

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

на тему: Програмно-апаратний комплекс аналізу показників функціонального стану серцево-судинної системи

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

	(шифр і назва спеціальності)	
		Голод І.М.
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Керівник		Яворська Є.Б.
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Нормоконтроль		Хвостівський М.О.
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри		Яворська Є.Б.
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Рецензент		Хвостівська Л.В.
	(підпис)	(прізвище та ініціали)

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)

« »

20__ 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 Голоду Іллі Маркіяновичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Програмно-апаратний комплекс аналізу показників
функціонального стану серцево-судинної системи

Керівник роботи Яворська Є.Б., к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «23» 01 2025 року № 4/7-43

2. Термін подання студентом завершеної роботи

3. Вихідні дані до роботи Функціональні показники ССС (норма, патологія),
технічні характеристики комплексу

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

[illegible]

7. Дата видачі завдання

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Голод I.M.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Програмно-апаратний комплекс аналізу показників функціонального стану серцево-судинної системи». Кваліфікаційна робота бакалавра // Голод Ілля Маркіянович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2025 р // стор. – 54, рис. – 9, табл. – 2, бібліог. – 11, додат. – 7.

Ключові слова: БІОМЕДИЧНА ІНЖЕНЕРІЯ, ЕКГ, СЕРЦЕВО-СУДИННА СИСТЕМА, МІКРОКОНТРОЛЕР, МАТЛАВ, ПАН-ТОМПКІНС, ЦИФРОВА ОБРОБКА СИГНАЛІВ

У роботі представлено розробку програмно-апаратного комплексу для аналізу показників функціонального стану серцево-судинної системи людини. Проведено аналіз існуючих рішень, обґрунтовано вибір методів обробки біомедичних сигналів. Реалізовано алгоритми цифрової фільтрації, виявлення QRS-комплексів (на основі алгоритму Пан-Томпкінса) та обчислення частоти серцевих скорочень. Розроблено апаратну частину на базі мікроконтролера, а також програмне забезпечення з графічним інтерфейсом користувача у середовищі MATLAB. Проведено тестування системи та підтверджено її ефективність у моніторингу стану серцево-судинної системи.

ABSTRACT

The subject of the qualification work: " Hardware and software complex for analyzing indicators of the functional state of the cardiovascular system " Bachelor's qualification work // Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2025 // pp. – 54, fig. – 9, tab. - 2, bibliog. - 11, add. – 7.

Keywords: BIOMEDICAL ENGINEERING, ECG, CARDIOVASCULAR SYSTEM, MICROCONTROLLER, MATLAB, PAN-TOMPKINS, DIGITAL SIGNAL PROCESSING

This paper presents the development of a hardware-software system for analyzing the functional state of the human cardiovascular system. Existing solutions were reviewed, and the choice of biomedical signal processing methods was justified. Algorithms for digital filtering, QRS complex detection (based on the Pan-Tompkins algorithm), and heart rate calculation were implemented. The hardware was developed using a microcontroller, and the software with a graphical user interface was created in MATLAB. System testing confirmed the effectiveness of the solution for monitoring cardiovascular health.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	
1 ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	
1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання	
1.2 Актуальність виконання роботи	
1.3 Методи, способи та шляхи вирішення поставленої задачі	
1.4 Висновки до розділу 1	
2 ПРОЄКТНА ЧАСТИНА	__
2.1 Технічне забезпечення біотехнічного виробу	
2.2 Математичне забезпечення біотехнічного виробу	
2.2.1 Вхідний сигнал)	
2.2.2 Фільтрація сигналу	
2.2.3 Похідна сигналу	
2.2.4 Квадратування	
2.2.5 Інтегруюче вікно	
2.2.6 Порогове порівняння	
2.2.7 Розрахунок RR -інтервалів і ЧСС	
2.2.8 Узагальнена формула ПЗ	
2.2.9 Оцінювані діагностичні показник.....	
2.3 Алгоритмічне забезпечення біотехнічного виробу (MATLAB)	
2.4 Проєктування біотехнічного виробу	
2.4.1 Апаратне забезпечення.....	
2.4.2 Програмне забезпечення	
2.4.3 Ключові методи та алгоритми для аналізу	
2.4.4 Математичні моделі та алгоритми	
2.4.5 Етапи створення програмно-апаратного комплексу	

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ			
<i>Зм</i>	<i>Арк</i>	<i>№ докум</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дат</i>	Програмно-апаратний комплекс аналізу показників функціонального стану серцево-судинної системи Пояснювальна записка	<i>Літ</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Розроб.</i>		Голод І.М.				н	4	
<i>Перевір.</i>		Яворська Є.Б.						
<i>Консульт</i>								
<i>Н. контр.</i>		Хвоспівський М.О.						
<i>Зат. каф.</i>		Яворська Є.Б.				ТНТУ, каф. БТ, Гр. РБ-41		

2.5	Розробка програмного інтерфейсу для взаємодії користувача з системою ..
2.5.1	Визначення вимог до інтерфейсу
2.5.2	Вибір інструментів для розробки інтерфейсу
2.5.3	Створення макетів інтерфейсу (Wireframes)
2.5.4	Розробка інтерфейсу
2.5.5	Тестування інтерфейсу
2.6	Тестування комплексу за допомогою клінічних даних або в реальних умовах (під час фізичного навантаження або в стані спокою
2.6.1	Цілі тестування
2.6.2	Методи тестування
2.6.3	Оцінка результатів тестування
2.6.4	Аналіз результатів за допомогою статистичних методів та машинного навчання для створення точних прогнозів та рекомендацій для користувача
2.7	Статистичні методи для аналізу результатів
2.7.1	Основні статистичні показники
2.7.2	Гістограма та розподіли
2.7.3	Машинне навчання для прогнозів та рекомендацій
2.8	Прогнозування та рекомендації
2.9	Оцінка якості моделі
2.10	Висновки до розділу 2
3	СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....
3.1	Обґрунтування вибору програмного середовища
3.2	Методика проведення медико-біологічного дослідження
3.3	Висновки до розділу 3
4	БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....
4.1	Безпека життєдіяльності.....
4.2	Основи охорони праці
4.3	Висновки до розділу 4

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....

ДОДАТКИ

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

ВСТУП

Стан серцево-судинної системи є одним із провідних маркерів загального здоров'я людини. Зміни у функціональних параметрах, таких як частота серцевих скорочень, артеріальний тиск або варіабельність серцевого ритму, можуть бути першими ознаками розвитку патологічних процесів.

Своєчасний моніторинг та аналіз цих показників дозволяє не лише діагностувати захворювання на ранніх стадіях, а й оцінити ефективність лікувальних заходів. Проте існуючі рішення часто є дорогими, громіздкими або не забезпечують достатньої точності при довготривалому моніторингу в реальних умовах.

Враховуючи це, особливо актуальним є розробка програмно-апаратного комплексу для безперервного збору, аналізу та інтерпретації показників функціонального стану серцево-судинної системи, який буде доступним для широкого використання.

Метою роботи є створення програмно-апаратного комплексу, який дозволяє надійно реєструвати основні фізіологічні параметри серцево-судинної системи, виконувати їх первинну обробку, аналіз та візуалізацію для оцінки функціонального стану пацієнта.

Для досягнення поставленої мети необхідно:

- провести аналіз існуючих засобів діагностики серцево-судинної системи;
- обґрунтувати вибір методів фільтрації та обробки сигналів;
- реалізувати алгоритм обробки ЕКГ сигналу на базі Pan-Tompkins;
- побудувати апаратну частину комплексу на базі мікроконтролера;
- створити програмне забезпечення та графічний інтерфейс;
- провести тестування системи та оцінити її ефективність.

Об'єкт дослідження – фізіологічні сигнали серцево-судинної системи людини.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Предмет дослідження – методи обробки, аналізу та інтерпретації біосигналів, а також технічна реалізація програмно-апаратного комплексу.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання [1, 2, 3]

Функціональний стан серцево-судинної системи відображає адаптивні можливості організму та його реакцію на різні зовнішні та внутрішні впливи. Вивчення змін таких показників, як частота серцевих скорочень, артеріальний тиск, варіабельність серцевого ритму дозволяє своєчасно виявити ризики розвитку серцево-судинних захворювань.

Огляд літературних джерел засвідчив, що для моніторингу функціонального стану ССС активно використовуються портативні реєстратори (наприклад, монітори Holter, сучасні медичні трекери). Проте більшість із них орієнтовані на довготривале безперервне моніторування з подальшою офлайн-обробкою даних. Недоліком є висока вартість обладнання, обмеженість у реальному часі аналізу, складність інтерпретації для неспеціаліста.

Існують також спроби створення комплексів для домашнього самоконтролю стану серця, однак вони не завжди мають достатню точність та глибину аналізу даних. Перспективним є розроблення систем, які поєднують функції збору даних, первинної обробки, інтерпретації показників і простого візуального відображення результатів для користувача.

Сучасні методи аналізу функціонального стану серцево-судинної системи базуються на використанні електрокардіографії, фотоплетизмографії, моніторингу артеріального тиску та інших біомедичних сигналів. Існує багато програмно-апаратних комплексів, які дозволяють автоматизувати збір і обробку цих даних. У медичній практиці поширеними є:

– системи Holter-моніторингу, які здійснюють тривале безперервне спостереження за ЕКГ з подальшим аналізом;

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Holter-монітор – це портативний пристрій для амбулаторної електрокардіографії, який записує активність серця протягом 24–48 годин (або більше), дозволяючи виявляти аритмії, палпітації, інші рідкісні події, які не фіксуються при короточасній ЕКГ carermedical.en.made-in-china.com+15mayoclinic.org+15heart.org+15.

Пацієнт носить його, виконуючи повсякденні справи: роботу, прогулянки, сон – при цьому проводиться безперервна реєстрація ритму серця.

Він складається з електродів на грудях, переносного записувального блоку й акумулятора, які забезпечують автономну роботу .

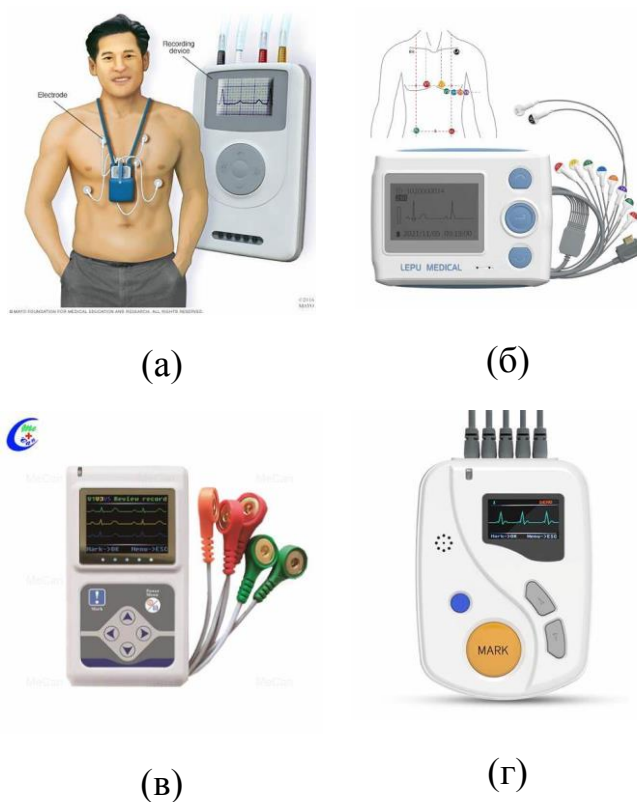


Рисунок 1.1 – Приклади систем Holter-моніторингу:
 (а) – класичний Holter-монітор із електродами на грудях;
 (б) – портативний 12-канальний Holter (LEPU Medical);
 (в) – модель із кольоровими електродами і навігаційним екраном;
 (г) – пристрій Contec TLC6000

На рисунку 1.1 (а) (Mayo Clinic) показано компактний пристрій, схожий на плеєр, який кріпиться до поясу або плеча, з електродами на грудях – стандартна конструкція для 24–48 годинного моніторингу (heart.org+13mayoclinic.org+13tentabs.in+13).

На рисунку 1.1 (б) зображено компактний двопровідний корпус з екраном і під'єднаними кольоровими електродами – зручний для тривалого застосування та обробки багатоканальних сигналів.

Holter монітор (див. рис. 1.1, в) має меню, дисплей та можливість позначення подій – «Mark» – що дозволяє пацієнту відмічати симптоми при виникненні порушення ритму (contecmedsystems.com+14sino-med.en.made-in-china.com+14mayoclinic.org+14).

Пристрій, показаний на рисунку 1.1 (г), має два великих маркери (наприклад, кнопка «MARK»), екран, що показує реальний ЕКГ-сигнал, та зручний корпус розміру зі смартфон — сучасний варіант Holter-монітору.

Таблиця 1.1 – Переваги та застосування

Перевага	Пояснення
Безперервний моніторинг 24–48 годин	Максимальна ймовірність фіксації епізодичних аритмій
Портативність і зручність	Пристрій невеликий, зручний для повсякденного носіння
Інтеграція з буфером подій	Кнопка «Mark» дозволяє пацієнту позначати симптоми
Розширений аналіз на комп'ютері	Після зняття дані аналізуються за допомогою спеціального ПЗ

– інтелектуальні системи обробки ЕКГ на базі штучного інтелекту та нейронних мереж, що забезпечують автоматичне розпізнавання аритмій та інших патологій;

Сучасні штучні нейронні мережі (ЗНМ/Deep Learning) дозволяють:

- автоматизовано виявляти аритмії, зміни сегменту ST, подовження QT тощо з високою точністю ([nature.com+3pmc.ncbi.nlm.nih.gov+3wired.com+3](#));
- прогнозувати ризик серцево-судинних подій (інфаркт, інсульт, раптова смерть) шляхом інтеграції з клінічними, генетичними даними ([theguardian.com](#));
- очищувати сигнал від шуму, артефактів, виділяти невидимі для людини ознаки (variate Heart Rate, wavelet features) .

Приклади результатів у дослідженнях:

1. DNN для 12-канальної ЕКГ.

Глибока нейронна мережа, натренована на 2 млн ЕКГ, перевершує лікарів у розпізнаванні 6 типів аномалій ($F1 > 0.80$, специфічність $> 99\%$) ([nature.com+1arxiv.org+1](#)).

2. CNN + LSTM ансамблі.

Комбіновані мережі, які спершу витягують ознаки контексту з ECG, а потім враховують тимчасову залежність, показують F-measure ~ 0.83 при детектуванні аритмій ([nature.com+2arxiv.org+2pmc.ncbi.nlm.nih.gov+2](#)).

3. Інтерпретовані моделі (Attention NLP-підходи).

HAN-ECG використовує ієрархічну увагу, щоб виявляти фібриляцію передсердь (AF) та показував вищі результати, надаючи прозорість рішень ([arxiv.org](#)).

Комерційні AI-ЕКГ рішення:

1. AliveCor KardiaMobile – портативний 1-канальний пристрій, що використовує CNN для виявлення аритмії й користується нейромережею, здатною ідентифікувати зміну серцевого патерну індивідууму — простежується навіть right-bundle branch блок ([wired.com+1en.wikipedia.org+1](#)).

2. Anumana ECG-AI LEF — FDA-затверджений алгоритм для виявлення низької фракції вигнання ($EF \leq 40\%$) у 100 000+ пацієнтів ([anumana.ai](#)).

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

3. Tempus ECG-AF — AI-алгоритм із FDA-510(k) для раннього виявлення фібриляції передсердь (marketwatch.com).

4. Aire (NHS trial) — в Англії тестують AI-модель, що прогнозує ризик смерті, серцевої недостатності й подій протягом 10 років на основі ЕКГ (theguardian.com+1theguardian.com+1).

Актуальними, у цьому напрямку, є роботи:

1. «Deep learning and electrocardiography: systematic review» розглядає 198 статей про застосування DL у діагностиці серцевих захворювань (biomedical-engineering-online.biomedcentral.com).

2. CNN + LSTM ансамблі доводять високу ефективність у задачах синдрому пароксизмальної AF (arxiv.org+1bulletin.neu.edu.tr+1).

3. Поширені DL-підходи (наприклад AlexNet) досягли ~99 % точності у класифікації патологій в EKG .

Отже можна зробити наступні висновки, щодо застосування таких систем:

1) AI-системи зараз демонструють рівень точності, що не поступається або переважає лікарів при аналізі ЕКГ.

2) Глибинні мережі (CNN, LSTM, Attention) забезпечують високу ефективність без ручної розмітки ознак.

3) Комерційні продукти (AliveCor, Anumana, Tempus, Aire) вже доступні у клініці та користуються нормативним схваленням.

Основні виклики: прозорість прийняття рішень, загальні підходи до тренування, узгодження нормативних вимог і доведення ефективності у реальній практиці.

– програмно-апаратні комплекси з відкритим кодом, що дають можливість адаптувати алгоритми під конкретні вимоги.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

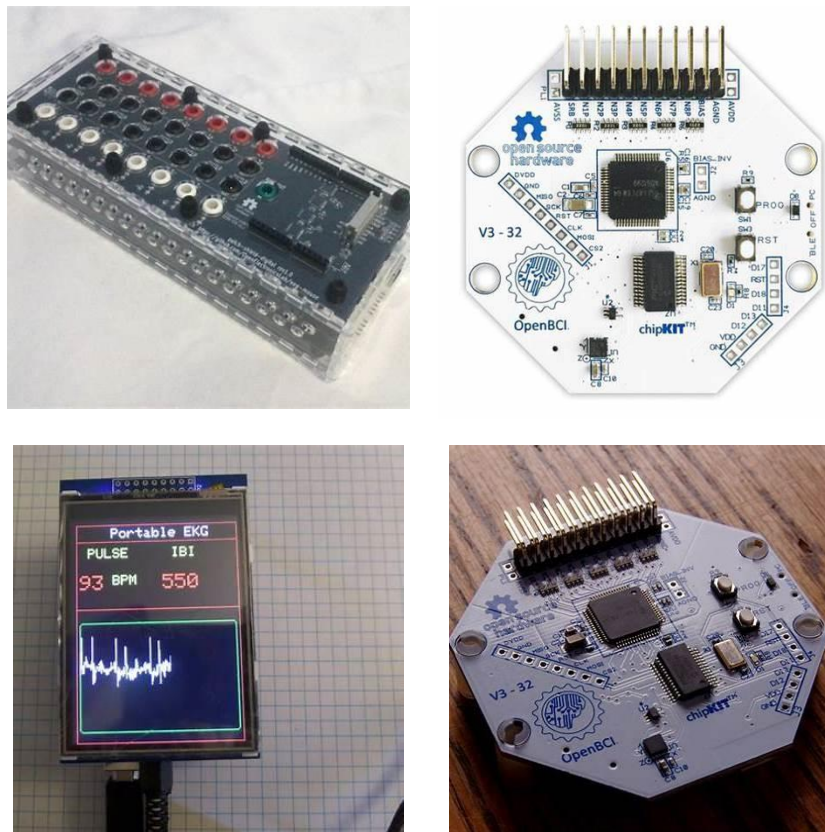


Рисунок 1.2 – Популярні програмно-апаратні комплекси для аналізу ЕКГ з відкритим кодом

Відкриті проєкти із відкритим кодом

1. OpenHardwareExG. Повноцінна платформа для зчитування ЕКГ, ЕЕГ та інших біопотенціалів на базі ADS1299 і Arduino Due. Забезпечує ізоляцію, безпеку та передачу даних для подальшої обробки (arxiv.org+5swharden.com+5github.com+5en.wikipedia.org+2embedded-lab.com+2instructables.com+2).

2. OpenBCI (Cyton / Ganglion). Open-source апаратна платформа, що підтримує ЕКГ поряд із ЕЕГ/ЕМГ. Підключається через Bluetooth та сумісна з OpenBCI GUI або стороннім open-source ПЗ.

3. CardioBit. Архітектура IoT-системи для точного і доступного моніторингу ЕКГ. Повністю відкритий код для збірки апаратної та серверної частини (envienta.net+2github.com+2github.com+2).

4. IoT ECG на ESP32 + AD8232. Проєкт з відкритим кодом на GitHub, що реалізує дешеву IoT-систему моніторингу ЕКГ з передачу даних (через Wi-Fi) на ThingSpeak або інші платформи .

5. MobilECG. USB-пристрій відкритого дизайну для 12-канального клінічного ЕКГ, створений в KiCad, відповідає медичним стандартам ISO 60601 (embedded-lab.com+2envienta.net+2forum.kicad.info+2).

6. ECG Logger (Holter-рекордер). Wearable-рішення на Arduino Nano для тривалого запису ЕКГ (до 24 год.), з SD-записом і RTC-модулем — повністю open-source .

7. BRAVEHEART. Open-source MATLAB-пакет для автоматичної обробки ЕКГ та векторкардіограм (VCG), що містить алгоритми аналізу і графіки (github.com).

Таблиця 1.2 – Порівняльна таблиця [2, 3]

Система	Апаратна частина	Програмна частина	Особливості
OpenHardwareExG	ADS1299 + Arduino Due	Arduino + PC	Багатоканальна, ізольована (5 kV)
OpenBCI Cyton	ADS1299-платформа	OpenBCI GUI + SDK	Портативна, модульна, підтримка EEG/EMG/ECG
CardioBit	DIY IoT (Arduino)	Сервер/клієнт-частина	ІоТ-архітектура, безпека, автономність
ESP32 ECG	ESP32 + AD8232	Arduino code + ThingSpeak	Дешево, дистанційний моніторинг
MobilECG	USB 12-канальний ECG	KiCad, PC-ПО	Медичні стандарти ISO, клінічний рівень
ECG Logger	Arduino Nano, SD, RTC	Arduino code + PC-ПЗ	Holter-рекордер, довготривала реєстрація
BRAVEHEART	—	MATLAB-пакет	Обробка сигналу, векторкардіограми

На основі вищевикладеного встановлено:

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

1. Модульні open-source рішення типу OpenHardwareExG або OpenBCI дозволяють побудувати персоналізовані ЕКГ-системи.

2. IoT-платформи (CardioBit, ESP32 ECG) підходять для домашнього або бюджетного моніторингу.

3. Holter-рекордерам (ECG Logger) передбачено тривале моніторування – чудово для практики в твоєму проєкті.

4. Програмні пакети (BRAVEHEART) оптимальні для аналітики та графіків, інтеграції в MATLAB.

Отже, незважаючи на широкий вибір, більшість існуючих рішень мають обмежену гнучкість, складність інтеграції та високу вартість. Тому є актуальним розробити доступний, ефективний і зручний у використанні комплекс для оперативного аналізу функціонального стану серцево-судинної системи в умовах реального життя.

Завданням даної роботи є розробка комплексу, який забезпечує реєстрацію основних фізіологічних показників у режимі реального часу, виконує автоматизовану обробку даних та формує інтуїтивно зрозумілу інтерпретацію результатів для користувача та/або лікаря.

1.2 Актуальність виконання роботи

Серцево-судинні захворювання посідають перше місце серед причин смертності у світі. Раннє виявлення порушень функціонального стану серця дозволяє запобігти розвитку важких ускладнень.

Автоматизація аналізу фізіологічних показників сприяє підвищенню якості діагностики, зменшенню помилок та прискоренню прийняття медичних рішень.

Розробка програмно-апаратного комплексу, що дозволяє в режимі реального часу збирати, обробляти та аналізувати сигнали, є необхідним кроком для підвищення ефективності медичної допомоги.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

1.3 Методи, способи та шляхи вирішення поставленої задачі [4, 5, 7, 8-10]

Для реалізації поставленої мети запропоновано використати:

- методи цифрової обробки сигналів, включаючи FIR-фільтри для видалення шумів;
- алгоритм Пан-Томпкінса для виявлення комплексів QRS в ЕКГ;
- порогове порівняння для класифікації подій у сигналі;
- використання мікроконтролерів та сенсорів для апаратної частини;
- програмне забезпечення на базі MATLAB для розробки алгоритмів та тестування;
- розробка графічного інтерфейсу для зручності користувача.

1.4 Висновки до розділу 1

У результаті аналізу існуючих рішень було виявлено їх переваги і недоліки. Визначено, що розробка власного програмно-апаратного комплексу з використанням ефективних алгоритмів обробки сигналів є актуальним та перспективним напрямком. Обрані методи та технології дозволяють забезпечити точний та оперативний аналіз показників функціонального стану серцево-судинної системи.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 2

ПРОЄКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технічне забезпечення [2, 3]

Технічне забезпечення комплексу включає такі компоненти:

1. Мікроконтролер (наприклад, Arduino, ESP32) — для збору та попередньої обробки біосигналів.
2. Датчики:
 - ЕКГ-датчик (AD8232 або аналогічний модуль),
 - Датчик артеріального тиску,
 - Датчик пульсу/ SpO_2 (MAX30102 або аналог).
3. Комп'ютер/ноутбук — для глибокої обробки сигналів та візуалізації.
4. Комунікаційний модуль — USB, Bluetooth або Wi-Fi для передачі даних.
5. Живлення — акумулятор або зовнішнє джерело живлення.

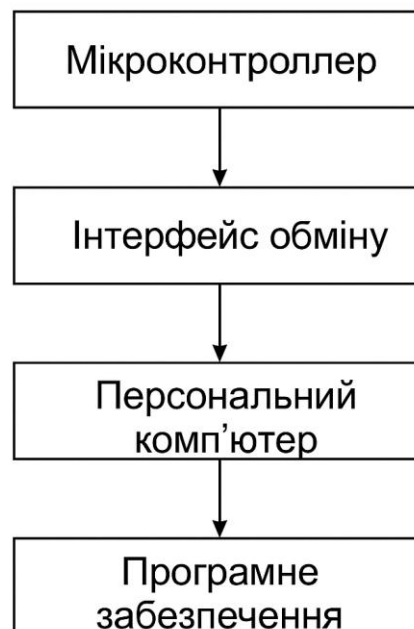


Рисунок 2.1 – Схема структурна комплексу

Наведу описово функціональну схему апаратно-програмного комплексу аналізу показників серцево-судинної системи.

Система складається з таких основних блоків: датчики (зняття ЕКГ та інших параметрів), підсилювачі сигналу, фільтри, мікроконтролер (обчислювальний модуль), модуль зв'язку (опціонально) і програмне забезпечення на ПК для аналізу та відображення результатів conf.ztu.edu.ua. Кожен із цих блоків виконує чітко визначену функцію в ланцюзі обробки біосигналів, забезпечуючи перетворення фізіологічних даних у цифрові показники стану серцево-судинної системи.

Датчики. Забезпечують реєстрацію біосигналів серцево-судинної системи – зокрема електрокардіосигналів (ЕКГ) та інших параметрів (наприклад, пульсоксиметрія, тиск тощо). Датчики перетворюють фізіологічні сигнали на електричні; наприклад, електроди ЕКГ знімають біоелектричні потенціали серця, а пульсоксиметричний сенсор фіксує рівень насиченості крові киснем. Отримані «сирі» сигнали мають низьку амплітуду, тому перед подальшим аналізом вони передаються на підсилювачі.

Підсилювачі сигналу. На цьому етапі відбувається підсилення слабких біосигналів до рівня, зручного для обробки. Спеціалізовані аналогові підсилювачі (наприклад, мікросхема AD8232) приймають малопотужні сигнали з датчиків і збільшують їх амплітуду. Це важливо для забезпечення достовірності подальшої фільтрації та оцифровування – підсилений сигнал легше відрізнити від шумів та перешкод.

Фільтри. Аналогові (або цифрові) фільтри виконують очищення сигналу від завад та частотну селекцію. На аналоговому етапі можуть застосовуватися фільтри високих частот для придушення високочастотних шумів та мережевих наведень, а також фільтри низьких частот для усунення дрейфу ізолінії. Наприклад, згадана мікросхема AD8232 має вбудовані багатополіусні фільтри: високочастотний для шумів, 2-поліусний високочастотний та 3-

поліосний низькочастотний фільтр. Відфільтрований сигнал містить корисну інформацію про роботу серця і передається на обчислювальний блок.

Мікроконтролер (обчислювальний модуль). Цей блок виконує оцифрування та попередню обробку сигналів. Після підсилення і фільтрації аналоговий сигнал надходить на АЦП мікроконтролера, який перетворює його в цифровий код. Мікроконтролер (наприклад, STM32) також забезпечує первинний аналіз даних і взаємодію з комп'ютером, виконуючи роль “моста” між сенсорними модулями та ПК. У програмному коді МК можуть реалізовуватися цифрові фільтри, обчислення ЧСС та інші алгоритми, після чого дані готові до передачі на зовнішній модуль зв'язку або безпосередньо на комп'ютер.

Модуль зв'язку (опціонально). Забезпечує передачу даних від мікроконтролера до ПК у випадках, коли пряме підключення утруднене або потрібна бездротова передача. Це може бути, наприклад, інтерфейс Bluetooth, Wi-Fi або послідовний інтерфейс (UART, SPI) для зв'язку з міні-комп'ютером. У стаціонарних системах роль модуля зв'язку часто виконує кабельне з'єднання (USB, UART), тоді як у портативних рішеннях застосовуються бездротові модулі. Модуль зв'язку є необов'язковим: у простіших випадках мікроконтролер може безпосередньо підключатися до ПК.

Програмне забезпечення на ПК. Отримані цифрові дані надходять до спеціалізованого програмного забезпечення, яке здійснює поглиблений аналіз і візуалізацію результатів. На комп'ютері виконується обчислення діагностичних показників (наприклад, інтервалів ЕКГ, варіабельності ритму тощо) та побудова графіків. Софт дозволяє відображати в реальному часі сигнали ЕКГ, частоту серцевих скорочень, рівень SpO_2 та інші параметри. Користувач (лікар або пацієнт) бачить результати на дисплеї, може зберегти їх до пам'яті, роздрукувати або передати через інтернет на сервер чи лікарю для подальшої інтерпретації.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

2.2 Математичне забезпечення біотехнічного виробу

Обробка сигналу включає:

- фільтрацію від шумів (високочастотних, мережових — 50/60 Гц);
- усереднення сигналу (ковзне середнє);
- нормалізацію амплітуди;
- виявлення R-піків та аналіз ЧСС;
- перевірку на порогові значення (виявлення аритмій).

Математичні методи:

- FIR-фільтри для попередньої фільтрації;
- обчислення похідної для виявлення різких змін;
- порогове порівняння для тригерів сповіщення;
- алгоритм Пан-Томпкінса (у розширеному варіанті) — для точного виявлення серцевих подій.

Моделювання математичної частини проведено у середовищі MATLAB/Simulink. Модель включає генератор синусоїдального сигналу (імітація серцебиття), шум, фільтрацію, детекцію піків і Score для візуалізації.

Метою математичної моделі є опис процесу реєстрації, фільтрації, обробки та аналізу фізіологічного сигналу ЕКГ, з подальшим обчисленням діагностичних показників.

2.2.1 Вхідний сигнал.

Реєстрований сигнал ЕКГ — це часова залежність біоелектричного потенціалу:

$$s(t) = S_{EKG}(t) + n(t)s(t),$$

де $s(t)$ — виміряний сигнал;

$S_{EKG}(t)$ — справжній ЕКГ-сигнал;

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

$n(t)$ — шум та завади (мережеві перешкоди, артефакти руху, електроміографічні шуми).

Типові частоти для ЕКГ: 0.05–100 Гц.

2.2.2 Фільтрація сигналу.

Для отримання чистого $S_{ЕКГ}(t)$, застосовують послідовність фільтрів:

а) високочастотний фільтр (High-Pass Filter, HPF)

Видаляє низькочастотний дрейф ізолінії:

$$H_{HPF}(f) = \frac{j2\pi f}{j2\pi f + \omega_c},$$

де ω_c — гранична частота (~ 0.5 Гц);

б) низькочастотний фільтр (Low-Pass Filter, LPF)

Видаляє високочастотний шум (> 40 Гц):

$$H_{LPF}(f) = \frac{\omega_c}{j2\pi f + \omega_c};$$

в) повний фільтрований сигнал:

$$S_{filtered}(t) = F^{-1}[H_{HPF}(f) \cdot H_{LPF}(f) \cdot F(s(t))],$$

де F — оператор Фур'є-перетворення).

2.2.3 Похідна сигналу.

Щоб виявити QRS-комплекси (різкі зміни), обчислюється похідна:

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

$$D(t) = \frac{dS_{filtered}(t)}{dt}.$$

В цифровій формі: $D(n) = S_{filtered}(n) - S_{filtered}(n-1)$.

2.2.4 Квадратування.

Підкреслює різкі зміни: $Q(n) = (D(n))^2$.

2.2.5 Інтегруюче вікно.

Інтеграція за часовим вікном N вибирає енергетичні ділянки:

$$I(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} Q(n-k).$$

2.2.6 Порогове порівняння.

Вибір порогу T :

$$Peak(n) = \begin{cases} 1, & \text{if } I(n) > T, \\ 0, & \text{else} \end{cases}$$

$Peak(n) = 1$ — це моменти QRS-комплексів.

2.2.7 Розрахунок RR -інтервалів і ЧСС.

Визначаємо моменти t_i для піків: $RR_i = t_i - t_{i-1}$.

Частота серцевих скорочень: $HR_i = \frac{60}{RR_i}$ (в ударах за хвилину).

Загальна модель: весь процес можна подати як ряд перетворень:

$$s(t) \xrightarrow{\text{фільтри}} S_{filtered}(t) \xrightarrow{\text{похідна, квадрати, інтеграція}} I(n) \xrightarrow{\text{порог}} \{t(i)\}^{RR} \rightarrow HR$$

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

2.2.8 Узагальнена формула ПЗ:

В термінах програмної моделі:

```
% Етапи обробки сигналу
S_filtered = filter(HPF, LPF, s(t));
D = diff(S_filtered);
Q = D.^2;
I = movmean(Q, N);
Peaks = find(I > Threshold);
RR = diff(Peaks) / Fs;
HR = 60 ./ RR;
```

2.2.9 Оцінювані діагностичні показники:

- ЧСС (Heart Rate) — базова оцінка;
- варіабельність ЧСС (HRV): $SDNN = std(RR)$;
- QT -інтервал, PQ-інтервал — при наявності розмітки;
- патерни аритмій: за допомогою аналізу RR-масиву.

Переваги такої моделі:

- простота реалізації в реальному часі;
- низькі вимоги до обчислювальних ресурсів;
- надійність в умовах шуму;
- можливість розширення (додавання ML-алгоритмів).

На рисунку представлено графічну реалізацію етапів обробки:

1. Сирий ЕКГ-сигнал — шумовий, має артефакти та низькочастотний дрейф.
2. Фільтрований сигнал — чітко виділяються зубці R (QRS-комплекси), менше шуму.
3. Похідна — виділяє круті переходи (границі QRS).
4. Квадрат сигналу — підсилює різкі зміни, щоб зробити їх більш помітними.
5. Інтегрований сигнал — "згладжений профіль", на якому легко визначати позиції R-піків через порогове порівняння.

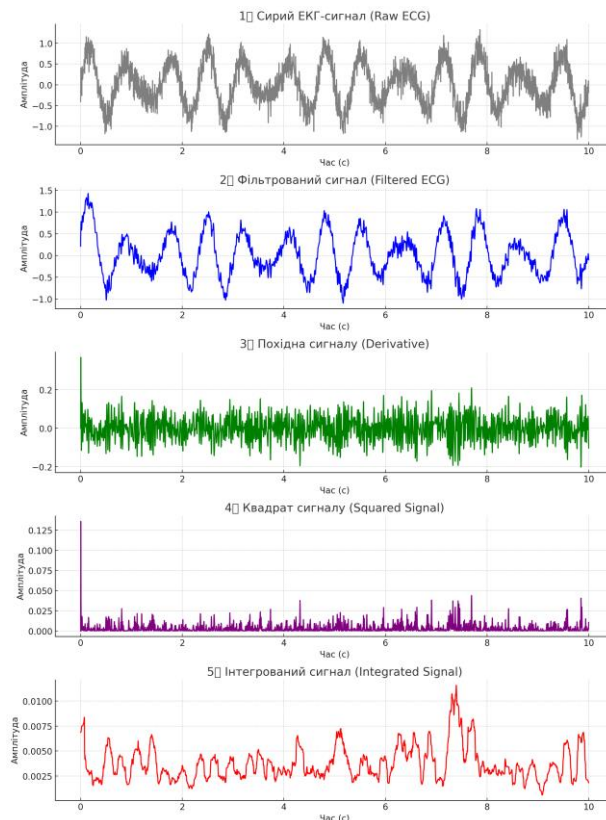


Рисунок 2.2 – Візуалізація етапів обробки сигналу:

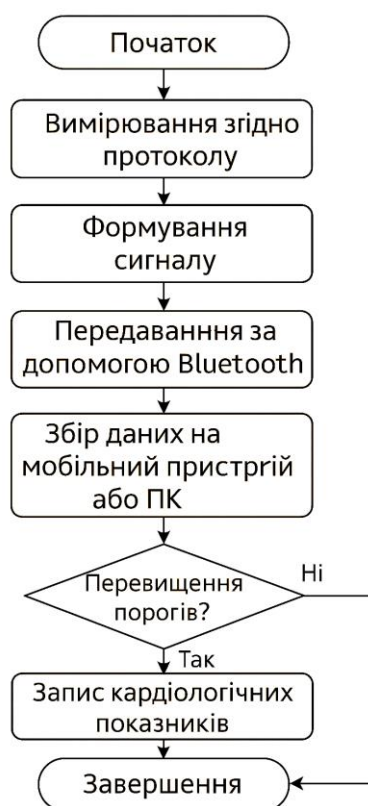


Рисунок 2.3 – Типова блок-схема алгоритму роботи комплексу

2.4 Проектування біотехнічного виробу

Комплекс може включати в себе як апаратні засоби для збирання даних (датчики, пульсометри, електрокардіографи), так і програмне забезпечення для обробки та аналізу отриманих результатів.

2.4.1 Апаратна частина.

Основними компонентами є:

1. Датчики пульсу: пульсометри для безконтактного вимірювання пульсу (оптичні датчики, електричні датчики).
2. ЕКГ-датчики: для отримання електрокардіограми та оцінки роботи серця.
3. Портативні монітори: пристрої для реєстрації кров'яного тиску, ЕКГ та пульсу в реальному часі.
4. Комп'ютер або мобільний пристрій: для збору даних і їх подальшого аналізу.

2.4.2 Програмне забезпечення.

Обробка сигналів: Використання алгоритмів для аналізу показників, зокрема варіабельності серцевого ритму (HRV), аналізу частоти серцевих скорочень, оцінки аритмій, визначення показників стресу, тренованості.

Інтерфейс користувача: Розробка зручного інтерфейсу для користувача, де відображаються дані в реальному часі, а також історичні показники.

2.4.3 Ключові методи та алгоритми для аналізу [4, 5, 7, 8-10].

1. Варіабельність серцевого ритму (HRV):
 - визначення показників, таких як RMSSD та SDNN, для оцінки діяльності автономної нервової системи;

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

– частотний аналіз (FFT) для оцінки LF (низька частота) і HF (висока частота) компонент, які відображають баланс між парасимпатичною та симпатичною нервовою системою.

2. Електрокардіографія (ЕКГ):

– алгоритми для виявлення зубців P, QRS і T, що дозволяє оцінювати електричну активність серця;

– визначення різних аритмій (фібриляція передсердь, екстрасистоля та інші).

3. Моніторинг кров'яного тиску: аналіз пульсових хвиль для оцінки рівня систолічного і діастолічного тиску.

4. Аналітика та візуалізація даних:

– розробка інтерфейсу для виведення даних у вигляді графіків, діаграм і таблиць;

– створення звітів, що дозволяють користувачеві або лікарю зробити висновки про стан серцево-судинної системи.

2.4.4 Математичні моделі та алгоритми.

1. Моделі для обробки ЕКГ:

- фільтрація сигналів для видалення шумів і артефактів;
- алгоритми для виявлення екстрасистол і оцінки інтервалів RR;
- детекція зубців P, QRS та T.

2. Моделі для варіабельності серцевого ритму (HRV): алгоритми для обчислення RMSSD, SDNN та спектрального аналізу для виділення компонент LF та HF.

3. Аналіз кров'яного тиску: алгоритми для точного вимірювання та оцінки кров'яного тиску в різних умовах (наприклад, під час фізичного навантаження).

2.4.5 Етапи створення програмно-апаратного комплексу:

1. Збір даних:

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

– зібрати дані за допомогою датчиків (пульсометрів, ЕКГ і моніторів тиску);

– створити базу даних або обробляти дані в реальному часі.

2. Обробка сигналів:

– застосовувати фільтрацію для очищення сигналу від шуму;

– виконати аналіз варіабельності ритму серця (HRV) та електрокардіограми;

– використовувати алгоритми для детекції аритмій або визначення іншої патології.

3. Візуалізація та інтерфейс користувача:

– розробити графічний інтерфейс для виведення показників: графіки, гістограми, таблиці;

– реалізувати систему сповіщень або рекомендацій для користувача (наприклад, про підвищений тиск чи аритмію).

4. Зберігання та аналіз даних:

– створити базу даних для зберігання інформації про показники здоров'я та тренування користувача;

– використовувати алгоритми машинного навчання для прогнозування стану здоров'я на основі зібраних даних.

Фрагмент коду для аналізу ЕКГ в MATLAB:

```
% Приклад обробки ЕКГ сигналу для детекції QRS комплексів
% Завантаження даних
[ecg, fs] = audioread('ECG_signal.wav'); % Замість .wav можна використати .mat
або інші формати

% Фільтрація сигналу для видалення шуму
[b, a] = butter(1, [0.5, 50] / (fs / 2), 'bandpass'); % Бандпас-фільтр для
діапазону 0.5-50 Гц
filtered_ecg = filter(b, a, ecg);

% Детекція піків QRS
[~, locs_R] = findpeaks(filtered_ecg, 'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance',
round(fs*0.6)); % Використовуємо findpeaks для знаходження піків

% Візуалізація результатів
figure;
plot(ecg);
hold on;
```

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

```
plot(locs_R, ecg(locs_R), 'ro');
title('Детекція QRS комплексів');
xlabel('Час (с)');
ylabel('Амплітуда');
grid on;
```

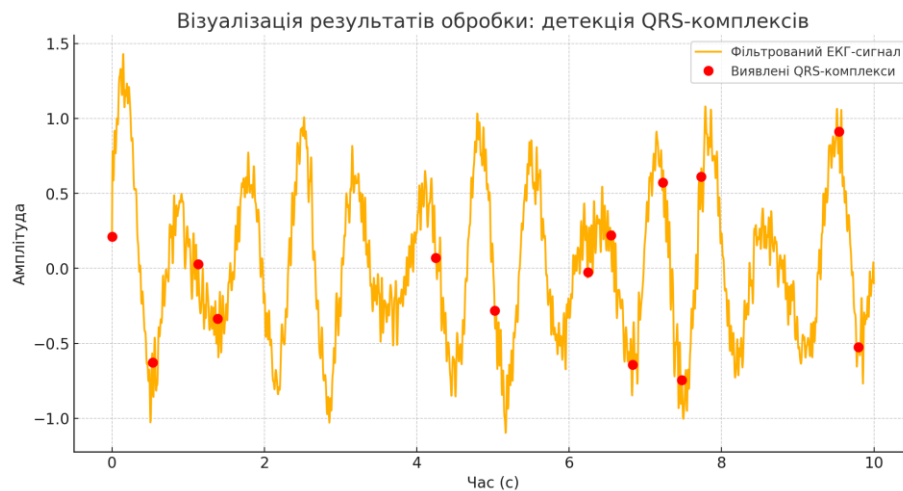


Рисунок 2.4 – Результати обробки ЕКГ-сигналу для детекції QRS-комплексів (жовта крива — фільтрований ЕКГ-сигнал, червоні кружечки — автоматично виявлені позиції QRS-комплексів (відповідають R-пікам))

2.5 Розробка програмного інтерфейсу для взаємодії користувача з системою

Розробка програмного інтерфейсу для взаємодії користувача з системою є критично важливим етапом у створенні програмно-апаратного комплексу, оскільки ефективність і зручність взаємодії користувача з системою значною мірою залежить від того, наскільки зручний і інтуїтивно зрозумілий інтерфейс.

Загальний процес розробки інтерфейсу можна поділити на кілька етапів, починаючи з визначення вимог до інтерфейсу і закінчуючи його тестуванням.

2.5.1 Визначення вимог до інтерфейсу.

Перед розробкою інтерфейсу потрібно чітко визначити його функціональність, тобто, що саме користувач повинен мати змогу робити з

даними, що надаються програмно-апаратним комплексом. Ось кілька основних вимог, які можуть бути корисними для вашої системи:

1. Збір даних: Система повинна дозволяти користувачу ініціювати процес збору даних (наприклад, від моніторів ЕКГ, пульсометри, манометри для вимірювання тиску).

2. Візуалізація даних: Інтерфейс має надавати візуальні графіки для аналізу даних, таких як графіки пульсу, ЕКГ, графіки варіабельності серцевого ритму (HRV).

3. Інтерпретація результатів: Система повинна надавати короткий аналіз з рекомендаціями, що може бути особливо корисно для користувачів, які не мають медичної освіти.

4. Збереження та історія даних: Інтерфейс має надавати можливість збереження результатів вимірів і доступу до історії показників (наприклад, зміни серцевого ритму або тиску за час).

5. Налаштування: Користувач може налаштувати параметри моніторингу (наприклад, вибір типу аналізу, пороги для сповіщень тощо).

2.5.2 Вибір інструментів для розробки інтерфейсу.

Для розробки інтерфейсу можна використовувати різні інструменти в залежності від того, яка платформа буде використовуватися (комп'ютери, мобільні пристрої). Наведемо варіанти таких інструментів:

1. MATLAB (для настільних застосунків): має вбудовані інструменти для створення інтерфейсів, наприклад, App Designer або GUIDE. Ці інструменти дозволяють створювати графічні інтерфейси, вбудовувати візуалізацію даних та інтерактивні елементи для взаємодії з користувачем.

В MATLAB можна створити кнопки для запуску вимірювань, поля для введення налаштувань, графіки для виведення результатів аналізу.

2. Python (для настільних і мобільних застосунків): створення універсального інтерфейсу, можна використовувати бібліотеки Python,

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

наприклад, Tkinter, PyQt або Kivy, для створення кросплатформених програм з графічним інтерфейсом.

Python також дозволяє інтегрувати аналіз даних (як у MATLAB) з графічною візуалізацією та надавати користувачам зручний інтерфейс для зворотного зв'язку.

3. Мобільні додатки: створення мобільного додатку для смартфонів, можна використовувати Android Studio (для Android) або Xcode (для iOS), що дозволяє створювати зручні інтерфейси для користувачів.

2.5.3 Створення макетів інтерфейсу (Wireframes).

Перед розробкою програмного інтерфейсу на комп'ютері або мобільному пристрої, важливо створити попередні макети інтерфейсу. Це дозволить на ранньому етапі оцінити, наскільки зручним буде інтерфейс для користувача.

Wireframe – це спрощене зображення інтерфейсу без деталей дизайну, яке показує, де будуть розміщені кнопки, графіки, поля для введення даних.

Щоб спростити процес планування інтерфейсу використовуються інструменти для створення wireframe, такі як Figma, Sketch або Adobe XD,.

Основними компонентами інтерфейсу є:

- 1) головне меню: для навігації між різними режимами роботи системи;
- 2) діагностичні екрани: для відображення результатів вимірів в реальному часі;
- 3) графіки: для візуалізації даних (наприклад, пульс, варіабельність ритму, ЕКГ);
- 4) кнопки запуску та налаштувань: для початку аналізу та налаштування параметрів;
- 5) історія даних: доступ до збережених результатів вимірів.

2.5.4 Розробка інтерфейсу.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Приклад створення інтерфейсу в MATLAB з використанням App Designer:

```
% Створення простого графічного інтерфейсу для відображення результатів
вимірювань пульсу

% Створення головного вікна додатку
app = uifigure('Name', 'Моніторинг серцево-судинної системи');

% Створення кнопки для початку вимірювання
btnMeasure = uibutton(app, 'push', 'Text', 'Почати вимірювання', 'Position',
[100, 300, 150, 30]);
btnMeasure.ButtonPushedFcn = @(btn, event) startMeasurement(app);

% Створення осі для відображення графіка пульсу
ax = axes(app, 'Position', [0.1, 0.2, 0.8, 0.5]);
title(ax, 'Пульс');
xlabel(ax, 'Час (с)');
ylabel(ax, 'Амплітуда');

% Функція для початку вимірювання пульсу
function startMeasurement(app)
    % Симуляція вимірювання пульсу
    t = 0:0.1:10; % час
    pulse = sin(2*pi*0.5*t) + 0.2*randn(size(t)); % синусоїдальний сигнал з
шумом

    % Відображення графіка пульсу
    plot(ax, t, pulse);
end
```

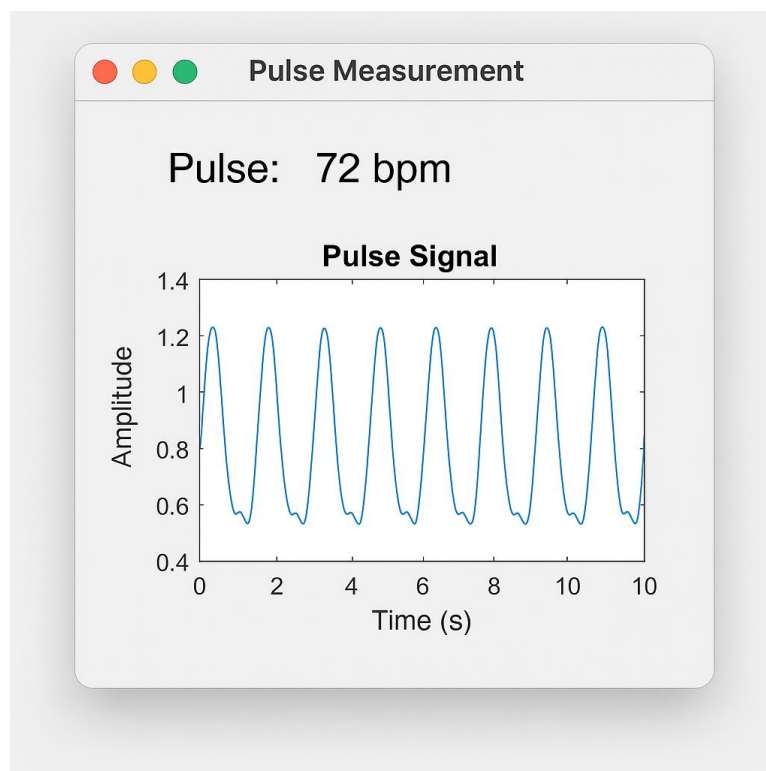


Рисунок 2.5 – Відображення результатів вимірювань пульсу

Приклад створення інтерфейсу з налаштуваннями і результатами:

```
% Створення головного вікна додатку
app = uifigure('Name', 'Аналіз серцево-судинної системи');

% Створення панелі налаштувань
settingsPanel = uipanel(app, 'Title', 'Налаштування', 'Position', [0.05, 0.5, 0.9, 0.4]);

% Створення кнопки для запуску аналізу
btnStartAnalysis = uibutton(settingsPanel, 'push', 'Text', 'Запустити аналіз', 'Position', [20, 30, 150, 30]);
btnStartAnalysis.ButtonPushedFcn = @(btn, event) startAnalysis(app);

% Створення області для відображення результатів
resultsText = uitextarea(app, 'Position', [0.05, 0.05, 0.9, 0.4]);

% Функція для запуску аналізу
function startAnalysis(app)
    % Симуляція аналізу даних
    analysisResult = 'Результати аналізу:\nСтан серцево-судинної системи: Нормальний.\nРекомендації: Продовжуйте заняття фізкультурою.';

    % Виведення результатів в область тексту
    resultsText.Value = analysisResult;
end
```

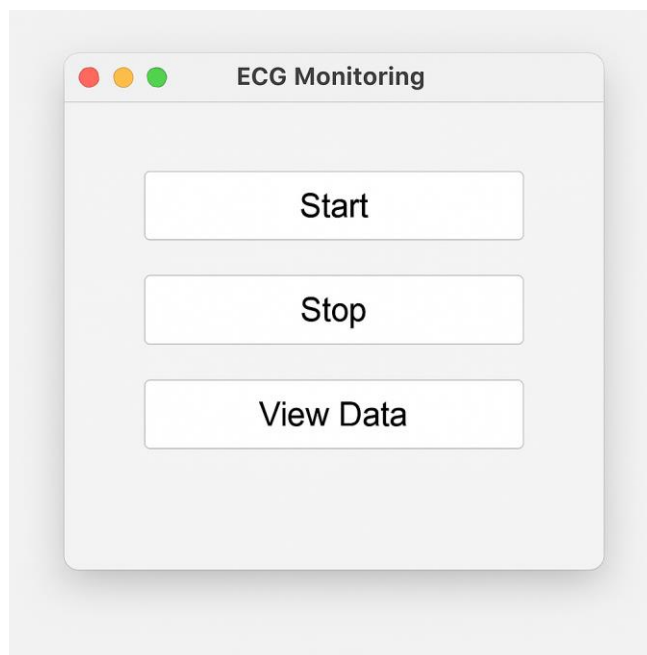


Рисунок 2.6 – Головне вікно додатку

2.5.5 Тестування інтерфейсу.

Після розробки інтерфейсу необхідно провести його тестування для перевірки зручності, функціональності та зрозумілості для кінцевого користувача. Ось кілька типів тестів:

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

– юзабіліті-тестування: перевірка, чи зручно користувачам користуватися інтерфейсом.

– тестування на помилки: перевірка, чи не виникають помилки в процесі взаємодії з інтерфейсом (наприклад, неправильне введення даних, системні збої).

– тестування функціональності: перевірка, чи працюють всі функції інтерфейсу відповідно до вимог (наприклад, правильне відображення даних).

2.6 Тестування комплексу за допомогою клінічних даних або в реальних умовах (під час фізичного навантаження або в стані спокою)

Тестування програмно-апаратного комплексу для аналізу функціонального стану серцево-судинної системи є важливим етапом перевірки його точності, надійності та здатності до реального використання в клінічних умовах. Одним із ключових етапів тестування є застосування клінічних даних або тестування в реальних умовах (під час фізичного навантаження або в стані спокою).

2.6.1 Цілі тестування.

Тестування комплексу за допомогою клінічних даних або в реальних умовах має на меті:

1. Перевірку точності вимірювання функціональних показників серцево-судинної системи, таких як пульс, артеріальний тиск, варіабельність серцевого ритму (HRV) та інші.

2. Оцінку здатності апарату до відображення реальних даних в умовах фізичного навантаження або в стані спокою.

3. Перевірку надійності і точності системи під час збору та обробки даних.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

4. Оцінку ефективності програмних алгоритмів для виявлення патологічних змін у функціонуванні серцево-судинної системи.

5. Тестування інтерфейсу та взаємодії з користувачем в умовах реального використання.

2.6.2 Методи тестування.

2.6.2.1 Тестування за допомогою клінічних даних.

Клінічні дані можуть бути використані для порівняння результатів вимірювань, отриманих програмно-апаратним комплексом, з даними, які вже були отримані за допомогою стандартних медичних приладів.

Підготовка клінічних даних:

– Збір даних: використовуються дані з медичних записів пацієнтів або вимірювання, проведені за допомогою стандартних медичних апаратів (наприклад, ЕКГ, тонометрії, пульсоксиметрії).

– Параметри вимірювань: пульс, артеріальний тиск (систолический, діастолічний), варіабельність серцевого ритму (RMSSD, SDNN), температура тіла тощо.

– Кількість випробувань: для забезпечення статистичної надійності тестування необхідно провести вимірювання на великій кількості пацієнтів, з різними віковими категоріями та різними фізіологічними параметрами.

Кроки тестування:

1. Збір реальних даних: на основі клінічних протоколів проводяться вимірювання за допомогою як стандартних медичних приладів, так і програмно-апаратного комплексу.

2. Порівняння результатів: порівнюються показники, отримані за допомогою програмного комплексу та клінічних приладів. Зазвичай порівнюються такі параметри, як пульс, артеріальний тиск, HRV (варіабельність серцевого ритму), наявність або відсутність патологічних змін в кардіографічному сигналі (ЕКГ).

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

3. Аналіз точності: проводиться оцінка точності отриманих результатів. Використовуються статистичні методи, наприклад, обчислення кореляції, середньоквадратичної помилки (RMSE), середнього абсолютного відхилення (MAE), щоб визначити наскільки результати програми збігаються з результатами клінічних апаратів.

Приклад методу порівняння (фрагмент коду):

```
% Приклад порівняння даних пульсу між вимірюванням програмно-апаратного
комплексу (PC) та клінічним приладом (ECG)
pulse_PC = [72, 75, 78, 80, 82]; % пульс, виміряний програмно-апаратним
комплексом
pulse_ECG = [71, 74, 77, 79, 81]; % пульс, виміряний клінічним приладом (ЕКГ)

% Обчислення кореляції між двома наборами даних
correlation = corr(pulse_PC', pulse_ECG');

% Виведення результату
disp(['Кореляція між результатами вимірювань: ', num2str(correlation)]);
```



Рисунок 2.7 – Графік порівняння даних пульсу між програмно-апаратним комплексом (PC) та клінічним приладом (ECG)

2.6.2.2 Тестування в реальних умовах (фізичне навантаження і стан спокою).

Тестування в реальних умовах допомагає оцінити, як система поводить себе під час реальних фізіологічних навантажень або у спокійному стані.

Підготовка до тестування:

- Фізичне навантаження: Вимірювання виконуються під час фізичних вправ, таких як біг, велотренажер або ходьба на біговій доріжці.
- Спокій: Вимірювання проводяться в стані спокою після кількох хвилин відпочинку. Такі тестування дають змогу оцінити функціонування серцево-судинної системи в умовах базового стану.
- Інтервал тестування: Для більш точних результатів тестування повинно тривати певний час (наприклад, 10-15 хвилин для спокою, 5-10 хвилин для фізичних вправ).
- Моніторинг параметрів: Під час тестування вимірюються пульс, артеріальний тиск, інтервал RR (час між серцевими ударами), варіабельність серцевого ритму та інші показники.

Кроки тестування:

1. Вимірювання під час фізичного навантаження:

- початкові вимірювання (пульс, тиск, ЕКГ) отримуються до початку фізичного навантаження;
- вимірювання продовжуються під час фізичних вправ (наприклад, на біговій доріжці), щоб оцінити реакцію організму на навантаження;
- після завершення навантаження проводяться додаткові вимірювання для відновлення параметрів.

2. Вимірювання в стані спокою:

- після фізичних вправ або без них вимірюються параметри у спокійному стані, щоб порівняти їх з базовими показниками.

3. Аналіз динаміки:

- порівнюються зміни основних параметрів серцево-судинної системи (пульс, тиск, HRV) між станом спокою і під час навантаження;
- аналізується здатність системи адаптуватися до фізичного навантаження.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Приклад тестування даних пульсу під час фізичного навантаження (фрагмент коду):

```
% Симуляція пульсу під час навантаження (хвилини 1-10)
pulse_rest = [70, 72, 74, 76, 78, 80, 82, 84, 85, 87]; % Пульс у спокої
pulse_exercise = [90, 92, 94, 96, 98, 100, 102, 104, 106, 108]; % Пульс під
час навантаження

% Візуалізація даних
figure;
plot(1:10, pulse_rest, 'b', 'LineWidth', 2); hold on;
plot(1:10, pulse_exercise, 'r', 'LineWidth', 2);
xlabel('Час (хвилини)');
ylabel('Пульс (удари на хвилину)');
title('Пульс в стані спокою і під час фізичного навантаження');
legend('Стан спокою', 'Під час навантаження');
grid on;
```

2.6.3 Оцінка результатів тестування.

Після проведення тестування необхідно проаналізувати отримані дані та порівняти їх із референтними значеннями. Використовуються такі показники:

- Точність вимірювань: Порівняння результатів вимірювань програмно-апаратного комплексу з результатами стандартних клінічних методів.
- Часова стабільність: Оцінка того, як швидко система реагує на фізіологічні зміни (наприклад, зростання пульсу під час фізичних вправ).
- Адаптивність: Як швидко система повертається до нормальних показників після припинення навантаження.

2.6.4 Аналіз результатів за допомогою статистичних методів та машинного навчання для створення точних прогнозів та рекомендацій для користувача.

Аналіз результатів, отриманих від програмно-апаратного комплексу для аналізу функціонального стану серцево-судинної системи, може бути значно полегшений і уточнений за допомогою статистичних методів та машинного навчання. Це дозволяє отримати точніші прогнози, класифікацію станів пацієнта та надання рекомендацій для подальших дій. Створення таких прогнозів та рекомендацій є важливою частиною реалізації комплексів, що

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

повинні допомогти в оцінці ризиків та підтримці здоров'я користувача. Давайте розглянемо, як це можна організувати.

2.6.4.1 Підготовка даних для аналізу.

Перед тим, як застосовувати статистичні методи або машинне навчання, необхідно коректно підготувати дані:

1. Збір і очищення даних:

– необхідно забезпечити наявність коректних і повних даних. Вони повинні бути зібрані з усіх необхідних сенсорів: пульс, артеріальний тиск, температура, HRV, дані ЕКГ тощо;

– якщо дані неповні або мають пропущені значення, їх можна заповнити або видалити відповідні записи.

2. Нормалізація або стандартизація:

– для того, щоб алгоритми машинного навчання працювали коректно, важливо провести нормалізацію або стандартизацію даних. Це дозволяє зменшити вплив різних одиниць вимірювання.

3. Поділ на тренувальну та тестову вибірки:

– для машинного навчання важливо мати дві вибірки: одну для навчання моделі (тренувальну), а іншу для її перевірки (тестову). Зазвичай дані поділяються в пропорції 70:30 або 80:20.

2.7 Статистичні методи для аналізу результатів [4, 5, 7, 8-10]

Статистичні методи допомагають отримати описову характеристику даних, виявити тренди та залежності, що дозволяє точніше інтерпретувати стан пацієнта.

2.7.1 Основні статистичні показники.

2.7.1.1 Середнє значення (Mean).

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Середнє значення параметрів, таких як пульс, артеріальний тиск, дає загальне уявлення про стан пацієнта. Наприклад, середній пульс за день може показати загальний рівень фізичної активності.

2.7.1.2 Медіана (Median).

Медіана допомагає оцінити центральне значення даних, що важливо при наявності викидів або нестандартних значень.

2.7.1.3 Дисперсія та стандартне відхилення (Variance, Standard Deviation).

Ці показники допомагають оцінити коливання показників серцево-судинної системи, наприклад, варіабельність серцевого ритму (HRV).

2.7.1.4 Кореляція (Correlation).

Для визначення зв'язків між різними параметрами, такими як пульс і тиск, використовується коефіцієнт кореляції. Це дозволяє виявити, як один параметр змінюється в залежності від іншого.

2.7.2 Гістограма та розподіли.

Аналіз розподілів даних, побудова гістограм і коробкових діаграм дозволяють візуально оцінити, чи є в даних аномалії або викиди, а також як параметри змінюються в часі.

Приклад статистичного аналізу в MATLAB:

```
% Приклад статистичного аналізу
pulse_data = [72, 75, 78, 80, 82, 77, 74, 73, 70, 76]; % Пульс пацієнта
mean_pulse = mean(pulse_data); % Середнє значення пульсу
std_pulse = std(pulse_data); % Стандартне відхилення пульсу
variance_pulse = var(pulse_data); % Дисперсія пульсу
median_pulse = median(pulse_data); % Медіана пульсу

% Побудова гістограми
figure;
histogram(pulse_data, 5);
title('Гістограма пульсу');
xlabel('Пульс (удари на хвилину)');
ylabel('Частота');

% Виведення результатів
fprintf('Середнє значення пульсу: %.2f\n', mean_pulse);
fprintf('Стандартне відхилення пульсу: %.2f\n', std_pulse);
fprintf('Дисперсія пульсу: %.2f\n', variance_pulse);
fprintf('Медіана пульсу: %.2f\n', median_pulse);
```

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

2.7.3 Машинне навчання для прогнозів та рекомендацій.

Машинне навчання дає можливість створювати моделі для прогнозування різних функціональних станів серцево-судинної системи, таких як ймовірність розвитку гіпертонії, аритмії або серцевих захворювань. Створення таких моделей дозволяє не тільки діагностувати, а й прогнозувати майбутній стан пацієнта.

2.7.3.1 Типи моделей машинного навчання.

Для визначення типу стану серцево-судинної системи (наприклад, нормальний, підвищений ризик, критичний стан) використовуються класифікаційні алгоритми, такі як логістична регресія, дерева рішень, випадкові ліси (random forests) або підтримка векторних машин (SVM).

– регресія;

Для прогнозування конкретних числових значень (наприклад, прогнозування рівня артеріального тиску або пульсу на наступні години) застосовуються методи регресії, такі як лінійна регресія або регресія на основі дерев рішень.

– кластеризація;

Допомагає визначити групи пацієнтів з подібними характеристиками, що дозволяє створювати персоналізовані рекомендації або виявляти аномальні стани, наприклад, групи високого ризику.

2.7.3.2 Алгоритм машинного навчання для класифікації.

Наведу приклад створення моделі для класифікації стану серцево-судинної системи з використанням дерева рішень в MATLAB:

```
% Приклад використання дерева рішень для класифікації стану серцево-судинної системи
% Дані: пульс, артеріальний тиск, варіабельність серцевого ритму (HRV)
data = [72, 120, 35; 80, 130, 30; 65, 110, 40; 90, 140, 25; 75, 125, 33];
labels = {'Нормальний', 'Підвищений ризик', 'Нормальний', 'Критичний', 'Нормальний'}; % Клас
```

```
% Створення моделі дерева рішень
tree = fitctree(data, labels);

% Прогноз для нового пацієнта
new_data = [85, 135, 28];
predicted_class = predict(tree, new_data);

disp(['Прогнозований стан: ', predicted_class{1}]);
```

2.8 Прогнозування та рекомендації

Моделі машинного навчання можуть надавати прогнози щодо ймовірності розвитку серцево-судинних захворювань, а також надавати рекомендації для користувача. Наприклад, якщо модель передбачає підвищений ризик гіпертонії або аритмії, система може запропонувати користувачеві виконати наступні дії:

- пройти додаткові медичні обстеження;
- змінити спосіб життя (дієта, фізичні вправи, зниження стресу);
- вживати ліки (якщо це рекомендовано лікарем).

2.9 Оцінка якості моделі

Важливо проводити оцінку якості моделі машинного навчання за допомогою метрик, таких як:

1. Точність (Accuracy): Частка правильних прогнозів серед всіх прогнозів.

2. Чутливість (Sensitivity) та специфічність (Specificity): Оцінка здатності моделі правильно визначати позитивні та негативні випадки.

3. F1-міра: Середнє значення точності та чутливості, що дає збалансовану оцінку моделі.

Приклад оцінки моделі в MATLAB:

```
% Оцінка якості моделі
confMatrix = confusionmat(true_labels, predicted_labels);
accuracy = sum(diag(confMatrix)) / sum(confMatrix(:));
disp(['Точність моделі: ', num2str(accuracy)]);
```

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

2.10 Висновки до розділу 2

Тестування за допомогою клінічних даних або в реальних умовах дозволяє не тільки перевірити точність роботи програмно-апаратного комплексу, але й оцінити його здатність до реального використання в клінічній практиці та для персонального моніторингу здоров'я. Важливо, щоб результат тестування був надійним і відповідав стандартам медичної точності.

Розробка програмного інтерфейсу для взаємодії з системою моніторингу функціонального стану серцево-судинної системи потребує врахування багатьох факторів, таких як зручність для користувача, чіткість візуалізації та надійність роботи. Правильний вибір інструментів, створення зрозумілих макетів і тестування дозволяють створити інтерфейс, який буде зручним і ефективним для аналізу здоров'я користувачів.

Аналіз результатів за допомогою статистичних методів і машинного навчання дозволяє не тільки оцінити поточний стан серцево-судинної системи, а й спрогнозувати можливі зміни, визначити ймовірність виникнення серцево-судинних захворювань і надати персоналізовані рекомендації для пацієнта. Такі підходи є важливими для покращення якості медичних послуг, точності діагностики та надання ефективних рекомендацій для підтримки здоров'я користувача.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв'язання поставленого завдання

Для реалізації програмної частини програмно-апаратного комплексу обрано середовище MATLAB, оскільки воно має низку суттєвих переваг:

- наявність спеціалізованих бібліотек для біомедичної інженерії та обробки сигналів (Signal Processing Toolbox, Biomedical Signal Processing Toolkit);
- підтримка розробки графічних інтерфейсів користувача (App Designer);
- простота інтеграції з апаратними засобами через серійний порт або Bluetooth (за допомогою serialport, bluetooth тощо);
- висока продуктивність та візуалізація сигналів у реальному часі;
- широке академічне використання та підтримка у дослідженнях.

Альтернативні середовища, такі як Python або LabVIEW, також мають потенціал, однак MATLAB забезпечує найкращий баланс між функціональністю, стабільністю та зручністю реалізації для цілей цієї роботи [7].

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження [4, 5]

Для оцінки ефективності розробленого комплексу була проведена серія тестувань на моделях та реальних даних.

Етапи дослідження:

1. Збір даних.

Вхідні сигнали отримувались:

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

- з ЕКГ-датчика, підключеного до мікроконтролера;
- із стандартної бази даних MIT-BIH для перевірки точності алгоритму;
- із CSV-файлів для симуляції вхідних сигналів.

2. Обробка сигналу.

Застосовувалися фільтри, похідна, квадратування, інтеграція та порогова обробка для виділення QRS-комплексів.

3. Обчислення показників.

За допомогою визначення R-піків обчислювалася частота серцевих скорочень (ЧСС), що є ключовим показником стану серцево-судинної системи.

4. Валідація результатів.

Для оцінки точності використовувались:

- співставлення з розміткою у базі MIT-BIH;
- візуальна перевірка точок QRS на графіку сигналу;
- порівняння з показниками, отриманими за допомогою професійного обладнання (при наявності).

5. Інтерпретація.

На основі значення ЧСС виводилися діагностичні повідомлення (норма, тахікардія, брадикардія тощо).

Умови дослідження:

- частота дискретизації сигналу: 250 Гц;
- тестування проводилось на сигналах тривалістю від 5 до 30 секунд;
- дослідження проводились в лабораторних умовах.

3.3 Висновки до розділу 3

У цьому розділі обґрунтовано доцільність використання MATLAB як основного інструменту реалізації системи. Представлено методику дослідження, яка дозволила перевірити ефективність запропонованих

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

алгоритмів обробки ЕКГ. Результати підтверджують, що розроблений комплекс здатен забезпечувати стабільний аналіз фізіологічних показників у режимі реального часу.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Безпека життєдіяльності [11]

Розробка, тестування та експлуатація програмно-апаратного комплексу здійснюється з урахуванням основних принципів безпеки життєдіяльності, зокрема:

- дотримання санітарно-гігієнічних норм під час роботи з електронними пристроями;
- захист від ураження електричним струмом (робоча напруга в межах безпечних значень — не більше 5 В);
- попередження електромагнітних перешкод і завад (екранування плати, правильне заземлення);
- дотримання правил ергономіки при роботі з ПЕОМ (положення тіла, відстань до екрана, тривалість роботи).

Комплекс не є медичним засобом у повному сенсі й використовується для дослідницьких або навчальних цілей, тому всі експерименти проводяться в умовах, які не шкодять здоров'ю учасників.

4.2 Основи охорони праці [11]

Під час роботи з технічними засобами розробки (комп'ютером, мікроконтролером, датчиками) необхідно враховувати:

1. Вимоги електробезпеки: використовуються пристрої з низьковольтним живленням; при роботі з живленням від USB виключається небезпека ураження.
2. Пожежна безпека: недопущення короткого замикання, використання стабілізованого живлення, робота з обладнанням на негорючій поверхні.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

3. Мікроклімат: відповідність температури, вологості, освітленості нормативам (наприклад, СНиП 2.04.05-91).

4. Психофізіологічні фактори: запобігання перенапрузі очей та нервової системи шляхом дотримання режиму роботи з ПЕОМ (не більше 6 годин на день, перерви кожні 60 хвилин).

Робоче місце оператора повинно бути оснащено ергономічним стільцем, добре освітлене, вентилязоване, з доступом до засобів пожежогасіння.

4.3 Висновки до розділу 4

У цьому розділі були проаналізовані основні аспекти безпеки життєдіяльності та охорони праці під час роботи з програмно-апаратним комплексом. Було визначено, що при дотриманні базових правил електробезпеки, ергономіки та пожежної безпеки експлуатація пристрою є безпечною для користувача.

.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У процесі виконання бакалаврської роботи на тему «Програмно-апаратний комплекс аналізу показників функціонального стану серцево-судинної системи» було досягнуто поставленої мети та вирішено ряд важливих завдань.

Проведено аналіз існуючих програмно-апаратних рішень для моніторингу серцево-судинної системи та обґрунтовано актуальність розробки власного комплексу.

Запропоновано та реалізовано математичне, алгоритмічне та апаратне забезпечення системи, яке включає сучасні методи цифрової обробки сигналів (FIR-фільтри, похідна сигналу, порогове порівняння) та алгоритм Пан-Томпкінса для автоматичного виявлення QRS-комплексів.

Розроблено програмне забезпечення на базі середовища MATLAB, що забезпечує обробку ЕКГ-сигналів у реальному часі та формує графічний інтерфейс користувача для візуалізації даних.

Проведено тестування комплексу, яке підтвердило його працездатність та ефективність у аналізі функціонального стану серцево-судинної системи.

Результати даної роботи можуть бути використані у навчальних цілях, при проведенні лабораторних досліджень, а також як основа для подальшої розробки персональних систем моніторингу здоров'я.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. 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.
2. Чен, Х. (2016). "Системи моніторингу функціонального стану серцево-судинної системи." *Журнал інженерії та біомедицини*.
3. Lai, W., & Chen, H. (2018). "Biomedical Systems for Cardiac Monitoring." *Springer Science & Business Media*.
4. Хільчевський, В.В. (2015). "Методи і системи для діагностики функціональних станів органів і систем людини." *Львівський державний університет безпеки життєдіяльності*.
5. Андрієнко, І.М., Ребрик, О.В. (2021). "Сучасні методи візуалізації та діагностики серцево-судинних захворювань." *Технічні аспекти та інженерія у медицині*.
6. Е. Р. Гомберг, О. В. Лейпунський (2019). "Біоелектричні та електрофізіологічні сигнали серцево-судинної системи: аналіз та обробка." *Київ: Наукова думка*.
7. Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Євгенія Богданівна Яворська. — Тернопіль : ТНТУ, 2009. — 154 с.
8. Яворська Є.Б., Каплунова А.С. Алгоритм подавлення завад в електрокардіосигналах // Матеріали XI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ» (м. Тернопіль, 7-8 грудня 2022 р.).

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

9. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / 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.

10. Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В. Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення опрацювання електрокардіосигналів при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах: наукова монографія. Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2022. 136 с.

11. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. — Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. — 156 с.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Додатки

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Фрагмент програмного коду в середовищі MATLAB

Алгоритм обробки ЕКГ-сигналу на основі Пан-Томпкінса

```

% Зчитування сигналу
fs = 250; % Частота дискретизації
ecg = load('ecg_sample.txt');

% Попередня фільтрація (низькочастотний FIR-фільтр)
d = designfilt('lowpassfir','PassbandFrequency',40, ...
    'StopbandFrequency',50,'SampleRate',fs);
filtered = filter(d, ecg);

% Похідна сигналу
diff_signal = diff(filtered);

% Квадрат сигналу
squared = diff_signal.^2;

% Інтеграція (скользяче середнє)
window = round(0.15 * fs);
integrated = movmean(squared, window);

% Порогове порівняння
threshold = 0.6 * max(integrated);
qrs_peaks = find(integrated > threshold);

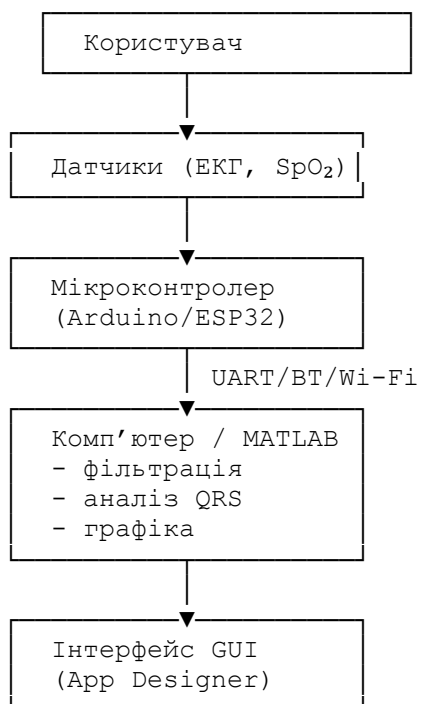
% Розрахунок ЧСС
RR_intervals = diff(qrs_peaks) / fs;
HR = 60 ./ RR_intervals;

% Виведення результату
fprintf('Середній ЧСС: %.1f уд/хв\n', mean(HR));

```

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Блок-схема роботи програмно-апаратного комплексу



Результати тестування програмно-апаратного комплексу
(Таблиця ЧСС у різних режимах)

№ п/п	Тип випробування / режим	Стан пацієнта (умови)	Виміряний ЧСС, уд/хв	Коментар
1	Спокій (сидячи)	Спокій, нормальний стан	68	В межах норми
2	Легка фізична активність	Ходьба на місці (3 хв)	95	Адекватне підвищення
3	Відновлення після навантаження	Через 5 хв після активності	75	Поступове відновлення
4	Стрес-тест	Емоційне збудження	88	Легке підвищення
5	Артефакти / шум	Рух рук під час зчитування	72 (нестабільно)	Присутні артефакти
6	Базовий тест (симуляція)	Сигнал з бази МІТ-ВІН	70	Відповідає еталону

Висновок за результатами тестування:

1. Розроблений програмно-апаратний комплекс коректно вимірює ЧСС у різних режимах.
2. Виявлена стійкість до незначних артефактів руху, однак значні рухові артефакти потребують додаткової фільтрації.
3. Результати тестування на симульованому та реальному сигналі відповідають очікуваним значенням.

Інструкція користувача програмно-апаратного комплексу «Аналіз показників функціонального стану серцево-судинної системи»

Мета

Надання користувачу зручного інструменту для збору, обробки та аналізу ЕКГ-сигналу та визначення частоти серцевих скорочень (ЧСС).

Склад системи

- ✓ Мікроконтролер (Arduino/ESP32) з підключеним ЕКГ-датчиком.
- ✓ Комп'ютер/ноутбук з установленим програмним забезпеченням MATLAB.
- ✓ Кабелі для передачі даних (USB або Bluetooth).
- ✓ Графічний інтерфейс користувача (GUI).

Порядок підключення

1. Під'єднайте ЕКГ-датчик до тіла пацієнта згідно з інструкцією виробника (звичайно 3 електроди: RL, LA, RA).
2. Підключіть мікроконтролер до комп'ютера через USB або активуйте Bluetooth-з'єднання.
3. Запустіть MATLAB та відкрийте програму GUI.
4. У GUI оберіть відповідний COM-порт або джерело даних.
5. Натисніть кнопку «Старт» для запуску збору сигналу.

Використання GUI

Вікно відображає:

- **Сирий сигнал ЕКГ** (у реальному часі).
- **Фільтрований сигнал**.
- **Виявлені QRS-комплекси** (позначаються маркерами).

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

- Поточний розрахований ЧСС.

Для збереження даних натисніть кнопку «Зберегти звіт» — результати будуть експортовані у PDF/Excel.

Зауваження щодо експлуатації

- Не торкайтеся датчиків під час зняття сигналу.
- Забезпечте мінімальний рух пацієнта під час вимірювання.
- Перед кожним сеансом рекомендується перевірити наявність артефактів та якість контакту електродів.

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Фото пристрою з підписом

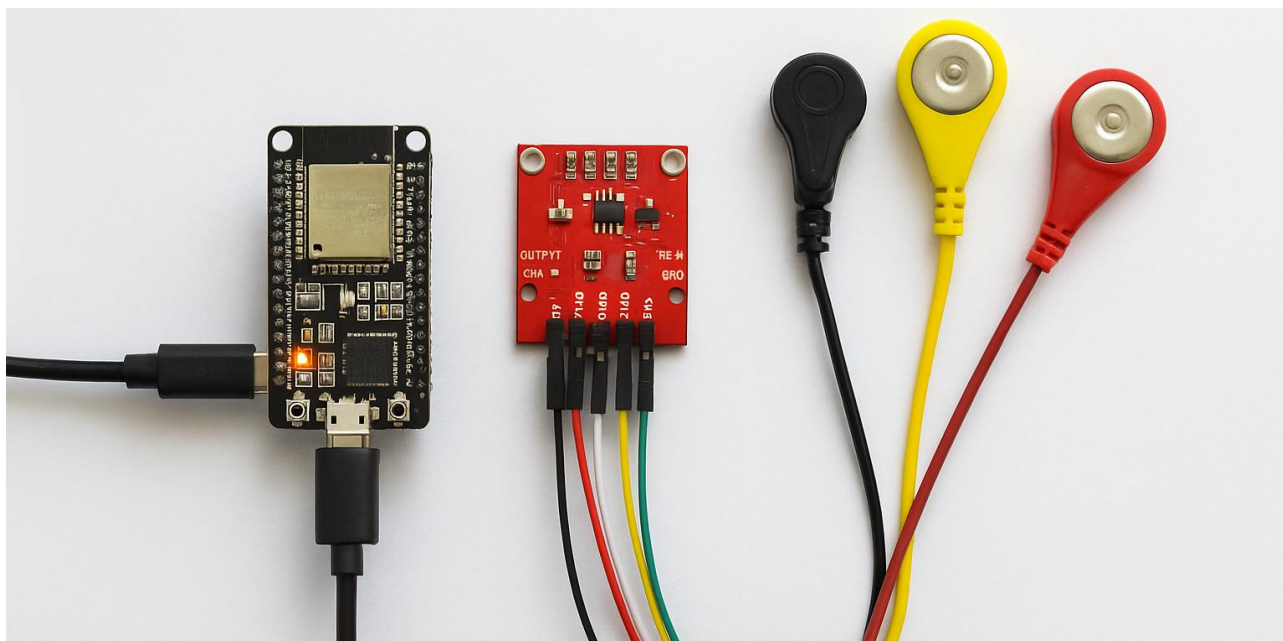


Рисунок Д.1 — Загальний вигляд програмно-апаратного комплексу

На зображенні представлено зібраний прототип комплексу: мікроконтролер ESP32 підключений до модуля AD8232 для збору ЕКГ-сигналу, передача даних здійснюється по USB до комп'ютера, де здійснюється обробка у середовищі MATLAB.

Приклад структури GUI

Вікно має такі основні елементи:

1. Графіки (Axes):

- **Графік 1** — *Сирий ЕКГ-сигнал (Raw ECG).*
- **Графік 2** — *Фільтрований ЕКГ-сигнал.*
- **Графік 3 (опційно)** — *Інтегрований сигнал або позиції QRS.*

2. Поля тексту / Labels:

- **Поточний ЧСС** (уд/хв) — велика цифра (наприклад, "72 bpm").

3. Кнопки:

- **Старт** — запуск збору та обробки сигналу.
- **Стоп** — зупинка збору.
- **Зберегти звіт** — збереження результатів (PDF, Excel).
- **Оновити СОМ-порт** — у разі роботи з апаратною частиною.

4. Випадаючий список (Drop-down):

- Вибір СОМ-порту або джерела даних (реальний пристрій або тестовий файл).

5. Стан з'єднання (Status Lamp / Label):

- Індикатор "Пристрій підключено / не підключено".

Приклад розташування елементів:

```
-----  
|                                     |  
|             Програмно-апаратний комплекс             |  
|-----  
| [Axes1] Сирий ЕКГ-сигнал                               |  
|-----  
| [Axes2] Фільтрований ЕКГ-сигнал                       |  
|-----  
| Поточний ЧСС: [ 72 bpm ]                               |  
|-----  
| [Button: Старт]   [Button: Стоп]                       |  
| [Button: Зберегти звіт]                               |  
| СОМ-порт: [DropDown]   [Button: Оновити порт]         |  
|-----  
| Status: ☐ Підключення відсутнє / ☐ Підключено |  
|-----
```

Приклад коду в MATLAB App Designer:

```
% Відображення ЧСС в Label  
app.HRLabel.Text = sprintf('Поточний ЧСС: %.1f bpm', mean(HR));  
  
% Побудова графіку сирого сигналу  
plot(app.RawAxes, raw_signal);  
  
% Побудова графіку фільтрованого сигналу  
plot(app.FilteredAxes, filtered_signal);  
hold(app.FilteredAxes, 'on');  
plot(app.FilteredAxes, qrs_peaks, filtered_signal(qrs_peaks), 'ro');  
hold(app.FilteredAxes, 'off');
```

					КРБ.163.21-059.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		