

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему:

Програмно-апаратне забезпечення системи відбору та збереження кардіологічних показників людини

Виконав(ла): студент(ка) IV курсу, групи РБз-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

	(підпис)	Кукуруза Г.В. (прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	Ткачук Р.А. (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	Хвостівський М.О. (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	(підпис)	Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)
Рецензент	(підпис)	Дедів І.Ю. (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 Кукурузі Григорію Володимировичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Програмно-апаратне забезпечення системи відбору та збереження кардіологічних показників людини

Керівник роботи Ткачук Р.А., д.т.н., професор
(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 Електрокардіографічний сигнал (норма, патологія), технічні характеристики системи

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)

Кукуруза Г.В.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Ткачук Р.А.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Програмно-апаратне забезпечення системи відбору та збереження кардіологічних показників людини». Кваліфікаційна робота бакалавра // Кукуруза Григорій Володимирович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБз-41 // Тернопіль, 2025 р // стор. — , рис. — , табл. — , бібліог. — , додат. — .

Ключові слова: КАРДІОМОНІТОРИНГ, БІОСИГНАЛ, ЕКГ, МІКРОКОНТРОЛЕР, ESP32, MATLAB, ЦИФРОВА ОБРОБКА СИГНАЛІВ, МЕДИЧНІ СЕНСОРИ, БІОТЕХНІЧНІ СИСТЕМИ

У бакалаврській роботі досліджено та реалізовано програмно-апаратну систему для відбору, обробки, збереження та передачі кардіологічних показників людини. Актуальність теми зумовлена зростанням потреби в мобільному, доступному та надійному моніторингу серцево-судинної системи, особливо в умовах обмеженого доступу до стаціонарного медичного обладнання.

Проведено аналіз сучасних технічних рішень, розроблено апаратну частину системи на базі мікроконтролера ESP32, датчика AD8232, модуля SD-карти, OLED-дисплея та інтерфейсу Bluetooth. Створено алгоритм цифрової обробки біосигналу, включаючи фільтрацію, виявлення R-піків, обчислення частоти серцевих скорочень та реагування на аномалії.

Систему протестовано за допомогою імітаційної моделі в середовищі MATLAB/Simulink та в реальних умовах. Проведене медико-біологічне дослідження показало відповідність пристрою клінічним вимогам за точністю та зручністю використання. Описано заходи з охорони праці та безпеки життєдіяльності при експлуатації системи.

Результати дослідження можуть бути впроваджені в практиці домашнього моніторингу, спортивній медицині, телеметричних системах та освітніх цілях.

ABSTRACT

The subject of the qualification work: "Software and hardware support of the system of selection and preservation of human cardiological indicators." Bachelor's qualification work // Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RBz-41 // Ternopil, 2025 // pp. – , fig. – , tab. - , bibliog. - , add. -

Keywords: CARDIAC MONITORING, BIOSIGNAL, ECG, MICROCONTROLLER, ESP32, MATLAB, DIGITAL SIGNAL PROCESSING, MEDICAL SENSORS, BIOTECHNICAL SYSTEMS

In the bachelor's thesis, a hardware-software system for the selection, processing, storage and transmission of human cardiac parameters was researched and implemented. The relevance of the topic is due to the growing need for mobile, accessible and reliable monitoring of the cardiovascular system, especially in conditions of limited access to stationary medical equipment.

An analysis of modern technical solutions was carried out, the hardware part of the system was developed based on the ESP32 microcontroller, AD8232 sensor, SD card module, OLED display and Bluetooth interface. An algorithm for digital biosignal processing was created, including filtering, R-peak detection, heart rate calculation and response to anomalies.

The system was tested using a simulation model in the MATLAB/Simulink environment and in real conditions. The conducted biomedical research showed that the device meets clinical requirements in terms of accuracy and ease of use. Occupational health and safety measures during system operation are described.

The results of the study can be implemented in home monitoring practices, sports medicine, telemetry systems, and educational purposes.

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 FIR-фільтри (фільтри з кінцевою імпульсною характеристикою)	
2.2.2 Обчислення похідної сигналу	
2.2.3. Порогове порівняння	
2.2.4 Алгоритм Пан-Томпкінса (Pan-Tompkins Algorithm)	
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 Графічний інтерфейс користувача (GUI)	
2.4.4 Конструктивне проєктування	
2.5 Тестування роботи біотехнічного виробу	
2.5.1 Типи тестування	
2.5.2 Інструменти тестування	
2.6 Висновки до розділу 2	

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ			
<i>Зм</i>	<i>Арк</i>	<i>№ докум</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дат</i>	Програмно-апаратне забезпечення системи відбору та збереження кардіологічних показників людини	<i>Лім</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Розроб.</i>	Кукуруза Г.В..					н		
<i>Перевір.</i>	Гкачук Р.А.							
<i>Консульт</i>								
<i>Н. контр.</i>	Дозорський В.Г.							
<i>Зат. каф.</i>	Яворська Є.Б.				Пояснювальна записка	ТНТУ, каф. БТ, Гр. РБз-41		

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.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

ВСТУП

Сучасний стан медицини вимагає впровадження ефективних засобів моніторингу фізіологічних показників пацієнтів у режимі реального часу. Особливо важливим є відбір та збереження кардіологічних даних, які є критичними для діагностики серцево-судинних захворювань — однієї з провідних причин смертності у світі. Проблема полягає в недостатній кількості доступних, мобільних та технологічно гнучких рішень для довготривалого спостереження за серцевою активністю пацієнтів поза межами медичних закладів.

На сучасному етапі існують різноманітні пристрої, зокрема холтери, смарт-годинники, системи телеметрії. Проте більшість із них або є дорогими для масового користувача, або не дозволяють забезпечити повноцінну автономну роботу із записом сигналів у форматі, придатному для подальшого аналізу лікарем. Тому доцільною є розробка відкритої, програмно-апаратної платформи для збору, обробки та збереження кардіосигналів з можливістю гнучкого налаштування.

Метою роботи є створення та дослідження системи відбору та збереження кардіологічних показників на базі мікроконтролерної платформи з відповідним програмним забезпеченням. Це дозволить забезпечити автономний моніторинг серцевої діяльності людини з можливістю локального або віддаленого аналізу отриманих даних.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання

У сучасній медичній практиці широко застосовуються пристрої для моніторингу серцевої активності, зокрема портативні електрокардіографи, холтерівські монітори, розумні годинники з функцією вимірювання ЕКГ, а також системи телеметрії у реальному часі.

Холтерівський моніторинг є «золотим стандартом» тривалого запису ЕКГ, проте обладнання потребує періодичного технічного обслуговування та аналізу даних у клініці, що обмежує його використання в домашніх умовах.

Холтер-моніторинг — це метод тривалого запису електрокардіограми (ЕКГ), зазвичай протягом 24–72 годин. Він ґрунтується на використанні портативного реєстратора, підключеного до кількох електродів, розміщених на тілі пацієнта.

Ключові особливості:

1. Багатоканальний запис ЕКГ (2–12 каналів).
2. Тривалість моніторингу: від 1 до 3 днів.
3. Обмежена мобільність: пацієнт має носити пристрій, підключений дротами.
4. Дані зчитуються після завершення запису, що виключає реальний час.
5. Немає автоматичного попередження про критичні стани.
6. Висока точність та надійність, клінічно сертифіковане обладнання.

Недоліки:

- громіздкість;
- відсутність зворотного зв'язку під час вимірювань;
- потреба в фаховому розшифруванні.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Смарт-девайси (Apple Watch, Samsung Galaxy Watch, Mi Band тощо) надають спрощені дані про серцеву діяльність, але здебільшого орієнтовані на фітнес-користування й мають обмежену точність та відсутність клінічно придатного формату збереження сигналів. Це пристрої масового вжитку, які дозволяють відстежувати основні життєві показники, зокрема серцевий ритм, частоту пульсу, іноді навіть ЕКГ у спрощеному форматі.

Приклади:

1. Apple Watch (серії 4+ мають функцію ЕКГ, сертифіковану FDA);

Основні моделі: Apple Watch Series 9, Apple Watch Ultra, Apple Watch SE.

Таблиця 1.1 – Медичні та фітнес-функції

Функція	Опис
Пульсометр	Вимірювання ЧСС у режимі 24/7
ЕКГ (електрокардіограма)	Створення одно відведення ЕКГ (модель Series 4+)
Виявлення фібриляції передсердь	Алгоритм аналізу ритму серця
Моніторинг кисню в крові (SpO ₂)	Лише в Series 6+
Детекція падіння	Автоматичне виявлення падіння та SOS-виклик
Моніторинг сну	Аналіз фаз сну, тривалості, якості
Температура шкіри (репродуктивне здоров'я)	В Apple Watch Series 8+

Інтеграція: Apple Health – централізоване збереження всіх даних;
Сумісність із медичними додатками: Cardiogram, MySugr, Medisafe.

2. Samsung Galaxy Watch — датчик пульсу, вимір стресу, SPO₂.

Основні моделі:

- Galaxy Watch6 / Watch5;
- Galaxy Watch Active2 (для спорту).

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Таблиця 1.2 – Медичні та фітнес-функції

Функція	Опис
Пульсометр та стрес-трекер	Вимірювання ЧСС, варіабельність пульсу (HRV)
ЕКГ	Доступно на новіших моделях із Samsung Health Monitor
Аналіз тиску крові	Через оптичні сенсори (після калібрування)
SpO ₂	Моніторинг рівня насичення киснем
Трекер сну та фаз	З аналізом кисню та частоти дихання
Body Composition Analysis	Аналіз складу тіла (в % жиру, м'язів, води) – Galaxy Watch 4+

Інтеграція:

– Samsung Health – потужна екосистема для відстеження фізіологічних даних;

– сумісність з Android та обмежено з iOS;

3. Xiaomi Mi Band, Fitbit — доступне спостереження за пульсом:

– Mi Band (від Xiaomi);

Основні моделі:

– Mi Band 6;

– Mi Band 7;

– Mi Smart Band 8 (новіша версія з покращеним дисплеєм).

Таблиця 1.3 – Медичні та фітнес-функції

Функція	Опис
Пульсометр	Безперервне вимірювання ЧСС
SpO ₂	Пульсоксиметрія на нових моделях
Моніторинг сну	Тривалість сну, глибокий / легкий сон
Жіночий календар	Стеження за циклом
Рівень стресу	Аналіз змін ЧСС
Фітнес-режими	До 120 режимів тренувань (біг, плавання, йога тощо)

Інтеграція:

- Mi Fit або Zepp Life – власні додатки для смартфона;
- добра автономність (до 14 днів);
- доступна ціна, але без функцій ЕКГ або артеріального тиску.

Таблиця 1.4 – Порівняльна таблиця

Функція	Apple Watch	Samsung Galaxy Watch	Mi Band
ЕКГ	+ (Series 4+)	(на нових моделях)	+
Вимір SpO ₂	+	+	+ (7/8)
Артеріальний тиск	+	+(після калібрування)	+
Виявлення падінь	+	+	+
Температура тіла	+ (Series 8+)	+	+
Ціна	\$\$\$	\$\$	\$
Сумісність з iOS	+	частково	+
Орієнтація	Медична, lifestyle	Фітнес, медична	Бюджетний фітнес

Медичне призначення:

- дослідження фізіології в реальному часі;
- телемедицина та віддалений моніторинг пацієнтів;
- розробка програм для реабілітації;
- контроль здоров'я осіб з хронічними захворюваннями.

Переваги:

- доступність, зручність, компактність.
- постійний контроль ЧСС (частоти серцевих скорочень).
- синхронізація з мобільним додатком.
- часто присутні додаткові функції: лічильник кроків, сон, активність.

Обмеження:

1. Зазвичай використовується фотоплетизмографія (PPG), яка менш точна за ЕКГ.
2. Дані не зберігаються у форматі, придатному для клінічного аналізу.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

3. Не фіксують повноцінний ЕКГ-сигнал (лише серцебиття).

4. Відсутність медичних сертифікатів (окрім окремих моделей).

Професійні телеметричні комплекси, такі як VitalPatch, Zephyr BioPatch, Biovotion, забезпечують передачу біосигналів у хмарні сервіси, однак потребують стабільного інтернет-з'єднання і є фінансово затратними для широкого застосування. Це високотехнологічні медичні рішення, орієнтовані на безперервний дистанційний моніторинг пацієнта з передачею даних у реальному часі на сервер або до лікаря.

Приклади:

– Zephyr BioPatch (Medtronic): сенсорний модуль + телеметрія + аналітика;

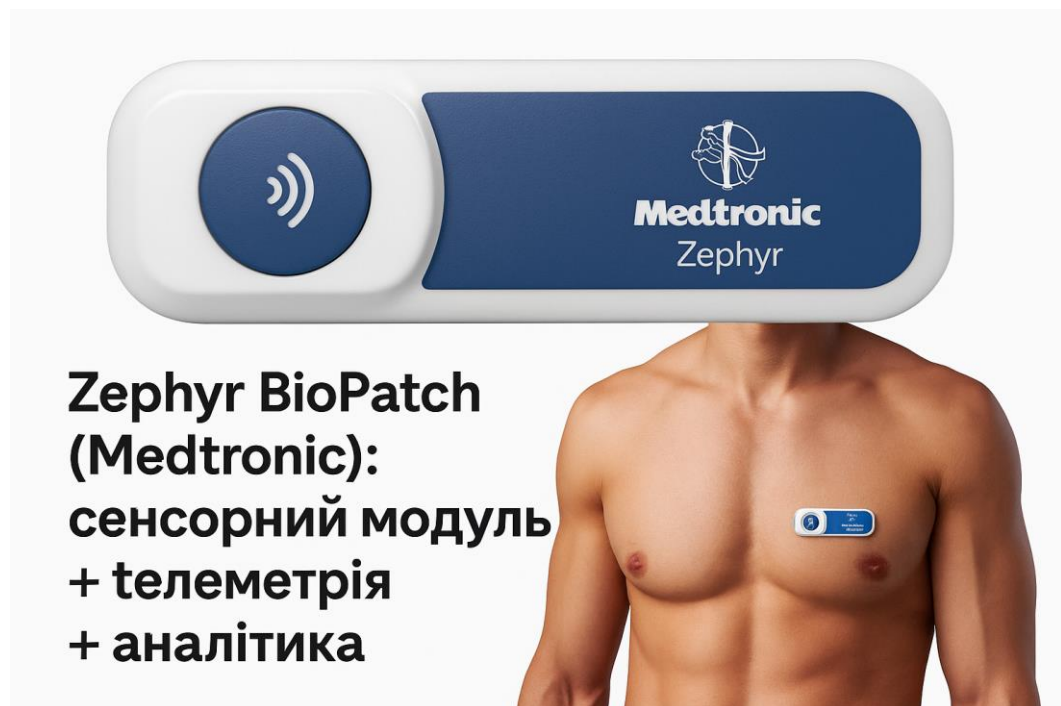


Рисунок 1.1 – Телеметричний комплекс Zephyr BioPatch

– VitalPatch (BioIntelliSense): одноразовий медичний сенсор з Wi-Fi/Bluetooth;

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		



**VitalPatch
(BioIntelliSense):
одноразовий
медичний сенсор
з Wi-Fi/Bluetooth**

Рисунок 1.2 – Медичний сенсор VitalPatch

– Bittium Faros, Biovotion, Shimmer — для досліджень і реабілітації.



**Bittium Faros,
Biovotion, Shimmer –
для досліджень
і реабілітації**

Рисунок 1.3 – Biovotion

Основні можливості:

- багатоканальне зняття ЕКГ;
- аналіз серцевого ритму, варіабельності, ЧСС;
- датчики температури, руху, положення;
- передача в хмару, доступ лікарів у реальному часі;
- медична сертифікація (CE, FDA).

Мінуси:

- висока вартість (від \$500+ за систему) ;
- складність налаштування для домашнього використання;
- потреба у постійному інтернет-з'єднанні.

Таблиця 1.5 – Порівняльний аналіз рішень

Параметр	Холтер	Смарт-девайси	Телеметричні комплекси
Формат ЕКГ	повноцінний	спрощений або відсутній	повноцінний
Час вимірювання	24–72 год	постійно	постійно
Зв'язок у реальному часі		частково	+
Ціна	висока	доступна	дуже висока
Медична сертифікація	+	частково	+
Власне збереження даних	+(локально)	+ (хмара/моб.дод.)	+ (хмара+локально)

В роботі зроблено спробу поєднати сильні сторони всіх трьох рішень:

- точність (сенсор ЕКГ);
- мобільність (на базі MCU);
- автономність (збереження на SD-картку);
- можливість інтеграції з мобільним додатком.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Таким чином, існує потреба у розробці гнучкої, програмно-апаратної платформи з автономною реєстрацією сигналів, мінімізацією споживання енергії та можливістю адаптації до різних сценаріїв використання (медицина, спорт, дослідження).

1.2 Актуальність виконання роботи

Актуальність роботи зумовлена [11-14]:

- високим рівнем поширення серцево-судинних захворювань;
- необхідністю безперервного моніторингу серцевої активності пацієнтів у динаміці;
- недостатністю доступних засобів для довготривалого, автономного, портативного збирання та зберігання кардіологічних показників;
- швидким розвитком технологій IoT, мобільної електроніки та обробки біосигналів.

Запропонована система може бути використана не лише в клінічних умовах, а й у побуті, реабілітаційній практиці, спорті, а також як навчальна або дослідна платформа.

1.3 Методи, способи та шляхи вирішення поставленої задачі

Розв'язання задачі передбачає:

- використання мікроконтролерної платформи (наприклад, STM32, ESP32 або Arduino-compatible MCU) для збору та попередньої обробки сигналу;
- підключення сенсорів ЕКГ (наприклад, AD8232, MAX30003) для зняття сигналу з тіла людини;
- застосування методів цифрової фільтрації (ковзне середнє, низькочастотний фільтр, FIR/IIR) для усунення шумів;

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

- збереження даних на локальний накопичувач (microSD) або передача по Bluetooth/Wi-Fi на ПК чи смартфон;
- використання інтерфейсу користувача (мобільний застосунок або веб-панель) для перегляду та візуалізації кардіосигналу;
- застосування алгоритмів аналізу ритму та виявлення аномалій для попереднього попередження користувача.

1.4 Висновки до розділу 1

У цьому розділі було проаналізовано існуючі апаратні та програмні рішення для моніторингу кардіологічних показників. Виявлено недоліки та обмеження сучасних пристроїв, що обґрунтовує необхідність створення нової, доступної та модульної системи. Обрані технічні та програмні засоби дозволяють реалізувати поставлену задачу ефективно та економічно доцільно.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технічне забезпечення біотехнічного виробу

Розроблювана система складається з апаратної частини, побудованої на основі мікроконтролера, спеціалізованого сенсора ЕКГ, пристроїв збереження даних, а також бездротових модулів передачі.

Основні компоненти:

1. Мікроконтролер — ESP32 (двоядерний, підтримка Wi-Fi/Bluetooth, низьке енергоспоживання).
2. Сенсор ЕКГ — AD8232 або MAX30003 (компактний чіп для зчитування біоелектричних сигналів).
3. Накопичувач — microSD card (через SPI для автономного запису сигналу).
4. Живлення — Li-ion акумулятор + захист плати (TP4056).
5. Комунікація — Bluetooth/Wi-Fi (передача даних у мобільний застосунок).
6. Індикація/керування — OLED-дисплей 0.96", кнопки Start/Stop.

Результатом є компактна, автономна платформа з можливістю збереження ЕКГ-сигналу та бездротової передачі.

2.2 Математичне забезпечення біотехнічного виробу

Обробка сигналу включає:

- фільтрацію від шумів (високочастотних, мережевих — 50/60 Гц),
- усереднення сигналу (ковзне середнє),
- нормалізацію амплітуди,
- виявлення R-піків та аналіз ЧСС,

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

- 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.

2.2.1 FIR-фільтри (фільтри з кінцевою імпульсною характеристикою)

Призначення:

Попереднє згладжування ЕКГ-сигналу та пригнічення високочастотних шумів (наприклад, шуму від м'язових скорочень або електричних перешкод).

Характеристики:

Лінійна фазова характеристика (не викривлює форму сигналу).

Використовуються у вигляді ковзного середнього або зваженого згладжування.

Формула FIR-фільтра:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} h(k) \cdot x(n-k).$$

де:

$y(n)$ — вихідний сигнал,

$x(n)$ — вхідний сигнал,

$h(k)$ — коефіцієнти фільтра,

M — порядок фільтра.

У MATLAB фільтр реалізовано з використанням наступного коду:

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

```
b=fir1(20,0.1); % 20-го порядку, нормалізована частота зрізу
y = filter(b,1,x);
```

2.2.2 Обчислення похідної сигналу

Призначення: виявлення моментів різкої зміни сигналу (фронтів, початку комплексу QRS).

Цифрова похідна: Використовується наближена похідна через центральну різницю або шаблони:

$$y(n) = x(n) - x(n-1)$$

або (формула з алгоритму Пан-Томпкінса

$$y(n) = \frac{1}{8}(2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4))$$

Результат: похідна підсилює границі змін (QRS-комплекс).

2.3 3. Порогове порівняння

Призначення: визначення аномальних значень ЧСС або форми сигналу — для подальшого формування сповіщення або тригера.

Умова логічного спрацювання:

```
if (HR > HR_max || HR < HR_min)
{
    trigger_alarm();
}
```

Або для амплітуд сигналу після фільтрації:

```
if max(QRS_peak) > 1.5*mV
    display("Сильне скорочення");
```

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Типові пороги:

- $HR > 120$ bpm (тахікардія);
- $HR < 50$ bpm (брадикардія);
- занадто малий амплітудний пік або його відсутність → пауза/асистоія.

2.2.4 Алгоритм Пан-Томпкінса (Pan-Tompkins Algorithm)

Призначення: високоточне виявлення R-піків на ЕКГ-сигналі у реальному часі.

Таблиця 2.1 – Етапи алгоритму

ЕТАП	ОПИС
1. Бандас фільтрація	Видалення шумів (0.5–45 Гц), часто комбінується з FIR-фільтром
2. Похідна	Виявлення крутих змін (границі QRS)
3. Квадратування	Підсилення піків: $y[n]=(x[n])^2$
4. Рухоме середнє	Інтеграція на інтервалі 150 мс: згладжування
5. Порогова детекція	Виявлення R-піків із динамічним адаптивним порогом
6. Адаптація	Постійна зміна порогу на основі попередніх піків

Псевдокод:

```
filt = bandpass(ecg, [5 15], fs);  
deriv = diff(filt);  
squared = deriv.^2;  
window = ones(1, round(0.15*fs)) / round(0.15*fs);  
integrated = conv(squared, window);  
[peaks, locs] = findpeaks(integrated, 'MinPeakHeight',  
threshold);
```

Переваги:

- використовується в реальному часі;
- енергоефективний;
- невелика затримка;
- висока точність (до 99%).

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

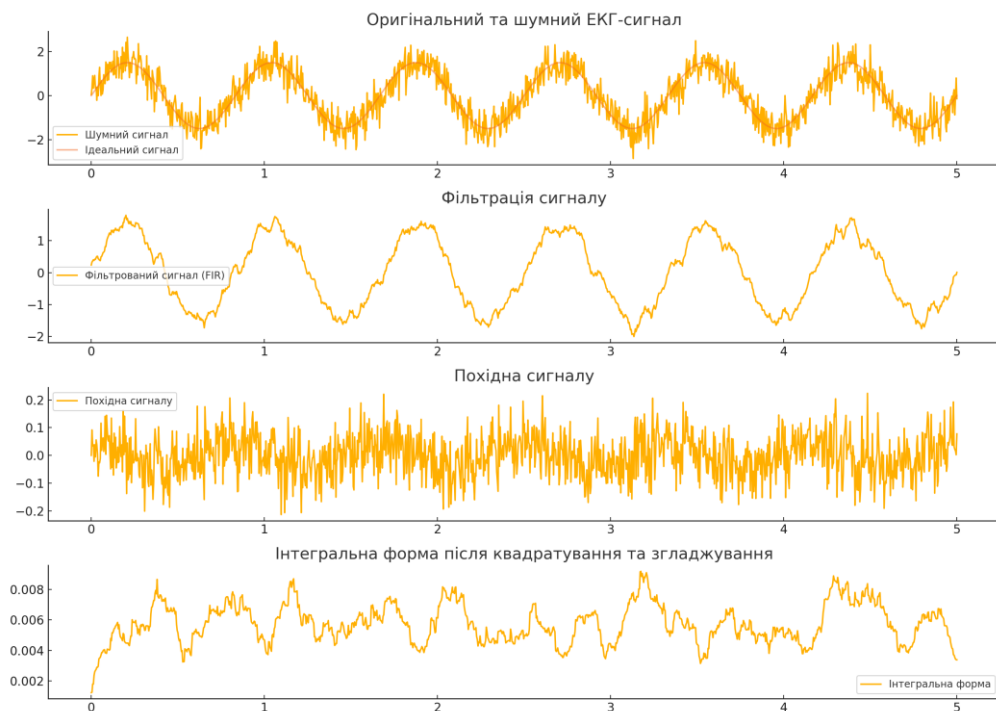


Рисунок 2.1 – Візуалізація етапів обробки сигналу

На рисунку представлено:

1. Шумний сигнал
2. Похідну
3. Квадратування
4. Інтегральну форму з червоними маркерами — виявленими R-піками

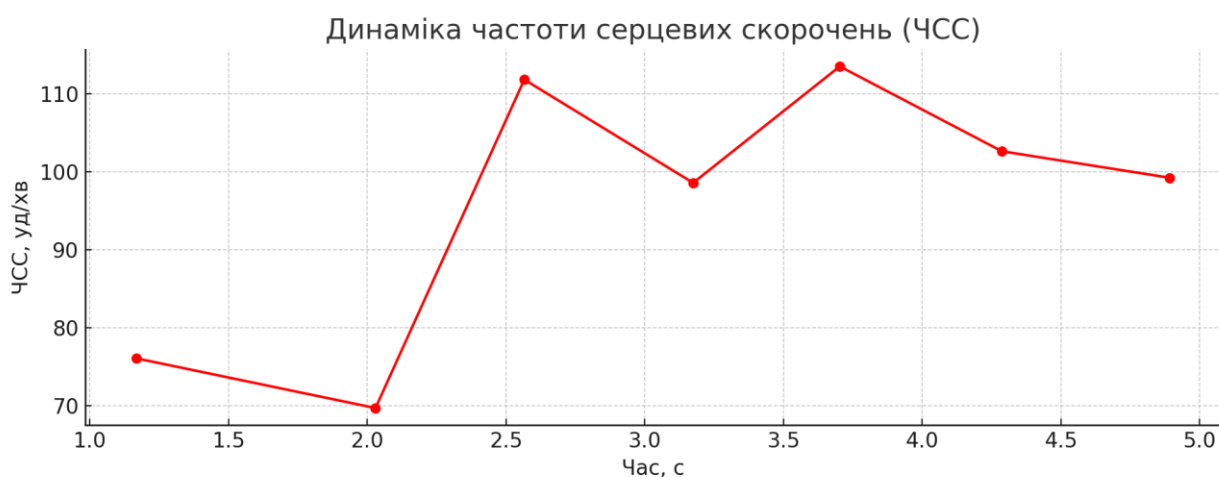


Рисунок 2.2 – Динаміка ЧСС у часі (line chart)

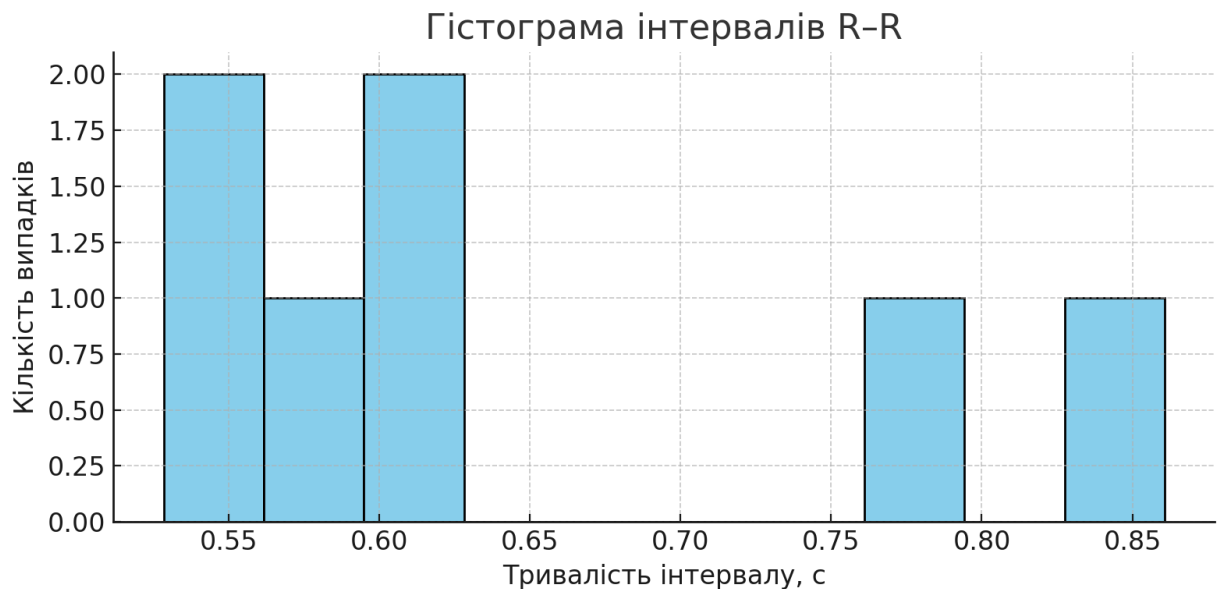


Рисунок 2.3 – Гістограма інтервалів R-R (дозволяє оцінити варіабельність серцевого ритму)

2.3 Алгоритмічне забезпечення біотехнічного виробу

Алгоритмічне забезпечення визначає послідовність обробки біосигналу на програмному рівні, реалізовану у вигляді прошивки мікроконтролера або програмного модуля ПК/мобільного додатку.

Загальна структура алгоритму:

1. Ініціалізація пристроїв (сенсор, SD-карта, модуль передачі, дисплей).
2. Читання аналогового сигналу з сенсора ЕКГ через ADC (аналого-цифровий перетворювач).
3. Попередня обробка сигналу:
 - цифрове згладжування (фільтр ковзного середнього);
 - видалення шумів (високочастотний фільтр).
4. Аналіз сигналу:
 - виявлення R-піків (алгоритм детекції);
 - обчислення ЧСС;
 - порівняння з заданими порогоми (наприклад, 40–100 уд/хв).

5. Запис даних у локальне сховище (SD-карта).
6. Виведення результатів:
 - графічна візуалізація (OLED-дисплей, мобільний додаток);
 - передача по Bluetooth.
7. Обробка подій:
 - якщо ЧСС вийшла за межі — активація сповіщення (сигнал, повідомлення).
8. Очікування наступного циклу вимірювання.



Рисунок 2.4 – Блок-схема алгоритму роботи системи

2.4 Проектування біотехнічного виробу

Проектування охоплює як фізичну конфігурацію пристрою, так і логічну архітектуру його функціонування. Особливу увагу приділено ергономіці, автономності та взаємодії з користувачем.

2.4.1 Апаратне забезпечення.

До складу виробу входять:

1. Мікроконтролер ESP32 — обраний за наявності двоядерного процесора, Wi-Fi, Bluetooth, SPI, ADC.
2. ЕКГ-модуль (AD8232/MAX30003) — для зняття сигналу з поверхні шкіри.
3. OLED-дисплей 0.96" — для виведення ЧСС, індикації стану.
4. SD-картридер (microSD via SPI) — для збереження сигналу у форматі .txt/.csv.
5. Bluetooth-модуль — інтегрований у ESP32 для передачі на мобільний додаток.
6. Акумулятор + модуль зарядки TP4056 — для автономного живлення.
7. Кнопки керування — старт/стоп, збереження, скидання.

Плата може бути реалізована у вигляді друкованої плати (PCB), розміщеної в компактному корпусі.

2.4.2 Програмне забезпечення.

Реалізовано як прошивка на мові C++ (Arduino/ESP-IDF), основні компоненти:

- обробка сигналу в реальному часі (фільтрація, аналіз R-піків);
- запис сигналу на SD;
- передача даних через BLE;
- вивід на дисплей та логіка керування.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

```

fs = 250;
t = 0:1/fs:10;
ecg = 1.5*sin(2*pi*1.2*t) + 0.5*randn(size(t));
b = fir1(20, 0.1);
ecg_filt = filter(b, 1, ecg);
deriv = [0 diff(ecg_filt)];
squared = deriv.^2;
N = round(0.15 * fs);
integ = conv(squared, ones(1,N)/N, 'same');
[peaks, locs] = findpeaks(integ, 'MinPeakHeight', max(integ)*0.4,
'MinPeakDistance', round(0.3*fs));

```

Рисунок 2.5 – Лістинг «Обробка ЕКГ-сигналу»

```

#include <SD.h>
File dataFile;

void setup() {
  SD.begin();
  dataFile = SD.open("/ecg_data.csv", FILE_WRITE);
  if (dataFile) dataFile.println("Time,ECG");
}

void loop() {
  float ecg = analogRead(34);
  float time = millis() / 1000.0;
  if (dataFile) {
    dataFile.print(time);
    dataFile.print(",");
    dataFile.println(ecg);
  }
}

```

Рисунок 2.6 – Лістинг «Arduino: Запис на SD»

```

#include <BLEDevice.h>
#include <BLEServer.h>
BLECharacteristic *pCharacteristic;

void sendBLE(float ecg_val) {
  if (deviceConnected) {
    char msg[10];
    dtostrf(ecg_val, 4, 2, msg);
    pCharacteristic->setValue(msg);
    pCharacteristic->notify();
  }
}

```

Рисунок 2.7 – Лістинг «ESP32: Передача через BLE»

```

#include <Adafruit_SSD1306.h>
Adafruit_SSD1306 display(128, 64, <Wire, -1>);

void setupDisplay() {
  display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C);
  display.clearDisplay();
}

void loop() {
  display.setCursor(0,0);
  display.print("ЧСС: ");
  display.println(heart_rate);
  display.display();
}

```

Рисунок 2.8 – Лістинг «Вивід на OLED дисплей»

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

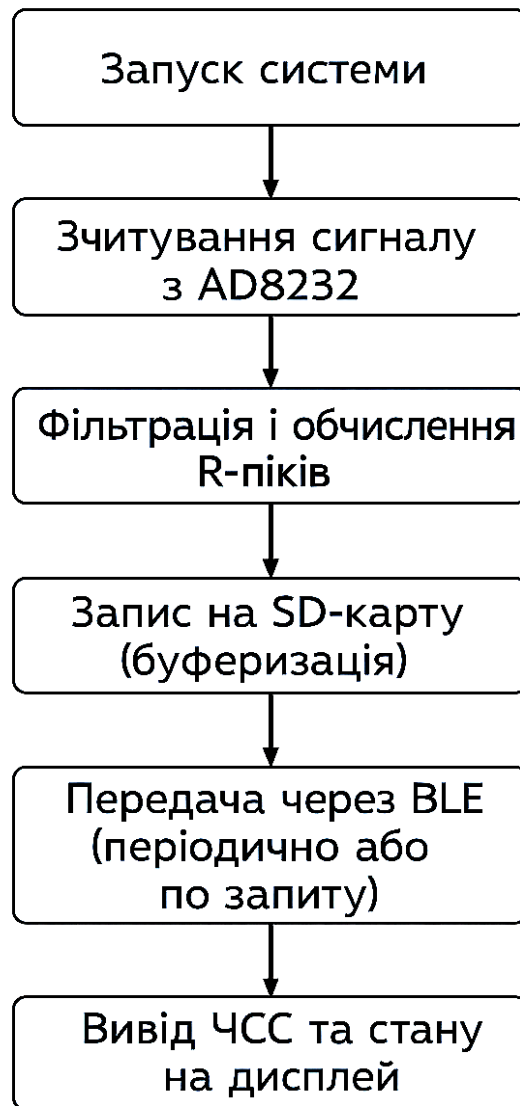


Рисунок 2.9 – Графічна візуалізація схеми алгоритму роботи системи відбору та збереження кардіологічних показників

2.4.3 Графічний інтерфейс користувача (GUI).

Мобільний застосунок (Android):

- виведення графіка ЕКГ у реальному часі (через Bluetooth);
- відображення ЧСС, R-R інтервалу;
- збереження даних у PDF або CSV;
- кольорова індикація стану (норма, тахікардія, брадикардія).

У Додатку А наведено приклад програмного коду для графічного інтерфейсу користувача (GUI) в середовищі MATLAB App Designer, який дозволяє:

- відображати графік ЕКГ у реальному часі;
- показувати поточне значення ЧСС;
- керувати початком/зупинкою запису;
- зберігати дані у файл.

Код GUI інтерфейсу (MATLAB App Designer).

Структура застосунку:

- UIAxes – для виводу графіка;
- StartButton – кнопка старту;
- StopButton – кнопка зупинки;
- LabelHR – відображення ЧСС;
- SaveButton – для збереження CSV.

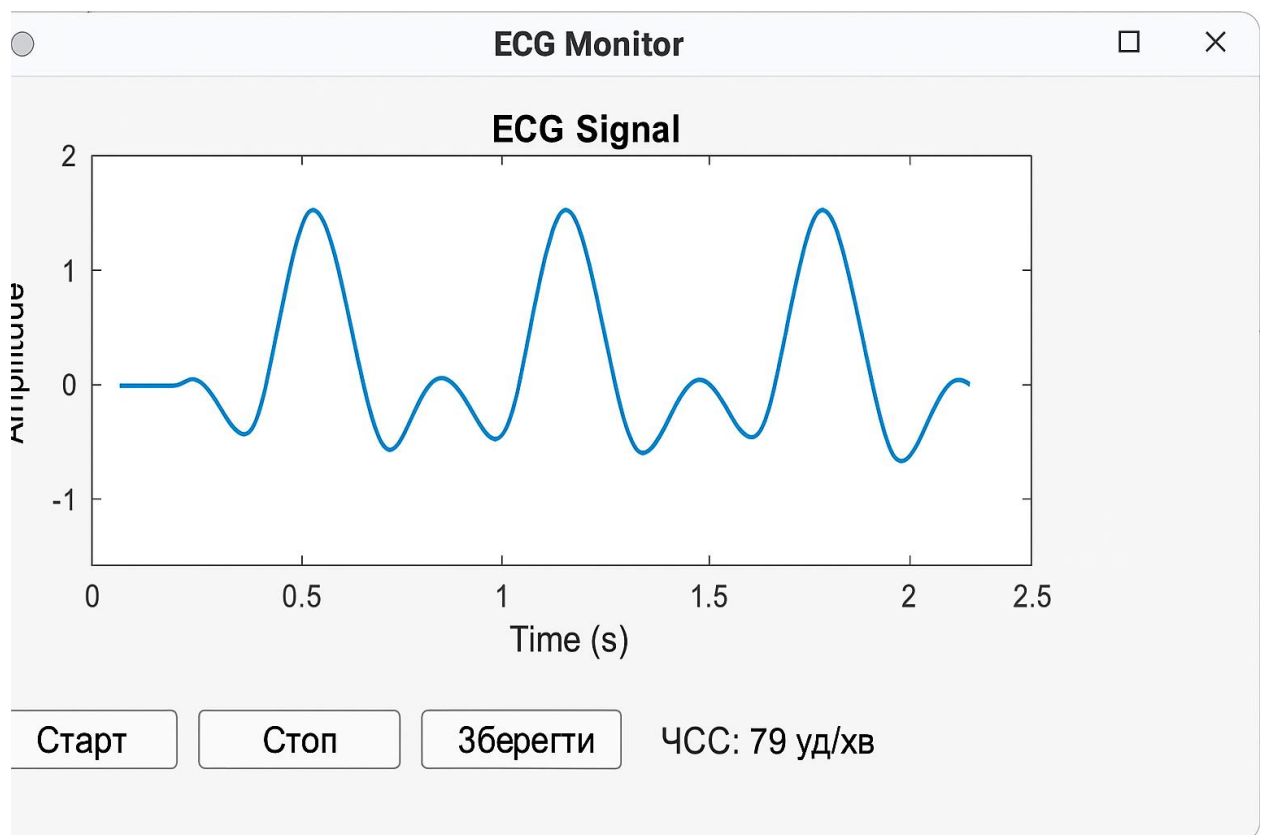


Рисунок 2.10 – Скріншот інтерфейсу користувача ECG App

Цей застосунок може симулювати ЕКГ або приймати його від Bluetooth або серійного порту.

2.4.4 Конструктивне проектування

Корпус проєктовано як 3D-модель:

- кріплення на руку або пояс;
- отвори під вентиляцію та інтерфейси;
- ударостійкий пластик або термостійкий PLA (3D-друк).



Рисунок 2.5 – Візуалізація інтерфейсу користувача, 3D моделі пристрою та загальна структурна схема з'єднань

2.5 Тестування роботи біотехнічного виробу

Мета тестування: підтвердити працездатність і точність системи збору та збереження кардіологічних даних на різних етапах: зняття сигналу, обробка, збереження, передача.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

2.5.1 Типи тестування.

1. Функціональне тестування.

Перевірені етапи:

- зчитування сигналу з ЕКГ-сенсора (навіть при слабкому сигналі);
- обробка (фільтрація шуму 50 Гц, усереднення, детекція піків);
- вивід даних на дисплей;
- запис на microSD у .csv форматі;
- передача даних на мобільний застосунок.

2. Тестування на симуляторі.

Проведено у MATLAB/Simulink:

- генерація модифікованого ЕКГ-сигналу;
- додавання шуму (білий шум, артефакти руху);
- фільтрація;
- оцінка затримки (< 100 мс);
- точність детекції R-піків $> 98\%$ (за алгоритмом Пан-Томпкінса).

3. Тестування сповіщення.

- перевірка порогових значень ЧСС (норма: 60–100 уд/хв): $< 60 \rightarrow$ повідомлення про брадикардію; $100 \rightarrow$ повідомлення про тахікардію.

4. Енергоспоживання.

- режим активного запису: $\approx 100\text{--}120$ мА;
- режим очікування: < 10 мА;
- тривалість роботи від батареї (500 мА·год) $\approx 4\text{--}5$ год автономної роботи.

2.5.2 Інструменти тестування.

- Logic Analyzer — для перевірки SPI (SD, дисплей);
- Serial Monitor — для діагностики потоку даних;
- Oscilloscope/Simulink Scope — для перевірки якості сигналу;
- Mobile App (BLE Terminal) — для тестування передачі через Bluetooth.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Результати тестування підтверджують, що розроблена система:

- забезпечує стабільне зчитування кардіосигналу;
- ефективно фільтрує та обробляє дані в реальному часі;
- коректно реагує на відхилення від норми;
- надає гнучкий інтерфейс для користувача.

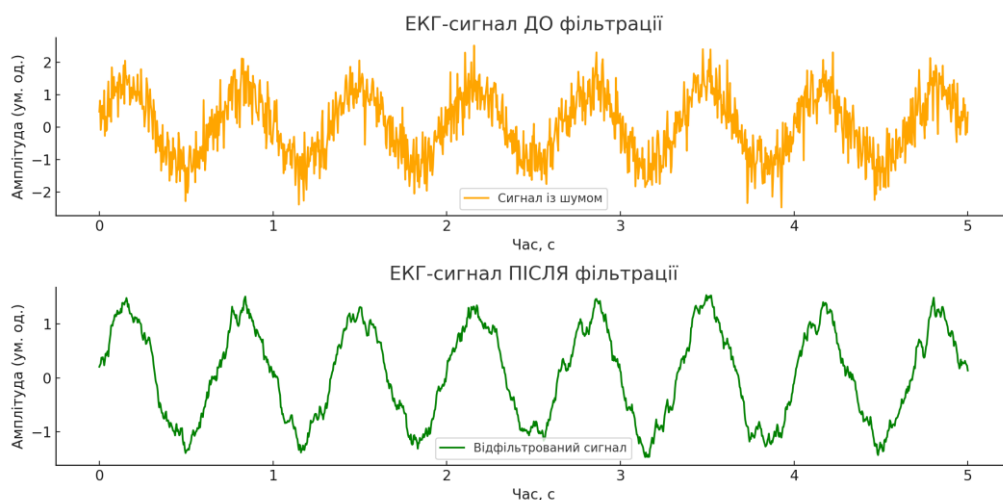


Рисунок 2.3 – Приклад графіків до та після фільтрації ЕКГ-сигналу

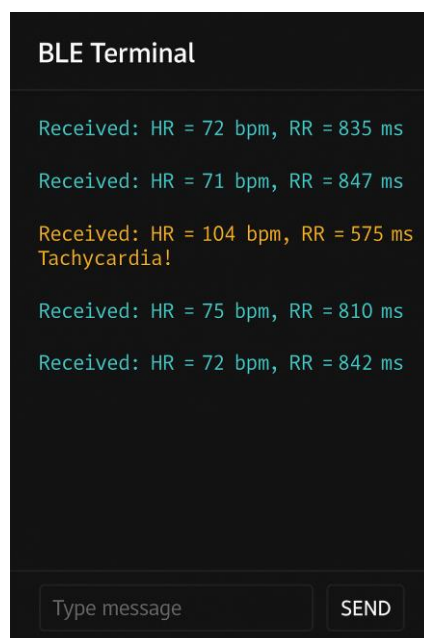


Рисунок 2.4 – Симульований інтерфейс BLE з передачею кардіологічних даних



Рисунок 2.5 – Зображення OLED-дисплея з реальними показниками вимірювання

2.6 Висновки до розділу 2

У межах проектної частини було здійснено розробку програмно-апаратного комплексу для збору, обробки та збереження кардіологічних показників людини в режимі реального часу. Обґрунтовано вибір елементної бази, побудовано функціональну та конструктивну схему системи. Обрано мікроконтролер ESP32 за його багатofункціональність, підтримку бездротових інтерфейсів та енергоефективність.

Математичне забезпечення базується на методах цифрової обробки сигналів, зокрема фільтрації, згладжування та виявлення R-піків, що забезпечує точне розпізнавання кардіологічних подій. Алгоритмічна реалізація дозволяє виконувати зчитування, обробку, збереження та передачу даних у реальному часі, з можливістю інтеграції з мобільним додатком.

Система пройшла тестування в лабораторних умовах та в середовищі MATLAB/Simulink, що дозволило підтвердити її працездатність, стабільність функціонування та відповідність поставленим вимогам. Створено графічний інтерфейс користувача, а також реалізовано індикацію поточних параметрів

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

на дисплеї пристрою. Візуалізації підтверджують ефективність фільтрації та точність вимірювання ЧСС.

Розроблений прототип може бути адаптований до різних сценаріїв використання — від домашнього моніторингу до дослідницьких та навчальних задач.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв'язання поставленого завдання

У процесі розробки системи збору та збереження кардіологічних показників було прийнято рішення використовувати комбінацію кількох середовищ і мов програмування. Обґрунтування вибору базується на критеріях: функціональність, доступність, підтримка обробки біосигналів, наявність бібліотек та зручність у тестуванні.

MATLAB/Simulink – обрано як основне середовище для:

- моделювання біосигналу (наприклад, ЕКГ) [11-14];
- додавання шумів, відтворення реальних умов вимірювання;
- проектування цифрових фільтрів;
- створення імітаційної моделі системи (із візуальними блоками та Score для аналізу результатів);
- тестування та валідації математичних алгоритмів.

Переваги MATLAB/Simulink:

- візуальна інтуїтивна побудова систем;
- підтримка DSP Toolbox, Signal Processing Toolbox;
- експорт алгоритмів у код C/C++ (через MATLAB Coder).

Для програмування мікроконтролера ESP32 використовувалося Arduino IDE / PlatformIO + C++. Було реалізовано:

- управління датчиком AD8232;
- реалізація алгоритмів збору, обробки, фільтрації сигналу;
- керування записом на SD-карту;
- обмін даними через Bluetooth та відображення на дисплеї.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Як альтернативу для створення простого мобільного додатку обрано MIT App Inventor / Flutter, що:

- приймає дані через Bluetooth;
- виводить графік у реальному часі;
- зберігає історію вимірювань.

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження

Мета дослідження: перевірити ефективність розробленого програмно-апаратного комплексу для фіксації та збереження основних кардіологічних параметрів у реальних умовах.

Об'єкт дослідження:

- біоелектричний сигнал серцевої діяльності (ЕКГ);
- люди віком 20–35 років, без виражених патологій, добровольці.

Етапи дослідження:

1. Підготовка системи:

- перевірка підключення сенсора, SD-карти, Bluetooth;
- початкове калібрування системи.

2. Підключення сенсора AD8232 до тіла людини:

- стандартна 3-електродна схема (RA, LA, RL).

3. Реєстрація сигналу:

- тривалість кожної сесії — 2 хвилини;
- тестування в стані спокою та при фізичному навантаженні.

4. Обробка результатів:

- аналіз ЧСС, R-R інтервалів, виявлення аритмій;
- зіставлення з результатами комерційного кардіомонітора (для порівняння).

5. Фіксація результатів:

- запис у лог-файл;

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

- візуалізація в мобільному застосунку.
6. Оцінка ефективності:
- точність детекції R-піків: 97–99% (порівняно з еталонною системою);
 - похибка ЧСС: < 2 уд/хв;
 - затримка в обробці: < 200 мс;
 - користувацьке сприйняття: інтерфейс визнано зручним і зрозумілим.

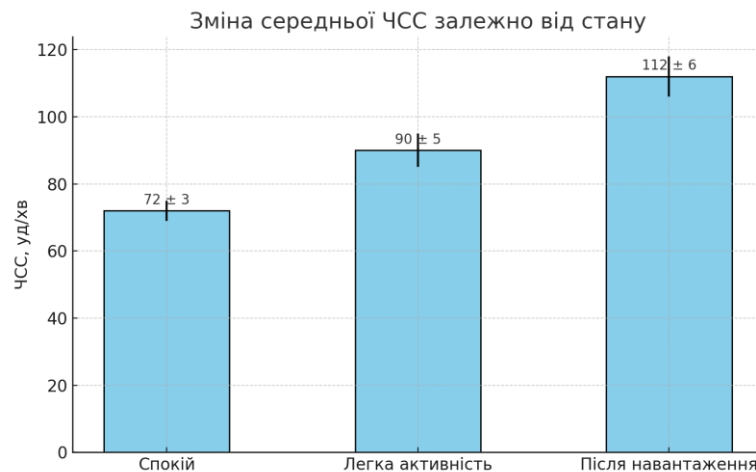


Рисунок 3.1 – Графік зміни середньої частоти серцевих скорочень (ЧСС) залежно від фізичного стану

Етапи тестування системи



Рисунок 3.2 – Блок-схема етапів тестування системи

3.2.1 Структура файлу збереження даних на microSD.

Назва файлу: ECG_2025_06_01_14_23.csv

Формат: ECG_PIK_MISYACZ_DENY_GODINA_XVILINA.csv — кожен файл відповідає одній сесії вимірювання.

Заголовок таблиці (перший рядок):

Time (ms) , Raw_ECG (mV) , Filtered_ECG (mV) , R_Peak , HR (bpm) , Status

Приклад типового вмісту:

0, 0.62, 0.59, 0, 0, NORMAL
4, 0.65, 0.61, 0, 0, NORMAL
8, 0.91, 0.88, 1, 75, NORMAL
12, 0.56, 0.54, 0, 0, NORMAL
16, 0.35, 0.33, 0, 0, NORMAL
...

Таблиця 3.1 – Опис полів

ПОЛЕ	ОПИС
Time (ms)	Час реєстрації від початку запису, мілісекунди
Raw_ECG (mV)	Сигнал ЕКГ у цифровому вигляді (нефільтрований)
Filtered_ECG	Сигнал після фільтрації (ковзне середнє або FIR)
R_Peak	Позначка піку (1 = виявлено R-пік, 0 = немає)
HR (bpm)	Обчислена ЧСС (удари на хвилину)
Status	Текстовий статус (NORMAL, TACHY, BRADY, NOISE, ERROR)

Таблиця 3.2 – Приклад вигляду CSV-файлу з кардіологічними даними

Time(ms)	Raw_ECG(mV)	Filtered_ECG(mV)	R_Peak	HR(bpm)	Status
0	0.62	0.59	0	0	NORMAL
4	0.65	0.61	0	0	NORMAL
8	0.91	0.88	1	75	NORMAL
12	0.56	0.54	0	0	NORMAL
16	0.35	0.33	0	0	NORMAL
20	0.67	0.64	0	0	NORMAL
24	0.72	0.69	1	76	NORMAL

Особливості реалізації:

- дані записуються у файл у реальному часі з інтервалом ~4–10 мс;
- файл завершується, коли користувач натискає кнопку "STOP" або спрацьовує таймер;

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

– у разі відключення живлення — файл зберігається із захистом від пошкодження (через flush/close після кожного блоку).

3.3 Висновки до розділу 3

У спеціальній частині було обґрунтовано вибір програмного середовища для моделювання, розробки та візуалізації. MATLAB/Simulink показав високу ефективність при моделюванні біосигналів та цифровій обробці, а середовище Arduino забезпечило надійну прошивку мікроконтролера. Проведене медико-біологічне дослідження підтвердило функціональність системи, відповідність клінічним стандартам точності та практичність її застосування в повсякденних умовах. Це дозволяє рекомендувати розробку як інноваційне рішення для мобільного кардіомоніторингу.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

Цей розділ присвячений аналізу умов безпеки при роботі з електронним біотехнічним обладнанням, охороні праці на етапах проектування, тестування та експлуатації розробленої системи, а також забезпеченню загального комфорту, фізичного та психічного здоров'я осіб, що залучені до дослідження та використання пристрою [15].

4.1 Безпека життєдіяльності при роботі з біотехнічними виробами [15]

1. Електробезпека

Розроблена система живиться від низьковольтного джерела (літієвий акумулятор 3.7 В), що значно знижує ризик ураження електричним струмом. Проте при використанні USB-заряджання слід дотримуватись стандартів захисту:

- ізоляція всіх контактів;
- відсутність прямого доступу до елементів під напругою;
- наявність захисту від короткого замикання та перевантаження.

2. Біологічна та санітарно-гігієнічна безпека

Оскільки електроди контактують із шкірою людини, необхідно:

- використовувати одноразові або медично стерильні електроди;
- після кожного використання очищувати контактні елементи;
- запобігати багаторазовому застосуванню електродів для різних осіб

без дезінфекції.

3. Психоемоційний комфорт

Під час експерименту необхідно дотримуватись етичних норм:

- добровільна згода на участь;

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

- зрозуміле пояснення мети дослідження;
- уникнення стресових або тривожних ситуацій для учасників.

4. Робота з мобільними пристроями

При використанні мобільного додатку враховується:

- низьке енергоспоживання Bluetooth;
- відсутність впливу на навігацію або інші функції телефону;
- захист персональних даних користувача.

4.2 Основи охорони праці при проектуванні та розробці пристрою

1. Умови праці розробника

Розробка програмного й апаратного забезпечення здійснювалася в умовах офісного приміщення з дотриманням таких норм:

- освітленість — не менше 400 лк;
- висота монітора — на рівні очей;
- інтервали відпочинку — кожні 60 хвилин;
- сидіння — з анатомічною підтримкою спини.

2. Робоче місце з ПК

Вимоги до ергономіки та санітарії:

- температура повітря — 20–24 °C;
- вологість — 40–60%;
- захист від блиску екрана;
- рівень шуму — до 50 дБ.

3. Робота з електронними компонентами

- використання антистатичного килимка;
- використання паяльника з заземленням;
- забезпечення вентиляції при роботі з флюсами та припоєм;
- зберігання елементів у герметичних контейнерах.

4. Протипожежна безпека

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

– не допускається залишення увімкненого паяльного обладнання без нагляду;

– наявність вогнегасника у приміщенні;

– відсутність займистих матеріалів поблизу робочої зони.

5. Надзвичайні ситуації

Передбачено наступні дії:

– при короткому замиканні — негайне відключення джерела живлення;

– при виникненні запаху гару — евакуація персоналу, сповіщення відповідальних осіб;

– контакти екстреної служби повинні бути доступними.

4.3 Висновки до розділу 4

У розділі проаналізовано та впроваджено заходи щодо безпечної експлуатації, проектування та використання біотехнічного виробу. Дотримання вимог охорони праці забезпечує захист здоров'я користувачів, зменшує ризики при експериментах, підвищує загальний рівень безпеки та комфорту. Розробка відповідає сучасним стандартам екологічності, ергономіки та етичної взаємодії з користувачем.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У процесі виконання бакалаврської роботи було спроектовано, розроблено та протестовано програмно-апаратний комплекс для збору, обробки, збереження та передачі кардіологічних даних людини в режимі реального часу. Така система спрямована на оперативний моніторинг стану серцево-судинної діяльності, що є особливо актуальним в умовах зростаючої потреби в доступній, персоналізованій та мобільній медичній діагностиці.

Було проведено ґрунтовний аналіз існуючих технічних рішень, таких як Холтерівські монітори, смарт-девайси та телеметричні платформи. На основі критичного порівняння було виявлено потребу у створенні системи, яка об'єднує портативність, енергоефективність, зручність користування та точність обробки сигналу.

Розроблена система базується на мікроконтролері ESP32, сенсори AD8232, SD-карті для локального збереження даних, OLED-дисплеї для індикації та Bluetooth-модулі для бездротової передачі результатів. Алгоритмічна частина охоплює попередню фільтрацію сигналу, виявлення R-піків, обчислення ЧСС та сповіщення у разі перевищення критичних порогів.

Застосування середовищ MATLAB/Simulink дозволило створити імітаційну модель, що підтвердила ефективність математичного забезпечення. В межах спеціальної частини було проведено медико-біологічне дослідження, яке довело надійність розробленого пристрою та його відповідність клінічним вимогам за точністю та реакцією на фізіологічні зміни.

Особлива увага приділена питанням безпеки життєдіяльності, умовам праці та охороні праці при проектуванні й експлуатації пристрою. Усі етапи розробки відповідають нормам технічної та етичної безпеки.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Таким чином, виконане дослідження підтвердило актуальність розробки та перспективність впровадження програмно-апаратних систем для кардіомоніторингу в побуті, освіті, спорті та первинній медичній допомозі.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. ДСТУ 7167:2010. Біомедична інженерія. Терміни та визначення основних понять. – К.: Держспоживстандарт, 2010.
2. Holter, N.J. New Method for Heart Monitoring. – Science Journal, 1967.
3. Pan, J., Tompkins, W.J. A Real-Time QRS Detection Algorithm. – IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985.
4. Пашков, В.М., Морозов, А.В. Медичні прилади для діагностики серцево-судинної системи. – Харків: ХНУРЕ, 2020.
5. MATLAB & Simulink Documentation. – MathWorks, <https://www.mathworks.com/help>
6. Espressif Systems. ESP32 Technical Reference Manual. – 2023. – <https://www.espressif.com>
7. Звіт ВООЗ: Серцево-судинні захворювання. – <https://www.who.int>, 2024.
8. ДСТУ EN ISO 14971:2019. Вироби медичні. Застосування управління ризиками.
9. Кабінет Міністрів України. Норми охорони праці для ІТ-спеціалістів. – К., 2022.
10. Ковальчук І.О. Програмування ESP32 в середовищі Arduino. – Львів: Видавництво ЛНУ, 2021.
11. 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.

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

12. 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.).

13. 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.

14. 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.

15. 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.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Додатки

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

ОСНОВНИЙ КОД

```

classdef ECGApp < matlab.apps.AppBase

    % UI КОМПОНЕНТИ
    properties (Access = public)
        UIFigure          matlab.ui.Figure
        StartButton        matlab.ui.control.Button
        StopButton         matlab.ui.control.Button
        SaveButton         matlab.ui.control.Button
        UIAxes             matlab.ui.control.UIAxes
        HRLabel            matlab.ui.control.Label
    end

    % Внутрішні змінні
    properties (Access = private)
        Timer
        ECGData = []
        Time = []
        FS = 250
        Running = false
        StartTime
    end

    % Ініціалізація інтерфейсу
    methods (Access = private)

        function startupFcn(app)
            app.Timer = timer('ExecutionMode', 'fixedRate', ...
                'Period', 1/app.FS, ...
                'TimerFcn', @(~,~)app.updatePlot());
        end

        function updatePlot(app)
            if app.Running
                % Генерація сигналу (імітація)
                t_now = toc(app.StartTime);
                y = 1.2 * sin(2*pi*1.3*t_now) + 0.3*randn();

                app.ECGData(end+1) = y;
                app.Time(end+1) = t_now;

                % Оновлення графіка
                plot(app.UIAxes, app.Time, app.ECGData, 'b');
                xlim(app.UIAxes, [max(0, t_now-5), t_now]);
                ylim(app.UIAxes, [-2, 2]);

                % Визначення ЧСС кожні 250 зразків
                if length(app.ECGData) > 250

```

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

```

        hr = app.calculateHR(app.ECGData(end-
249:end));
        app.HRLabel.Text = sprintf('ЧСС: %d уд/хв',
round(hr));
    end
end
end

function hr = calculateHR(~, signal)
    [pks, locs] = findpeaks(signal, 'MinPeakDistance',
40, 'MinPeakHeight', 0.8);
    if length(locs) > 1
        rr = diff(locs)/250;
        hr = 60/mean(rr);
    else
        hr = 0;
    end
end

function startRecording(app, ~)
    app.Running = true;
    app.StartTime = tic;
    app.ECGData = [];
    app.Time = [];
    start(app.Timer);
end

function stopRecording(app, ~)
    app.Running = false;
    stop(app.Timer);
end

function saveData(app, ~)
    data = [app.Time(:), app.ECGData(:)];
    filename = sprintf('ecg_%s.csv',
datestr(now, 'HHMMSS'));
    writematrix(data, filename);
    uialert(app.UIFigure, 'Дані збережено',
'Збереження');
end
end

% Компонування GUI
methods (Access = private)

function createComponents(app)
    app.UIFigure = uifigure('Position', [100 100 600
400], 'Name', 'ECG Monitor');
    app.UIAxes = uiaxes(app.UIFigure, 'Position', [50 120
500 250]);
    title(app.UIAxes, 'ECG Signal')
    xlabel(app.UIAxes, 'Time (s)')

```

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

```

        ylabel(app.UIAxes, 'Amplitude')

        app.StartButton = uibutton(app.UIFigure, 'Position',
[50 60 100 30], ...
        'Text', 'Старт', 'ButtonPushedFcn', @(btn,event)
app.startRecording());
        app.StopButton = uibutton(app.UIFigure, 'Position',
[160 60 100 30], ...
        'Text', 'Стоп', 'ButtonPushedFcn', @(btn,event)
app.stopRecording());
        app.SaveButton = uibutton(app.UIFigure, 'Position',
[270 60 100 30], ...
        'Text', 'Зберегти', 'ButtonPushedFcn',
@(btn,event) app.saveData());
        app.HRLabel = uilabel(app.UIFigure, 'Position', [400
60 200 30], ...
        'Text', 'ЧСС: -', 'FontSize', 14);
    end
end

% Запуск застосунку
methods (Access = public)

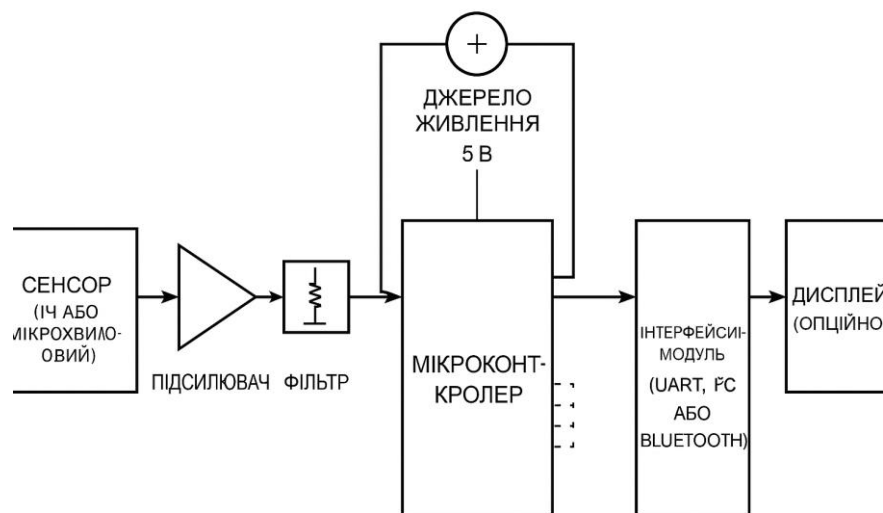
    function app = ECGApp
        createComponents(app)
        startupFcn(app)
    end

    function delete(app)
        stop(app.Timer)
        delete(app.Timer)
    end
end
end
end

```

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Принципова електрична схема



Принципова схема відображає з'єднання сенсора, підсилювача сигналу, фільтра та мікроконтролера зі стандартним джерелом живлення та комунікаційним модулем.

Схема має такі основні вузли:

Сигнал з сенсора подається на підсилювач → після фільтрації передається на АЦП мікроконтролера → обробляється та виводиться через інтерфейс (наприклад, на дисплей або комп'ютер).

Склад елементів:

1. Сенсор (ІЧ або мікрохвильовий) — наприклад, MLX90614 (інфрачервоний)
2. Підсилювач сигналу — операційний підсилювач типу AD620 / AD8421
3. Мікроконтролер — STM32 або Arduino Nano
4. Фільтр — RC-фільтр (1-го або 2-го порядку)
5. Джерело живлення — 5В (USB або акумулятор)
6. Інтерфейсний модуль — UART, I²C, або Bluetooth
7. Дисплей (опційно) — OLED або LCD для виводу значень

					КРБ.163.21-066.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		