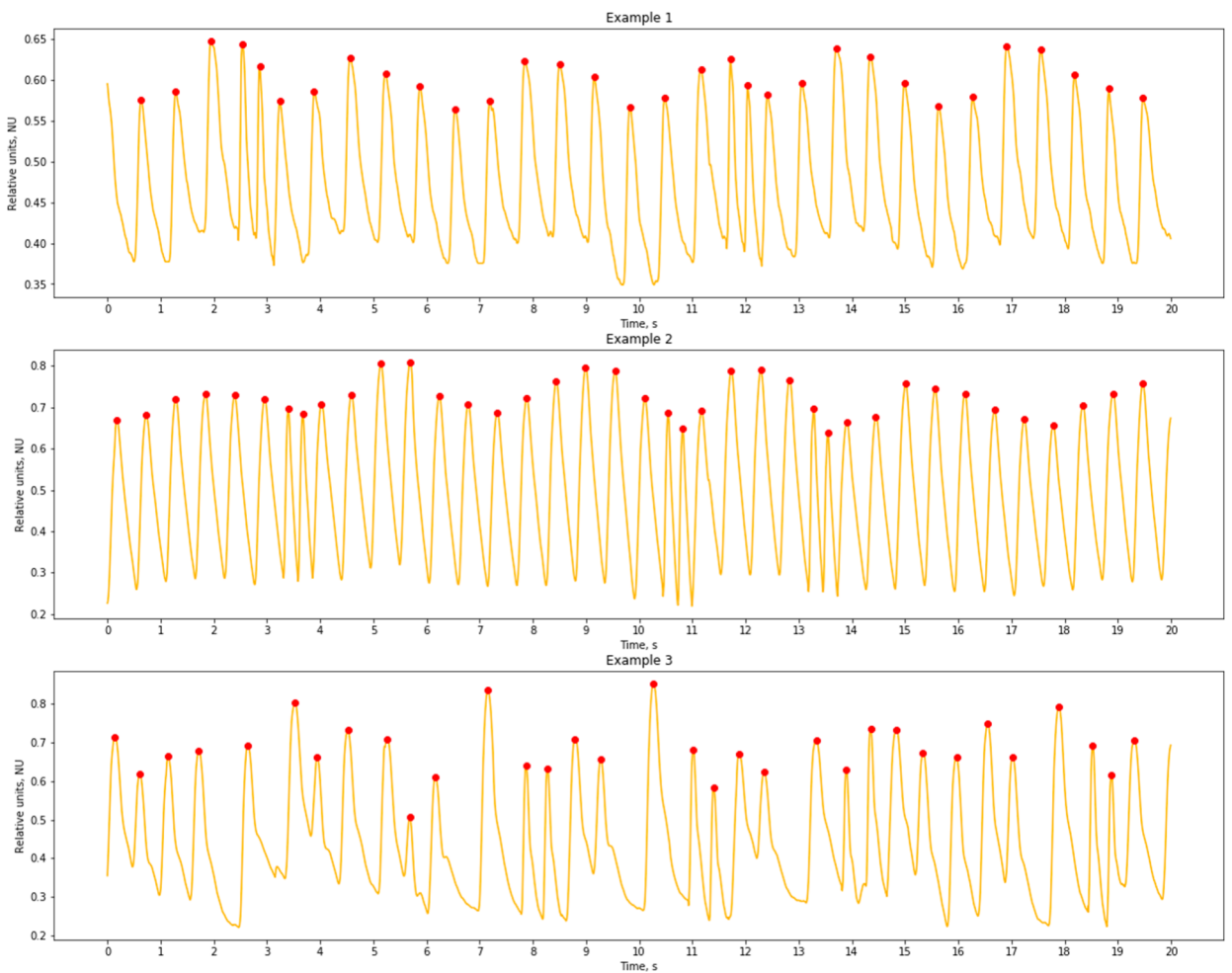


Рис. 3.8. Розмічені максимуми ФП сигналу з аритмією

За допомогою алгоритму валідації (див. підрозділ 2.4 розділу 2) фрагменти спричинені м'язовою активністю (див. рис. 3.8, нижній) видаляєм (див. рис. 3.9).

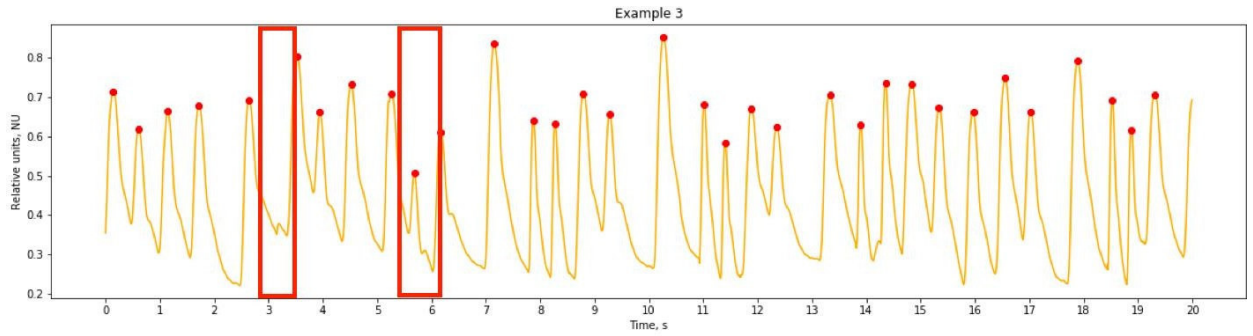


Рис. 3.9. Видалені фрагменти мязової активності розміченого ФП сигналу (з аритмією)

Після застосування алгоритму валідації піків на ФПГ підраховуємо РР-інтервали. На рисунку 3.10 показано як виглядає трьоххвилинний розмічений запис. Його необхідно використовувати для змістовного аналізу варіабельності серцевого ритму.

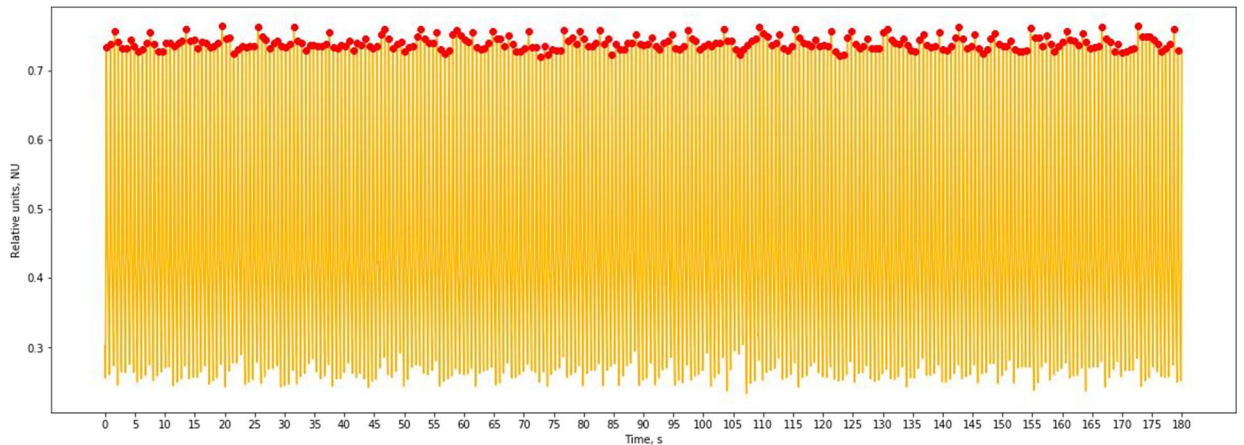


Рис. 3.10. Трьоххвилинний розмічений запис ФПГ (без аритмії)

### 3.3 Підрахунок РР-інтервалів

Після розмітки піків ФПГ підраховуємо РР-інтервали та проводимо їх валідацію для усунення. Для рахунку числимо різницю наступного Р-піка з попереднім та ділимо на частоту дискретизації – це тривалість (в сек) РР-інтервалу. На рисунку 3.11 показано РР-інтервали ФП сигналу без аритмії.

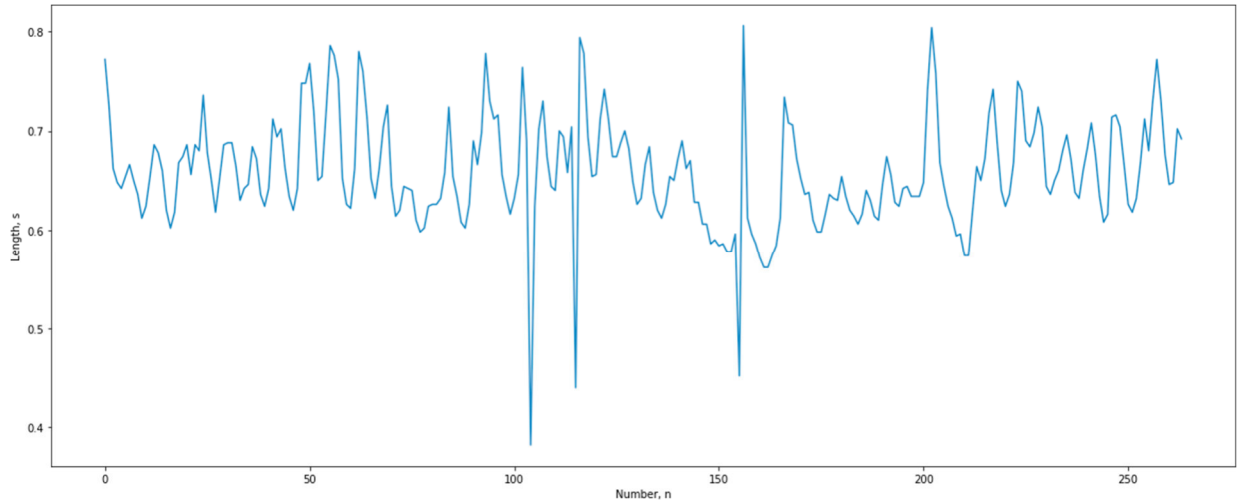


Рис. 3.11. РР-інтервал ФП сигналу (без аритмії)

Для уникнення викидів (нестандартних значень) використовуємо алгоритм фільтрації описаний в розділі 2.3. На рисунку 3.12 показано результат фільтрації.

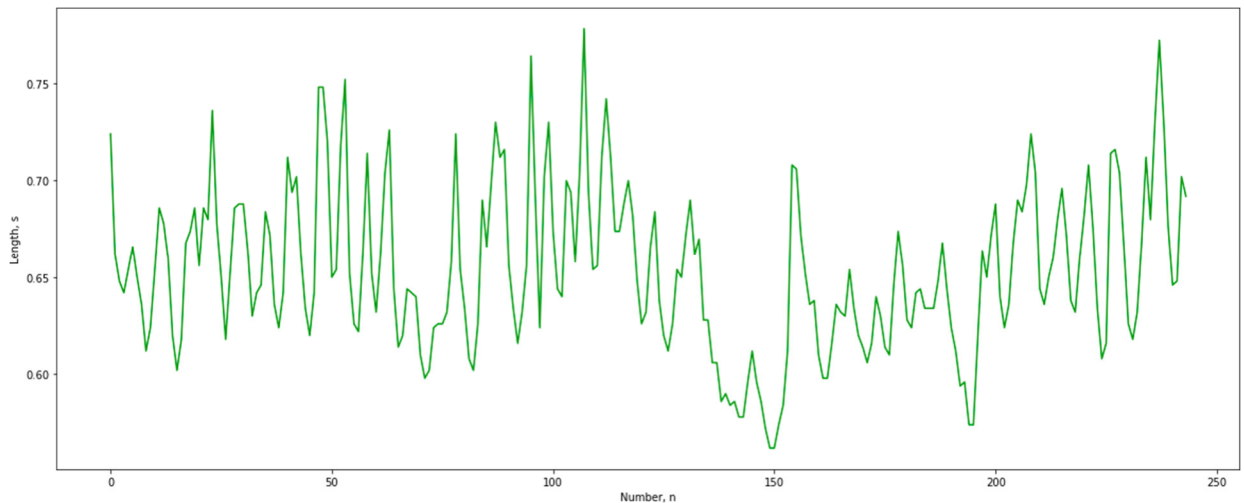


Рис. 3.12. Результат фільтрації РР-інтервалів ФП сигналу (без аритмії).

Аналогічно виконуємо для ФП сигналу з аритмією.

Виявлення аномальних інтервалів є важливим для клінічних досліджень. Застосування традиційних методів ідентифікації аномальних інтервалів використовують інформацію про часові проміжки від РР-інтервалів, і не враховують вплив нестационарних часових рядів РР-інтервалів.

Проведно підрахунок РР-інтервалів та фільтрацію за розробленим алгоритмом. Результати показано на рисунках 3.13 та 3.14.

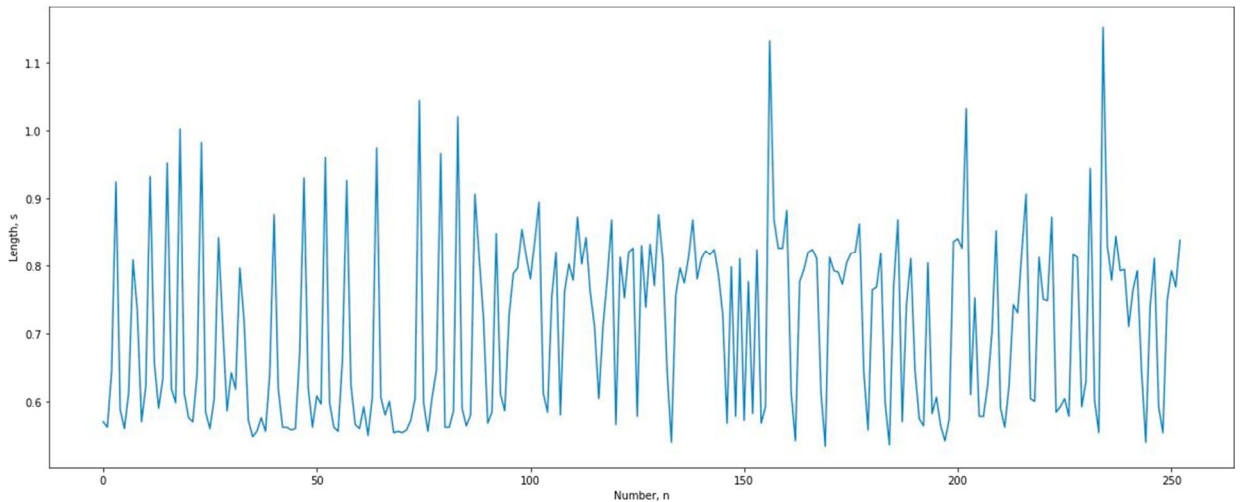


Рис. 3.13. РР-інтервал ФП сигналу з аритмією

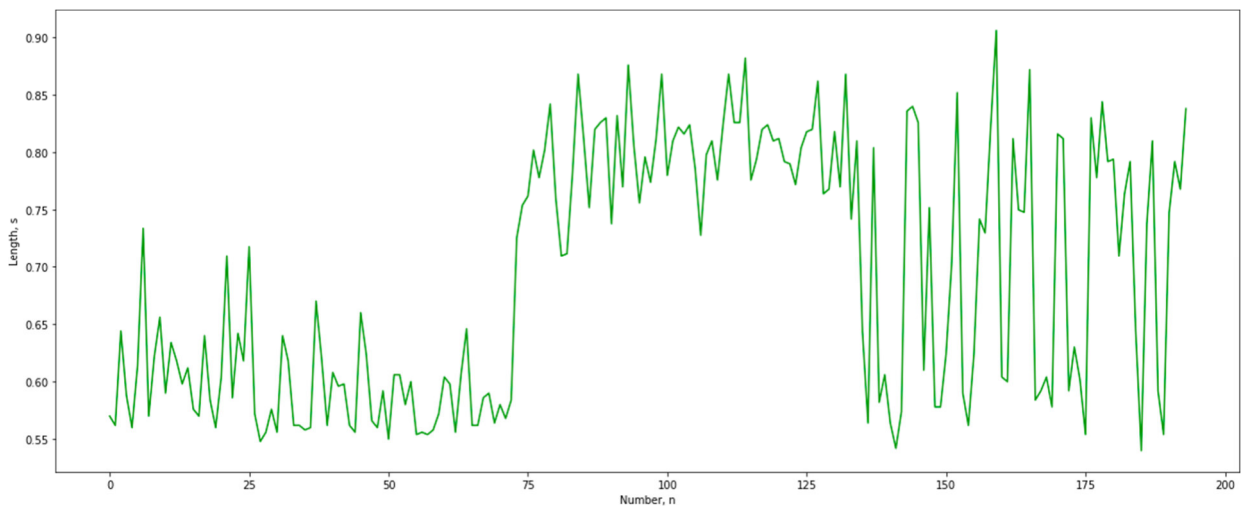


Рис. 3.14. Результат фільтрації РР-інтервалів ФП сигналу (з аритмією)

#### 3.4 Виявлення розладів ритму. Аналіз скатерограм

Отримавши відфільтровані РР-інтервали для ФП сигналу в нормі та з аритмією можна розрахувати параметри варіабельності серцевого ритму (див. підрозділ 2.4 розділу 2)

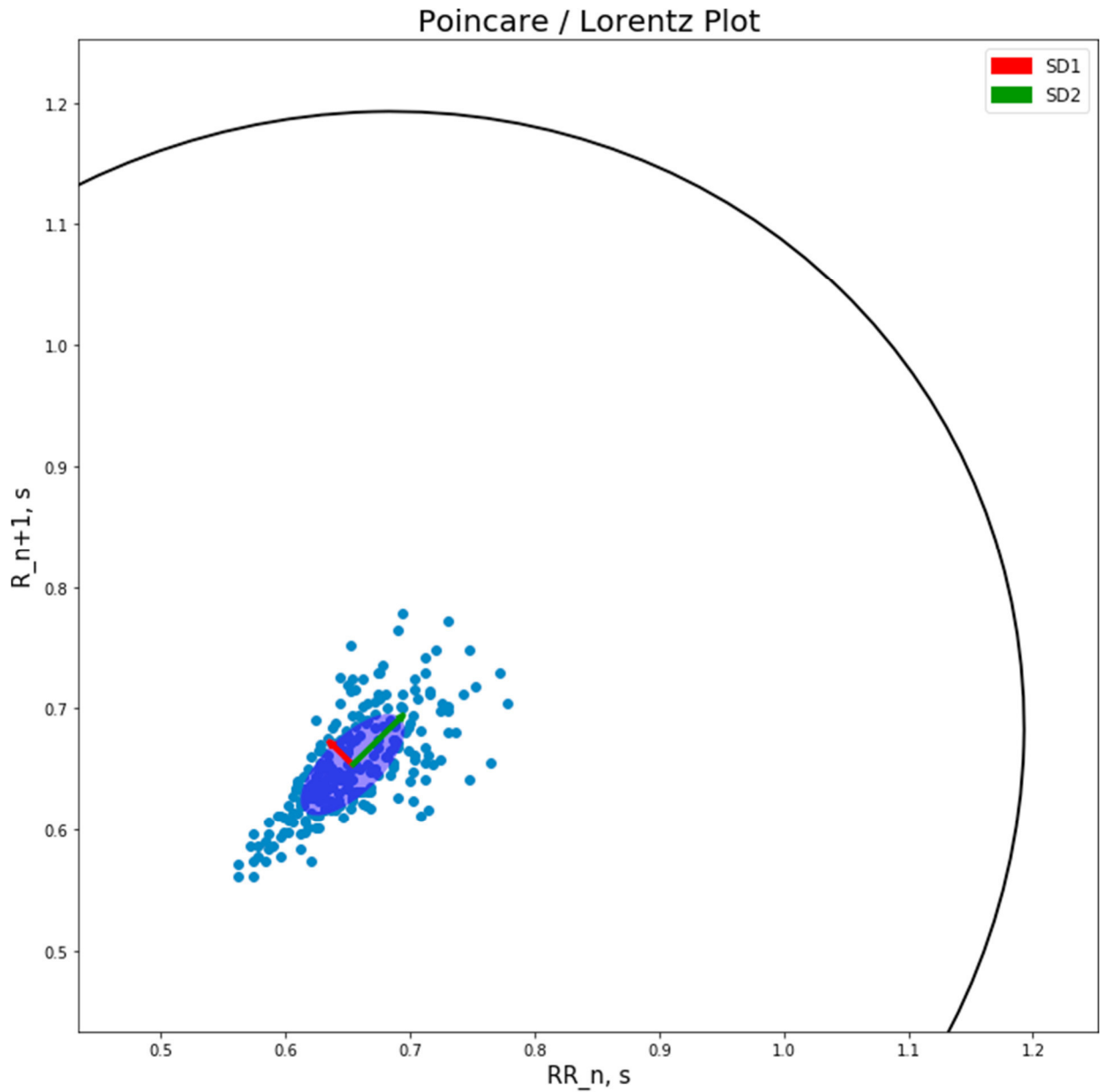


Рис. 3.15. Скатерограма ФП сигналу (без аритмії)

Як видно з рисунку 3.15 більшість точок скатерограми зосередженні навколо еліпсу велика та мала вісь якого відповідають значенням SD1 та SD2, що вказує на нормальний синусовий ритм і свідчить про відсутність аритмій.

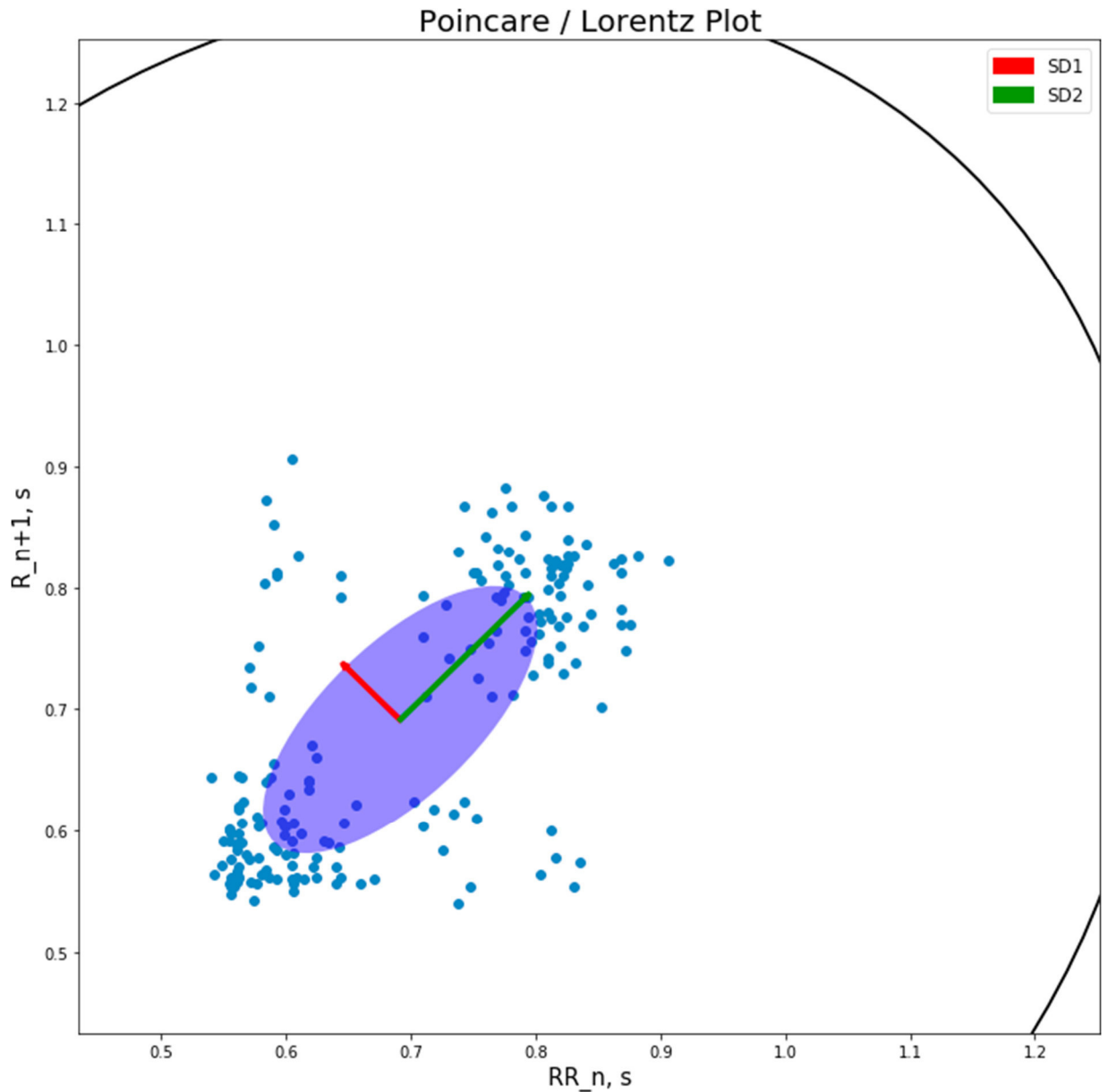


Рис. 3.16. Скатерограма ФП сигналу (з аритмією)

На рисунку 3.16 – більшість точок, що відповідають послідовним РР-інтервалам, знаходяться поза еліпсом побудованим на SD1 та SD2, що вказує значну відмінність послідовних РР-інтервалів між собою. Це є варіант порушення серцевого ритму, тобто присутність аритмії.



## РОЗДІЛ 4

### СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

#### 4.1. Методика дослідження електричної активності серця

Охоплення збудженням величезної кількості клітин робочого міокарда викликає появу негативного заряду на поверхні цих клітин. Серце стає потужним електрогенератором. Тканини тіла, володіючи порівняно високою електропровідністю, дозволяють реєструвати електричні потенціали серця з поверхні тіла. Така методика дослідження електричної активності серця, введена в практику Ст. Ейнтховеном, А. Ф. Самойловим, Т. Льюїсом, В. Ф. Зеленіним та ін., отримала назву електрокардіографії, а реєстрована з її допомогою крива називається електрокардіограмою (ЕКГ). Електрокардіографія широко застосовується в медицині як діагностичний метод, дозволяє оцінити динаміку поширення збудження в серці і судити про порушення серцевої діяльності при змінах ЕКГ.

В даний час користуються спеціальними приладами – електрокардіографами з електронними підсилювачами і осцилографами. Запис кривих здійснюється на рухомій паперовій стрічці. Розроблені також прилади, за допомогою яких записують ЕКГ під час активної м'язової діяльності і на відстані від обстежуваного. Ці прилади - телеелектрокардіографи – засновані на принципі передачі ЕКГ на відстань за допомогою радіозв'язку. Таким способом реєструють ЕКГ у спортсменів під час змагань, у космонавтів у космічному польоті і т. д. Створені прилади для передачі електричних потенціалів, що виникають при діяльності серця, по телефонних лініях зв'язку і записи ЕКГ у спеціалізованому центрі, що знаходиться на великій відстані від пацієнта.

Внаслідок певного положення серця в грудній клітці і своєрідної форми тіла людини електричні силові лінії, що виникають між збудженими (-) і неозбудженими (+) ділянками серця, розподіляються по поверхні тіла нерівномірно. З цієї причини в залежно від місця прикладання електродів форма ЕКГ вольтаж її зубців будуть різні. Для реєстрації ЕКГ виробляють відведення

потенціалів від кінцівок і поверхні грудної клітки. Зазвичай використовують три так званих стандартні відведення від кінцівок: I відведення: права рука - ліва рука; II відведення: права рука - ліва нога; III відведення: ліва рука - ліва нога (рис. 7.5). Крім того, реєструють три уніполярних посилених відведення за Гольдбергеру: aVR; aVL; aVF. При реєстрації посилених відведень два електроди, що використовуються для реєстрації стандартних відведень, об'єднуються в один і реєструється різниця потенціалів між об'єднаними і активними електродами. Так, при aVR активним являється електрод, накладений на праву руку, при aVL - на ліву руку, при aVF - на ліву ногу. Запропоновано Вільсоном реєстрація шести грудних відведень.

Взаємовідношення величини зубців у трьох стандартних відведеннях було встановлено Ейнтховеном. Він знайшов, що електрорушійна сила серця, реєстрована в II стандартному відведенні, дорівнює сумі електрорушійних сил в I і III відведеннях. Виразом електрорушійної сили є висота зубців, тому зубці II відведення за своєю величиною дорівнюють алгебраїчній сумі зубців I і III відведень.

Для відведення потенціалів від грудної клітки рекомендують прикладати перший електрод до однієї з шести точок. Другим електродом служать три з'єднаних разом електрода, накладених на обидві руки і ліву ногу. В цьому випадку форма ЕКГ відображає електричні зміни тільки на ділянці додатки грудного електрода. Об'єднаний електрод, прикладений до трьох кінцівок, є індиферентним, чи «нульовим», так як його потенціал не змінюється протягом всього серцевого циклу. Такі електрокардіографічні відведення називаються уніполярними, або однополюсними. Ці відведення позначаються латинською літерою V (V1, V2 і т. д.).

При аналізі ЕКГ визначають амплітуду зубців у мВ (mV), час їх протікання в с, тривалість сегментів - ділянок ізопотенціальної лінії між сусідніми зубцями і інтервалів, що включають в себе зубець і прилеглий до нього сегмент.

Формування ЕКГ (її зубців і інтервалів) обумовлено поширенням збудження в серці і відображає цей процес. Зубці виникають і розвиваються, коли між ділянками збудливою системи є різниця потенціалів, тобто якась

частина системи охоплена збудженням, а інша немає. Ізопотенціальна лінія виникає у випадку, коли в межах збудливою системи немає різниці потенціалів, тобто вся система в стані спокою або, навпаки, збуджена. З позицій електрокардіології, серце складається з двох збудливих систем - двох м'язів: м'язи м'язи передсердь і шлуночків. Ці два м'язи розділені сполучнотканинної фіброзною перетинкою. Зв'язок між двома м'язами і передачу збудження здійснює провідна система серця. В силу того, що м'язова маса провідної системи мала, генеровані в ній потенціали при звичайних усиленьях стандартних електрокардіографів не уловлюються. Отже, зареєстрована ЕКГ відображає послідовний охоплення збудженням скорочувального міокарда передсердь і шлуночків.

Зубець Р відображає охоплення збудженням передсердь і отримав назву передсердного. Далі збудження поширюється на передсердно-шлуночковий вузол і рухається по провідній системі шлуночків. В цей час електрокардіограф реєструє ізопотенціальну лінію (обидва передсердя повністю порушені, обидва шлуночка ще не порушені, а рух порушення по провідній системі шлуночків не вловлюється електрокардіографом - сегмент PQ на ЕКГ).

У передсердях збудження поширюється переважно за скороченням міокарду лавиноподібно від синусно-передсердної до передсердно-шлуночкової області. Швидкість поширення збудження по спеціалізованим внутріпередсердним пучкам в нормі приблизно дорівнює швидкості поширення скорочення міокарду передсердя, тому охоплення збудженням передсердь відображається монофазним зубцем Р. Охоплення збудженням шлуночків здійснюється за допомогою передачі збудження з елементів провідної системи на скорочувальний міокард, що обумовлює складний характер комплексу QRS, що відображає охоплення збудженням шлуночків. При цьому зубець Q обумовлений збудженням верхівки серця, правою сосочкової м'язи і внутрішньої поверхні шлуночків, зубець R - збудженням підстави серця і зовнішньої поверхні шлуночків. Процес повного охоплення збудженням міокарда шлуночків завершується до закінчення формування зубця S. Тепер обидва шлуночка

порушені і сегмент ST знаходиться на лінії ізопотенціальної внаслідок відсутності різниці потенціалів в збудливою системі шлуночків.

Зубець T-відображає процеси реполяризації, тобто відновлення нормального мембранного потенціалу клітин міокарда. Ці процеси у різних клітинах виникають не строго синхронно. Внаслідок цього з'являється різниця потенціалів між ще деполяризованими ділянками міокарда (т. е. володіють негативним зарядом) і ділянками міокарда, востановивши свій позитивний заряд. Зазначена різниця потенціалів реєструється в вигляді зубця T. Цей зубець - найбільш мінлива частина ЕКГ. Між зубцем T і наступним зубцем P реєструється ізопотенціальна лінія, так як це час в міокарді шлуночків і в міокарді передсердь немає різниці потенціалів. Видимого відображення на ЕКГ зубці, відповідного реполяризації передсердь, немає у зв'язку з тим, що за часом він збігається з потужним комплексом QRS і поглинається ним. При поперечній блокаді серця, коли не кожен зубець P супроводжується комплексом QRS, спостерігається передсердний зубець Та (Т-атріум), що відображає реполяризації передсердь.

Загальна тривалість електричної систоли шлуночків (Q-T) майже збігається з тривалістю механічної систоли (механічна систола починається дещо пізніше, ніж електрична).

Електрокардіограма дозволяє оцінити характер порушень проведення збудження в серці. Так, за величиною інтервалу P-Q (від початку зубця P до початку зубця Q) можна судити про те, здійснюється проведення збудження від передсердя до шлуночка з нормальною швидкістю. У нормі це час дорівнює 0,12-0,2 с. Загальна тривалість комплексу QRS відображає швидкість охоплення збудженням скорочувального міокарда шлуночків і становить 0,06-0,1 с.

Процеси деполяризації і реполяризації виникають у різних ділянках міокарда неодноразово, тому величина різниці потенціалів між різними ділянками серцевого м'яза протягом серцевого циклу змінюється. Умовну лінію, що сполучає в кожен момент дві точки, володіють найбільшою різницею потенціалів, прийнято називати електричної віссю серця. У кожен даний момент електрична вісь серця характеризується певною величиною і напрямком, тобто

володіє властивостями векторній величини. Внаслідок неодноразовості охоплення збудженням різних відділів міокарда цей вектор змінює свій напрямок. Виявилася корисною реєстрація не тільки величини різниці потенціалів серцевого м'яза (т. е. амплітуди зубців на ЕКГ), але і змін напрямку електричної осі шлуночків серця. Одночасний запис змін величини різниці потенціалів і спрямування електричної осі отримало назву векторелектрокардіограми (ВЕКГ).

Зміна ритму серцевої діяльності. Електрокардіографія дозволяє детально аналізувати зміни серцевого ритму. У нормі частота серцевих скорочень становить 60-80 на хвилину, при більш рідкісному ритмі - брадикардії - 40-50, а при більш частому - тахікардії - перевищує 90-100 і доходить до 150 і більше в хвилину. Брадикардія часто реєструється у спортсменів в стані спокою, а тахікардія - при інтенсивній м'язовій роботі і емоційному збудженні.

У молодих людей спостерігається регулярне зміна ритму серцевої діяльності у зв'язку з диханням - дихальна аритмія. Вона визначається тим, що в кінці кожного видиху частота серцевих скорочень зникає.

Екстрасистоли. При деяких патологічних станах серця правильний ритм епізодично або регулярно порушується позачерговим скороченням - екстрасистолю. Якщо позачергове збудження виникає в той момент, коли рефрактерний період закінчився, але черговий автоматичний імпульс ще не з'явився, настає раннє скорочення серця - синусова екстрасистола. Пауза, наступна за такою екстрасистолю, триває так само, як і звичайна.

Позачергове збудження, що виникло в міокарді шлуночків, не відображається на автоматії синусно-передсердного вузла. Цей вузол своєчасно надсилає черговий імпульс, який досягає шлуночків в той момент, коли вони ще знаходяться в рефрактерном змозі після екстрасистоли, тому міокард шлуночків не відповідає на черговий імпульс, що надходить із передсердя. Потім рефрактерний період шлуночків закінчується і вони знову можуть відповісти на роздратування, але проходить деякий час, поки з синусно-передсердного вузла прийде другий імпульс. Таким чином, екстрасистола, викликана порушенням, що виникла в одному із шлуночків (шлуночкова екстрасистола), призводить до

тривалої так званої компенсаторної паузи шлуночків при незмінному ритмі роботи передсердь.

У людини екстрасистоли можуть з'явитися при наявності вогнищ збудження в самому міокарді, в області передсердного або шлуночкових водіїв ритму.

Тріпотіння і мерехтіння серця. У патології можна спостерігати своєрідне стан м'язи передсердь або шлуночків серця, зване тріпотінням і мерехтінням (фібриляція). При цьому відбуваються надзвичайно часті і асинхронні скорочення м'язових волокон передсердь або шлуночків - до 400 (при тріпотінні) і до 600 (при мерехтінні) в хвилину. Головним відмітним ознакою фібриляції служить неодноразовість окремих м'язових скорочень волокон даного відділу серця. При такому скороченні м'язи передсердь або шлуночків не можуть здійснювати нагнітання крові. У людини фібриляція шлуночків, як правило, смертельна, якщо негайно не вжити заходів для її припинення. Найбільш ефективним способом припинення фібриляції шлуночків є вплив сильним (напругою в кілька кіловольт) ударом електричного струму, мабуть, викликають одночасно збудження м'язових волокон шлуночка, після чого відновлюється синхронність їх скорочень.

ЕКГ і ВЕКГ відображають зміни величини та напрямку потенціалів дії міокарда, але не дозволяють оцінити особливості нагнітальної функції серця. Потенціали дії мембрани клітин міокарда являють собою лише пусковий механізм скорочення клітин міокарда, включає певну послідовність внутрішньоклітинних процесів, закінчуються укороченням міофібрил. Ця серія послідовних процесів отримала назву спряження збудження і скорочення

#### 4.2 Висновки до розділу 4

У розділі описано методику дослідження електричної активності серця.

## РОЗДІЛ 5

### ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

#### 5.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи

В системі чинників економічного і соціального розвитку інноваційні процеси займають одне з перших місць. В дослідженнях структури інноваційних процесів, як правило, дотримуються схеми: «наукові дослідження-розробки-виробництво-маркетинг-продаж». Фахівці США поглиблюють наведену схему: «фундаментальні дослідження – прикладні дослідження – розробки – дослідження ринку – конструювання – дослідне виробництво – ринкове випробування – комерційне виробництво».

Наукові дослідження, які є основою наступних стадій інноваційних процесів, класифікують по трьом видам: фундаментальні, пошукові та прикладні.

Фундаментальні дослідження проводять з метою отримання систематизованих даних щодо певної науково-технічної проблеми, виявлення нових закономірностей і принципів розвитку світу, обґрунтування нових понять, створення нових теорій.

Пошукові дослідження розвивають фундаментальні розробки з метою їх практичної використання, тобто вони спрямовані на конкретний науково-технічний результат.

Прикладні наукові дослідження, в свою чергу, базуються на пошукових і проводяться для розробки нових чи удосконалення існуючих технологічних процесів; створення матеріалів з особливими властивостями; принципово нових зразків машин, обладнання, приладів, оснащення, високотехнологічних наукомістких виробництв.

І, нарешті, розробки – технологічні, дослідно-конструкторські, проектні, організаційні роботи, які включають створення техніко-економічної документації для освоєння нововведень (нових технологій, нової продукції та

виробництв, споруд, прогресивних методів організації та управління виробництвом) та їх дослідно-експериментального випробування.

Основне завдання обґрунтування економічної ефективності – довести, що тема досліджень, яку опрацьовує магістрант, має, перш за все, наукову, технічну, а також економічну, соціальну або екологічну значущість і сприяє тим самим зростанню темпів науково-технічного прогресу в цілому. З цією метою акцентується увага на масштабах виробництва і використання продукції, на підвищення якості або удосконалення виробництва якої направлена тема магістерської роботи.

У разі, коли дослідження має фундаментальний або фундаментально-пошуковий характер необхідно висвітлити науково-технічне значення даної сфери знань та перспективи, які розкривають дослідження по темі магістерської роботи.

Ця частина економічного розділу повністю формується на основі критичного опрацювання фахових публікацій останніх років, які присвячені питанням, що стосуються теми дослідження. Всі викладки цієї частини повинні спиратись на конкретні кількісні оцінки експлуатаційних та технологічних властивостей матеріалів та виробів, обсягів їх виробництва та використання, режимів технологічних процесів, ринкової вартості виробів та технологічних матеріалів, сировини, енергоресурсів тощо з відповідним посилками в тексті на першоджерела.

Результатом цього розділу має стати чітко сформульована науково-технічна проблема, на вирішення якої повинна бути направлена дана дослідницька робота. Таким чином, сформульована проблема і тема науково-дослідної роботи (НДР) повинні знаходитись у логічній єдності між собою.

## 5.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість. Кошторис розробляє виконавець робіт на основі календарного плану



проведення досліджень і затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.

5.2.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 5.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), визначається навчальним планом відповідного напрямку підготовки.

Таблиця 5.1

### Трудомісткість робіт по темі НДР

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Провідний науковий співробітник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1	2	3	4	5	7	8
1. Уточнення та конкретизація завдань по темі дослідження	2	2	1	—	—	2
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	2	3	—	—	7
3. Розроблення математичної моделі	3	3	4	—	—	—

## Продовження таблиці 5.1

1	2	3	4	5	6	7
4. Розроблення методу статистичного опрацювання	2	2	2	2	2	2
5. Експериментальні дослідження	2	2	2	2	2	2
6. Формування звіту по НДР	5	7	7	7	7	7
Разом за виконавцями теми	15	18	19	11	11	20

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 5.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21 (де 21 – усереднене число робочих днів за місяць).

Таблиця 5.2

## Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1. Провідний науковий співробітник	15	5656	269.33	4039,95
2. Старший науковий співробітник	18	5286	251.86	4533,48
3. Молодший науковий співробітник	19	4000	190.48	3619,12
4. Інженер	11	2890	137,62	1513,82
5. Лаборант	11	2555	121,67	1338,37
6. Студент	20	2238	106.57	2131,4
Разом оплата праці з теми				17176,14

5.2.2 Відрахування на соціальні заходи. Нарахування на заробітну плату складаються з єдиного соціального внеску, який складає 22%, відрахування з заробітної плати складаються із військового збору у розмірі 1,5 %

від суми нарахованої заробітної плати та податку на доходи фізичних осіб, який складає 18% від суми нарахованої заробітної плати.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі (див. табл.6.2).

5.2.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на факультеті прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, передбачає використання, перш за все, інформаційно-аналітичної системи модульного типу, комп'ютерів для програмної реалізації із веб-інтерфейсом, доступним через мережу інтернет, формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл. 5.3

Таблиця 5.3

### Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума,грн.
1. Система відбору електроміосигналу, програмне забезпечення та давачі	шт	1	21000	21000
1. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	6000	6000
2. Принтер лазерний	шт	1	2515	2515
3. Кабель для підключення до ПК	шт	1	250	250
Загальні витрати на матеріали				29765

5.2.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для освітлення, живлення медобладнання, комп'ютерної техніки та оргтехніки.

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot k_i \cdot t_i \cdot C_i,$$

(5.1)

де  $P_i$  – витрата  $i$ -го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;  
 $C_i$  – ціна за одиницю  $i$ -го виду матеріального ресурсу, грн;  
 $k_i$  – коефіцієнт використання потужності  $i$ -го виду матеріального ресурсу;  
 $t_i$  – час роботи  $i$ -го виду матеріального ресурсу;  
 $i$  - вид матеріального ресурсу;  
 $n$  - кількість видів матеріальних ресурсів.

Згідно постанови Кабінету Міністрів України від 01.06.2011р. № 869, Порядку розрахунку роздрібних тарифів на електричну енергію, тарифів на розподіл електричної енергії (передачу електричної енергії місцевими (локальними) електромережами), тарифів на постачання електричної енергії за регульованим тарифом, затвердженого постановою Національної комісії, що здійснює державне регулювання в сфері енергетики та комунальних послуг (НКРЕКП) від 13.04.2017 р. № 512, постанови НКРЕКП від 24.04.2017р. № 538 "Про ринкове формування роздрібних тарифів на електричну енергію, що відпускається для кожного класу споживачів, крім населення, на території України", тариф на електроенергію становить 188,79 коп./кВт.год.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за виразом (5.1) (див. табл. 5.4).

Таблиця 5.4

### Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробки системи ХМ, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
1	2	3	4	5	6
1. Система відбору електроміосигналу	50	0,35	2	1,8879	66,08
2. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	300	0,15	100	1,8879	28,32

Продовження таблиці 5.4

1	2	3	4	5	6
3. Принтер лазерний	910	0,25	3	1,8879	47,20
4. Лампи розжарювання (освітлення)	100	0,85	10	1,8879	160,47
РАЗОМ витрати на електроенергію					302,07

5.2.5 Витрати на службові відрядження. Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 5.5.

Таблиця 5.5

#### Приблизні витрати на службові відрядження

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження, грн.
Конференція	5	2000*5=10000
Здача звітів НДР	1	2000
Впровадження результатів НДР	3	3000*3=9000
Всього	–	21000

5.2.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.5.6).

Таблиця 5.6

#### Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
1. Витрати на оплату праці	17176,14	Відповідно до розрахунків
2. Відрахування на соціальні заходи	3778,75	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів

## Продовження таблиці 5.6

1	2	3
3.Обладнання для проведення досліджень	29765	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	302,07	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	21000	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	6824,32	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	75067,53	Сума попередніх статей

Кінцевим результатом науково-дослідницьких робіт є досягнення наукового, науково-технічного, економічного, соціального, екологічного та інших видів ефектів.

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і має прогнозний характер. Соціальний ефект заводить до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.

### 5.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності ( $E_{нт}$ ) за допомогою формули:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{max}},$$

(5.6)

де  $B_i$  – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 5.7);

$B_{ij}$  – середнє значення балу, який виставляється експертами і-му фактору;

$B_{ij}^{max}$  – максимально можливе значення балу (табл. 5.8);

$i$  – порядковий номер фактору;

$j$  – відповідна характеристика і-го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 5.7.

Таблиця 5.7

**Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів  
науково-технічної ефективності**

Фактори ( $i$ )	Коефіцієнти вагомості ( $B_i$ )
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	0,25
2.Глибина наукового опрацювання	0,16
3.Ступінь ймовірності успіху	0,09
4.Перспективність використання результатів	0,25
5.Масштаб можливої реалізації результатів	0,15
6.Завершеність одержаних результатів	0,10
Разом	1,00

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в таблиці 5.8.

### Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна $A_{ij}^{\max}$
1	2	3	4
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3
2.Глибина наукового опрацювання	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1
	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомих методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	Середня	6
3.Стіпень ймовірності успіху	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1
	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
4.Масштаб використання результатів	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, при розробці нових технічних рішень в конкретній галузі	Достатній	5



## Продовження таблиці 5.8

1	2	3	4
5.Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження, роки: До 2	Висока	10
	До 4	Середня	7
	До 6	Достатня	4
	Більше 6	Недостатня	2
6.Завершення одержаних результатів	Авторське свідоцтво, стаття в фаховому виданні, методика, інструкція, класифікатор, стандарти, нормативи.	Висока	10
	Технічне завдання на прикладну НДР	Середня	8
	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	Достатня	6
	Огляд, інформаційне повідомлення	Недостатня	3

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 5.9.

Таблиця 5.9

## Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

Фактори науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Розрахунок $B_{ij}$			$B_{ij}^{\max}$
		Експертні оцінки		$B_{ij}$	
		1	2		
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	3	3	3	10
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	6	6	6	10
3.Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	10
4.Перспективність використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	10	10	10	10
5.Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	10
6.Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	10

Розраховане за виразом 6.2 значення  $E_{нт}$  буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 3 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 10 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,685.$$

Загальну оцінку магістерської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 5.10.

Таблиця 5.10

**Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності  
фундаментальних та пошукових НДР**

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності		Можливі рекомендації по результатах виконання НДР
Розраховане значення $E_{нт}$	Загальна якісна оцінка ефективності	
0,91-1,00	Відмінно	Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці
0,76-0,90	Дуже добре	
<b>0,61-0,75</b>	<b>Добре</b>	<b>Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів</b>
0,36-0,60	Достатня	Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі
Менш 0,35	Незадовільна	Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі

#### 5.4 Висновки до розділу 5

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 75067,53 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,685 від максимального числа 1, а рекомендації по результатам виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

## РОЗДІЛ 6

### ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

#### 6.1 Охорона праці

У підрозділі розглянуто питання електробезпеки при роботі з фотоплетизмографічною системою.

Згідно НАПБ Б.03.002-2007 приміщення де проводяться дослідження відносяться до приміщень без підвищеного ризику. Електроустаткування належить до приладів до 1000 В. Устаткування, що використовується, відповідно до ГОСТ 12.2.007.0-75 належить до устаткування класів 0І, І та ІІ за електрозахистом. Оскільки при проведенні досліджень використовується медична апаратура, то залежно від потенційного ризику застосування поділяються на класи: І, Іа, Іб та ІІІ. Віднесення медичних виробів до того чи іншого класу ґрунтується на вразливості людського організму з урахуванням потенційних ризиків, пов'язаних з розробленням і виготовленням цих виробів, і здійснюється із застосуванням критеріїв та правил класифікації, визначених ДСТУ 4388:2005 "Вироби медичні. Класифікація залежно від потенційного ризику застосування. Загальні вимоги".

Фотоплетизмограф відноситься до класу приладів, що дозволяють діагностувати частоту серцевих скорочень. Сучасний фотоплетизмограф являє собою апаратно-програмний комплекс, в якому апаратура виконує функції взаємодії з пацієнтом, а програмні засоби необхідні для реалізації алгоритмів обробки сигналу, його відображення і виконання сервісних функцій, необхідних лікарю.

У процесі експлуатації можливий дотик до частин системи, які перебувають під напругою. Оцінка небезпеки дотику до струмоведучих частин відноситься до визначення сили струму, що протікає через тіло людини, і порівняння його із допустимим значенням відповідно до ГОСТ 12.1.038-88.

Для захисту від ураження електричним струмом всі доступні для дотику металеві частини системи повинні бути занулені (при живленні від мережі з

глухо заземленою нейтраллю) або з'єднані з пристроєм захисного заземлення перед подачею на апаратуру мережевого живлення при живленні їх мережі з ізолюваною нейтраллю.

При проведенні електролікувальної та діагностичних процедур і контакті електродів (датчиків) з піддослідним необхідно уникнути можливості випадкового заземлення піддослідного (дотик до заземлення металевих частин апаратури, операційного столу або металевої ліжка, трубопроводах тощо).

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

## 6.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

6.2.1 Ергономічні вимоги до робочого місця інженера-дослідника. Враховуючи те, що для проведення наукових досліджень в напрямку теми роботи необхідною складовою є комп'ютер у підрозділі розглянуто питання ергономічних вимог до робочого місця інженера-дослідника.

Проектування робочих місць, забезпечених відеоапаратурою та комп'ютерною технікою, відноситься до числа важливих проблем ергономічного проектування в області наукових досліджень. Робоче місце і взаємне розташує всіх його елементів повинне відповідати антропометричним, фізичним і психологічним вимогам. Велике значення має також характер роботи. Зокрема, при організації робочого місця лікаря-психіатра повинні бути дотримані наступні основні умови: оптимальне розміщення устаткування, що входить до складу робочого місця і достатній робочий простір, що дозволяє здійснювати всі необхідні рухи і переміщення.

Ергономічними аспектами проектування подібних робочих місць, зокрема, є: висота робочої поверхні, розміри простору для ніг, вимоги до того, що розташовує документів на робочому місці (наявність і розміри підставки для документів, можливість різного розміщення документів, відстань від очей користувача до екрану, документа, клавіатури і т.д.), характеристики робочого

крісла, вимоги до поверхні робочого столу, можливість регулювання елементів робочого місця. Головними елементами робочого місця лікаря-психіатра є стіл і крісло. Основним робочим положенням є положення сидячи.

Робоча поза сидячи викликає мінімальне стомлення. Рациональне планування робочого місця передбачає чіткий порядок і постійність розміщення предметів, засобів праці і документації. Те, що потрібне для виконання робіт частіше, розташоване в зоні легкої досяжності робочого простору.

Максимальна зона досяжності рук - це частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, описуваними максимально витягнутими руками при русі їх в плечовому суглобі.

Оптимальна зона (див. рис. 7.1) - частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, описуваними предплеччями при русі в ліктьових суглобах з опорою в точці ліктя і з відносно нерухогим плечем.

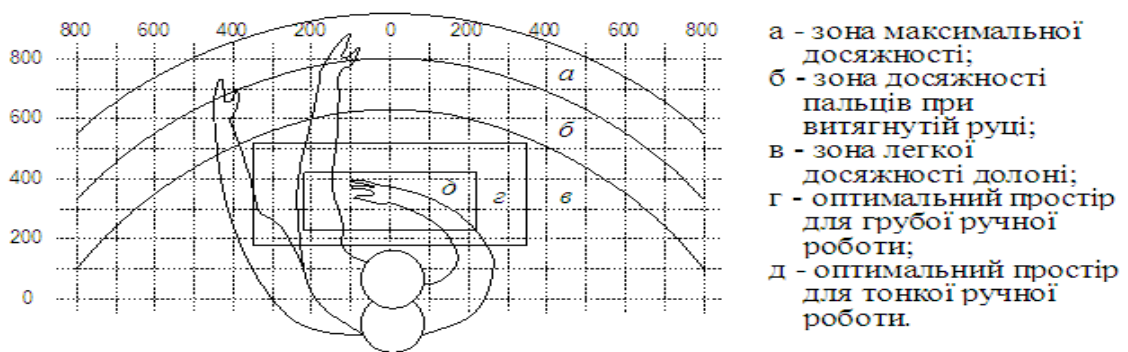


Рис. 6.1 Оптимальна зона

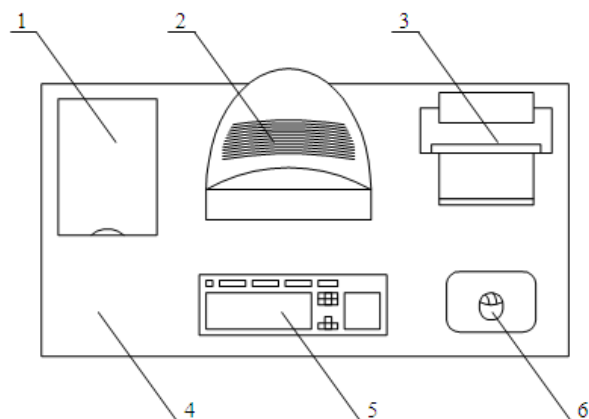


Рис. 6.2 Розміщення основних і периферійних складових ПК на робочому столі програміста: 1 – сканер, 2 – монітор, 3 – принтер, 4 – поверхня робочого столу, 5 – клавіатура, 6 – маніпулятор типу «миша».

Оптимальне розміщення предметів праці і документації в зонах досяжності:

- Дисплей розміщується в центрі столу;
- Системний блок розміщується в передбаченій ніші столу;
- Клавіатура - в передбаченій викатній ніші столу;
- «Миша» - в зоні зправа по відношенню до клавіатури;
- Сканер в зоні зліва по відношенню до клавіатури;
- Принтер знаходиться в зоні а (справа);
- Документація: необхідна при роботі - в зоні легкої досяжності долоні

- в, а у висувних ящиках столу - література, невживана постійно.

На рис. 6.2 показаний приклад розміщення основних і периферійних складових ПК на робочому столі програміста.

Для комфортної роботи стіл повинен задовольняти наступним умовам:

- висота столу повинна бути вибрана з урахуванням можливості сидіти вільно, в зручній позі, при необхідності спираючись на підлокітники;

- нижня частина столу повинна бути сконструйована так, щоб лікар міг зручно сидіти, не був вимушений підтискати ноги;

- поверхня столу повинна володіти властивостями, що виключають появу відблисків в полі зору лікар;

- конструкція столу повинна передбачати наявність висувних ящиків (не менше 3 для зберігання документації, канцелярських обладнань).

- висота робочої поверхні рекомендується в межах 680-760мм. Висота поверхні, на яку встановлюється клавіатура, повинна бути біля 650мм.

Велике значення надається характеристикам робочого крісла. Так, висота сидіння над рівнем підлоги, що рекомендується, знаходиться в межах 420-550 мм. Поверхня сидіння м'яка, передній край закруглює, а кут нахилу спинки - регульований.

Необхідно передбачати при проектуванні можливість різного розміщення документів: збоку від відеоапаратури, між монітором і клавіатурою і т.п. Крім того, у випадках, коли відеоапаратура має низьку якість зображення, наприклад помітні мигтіння, відстань від очей до екрану роблять більше (біля 700 мм), ніж

відстань від ока до документа (300-450 мм). Взагалі при високій якості зображення на відеоапаратурі відстань від очей користувача до екрану, документа і клавіатури може бути рівним.

Причина неправильної пози користувачів обумовлена наступними чинниками: немає хорошої підставки для документів, клавіатура знаходиться дуже високо, а документи - низько, нікуди покласти руки, недостатній простір для ніг.

В цілях подолання вказаних недоліків даються загальні рекомендації: краще пересувна клавіатура; повинні бути передбачені спеціальні пристосування для регулювання висоти столу, клавіатури і екрану, а також підставка для рук.

Істотне значення для продуктивної і якісної роботи на комп'ютері мають розміри знаків, густину їх розміщення, контраст і співвідношення яскравості символів і фону екрану. Якщо відстань від очей оператора до екрану дисплея складає 60..80 см, то висота знака повинна бути не менше 3 мм, оптимальне співвідношення ширини і висоти знака складає 3:4, а відстань між знаками - 15..20% їх висоти. Співвідношення яскравості фону екрану і символів - від 1:2 до 1:15.

Під час користування комп'ютером медики радять встановлювати монітор на відстані 50-60 см від очей. Фахівці також вважають, що верхня частина відео дисплея повинна бути на рівні очей або трохи нижче. Коли людина дивиться прямо перед собою, її очі відкриваються ширше, ніж коли вона дивиться вниз. За рахунок цього площа огляду значно збільшується, викликаючи обезводнення очей. До того ж якщо екран встановлений високо, а очі широко відкриті, порушується функція моргання. Це означає, що очі не закриваються повністю, не омиваються слізною рідиною, не одержують достатнього зволоження, що приводить до їх швидкої стомлюваності.

### 6.3. Висновок до розділу 6

Створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць має велике значення як для полегшення праці, так і для підвищення привабливості, позитивно впливаючою на продуктивність праці.



## РОЗДІЛ 7 ЕКОЛОГІЯ

### 7.1 Вплив оптичного випромінювання на навколишнє середовище

Оскільки у роботі для досліджень використовується фотоплетизмографічна система, то слід розглянути питання впливу оптичного випромінювання на навколишнє середовище.

Цим терміном позначається випромінювання видимого діапазону хвиль (0,4—0,77 мкм), а також межуючих з ним діапазонів — інфрачервоного (ІЧ) з довжиною хвилі 0,77—0.1 мкм та ультрафіолетового (УФ) з довжиною хвилі 0,4—0,05 мкм. При роботі фотоплетизмографа використовується випромінювання інфрачервоного діапазону.

В залежності від біологічної дії ІЧ випромінювання діапазон спектра по довжині хвилі поділяється на три області: ІЧ-А - від 780 до 1400 нм, ІЧ-В - від 1400 до 3000 нм і ІЧ-З - від 3000 нм до 1000 мкм.

У виробничих умовах гігієнічне значення має діапазон від 0,76 до 70 мкм.

Довгохвильове випромінювання обпікає сильніше, ніж короткохвильове.

Короткохвильова радіація проникає глибоко в тканини і викликає підвищення температури глибоких тканин. Максимальну проникну здатність мають червоні промені видимого спектру і короткі інфрачервоні промені з довжиною хвилі до 1,5 мкм, які мало поглинаються поверхнею шкіри. Короткохвильові ІК випромінювання можуть фокусуватися на сітківці, викликаючи її пошкодження.

Біологічна дія ІЧ випромінювання крім посилення теплового впливу на організм працюючого має і специфічне вплив, залежить від інтенсивності енергії випромінювання окремих ділянок спектра.

ІЧ випромінювання можуть викликати зміни в міокарді, водно-електролітичному балансі організму, впливати на стан верхніх дихальних шляхів.

З точки зору екології живі організми в процесі еволюції пристосувалися до певного рівня ГЧ випромінювання, однак, різке значне підвищення (в історичному аспекті) рівня ГЧ випромінювання викликає напругу адаптаційно-компенсаторних можливостей організму, довготривале дію цього чинника може призвести до їх виснаження, що спричинить незворотні наслідки на системному рівні.

## 7.2 Утилізація медичних відходів

Небезпечні медичні відходи, що залишаються від діяльності лікувально-профілактичних установ, повинні бути правильно і безпечно утилізовані, інакше ця екологічна проблема розростеться до величезних масштабів і буде під ударом не лише здоров'я і життя людей, а й стан навколишнього середовища.

Сьогодні утилізація медичних відходів стала одним з важливих питань для всіх лікувально - профілактичних установ нашої країни. Після проведених досліджень медичних відходів, що вважаються "потенційно інфікованими", виявилось, що вони становлять не менше 40% від загальної кількості "сміття", виробленого лікувально-профілактичним закладом (ЛПЗ).

Питання про захист навколишнього середовища може бути вирішене тільки в тому випадку, якщо вирішиться питання про знешкодження медичних відходів.

З недавніх пір уряд країни почав турбуватися про правильної утилізації небезпечних медичних відходів класів «Б» і «В», так як це є реальною загрозою передачі інфекційних захворювань людям. Інфікування людини відбувається при найменшому отриманні травми або випадкового контакту із зараженим предметом, обладнанням, хімічними рідинами тощо Під час роботи з медичними відходами, слід суворо дотримуватися санітарних норм і правил. Якщо в даному медичному закладі не варто спеціальне обладнання - утилізатори медичних відходів, які пройшли випробування, затверджені Міністерством охорони здоров'я і рекомендовані для використання в ЛПЗ, в такому випадку хвороботворні бактерії поширяться по всьому медичному закладу.

Всім відомо, що в нашій країні, згідно зі статистичними даними, показники травматизму медичного персоналу в кілька разів нижче світових показників. Звідси можна зробити висновок про низьку реєстрації таких випадків в Україні.

У всьому світі з кожним роком екологічна проблема тільки погіршується. Кількість внутрішньолікарняних інфекцій медичних підвищується, а в деякі лікувально-профілактичні установи окремих регіонів країни навіть ще не дійшли нові вдосконалені методи лікування хвороб на сучасному обладнанні. Звичайно, є і такі проблеми, як грубі порушення санітарних норм (правил) і погане поводження медичного персоналу з хворими.

Отже, медичні відходи, що несуть небезпеку інфікування, які утворюються після діяльності ЛПУ, можна розділити на три основні категорії:

- предмети і обладнання медичного призначення, забруднені кров'ю та іншими біолого-хімічними рідинами;

- предмети і обладнання медичного призначення, що використовуються при проведенні спеціальних медичних процедур;

- різні лабораторні залишки.

У наш час придумали кілька дуже ефективних методів утилізації та обробки медичних відходів. Сюди включили: спалювання, хімічну дезінфекцію, термічну обробку і т. п.

Зараз кожне лікувально-профілактичний заклад вже має свою специфіку і має право застосовувати один з цих методів, дозволених санітарними нормами.

Але тут є і свої мінуси, адже за відсутності єдиного стандарту ЛПУ країни не мають точних рекомендацій щодо вибору медичного устаткування і часто набувають прилади, які їм зовсім не підходять.

З вищесказаного можна зробити висновок, що утилізатори медичних відходів - це відмінний варіант вирішення проблеми знешкодження небезпечних відходів ЛПУ в Україні, залишилося тільки забезпечити їм всі лікувальні установи країни і купувати тільки перевірене і якісне обладнання, таке як, наприклад, італійське обладнання Newster. І тоді хоча б однією проблемою в нашій країні стане менше. Утилізатор медичних відходів Newster-10 - це повністю замкнута система для деструкції, стерилізації та утилізації твердих

медичних відходів. Перероблений продукт - епідемічно безпечний та екологічно чистий матеріал. Устаткування для утилізації різного роду твердих відходів Newster-10 встановлюється стаціонарно в лікувально-профілактичних установах.

### 7.3 Висновок до розділу 7

У розділі проаналізовано питання впливу оптичного випромінювання на навколишнє середовище та утилізації медичних відходів.

## ВИСНОВКИ

В ході виконання магістерської роботи було досліджено проблему розроблення методу оцінювання функціонального стану людини для первинного діагностування аритмій.

ФПГ є важливим фізіологічним показником стану серцево-судинної системи (ССС) людини. На даний час виникає необхідність в оцінюванні якості ФП сигналу, а це в свою чергу вимагає вибору методу оптимальної фільтрації його для вирішення проблеми підвищення чутливості систолічні та діастолічні хвилі у фільтрованому ФП сигналі, а це в свою чергу дозволяє обробляти сигнали в режимі реального часу у діагностичних системах.

Вибір оптимального типу фільтру є корисним для носимих пристроїв, оскільки ФП сигнал є низькочастотним і чутливим до шумових завад. Тому прийняте рішення на основі аналізу різних типів фільтрів вибрати оптимальний.

Анотовано фільтрований фотоплетизмографічний сигнал та проведено розмітку піків Р-інтервалів ЕКГ із використанням алгоритму розмітки. Досягнуто покращення якості досліджуваного сигналу шляхом фільтрації РР-інтервалограми, що уможливило підвищення точності результатів аналізу варіабельного серцевого ритму. За результатами побудовано скатерограми для фотоплетизмографічного сигналу із присутністю аритмії та в нормі. Зроблено висновок про те, що різниця між РР-інтервалами вказує на порушення серцевого ритму, тобто присутність аритмії.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

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/htm> "[Online; accessed 15-Dec-2017]".
4. J. G. Webster, *Design of pulse oximeters*. CRC Press, 1997.
5. A. G. Bonomi, F. Schipper, L. M. Eerikinen, 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. Elgendi, M. Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals. *Bioeng* 3, 21 (2016).
16. Pengfei, W., Ruiwen, G., Jingmeng, Z. & Zhang, Y.T. In *International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*. 278-281 (2008).
17. 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).
18. Yongbo Liang, Mohamed Elgendi, Zhencheng Chen, Rabab Ward *Analysis: An optimal filter for short photoplethysmogram signals* (2018).
19. Akash Kumar Bhoi, *Fingertip Pulse Wave (PPG signal) Analysis and Heart Rate Detection* (2012).
20. 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).

21. 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.
22. 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.
23. 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.
24. 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.
25. 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.
26. Armour J A. Neurocardiology: Anatomical and Functional Principles.
27. Boulder Creek, CA: Institute of HeartMath; (2003).



## Д О Д А Т К И

## Додаток А

### Код програмного забезпечення

```
import wfdb
In [88]:
    record2 = wfdb.rdsamp('/Users/apple/Desktop/maxik/dataset_ppg2/bidmc01')
In [93]:
```

```
test = np.array(record2[0])
plt.plot(test[5000:7000, 1]) indices
```

In [155]:

Out[100]:

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

In [104]:

```
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, Out[104]:
```

In [320]:

Out[320]:

```
'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']})
```

In [119]:

```
import peakutils
import scipy.signal as signal
```

In [161]:

```
%matplotlib tk
```

```

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

del noisy_samples[-1]
del denoized_samples[-1] len(noisy_samples)

3
180*125
22500

In [168]:
In [268]:
In [329]:
In [330]:
Out[330]:
In [327]:
Out[327]:
In [336]:
record2 =
wfdb.rdsamp('/Users/apple/Desktop/maxik/dataset_ppg2/bidmc07')
test = np.array(record2[0])
test_sample = test[0:22500, 1]
noise = np.random.normal(0.02, 0.009, len(test_sample))
indices = peakutils.indexes(test_sample, thres=0.5, min_dist=50)
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_sam
ple) #plt.plot(noise_sig)
plt.plot(test_sample,
color='orange')
#plt.plot(test_sample+noise)
#plt.plot(signal.detrend(test_samp
le))
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',
er='o') plt.show()
mark

```

```

fig = plt.figure(figsize=(20,16))
for i in range(1, len(denoized_samples)+1):
    #print len(noisy_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)
```

```
3
```

Out [605]:

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])
```

3106

Out[616]:

```

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(noise_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])

```

```

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

```

In [177]:

```

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
```

```
%matplotlib inline
```

In [57]:

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

In [21]:

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

In [26]:

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

In [78]:

```
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

```

res_tmp_rrs = []
for i in range(len(predictions)):
    if predictions[i] == 'good': res_tmp_rrs.append(tmp_rrs[i])

not_arh_rmp = []
for i in range(len(predictions)):
    if predictions[i] == 'good': not_arh_rmp.append(not_arh_data[i])

plt.figure(figsize=(20,8)) plt.plot(res_tmp_rrs, color='green')
plt.xlabel('Number, n') plt.ylabel('Length, s')

In [76]:
In [79]:
In [85]:

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.sqrt(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.sqrt(2) / 2,
                    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")

```

## Додаток Б

В Міжнародна студентська науково - технічна конференція  
"ПРИРОДОМ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"

**Біомедична інженерія**

Секція:

УДК 616.073.759

Гураль А.Б. – ст. гр. РБ<sub>с</sub>-51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ЗАСТОСУВАННЯ  
ЕКСПЕРТНИХ СИСТЕМ В МЕДИЦИНІ**

Науковий керівник: к.т.н., доц. Є.Б. Яворська

Hural A.

Ternopil State Technical University named after Ivan Pul'uj

**THEORETICAL ASPECTS OF APPLICATION  
OF EXPERT SYSTEMS IN MEDICINE**

Supervisor: assoc. prof. E. Yavorska

Ключові слова: медична експертна система, система підтримки прийняття рішень, програмне забезпечення.

Keywords: medical expert system, decision support system, software

Експертна система (ЕС) - це система штучного інтелекту, що використовує накопичені знання для забезпечення високоєфективного рішення задач у вузькій професійній області. Експертні системи відносяться до систем підтримки прийняття рішень (СППР), заснованих на знаннях.

Традиційні СППР універсальні і застосовуються для рішення унікальних проблем у різних предметних областях, а ЕС дають відповіді на питання у вузькій предметній області і роблять висновки, що міг би зробити людина-професіонал високої кваліфікації. Інтеграція традиційної СППР із ЕС утворює більш складний вид - так називану експертну систему підтримки прийняття рішень (ЕСППР).

Така система, виходячи з загальних вимог, пропонованих до ЕС, повинна пояснювати свої ради кінцевому користувачу, і, крім того, надавати йому універсальні засоби вільного моделювання.

Медичні експертні системи використовують для діагностування, моніторингу, прогнозування, підтримки прийняття рішень, тобто тих самих завдань, які становлять природу медицини. Якість діагностики оцінюють на рівні кваліфікованого лікаря, а це дуже високий показник. Експертні системи високоякісні. Поки вони забезпечують вирішення ізольованих завдань медичної діагностики. Використовуються в медичних приладно-комп'ютерних системах. Найважливіші галузі застосування експертної системи — невідкладні та загрозливі стани, що характеризуються дефіцитом часу, обмеженими можливостями обстеження та консультацій і нерідко бідною клінічною симптоматикою. Серед інформаційних технологій МІС медичні експертні системи — найперспективніший напрям.

Таким чином, враховуючи вищевказані аспекти, основним науковим завданням є вирішення проблеми віддаленого доступу пацієнтів та лікарів до медичної інформації, необхідність надійного її зберігання та обміну інформацією між різними спеціалістами та медичними закладами.