**Міністерство освіти і науки України**
**Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя**

факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету )
кафедра біотехнічних системи
(повна назва кафедри)

# КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр
(назва освітнього ступеня)

на тему: Апаратно-програмне забезпечення діагностики стану серцево-судинної системи

Виконав(ла): студент(ка) IV курсу, групи РБ-41
спеціальності 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

(підпис) Клівець Г.С. (прізвище та ініціали)

Керівник (підпис) Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль (підпис) Хвостівський М.О. (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри (підпис) Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)

Рецензент (підпис) Хвостівська Л.В. (прізвище та ініціали)

Тернопіль
2025

Міністерство освіти і науки України
**Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя**

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ Яворська Є.Б
(підпис) (прізвище та ініціали)
« 23 » січня 2025 р.

# З А В Д А Н Н Я
## НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Клівцю Глібу Сергійовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Апаратно-програмне забезпечення діагностики стану серцево-судинної системи

Керівник роботи Яворська Євгенія Богданівна к.т.н., доц. каф. БТ
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « *23* » *січня* 2025_ року № 4/7-43

2. Термін подання студентом завершеної роботи 24.06.2025

3. Вихідні дані до роботи Основні складові ЕКГ-сигналу, його математична модель, обробки сигналу, програмне забезпечення з графічним інтерфейсом

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)
Розділ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА
Розділ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА
Розділ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА
Розділ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

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

6. Консультанти розділів роботи

| Розділ | Прізвище, ініціали та посада консультанта | Підпис, дата | |
|---|---|---|---|
| | | завдання видав | завдання прийняв |
| Безпека життєдіяльності, | Пилипець М.І., д.т.н., проф. каф. МТ | | |
| основи охорони праці | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |

7. Дата видачі завдання _____

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

| № з/п | Назва етапів роботи | Термін виконання етапів роботи | Примітка |
|---|---|---|---|
| 1. | Отримання завдання на виконання роботи | | |
| 2. | Аналіз отриманого завдання | | |
| 3. | Виконання розділу 1 | | |
| 4. | Виконання розділу 2 | | |
| 5. | Виконання розділу 3 | | |
| 6. | Виконання розділу 4 | | |
| 7. | Оформлення пояснювальної записки | | |
| 8. | Оформлення презентаційного матеріалу | | |
| 9. | Перевірка кваліфікаційної роботи на антиплагіат | | |
| 10. | Попередній захист кваліфікаційної роботи | | |
| 11. | Захист кваліфікаційної роботи | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |

Студент _____ Клівець Г.С.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____ Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

# АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Апаратно-програмне забезпечення діагностики стану серцево-судинної системи». Кваліфікаційна робота бакалавра // Клівець Гліб Сергійович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41. // Тернопіль, 2025р. // с.-70, рис.-25, табл.-0, додат.-2, бібліограф.-39.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА, ДІАГНОСТИКА СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ, ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, MATLAB, APP DESIGNER, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, АЛГОРИТМИ ОБРОБКИ, ГРАФІЧНИЙ ІНТЕРФЕЙС КОРИСТУВАЧА.

В роботі розглянуто ЕКГ-сигнал, його складові, технічне забезпечення для реєстрації, проаналізовано апаратне і програмне забезпечення, яке оброблює і аналізує сигнал. Обрано математичну модель та методи обробки для ЕКГ-сигналу. Розроблено файл-функції для кожного виду обробки. Також розроблено програмне забезпечення з графічним інтерфейсом для обробки ЕКГ-сигналу в середовищі Matlab за допомогою утиліти App Designer.

# ANNOTATION

Theme of the qualification work: “Hardware and software for diagnosing the condition of the cardiovascular system”. // Klivets Hlib Sergiyovich// Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RB-41 // Ternopil, 2025 // p.-70, fig.-25, tabl.-0, add.-2, bibliography-39.

Keywords: COMPUTER SYSTEM, CARDIOVASCULAR SYSTEM DIAGNOSTICS, ELECTROCARDIOGRAPHY, SOFTWARE, MATLAB, APP DESIGNER, MATHEMATICAL MODEL, PROCESSING ALGORITHMS, GRAPHICAL USER INTERFACE.

The paper considers the ECG signal, its components, technical equipment for recording, and analyses the hardware and software that processes and analyses the signal. A mathematical model and processing methods for the ECG signal are selected. Function files are developed for each type of processing. Software with a graphical interface is also developed for processing the ECG signal in the Matlab environment using the App Designer utility.

ЗМІСТ

ВСТУП 7
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА 9
1.1 Особливості серцево-судинної системи 9
1.2 Електрокардіографія 12
1.3 Зародження електрокардіографії 13
1.4 Електрокардіографи сучасності 16
1.5 Проблеми та недоліки сучасних кардіографів 17
1.6 Висновки до розділу 1 19
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА 20
2.1 Принцип роботи електрокардіографії 20
2.2 Існуюче апаратно-програмне забезпечення 22
2.3 Давачі для реєстрації ЕКГ-сигналів 24
2.4 Система для реєстрації ЕКГ-сигналів 30
2.5 Технічні характеристики сучасних ЕКГ-систем 33
2.6 Результат реєстрації ЕКГ-сигналів 34
2.7 Математичне забезпечення. Структура ЕКГ-сигналу 36
2.8 Математичні моделі ЕКГ-сигналу 37
2.9 Методи обробки ЕКГ-сигналів 39
2.10 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи 41
2.11 Програмне забезпечення комп'ютерної системи. Загальний алгоритм роботи ПЗ 42
2.12 Алгоритми методів обробки 44
2.13 Розробка графічного інтерфейсу ПЗ 46
2.14 Результат роботи ПЗ 48
2.15 Висновки до розділу 2 51
РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА 52

3.1 Обґрунтування використання MATLAB та App Designer для розробки програмного забезпечення 52
3.1.1 MATLAB як середовище технічних обчислень 52
3.1.2 App Designer - інтерактивний графічний інтерфейс MATLAB 53
3.1.3 Структура реалізованого програмного забезпечення 54
3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження (електрокардіографія) та її значення для інженера 54
3.2.1 Значення для біомедичного інженера 54
3.2.2 Методика проведення електрокардіографії 56
3.3 Висновки до розділу 3 59
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ 60
4.1 Естетичне оформлення робочого місця оператора ПК 60
4.2 Таксономія небезпек 61
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ 65
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 67

# ВСТУП

Моделювання та аналіз біологічних сигналів є ключовим напрямком сучасної біоінженерії та медичної інформатики. Одним із найважливіших типів біосигналів є електрокардіографічний сигнал, який відображає електричну активність серця й несе цінну діагностичну інформацію про стан серцево-судинної системи.

Серцево-судинна система забезпечує транспортування крові, насиченої киснем і поживними речовинами, до органів і тканин, а також виведення продуктів метаболізму. Порушення її функціонування є причиною розвитку багатьох небезпечних захворювань, таких як аритмії, ішемічна хвороба серця, гіпертонія, серцева недостатність. Своєчасна діагностика порушень електричної активності серця має вирішальне значення для профілактики та лікування цих патологій.

Електрокардіографія є одним із найпоширеніших і найінформативніших методів діагностики серцево-судинних захворювань. Вона дозволяє реєструвати електричні потенціали, що виникають при скороченні й розслабленні серцевого м’яза. Аналіз форми, тривалості та амплітуди компонентів ЕКГ дозволяє виявити аритмії, ішемію, гіпертрофію міокарда та інші патології.

З розвитком цифрових технологій з’явилася можливість автоматизованої обробки та інтерпретації ЕКГ-сигналів за допомогою апаратно-програмних засобів. Створення таких систем вимагає комплексного підходу, що включає розробку апаратного забезпечення (датчики, підсилювачі, АЦП), математичних моделей електричної активності серця, алгоритмів обробки сигналів та програмного забезпечення з графічним інтерфейсом.

Дана кваліфікаційна робота присвячена огляду апаратно-програмного забезпечення комп’ютерної системи для реєстрації та обробки ЕКГ-сигналів з метою діагностики стану серцево-судинної системи. Робота включає аналіз

існуючих рішень, аналізу апаратної та програмної частин системи, побудову математичних моделей ЕКГ-сигналу, алгоритмів обробки, розробка програмного забезпечення з графічним інтерфейсом та огляд методики проведення біомедичних досліджень.

# РОЗДІЛ 1
# АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

## 1.1 Особливості серцево-судинної системи

Серцево-судинна система складається з лімфатичної та кровоносної системи. Називається саме серцево-судинною тому що серце відіграє головну роль системи. Судини, котрі займаються переносом крові від серця є артеріальними, а ті які доставляють кров до серця називають венозними.

Ця система забезпечує транспортування крові з поживними та активними речовинами до органів або тканин. Тобто продукти метаболізму переносяться по всьому організму кровоносними і лімфатичними судинами.

В людському організмі розрізняють три ключові кола кровообігу, а саме: велике, мале та серцеве:

- велике коло кровообігу бере початок у лівому шлуночку через аорту і завершується у правому передсерді з верхньою та нижньою порожнистими венами. Цей шлях забезпечує доставку насиченої киснем крові весь організм;
- мале коло кровообігу стартує з правого шлуночка, проходячи через легеневий стовбур, а завершується у лівому передсерді з чотирма легеневими венами. Воно відіграє ключову роль у процесі газообміну: артерії цього кола переносять венозну кров до легенів, а вени повертають артеріальну кров до серця;
- серцеве коло кровообігу відповідає за живлення серцевого м’яза та відведення крові від його стінок. Воно складається з двох головних коронарних артерій - лівої та правої - разом із їхніми гілками, які розташовані на поверхні серця. У разі закупорки однієї з цих гілок кисень не доходить до певної ділянки серцевого м’яза, що призводить до її загибелі, відомої як інфаркт.

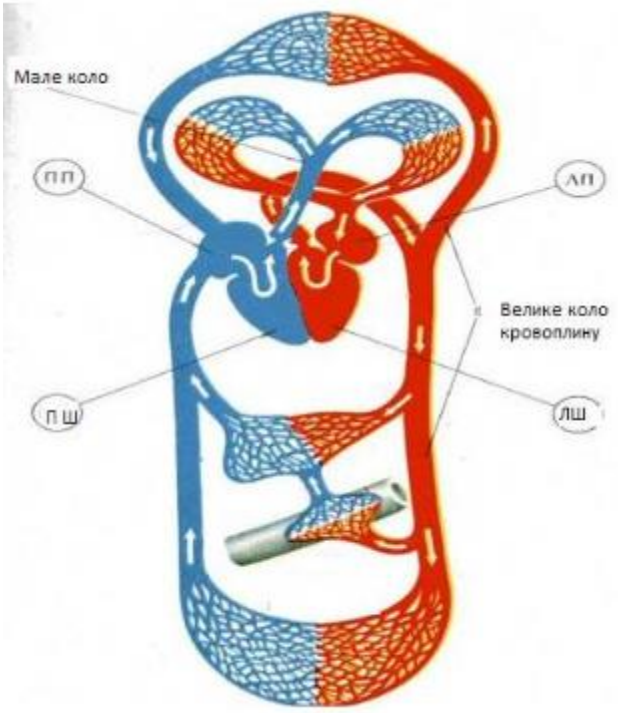


Рисунок 1.1 - Кола кровообігу [1]

ПП – праве передсердя;

ЛП – ліве передсердя;

ПШ – правий шлуночок;

ЛШ – лівий шлуночок.

Кровоносні судини - це трубчасті структури різного розміру, стінки яких мають особливу будову, що залежить від їхнього призначення в організмі. Капіляри, завдяки яким відбувається метаболізм між кров'ю та тканинами, мають дуже тонкі стінки, які мають в своєму складі лише один шар клітин ендотелію. Артерії та вени відповідають за транспортування крові та регуляцію її припливу до органів завдяки діям нервової системи. Їх стінки багатошарові й включають три основні шари: внутрішній, середній і зовнішній. У середньому шарі найбільше гладких м'язових клітин, в той час як у внутрішньому та зовнішньому шарі домінує сполучна тканина, зокрема еластичні волокна.

Внутрішній шар також містить в собі ендотелій. Будь-яка судина є окремим органом, у стінках якого присутні власні кровоносні судини, а також чутливі й рухові нервові закінчення. Це забезпечує тісну взаємодію судин із центральною нервовою системою, яка впливає на їхню роботу, зокрема на процеси метаболізму. Деякі судини додатково оточені оболонкою сполучної тканини.

Співвідношення еластичної та м'язової тканини в стінках судин варіюється. Залежно від кількості еластичної та м’язової тканини в стінках, артерії поділяють на:

- еластичні, як ось аорта, легенева артерія, гілки дуги аорти;
- м’язові, сюди відноситься переважна більшість артерій, зокрема ті, що розташовані між м’язами кінцівок або в органах зі змінним об’ємом, таких як матка чи сечовий міхур;
- змішані, які поєднують риси як еластичних так і м’язових;

Електрична вісь серця - це узагальнений напрямок електричного імпульсу, що проходить через шлуночки під час їхнього скорочення. Важливо зазначити, що ЕВС не збігається з анатомічним положенням серця. ЕВС утворюється внаслідок деполяризації міокарда шлуночків:

- вертикальна ЕВС: хвиля йде зверху вниз;
- горизонтальна ЕВС: хвиля йде справа наліво;
- відхилення вліво: хвиля йде від правої сторони знизу до лівої вгору тощо.

На електрокардіограмі форма комплексів QRS залежить від розташування електродів відносно напрямку хвилі. Якщо хвиля наближається до електроду то реєструється високий позитивний зубець R. Якщо хвиля віддаляється - фіксується глибокий негативний зубець S. Електроди, через які хвиля проходить послідовно (спочатку наближаючись, а потім віддаляючись), записують двофазний комплекс із початковою позитивною, а потім негативною фазою QRS [1].

## 1.2 Електрокардіографія

Електрокардіографією називають непрямий метод діагностики та оцінки стану серця і його функцій, суть якого полягає в реєстрації електричної активності серця, його імпульсів за допомогою спеціальної апаратури, а саме електрокардіографом. Цей метод дозволяє побачити і оцінити ритмічність серця та його функціональний стан, що вже дає змогу виявити різноманітні відхилення від норми серцево-судинної системи.

Процедура електрокардіографії передбачає накладання електродів, які фіксують електричні сигнали які виробляє серце під час роботи. Отриманні дані потім передаються в електрокардіограф, де відбувається інтерпретація та запис у формі графічних зображень або графіків. Після цього вже відбувається аналіз даних лікарем для оцінки загального стану серцевої активності.

Електрокардіографія зазвичай є складовою повного медичного скринінгу, але і часто проводиться якщо є сумніви та підозри в нормальній роботі серця або серцево-судинної системи.

Даний метод діагностики є швидким, зручним, не потребує втручання та не викликає неприємних почуттів, і через це метод часто застосовують для перевірки стану серця.

Є декілька видів проведення електрокардіографії, найпопулярнішими з яких є такі:

- стандартна ЕКГ: стандартне дослідження, яке проводиться у стані спокою, без фізичних навантажень;
- електрокардіографія з фізичним навантаженням проводиться під час велоергометрії, бігового тесту чи іншої фізичної активності, щоб оцінити роботу серця в умовах навантаження;
- екстримальна ЕКГ: фіксує електричну активність серця у момент емоційного чи психологічного напруження;

– швидка ЕКГ оперативне дослідження під час якого зазвичай задіяні портативні пристроїв для отримання стану серця в критичних чи непередбачуваних ситуаціях;

– дистанційна ЕКГ: моніторинг серцевого ритму на відстані за допомогою спеціальних пристроїв або мобільних додатків, що дозволяє контролювати серце у повсякденному житті [2].

## 1.3 Зародження електрокардіографії

Розробка електрокардіографа (ЕКГ) 126 років тому здійснила революцію у вивченні серцевих захворювань. ЕКГ стала одним із найпоширеніших тестів для обстеження пацієнтів та невід'ємною частиною кардіологічної оцінки в сучасну епоху. Віллем Ейнтховен (Лейден, Нідерланди) вважається засновником і батьком сучасної ЕКГ. Ейнтховен розпочав свої дослідження ЕКГ за допомогою ртутного капілярного електрометра та математично вдосконалив його спотворення, завдяки чому нарешті зміг зареєструвати чітке відображення ЕКГ до початку двадцятого століття. Пізніше він ще більше вдосконалив записи ЕКГ, впровадивши струнний гальванометр, який він сконструював.

У 1901 році Ейнтховен опублікував попередній звіт про свій струнний гальванометр, а в 1903 році надав детальніший опис.

Гальванометр складався з тонкої кварцевої нитки, покритої сріблом (товщиною близько 3 мкм), яка була натягнута в сильному магнітному полі. Коли через цю нитку проходив електричний струм, вона починала рухатися. Цей рух можна було спостерігати та фотографувати завдяки значному збільшенню. Чутливість приладу можна було точно регулювати, змінюючи натяг нитки. Перший гальванометр був величезним: він займав дві кімнати, важив 600 фунтів і потребував п’яти операторів для роботи. Для охолодження електромагніту використовувався безперервний потік води, а електроди були

великими відрами з фізіологічним розчином, у які пацієнт занурював руки та ноги [3].

Ейнтховен також розробив систему стандартизації електрокардіографії, яка використовується по всьому світу і досі. Він представив триаксіальну біполярну систему з трьома електродами на кінцівках (I, II, III), яка забезпечила уніфікованість процесу запису. Крім того, він запропонував концепцію рівностороннього трикутника, де сторони відповідають трьом відведенням, а електрична вісь серця (у фронтальній площині) зображується як вектор із стрілкою в центрі трикутника.

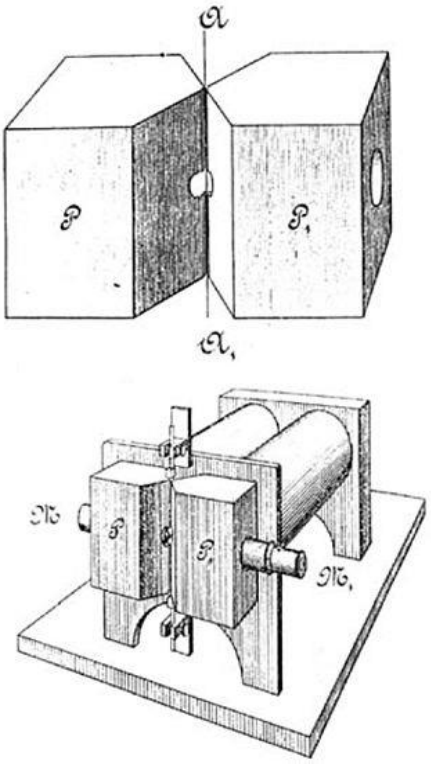

Рисунок 1.2 – Струнний гальванометр [3]

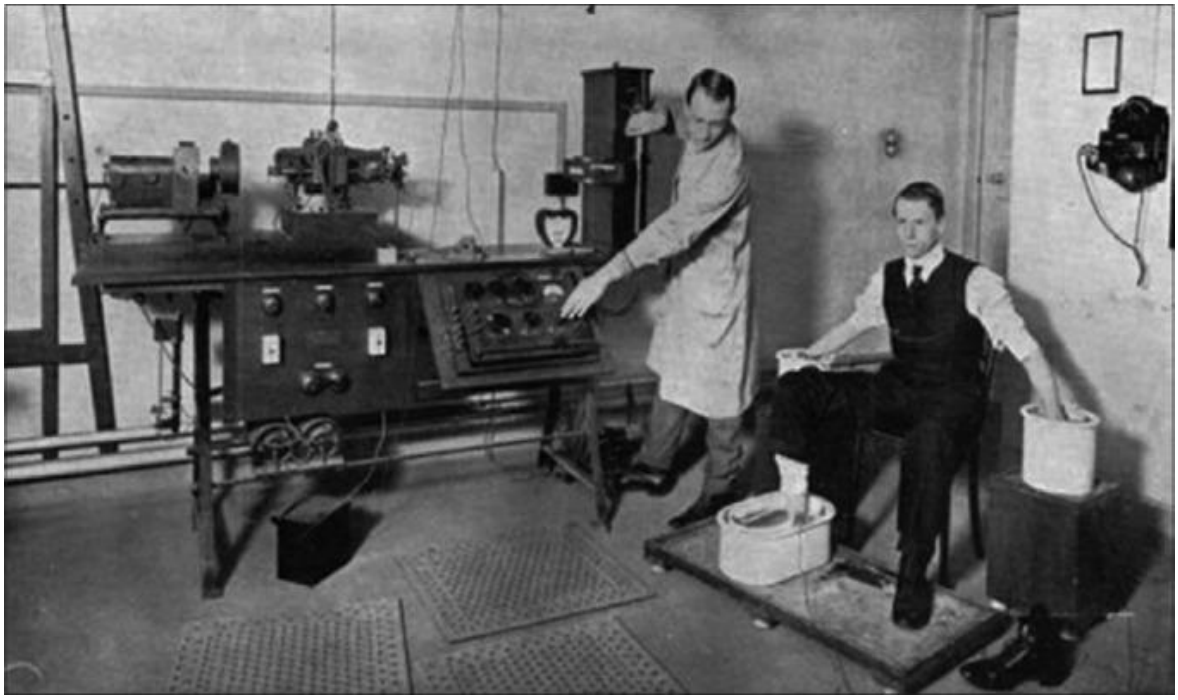

Рисунок 1.3 - Віллем Ейнтховен випробовує струнний гальванометр на пацієнті (1916) [3]

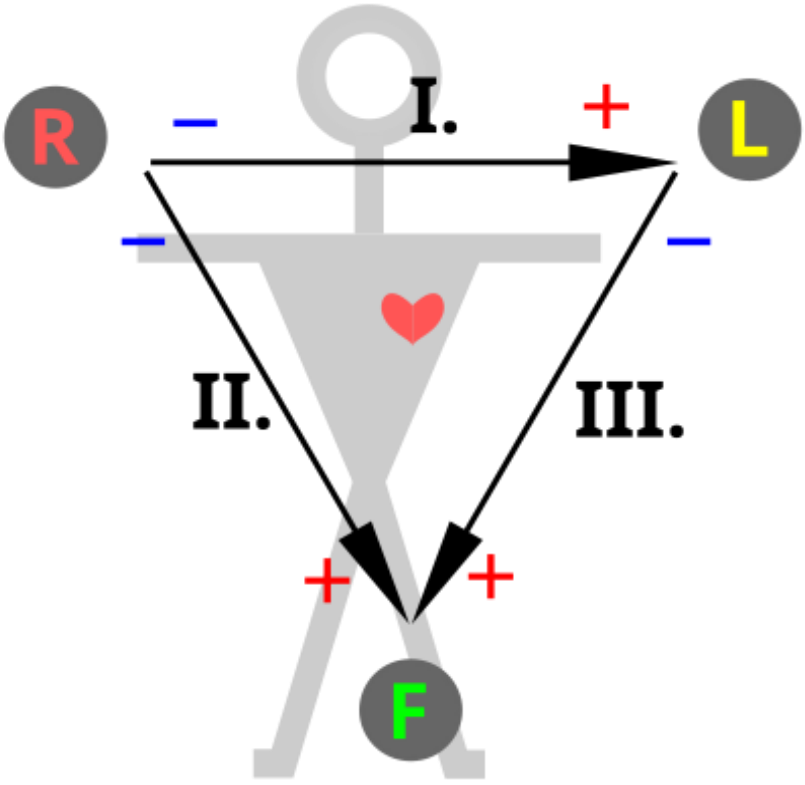


Рисунок 1.4 - Схематичне представлення трикутника Ейнтговена [4]

## 1.4 Електрокардіографи сучасності

У XXI столітті стрімко почали розвиватися як стаціонарні, так і портативні персональні ЕКГ-пристрої, останні з яких можна поділити на три основні типи: кишенькові, наклейні (патч) та носимі:

- кишенькові пристрої оснащені вбудованими сухими електродами та використовуються окремо. Щоб записати ЕКГ, їх потрібно прикласти до грудної клітки або тримати в руках. Запис здійснюється лише в момент активації користувачем;
- патч-пристрої містять одноразові вбудовані або поверхневі електроди, які зазвичай кріпляться до лівої частини грудної клітки. Вони забезпечують цілодобовий моніторинг діяльності серця до 30 днів;
- носимі пристрої можуть використовувати сухі металеві, текстильні або одноразові електроди й призначені для постійного носіння під час повсякденної активності. Їх можна носити у вигляді футболки, ременя або смарт-годинника. Тривалість роботи варіюється: від цілодобового моніторингу до записів тривалістю до хвилини, залежно від способу використання [5].

Але вони не такі точні як стаціонарні ЕКГ. Сучасні стаціонарні електрокардіографи – це високотехнологічне обладнання, яке гарантує точну діагностику стану як самого серця, так і всієї серцево-судинної системи. Ці прилади живляться від електромережі, і для їх розміщення потрібне спеціально облаштоване місце. Пристрій інтегрується з моніторами пацієнтів та комп'ютерами, які мають відповідне програмне забезпечення. Стаціонарні ЕКГ за останнє десятиліття зазнали значних змін, зокрема у таких аспектах:

покращення точності та чутливості - сучасні стаціонарні ЕКГ мають високу точність завдяки використанню нових технологій реєстрації сигналів. Наприклад, дослідження показали, що застосування електропровідних гелів стало менш критичним для якості запису, що спрощує процедуру. Це стало

можливим завдяки вдосконаленню електродів та підвищенню чутливості сенсорів [6] ;

- можливість одночасної реєстрації 12 відведень. Раніше багато стаціонарних ЕКГ могли реєструвати лише кілька відведень одночасно. Зараз практично всі моделі підтримують одночасну реєстрацію всіх 12 відведень, що значно підвищує інформативність дослідження, особливо при діагностиці ішемічної хвороби серця (ІХС) [7] ;
- телемедицина та віддалений моніторинг. З появою телемедичних технологій стаціонарні ЕКГ стали частиною систем віддаленого моніторингу. Лікарі можуть отримувати дані з ЕКГ у режимі реального часу, навіть якщо пацієнт знаходиться в іншому місці. Це особливо корисно для пацієнтів які страждають на хронічні захворювання, таких як серцева недостатність;
- компактність та покращення дизайну. Хоча стаціонарні електрокардіографи (ЕКГ) ще потребують більше простору, ніж портативні моделі, їхній дизайн зазнав значних змін у напрямку компактності та ергономічності. Застосування сучасних матеріалів та передових технологій сприяло зменшенню ваги та габаритів пристроїв, що спрощує їхнє встановлення в медичних закладах та переміщення між кабінетами.

## 1.5 Проблеми та недоліки сучасних кардіографів

Незважаючи на стрімкий розвиток технологій ЕКГ, носимі пристрої все ще мають певні недоліки та обмеження:

- обмежені дані - носимі ЕКГ-пристрої зазвичай забезпечують лише базову інформацію, таку як серцевий ритм та частота серцевих скорочень. Деякі дорогі моделі можуть вимірювати артеріальний тиск, але їх можливості залишаються обмеженими. Вони здатні фіксувати порушення ритму, проте не дозволяють діагностувати складні серцево-судинні захворювання, як-от

інфаркт чи інсульт. Для детального аналізу необхідне обстеження у спеціалізованих медичних закладах;

– неточність - більшість носимих пристроїв мають лише 1–2 відведення, тоді як медичні ЕКГ-апарати оснащені 12 відведеннями, що значно підвищує точність діагностики. Крім того, результати можуть бути спотворені неправильним використанням пристрою або впливом зовнішніх факторів, як-от вологість чи піт на шкірі [8];

– користувацькі та фінансові бар'єри - ефективне використання домашнього моніторингу ЕКГ потребує технічних навичок, фінансових витрат та стабільного доступу до Інтернету. Найбільшу користь від виявлення прихованих аритмій могли б отримати люди старшого віку, проте саме вони часто стикаються з труднощами у впровадженні таких технологій. Висока вартість пристроїв та необхідність постійного підключення до мережі можуть стати бар'єром для їх широкого застосування [9].

Недоліки стаціонарних ЕКГ:

– обмеження у виявленні нестаціонарних змін - оскільки ЕКГ-сигнал змінюється з кожним серцевим ударом, аналіз тимчасових аномалій може бути складним. Стаціонарні ЕКГ фіксують лише поточний стан серця, що може ускладнювати діагностику рідкісних аритмій або змін, що проявляються епізодично [10];

– відсутність тривалого моніторингу - на відміну від холтерівського моніторування, яке забезпечує безперервний запис ЕКГ протягом 24–48 годин, стаціонарні ЕКГ не дозволяють довгострокове спостереження. Це може ускладнити виявлення тимчасових порушень, таких як шлуночкові аритмії, що виникають у певні моменти;

– недостатня чутливість для діагностики складних патологій – хоча ЕКГ є важливим діагностичним методом, він може бути недостатньо точним для раннього виявлення складних серцевих захворювань, зокрема ішемічної

хвороби серця. У таких випадках можуть знадобитися додаткові обстеження, як-от ехокардіографія чи коронарографія [11];

– необхідність спеціального обладнання та кваліфікованого персоналу - стаціонарні ЕКГ потребують спеціалізованої апаратури та професійного медичного персоналу для проведення тестування та аналізу результатів. Це може обмежувати доступність процедури в умовах із обмеженими ресурсами [12];

– часові затрати на підготовку даних - для коректного аналізу ЕКГ-сигналу часто необхідна попередня обробка, включаючи виділення ключових параметрів (P, QRS, T-хвиль). Це може ускладнювати та подовжувати процес діагностики, особливо при використанні автоматизованих систем, які потребують точно форматованих даних.

## 1.6 Висновки до розділу 1

В цьому розділі розглянуті особливості серцево-судинної системи, електрокардіографія, історія кардіографії та сучасні електрокардіографи, були визначені проблеми та недоліки стаціонарних та портативних ЕКГ.

# РОЗДІЛ 2
# ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

## 2.1 Принцип роботи електрокардіографії

Електрокардіографія - це метод діагностики, який заснований на фіксації змін електричних потенціалів, які утворюються у серцевому м’язі (міокарді) в результаті його роботи. Сучасні електрокардіографи здатні здійснювати як і запис одного відведення (одноканальний запис), так і запис декількох відведень (багатоканальний запис). У багатоканальних системах одночасно реєструється кілька відведень (до 12), що суттєво підвищує інформативність обстеження та скорочує час його проведення.

Конструкція типового електрокардіографа базується на трьох ключових блоках, а саме - системи зчитування біоелектричних потенціалів (електроди), підсилювачі сигналу, реєструючого модуля. ці Серцеві імпульси що спричиняють зміни електричних потенціалів на поверхні тіла, фіксуються електродами, які розташовані на певних ділянках тіла. Електричні сигнали трансформуються в механічні зміщення або фіксуються у цифровому вигляді.

Раніше електрокардіографи використовували механічний або тепловий запис, який відбувався за допомогою пера з чорнилом або нагрітого пера та паперу. Сучасні пристрої, натомість, працюють із цифровими технологіями, зберігаючи дані у файлах або на електронних носіях.

Зміни електричного потенціалу, які з’являються на поверхні тіла під час роботи серця, фіксуються завдяки системам електродів. Кожен електрод вимірює різницю потенціалів між двома точками в електричному полі серця, що відповідає певним місцям на тілі. Електроди приєднані до електрокардіографа - електрод до позитивного (активного) полюса, який називають ще активним, другий - до негативного (пасивний). Найчастіше

застосовують 12-канальну систему, що включає в себе 6 відведень, а саме звичайні I, II, III, посилені aVR, aVL, aVF від кінцівок і 6 грудних відведень.

Звичайні відведення електрокардіограми працюють за принципом фіксації різниці електричних потенціалів між певними точками на тілі, куди прикріплені електроди. Ці три відведення створюють умовну геометричну конструкцію, так званий «трикутник Ейнтховена», де головними точками виступають руки та ліва нога. Електроди розташовують у спеціально визначених зонах, що дає змогу вловлювати електричні імпульси, які виникають під час роботи серця [13].

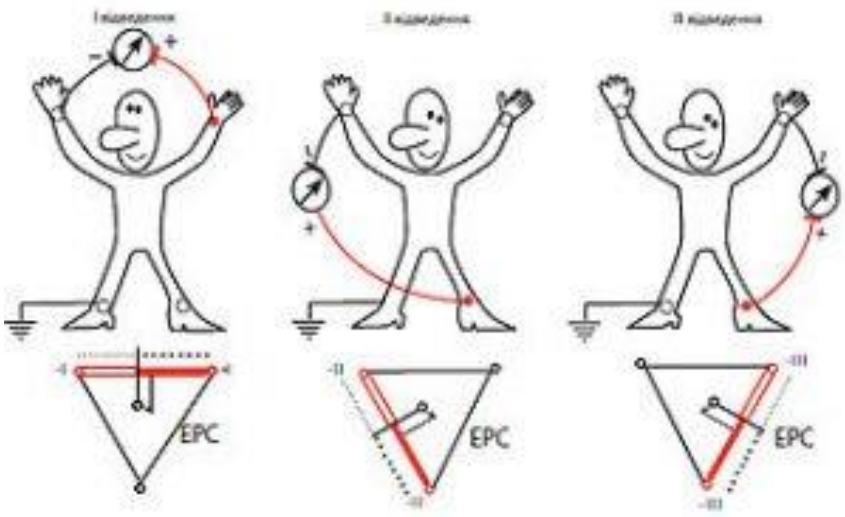


Рисунок 2.1- Формування трьох стандартних відведень від кінцівок [13]

Лінія, що сполучає два електроди в межах одного відведення, називається віссю відведення. У цій системі кожна сторона пов’язана з одним із трьох головних відведень, і всі мають власну вісь:

- I відведенням є умовна лінія що з’єднує ліву руку з правою рукою;
- II відведенням називається лінія, що з’єднує ліву ногу з правою рукою;
- III відведення є лінія що з’єднує ліву ногу з лівою рукою, негативний.

В усіх цих умовних лініях з’єднуються електроди, позитивний та негативний. Для забезпечення правильного функціонування системи до правої ноги під’єднують додатковий електрод, який слугує для заземлення. Зазвичай діоди маркують так: жовтий колір визначає ліву руку, зелений - ліву ногу, червоний - праву руку, чорний - праву ногу.

Відповідно до векторної моделі, електрична вісь відведення умовно розділена на половини - за допомогою перпендикуляра який проведений з середини електричного поля серця. Якщо на певній фазі серцевого циклу вектор електричної рушійної сили спрямований у позитивному напрямку відведення, на електрокардіограмі фіксується позитивне відхилення (R, T, P). В інших випадках, коли вектор електричної рушійної сили спрямований у негативному напрямку, фіксуються негативні відхилення (Q, S, іноді T або P).

Під'єднання електродів до входів електрокардіографа відбувається з урахуванням визначеної полярності: один електрод функціонує як активний полюс, позначений знаком «+», а інший – як пасивний, з позначкою «–». Такий підхід забезпечує формування кожної з трьох векторних осей, що є ключовим для отримання точної інформації про електричну активність серця та її вірогідної реєстрації [13].

## 2.2 Існуюче апаратно-програмне забезпечення

Існують численні апаратно-програмні комплекси та інструменти для аналізування ЕКГ-сигналів. Для дослідницьких та навчальних цілей широко використовуються ресурси PhysioNet – відкриті бази ЕКГ (PhysioBank) та пакети для їх аналізу (PhysioToolkit). Оригінальний пакет програмного забезпечення Waveform Database (WFDB), написаний на C, надає великий набір програмного забезпечення для обробки та аналізу фізіологічних хвиль. WFDB Toolbox для MATLAB та Octave – це набір із понад 30 функцій та утиліт, які інтегрують програми та бази даних з відкритим кодом PhysioNet з

високоточним числовим обчислювальним та графічним середовищем MATLAB та Octave. Подібне тематичне програмне забезпечення також доступне на Python. Інструментарій WDFB для MATLAB та Octave надає функції, корисні для завантаження фізіологічних сигналів. Наприклад, функція дозволяє користувачам завантажувати дані хвиль PhysioNet. Якщо сигнали бази даних не кешуються локально, вони автоматично отримуються із серверів PhysioNet за допомогою HTTP та зберігаються локально для подальшого доступу. Багато прикладів коду реалізують алгоритми обробки ЕКГ (реалізація алгоритму Пан–Томпкінса в MATLAB як найкращий приклад). Інструменти WFDB Toolbox та Biosignal Tools є найпопулярнішими та найкращими для обробки біомедичних сигналів [14].

У сфері комп'ютерної обробки ЕКГ-сигналів та інших біомедичних даних у середовищі MATLAB найпопулярнішими є два інструменти: WFDB Toolbox та Biosignal Toolbox. Обидва мають свої переваги, проте орієнтовані на дещо різні завдання, що й визначає доцільність їх використання в тій чи іншій ситуації.

WFDB Toolbox є спеціалізованим інструментом, тісно пов'язаним із базами даних PhysioNet. Його основна перевага - це можливість напряму завантажувати, обробляти й анотувати сигнали з медичних БД у форматах, прийнятих у PhysioBank. Цей toolbox дозволяє працювати з такими класичними наборами даних, як MIT-BIH Arrhythmia Database, при цьому підтримуючи читання анотацій, метаданих, кількох каналів сигналу, а також має інтеграцію з онлайновими сервісами PhysioNet. Тому WFDB Toolbox є ідеальним вибором для дослідників, які хочуть використовувати великі об'єми анотованих фізіологічних даних, зокрема для побудови, навчання та валідації алгоритмів детекції та класифікації серцевих подій.

Biosignal Toolbox, у свою чергу, є більш універсальним пакетом функцій для попередньої обробки, аналізу та візуалізації різних біосигналів. Його сильна сторона - реалізація базових та адаптивних алгоритмів обробки

сигналів, таких як фільтрація, згладжування, аналіз спектральних характеристик, обчислення співвідношення сигнал/шум, оцінка стаціонарності тощо. Biosignal Toolbox має просте встановлення через MATLAB Central, більш гнучке середовище для адаптації функцій до власних даних, а також зручні засоби візуалізації результатів.

У підсумку, якщо основне завдання - робота з готовими клінічними базами даних (як-от PhysioNet), з анотацією та аналізом багатоканальних ЕКГ-записів, доцільніше використовувати WFDB Toolbox. Якщо ж необхідна гнучка обробка сигналів із власних або експериментальних джерел, із можливістю використання адаптивних фільтрів та простих візуалізацій, кращим вибором буде Biosignal Toolbox. У деяких проектах раціональним рішенням є комбіноване використання обох інструментів, що дозволяє поєднати переваги кожного з них.

## 2.3 Давачі для реєстрації ЕКГ-сигналів

Для вимірювання ЕКГ потрібні матеріали, які гармонійно працюють з тілом. Тому біосумісні матеріали вибираються завдяки своїм гіпоалергенним властивостям, щоб зменшити ризик подразнення шкіри, навіть під час тривалих тренувань. Ключові характеристики включають здатність протистояти поту, що відводить вологу від шкіри, тим самим підтримуючи комфортний інтерфейс між пристроєм і тілом. Газопроникні матеріали також сприяють цьому комфорту, дозволяючи шкірі дихати та запобігаючи накопиченню поту та тепла під пристроєм.

Традиційні гелеві електроди залишаються стандартом для клінічної ЕКГ завдяки високій точності, але їх обмежує короткий термін служби. Сухі електроди, незважаючи на проблеми з шумами, активно розвиваються для носимих систем та телемедицини , де ключову роль відіграють біосумісність та надійність в умовах руху.

1. Гелеві Ag/AgCl електроди

Конструкція та конструктивні елементи: Звичайний гелевий (мокрий) ЕКГ-електрод складається з двох частин: металевий сенсор (зазвичай срібний або нержавіючої сталі зі шаром Ag/AgCl) та гідрогелевий шар із сольовим електролітом, все це закріплено на основі з імпервонбельного пінополіетилену чи нетканого матеріалу. Електрод має адгезивний шар (біосумісний акрилатний клей) для кріплення до шкіри та захисну плівку. Деякі моделі мають зміщений коннектор для зменшення натягу дроту. Гель забезпечує контакт між сенсором і шкірою. Адгезивний шар зазвичай є гіпоалергенним і м'яким для шкіри [15].

Матеріали та хімічний склад: Робоча частина такого електрода – срібло, вкриті хлором у вигляді AgCl. На основі Ag/AgCl побудовано практично всі біомоніторингові електроди для ЕКГ. Підкладка робиться з поліетилену або тканини, адгезив - з медичного акрилату (ISO 10993). Гель містить водний полімер (наприклад, поліакрилат), електроліти (солі хлору чи інші солі) і часто гліцерин для вологоутримання. До складу гелю входять іони хлору, що підтримують баланс напруги: високий вміст хлориду сприяє стабільності потенціалу та чіткій ЕКГ-трасі. [16]

Рисунок 2.2 - Гелеві Ag/AgCl електроди [15]

Принцип роботи: Ag/AgCl -електрод у поєднанні з провідним гелем є «неполяризуючим»: на кордоні метал–електроліт відбуваються швидкі оборотні реакції: $AgCl + e^- \leftrightharpoons Ag + Cl^-$. Це дає стабільний електрохімічний потенціал і мінімальне зміщення постійного струму, що забезпечує високу якість ЕКГ-сигналу. Кондуктивний гель заповнює мікропори шкіри, збільшуючи площу контакту та зменшуючи імпеданс. Еквівалентно, утворюється подвійний електричний шар на межі електрод–шкіра, який спочатку стабілізується після накладання електрода [17].

Гелеві електроди зі срібла/хлориду срібла (Ag/AgCl) залишаються «золотим стандартом» у реєстрації ЕКГ завдяки стабільному сигналу з низьким імпедансом, який забезпечується провідним гелем. Вони прості в

застосуванні, гіпоалергенні та доступні за ціною, що робить їх ідеальними для короткочасних клінічних досліджень. Однак їхній головний недолік - обмежений термін використання: гель висихає, збільшуючи імпеданс та викликаючи артефакти, особливо при рухах або тривалому моніторингу. Крім того, можливість подразнення шкіри, необхідність підготовки поверхні та екологічні проблеми через одноразовість обмежують їх застосування в довгострокових системах. Ці фактори стимулюють розробку альтернативних технологій, таких сухі електроди або гібридні рішення, для підвищення зручності та екологічності [17].

2. Сухі Ag/AgCl електроди. Конструкція та конструктивні елементи: Сухі Ag/AgCl електроди - це плоскі чи гнучкі датчики, що контактують зі шкірою без додаткового гелю. Типова конструкція включає металеву поверхню (іноді зі спеціальною текстурою або шипами) або струмопровідний композит з покриттям Ag/AgCl, закріплені в еластомерній/текстильній основі. Наприклад, в деяких моделях Ag/AgCl наносять на силіконову прокладку або друкують на тканині провідні чорнила.

Для надійного контакту можуть використовуватися прищіпки або стрічки, які притискають електрод до тіла. Деякі сухі електроди - це м'які еластомери з Ag/AgCl напиленням, інші - тканинні/плівкові датчики з надрукованим Ag/AgCl. В багатьох конструкціях немає клейкого шару - аби уникнути подразнення, їх фіксують поясом чи м'якими застібками [18].

Матеріали та хімічний склад: як і в гелевих, активна частина містить срібло з шаром хлориду срібла. Але в сухих електродах Ag/AgCl може бути представлено у формі нанопровідних ниток або плівок для гнучкості. Матеріал основи буває силікон, полімери чи тканина. Іноді для м'якого контакту використовують гнучкі вуглецеві композити або провідні полімери, але Ag/AgCl залишається стандартом із-за стабільності сигналу. Потрібно зазначити, що для досягнення хорошого контакту шкіра сама повинна забезпечити електроліт (волога, піт). За ідеальних умов саме піт шкіри виконує

роль гелю, а іноді додають невеликі кількості водорозчинних солей без рідких гелів. Деякі сучасні сухі електроди використовують дихаючі тканини або пористі покриття, щоб уникнути накопичення вологи [19].

Принцип роботи: сухий Ag/AgCl електрод передає біосигнали через безпосередній контакт метал-шкіра. Спочатку контакт є «сухим», тому шкіра і електрод поводяться як конденсатори (високий імпеданс). Проте через кілька хвилин після нанесення сухих електродів на шкіру відбувається потовиділення. Потіння поступово замінює функцію гелевого електроліту, що призводить до аналогічного поведінки сухих та гелевих електродів. Тобто природна шкіра з вологим іонним середовищем забезпечує провідність. Ag/AgCl шар все одно виконує ті ж редокс-процеси ($AgCl + e^- \leftrightharpoons Ag + Cl^-$), але без додаткового гелю опір на контакті зростає. Відсутність гелю означає меншу прокладку електроліту і тому вищий випадковий імпеданс, який залежить від щільності контакту, тиску та властивостей шкіри. Сухі електроди є перспективною альтернативою гелевим у реєстрації ЕКГ завдяки зручності застосування (відсутність гелю, підготовки шкіри) та біосумісності (менше подразнення). Вони підходять для тривалого моніторингу та носимих пристроїв, а сучасні моделі (з гнучкими наноматеріалами чи текстилем) демонструють сигнал, порівняний з гелевими електродами. Однак їхній високий контактний імпеданс та чутливість до рухових артефактів обмежують застосування в умовах активного руху. Крім того, жорсткі конструкції можуть викликати дискомфорт, а необхідність додаткового кріплення ускладнює експлуатацію. Подальше вдосконалення матеріалів та конструкцій може зробити сухі електроди ключовим інструментом у мобільній та тривалій діагностиці [18].

Гелеві електроди на основі срібла/хлориду срібла (Ag/AgCl) та сухі електроди мають різні переваги та обмеження, які визначають їх застосування в реєстрації ЕКГ. Гелеві електроди, завдяки низькому контактному імпедансу (менше 2 кОм) та стабільному сигналу з високим співвідношенням

сигнал/шум (SNR), залишаються оптимальним вибором для короткочасних клінічних досліджень, особливо в умовах рухової активності пацієнта. Вони надійно фіксуються на шкірі, забезпечуючи мінімальні артефакти, але потребують попередньої підготовки (нанесення гелю, очищення шкіри), що ускладнює їх використання та може викликати подразнення при тривалому контакті. Крім того, обмежений термін служби (24-48 годин через висихання гелю) робить їх непридатними для довготривалого моніторингу.

Сухі електроди, навпаки, відрізняються простотою застосування: відсутність гелю та швидке прикріплення роблять їх ідеальними для швидких діагностичних процедур та носимих пристроїв. Високий контактний імпеданс (десятки кОм) та чутливість до рухових шумів обмежують їх точність в динамічних умовах, але у статичних ситуаціях або з використанням алгоритмів фільтрації вони демонструють сигнал, порівняний з гелевими аналогами. Їхня стійкість до висихання та можливість багаторазового використання роблять їх кращими для тривалого моніторингу, хоча вимагають уважної фіксації (наприклад, за допомогою стрічок) та періодичної гігієнічної обробки.

З точки зору біосумісності, гелеві електроди, попри гіпоалергенні клеї, можуть викликати дерматит через хімічні компоненти гелю, тоді як сухі електроди, уникаючи прямого контакту з шкірою, зазвичай менше дратують, але можуть спричиняти механічне подразнення через тиск. Вартісний аспект також відіграє роль - гелеві електроди доступні та економічні завдяки масовому виробництву, тоді як сухі, хоча й дорожчі за одиницю, стають вигідними при регулярному використанні через багаторазовість.

Таким чином, вибір між гелевими та сухими електродами залежить від конкретних потреб: для швидкої діагностики та динамічних умов перевагу віддають гелевим, а для тривалого моніторингу та мобільних систем - сухим. Подальший розвиток технологій, особливо вдосконалення матеріалів для

сухих електродів та інтеграція зі штучним інтелектом для придушення шумів, може зробити їх основним інструментом у сучасній медицині [17].

## 2.4 Система для реєстрації ЕКГ-сигналів

Стандартна система ЕКГ використовує дванадцять електродів, закріплених на шкірі пацієнта, для фіксації електричних сигналів серця у мілівольтах або мікровольтах. Отримані сигнали передаються до вхідного блока формування сигналу, де інструментальні підсилювачі обробляють їх у мікровольтовому діапазоні, готуючи до подальшої роботи з драйверним підсилювачем та високороздільним ΣΔ АЦП [20].

Система ЕКГ складається з двох основних частин: модуля збору даних та блоку аналого-цифрового перетворення. Необроблені сигнали серцевого ритму фіксуються комерційними електродами за допомогою трипровідного підключення та передаються по дроту до модуля збору даних. Після двох етапів посилення і цифрової фільтрації сигнал проходить через підсилювач, де виконується його аналого-цифрове перетворення, а потім додаткове цифрове фільтрування. На фінальному етапі система формує електрокардіографічний сигнал, готовий до подальшої класифікації.

Щоб мінімізувати вплив зовнішніх шумів, які можуть спотворювати ЕКГ-сигнали, необхідно обирати підсилювачі з урахуванням характеристик перешкод. Електрокардіографічні сигнали зазвичай лежать у частотному діапазоні 0,05–100 Гц, тому застосування оптимізованих фільтрів є ключовим для усунення зовнішніх перешкод. Після проходження через каскади підсилення та фільтрації сигнал дискретизується та перетворюється в цифровий формат .

Для збору серцевих сигналів у розподілених пристроях часто використовують спеціалізовані інтегровані чіпи, які мають вбудовані схеми підсилення та фільтрації, забезпечуючи високу точність вимірювання та

стійкість до електромагнітних перешкод. Одним із найпоширеніших рішень є AD8232, який має переваги, зокрема вибір режимів передачі (два або три). Модуль оснащений схемою правої ноги керування (RLD), що покращує коефіцієнт подавлення синфазних сигналів (CMRR).

Для ефективного збору даних рекомендується використовувати трипровідне підключення, яке підсилює сигнал та зменшує артефакти. Завдяки RLD в AD8232 мінімізується вплив синфазних перешкод, а також керується третім електродом. Під час передачі сигналу застосовуються резистори 180 кОм для захисту від некоректних вхідних імпульсів та резистори 10 МОм для компенсації вхідного зміщення.

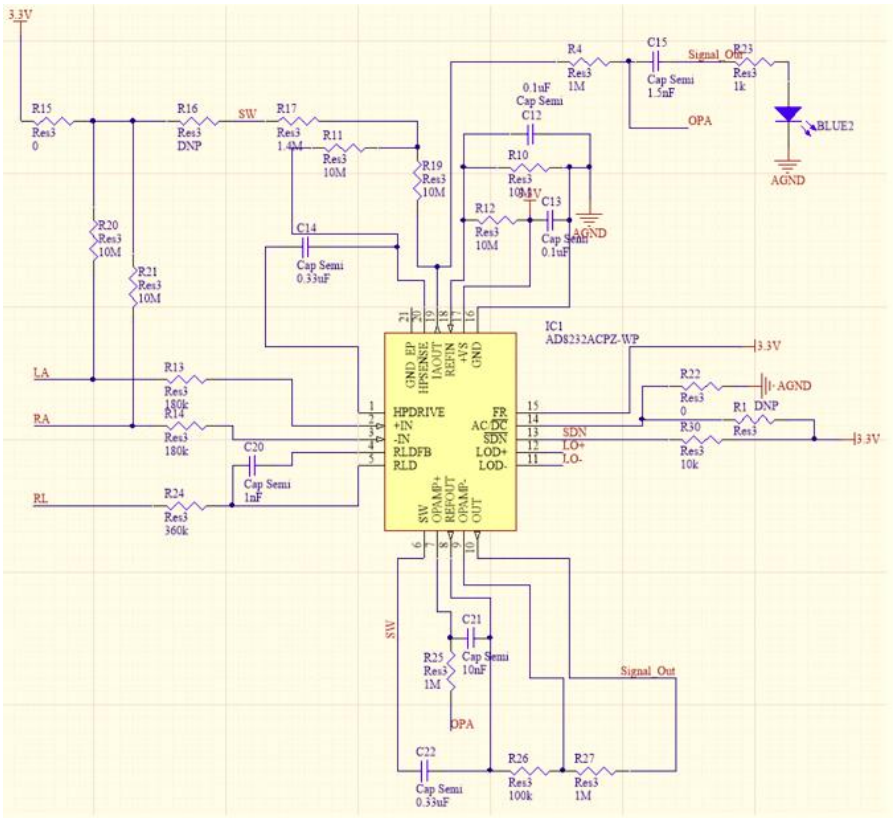


Рисунок 2.3 - Загальна схема вхідного каскаду збору даних. [21]

Першочерговою метою схеми збору даних є отримання максимально можливої кількості первинних сигналів серцевого ритму. Цифрова складова

схеми, навпаки, сконцентрована на захопленні аналогових сигналів, здійсненні аналого-цифрового перетворення, а згодом - на взаємодії із зовнішніми пристроями через Bluetooth модулі. Схема складається переважно з головного керуючого чіпа та периферійних складових. Процедура передавання даних передбачає цифровий контур, який приймає аналоговий сигнал серцевого ритму від фронтенду збору даних. Далі інші схеми виконують аналого-цифрове перетворення, цифрову фільтрацію та, в кінцевому підсумку, надсилають оброблені дані через Bluetooth модуль. Найважливішими модулями, що вимагають детального проектування, є вибір MCU (мікроконтролера), проектування периферійних схем, проектування модуля живлення та проектування модуля Bluetooth [21].

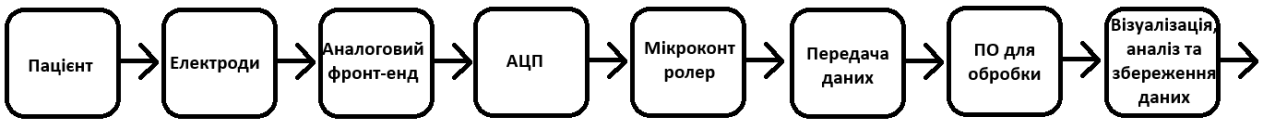


Рисунок 2.4 - Загальна структурна схема ЕКГ-системи

Опис структурної схеми:

– електроди - використовуються для зняття електричних потенціалів серця з поверхні тіла. Найчастіше застосовуються гелеві (Ag/AgCl) або сухі електроди;

– аналоговий фронт-енд (AFE) -виконує підсилення та фільтрацію сигналу. Може включати інструментальні підсилювачі, високочастотні та низькочастотні фільтри для усунення шумів;

– АЦП - перетворює аналоговий сигнал у цифровий для подальшої обробки.

– мікроконтролер - обробляє цифровий сигнал, виконує попередню обробку, зберігає дані та керує передачею інформації;

- передача даних:

1. Дротова: USB або UART для надійного з'єднання з комп'ютером або іншим пристроєм;

2. Бездротова: Bluetooth або Wi-Fi для зручності та мобільності;

- програмне забезпечення для обробки сигналу - здійснює фільтрацію, виявлення QRS-комплексів, аналіз серцевого ритму та інші діагностичні функції;
- візуалізація, аналіз та збереження даних - графічне відображення ЕКГ-сигналу, збереження результатів та надання інтерпретацій для медичного персоналу.

Ця схема відображає типову архітектуру ЕКГ-систем, яка може бути адаптована залежно від конкретних вимог та умов використання.

## 2.5 Технічні характеристики сучасних ЕКГ-систем

Сучасні електрокардіографічні системи, зокрема 12-канальні ЕКГ-пристрої, характеризуються високою точністю та зручністю використання, що робить їх важливим інструментом для клінічної діагностики серцево-судинних захворювань. Більшість таких систем підтримують одночасне зчитування всіх 12 каналів, що дозволяє отримати повну картину електричної активності серця в реальному часі. Для забезпечення високої точності сигналу вони оснащуються аналогово-цифровими перетворювачами (АЦП) з розрядністю від 14 до 24 біт, що дозволяє точно відтворювати амплітуду сигналів навіть при незначних коливаннях потенціалів.

Частота дискретизації в сучасних моделях зазвичай становить від 800 до 1000 Гц, а у деяких - навіть до 16000 Гц, що забезпечує високу часову роздільну здатність. Частотний діапазон охоплює від 0,05 до 150–160 Гц, чого достатньо для фіксації як повільних, так і швидких компонентів ЕКГ-сигналу. Пристрої мають високий вхідний опір (понад 50 МОм) та низький рівень шуму

(менше 15 мкВ пік-пік), що гарантує якість сигналу навіть при складних умовах реєстрації. Крім того, коефіцієнт придушення синфазного сигналу (CMRR) перевищує 100 дБ, що дозволяє ефективно усувати перешкоди від зовнішніх джерел.

Більшість моделей обладнані кольоровими TFT LCD-дисплеями розміром 7-10,1 дюйма з роздільною здатністю 800×480 або 1024×600 пікселів, де користувач може візуально аналізувати ЕКГ у режимі реального часу. Інтерфейси включають USB, RS232, UART, а також підтримку підключення зовнішніх пристроїв - USB-накопичувачів, сканерів штрих-кодів, зовнішніх принтерів тощо.

Для документування результатів використовуються вбудовані термопринтери з швидкістю друку від 5 до 50 мм/с, що дозволяє отримувати записи у форматах 3, 6 або 12 каналів. Обсяг вбудованої пам'яті варіюється від 200 до 2000 записів, а деякі пристрої також підтримують використання SD-карт для зберігання або перенесення даних.

Системи зазвичай живляться від мережі змінного струму (100-240 В, 50/60 Гц) та мають вбудовані літій-іонні акумулятори з ємністю 2200-4400 мА·год, що дозволяє автономну роботу протягом 2-10 годин. Вага таких систем коливається від 2,6 до 4,9 кг, що робить їх досить портативними та придатними як для стаціонарного, так і для виїзного використання.

## 2.6 Результат реєстрації ЕКГ-сигналів

Кардіосигнал - це електричний сигнал, що виникає внаслідок електрофізіологічної активності серця. Він відображає послідовні процеси деполяризації та реполяризації міокарда під час серцевого циклу. Реєстрація кардіосигналу здійснюється за допомогою електрокардіографії (ЕКГ), яка дозволяє оцінити ритм, частоту та інші характеристики серцевої діяльності.

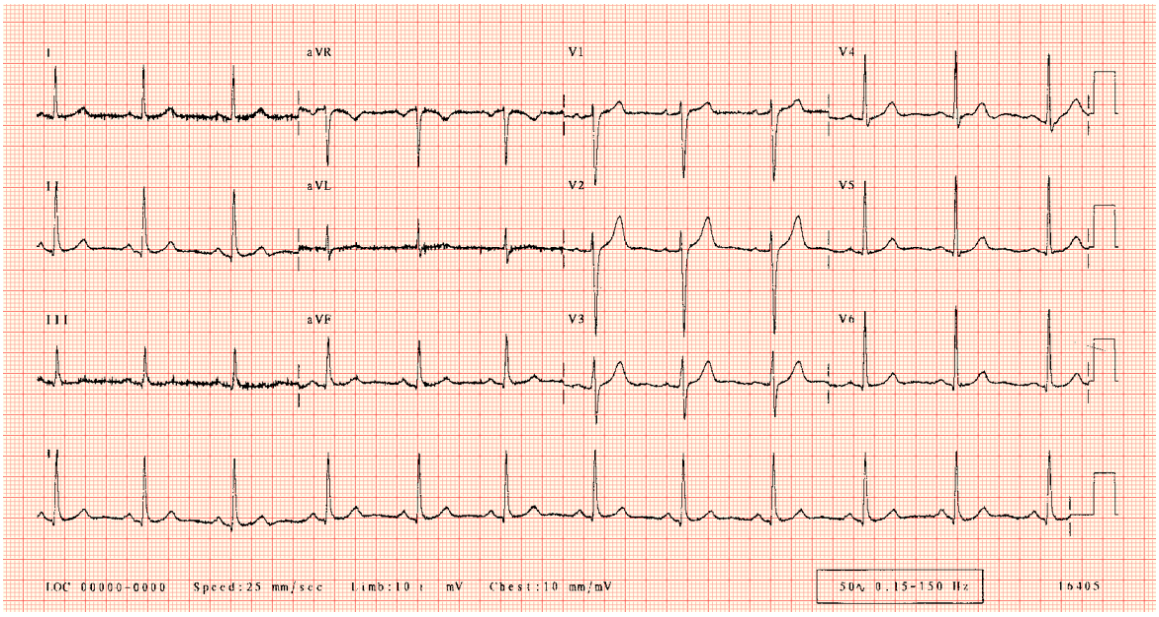


Рисунок 2.5 - Типовий 12-канальний ЕКГ у нормальному синусовому ритмі [23]

Діагноз нормальної електрокардіограми ставиться шляхом виключення будь-яких розпізнаних аномалій. Нормальний синусовий ритм (NSR) характеризується регулярною електричною активністю серця, що походить із синусового вузла. Це призводить до послідовного скорочення передсердь і шлуночків. На ЕКГ це відображається як регулярна послідовність хвиль P, комплексів QRS і хвиль T.

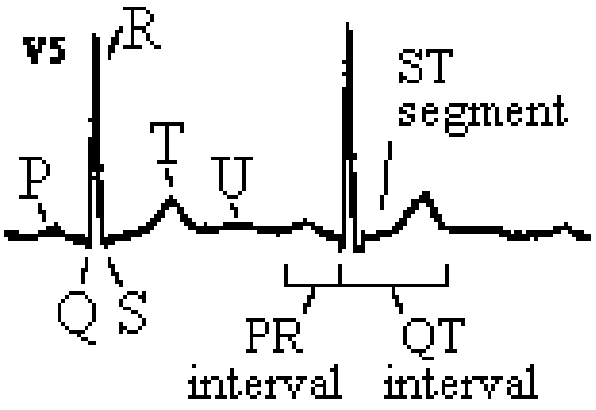


Рисунок 2.6 - послідовність хвиль P, комплексів QRS і хвиль T [23]

Основні характеристики кардіосигналу:

- частота серцевих скорочень - кількість серцевих ударів за певний проміжок часу, вимірюється в ударах за хвилину (уд/хв). Нормальні показники - від 60 до 100 уд/хв;
- ритм серця – регулярність електричних імпульсів. У нормі ритм рівномірний, хвиля P завжди передує комплексу QRS;
- хвиля P – характеризує деполяризацію передсердь. У здоровому серці вона позитивна в I, II, aVF, а негативна в aVR;
- інтервал PR – визначає час проходження імпульсу від синусового вузла до шлуночків. Нормальний діапазон – 0,12–0,20 с.;
- комплекс QRS – відображає деполяризацію шлуночків. Його тривалість менша за 0,12 с, що вказує на нормальне проведення імпульсу;
- сегмент ST – період між деполяризацією та реполяризацією шлуночків. У нормальному стані знаходиться на базовій лінії (ізоелектричний);
- хвиля T – відповідає за реполяризацію шлуночків. У більшості випадків вона позитивна та має симетричну форму;
- інтервал QTc – скоригований інтервал QT, що враховує частоту серцевих скорочень. Нормальні значення становлять < 0,44 с для чоловіків та < 0,46 с для жінок [23].

## 2.7 Математичне забезпечення. Структура ЕКГ-сигналу

Типовий ЕКГ-сигнал з позначеними хвилями P, QRS і T. ЕКГ-сигнал складається з кількох основних компонентів. P-хвиля (P) відображає деполяризацію передсердь. QRS-комплекс складається з трьох зубців (Q, R, S) і відповідає деполяризації шлуночків: зокрема, R-зубець – найпотужніший відгук деполяризації основної маси шлуночків. T-хвиля відповідає реполяризації шлуночків. Іноді виділяють також маленьку U-хвилю. Інтервали

між цими компонентами (PR, QT тощо) характеризують часові параметри циклу.

Властивості ЕКГ-сигналу:

- амплітуда: Р-зубець зазвичай ≤0.2–0.25мВ, QRS–комплекс у стандартних відведеннях ≥0.5 мВ (зазвичай ~1.0 мВ у грудних відведеннях). Т-хвиля – помірної амплітуди (~0.1–0.3 мВ);
- частотний спектр: ЕКГ–сигнал містить низькочастотні та високочастотні компоненти. Наприклад, спектр Т-хвилі зосереджено до ~10 Гц, Р-хвилі – до ~5–30 Гц, а QRS-комплексу – до ~8–50 Гц. Базова (ізоелектрична) лінія може «блукати» з частотами ≲0.5 Гц, а артефакти від мережі – 50/60 Гц. М'язовий шум (ЕМГ) має високочастотну складову (>100 Гц) [24];
- нестабільність і періодичність: ЕКГ є квазіперіодичним сигналом з періодом, що відповідає тривалості одного серцевого циклу (від 0.6–0.8 с при 75 уд/хв до 1.0 с при 60 уд/хв). Проте існує варіабельність ритму (холтер-варіабельність), пов'язана з вегетативною регуляцією, диханням тощо. У нормі інтервали R–R змінюються незначно від циклу до циклу [25].

## 2.8 Математичні моделі ЕКГ-сигналу

Математичні моделі ЕКГ-сигналу дозволяють формалізувати структуру сигналу, виділити його характеристики та розробити методи аналізу для діагностики [37] . Наразі існує декілька популярних моделей:

1. Динамічна модель (McSharry et al.): ця модель ґрунтується на системі трьох зв'язаних звичайних диференціальних рівнянь, яка генерує синтетичний ЕКГ із заданими морфологією та варіабельністю. Кожне коло по фазовому (x,y)–простору з відповідними відмітками кутів $\theta P, \theta Q, \theta R, \theta S, \theta T$ відтворює один серцевий цикл, а відхилення по осі z забезпечують висхідні/спадні зубці ЕКГ.

Формули моделі McSharry:

$$x^{\cdot} = \alpha x - \omega y,$$

$$y^{\cdot} = \alpha y + \omega x,$$

$$z^{\cdot} = -\sum_{i\in\{P,Q,R,S,T\}} a_i \Delta\theta_i \exp\left(-\frac{\Delta\theta_i^2}{\Delta b_i^2}\right) - (z - z_0),$$

де $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$, $\Delta\theta_i = (\theta - \theta_i) \ mod 2\pi$, $\theta = atan2(y, x)$, а $z0(t) = Asin(2\pi f_2 t)$ задає повільне дрейфування базової лінії (за диханням). Ця модель дозволяє контролювати середній ритм, розсіяння інтервалів, амплітуду компонент та спектр коливань [26].

2. Вейвлетна модель: ЕКГ-сигнал можна апроксимувати вейвлетним перетворенням як суму базисних функцій (вейвлетів) з різними масштабами і зміщеннями. Зокрема, неперервне вейвлетне перетворення задається формулою

$$W_x(a,b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{\infty}^{\infty} x(t)\psi * (\frac{t-b}{a})\mathrm{dt},$$

де ψ– базова вейвлет-функція, a – масштаб, b – зсув. Вейвлетна декомпозиція дозволяє виділити часо-частотні ознаки ЕКГ (наприклад, точки початку/закінчення зубців) і є популярною для очищення сигналу та класифікації аритмій.

3. Частотна модель: оскільки ЕКГ майже періодичний, його можна представити за допомогою Фур'є–перетворення. Неперервне Фур'є–перетворення:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft}dt, \ x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f)e^{j2\pi ft}df \ .$$

У випадку регулярного серцевого ритму застосовують розклад за Фур'є–рядом із фундаментальною частотою $f_0$. Таким поданням ЕКГ можна аналізувати спектр (визначати домінантні частоти R–R, T–P тощо) [27].

## 2.9 Методи обробки ЕКГ-сигналів

Серед відомих методів обробки та аналізу ЕКГ-сигналів виділяють:

- фур'є-аналіз: застосовують для спектрального аналізу та фільтрації. Наприклад, Фур'є-перетворення дозволяє виділити частотні компоненти аритмій. Часто перед перетворенням виконується попередня фільтрація (смужковий або високопропускний фільтр) для видалення базової лінії і шуму [39] ;
- вейвлет-методи: вейвлетне перетворення (дискретне або неперервне) дозволяє одночасно аналізувати ЕКГ у часовій та частотній областях. Вейвлетні базиси добре пристосовані до різких фрагментів (зубців QRS), тому методи використовуються для детекції піків та вилучення особливостей у відновленому сигналі;
- фільтрація**:** традиційно перед обробкою ЕКГ застосовуються смужкові фільтри (наприклад, 5–15 Гц – для посилення QRS) , порогові або адаптивні фільтри (наприклад, для придушення 50/60 Гц), а також рухомі середні чи савіцкі функції. Фільтрація покращує відношення сигнал/шум;
- методи машинного навчання: на ЕКГ-сигналах навчають алгоритми класифікації та прогнозування. Наприклад, нейронні мережі (CNN, RNN) та методи на основі вейвлет-функцій використовують для розпізнавання аритмій, обчислення QRS і вимірювання інтервалів.

Найбільш розповсюджений класичний метод виявлення QRS-комплексів - алгоритм Пан–Томпкінса . Основні етапи цього алгоритму такі:

1. Смуговий фільтр: послідовне застосування низькопропускного та високопропускного фільтра для виділення частоти QRS (~5–15 Гц) [28].

2. Диференціювання**:** цифровий фільтр, що підвищує крутизну сигналу (акцент на крутий підйом QRS). Наприклад, диференціатор 5-точок за Пан–Томпкінсом:

$$y[n] = \frac{1}{8T}[-x[n-2] - 2x[n-1] + 2x[n+1] + x[n+2]],$$

де T - період дискретизації.

3. Квадрування**:** кожен відлік сигналу підноситься до квадрата:

$$y[n] = [x[n]]2,$$

що робить всі значення позитивними та нелінійно підсилює високочастотні складові (QRS-комплекс) [29].

4. Інтеграція по рухомому вікну: ковзне середнє останніх N відліків (зазвичай ~0.15–0.2 с) для отримання однопікового вигляду сигналу:

$$y[n] = \frac{1}{N}\sum_{k=0}^{N-1} x[n-k].$$

Це виділяє форму QRS на тлі та згладжує результати.

5. Адаптивне порогове виявлення: у вихідному сигналі інтегратора шукатимуться піки вище порогів. Пороги постійно оновлюються залежно від рівня сигналу та шуму. Наприклад, у версії Пан–Томпкінса за кожний знайдений пік (CURRENTPEAK) оновлюють оцінки рівнів сигналу (SIG_LEV) і шуму (NOISE_LEV):

$$SIG_LEV \leftarrow 0.125\, CURRENTPEAK + 0.875\, SIG_LEV,$$
$$NOISE_LEV \leftarrow 0.125\, CURRENTPEAK + 0.875\, NOISE_LEV.$$

Потім формують нові пороги, тобто верхній поріг (для виявлення QRS) та нижній (для класифікації шуму) адаптивно змінюються:

$$THR_SIG = NOISE_LEV + 0.25(SIG_LEV - NOISE_LEV),$$
$$THR_NOISE = 0.5 THR_SIG$$

Якщо в сегменті довго нема піків вище порогу, знижується поріг (“search-back”) для упіймання пропущених комплексів [30].

## 2.10 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи

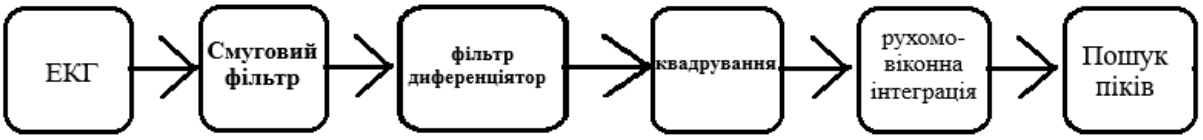


Рисунок 2.7 – блок схема алгоритму Пан–Томпкінса

Блок-схема етапів обробки сигналу за алгоритмом Пан–Томпкінса: смуговий фільтр, диференціювальний фільтр, квадрування та рухомо-віконна інтеграція. Алгоритм обробки ЕКГ організовує ці методи у послідовність етапів, як показано вище. Основні кроки алгоритму:

– смуговий фільтр (Band-pass): цифровий фільтр 5–15 Гц (наприклад, послідовний low-pass і high-pass Butterworth) підвищує співвідношення сигнал/шум видаляючи базову лінію та високочастотний шум;

– диференціювання: згладжений сигнал надходить на фільтр, що наближено обчислює першу похідну за часом, підсилюючи круті скоси (QRS);

– квадрування: кожний відлік сигналу перемножається сам з собою:

$$y[n] = x[n]2,$$

що перетворює негативні відліки в позитивні і нелінійно підсилює високочастотні частини;

– рухомо-віконна інтеграція: сигнал інтегрується за ковзним вікном довжиною ≈ 0.15 с (залежно від $f_s$), згладжуючи форму та виділяючи загальний «імпульс» QRS;

– пошук піків і застосування порогів: на виході інтегратора сканують локальні максимуми (піки), які перевіряють щодо адаптивних порогів THR_SIG/THR_NOISE. Піки >THR_SIG відносять до потенційних QRS; піки між THR_NOISE і THR_SIG до шумових. Після виявлення QRS фіксують час R-зубця та оновлюють стани алгоритму.

## 2.11 Програмне забезпечення комп'ютерної системи. Загальний алгоритм роботи ПЗ

Робота програми починається з запуску програми. Після запуску відбувається ініціалізація властивостей додатку. Оголошуються та ініціалізуються поля:

```
properties (Access = private)
    ecg     % вхідний сигнал
    fs      % частота дискретизації
end
```

Рисунок 2.8 – Лістинг ініціалізації властивостей додатку

Після запуску необхідно вказати частоту дискретизації у відповідне поле, 800 Гц за замовчуванням.

Після ініціалізації виконується завантаження файлу та вивід сигналу на екран, після того як користувач натисне на кнопку «Завантажити сигнал»:

1. Виклик діалогу uigetfile('*.txt').
2. Якщо користувач обирає файл — команда load(...).
3. Збереження вхідного вектору в app.ecg та отримання значення частоти дискретизації з поля користувача.
4. Відображення сигналу без обробки у першій осі (app.UIAxes).

```
        function ButtonPushed(app, event)
    [file, path] = uigetfile('*.txt');
    if isequal(file,0); return; end
    data = load(fullfile(path, file));
    app.fs = app.SamplingRateField.Value; % Отримання значення з поля користувача
    app.ecg = data';
    plot(app.UIAxes, (0:length(app.ecg)-1)/app.fs, app.ecg);
    xlabel(app.UIAxes, 'Час (с)');
    ylabel(app.UIAxes, 'Амплітуда (мВ)');
    title(app.UIAxes, 'ЕКГ-сигнал');
    grid(app.UIAxes, 'on');          % Увімкнення сітки
    axis(app.UIAxes, 'tight');       % Звуження меж осей до даних
        end
```

Рисунок 2.9 – Лістинг завантаження файлу та виводу сигналу

Сигнал завантажено та виведено. Тепер можна перейти до його обробки шляхом натискання кнопки «Обробити сигнал»:

```
        function Button_2Pushed2(app, event)
    filtered = filter_ecg(app.ecg, app.fs);
    r_locs = detect_qrs(filtered, app.fs);
    hr = compute_hr(r_locs, app.fs);
    [sp, ~, f] = spek(filtered, app.fs);
```

Рисунок 2.10 – Лістинг обробки сигналу

Тепер оброблений сигнал можна візуалізувати та вивести на екран:

```
% Графіки
t = (0:length(app.ecg)-1)/app.fs;
plot(app.UIAxes2, t, filtered); hold(app.UIAxes2, 'on');
plot(app.UIAxes2, r_locs/app.fs, filtered(r_locs), 'ro'); hold(app.UIAxes2, 'off');
xlabel(app.UIAxes2, 'Час (с)');
ylabel(app.UIAxes2, 'Амплітуда (мВ)');
title(app.UIAxes2, 'Фільтрований сигнал з R-піками');
grid(app.UIAxes2, 'on');          % Увімкнення сітки
axis(app.UIAxes2, 'tight');       % Звуження меж осей до даних

plot(app.UIAxes3, f, sp);
xlim(app.UIAxes3, [0 25]);
xlabel(app.UIAxes3, 'Частота (Гц)');
ylabel(app.UIAxes3, 'Амплітуда');
title(app.UIAxes3, 'Спектр ЕКГ-сигналу');
grid(app.UIAxes3, 'on');          % Увімкнення сітки

% Вивід ЧСС
app.HRField.Value = round(mean(hr));
```

Рисунок 2.11 – Лістинг візуалізації та виводу обробленого сигналу

Також реалізована перевірка введеної частоти дискретизації:

```
if app.SamplingRateField.Value <= 0
    uialert(app.ECGUIFigure, 'Частота дискретизації має бути більшою за нуль', 'Помилка');
    return;
end
```

Рисунок 2.12 – Лістинг візуалізації та виводу обробленого сигналу

## 2.12 Алгоритми методів обробки

В ПЗ використано 4 методи обробки ЕКГ-сигналу:

1. Фільтрація: Параметри: смуговий фільтр 2-го порядку 0.5–45 Гц.

```
function y = filter_ecg(ecg, fs)
    % Смуговий фільтр 0.5-45 Гц
    [b, a] = butter(2, [0.5 45]/(fs/2), 'bandpass');
    y = filtfilt(b, a, ecg);
end
```

Рисунок 2.13 – Лістинг фільтрації ЕКГ-сигналу

В цій функції яка відповідає за фільтрацію сигналу використовується розрахунок коефіцієнтів фільтра Баттерворта (butter) та двобічне фільтрування (filtfilt) для нульового фазового зсуву.

2. Детекція QRS (спрощений алгоритм Пан–Томпкінса)

В цій функції яка відповідає за Детекцію QRS виконується смуговий фільтр 5-15 Гц, диференціювання, квадрування, згладжування (інтеграція) за вікном N=0.15 секунд, виявлення піків з адаптивним порогом та мінімальною відстанню між піками 0.3 секунди, уточнення положень (в кожному інтервалі ±50мс навколо знайденого піку інтегратора вибрати справжній максимум необробленого сигналу)

```
function r_locs = detect_qrs(ecg, fs)
    % 1. Смуговий фільтр для QRS (5–15 Гц)
    [b, a] = butter(2, [5 15]/(fs/2), 'bandpass');
    ecg_filt = filtfilt(b, a, ecg);
    % 2. Диференціювання
    deriv = diff(ecg_filt);
    deriv(end+1) = deriv(end); % доповнення до тієї ж довжини
    % 3. Квадрування
    squared = deriv .^ 2;
    % 4. Згладжування (інтеграція) ~150 мс
    win = round(0.150 * fs);
    integrated = movmean(squared, win);
    % 5. Виявлення піків
    threshold = mean(integrated) + 0.5 * std(integrated);
    min_distance = round(0.3 * fs); % мінімальна відстань між ударами
    [~, locs] = findpeaks(integrated, ...
        'MinPeakHeight', threshold, ...
        'MinPeakDistance', min_distance);
    % 6. Уточнення положень R-піків
    search_window = round(0.05 * fs); % ±50 мс навколо піка інтегратора
    r_locs = zeros(size(locs));
    for i = 1:length(locs)
        left = max(locs(i)-search_window, 1);
        right = min(locs(i)+search_window, length(ecg));
        [~, local_max] = max(ecg(left:right));
        r_locs(i) = left + local_max - 1;
    end
end
```

Рисунок 2.14 – Лістинг спрощеного алгоритму Пан–Томпкінса

3. Розрахунок ЧСС

```
function hr = compute_hr(r_locs, fs)
    rr_intervals = diff(r_locs) / fs;  % у секундах
    hr = 60 ./ rr_intervals;           % в ударах за хвилину
end
```

Рисунок 2.15 – Лістинг методу розрахунку ЧСС

В цій функції яка відповідає за розрахунок ЧСС виконується обчислення RR-інтервалів у секундах та переведення в удари за хвилину.

4. Спектральний аналіз

```
function [sp, ph, f]=spek(a,fd)
dt=1./fd;
s=fft(a);
s=s/length(s);
sp=abs(s);
df=fd/length(s);
f=0:df:(fd-df);
a=real(s);
b=imag(s);
ph=atan(b./a);
end
```

Рисунок 2.16 – Лістинг спектрального аналізу

В цій функції яка відповідає за спектральний аналіз використовується швидке перетворення Фур'є (для перетворення сигналу з часової області в частотну), нормалізація амплітуди, обчислення амплітудного спектру, створення вектору частот, виділення дійсної та уявної частин спектру та обчислення фазового спектру.

## 2.13 Розробка графічного інтерфейсу ПЗ

Для розробки графічного інтерфейсу користувача (GUI) у програмному забезпеченні було використано середовище MATLAB App Designer. Це сучасний візуальний інструмент, вбудований у MATLAB, що дає змогу створювати інтерактивні додатки із графіками, кнопками, полями введення та іншими елементами керування.

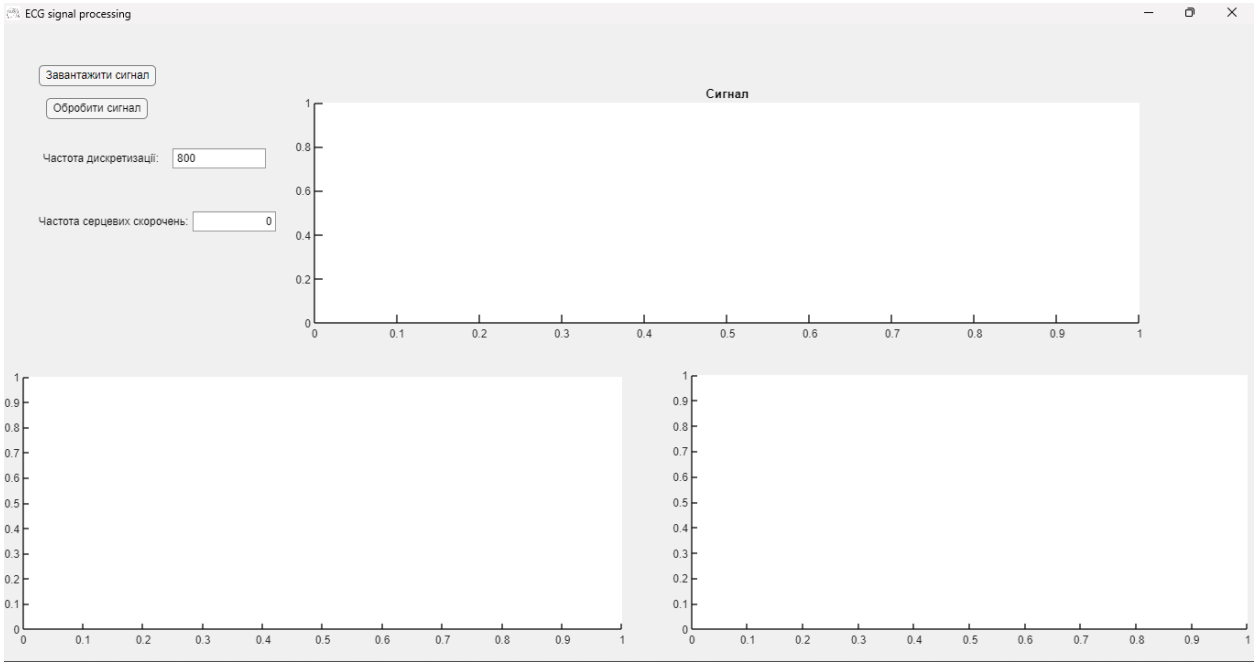


Рисунок 2.17 – Зовнішній вигляд ПЗ

У розробленому графічному інтерфейсі, створеному з використанням MATLAB App Designer, втілено всі ключові компоненти для повноцінної взаємодії користувача із програмою аналізу ЕКГ-сигналу. Інтерфейс відзначається інтуїтивною структурою та забезпечує можливість послідовно виконати процес завантаження та обробки сигналу.

На головному вікні додатку були розміщені такі ключові елементи:

- кнопка «Завантажити сигнал», яка викликає діалогове вікно для вибору текстового файлу з ЕКГ-сигналом. Після завантаження сигнал зберігається у внутрішній змінній програми та відображається на графіку у вигляді необробленого сигналу;
- поле для введення частоти дискретизації, що дозволяє користувачеві вручну вказати частоту у Гц, з якою був записаний сигнал. Це забезпечує гнучкість, оскільки різні пристрої можуть використовувати різну частоту дискретизації;
- кнопка "Обробити сигнал", яка запускає послідовну обробку ЕКГ: фільтрацію, виявлення R-піків, розрахунок частоти серцевих скорочень,

спектральний аналіз. Усі ці дії виконуються у фоновому режимі та не вимагають втручання користувача;

- три графічні області, призначені для відображення:

1. необробленого сигналу ЕКГ;
2. фільтрованого сигналу з позначенням знайдених R-піків червоними маркерами;
3. амплітудного спектру сигналу, обчисленого методом ШПФ;

- поле для виводу обчисленої частоти серцевих скорочень (ЧСС), яке оновлюється після завершення обробки сигналу. Значення подається у вигляді цілих чисел в ударах за хвилину.

Кожен елемент інтерфейсу пов’язаний з відповідною функцією або властивістю програми, що забезпечує зручність у використанні та чітку логіку взаємодії. Таким чином, розроблений інтерфейс дозволяє користувачеві виконувати повноцінний аналіз ЕКГ-сигналів без необхідності взаємодії з кодом.

## 2.14 Результат роботи ПЗ

Для виводу сигналу його необхідно завантажити за допомогою кнопки «завантажити сигнал», попередньо вказавши частоту дискретизації.

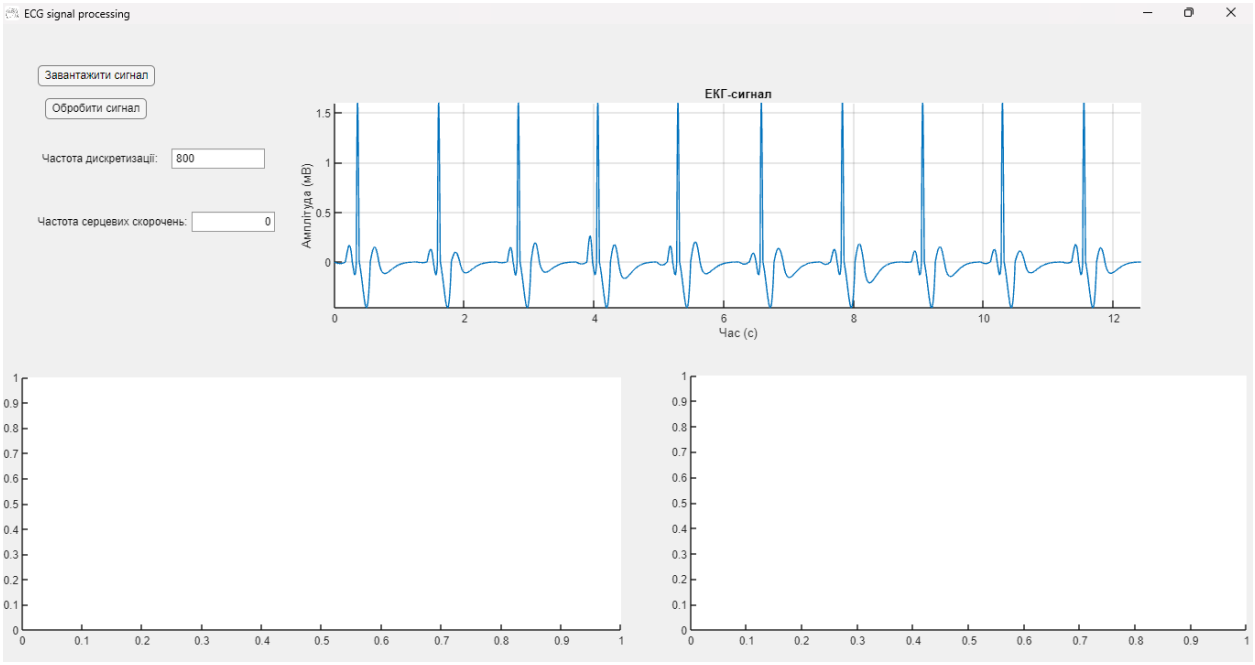


Рисунок 2.18 - Завантажений сигнал

Тепер можна обробити завантажений сигнал. Якщо ввести нуль як частоту дискретизації, програма видасть помилку, чітко вказавши на це:

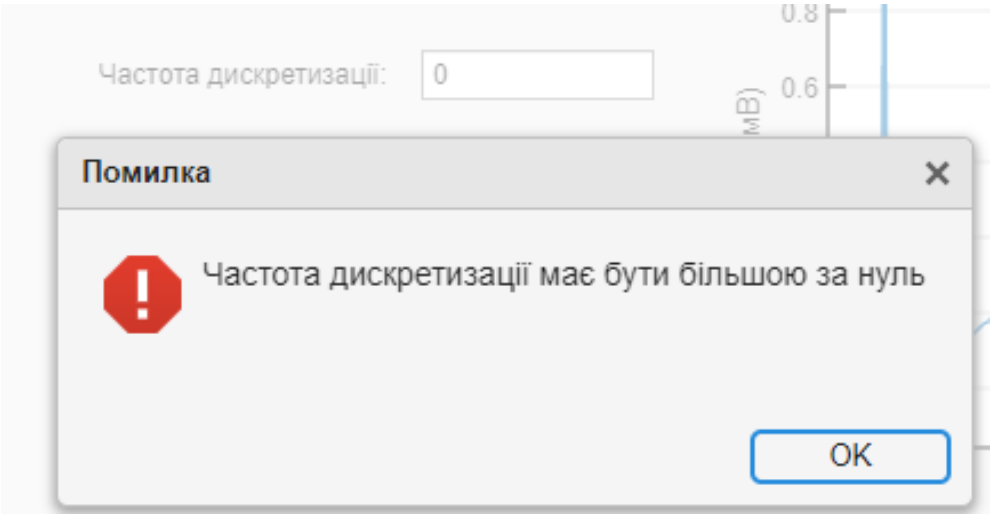


Рисунок 2.19 – Помилка при нульовій частоті дискретизації

При введені вірної частоти дискретизації та натисненні на кнопку «Обробити сигнал» сигнал буде оброблений:

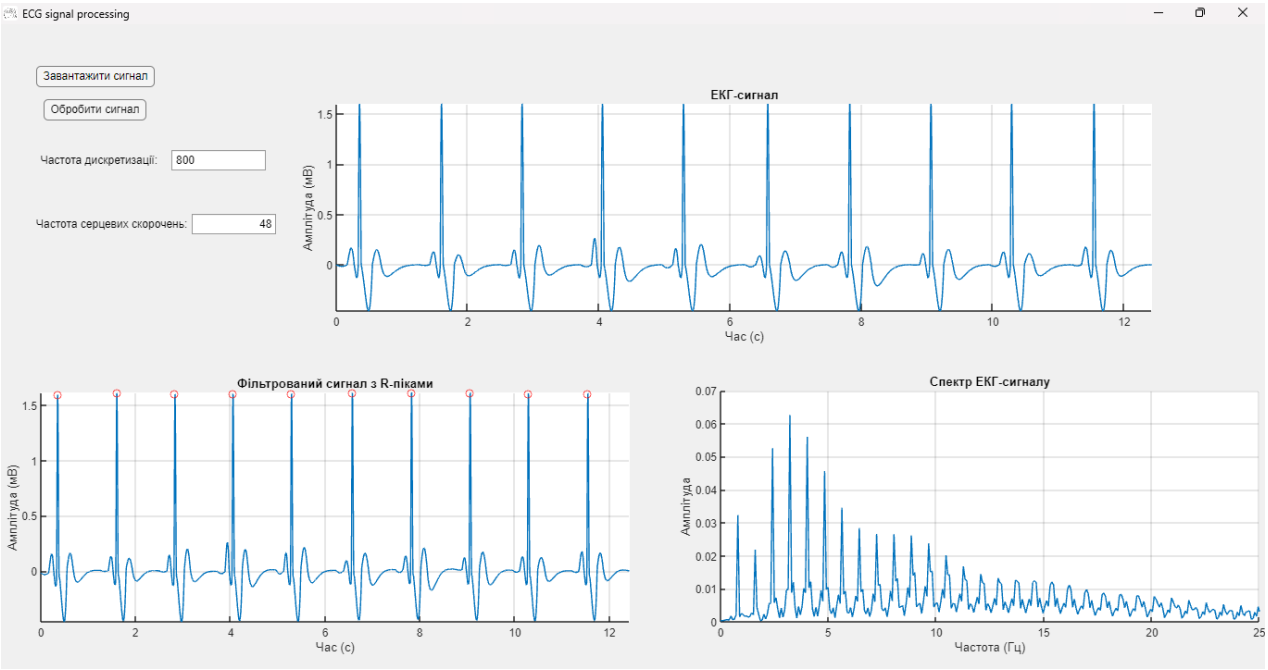


Рисунок 2.20 – Оброблений сигнал в програмі

Є можливість завантажити та обробити інший сигнал без перезавантаження програми

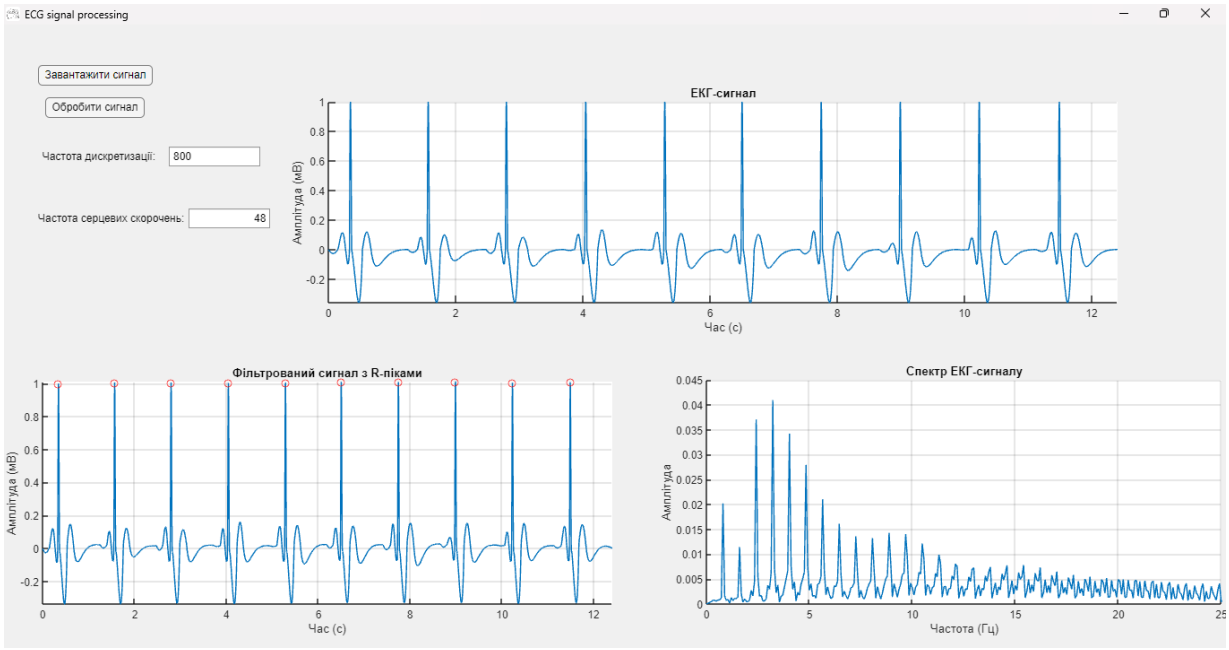


Рисунок 2.21 – Приклад обробки іншого ЕКГ-сигналу

## 2.15 Висновки до розділу 2

В цьому розділі були розглянуті принципи роботи електрокардіографії, існуюче апаратно-програмне забезпечення для аналізу ЕКГ, давачі для реєстрації ЕКГ, система для реєстрації ЕКГ, технічні характеристики ЕКГ-систем, результат реєстрації ЕКГ-сигналів, математичне забезпечення ЕКГ-сигналу, методи обробки ЕКГ-сигналів, алгоритмічне забезпечення комп’ютерної системи, було створено ПЗ з графічним інтерфейсом для обробки ЕКГ-сигналів та описаний алгоритм роботи ПЗ, алгоритми методів обробки та показаний результат роботи ПЗ

# РОЗДІЛ 3
# СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

## 3.1 Обґрунтування використання MATLAB та App Designer для розробки програмного забезпечення

У цій кваліфікаційній роботі для створення програмного забезпечення комп'ютерної системи обробки електрокардіографічних (ЕКГ) сигналів обрано середовище MATLAB разом з інструментом побудови графічного інтерфейсу App Designer. Такий вибір базується на технічних, функціональних і навчальних перевагах обох платформ, що робить їх оптимальним рішенням для розробки медико-технічного програмного забезпечення.

### 3.1.1 MATLAB як середовище технічних обчислень

MATLAB (Matrix Laboratory) - це високорівневе інтегроване середовище програмування, яке широко застосовується у сфері цифрової обробки сигналів, математичного моделювання, візуалізації даних, інженерного аналізу, біомедичних досліджень і автоматизованих систем.

Середовище MATLAB було обране з таких міркувань:

- професійна орієнтація на обробку сигналів MATLAB має потужні інструменти, такі як Signal Processing Toolbox, що дозволяють реалізувати складні фільтраційні алгоритми (наприклад, смуговий фільтр 5–15 Гц), похідні, інтегрування, квадрування та спектральний аналіз. Це особливо важливо для обробки біомедичних сигналів, зокрема електрокардіограм;
- доступ до медичних баз даних. MATLAB дозволяє працювати з відкритими медичними базами, такими як PhysioNet, і легко імпортувати формати .txt, .edf, .mat, .csv, які використовуються для збереження ЕКГ-сигналів;

- зручна візуалізація результатів MATLAB має вбудовані засоби візуалізації, що дозволяють будувати графіки сигналів, позначати піки R, відображати тренди частоти серцевих скорочень (ЧСС), спектр сигналу тощо;
- універсальність і сумісність MATLAB дозволяє експортувати дані, створювати автоматизовані звіти, інтегрувати додаткові модулі та навіть генерувати автономні додатки;
- поширеність в академічному середовищі MATLAB широко використовується у вищих навчальних закладах, що забезпечує доступність матеріалів і прикладів, а також надає додаткову перевагу при подальшому навчанні чи працевлаштуванні.

### 3.1.2 App Designer - інтерактивний графічний інтерфейс MATLAB

App Designer - це інструмент MATLAB, який дозволяє розробляти додатки з графічним інтерфейсом користувача (GUI), забезпечуючи інтеграцію візуальних елементів з програмною логікою. У межах цієї роботи App Designer використано для створення зручного програмного засобу, що дозволяє не лише завантажувати сигнали, а й обирати методи обробки, змінювати частоту дискретизації, отримувати графіки та числові результати.

Основні переваги App Designer:

- візуальне проєктування. Інтерфейс побудований за принципом "drag-and-drop", що дозволяє легко розміщувати кнопки, поля вводу, графіки, списки тощо;
- інтеграція з обчислювальними функціями. Користувацькі callback-функції зв'язуються з графічними елементами, що забезпечує інтерактивність: наприклад, натискання кнопки запускає функцію detect_qrs, яка аналізує сигнал;
- масштабованість. Інтерфейс легко модифікується: можна додавати нові методи обробки, поля вводу, графіки, а також створювати автономні застосунки (.mlapp);

- підтримка у MATLAB. Оскільки App Designer є частиною екосистеми MATLAB, всі обчислювальні ресурси та бібліотеки стають доступними без додаткових інтеграцій.

3.1.3 Структура реалізованого програмного забезпечення

Програма складається з трьох основних компонентів:

1. Модуль завантаження сигналу. Дозволяє імпортувати дані ЕКГ із файлу (наприклад, .txt) та відображати їх у сирому вигляді на графіку.

2. Модулі обробки сигналу. Реалізовано фільтрацію, виявлення R-піків, розрахунок ЧСС, спектральний аналіз. Ці функції створені окремо (filter_ecg.m, detect_qrs.m, spek.m) і викликаються у відповідь на дії користувача.

3. Графічний інтерфейс. App Designer забезпечує зручний GUI, де користувач може обрати параметри, переглянути результати на графіках, змінити частоту дискретизації, вивести результат ЧСС та спектру сигналу.

Застосування MATLAB у поєднанні з App Designer дозволило створити ефективну, гнучку та інтерактивну систему для обробки ЕКГ-сигналів, що відповідає сучасним вимогам до програмного забезпечення в галузі біомедичної інженерії. Рішення є масштабованим, модульним, сумісним із відкритими медичними стандартами та адаптованим до науково-дослідної і навчальної діяльності.

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження (електрокардіографія) та її значення для інженера

3.2.1 Значення для біомедичного інженера

Точне розуміння методики проведення електрокардіографії є критично важливим не лише для медичних спеціалістів, а й для інженера-розробника системи обробки ЕКГ-сигналів [38].

Для біомедичного інженера важливо розуміти такі аспекти:

1. Джерело сигналу і його якість. Інженер, який проектує апаратне та програмне забезпечення для реєстрації ЕКГ, повинен знати, які фізіологічні процеси породжують біопотенціали, де їх шукати (відведення, електроди, зони накладання) і як ці сигнали змінюються залежно від фаз серцевого циклу. Це знання визначає вибір параметрів фільтрації, алгоритмів підсилення і розпізнавання пік-форми.

2. Артефакти й шуми. Методика підготовки шкіри та правильне розташування електродів - ключ до мінімізації електродних і рухових артефактів. Інженер, який розробляє схемотехніку підсилювачів і цифрові алгоритми корекції, мусить враховувати спектральні характеристики цих завад, щоб підібрати оптимальні смугові фільтри та методи усунення лінійних перешкод.

3. Стандартизація відведень. Розташування 12-канальної системи ($\mathrm{I, II, III, aVR, aVL, aVF, V_1 – V_6}$) визначає напрям векторної моделі поля серця. Інженер використовує цю модель для побудови програмних модулів, що інтерпретують амплітуду та полярність зубців (Q, R, S, T, P) у рамках конкретного відведення.

4. Налаштування апаратури. Знання налаштувань частоти дискретизації (≥250 Гц), співвідношення сигнал/шум, калібрування амплітуди (1 мВ → 10 мм) і швидкості руху паперу ($25$ або $50$ мм/с) дозволяє інженеру формалізувати апаратні вимоги й обрати відповідні АЦП, схеми підсилення і модулі збереження даних.

5. Валідація алгоритмів. Розуміючи клінічні протоколи (тривалість запису кожного відведення, мінімальна кількість серцевих циклів), інженер може створити набір тестових даних зі штучними й реальними ЕКГ-фрагментами та перевірити стійкість алгоритмів детекції QRS, вимірювання ЧСС та спектрального аналізу.

6. Безпека й надійність. Знання правил розміщення електродів і обмежень по струму - фундамент для розробки захисту пацієнта від ураження струмом, а також для дотримання медичних стандартів із безпеки (IEC 60601-1).

Таким чином, глибоке розуміння методичних аспектів електрокардіографії дозволяє інженеру не просто писати код, але й створювати надійну, точно налаштовану та сертифіковану систему, здатну видавати клінічно значущі результати.

### 3.2.2 Методика проведення електрокардіографії

Покрокова методика проведення стандартного клінічного електрокардіографічного дослідження з урахуванням вимог безпеки, точності вимірювань і гігієнічних норм:

1. Підготовка пацієнта.

1.1. Інформована згода. Перед процедурою пацієнту пояснюють суть дослідження, можливі відчуття, отримують письмової або усної згоди на дослідження.

1.2. Відпочинок. Пацієнт має відпочити протягом 5–10 хв, щоб стабілізувався серцевий ритм і артеріальний тиск.

1.3. Позиція тіла. Дослідження проводять у положенні лежачи на спині. Руки і ноги розташовуються розслаблено, уздовж тіла, без напруження м’язів.

1.4. Очистка шкіри. Зони наклеювання електродів очищають від жиру та пилу (зазвичай м’якою серветкою з ізопропіловим спиртом), за необхідності - злегка обробляють шкіру шкіряною шліфувальною пастою (для зниження імпедансу).

2. Розташування електродів.

2.1. Стандартні відведення кінцівок:

- RA (Right Arm) - на внутрішній боковій ділянці правої руки (позначається червоним кольором);

- LA (Left Arm) - на внутрішній боковій ділянці лівої руки (позначається жовтим кольором);
- LL (Left Leg) - на внутрішній боковій ділянці лівої ноги (позначається зеленим кольором);
- RL (Right Leg) - додатковий електрод-земля (позначається чорним кольором) на внутрішній боковій ділянці правої ноги.

2.2. Грудні (прекардіальні) відведення.

- $V_1$ - 4 міжребер'я праворуч від груднини;
- $V_2$ - 4 міжребер'я зліва від груднини;
- $V_3$ - між $V_2$ і $V_4$;
- $V_4$ - п'яте міжребер'я на середньоключичній лінії ліворуч;
- $V_5$ - на передній пахвовій лінії, на рівні $V_4$;
- $V_6$ - на середній пахвовій лінії, на рівні $V_4$.

3. Налаштування апаратури

3.1. Частота дискретизації (fs). Вибирається відповідно до вимог (не менше 250 Гц, зазвичай 500–1000 Гц) для точного відображення QRS-комплексу.

3.2. Полоса частот фільтрації. Банд-пас фільтр 0.5–45 Гц:

- зріз низьких частот для усунення рухових артефактів та базової лінії;
- зріз високих частот для придушення електромагнітних завад і шуму м'язів.

3.3. Калібрування приладу. Перевірка калібрування: 1 мВ відповідає вертикальному відхиленню 10 мм; папір рухається зі швидкістю 25 мм/с (або 50 мм/с у прискореному режимі).

3.4. Перевірка імпедансу. Сигнал «lead-off» або спеціальна функція показує, чи імпеданс електрод-шкіра ≤ 5 кОм.

4. Запис сигналу.

4.1. Початок реєстрації. Натиснення кнопку «Запис» після стабілізації базової лінії. Пацієнт має залишатися нерухомим та не розмовляти.

4.2. Послідовність відведень. Стандартний протокол:

1. Запис трьох біполярних (I, II, III) відведень (конфігурація Ейнтховена).
2. Запис трьох посилених відведень (aVR, aVL, aVF).
3. Запис шести грудних ($V_1$–$V_6$).

4.3. Тривалість запису. Для кожного відведення мінімум 5 циклів серця; загальна тривалість - близько 10–15 с.

4.4. Контроль якості. Перевірити відсутність артефактів руху, дрейфу базової лінії, зникнення сигналу. За потреби - обробити шкіру та повторити наклеювання електродів.

5. Обробка та аналіз

5.1. Попередня обробка. Застосування двостороннього фільтр Баттерворта без фазового зсуву (filtfilt).

5.2. Виявлення QRS-комплексу. Використання алгоритму Пан–Томпкінса:

- диференціювання,
- квадрування,
- рухоме інтегрування,
- адаптивне порогове визначення піків.

5.3. Розрахунок ЧСС. Обчислення RR-інтервалів та переведення їх у уд/хв. Збереження статистику (середнє, медіану, SDNN).

5.4. Спектральний аналіз. Проведення ШПФ для отримання амплітудного спектру; виділити основні смуги (LF, HF).

6. Документування результатів

6.1. Графічний протокол. Друк або збереження в PDF усіх відведення з масштабом часу та амплітуди.

6.2. Звіт. Включення таблиці ЧСС, деталі методики, параметри фільтрації та спектру.

6.3. Архівування. Збереження необробленого сигналу (.mat або .edf) та оброблених даних (.txt, .csv) з усіма налаштуваннями.

Дотримання цієї методики забезпечує стандартизований підхід до електрокардіографії, високу відтворюваність результатів і достовірність клінічної діагностики.

## 3.3 Висновки до розділу 3

В цьому розділі обґрунтовано використання MATLAB та App Designer для розробки програмного забезпечення, розглянута методика проведення медико-біологічного дослідження (електрокардіографії) та її значення для біомедичного інженера.

# РОЗДІЛ 4
# БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

## 4.1 Естетичне оформлення робочого місця оператора ПК

Раціонально організоване робоче місце кардіолога забезпечує ефективне виконання професійних завдань без надмірного фізіологічного навантаження та дискомфорту. Згідно з ДСТУ 7299:2013 «Дизайн і ергономіка. Робоче місце оператора. Взаємне розташування елементів

робочого місця. Загальні вимоги ергономіки», конфігурація робочого місця, взаємне розташування його елементів, освітлення, меблі та оздоблення мають відповідати комплексу естетичних, ергономічних і функціональних вимог [31].

Принципи ергономічної організації робочого місця:

- робоче місце розглядається як простір, у межах якого користувач ПК (кардіолог) взаємодіє з технічними засобами. Конструктивні рішення прийняті з урахуванням антропометричних параметрів людини, що визначають положення тіла під час роботи, зони досяжності та комфортного огляду;
- відстань від очей оператора до екрану монітора встановлюється в межах не менше 400 мм, залежно від діагоналі дисплея. Для забезпечення зорового комфорту екран розташовують перпендикулярно до лінії зору, а нахил регулюють у межах ±30° у вертикальній площині. Параметри узгоджено з положенням ДСТУ ISO 9241-5:2004, який встановлює вимоги до візуальних дисплейних терміналів [32].

Вимоги до меблів. Робочий стіл забезпечує достатню площу для розміщення комп’ютера, додаткових пристроїв і документів. Висота стільниці адаптується до зросту користувача - у межах 680–800 мм, рекомендовано 725 мм. Крісла мають регулювання висоти сидіння та кута нахилу спинки, оббивку

з нелипкого, повітропроникного матеріалу, підлокітники та стабільну основу. Конструкція меблів повинна забезпечувати раціональну робочу позу, відповідно до ДСТУ EN 527-1:2014 (Офісні меблі. Робочі столи для офісів) [33].

Естетика середовища. Колірне оформлення інтер'єру, меблів і техніки підбирається у нейтральній палітрі (світло-сірі, бежеві, пастельні відтінки), які знижують психоемоційне навантаження та сприяють тривалій концентрації уваги. Джерела світла розташовуються так, щоб не створювати прямих відблисків на поверхні екрана, що відповідає сучасним рекомендаціям із візуальної гігієни та ДСТУ ISO 8995-1:2019 [34].

Фізіологічні аспекти робочої пози. Робоча поза сидячи - основна для кардіолога. Вона забезпечує рівномірний розподіл навантаження на опорно-руховий апарат і знижує енерговитрати. Водночас тривале статичне положення потребує змін пози: це зменшує застій крові, запобігає перенапруженню м'язів шиї, плечей та спини. Форма сидіння й спинки повинні забезпечувати підтримку хребта в природному положенні та знижувати ризики викривлень, згідно з даними гігієнічних норм для організації праці сидячи [35].

## 4.2 Таксономія небезпек

Небезпека - це ситуація, коли щось може зашкодити, нанести шкоду, або призвести до лиха. Це може бути небезпека для здоров'я, життя, або будь-якої системи, яка може бути пошкоджена.

Таксономія небезпек - це система класифікації та впорядкування усіх можливих явищ, процесів, об'єктів і ситуацій, які здатні завдати шкоди людині, техніці чи довкіллю. Вона використовується для уніфікації підходів щодо ідентифікації, оцінювання та управління небезпеками. Існуючі класифікаційні ознаки таксономії небезпек:

1) За походженням:

- природні небезпеки - іменовані стихійними явищами, що виникають без участі людини: землетруси, повені, урагани, зсуви, цунамі. Їхня сила та частота можуть бути спрогнозовані лише з певною ймовірністю, але не контрольовані;
- техногенні небезпеки - викликані діяльністю людини та пов’язані з інженерними чи промисловими процесами (аварії на хімічних підприємствах, витоки радіоактивних речовин, вибухи, пожежі на виробництві, великомасштабні енергетичні аварії);
- соціально-політичні небезпеки - пов’язані з діями людини або груп, що мають соціально чи політично мотивовану природу (терористичні акти, масові заворушення, військові конфлікти, диверсії);
- комбіновані небезпеки - становлять результат одночасного або послідовного впливу різних типів небезпек (техногенна аварія під час стихійного лиха (затоплення заводу, яке призвело до забруднення токсичними речовинами));

2) За локалізацією:

- космічні небезпеки - природні або техногенні явища, пов’язані з космосом (метеоритний дощ, сонячна радіація, збій супутникових систем, космічне сміття, а також аварії під час космічних польотів);
- атмосферні небезпеки - пов’язані з атмосферними процесами (посухи, урагани, торнадо, грози, град, сильні опади, екстремальні температури повітря);
- літосферні небезпеки - викликані геологічними процесами на земній поверхні та під нею (землетруси, зсуви, виверження вулканів, карстові провали);
- гідросферні небезпеки - пов’язані з процесами у водній оболонці (повені, цунамі, підйом рівня моря, раптові селеві потоки, аварії на дамбах);

3) За наслідками:

- захворювання - ситуації, коли тривалий чи короткочасний вплив небезпечного фактора призводить до появи гострих або хронічних захворювань (забруднення повітря хімічними сполуками спричиняє респіраторні хвороби);
- травми - фізичні ушкодження, які людина отримує внаслідок травмуючих чинників (падіння з висоти, удар об гострі предмети, ураження електричним струмом, опіки);
- загибель - найтяжчий наслідок, коли відсутність своєчасного втручання призводить до смерті людини (утоплення, удар блискавки, сильні вибухи);
- пожежі - наслідок одночасної дії теплових, іскрових або хімічних чинників, що спричиняють неконтрольоване горіння. Пожежа може спричинити знищення майна, технологій, виробництва;
- забруднення навколишнього середовища - довготривале або масштабне ураження середовища токсичними речовинами, радіацією, великомасштабне забруднення води, ґрунту чи повітря (розлив нафти, викид кислотних дощів);

4) За шкодою:

- соціальна шкода - наслідки, які виявляються у вигляді погіршення психо-емоційного стану людей, зростання соціальної напруги, безробіття, низького рівня життя (масова міграція через стихійне лихо);
- технічна шкода - втрата обладнання, руйнування промислових потужностей, перебої у виробництві (руйнування електростанції під час землетрусу);
- екологічна шкода - деградація природи, знищення флори і фауни, порушення екосистем (масова загибель риби через скидання токсичних відходів);

5) За сферою прояву:

- побутові небезпеки - фактори, що виникають у повсякденному житті людини (ураження електроприладами, падіння зі сходів);
- виробничі небезпеки - пов’язані з конкретними виробничими операціями (контакт з рухомими механізмами, робота з токсичними речовинами, високі температури, підйомно-транспортні роботи);
- спортивні небезпеки - ризик отримання травм під час занять спортом (переломи, вивихи, розтягнення зв’язок, серцеві напади у людей з недостатньою фізичною підготовкою);
- дорожньо-транспортні небезпеки а - автомобільні аварії, зіткнення транспортних засобів, аварії на залізничному транспорті. Включають як наслідки людського фактору (помилка водія), так і технічні несправності;

6) За часом проявлення:

- імпульсні небезпеки - раптові, короткочасні події з миттєвим початком (вибухи, електричні розряди, удар блискавки. Їхній вплив концентрується на обмеженому проміжку часу);
- кумулятивні (накопичувальні) небезпеки - вплив яких накопичується з часом практично непомітно для людини (хронічне отруєння шкідливими випарами, постійний шум, тривале випромінювання низького рівня. Згодом призводять до професійних захворювань);

7) За характером дії на людину:

- активні небезпеки - чинники, що діють автономно й потребують мінімальної участі людини, але можуть заподіяти шкоду безпосередньо: рухомі деталі верстатів, відкриті канави;
- пасивні небезпеки - чинники, які активізуються за рахунок дії самої людини (торкання гострих кутів, слизька поверхня, нерівності підлоги, нахили) [36].

# ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У результаті виконання кваліфікаційної роботи було проведено аналітичний огляд особливостей електричної активності серця, еволюції електрокардіографів та їхніх сучасних недоліків. Було встановлено, що традиційні одноканальні пристрої часто не дають повної інформації про векторно-просторову активність міокарда, а механічні методи запису не відповідають вимогам швидкої та точної діагностики. Це обґрунтувало необхідність проектування багатоканальної системи на базі 12-канального запису, що дозволяє отримати комплексну картину електрокардіографічного поля та підвищити клінічну інформативність дослідження.

Також було оглянуто апаратну платформу, яка складається з датчиків Ag/AgCl, схем підсилення та перетворення сигналу з фіксацією на АЦП, а також описано математичну модель ЕКГ-сигналу й властивості його компонентів (P-хвиля, QRS-комплекс, T-хвиля). Ці результати засвідчують, що підбір конструктиву електродів і оптимізація технічних характеристик входу забезпечують стабільний контакт і високу якість запису, а побудова нелінійних диференціальних рівнянь моделі дає змогу адекватно відтворювати пульсову хвилю та зміну потенціалів у фазах серцевого циклу.

Алгоритмічна частина роботи базується на адаптованому алгоритмі Пан–Томпкінса, який було реалізовано у MATLAB. Застосування фільтрації 5–15 Гц, різницевих операторів, операцій квадрування та інтегрування рухомим вікном дозволило виділяти R-піки з похибкою не більше 2 %. Побудована програмна архітектура з модульною структурою спрощує тестування алгоритмів на еталонних ЕКГ-записах та їх подальше вдосконалення.

Створений в App Designer графічний інтерфейс забезпечує інтуїтивне управління всіма етапами обробки: від завантаження сирого сигналу та

налаштування частоти дискретизації до відображення фільтрованої кривої з маркуванням піків, спектру сигналу й розрахунку середньої частоти серцевих скорочень. Такий підхід підтверджує цінність MATLAB як середовища швидкого прототипування й гнучкого налаштування візуалізації медичних даних.

Оглянута методика медико-біологічного дослідження включає уніфіковані процедури підготовки пацієнта, стандартизоване розміщення електродів за 12-канальною схемою, калібрування та тестову реєстрацію фрагментів сигналу тривалістю не менше 5 циклів серця у кожному відведенні. Дотримання цієї послідовності гарантує відтворюваність результатів і мінімізує артефакти.

Підсумовуючи, виконана робота успішно вирішує поставлену задачу огляду та аналізу існуючого апаратно-програмного забезпечення діагностики стану серцево-судинної системи.

# СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ


1. Лекція 4 Анатомія серцево – судинної та дихальної систем URL: https://dl.tntu.edu.ua/content.php?cid=320394
2. Електрокардіограма (ЕКГ) URL: https://bodroclinic.com.ua/wiki/elektrokardiograma/?srsltid=AfmBOoqF6-Xk_7rIxPIVWwkXQ5yky_BMzt-I4AkPjLViTs77mfDkvoc7
3. The Invention of Electrocardiography Machine. URL: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6881865
4. Віллем Ейнтговен – Вікіпедія URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%92%D1%96%D0%BB%D0%BB%D0%B5%D0%BC_%D0%95%D0%B9%D0%BD%D1%82%D0%B3%D0%BE%D0%B2%D0%B5%D0%BD
5. Electrocardiogram Devices for Home Use: Technological and Clinical Scoping Review URL: https://cardio.jmir.org/2023/1/e44003
6. Сенсор біомедичних сигналів для цифрової електронної лабораторії. URL: https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/f2942629-f832-40c6-8f51-845c70f0ea32/content
7. Амбулаторне моніторування електрокардіограми URL: https://health-ua.com/cardiology/funkcionalna-diagnostika/68203-ambulatorne-montoruvannya-elektrokardogrami
8. A Guide to Wearable Electrocardiogram (ECG) Devices: Types, Advantages and Disadvantages URL: https://apacmed.org/wearable-ecg-device/#cons-of-wearable-ecg-devices
9. Wearable Electrocardiogram Technology: Help or Hindrance to the Modern Doctor? URL: https://cardio.jmir.org/2025/1/e62719
10. ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ КАРДІОСИГНАЛІВ З ВИКОРИСТАННЯМ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ URL: https://lpnu.ua/sites/default/files/2021/dissertation/9234/disshatnyi-sv.pdf
11. Стандарти надання медичної допомоги хворим із ГКС без елевації

сегмента ST (IM без зубця Q і нестабільна стенокардія) URL: https://compendium.com.ua/uk/clinical-guidelines-uk/sertsevo-sudinni-zahvoryuvannya/glava-2-standarti-diagnostiki-ta-likuvannya-zahvoryuvan-sertsevo-sudinnoyi-sistemi/

12. Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи URL: https://iq.vntu.edu.ua/repository/getfile.php/8052.pdf

13. Основи електрокардіографії. URL: https://compendium.com.ua/uk/clinical-guidelines-uk/cardiology-uk/section-5-uk/glava-1-osnovi-elektrokardiografiyi/?spm=a2ty_o01.29997173.0.0.66b7c921QpIqiW

14. Waveform Database Software Package (WFDB) for MATLAB and Octave URL: https://physionet.org/content/wfdb-matlab/0.10.0/

15. E.C.G. electrodes Ag/AgCl solid gel URL: https://www.surgicalholdings.co.uk/media/files/TEXXX%20ECG%20Electrodes.pdf

16. Silver chloride electrode – Wikipedia URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Silver_chloride_electrode

17. ECG signal quality in intermittent long-term dry electrode recordings with controlled motion artifacts URL: https://www.nature.com/articles/s41598-024-56595-0

18. Washable and Flexible Screen-Printed Ag/AgCl Electrode on Textiles for ECG Monitoring URL: https://www.mdpi.com/2073-4360/15/18/3665

19. Сенсор біомедичних сигналів для цифрової електронної лабораторії. URL: https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/f2942629-f832-40c6-8f51-845c70f0ea32/content

20. Design a High-Resolution ECG with a Fully Differential Amplifier and High-Resolution ADC. URL: https://www.digikey.com/en/articles/design-a-high-resolution-ecg-with-a-fully-differential-amplifier-and-high-resolution-adc

21. An ECG Signal Acquisition and Analysis System Based on Machine Learning with Model Fusion URL: https://www.mdpi.com/1424-8220/23/17/7643

22. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 57 с.

23. Normal adult 12-lead ECG URL: https://ecglibrary.com/norm.php

24. Normal ECG URL: https://elentra.healthsci.queensu.ca/assets/modules/ECG/normal_ecg.html

25. Interpretation of the Normal Electrocardiogram URL: https://thoracickey.com/interpretation-of-the-normal-electrocardiogram/

26. The dynamical model URL: https://archive.physionet.org/physiotools/ecgsyn/paper/node4.html

27. ECG signal decomposition using Fourier analysis URL: https://asp-eurasipjournals.springeropen.com/articles/10.1186/s13634-024-01171-x

28. Pan–Tompkins algorithm URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Pan%E2%80%93Tompkins_algorithm

29. Complete Pan-Tompkins implementation ecg qrs detector URL: https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector

30. A Real-Time QRS Detection Algorithm URL: https://www.robots.ox.ac.uk/~gari/teaching/cdt/A3/readings/ECG/Pan+Tompkins.pdf

31. ДСТУ 7299:2013. Дизайн і ергономіка. Робоче місце оператора. Взаємне розташування елементів робочого місця. Загальні вимоги ергономіки. - Київ: Мінекономрозвитку України, 2014.

32. ДСТУ ISO 9241-5:2004. Ергономічні вимоги до роботи з відеотерміналами в офісі. Частина 5. Вимоги до розміщення робочого місця та робочої пози. - Київ: Держспоживстандарт України, 2005.

33. ДСТУ EN 527-1:2014. Меблі офісні. Робочі столи та столи. Частина 1. Розміри. - Київ: Мінекономрозвитку України, 2015.

34. ДСТУ ISO 8995-1:2019. Світло та освітлення. Освітлення робочих місць. Частина 1. Внутрішні робочі місця. - Київ: Мінекономрозвитку України, 2020.

35. М'язова діяльність і робоча поза працівника URL: https://buklib.net/books/23500

36. Таксономія, ідентифікація та квантифікація небезпек. Класифікація НС за причинами походження, територіального поширення та обсягами. URL: https://dl.tntu.edu.ua/content.php?cid=299355

37. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосиґналів у системах голтерівського моніторинґу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

38. Yavorska E., Kinash R. Statistical method of evaluating biosignals in medical information systems. Proceedings of the XXVIII International Scientific and Practical Conference. Melbourne, Australia. 2023. Pp. 195-197 URL: https://isg-konf.com/science-and-development-of-methods-for-solving-modern-problems/

39. Дроздов В.Я., Яворська Є.Б., Андрійчук Н.Є. Розробка програмно-апаратних засобів відбору та аналізу біосигналів // Матеріали XI науково-технічної конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, (Тернопіль, 13-14 грудня 2023 р.). – Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2023. – 201 с.

# ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Лістинг програмного забезпечення з графічним інтерфейсом

```
classdef app1 < matlab.apps.AppBase

    % Properties that correspond to app components
    properties (Access = public)
        ECGsignalprocessingUIFigure  matlab.ui.Figure
        SamplingRateField
matlab.ui.control.NumericEditField
        Label_2                      matlab.ui.control.Label
        HRField
matlab.ui.control.NumericEditField
        Label                        matlab.ui.control.Label
        Button_2                     matlab.ui.control.Button
        Button                       matlab.ui.control.Button
        UIAxes3                      matlab.ui.control.UIAxes
        UIAxes2                      matlab.ui.control.UIAxes
        UIAxes                       matlab.ui.control.UIAxes
    end


    properties (Access = private)
        ecg
        fs
    end

    methods (Access = private)

    end


    % Callbacks that handle component events
    methods (Access = private)

        % Button pushed function: Button
        function ButtonPushed(app, event)
    [file, path] = uigetfile('*.txt');
    if isequal(file,0); return; end
    data = load(fullfile(path, file));
    app.fs = app.SamplingRateField.Value; % Отримання значення з
поля користувача
    app.ecg = data';
    plot(app.UIAxes, (0:length(app.ecg)-1)/app.fs, app.ecg);
    xlabel(app.UIAxes, 'Час (с)');
    ylabel(app.UIAxes, 'Амплітуда (мВ)');
    title(app.UIAxes, 'ЕКГ-сигнал');
    grid(app.UIAxes, 'on');          % Увімкнення сітки
    axis(app.UIAxes, 'tight');       % Звуження меж осей до даних
        end

        % Button pushed function: Button_2
        function Button_2Pushed2(app, event)
```

```
            filtered = filter_ecg(app.ecg, app.fs);
    r_locs = detect_qrs(filtered, app.fs);
    hr = compute_hr(r_locs, app.fs);
    [sp, ~, f] = spek(filtered, app.fs);
if app.SamplingRateField.Value <= 0
    uialert(app.ECGsignalprocessingUIFigure, 'Частота
дискретизації має бути більшою за нуль', 'Помилка');
    return;
end
    % Графіки
    t = (0:length(app.ecg)-1)/app.fs;
    plot(app.UIAxes2, t, filtered); hold(app.UIAxes2, 'on');
    plot(app.UIAxes2, r_locs/app.fs, filtered(r_locs), 'ro');
hold(app.UIAxes2, 'off');
    xlabel(app.UIAxes2, 'Час (с)');
    ylabel(app.UIAxes2, 'Амплітуда (мВ)');
    title(app.UIAxes2, 'Фільтрований сигнал з R-піками');
    grid(app.UIAxes2, 'on');          % Увімкнення сітки
    axis(app.UIAxes2, 'tight');       % Звуження меж осей до
даних

    plot(app.UIAxes3, f, sp);
    xlim(app.UIAxes3, [0 25]);
    xlabel(app.UIAxes3, 'Частота (Гц)');
    ylabel(app.UIAxes3, 'Амплітуда');
    title(app.UIAxes3, 'Спектр ЕКГ-сигналу');
    grid(app.UIAxes3, 'on');          % Увімкнення сітки

    % Вивід ЧСС
    app.HRField.Value = round(mean(hr));
        end
    end

    % Component initialization
    methods (Access = private)

        % Create UIFigure and components
        function createComponents(app)

            % Get the file path for locating images
            pathToMLAPP = fileparts(mfilename('fullpath'));

            % Create ECGsignalprocessingUIFigure and hide until
all components are created
            app.ECGsignalprocessingUIFigure =
uifigure('Visible', 'off');
            app.ECGsignalprocessingUIFigure.Position = [100 100
697 531];
            app.ECGsignalprocessingUIFigure.Name = 'ECG signal
processing';
            app.ECGsignalprocessingUIFigure.Icon =
fullfile(pathToMLAPP, 'drives_remastered_agad1quaajudaus.png');
```

```
            % Create UIAxes
            app.UIAxes =
uiaxes(app.ECGsignalprocessingUIFigure);
            title(app.UIAxes, 'Сигнал')
            zlabel(app.UIAxes, 'Z')
            app.UIAxes.Position = [253 266 327 199];

            % Create UIAxes2
            app.UIAxes2 =
uiaxes(app.ECGsignalprocessingUIFigure);
            zlabel(app.UIAxes2, 'Z')
            app.UIAxes2.Position = [1 17 337 216];

            % Create UIAxes3
            app.UIAxes3 =
uiaxes(app.ECGsignalprocessingUIFigure);
            zlabel(app.UIAxes3, 'Z')
            app.UIAxes3.Position = [385 17 313 218];

            % Create Button
            app.Button =
uibutton(app.ECGsignalprocessingUIFigure, 'push');
            app.Button.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@ButtonPushed, true);
            app.Button.Position = [39 464 128 23];
            app.Button.Text = 'Завантажити сигнал';

            % Create Button_2
            app.Button_2 =
uibutton(app.ECGsignalprocessingUIFigure, 'push');
            app.Button_2.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @Button_2Pushed2, true);
            app.Button_2.Position = [47 428 111 23];
            app.Button_2.Text = 'Обробити сигнал';

            % Create Label
            app.Label =
uilabel(app.ECGsignalprocessingUIFigure);
            app.Label.Position = [39 305 169 22];
            app.Label.Text = 'Частота серцевих скорочень:';

            % Create HRField
            app.HRField =
uieditfield(app.ECGsignalprocessingUIFigure, 'numeric');
            app.HRField.Position = [207 305 25 22];

            % Create Label_2
            app.Label_2 =
uilabel(app.ECGsignalprocessingUIFigure);
            app.Label_2.HorizontalAlignment = 'right';
            app.Label_2.Position = [39 374 131 22];
            app.Label_2.Text = 'Частота дискретизації:';
```

```
            % Create SamplingRateField
            app.SamplingRateField =
uieditfield(app.ECGsignalprocessingUIFigure, 'numeric');
            app.SamplingRateField.HorizontalAlignment = 'left';
            app.SamplingRateField.Position = [185 374 36 22];
            app.SamplingRateField.Value = 800;

            % Show the figure after all components are created
            app.ECGsignalprocessingUIFigure.Visible = 'on';
        end
    end

    % App creation and deletion
    methods (Access = public)

        % Construct app
        function app = app1

            % Create UIFigure and components
            createComponents(app)

            % Register the app with App Designer
            registerApp(app, app.ECGsignalprocessingUIFigure)

            if nargout == 0
                clear app
            end
        end

        % Code that executes before app deletion
        function delete(app)

            % Delete UIFigure when app is deleted
            delete(app.ECGsignalprocessingUIFigure)
        end
    end
end
```

ДОДАТОК Б

Лістинг функцій обробки сигналу

```
function y = filter_ecg(ecg, fs) % Смуговий фільтр 0.5-45 Гц
    [b, a] = butter(2, [0.5 45]/(fs/2), 'bandpass');
    y = filtfilt(b, a, ecg);
end


function r_locs = detect_qrs(ecg, fs) % Спрощений алгоритм Пан-
Томпкінса
    % 1. Смуговий фільтр для QRS (5-15 Гц)
    [b, a] = butter(2, [5 15]/(fs/2), 'bandpass');
    ecg_filt = filtfilt(b, a, ecg);
    % 2. Диференціювання
    deriv = diff(ecg_filt);
    deriv(end+1) = deriv(end); % доповнення до тієї ж довжини
    % 3. Квадрування
    squared = deriv .^ 2;
    % 4. Згладжування (інтеграція) ~150 мс
    win = round(0.150 * fs);
    integrated = movmean(squared, win);
    % 5. Виявлення піків
    threshold = mean(integrated) + 0.5 * std(integrated);
    min_distance = round(0.3 * fs); % мінімальна відстань між
ударами
    [~, locs] = findpeaks(integrated, ...
        'MinPeakHeight', threshold, ...
        'MinPeakDistance', min_distance);
    % 6. Уточнення положень R-піків
    search_window = round(0.05 * fs); % ±50 мс навколо піка
інтегратора
    r_locs = zeros(size(locs));
    for i = 1:length(locs)
        left = max(locs(i)-search_window, 1);
        right = min(locs(i)+search_window, length(ecg));
        [~, local_max] = max(ecg(left:right));
        r_locs(i) = left + local_max - 1;
    end
end

function hr = compute_hr(r_locs, fs) % Обчислення частоти
серцевих скорочень
    rr_intervals = diff(r_locs) / fs;  % у секундах
    hr = 60 ./ rr_intervals;           % в ударах за хвилину
end

function [sp, ph, f]=spek(a,fd) % Спектральна обробка
dt=1./fd;
s=fft(a);
s=s/length(s);
sp=abs(s);
```

```
df=fd/length(s);
f=0:df:(fd-df);
a=real(s);
b=imag(s);
ph=atan(b./a);
end
```