


НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ імені ІГОРЯ  
СІКОРСЬКОГО»  
Приладобудівний факультет  
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНО-ІНТЕГРОВАНИХ ТЕХНОЛОГІЙ  
ВИРОБНИЦТВА ПРИЛАДІВ

ДО ЗАХИСТУ ДОПУЩЕНО

Завідувач кафедри

 Наталія СТЕЛЬМАХ  
«09» червня 2025 р.

**Дипломна робота**  
на здобуття ступеня бакалавра  
за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи  
та технології в приладобудуванні»  
спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»  
на тему: «Портативний кардіомонітор»

Виконав:

студент IV курсу, групи ПБ-12

Шрамко Гліб Геннадійович



Керівник:

старший викладач, к.т.н.

Велигоцький Дмитро Володимирович



Рецензент:

старший викладач, PhD,

Паздрій Ольга Ярославівна



Засвідчую, що у цій дипломній роботі  
немає запозичень з праць інших авторів  
без відповідних посилань.

Студент 

Київ – 2025

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

**Приладобудівний факультету**

**Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів**

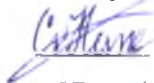
Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 Наталія СТЕЛЬМАХ

«07» квітня 2025 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломну роботу студенту**

**Шрамку Глібу Геннадійовичу**

1. Тема роботи «Портативний кардіомонітор», керівник роботи Велигоцький Дмитро Володимирович, к.т.н, затверджені наказом по університету від «26» травня 2025 р. № 1765-с
2. Термін подання студентом роботи «06» червня 2025 року.
3. Вихідні дані до роботи: мікроконтролер STM32F746NGH6 (постійна пам'ять – 1 Мб, оперативна пам'ять – 340 Кб, живлення – 5В, розрядність АЦП – 12 біт, розрядність ЦАП – 12 біт); датчик серцевого ритму MAX30102 (напруга живлення – 3.3 В, інтерфейс – I<sup>2</sup>C, максимальна частота інтерфейсу – 400 кГц), модуль AD8232 (напруга живлення – від 2 до 3.5 В, коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу – 80 дБ).
4. Зміст пояснювальної записки: Розділ 1. Огляд літератури та постановка дослідницьких завдань у контексті дипломної роботи. Розділ 2. Розробка алгоритмів, функціональної та електричних схем і програмного забезпечення

портативного кардіомонітора. Розділ 3. Експериментальне дослідження реєстрації сигналів електрокардіографії та пульсометрії.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): 1. Функціональна схема портативного кардіомонітора. 2. Алгоритми реєстрації сигналів електрокардіографії та пульсометрії. 3. Електрична схема портативного кардіомонітора.

6. Дата видачі завдання «06» квітня 2025 р.

#### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	Огляд та аналіз літературних джерел	11.04.2025	
2.	Огляд та аналіз методів та засобів інтелектуальної власності	17.04.2025	
3.	Огляд сучасних технічних рішень для створення прототипів	24.04.2025	
4.	Розробка функціональної схеми портативного кардіомонітора	30.04.2025	
5.	Розробка алгоритмів реєстрації сигналів електрокардіографії та пульсометрії	07.05.2025	
6.	Розробка електричної схеми портативного кардіомонітора	13.05.2025	
7.	Практична реалізація програмного забезпечення портативного кардіомонітора	19.05.2025	
8.	Написання і оформлення пояснювальної записки та подача диплому до захисту	06.06.2025	

Студент

Гліб ШРАМКО

Керівник

Дмитро ВЕЛИГОЦЬКИЙ



## АНОТАЦІЯ

У дипломній роботі розроблено портативний кардіомонітор на основі мікроконтролера STM32F746, призначений для безперервної реєстрації електрокардіографічних (ЕКГ) сигналів та показників пульсометрії (ЧСС, SpO<sub>2</sub>). Робота охоплює повний цикл створення пристрою — від аналізу сучасних рішень до розробки апаратної частини, програмного забезпечення й експериментальної перевірки.

Текстова частина роботи становить 70 сторінок, містить 27 рисунків, 10 таблиць, 1 додаток та 39 найменувань джерел.

Метою роботи є створення компактного пристрою для моніторингу серцевої діяльності в реальному часі. Застосовано методи цифрової обробки біосигналів. Використано сенсор AD8232 для ЕКГ, MAX30102 — для ЧСС і SpO<sub>2</sub>, АНТ20 — для температури. Вивід даних реалізовано через дисплей із графічним інтерфейсом LVGL.

Проведені експерименти у стані спокою та після фізичного навантаження підтвердили працездатність системи та достовірність отриманих показників. Робота може бути використана для створення персональних медичних пристроїв або в освітніх та наукових цілях. Запропоновано напрями вдосконалення, зокрема оптимізацію енергоспоживання та бездротову передачу даних.

**Ключові слова:** портативний кардіомонітор, ЕКГ, пульсометрія, STM32, AD8232, MAX30102, АНТ20, LVGL, біосигнали.

## ABSTRACT

This thesis presents the development of a portable cardiomonitor based on the STM32F746 microcontroller, designed for continuous registration of electrocardiographic (ECG) signals and pulse oximetry indicators (heart rate, SpO<sub>2</sub>). The work covers the complete development cycle—from the analysis of existing solutions to the design of hardware, software implementation, and experimental verification.

The textual part of the thesis consists of 70 pages and includes 27 figures, 10 tables, 1 appendix and 39 bibliographic sources.

The goal of the work is to create a compact real-time monitoring device for cardiac activity. Methods of digital biosignal processing are employed. The system integrates the AD8232 sensor for ECG, MAX30102 for heart rate and SpO<sub>2</sub>, and AHT20 for temperature monitoring. Data output is visualized via an LVGL-based graphical user interface on a display.

Experiments conducted both at rest and after physical exertion confirmed the functionality of the system and the reliability of the obtained measurements. The developed device may serve as a basis for personal healthcare monitoring systems or be used in educational and research contexts. Directions for further improvement include power optimization and wireless data transmission.

**Keywords:** portable cardiomonitor, ECG, pulse oximetry, STM32, AD8232, MAX30102, AHT20, LVGL, biosignals.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ .....	9
ВСТУП.....	10
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ ТА ПОСТАНОВКА ДОСЛІДНИЦЬКИХ ЗАВДАНЬ У КОНТЕКСТІ ДИПЛОМНОЇ РОБОТИ.....	11
1.1. Актуальність проблеми та сучасні виклики моніторингу серцево- судинної системи .....	11
1.1.1. Глобальна епідеміологія серцево-судинних захворювань та її вплив на молоде населення.....	11
1.1.2. Недоліки традиційних методів діагностики та необхідність безперервного моніторингу .....	12
1.1.3. Розвиток персоналізованої медицини, самомоніторингу та перспективи штучного інтелекту .....	12
1.2. Методи збору та обробки електрокардіографічних і фотоплетизмографічних сигналів .....	13
1.2.1. Основи електрокардіографії (ЕКГ) та особливості збору сигналу ..	13
1.2.2. Принципи фотоплетизмографії (ФПГ) та її застосування .....	15
1.2.3. Алгоритми попередньої обробки біометричних сигналів.....	17
1.3. Аналіз сучасних рішень для портативного моніторингу серцевої діяльності.....	18
1.4. Комерційні рішення портативних кардіомоніторів .....	22
1.5. Висновки до розділу 1 .....	28
РОЗДІЛ 2. РОЗРОБКА АЛГОРИТМІВ, ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ ТА ЕЛЕКТРИЧНИХ СХЕМ І ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПОРТАТИВНОГО КАРДІОМОНІТОРА.....	30
2.1. Розробка функціональної схеми портативного кардіомонітора.....	30
2.2. Розробка алгоритму роботи портативного кардіомонітора .....	32
2.3. Підбір компонентів для складання портативного кардіомонітора.....	35
2.3.1. Керуючий мікроконтролер .....	35

	8
2.3.2. Дисплей.....	38
2.3.3. Блок обробки ЕКГ-сигналу.....	39
2.3.4. Блок вимірювання пульсу.....	41
2.3.5. Блок вимірювання температури.....	43
2.4. Розробка електричної схеми портативного кардіомонітора.....	44
2.5. Структура програмного забезпечення.....	46
2.5.1. Апаратний рівень: CMSIS.....	47
2.5.2. Драйвери сенсорів.....	48
2.5.3. Користувацький інтерфейс (GUI).....	49
2.6. Розробка інтерфейсу користувача для портативного кардіомонітора....	51
2.6.1. Основна структура інтерфейсу.....	51
2.6.2. Особливості реалізації графічного інтерфейсу.....	54
2.6.3. Переваги запропонованого інтерфейсу.....	54
2.7. Висновки по розділу.....	55
<b>РОЗДІЛ 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ РЕЄСТРАЦІЇ</b>	
<b>СИГНАЛІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ ТА ПУЛЬСОМЕТРІЇ.....</b>	<b>56</b>
3.1. Мета експериментального дослідження.....	56
3.2. Методика проведення експерименту.....	56
3.2.1. Підготовка експериментальної установки.....	56
3.2.2. Процедура збору даних.....	57
3.3. Реєстрація сигналів ЕКГ.....	58
3.4. Реєстрація сигналів пульсометрії.....	60
3.5. Вимірювання температури.....	63
3.6. Узагальнення результатів експерименту.....	64
3.7. Виявлені проблеми та обмеження.....	65
3.8. Шляхи подальшого вдосконалення.....	65
3.9. Висновки до розділу 3.....	66
<b>ВИСНОВКИ.....</b>	<b>68</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....</b>	<b>69</b>
<b>Додаток А – Графічний матеріал.....</b>	<b>74</b>

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ВООЗ – Всесвітня організація охорони здоров'я

ЕКГ – електрокардіограма

ССЗ – серцево-судинні захворювання

ССС – серцево-судинна система

ФПГ – фотоплетизмографія

ЧСС – частота серцевих скорочень

ШІ – штучний інтелект

ADC – Analog-to-Digital Converter

CMSIS – Cortex Microcontroller Software Interface Standard

GPIO – General-Purpose Input/Output

HAL – Hardware Abstraction Layer

HR – Heart Rate

I2C – Inter-Integrated Circuit

IR – Infrared light signal

PTT – Pulse Transit Time

SPL – Standard Peripheral Library

SpO<sub>2</sub> – Peripheral Capillary Oxygen Saturation

## ВСТУП

Сучасний світ характеризується стрімким розвитком технологій, цифровізацією та зростаючим темпом життя. Однак це має й зворотній бік: сидячий спосіб життя, постійний стрес та неправильне харчування — усе це впливає на стан здоров'я. За таких умов, погіршення здоров'я спостерігається навіть у молодих людей, збільшується ризик виникнення хронічних захворювань у вигляді аритмій, тахікардії, екстрасистолії чи інших відхилень, які на початкових етапах часто залишаються непоміченими. Загальна відсутність або нестача профілактичних обстежень серед молодого населення лише посилює цю проблему, адже серцеві патології можуть тривалий час розвиватися без явних симптомів, виявляючись лише на критичних стадіях. Саме тому раннє виявлення навіть незначних відхилень у серцевому ритмі має вирішальне значення для збереження здоров'я.

Водночас технології діагностики не стоять на місці — сьогодні активно розвиваються системи раннього виявлення хвороб, аналізу біомедичних сигналів. Уже в найближчому майбутньому очікується широке впровадження штучного інтелекту (ШІ) в медичну сферу, що дозволить автоматично обробляти великі обсяги даних і ставити попередні діагнози з високою точністю. Однак для реалізації цього потенціалу критично важливо, щоб кожен мав можливість самостійно зібрати власні фізіологічні дані. Це створює нагальну потребу в розробці компактних, доступних і надійних засобів моніторингу серцевої діяльності.

У цій дипломній роботі увага приділена розробці портативного кардіомонітора, що дозволяє в реальному часі відстежувати основні фізіологічні параметри — електрокардіограму (ЕКГ), частоту серцевих скорочень, насичення крові киснем ( $SpO_2$ ), а також температуру тіла. Такий підхід дає змогу своєчасно виявляти відхилення в роботі серця, формувати базу даних для подальшого аналізу й забезпечити цілісну картину стану здоров'я користувача.

## **РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ ТА ПОСТАНОВКА ДОСЛІДНИЦЬКИХ ЗАВДАНЬ У КОНТЕКСТІ ДИПЛОМНОЇ РОБОТИ.**

### **1.1. Актуальність проблеми та сучасні виклики моніторингу серцево-судинної системи**

#### **1.1.1. Глобальна епідеміологія серцево-судинних захворювань та її вплив на молоде населення**

Серцево-судинні захворювання (ССЗ) вже протягом тривалого часу залишаються однією з головних причин захворюваності, інвалідності та смертності у всьому світі. Згідно з даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), щороку через ССЗ помирає близько 17,9 мільйона людей, що становить приблизно 32% усіх смертей у світі [2]. Така висока поширеність зумовлює значний тиск на системи охорони здоров'я, соціальні служби та економіку держав.

Сучасні дослідження, зокрема [3, 4], вказують на те, що ризик розвитку ССЗ поступово зсувається у бік молодших вікових груп, які раніше вважалися відносно низькоризиковими. Подібну динаміку підтверджують і міжнародні аналітичні огляди, де відзначено, що стресовий спосіб життя, зменшення фізичної активності, незбалансоване харчування та несприятливі екологічні чинники стали основними тригерами порушень серцевого ритму та функцій серцево-судинної системи [2].

Усе це обумовлює нагальну потребу у впровадженні інноваційних підходів до профілактики, ранньої діагностики та тривалого моніторингу серцево-судинних захворювань, особливо з використанням цифрових технологій, телемедицини та портативних пристроїв спостереження за станом серця.

### **1.1.2. Недоліки традиційних методів діагностики та необхідність безперервного моніторингу**

Традиційна електрокардіографія (ЕКГ), яка зазвичай проводиться в умовах стаціонарного медичного закладу, забезпечує лише фрагментарну інформацію про роботу серця. Запис триває від кількох секунд до кількох хвилин, що часто не дає змоги зафіксувати короточасні аритмії, епізоди ішемії або зміни серцевого ритму, пов'язані з фізичним навантаженням чи стресом [5, 6]. У результаті такі методи можуть пропускати ранні прояви серцево-судинних захворювань, що значно знижує ефективність діагностики на початкових стадіях патології, коли симптоматика є нестабільною або непостійною.

За даними Georgieva-Tsaneva та співавторів [6], значна частина пацієнтів звертається до лікаря уже з розвиненими ускладненнями, що ускладнює лікування та погіршує прогноз. Це зумовлює необхідність використання сучасних технологій для довготривалого, безперервного та амбулаторного моніторингу серцевої діяльності. Портативні кардіомонітори, які можуть працювати поза межами медичного закладу, забезпечують можливість тривалого спостереження за пацієнтом у природних умовах, підвищуючи точність діагностики та своєчасність медичного втручання [5], [6].

### **1.1.3. Розвиток персоналізованої медицини, самомоніторингу та перспективи штучного інтелекту**

Сучасна медицина орієнтована на превентивну діагностику та індивідуальне ведення пацієнта. У цьому контексті технології самомоніторингу — особливо з використанням портативних ЕКГ-пристроїв — відіграють важливу роль [5, 7]. Вони забезпечують зворотний зв'язок пацієнту та лікарю, дозволяючи оперативно реагувати на зміни стану здоров'я.

## **1.2. Методи збору та обробки електрокардіографічних і фотоплетизмографічних сигналів**

У цьому підрозділі буде розглянуто ключові методи збору біометричних даних, які є фундаментом для функціонування портативних кардіомоніторів, а також базові підходи до їхньої первинної обробки. Якісний збір та ефективна обробка сигналів мають вирішальне значення для отримання достовірної діагностичної інформації.

### **1.2.1. Основи електрокардіографії (ЕКГ) та особливості збору сигналу**

Електрокардіографія (ЕКГ) є загально визнаним золотим стандартом у кардіологічній діагностиці, оскільки дозволяє неінвазивно реєструвати електричну активність серця, що виникає під час його деполяризації та реполяризації. Ця активність відображається у вигляді послідовних зубців та інтервалів, зображено на рис.1.1. — зокрема, зубців P, QRS-комплексу та T, які репрезентують електрофізіологічні процеси у передсердях і шлуночках. Аналіз цих компонентів дозволяє виявити широкий спектр серцевих патологій — від порушень ритму до ішемічних змін міокарда [9].

Зубець P відображає послідовну деполяризацію (скорочення) правого та лівого передсердь. У нормі він повинен бути позитивним у відведеннях I та II, а у V1 – двофазним. Тривалість зубця P має бути менше 0,12 секунди, а його висота – менше 0,25 мВ. Інтервал PQ визначається як відстань від початку зубця P до початку комплексу QRS і відповідає сумі часу скорочення передсердь та проведення імпульсу через атріовентрикулярний (AV) вузол. У нормі цей інтервал становить від 120 до 200 мс, що відповідає 3–5 малим клітинкам на ЕКГ.

Зубець Q – це перший негативний компонент комплексу QRS, який передує зубцю R. У фізіологічних умовах він відображає деполяризацію міжшлуночкової перегородки. Невеликий зубець Q (до 2 мм) може спостерігатися в «лівих» відведеннях I, aVL, V5, V6. У III відведенні більший зубець Q може бути варіантом норми, якщо зникає при глибокому вдиху.

Патологічним вважається зубець Q, якщо його ширина  $\geq 40$  мс, амплітуда перевищує  $\frac{1}{4}$  амплітуди зубця R, або якщо він наявний у відведеннях V1–V3.

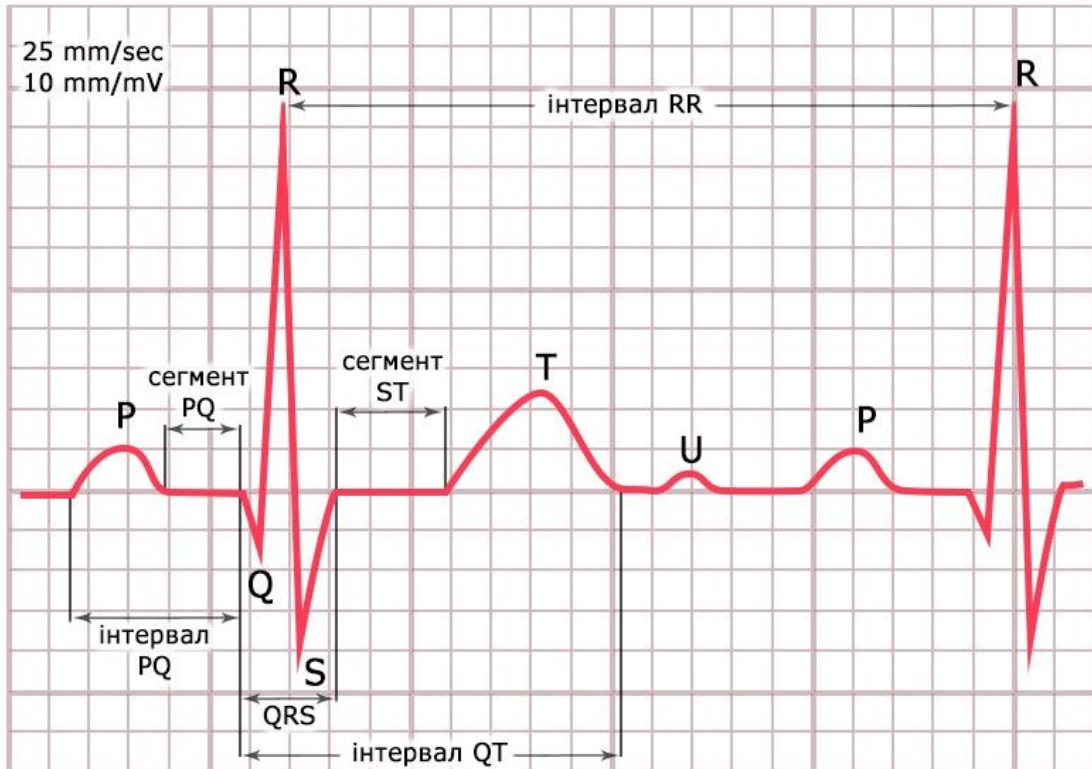


Рис.1.1. Зубці та інтервали ЕКГ [38]

Комплекс QRS відповідає деполяризації обох шлуночків. Його нормальна тривалість становить 0,07–0,10 с (2–2,5 малі клітинки). Амплітуда комплексу в стандартних відведеннях має перевищувати 0,5 мВ, а в грудних – 1,0 мВ. Сегмент ST відображає фазу, коли обидва шлуночки вже скорочені, і починається їх реполяризація (розслаблення). Його оцінюють через 60 мс після точки J. У відведеннях V1–V3 допускається елевація ST до 0,25 мВ (найбільше у V2), тоді як в інших відведеннях підвищення понад 0,1 мВ вважається патологічним.

Зубець T відображає процес швидкої реполяризації шлуночків. Його напрямок зазвичай збігається з основною спрямованістю комплексу QRS (конкордантність). Зубець T може бути негативним у відведеннях aVL, III, V1,

але повинен бути позитивним у I, II, V3–V6. Амплітуда зубця T не повинна перевищувати 0,5 мВ у відведеннях від кінцівок і 1,0 мВ у грудних відведеннях.

Зубець U є менш вивченим компонентом і відображає пізню реполяризацію шлуночків. Він не завжди реєструється на ЕКГ, проте найкраще помітний у відведеннях V2–V3, де його амплітуда може досягати 0,3 мВ (зазвичай  $\approx 10\%$  від висоти зубця T). Частіше проявляється при брадикардії. Негативний зубець U або такий, що зливається з зубцем T, вважається патологічним [38].

Збір ЕКГ-сигналу здійснюється за допомогою електродів, розміщених на поверхні тіла. У портативних пристроях, зокрема у розробках на основі IoT, зазвичай застосовуються одноканальні або двоканальні конфігурації, що забезпечують базовий моніторинг ритму та провідності серця [4, 7]. Однак позаклінічні умови використання супроводжуються високим рівнем перешкод і артефактів. До найпоширеніших джерел завад належать мережеві наводки (50/60 Гц), електроміографічні сигнали, рухи пацієнта, а також нестабільний контакт електродів із шкірою. Ці фактори можуть значно знизити якість сигналу та ускладнити його подальший аналіз [5].

Таким чином, попереднє фільтрування та усунення шумів є обов'язковими етапами обробки ЕКГ-сигналів, особливо при застосуванні у побутових або амбулаторних умовах, де відсутні ідеальні умови.

### **1.2.2. Принципи фотоплетизмографії (ФПГ) та її застосування**

Фотоплетизмографія (ФПГ) — це неінвазивний оптичний метод, який використовується для реєстрації змін кровонаповнення периферичних судин, викликаних пульсацією. Метод ґрунтується на здатності гемоглобіну поглинати світло різної довжини хвилі — зазвичай у червоному (близько 660 нм) та інфрачервоному (близько 940 нм) діапазонах. Типовий ФПГ-сенсор складається з джерела світла та фотодетектора, які реєструють зміну інтенсивності світла, відбитого або пропущеного через біологічні тканини (наприклад, палець, зап'ястя або мочку вуха) [6, 27, 29, 34, 35], зображено на рис.1.2.

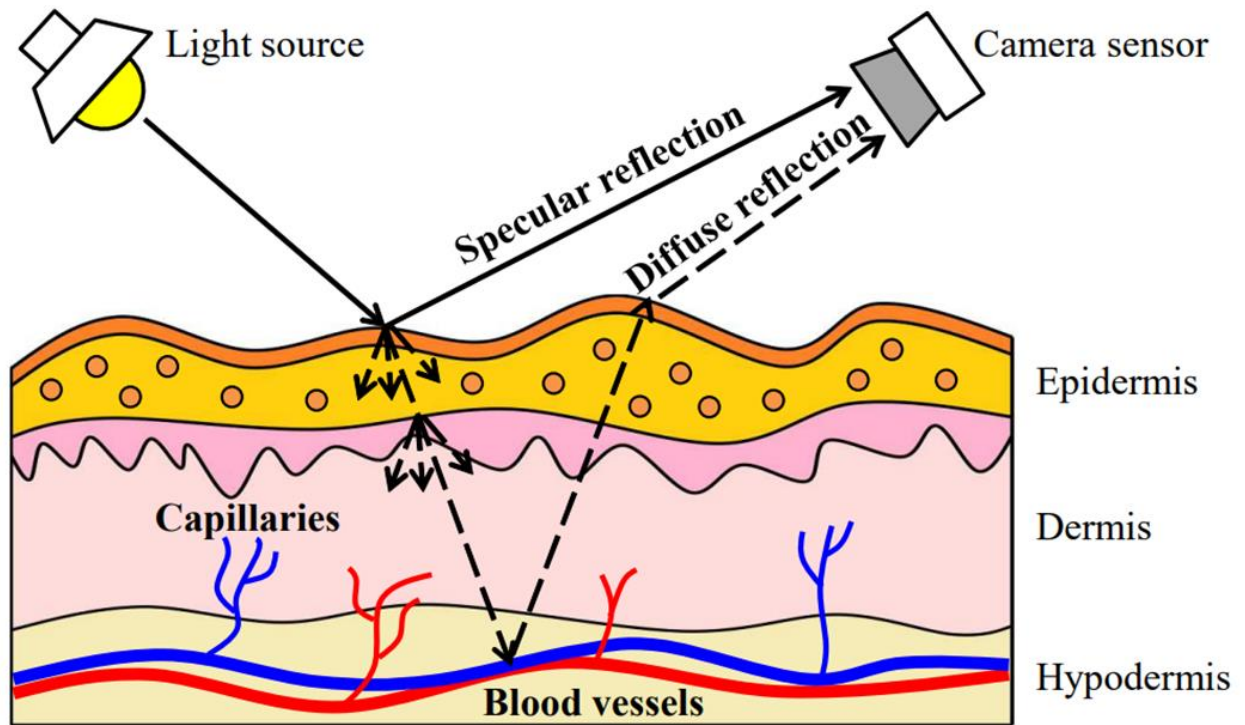


Рис.1.2. Принцип фотоплетизмографії

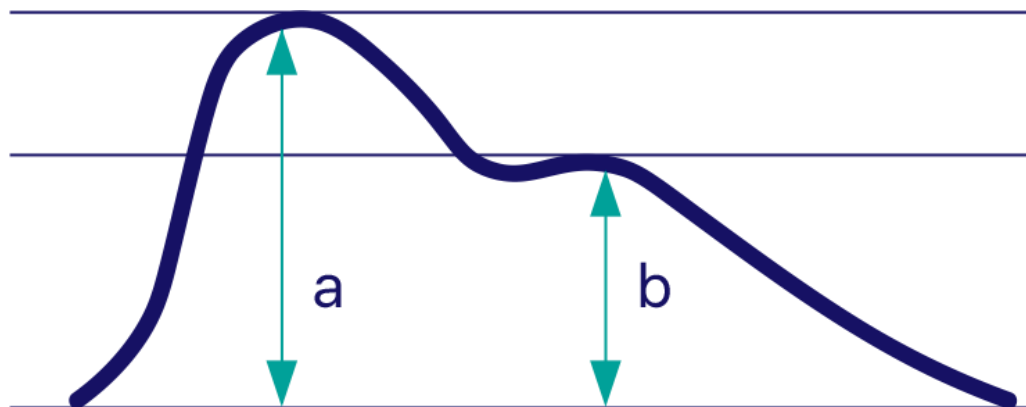


Рис.1.3. Сигнал фотоплетизмографії [39]

На фотоплетизмограмі пульсова хвиля складається з двох фаз. Анакротична фаза [a] відповідає систолі (скороченню серця), а дикротична фаза [b] — діастолі (розслабленню серцевого м'язу). Дикротичний пік утворюється внаслідок відбиття кров'яної хвилі, що спрямовується до нижніх кінцівок і повертається назад у напрямку до аорти. Вважається, що частота та тривалість пульсової хвилі залежать переважно від функціонального стану серцевого

м'яза, тоді як висота та форма піків плетизмограми — від еластичності й тону судинної стінки.

У здорових людей пульсова хвиля має крутий висхідний сегмент та добре виражену відбиту хвилю.

ФПГ дозволяє визначати частоту серцевих скорочень (ЧСС), а при використанні двох довжин хвиль — розраховувати рівень насичення артеріальної крові киснем ( $SpO_2$ ). Це обумовлено відмінностями в спектрах поглинання оксигемоглобіну та дезоксигемоглобіну. Завдяки своїй простоті, малій енергозатратності та компактності, метод широко використовується в портативних пристроях для безперервного моніторингу функціонального стану серцево-судинної системи [3, 22, 25, 32, 33].

Поєднання ФПГ- і ЕКГ-сигналів дозволяє реалізувати мультипараметричний підхід до аналізу — зокрема, обчислення часу проходження пульсової хвилі (РТТ, Pulse Transit Time), який корелює зі змінами артеріального тиску і може використовуватися як непрямий маркер для його оцінки [3].

### **1.2.3. Алгоритми попередньої обробки біометричних сигналів**

Щоб електрокардіографічні (ЕКГ) та фотоплетизмографічні (ФПГ) сигнали були придатними для автоматизованого аналізу або діагностики, вони мають бути попередньо очищені від шумів та артефактів. Зокрема, біосигнали, отримані в позаклінічних умовах, є особливо чутливими до зовнішніх (наприклад, електромагнітних) і внутрішніх (наприклад, м'язових) перешкод [5].

Основні етапи попередньої обробки біосигналів:

#### **1. Фільтрація шумів**

- Смугові фільтри (наприклад, 0.5–40 Гц для ЕКГ): дозволяють виділити релевантну частотну область, у якій міститься основна діагностична інформація.

- Режекторні (notch) фільтри: ефективно пригнічують перешкоди на частотах 50/60 Гц, пов'язані з електромережею [5].
- Фільтри високих і низьких частот: використовуються для усунення високочастотних м'язових артефактів та дрейфу ізолінії, відповідно.

## **2. Усунення артефактів руху**

- Артефакти, спричинені рухами пацієнта, є однією з головних проблем при зборі біосигналів у мобільних умовах.
- Для компенсації цих спотворень застосовують адаптивні фільтри, а також методи, основані на вейвлет-перетвореннях, що дозволяють розділяти сигнал на різні масштабні компоненти для подальшої очистки [6].

## **3. Сегментація та виявлення характерних точок**

- У сигналах ЕКГ ключовим етапом є детекція R-зубця QRS-комплексу, який слугує основою для аналізу ритму та обчислення частоти серцевих скорочень (ЧСС).
- У ФПГ-сигналах визначаються піки пульсових хвиль, що дає змогу оцінити ЧСС, інтервали між ударами та, у поєднанні з ЕКГ, розраховувати час проходження пульсової хвилі (РТТ).
- Виділення характерних точок дозволяє сегментувати біосигнали на окремі кардіоцикли й отримати точні часові та морфологічні параметри.

Таким чином, попередня обробка біомедичних сигналів є не лише етапом фільтрації, але й ключовою складовою підготовки даних для подальшого аналізу, включаючи застосування алгоритмів машинного навчання та штучного інтелекту [8].

### **1.3. Аналіз сучасних рішень для портативного моніторингу серцевої діяльності**

Сучасні системи портативного моніторингу базуються на інтеграції біосенсорів, бездротових засобів зв'язку, програмного забезпечення для обробки сигналів та інтелектуальних алгоритмів класифікації. Основними

напрямами розвитку таких систем є забезпечення неперервного моніторингу фізіологічних параметрів, мініатюризація апаратної частини, оптимізація енергоспоживання та впровадження штучного інтелекту для автоматизованого виявлення патологій серцево-судинної системи [23, 24, 26, 28, 31, 36, 37].

Одним із ранніх підходів до реалізації концепції віддаленого ЕКГ-моніторингу є IoT-система, представлена Chhabra і Kalsi (2017) [4], яка поєднувала Arduino, GSM-модуль та простий аналоговий сенсор, зображено на рис.1.4. Така система продемонструвала базову функціональність передачі ЕКГ-сигналів на віддалений сервер, проте мала суттєві обмеження щодо якості сигналу, надійності детекції та масштабованості інфраструктури. Це підкреслює еволюцію від простих прототипів до більш складних рішень.

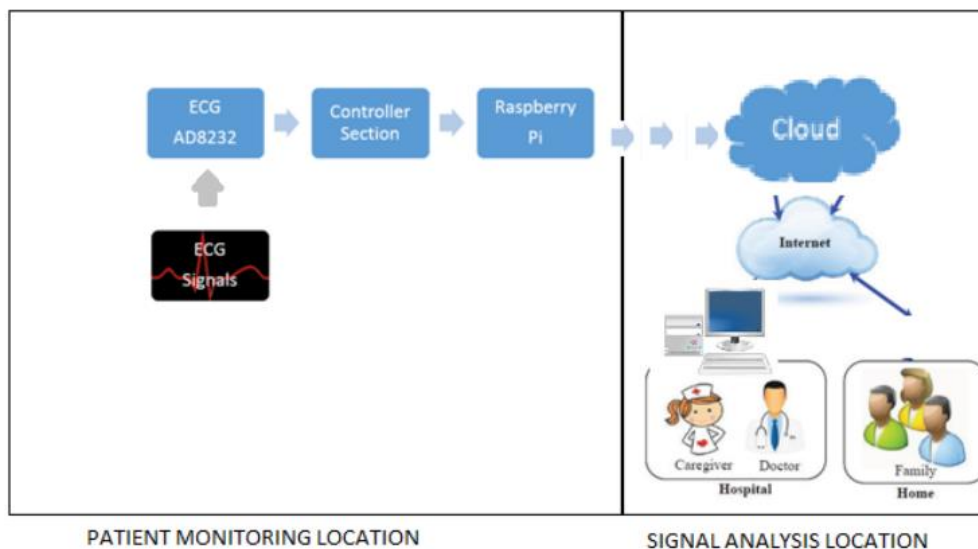


Рис. 1.4. Прототип IoT-системи для моніторингу ЕКГ [4]

У більш сучасному дослідженні Chawla, Kumar і Singh (2025) [10], зображено на рис.1.5., запропоновано портативну систему з використанням згорткової нейронної мережі (CNN), для класифікації аритмій. На відміну від попередніх підходів, ця система передбачала обробку та класифікацію сигналів безпосередньо на пристрої в реальному часі, що дозволяє оперативно виявляти аномалії без залучення лікаря на кожному етапі. Такий "edge computing" підхід значно підвищує ефективність та швидкість діагностики.

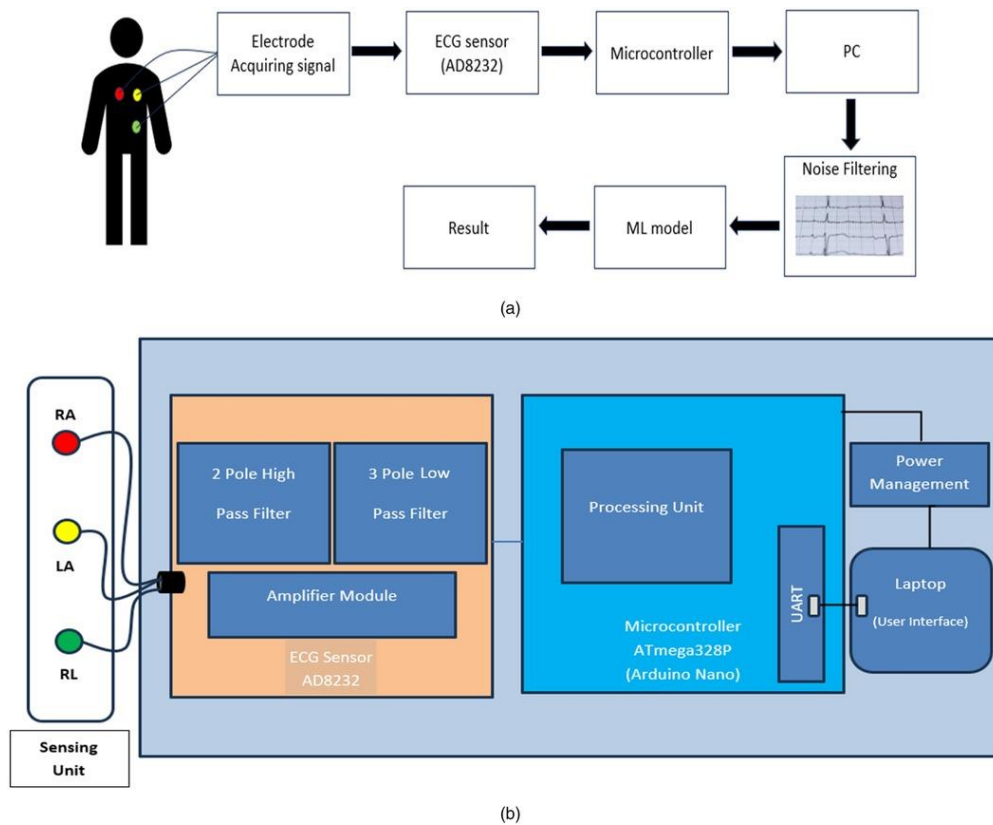


Рис.1.5. а) функціональна схема; б) структурна схема [9]

Аналіз апаратних рішень показує, що застосування спеціалізованих сенсорів, таких як AD8232 для ЕКГ [17, 18] та MAX30102 для фотоплетизмографії (ФПГ) [19], є ефективним завдяки їх високому рівню інтеграції. Це дозволяє значно зменшити розміри пристроїв, знизити складність побудови аналогового тракту, а також зменшити енергоспоживання, що є критично важливим для портативних приладів [1, 5, 6].

Інші дослідження зосереджуються на використанні хмарних сервісів та концепції Internet of Medical Things (IoMT). Зокрема, Harez, J. B. (2024) [7] описують IoT-систему післяопераційного моніторингу пацієнтів, зображено на рис.1.6., яка забезпечує неперервний збір і передавання ЕКГ-даних, з подальшим зберіганням у хмарному середовищі та доступом лікаря до даних у будь-який момент [3]. Це розширює можливості телемедицини та віддаленого нагляду за пацієнтами.

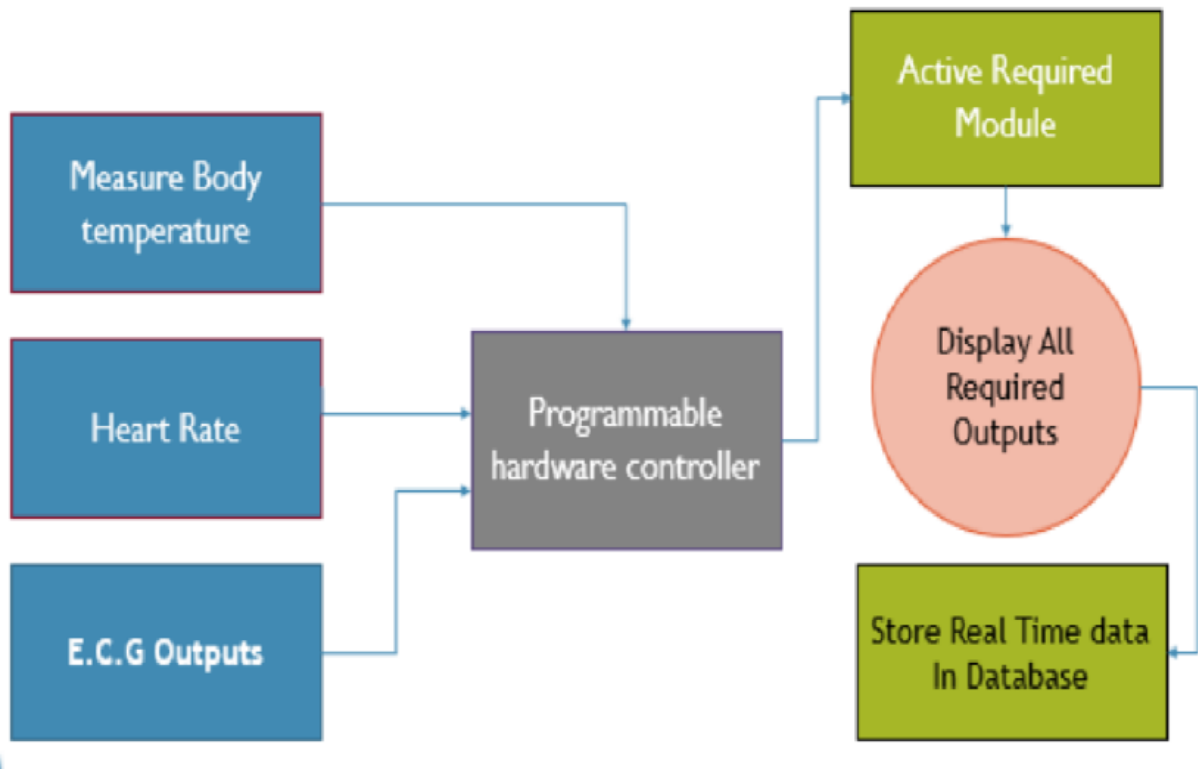


Рис.1.6. Функціональна схема IoT-системи післяопераційного моніторингу [7]

Окрему увагу приділено застосуванню штучного інтелекту (ШІ) в аналізі ЕКГ. У систематичному огляді Ahmed i Singh (2024) [9] узагальнено сучасні архітектури глибокого навчання, зокрема згорткові нейронні мережі, рекурентні моделі та гібридні підходи для виявлення аритмій, фібриляції передсердь, шлуночкових тахікардій та інших порушень ритму. Зазначається, що ці моделі можуть застосовуватись як у стаціонарних, так і в портативних або вбудованих пристроях з високим рівнем точності, відкриваючи шлях до персоналізованої та проактивної кардіології.

Таким чином, сучасні мобільні кардіомонітори являють собою багатокомпонентні інтелектуальні системи, здатні здійснювати точний збір та попередню обробку біосигналів, аналіз у реальному часі за допомогою моделей штучного інтелекту [30], передавання даних у хмарні сервіси для зберігання та подальшої діагностики. Інтеграція біосенсорних технологій, IoT та інтелектуальних алгоритмів забезпечує новий рівень персоналізованої

медицини й відкриває перспективи для широкого впровадження таких систем у клінічну практику.

#### 1.4. Комерційні рішення портативних кардіомоніторів

Окрім індивідуальних розробок та прототипів, на ринку медичних пристроїв представлено низку фабричних (комерційних) рішень для портативного моніторингу серцевої діяльності. Ці пристрої зазвичай сертифіковані відповідно до медичних стандартів (наприклад, FDA, CE) та інтегрують у собі сучасні технології бездротової передачі даних, хмарної аналітики та машинного навчання для попередньої обробки сигналів.

Одним із найбільш відомих комерційних пристроїв є AliveCor KardiaMobile, зображено на рис.1.7. — компактний ЕКГ-монітор, що дозволяє за 30 секунд отримати одноканальну або триканальну ЕКГ-стрічку, яка передається на смартфон користувача через Bluetooth. Пристрій має FDA-сертифікацію та застосовується для виявлення фібриляції передсердь, брадикардії, тахікардії та інших порушень ритму [5].

Табл.1.1. Технічні характеристики AliveCor KardiaMobile 6L AC-019-NUA-A

[11]

Характеристика	Значення
Розміри	82 x 32 x 3,5 мм
Кількість електродів	Два електроди 3 см x 3 см з нержавіючої сталі
Розміри електродів	30 x 30 мм
Матеріал електродів	Нержавіюча сталь
Вага	18 г
Живлення	Батарейка-таблетка CR2016 3В (входить до комплекту)
Час роботи	200 год
Характеристики ЕКГ	Одноканальна ЕКГ
Вхідний динамічний діапазон	10 мВ (від піку до піку)
Тривалість запису	від 30 секдо 5 хв

Характеристика	Значення
Частота дискретизації	300 відліків на секунду
Розрядність	16 біт
Вимоги	Додаток Kardia App

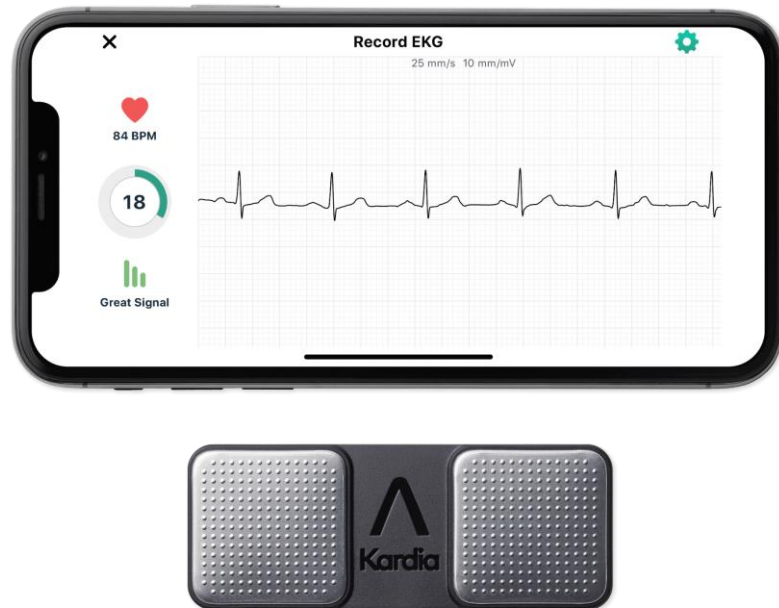


Рис.1.7. Портативний електрокардіограф AliveCor KardiaMobile 6L AC-019-NUA-A [11]

Ще одним популярним рішенням є Zio Patch від компанії iRhythm, зображено на рис.1.8. — це одноразовий пластир із вбудованим сенсором, який клеїться на грудну клітку пацієнта та може безперервно записувати ЕКГ упродовж до 14 днів. Після носіння пристрій повертається у лабораторію, де дані обробляються спеціалізованим алгоритмом та аналізуються лікарем [5], [6].



Рис.1.8. Загальний вигляд Zio® XT [12]

Табл.1.2. Технічні характеристики Zio® XT [12]

Характеристика	Значення
Тип пристрою	Одноканальний амбулаторний ЕКГ-монітор у формі клейкого патча
Характеристика	Значення
Тривалість моніторингу	До 14 днів
Тип запису	Безперервний
Кількість ЕКГ каналів	1 (одне відведення)
Частота дискретизації ЕКГ	200 Гц (відліків/секунду)
Розрядність ЕКГ	10 біт
Діапазон виявлення ЧСС	від 0 до >300 ударів на хвилину
Вага	~34 грами
Розміри	~123 мм × 53 мм × 10.7 мм
Водостійкість	Дозволяє приймати короткочасний душ

Метод нанесення	Клейкий патч
Зберігання даних	Внутрішня пам'ять пристрою
Передача даних	Поштою (після закінчення моніторингу)
Аналіз даних	Автоматичний, за допомогою власного програмного забезпечення (ZEUS System)
Інтерактивність	Кнопка подій на патчі
Сертифікація	Схвалення FDA, маркування CE
Використання	Одноразове

Інший приклад — QardioCore, зображено на рис.1.9., носимий ЕКГ-монітор у вигляді нагрудного ремня, що записує багатоканальну ЕКГ, частоту дихання, температуру шкіри та варіабельність серцевого ритму. Пристрій орієнтований як на клінічне використання, так і на пацієнтів із хронічними захворюваннями.



Рис.1.9. Загальний вигляд QardioCore [13]

Табл.1.3. Технічні характеристики QardioCore [13]

Характеристика	Значення
Тип пристрою	Носимий (Wearable) ЕКГ-монітор на нагрудному ремінці
Кількість ЕКГ каналів/відведень	1 канал, 3 відведення
Розміри	185 × 87 × 9 мм
Вага	130 г (з акумулятором)
Тривалість запису / моніторингу	До одного дня безперервного запису (потребує щоденної підзарядки)
Живлення	Вбудований літій-іонний полімерний акумулятор 3.7 В
Водостійкість	IP65 (стійкий до бризок та дощу)
Метод кріплення/електроди	Нагрудний ремінець (сухі сенсори)
Частота дискретизації ЕКГ	600 відліків на секунду
Розрядність (роздільна здатність)	16 біт
Смуга пропускання сигналу ЕКГ	0.05 – 40 Гц
Характеристика	Значення
Динамічний діапазон ЕКГ	±300 мВ
Роздільна здатність амплітуди ЕКГ	0.8 мкВ
Пам'ять	До 11 годин автономного запису; необмежене хмарне сховище
Додаткові вимірювані показники	ЧСС, ВСР, температура шкіри, частота дихання, відстеження активності
Передача даних	Bluetooth (на смартфон/планшет, далі в хмару)
Основне призначення	Комплексний моніторинг серця та фізіологічних показників під час повсякденної активності
Вимоги	Додаток Qardio App, смартфон/планшет (iOS 10.0+, Bluetooth 4.0+)

Також варто згадати Wiwe, зображено на рис.1.10. — компактний кишеньковий пристрій угорського виробництва, який дозволяє проводити ЕКГ-діагностику з подальшою обробкою на смартфоні. Пристрій застосовує

вбудований штучний інтелект для класифікації результатів та надає користувачеві попередній висновок [8].



Рис.1.10. Загальний вигляд Wiwe [14]

Табл.1.3. Технічні характеристики Wiwe [14]

Характеристика	Значення
Тип ЕКГ	Одноканальний, еквівалентний відведенню I за Ейнтховеном
Час підготовки та вимірювання	10 секунд підготовки, 60 секунд запису ЕКГ
Зберігання даних	До 50 вимірювань на пристрої; необмежене зберігання в додатку
Живлення	Вбудований літій-іонний акумулятор; до 135 вимірювань на одному заряді
Заряджання	Через micro-USB порт
Підключення	Bluetooth для синхронізації з додатком на iOS та Android
Розміри	Розмір кредитної картки; товщина 5,7 мм
Інтерфейс	Світлодіодна індикація процесу вимірювання та стану батареї

Фабричні пристрої, як правило, не вимагають складної настройки, що робить їх зручними для використання широким колом пацієнтів. Водночас, висока вартість, закритість алгоритмів та обмеження щодо кастомізації залишають місце для індивідуальних розробок у рамках наукових проєктів, особливо для дослідницьких чи освітніх цілей.

### **1.5. Висновки до розділу 1**

У першому розділі дипломної роботи проведено ґрунтовний огляд літературних джерел та проаналізовано сучасний стан досліджень у галузі портативного моніторингу серцево-судинних захворювань. Було встановлено, що серцево-судинні захворювання (ССЗ) залишаються однією з головних причин смертності та інвалідності у світі, а зростання їхньої поширеності серед молодих вікових груп підкреслює нагальну потребу в ефективних методах профілактики та ранньої діагностики [1, 2, 3, 4].

Детальний аналіз показав, що електрокардіографія (ЕКГ) є "золотим стандартом" у кардіологічній діагностиці, тоді як фотоплетизмографія (ФПГ) надає цінну додаткову інформацію про частоту пульсу та сатурацію кисню [6, 9]. Було підкреслено, що біосигнали, отримані в позаклінічних умовах, вимагають ретельної попередньої обробки для усунення шумів та артефактів, викликаних рухом, мережевими наведеннями та іншими чинниками [5]. Застосування методів фільтрації та сегментації є критично важливим для забезпечення достовірності даних для подальшого аналізу.

Огляд існуючих портативних кардіомоніторів (таких як AliveCor KardiaMobile, iRhythm Zio Patch, QardioCore, MyKi Wiwe) [11, 12, 13, 14] виявив їхні переваги у забезпеченні безперервного моніторингу та раннього виявлення аномалій. Водночас, було визначено, що більшість комерційних рішень мають певні обмеження щодо повної інтеграції мультипараметричного моніторингу, розширених функцій аналізу безпосередньо на пристрої, а також оптимального співвідношення функціональності та вартості.

Таким чином, результати огляду літератури підтверджують актуальність розробки портативного кардіомонітора, який би поєднував у собі функції ЕКГ та ФПГ моніторингу, ефективну попередню обробку сигналів, зручний інтерфейс користувача та потенціал для інтеграції з передовими алгоритмами аналізу.

## РОЗДІЛ 2. РОЗРОБКА АЛГОРИТМІВ, ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ ТА ЕЛЕКТРИЧНИХ СХЕМ І ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПОРТАТИВНОГО КАРДІОМОНІТОРА.

### 2.1. Розробка функціональної схеми портативного кардіомонітора

Для реалізації проекту портативного кардіомонітора в дипломній роботі була розроблена функціональна схема, що зображена на рис.2.1.

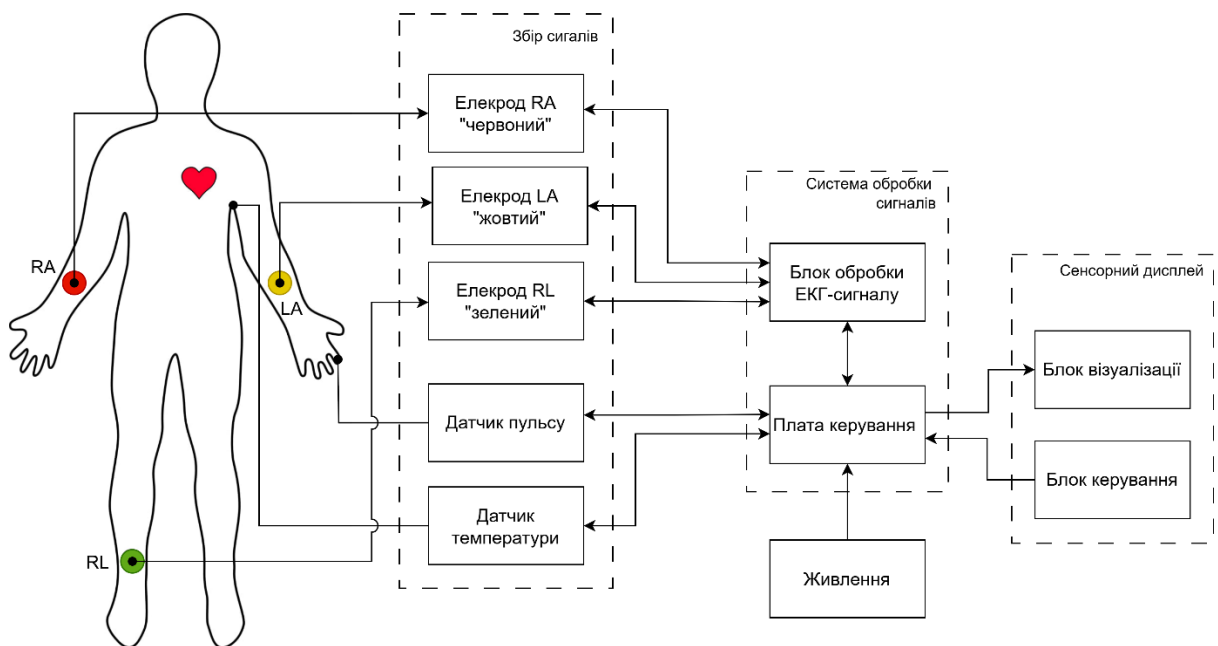


Рис.2.1. Функціональна схема портативного кардіомонітора

Ця функціональна схема портативного кардіомонітора відображає взаємодію основних апаратних компонентів, необхідних для збирання, обробки та візуалізації біометричних даних користувача.

Система орієнтована на три ключові параметри: електрокардіографічний сигнал (ЕКГ), частоту серцевих скорочень (ЧСС) та температуру тіла. Кожен з цих параметрів вимірюється спеціалізованим сенсорним модулем, підключеним до центрального мікроконтролера.

Для реєстрації ЕКГ сигналів застосовуються три електроди, які кріпляться до поверхні тіла пацієнта. Електроди під'єднуються до AD8232 — малопотужного інтегрального модуля для обробки біопотенціалів, який виконує підсилення сигналу, смугову фільтрацію та усунення шумів, викликаних рухами або завадою від живлення. Це дозволяє отримати придатний для аналізу ЕКГ-сигнал, навіть за умов неточних контактів або артефактів.

Оброблений аналоговий сигнал з AD8232 подається на вбудований АЦП мікроконтролера STM32F746NG, розміщеного на відлагоджувальній платі STM32F746G-DISCO, яка виконує функцію центрального обчислювального ядра системи. Мікроконтролер реалізує алгоритми оцифрування, буферизації, обробки сигналу.

Крім ЕКГ, кардіомонітор дозволяє визначати частоту пульсу за допомогою оптичного датчика MAX30102, що працює за принципом фотоплетизмографії (ФПГ). Цей сенсор має вбудовані червоний та інфрачервоний світлодіоди й фотодетектор, які вимірюють зміну оптичної щільності тканин у пальці користувача в такт серцебиттю. Дані передаються на мікроконтролер по шині I2C, де відбувається розрахунок ЧСС.

Додатково в систему інтегровано цифровий датчик температури АНТ20, який також працює через шину I2C. Він дозволяє вимірювати температуру тіла користувача з точністю до  $\pm 0,3$  °С. Це особливо важливо для комплексного моніторингу фізіологічного стану пацієнта, оскільки зміна температури може вказувати на запальні процеси або інші порушення.

Отримані дані з усіх сенсорів обробляються мікроконтролером і виводяться на вбудований 4,3-дюймовий сенсорний TFT-дисплей, який підтримує графічний інтерфейс користувача. Користувач має змогу переглядати в реальному часі графіки ЕКГ, числові значення пульсу та температури, а також навігаційні меню.

Живлення пристрою забезпечується від зовнішнього джерела через microUSB-порт плати STM32F746G-DISCO. У майбутньому проєкт може бути

розширений модулем автономного живлення (Li-ion акумулятор + модуль зарядки), що дозволить створити повністю автономний портативний пристрій.

## 2.2. Розробка алгоритму роботи портативного кардіомонітора

Для забезпечення коректної та стабільної роботи портативного кардіомонітора було розроблено поетапний алгоритм функціонування пристрою, зображений на рис. 2.2. та рис.2.3. Алгоритм враховує всі основні стани системи, починаючи від ініціалізації до завершення циклу вимірювань, та реалізує зручну взаємодію користувача з пристроєм.

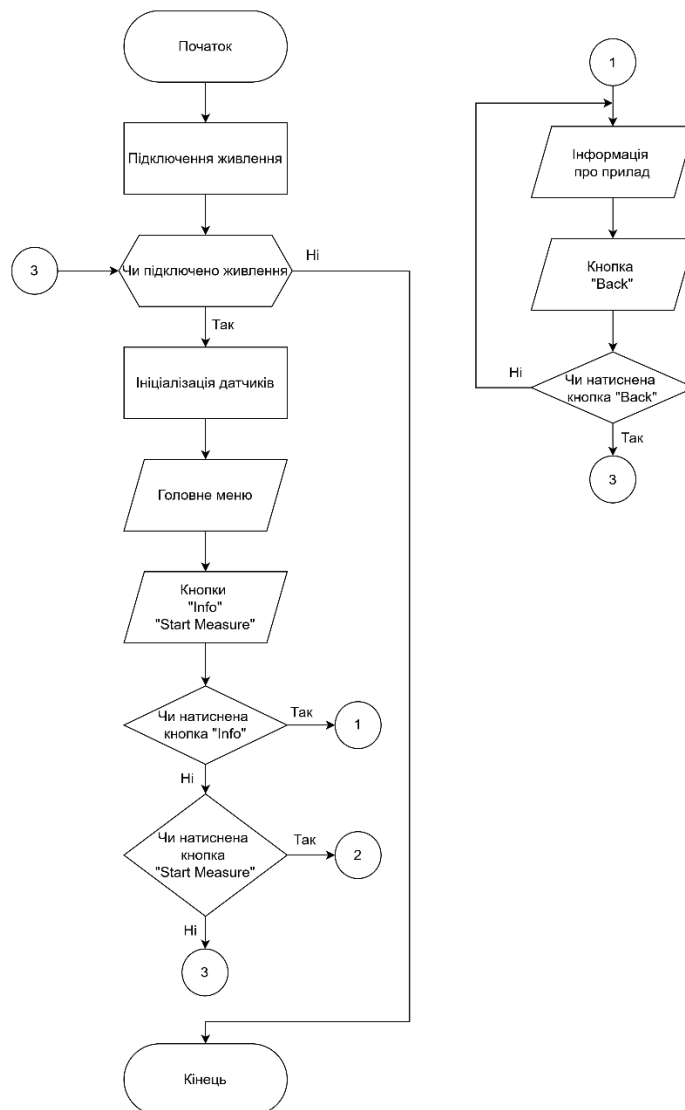


Рис.2.2. Блок-схема алгоритму роботи портативного кардіомонітору

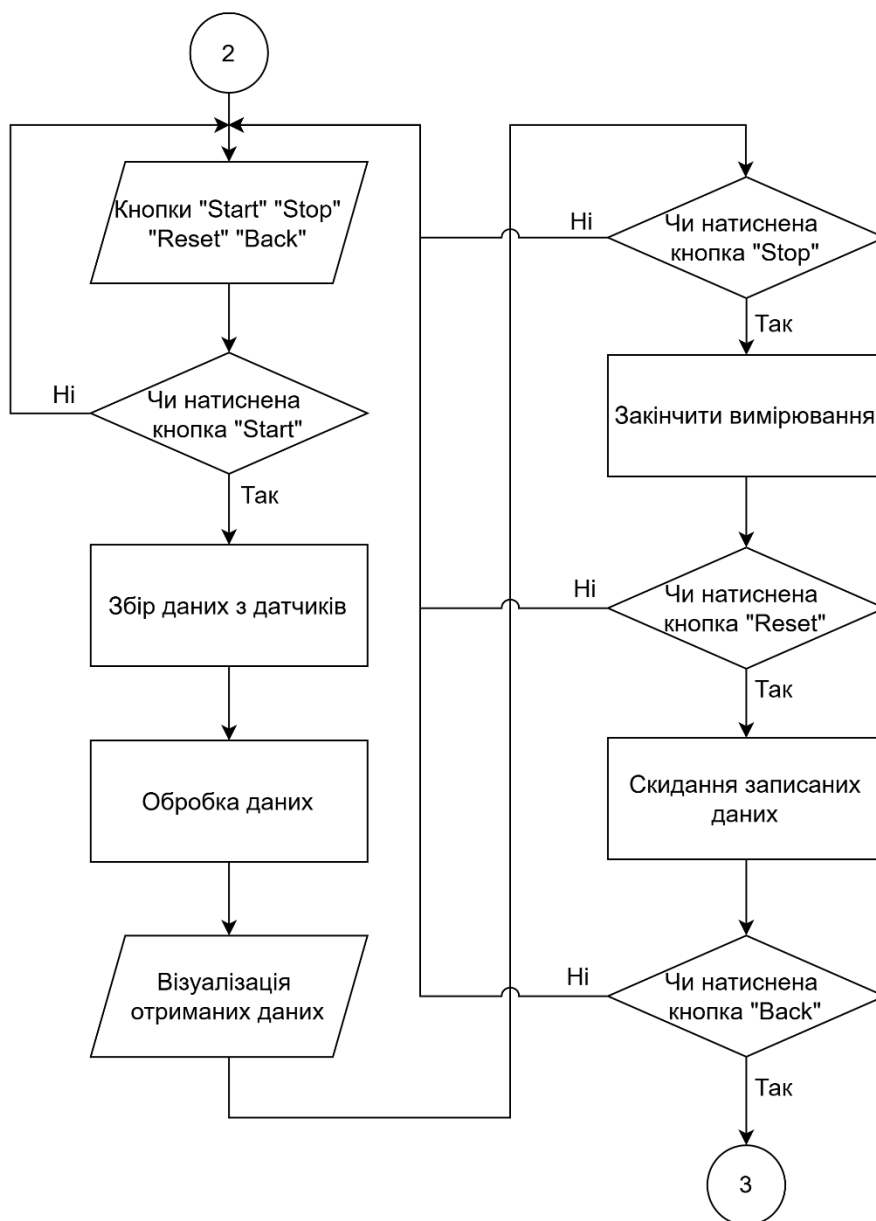


Рис.2.3. Продовження блок-схеми

### 1. Ініціалізація системи

Робота пристрою починається з моменту подачі живлення. Одразу після цього система переходить у режим ініціалізації. На цьому етапі виконуються наступні дії:

Ініціалізація мікроконтролера та периферійних інтерфейсів (I2C, ADC, GPIO, дисплей);

Ініціалізація та перевірка готовності підключених датчиків: модуля зчитування ЕКГ-сигналів (AD8232), датчика пульсу (MAX30102) та температурного датчика (АНТ20);

Перевірка відповідей від сенсорів (acknowledge), калібрування та налаштування параметрів зчитування.

У разі виявлення помилок при ініціалізації користувачу відображається відповідне повідомлення, і система очікує перезапуску або втручання.

## **2. Виведення головного меню**

Після завершення етапу ініціалізації на сенсорному дисплеї відображається головне меню, яке містить два основні функціональні елементи:

Кнопка "Info" - при її натисканні користувачу демонструється інформація про прилад: принцип роботи, особливості вимірювання, вимоги до розміщення електродів тощо. Після ознайомлення користувач може повернутися до головного меню.

Кнопка "Start Measurement" - активує режим вимірювання фізіологічних параметрів користувача.

## **3. Режим вимірювання**

Після переходу в режим вимірювання користувачу пропонується натиснути кнопку "Start", яка запускає процес збору біометричних даних з усіх сенсорів. Алгоритм вимірювання включає:

Зчитування ЕКГ-сигналу з аналогового виходу модуля AD8232. Сигнал проходить попередню цифрову обробку: фільтрацію шумів (високочастотних, низькочастотних, артефактів руху), підсилення та нормалізацію.

Вимірювання пульсу здійснюється через фотоплетизмографічний сенсор MAX30102. Обробка включає усереднення, виділення пульсових піків та розрахунок частоти серцевих скорочень у ударах на хвилину (БПМ).

Вимірювання температури тіла проводиться за допомогою цифрового датчика АНТ20. Зчитані значення температури коригуються за внутрішніми коефіцієнтами компенсації.

## **4. Відображення результатів**

Отримані та оброблені значення виводяться на сенсорному дисплеї у зручному для користувача форматі:

ЕКГ-сигнал - у вигляді реального графіка на координатній сітці;

Частота пульсу - числове значення зі шкалою кольорової індикації (норма, тахікардія, брадикардія);

Температура - числове значення з одиницями виміру (°C) та кольоровим індикатором.

### **5. Управління процесом вимірювання**

Користувачу надаються додаткові функції керування процесом вимірювання:

Кнопка "Stop" - зупиняє поточний збір і обробку даних. Екран "заморожується" із останніми результатами;

Кнопка "Reset" - очищує всі значення, скидає графік ЕКГ та готує пристрій до нового вимірювання без виходу в головне меню;

Кнопка "Back" - дозволяє завершити сеанс вимірювання і повернутися до головного меню.

### **6. Повторний цикл**

Після повернення до головного меню користувач має змогу знову обрати режим вимірювання або перегляду інформації. Таким чином, реалізується циклічна структура роботи пристрою, яка дозволяє проводити необмежену кількість сеансів без потреби перезапуску пристрою.

## **2.3. Підбір компонентів для складання портативного кардіомонітора**

Для розробки портативного кардіомонітора було здійснено ретельний підбір електронних компонентів, виходячи з вимог до пристрою.

### **2.3.1. Керуючий мікроконтролер**

У якості центрального обчислювального модуля портативного кардіомонітора було обрано плату STM32F746G-DISCO, яка побудована на основі мікроконтролера STM32F746NG з ядром ARM Cortex-M7. Цей

мікроконтролер поєднує у собі високу обчислювальну потужність (частота до 216 МГц), великий обсяг флеш-пам'яті (1 МБ) та оперативної пам'яті (320 КБ), що дозволяє реалізувати складні алгоритми обробки біосигналів та побудову графічного інтерфейсу користувача. Наявність широкого спектра периферійних інтерфейсів, зокрема I2C, SPI, UART, ADC та GPIO, забезпечує гнучкість у підключенні різних сенсорів та зовнішніх модулів.

Однією з ключових переваг цієї плати є наявність 7-дюймового сенсорного дисплея TFT-LCD з роздільною здатністю 800×480 пікселів і підтримкою багатокористувацького інтерфейсу, що значно спрощує створення інтуїтивно зрозумілого візуального представлення результатів вимірювань у режимі реального часу. Крім того, плата має вбудований аудіо кодек, SD-карт-рідер, роз'єм для камери та Ethernet, що дає можливість подальшого розширення функціоналу пристрою без зміни основної апаратної платформи.

Використання цієї платформи дозволило зменшити час розробки прототипу, оскільки вона сумісна з розробницьким середовищем STM32CubeIDE, підтримує фреймворки STM32CubeMX і TouchGFX, а також дозволяє швидко реалізувати та відлагодити алгоритми збору, обробки і виводу біомедичних даних.

Табл. 2.1. Технічні характеристики плати STM32F746G-DISCO [15]

Характеристика	Значення
Архітектура Ядра	Cortex-M7
Частота процесора	216MHz
Пам'ять програм	1MB Flash
Додаткова пам'ять	128-Мбіт Quad-SPI Flash-пам'ять N25Q128A
Оперативна пам'ять	128-Мбіт SDRAM (64 Mbits accessible) MT48LC4M32B2
TFT дисплей	480x272
Сенсорний емнісний екран	RK043FN48H-CT672B
Вбудований програматор	ST-LINK/V2-1

Ethernet роз'єм	Сумісний з IEEE-802.3-2002
Характеристика	Значення
USB OTG HS	з Micro-AB роз'ємом
USB OTG FS	з Micro-AB роз'ємом
Панелька для Micro-SD	Присутня
Функції USB порта	віртуальний COM-порт, пристрій зберігання даних, відладочний порт
Напруга живлення	5В
Розрядність	32 біта
Мікроконтролер	STM32F746NG
Назва Семейства	STM32F7
Виробник	STMicroelectronics

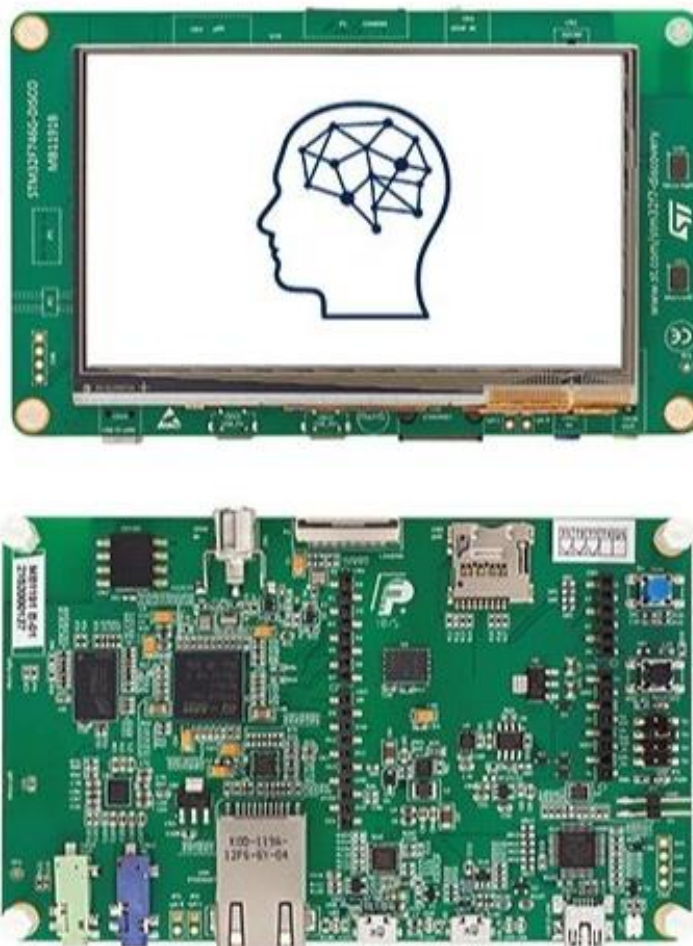


Рис.2.3. Загальний вигляд плати STM32F746G-DISCO [15]

### 2.3.2. Дисплей

Для виводу зібраної та обробленої інформації в портативному кардіомоніторі використовується вбудований у плату STM32F746G-DISCO сенсорний TFT-дисплей RK043FN48H-CT672B з діагоналлю 4,3 дюйма та роздільною здатністю 480×272 пікселів. Цей дисплей реалізовано на основі технології TFT-LCD (Thin-Film Transistor Liquid Crystal Display), яка забезпечує хорошу передачу кольору, чіткість зображення та відносно низьке енергоспоживання, що є важливим критерієм для портативних пристроїв.

Екран підтримує резистивну сенсорну панель, яка дає змогу керувати інтерфейсом пристрою шляхом дотику, що значно підвищує зручність користувача, дозволяє легко запускати вимірювання, переглядати дані або повертатися до головного меню без додаткових кнопок чи апаратних елементів керування. Такий підхід мінімізує габарити пристрою та покращує ергономіку.

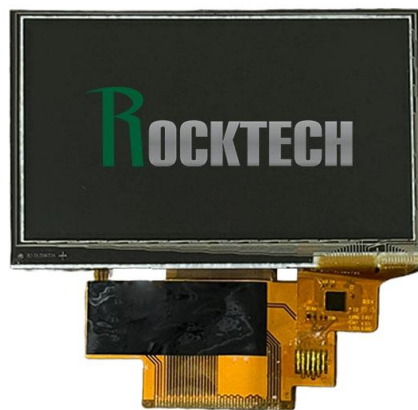


Рис. 2.4. Загальний вигляд дисплея RK043FN48H-CT672B [16]

Табл. 2.2. Технічні характеристики дисплея RK043FN48H-CT672B [16]

Характеристика	Значення
Розмір	4,3 дюйма
Роздільна здатність	480*272 пікселів

Відеоінтерфейс	інтерфейс RGB
Кут огляду	6:00
Яскравість	360 ніт
Коефіцієнт контрастності	500:1
Зовнішні розміри (мм)	105,5*67,2*4,3 мм
Активна площа (мм)	95,04*53,86 мм
Крок точок (мм)	0,198*0,198 мм
Розташування пікселів	вертикальні смуги RGB
Мікросхема керування	ОТА5180А
Мікросхема керування СТР	FT5336GQQ
Температура зберігання	-30 ~ 80 °С
Робоча температура	-20 ~ 70 °С

### 2.3.3. Блок обробки ЕКГ-сигналу

Одним з ключових елементів апаратної частини портативного кардіомонітора є модуль для зняття та попередньої обробки електрокардіографічного сигналу — AD8232. Цей аналоговий модуль, розроблений компанією Analog Devices, призначений для реєстрації біопотенціалів серцевого м'яза в умовах значного рівня шуму, що характерно для портативних та носимих систем моніторингу.

Модуль AD8232 представляє собою компактну плату, зображено на рис. 2.4, на якій реалізована інтегральна мікросхема обробки сигналу, а також набір допоміжних елементів, що забезпечують її функціонування. Для реєстрації ЕКГ сигналу використовуються три електроди, що підключаються до тіла пацієнта за допомогою гнучких кабелів із стандартними роз'ємами типу “snap”, зображено на рис. 2.5. Така конфігурація забезпечує зручне кріплення та високу надійність електричного контакту з тілом.

Основним призначенням AD8232 є подавлення шумів і посилення слабких електрофізіологічних сигналів, що надходять з тіла людини. Сигнали ЕКГ мають амплітуду порядку міллівольтів, і тому дуже чутливі до зовнішніх завад, зокрема до шумів від джерел змінного струму, рухових артефактів і міжелектродних перешкод. Для боротьби з цими факторами в схемі модуля

реалізовано високоякісну фільтрацію: застосовано двополіусний фільтр високих частот, фільтр нижніх частот, а також нескомутований операційний підсилювач для реалізації багатоступеневого аналогового очищення сигналу.

Однією з ключових особливостей AD8232 є те, що на вихідному контакті OUTPUT формується вже відфільтрований та посилений аналоговий сигнал, який можна безпосередньо подавати на аналогово-цифровий перетворювач (АЦП) мікроконтролера або виводити на осцилограф для візуалізації в реальному часі. Це спрощує інтеграцію модуля з цифровими обчислювальними платформами, такими як STM32F746G-DISCO.

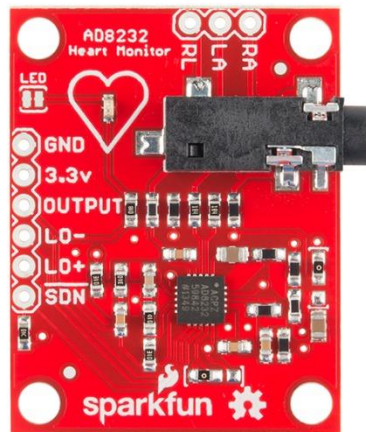


Рис.2.4. Загальний вигляд плати AD8232 [17]

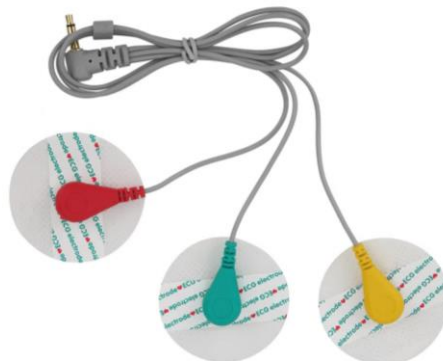


Рис.2.5. Загальний вигляд кабелю та електродів [18]

Крім цього датчик може знімати ЕМГ (електроміограма), а отриманий сигнал можна використовувати в біоніці і протезуванні, в управлінні віртуальними джойстиками і клавіатурами в ігрових симуляторах.

Табл. 2.3. Технічні характеристики модуля AD8232 [17]

Характеристика	Значення
Споживання струму	170 мкА
Напруга живлення	від 2 до 3,5 В
Вбудований фільтр ВЧ перешкод	Присутній
2-полюсний фільтр високих частот	Присутній
3-полюсний фільтр низьких частот	Присутній
Коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу	80 дБ
Характеристика	Значення
Детектор контакту електродів	Присутній
Вбудований підсилювач "Right Leg Drive"	Присутній
Світлодіод, синхронізований із показаннями електродів	Присутній
Вихідний сигнал	аналоговий
Габарити модуля	36мм * 28мм * 7мм

#### 2.3.4. Блок вимірювання пульсу

Важливим елементом портативного кардіомонітора є блок вимірювання пульсу, який реалізовано на базі інтегрального оптичного датчика МАХ30102 зображено на рис.2.6. Цей датчик поєднує у собі можливість вимірювання частоти серцевих скорочень (пульсу) та рівня насичення крові киснем (SpO<sub>2</sub>), що робить його універсальним і широко застосовуваним у медичних пристроях.

Датчик МАХ30102 включає в себе комплекс елементів, зокрема оптимізовану оптичну систему, два світлодіоди — червоний (довжина хвилі ~660 нм) та інфрачервоний (довжина хвилі ~880 нм) — фотодіод високої чутливості, а також високоточний аналоговий підсилювач і аналого-цифровий перетворювач. Окрім цього, у складі датчика є вбудований цифровий обробник сигналу, що виконує попередню фільтрацію та полегшує подальшу роботу з даними на стороні мікроконтролера.

Для зв'язку з керуючим модулем МАХ30102 використовує послідовний інтерфейс I2C, що забезпечує простоту підключення та можливість швидкого обміну інформацією між датчиком і мікроконтролером.

Особливістю датчика є можливість налаштовувати параметри світлодіодів, зокрема силу струму, що протікає через світлодіоди, у широкому діапазоні від 0 мА до 50 мА, а також тривалість імпульсів у діапазоні від 200 мкс до 1,6 мс. Це дозволяє оптимізувати режим роботи датчика залежно від умов експлуатації, підвищуючи точність та надійність вимірювань.

Для забезпечення коректності вимірювань та компенсації температурних впливів у датчику вбудований термодатчик, який дозволяє виконувати калібрування та корекцію отриманих результатів залежно від температурних змін.



Рис.2.6. Загальний вигляд датчика МАХ30102 [19]

Табл. 2.4. Технічні характеристики датчика пульсу МАХ30102 [19]

Характеристика	Значення
Напруга живлення	3,3В (внутрішній стабілізатор на 1,8В)
Споживаний струм в режимі вимірювання	1,2 мА

Споживаний струм в режимі сну	до 10 мкА
Інтерфейс	I2C
Напруга інтерфейсу I2C	3,3 В
Максимальна частота інтерфейсу	400 кГц
Розміри	18,5 x 14,5 x 3 мм

### 2.3.5. Блок вимірювання температури

Для вимірювання температури тіла у портативному кардіомоніторі використовується високоточний цифровий датчик АНТ20, зображений на рис. 2.7. Цей сенсор призначений для забезпечення точних та стабільних показників температури в широкому діапазоні робочих значень, що робить його оптимальним вибором для медичних та побутових застосувань.

Датчик АНТ20 працює від живлення в діапазоні 2,8 В до 3,6 В, що дозволяє легко інтегрувати його в різноманітні системи на базі сучасних мікроконтролерів. Він оснащений інтерфейсом I2C, який забезпечує простий, швидкий і надійний обмін даними з керуючим модулем. Завдяки цьому, підключення до популярних платформ, таких як Arduino, STM32, Raspberry Pi та інших мікроконтролерів, не викликає складнощів.

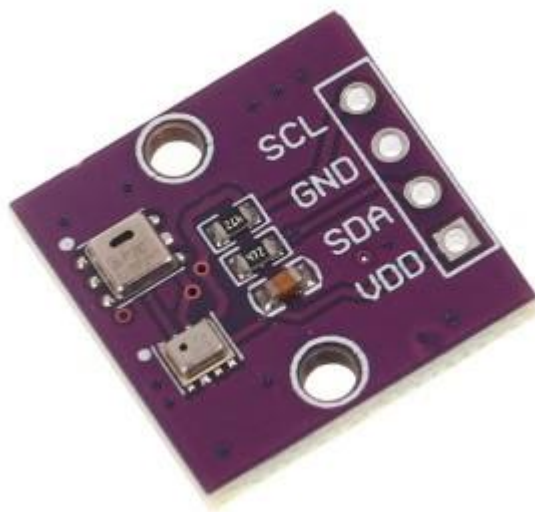


Рис.2.7. Загальний вигляд датчика АНТ20 [20]

Табл. 2.5. Технічні характеристики датчика температури АНТ20 [20]

Характеристика	Значення
Діапазон вимірювання температури	-40 ~ +85 °C ± 0,3 °C
Роздільна здатність температури	0,01 °C
Напруга живлення модуля	від 2,8 до 3,6 В
Інтерфейс підключення	I2C
I2C адреси	АНТ20 (0x38)
Розміри плати	15 x 15 мм

У сукупності підібрані компоненти дозволяють створити компактний, енергоефективний і функціональний портативний кардіомонітор.

#### 2.4. Розробка електричної схеми портативного кардіомонітора

На основі підібраних компонентів була розроблена електрична схема, зображена на рис. 2.8, яка демонструє всі з'єднання сенсорних модулів з мікроконтролером STM32F746G-DISCO. Основна мета цієї схеми — забезпечити правильну комутацію елементів, узгодження інтерфейсів та забезпечення надійного збору даних з усіх джерел.

Центральним елементом зняття ЕКГ-сигналу є аналоговий біосенсор AD8232, що призначений для реєстрації слабких біоелектричних сигналів. Три електроди — RA (права рука), LA (ліва рука) та RL (ліва нога) — розміщуються на тілі пацієнта відповідно до методики Ейнтховена. Вони вловлюють електричні потенціали, зумовлені серцевою активністю.

Сигнал подається на аналоговий вхід підсилювача AD8232, де проходить попередню обробку: фільтрацію високочастотних перешкод та посилення амплітуди сигналу. Оброблений аналоговий сигнал виводиться через контакт OUTPUT та передається на аналоговий вхід PF\_6 (A5) мікроконтролера. Там відбувається оцифровка сигналу вбудованим АЦП STM32 та подальша цифрова обробка: фільтрація, детекція R-піків та побудова ЕКГ-графіка на дисплеї.

Для контролю наявності контакту електродів використовується система виявлення від'єднання електродів за допомогою виводів LO+ та LO-. Ці виводи

підключені до цифрових входів PC\_6 (D1) та PC\_7 (D0) мікроконтролера. Якщо один або кілька електродів втратили контакт із тілом, відповідні входи активуються, і на екрані виводиться попередження.

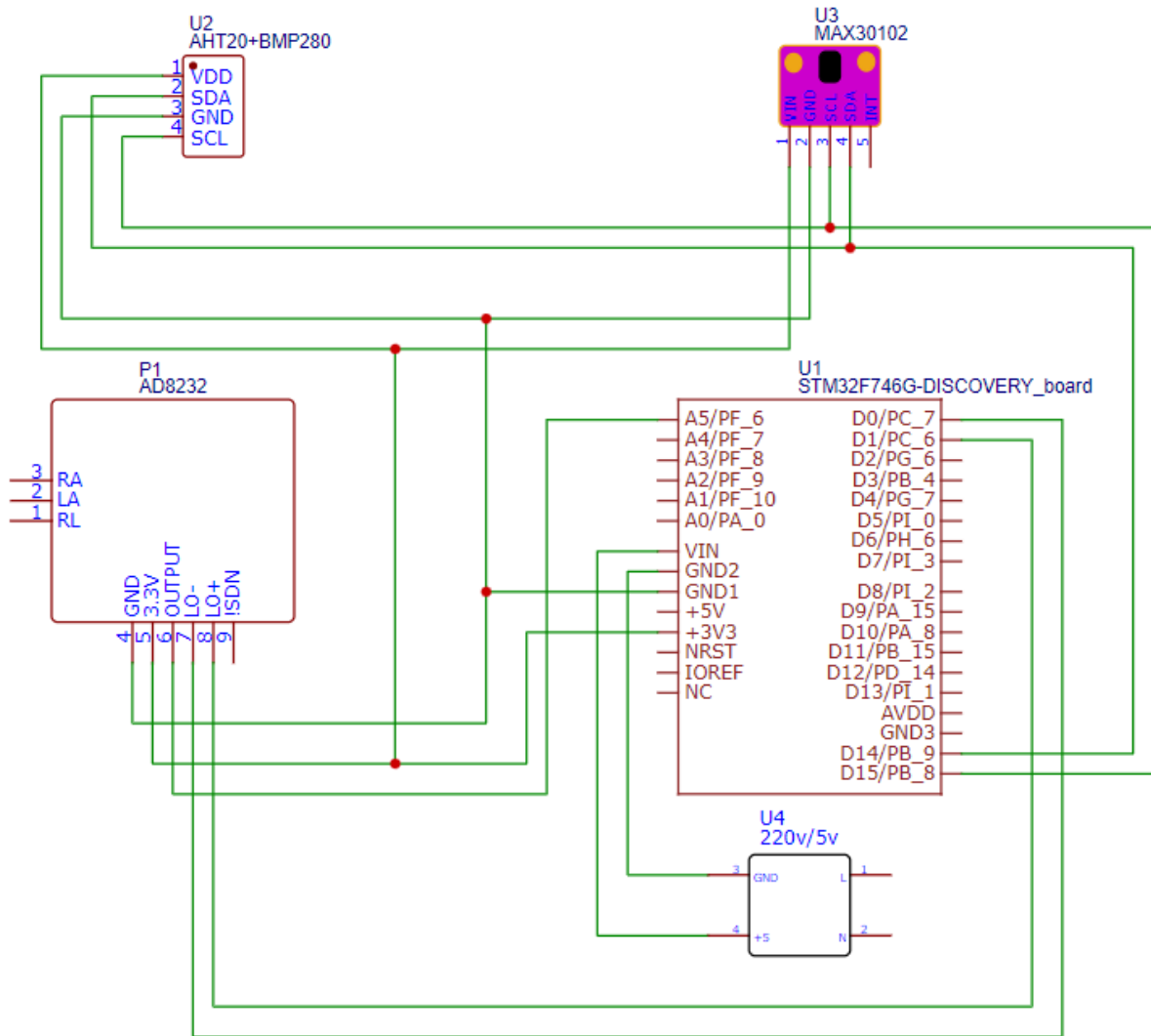


Рис.2.8. Схема електрична принципова портативного кардіомонітора

Для реєстрації частоти серцевих скорочень і рівня насичення крові киснем використовується датчик MAX30102, який поєднує у собі інфрачервоний і червоний світлодіоди, фотодетектор, підсилювач, АЦП та цифровий інтерфейс. Світлодіоди випромінюють світло крізь тканину (зазвичай палець або мочку вуха), а фотодетектор реєструє кількість відбитого світла. Коливання

інтенсивності світла відповідають змінам об'єму крові, що дозволяє розрахувати пульс.

MAX30102 підключений до мікроконтролера через I2C-шину: лінії PB\_9 (D14, SDA) та PB\_8 (D15, SCL). Мікроконтролер опитує сенсор з певною періодичністю, аналізує отримані дані та обчислює пульс, який відображається на екрані у реальному часі.

Вимірювання температури здійснюється за допомогою цифрового датчика АНТ20, який також використовує I2C-шину для обміну даними з мікроконтролером. Він підключається до тих самих ліній SDA та SCL, що й MAX30102. Завдяки унікальним I2C-адресам пристроїв, STM32F746G-DISCO може звертатися до кожного з них незалежно.

АНТ20 передає цифрові значення температури в режимі реального часу, які мікроконтролер обробляє та відображає у зручному для користувача форматі.

Мікроконтролер STM32F746G-DISCO виконує функції центрального керуючого елемента. Він координує роботу всіх сенсорів, виконує оцифровку та цифрову обробку сигналів, взаємодіє з сенсорним TFT-дисплеєм, обробляє введення користувача, а також забезпечує графічне відображення усіх зібраних показників. Крім того, він відповідає за контроль переходу між режимами, зберігання та скидання даних, а також за реалізацію інтерфейсу користувача.

Таким чином, розроблена електрична схема забезпечує надійне функціонування пристрою, точне зчитування життєвих показників та зручну взаємодію з користувачем через інтуїтивний інтерфейс.

## **2.5. Структура програмного забезпечення**

Програмне забезпечення портативного кардіомонітора реалізовано з використанням низькорівневого апаратного рівня CMSIS (Cortex Microcontroller Software Interface Standard), що дозволяє мати повний контроль над периферією та забезпечити максимальну ефективність виконання коду.

Розробка здійснювалась у середовищі Visual Studio Code із системою збірки PlatformIO.

Програмне забезпечення організоване за модульною архітектурою, що дозволяє розділити функціональність на окремі компоненти: керування сенсорами, обробку сигналів, графічний інтерфейс користувача тощо.

### 2.5.1. Апаратний рівень: CMSIS

Для низькорівневого доступу до апаратних ресурсів мікроконтролера STM32F746 використовується бібліотека CMSIS (Cortex Microcontroller Software Interface Standard), яка забезпечує прямий доступ до регістрів периферії без використання HAL або SPL. Це дозволяє досягти високої швидкодії, мінімального розміру коду та кращого контролю над процесами.

CMSIS також спрощує роботу з ядром ARM Cortex-M7, включаючи доступ до системних таймерів, переривань, блоків обробки подій та інших системних ресурсів.

#### Фрагмент коду 1: ініціалізація GPIO у CMSIS

```
// Увімкнення тактування для порту F (GPIOF)
RCC->AHB1ENR |= RCC_AHB1ENR_GPIOFEN;
// Налаштування PF6 у аналоговий режим
GPIOF->MODER |= (3 << (6 * 2)); // аналоговий режим
```

Регістр RCC->AHB1ENR відповідає за тактування периферійних модулів на шині AHB1.

Біт GPIOFEN (тобто біт №5) вмикає тактування для порту GPIOF. Без цього операції з портом F (включаючи налаштування режимів) не будуть працювати, оскільки сам порт буде вимкнений.

Регістр GPIOF->MODER визначає режим роботи кожного піну. Кожному піну відведено 2 біти, тобто:

- 00 — вхід
- 01 — вихід
- 10 — альтернативна функція (AF)

- 11 — аналоговий режим

У 2 рядку виконується:

Зсув на  $6 * 2 = 12$ , щоб потрапити до піну PF6, запис  $6 * 2$  одразу показує, що мова йде про 6-й пін, і що в MODER на кожен пін припадає 2 біти. Це більш інформативно, ніж "зашите" число 12, яке не пояснює свою структуру.

Значення 3 (у двійковій: 11) встановлює аналоговий режим

Після цього PF6 можна використовувати як вхід для ADC, наприклад, щоб зчитувати аналоговий сигнал від підсилювача AD8232 (вивід OUT модуля підключено до PF6).

### 2.5.2. Драйвери сенсорів

Драйвери для підключених сенсорів (AD8232, MAX30102, АНТ20) реалізовані як окремі C++ класи, що взаємодіють з апаратним рівнем через CMSIS та інтерфейс I2C. Драйвери відповідають за ініціалізацію сенсорів, налаштування режимів роботи, зчитування та попередню обробку даних.

Фрагмент коду 2: Зчитування температури з АНТ20

```
bool Aht20::read(float& temperature, float& humidity)
{
    // Команда для запуску вимірювання температури та вологості
    uint8_t measureCmd[3] = { 0xAC, 0x33, 0x00 };

    // Надсилаємо команду вимірювання через I2C
    if (!m_i2c->writeBytes(m_address, measureCmd, sizeof(measureCmd))) {
        return false; // Якщо запис не вдался – повертаємо помилку
    }

    // Затримка для очікування завершення вимірювання (100 мс)
    vTaskDelay(pdMS_TO_TICKS(100));

    // Зчитування 6 байтів даних з датчика (температура + вологість)
    if (!m_i2c->readBytes(m_address, m_data, 6)) {
        return false; // Якщо зчитування не вдалось – повертаємо помилку
    }

    // Перевірка першого байта – біт 7 (BUSY), якщо встановлений, дані ще не
    готові
    if (m_data[0] & 0x80) {
        return false; // Якщо дані ще не готові – повертаємо помилку
    }
}
```

```

// Отримання сирого значення вологості з байтів 1, 2 і частини 3
uint32_t rawHumidity = ((uint32_t)m_data[1] << 12)
    | ((uint32_t)m_data[2] << 4)
    | ((m_data[3] & 0xF0) >> 4);

// Отримання сирого значення температури з байтів 3 (частина), 4 і 5
uint32_t rawTemperature = ((uint32_t)(m_data[3] & 0x0F) << 16)
    | ((uint32_t)m_data[4] << 8)
    | m_data[5];

// Обчислення вологості в %
humidity = (float)rawHumidity * 100.0f / 1048576.0f; // 2^20 = 1048576

// Обчислення температури в градусах Цельсія
temperature = (float)rawTemperature * 200.0f / 1048576.0f - 50.0f;

return true; // Зчитування та обробка пройшли успішно
}

```

0xAC, 0x33, 0x00 — це стандартна команда запуску вимірювання АНТ20 згідно з його даташитом.

Значення rawHumidity і rawTemperature — 20-бітові (3 байти), згідно зі специфікацією, їх потрібно правильно вирізати з відповідних бітів.

Формули перетворення відповідають стандарту для АНТ20:

- Вологість:  $RH = (raw / 2^{20}) * 100\%$
- Температура:  $T = (raw / 2^{20}) * 200 - 50$

### 2.5.3. Користувацький інтерфейс (GUI)

Графічний інтерфейс побудований з використанням бібліотеки LVGL (Light and Versatile Graphics Library), що дозволяє створювати сучасний, інтуїтивно зрозумілий інтерфейс для сенсорного дисплея.

Фрагмент коду 4: Створення кнопки в LVGL

```

m_startButton = std::make_unique<Button>(lv_scr_act());
m_startButton->setWhiteBlackStyle();
m_startButton->setAlign(LV_ALIGN_LEFT_MID, 40, 0);
m_startButton->setSize(170, 75);
m_startButton->setText("      Start\nMeasurement");
m_startButton->setImages(&play_music_icon, &play_music_icon_invert);
m_startButton->setLabelAlign(LV_ALIGN_CENTER, 20, 0);

```

```

m_startButton->setImageAlign(LV_ALIGN_LEFT_MID, -10, 0);
m_startButton->setCornerRadius(20);
m_startButton->setOnClicked([] {
    if (loStatusTimer) {
        lv_timer_del(loStatusTimer);
        loStatusTimer = nullptr;
    }

    MeasureGui measure;
    measure.run();
});

```

У цьому фрагменті коду створюється кнопка «Start Measurement» за допомогою бібліотеки LVGL. Кнопка ініціалізується як унікальний вказівник (`std::make_unique<Button>`), що гарантує автоматичне звільнення пам'яті. Вона розміщується на активному екрані LVGL (`lv_scr_act()`). Застосовується попередньо визначений стиль оформлення з білим фоном і чорним текстом за допомогою методу `setWhiteBlackStyle`. Далі кнопка позиціонується по центру вертикалі екрана з вирівнюванням ліворуч і горизонтальним відступом 40 пікселів. Задано розміри кнопки — 170 на 75 пікселів.

Текст кнопки вказаний багаторядковий — «Start Measurement», причому перше слово зсунуте вправо за допомогою пробілів для візуального вирівнювання з іконкою. Через метод `setImages` до кнопки прикріплюються графічні ресурси — іконка для звичайного та активного станів. Текст всередині кнопки вирівнюється по центру з додатковим зсувом на 20 пікселів вправо, а іконка розташовується ліворуч по вертикалі, також із невеликим зсувом (-10 пікселів). Закруглення кутів кнопки встановлюється значенням 20 пікселів, що покращує естетичне сприйняття елемента.

При натисканні на кнопку виконується анонімна функція, яка перевіряє, чи існує таймер `loStatusTimer`, що, ймовірно, відповідає за моніторинг від'єднання електродів. Якщо таймер активний — він зупиняється і обнуляється. Після цього створюється об'єкт `MeasureGui`, який відповідає за графічний інтерфейс вимірювання, і запускається метод `run()` для відображення відповідного екрану з даними (пульс, температура, ЕКГ).

## **2.6. Розробка інтерфейсу користувача для портативного кардіомонітора**

Для зручної роботи з приладом користувач повинен мати доступ до зрозумілого, логічно організованого та візуально комфортного інтерфейсу. Оскільки прилад орієнтований на використання в польових умовах, інтерфейс повинен бути інтуїтивно зрозумілим, з мінімальним набором необхідних елементів керування та виводу інформації. Графічний інтерфейс розроблено за допомогою бібліотеки LVGL (Light and Versatile Graphics Library), яка забезпечує гнучкість, швидкодію та сумісність з STM32F746G-DISCO.

### **2.6.1. Основна структура інтерфейсу**

Інтерфейс побудований на основі кількох екранів, між якими здійснюється перемикання за допомогою інтерактивних елементів, таких як кнопки або іконки. Кожен екран виконує конкретну функцію та має інформативний і функціональний зміст.

#### **1. Головне меню**

Після ввімкнення пристрою користувач потрапляє на екран "Головне меню", зображений на рис. 2.9. На ньому розміщені такі основні елементи:

Кнопка переходу до екрана вимірювань – займає центральну позицію.

Іконка "Інформація" – знаходиться у правому верхньому куті, натискання на яку відкриває відповідний екран.

Схематичне зображення тіла людини, на якому інтуїтивно показано правильні позиції для кріплення електродів AD8232. Це полегшує підготовку пацієнта до вимірювання.

Також, користувачу доступна інформація про стан електродів чи підключені вони чи ні, для це важливо для коректності отримуваних сигналів ЕКГ.

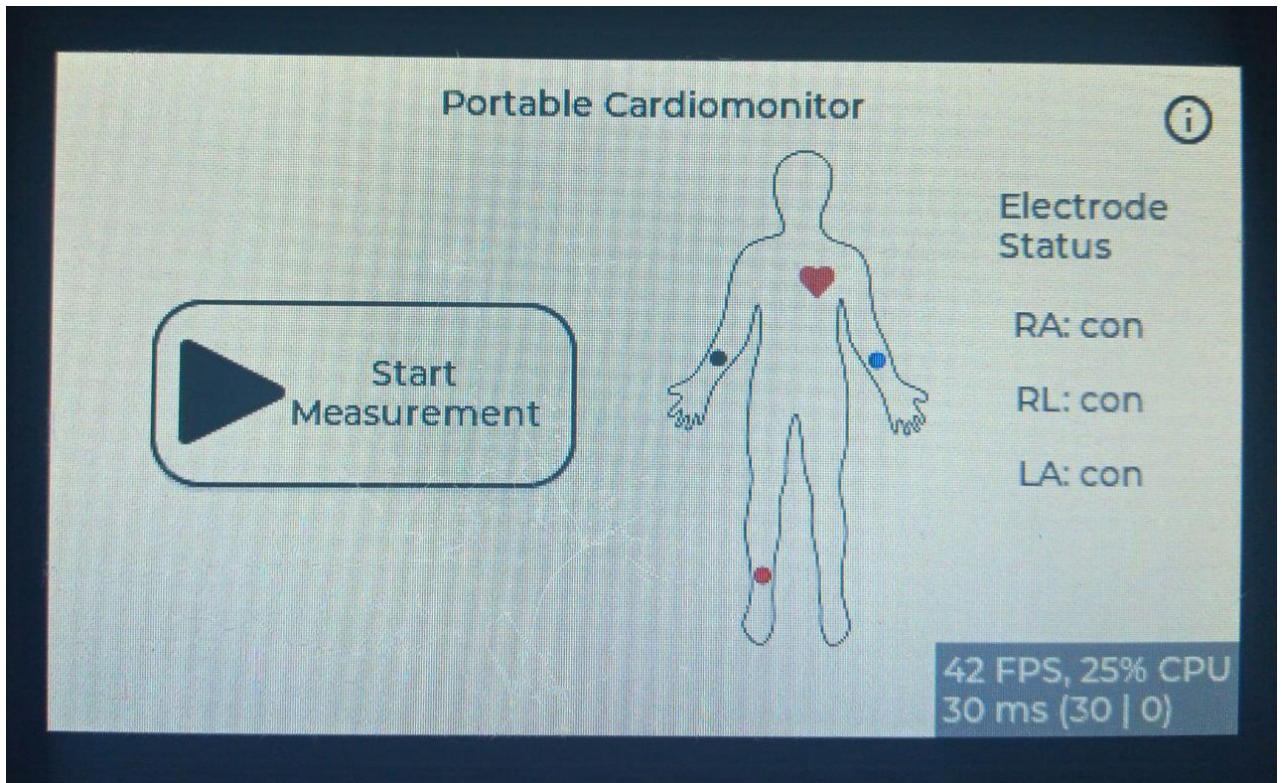


Рис.2.9. Загальний вигляд екрану «Головне меню»

## 2. Екран "Інформація"

Екран, зображений на рис. 2.10, призначений для відображення службової інформації про пристрій:

Назва пристрою, версія прошивки, компоненти;

Перелік основних апаратних модулів (AD8232, MAX30102, АНТ20);

Цей екран відкривається після натискання на іконку в правому верхньому куті головного меню. Повернення здійснюється за допомогою кнопки "Back".

## 3. Екран "Вимірювання показників"

Цей екран активується після натискання відповідної кнопки у головному меню та містить:

Графік ЕКГ у реальному часі, що оновлюється з частотою 100 Гц, побудований за допомогою lv\_chart.

Поточні значення пульсу (уд/хв) – дані зчитуються з датчика MAX30102.

Температура тіла – дані надходять з датчика АНТ20.

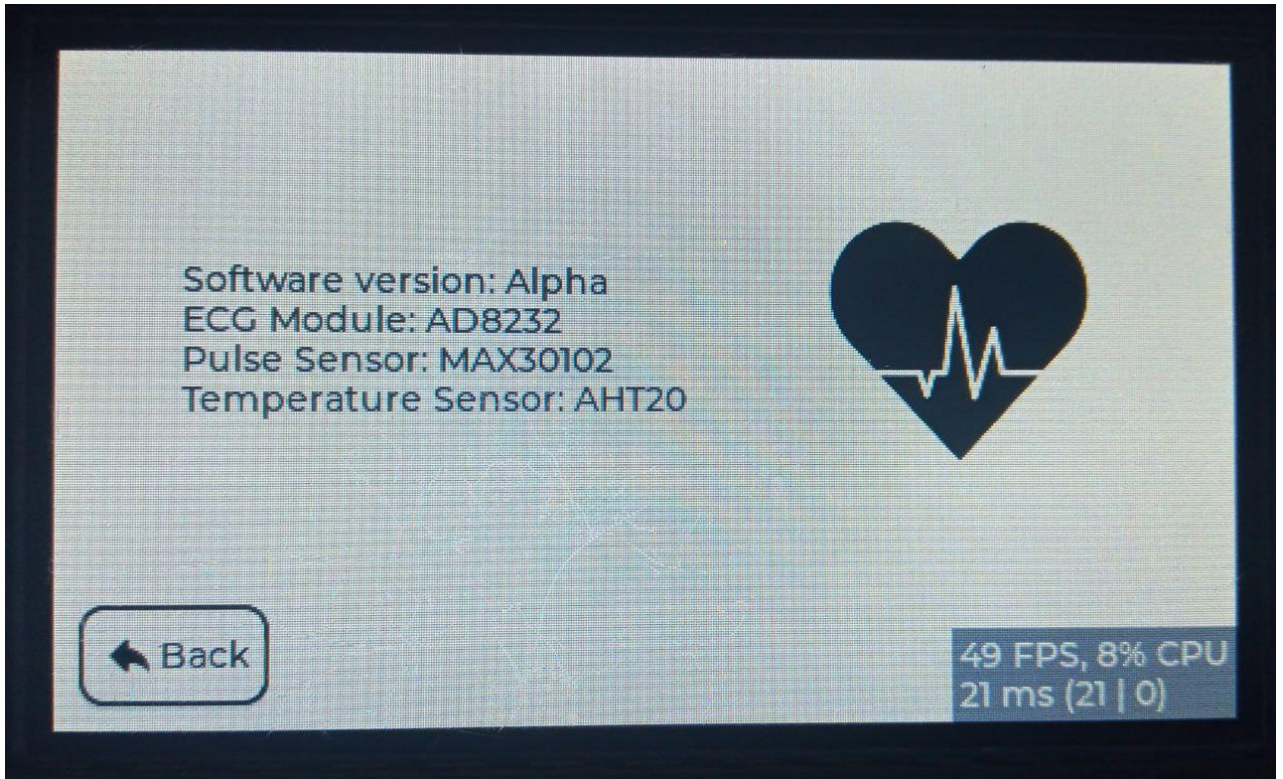


Рис.2.10. Загальний вигляд екрану «Інформація»

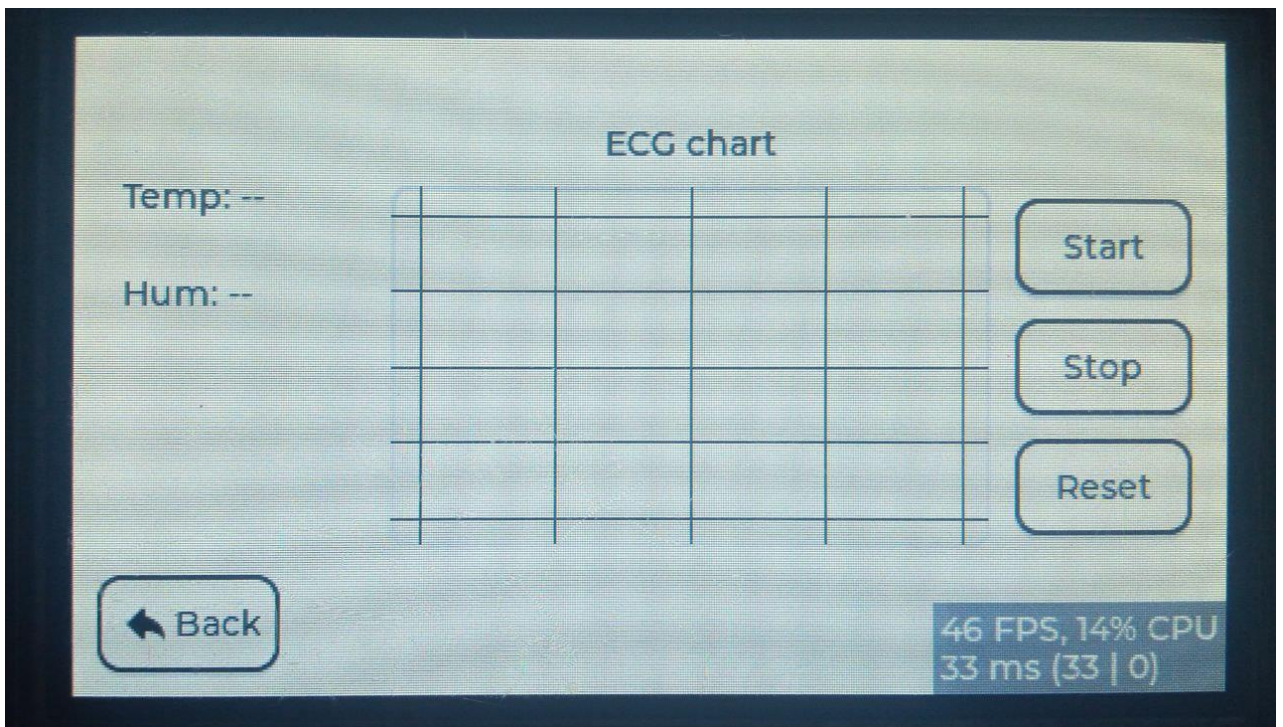


Рис.2.11. Загальний вигляд екрану «Вимірювання показників»

Кнопки "Start" і "Stop", що керують початком та завершенням сесії вимірювань.

Кнопка "Back", розташована в нижній частині екрану.

Після натискання кнопки "Start" запускається збирання даних із усіх сенсорів, які виводяться на екран та одночасно записуються в оперативну пам'ять пристрою для подальшої обробки. При натисканні "Stop" вимірювання припиняється.

На екрані також присутня кнопка "Reset", вона відповідає за скидання отриманих даних без необхідності повернення в головне меню.

### **2.6.2. Особливості реалізації графічного інтерфейсу**

LVGL дозволяє створити візуально привабливі елементи: графіки, кнопки з іконками, текстові поля, анімації при переході між екранами.

Для оптимізації швидкодії використовуються апаратні буфери графічного контролера STM32, що дозволяє оновлювати графік без затримок.

Усі екрани реалізовані як окремі функції або об'єкти-класи (наприклад, MainMenu, MeasureGui, InfoGui), що полегшує їх повторне використання та тестування.

Реалізовано сценарії обробки подій, що дозволяє реагувати на натискання, довге утримання або жести користувача.

Всі елементи інтерфейсу масштабуються під роздільну здатність дисплея 480x272.

### **2.6.3. Переваги запропонованого інтерфейсу**

Зручність використання – мінімалістичний дизайн та логічна навігація.

Функціональність – підтримка динамічного графіка, багатопоточна обробка даних, незалежна робота сенсорів.

Гнучкість – можливість додати нові екрани або модулі без зміни базової структури.

## 2.7. Висновки по розділу

У даному розділі було проведено всебічну розробку апаратної та програмної частини портативного кардіомонітора. На основі аналізу функціональних вимог було сформовано структуру системи, визначено набір необхідних сенсорних модулів, таких як AD8232 для зчитування ЕКГ, MAX30102 для вимірювання пульсу та АНТ20 для контролю температури тіла. Ретельно розроблена електрична схема забезпечує правильне підключення сенсорів до мікроконтролера STM32F746G-DISCO з урахуванням стандартів живлення та інтерфейсів передачі даних (I2C, аналогові входи, GPIO).

Програмне забезпечення реалізовано на низькому апаратному рівні із використанням бібліотеки CMSIS, що дало змогу забезпечити високу продуктивність і гнучкість налаштувань. Кожен сенсор має власний драйвер, адаптований для роботи у реальному часі, з урахуванням протоколів обміну та специфікацій компонентів. Для керування виконанням задач використовується операційна система реального часу FreeRTOS, що дозволяє розділити вимірювання, обробку сигналів та оновлення інтерфейсу на окремі паралельні процеси.

Особливу увагу було приділено розробці графічного інтерфейсу користувача (GUI), побудованого з використанням бібліотеки LVGL. Інтерфейс реалізовано у вигляді набору екранів з інтуїтивною навігацією та зрозумілими елементами керування, що забезпечують доступ до вимірювань, перегляду результатів та інформації про пристрій.

## **РОЗДІЛ 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ ТА ПУЛЬСОМЕТРІЇ.**

### **3.1. Мета експериментального дослідження**

Основна мета цього експериментального дослідження полягає в практичній верифікації функціональності та ефективності розробленого портативного кардіомонітора, а також оцінці якості реєстрації біомедичних сигналів (ЕКГ та ФПГ) в умовах, максимально наближених до реального використання. Цей крок верифікації є вирішальним для підтвердження відповідності пристрою його проектним вимогам та оцінки його потенціалу для клінічного застосування.

### **3.2. Методика проведення експерименту**

Експериментальне дослідження буде проводитись відповідно до стандартизованої методики, що забезпечить відтворюваність та надійність наших результатів. Такий підхід мінімізує мінливість та дозволяє проводити об'єктивну оцінку.

#### **3.2.1. Підготовка експериментальної установки**

##### **Підготовка робочого місця:**

Розташуйте плату розробки STM32F746G-DISCO, ЕКГ-модуль AD8232 та ФПГ/пульсоксиметричний модуль MAX30102 на стабільній, антистатичній робочій поверхні. Забезпечте достатній простір для підключень та маніпуляцій.

##### **Підключення компонентів:**

Перевірте усі необхідні електричні з'єднання відповідно до детальної електричної схеми, зображено на рис.2.2.

Підключення трьох ЕКГ-електродів (RA, LA, RL) до відповідних вхідних контактів модуля AD8232.

Підключення живлення до всіх модулів, забезпечуючи коректні рівні напруги (наприклад, 3.3В для сенсорів, 5В для плати).

### **Початкова візуальна перевірка:**

Після увімкнення живлення переконайтеся, що дисплейний модуль успішно ініціалізується та точно відображає інтерфейс "Головного меню" відповідно до дизайну. Це вказує на коректну роботу базових драйверів дисплея та елементів користувацького інтерфейсу.

### **3.2.2. Процедура збору даних**

#### **Підготовка шкіри та накладання ЕКГ-електродів:**

Ретельно очистіть та знежирте спиртовими серветками ділянки шкіри, де будуть кріпитися ЕКГ-електроди (зазвичай внутрішні сторони передпліч та ліва гомілка). Цей крок є критично важливим для мінімізації імпедансу шкіра-електрод, що безпосередньо впливає на якість сигналу та зменшує шум.

Надійно прикріпіть одноразові тканинні ЕКГ-електроди до підготовлених ділянок шкіри відповідно до стандартної конфігурації трикутника Ейнтховена (права рука - RA, ліва рука - LA, ліва нога - RL), зображено на рис.3.1. Забезпечте щільний контакт.

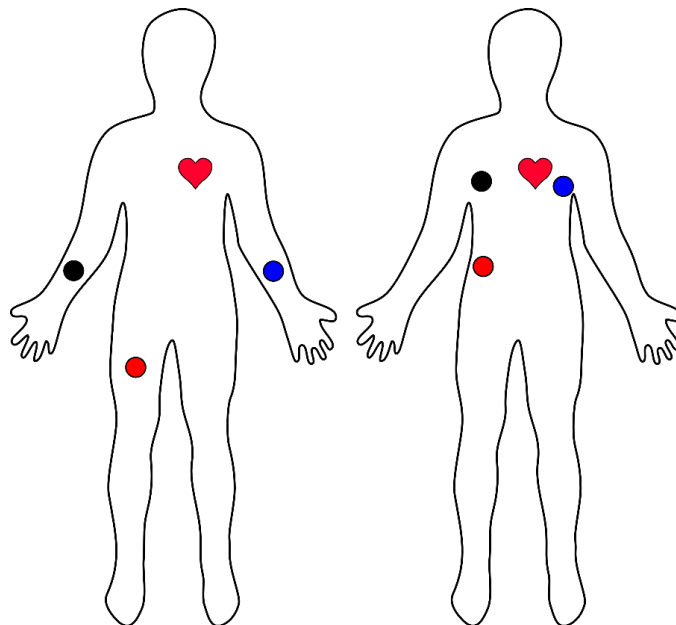


Рис.3.1. Місця кріплення електродів до тіла [21]

Підключіть дроти відведення ЕКГ від електродів до відповідних вхідних терміналів модуля AD8232.

Розмістіть модуль сенсора MAX30102 щільно на вказівному пальці добровольця або мочці вуха. Важливо забезпечити стабільний та постійний контакт зі шкірою, щоб мінімізувати артефакти руху та вплив навколишнього світла. Уникайте надмірного тиску, який може перешкоджати кровотоку.

### Сценарії вимірювань:

Вимірювання проводитимуться за кількома типовими сценаріями для оцінки продуктивності пристрою в різних фізіологічних станах та умовах навколишнього середовища:

1. Стан спокою: Учасник перебуватиме в розслабленому положенні лежачи або сидячи протягом 5-10 хвилин. Це забезпечить базовий, малозумний ЕКГ- та ФПГ-сигнал.
2. Легке фізичне навантаження: Після короткого періоду легкого фізичного навантаження (наприклад, 2-3 хвилини ходьби на місці або 10-15 присідань) збиратимуться дані для спостереження за здатністю пристрою фіксувати фізіологічні відповіді на навантаження та справлятися з невеликими рухами.

### 3.3. Реєстрація сигналів ЕКГ

#### Реєстрація ЕКГ у стані спокою:

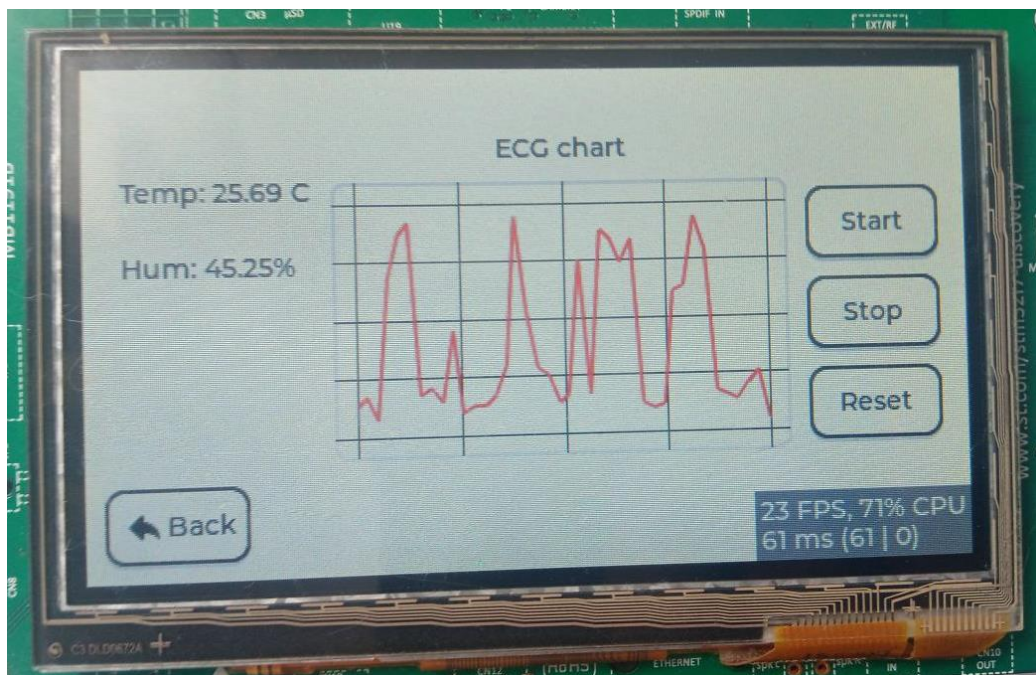


Рис.3.2. Вигляд приладу при вимірюванні ЕКГ в стані спокою

Для базової перевірки працездатності системи та отримання еталонних ЕКГ-сигналів було проведено вимірювання у стані спокою. Це дозволяло мінімізувати артефакти руху та електричні завади.

На рис.3.3. наведено приклад зафіксованого ЕКГ-сигналу у стані спокою після обробки. Видно чітко виражені QRS-комплекси, відсутність артефактів руху та адекватне співвідношення сигнал/шум, що свідчить про належну роботу пристрою.

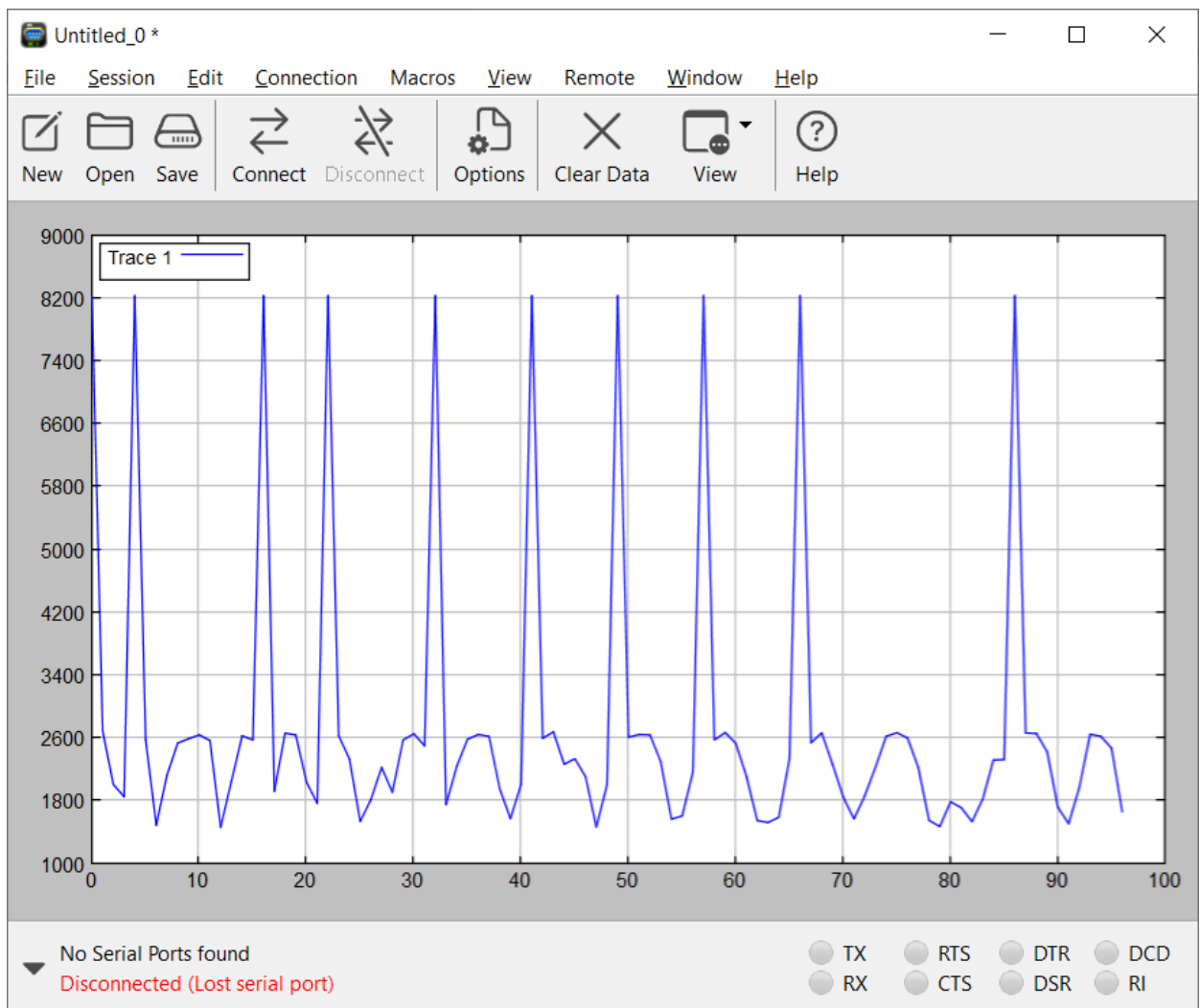


Рис.3.3. Графік ЕКГ в стані спокою

### Реєстрація ЕКГ після легкого фізичного навантаження:

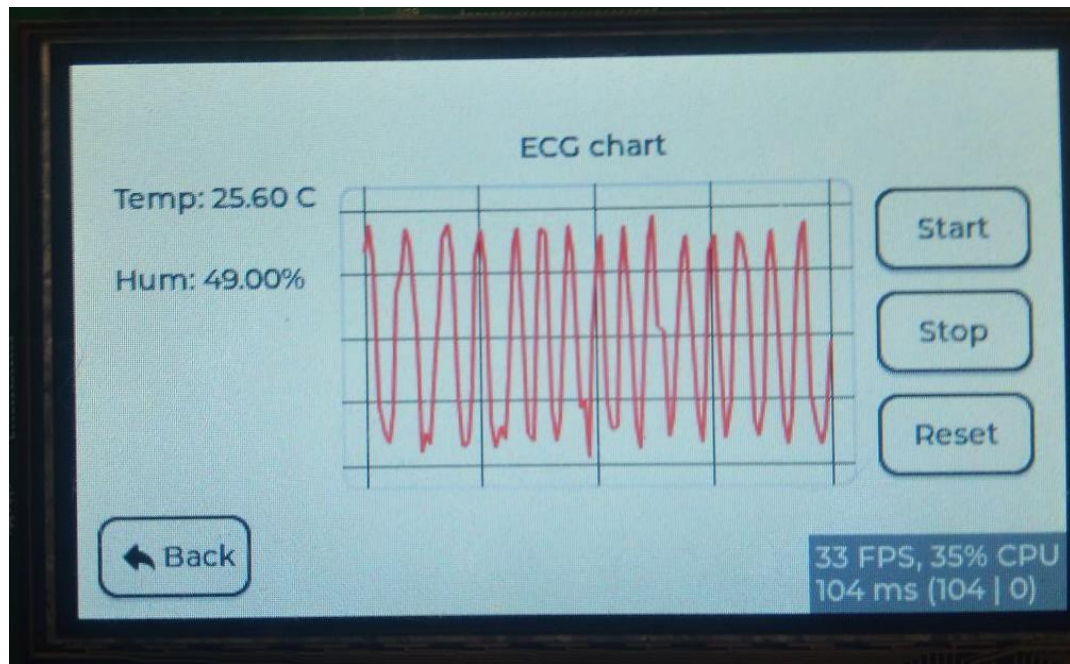


Рис.3.4. Вигляд приладу при вимірюванні ЕКГ після фізичних навантажень

На рис.3.5. видно збільшення частоти серцевих скорочень одразу після навантаження. Це підтверджує здатність пристрою відстежувати зміни ритму.

На початку реєстрації після навантаження, спостерігається поява м'язових артефактів – високочастотного шуму, викликаного тремором або залишковою напругою м'язів. Також, можливе виникнення артефактів руху, якщо електроди або датчик були зміщені під час навантаження.

Система успішно зареєструвала зміни серцевого ритму після фізичного навантаження. Результати підтверджують працездатність електродів, фільтрації сигналу, а також можливість моніторингу фізіологічних параметрів у режимі реального часу.

### 3.4. Реєстрація сигналів пульсометрії

Значення які вимірюються:

- Red – Інтенсивність червоного (RED) світла. Це показник кількості червоного світла, відбитого або пропущеного через тканини. Використовується разом з IR для розрахунку SpO2.
- IR – Інтенсивність інфрачервоного (IR) світла. Це показник кількості інфрачервоного світла, відбитого або пропущеного через тканини. Зазвичай використовується для розрахунку пульсу та сатурації кисню.
- BPM – Удари на хвилину (Beats Per Minute) - поточний пульс. Це миттєве значення частоти серцевих скорочень.

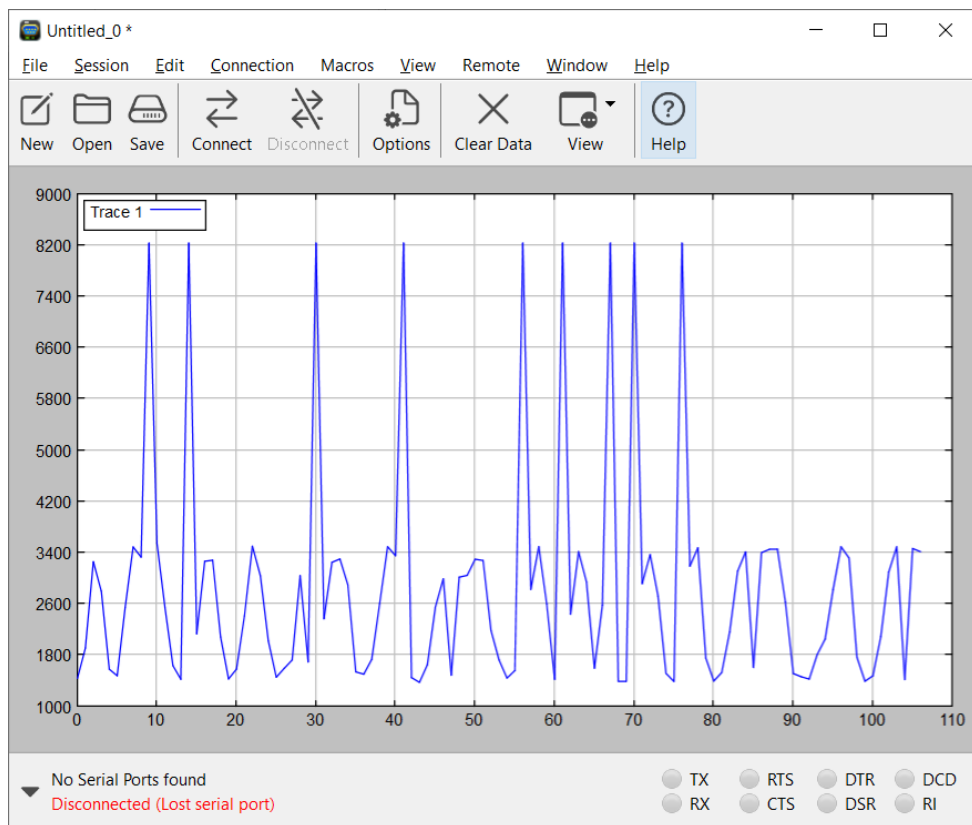


Рис.3.5. Графік ЕКГ після фізичних навантажень

- Avg BPM – Середній пульс (Average Beats Per Minute). Це усереднене значення пульсу за певний період часу, що дає більш стабільний показник.

- SPO2 – Сатурація кисню в крові (Saturation of Peripheral Oxygen). Це відсотковий показник рівня кисню, що переноситься еритроцитами в крові. Нормальні значення зазвичай становлять 95-100%.

### Реєстрація пульсометрії в стані спокою:

Табл.3.1. Результати пульсометрії в стані спокою

Характеристика	Значення
Red	4717
IR	42794
BPM	64.59
Avg BPM	75
SPO2	96

Вони свідчать про коректну роботу сенсора та алгоритмів обробки сигналу. Значення пульсу, отримане з фотоплетизмографічного сигналу (64–75 уд/хв), відповідає фізіологічній нормі для стану спокою. Розраховане значення SpO<sub>2</sub> становить 96%, що також відповідає нормальному насиченню артеріальної крові киснем у здорової людини.

Значення IR та Red сигналів свідчать про стабільне положення пальця на датчику та наявність якісного сигналу.

### Реєстрація пульсометрії після легкого фізичного навантаження:

Табл.3.2. Результати пульсометрії після легкого фізичного навантаження

Характеристика	Значення
Red	1661
IR	115512
BPM	106.19
Avg BPM	87
SPO2	98

Результати демонструють фізіологічно очікуване підвищення частоти серцевих скорочень після фізичного навантаження — від стану спокою (64–75 уд/хв) до значень понад 100 уд/хв. Поточне значення BPM = 106.19 уд/хв вказує на активізацію серцевої діяльності. Одночасно, SpO<sub>2</sub> = 98% залишилось у межах норми, що свідчить про ефективну оксигенацію крові.

Високе значення IR-сигналу (115512) підтверджують надійність вимірювання та якість контакту з сенсором.

Загалом, система адекватно реагує на зміну фізіологічного стану пацієнта, підтверджуючи придатність до використання для базового кардіомоніторингу.

### **3.5. Вимірювання температури**

У рамках експериментального дослідження функціональності портативного кардіомонітора було проведено тест вимірювання температури із застосуванням цифрового сенсора АНТ20. Метою досліду було оцінити швидкодію, чутливість та точність сенсора під час різкої зміни температури в умовах, наближених до реального використання пристрою. На початку експерименту датчик перебував у кімнатних умовах із температурою 28°C. Після запуску збору даних сенсор було охолоджено, внаслідок чого температура знизилась до 10°C. Після цього сенсор поступово нагрівали, що дозволило температурі піднятися до приблизно 31°C.

Вимірювання проводилось із періодичністю 2 секунди в окремій задачі FreeRTOS. Графік зміни температури, зображено на рис.3.6., побудований за зібраними даними, демонструє чітку реакцію сенсора на зміну умов: температура стрімко знижувалась у фазі охолодження, а потім також різко зросла при нагріванні. Коливання показників при стабільній температурі не перевищували  $\pm 0.2^\circ\text{C}$ , що відповідає технічним характеристикам пристрою.

Таким чином, сенсор АНТ20 продемонстрував високу стабільність, чутливість та придатність до використання у складі портативного кардіомонітора, зокрема для фіксації змін температури тіла пацієнта або умов довкілля, що може мати діагностичне значення.

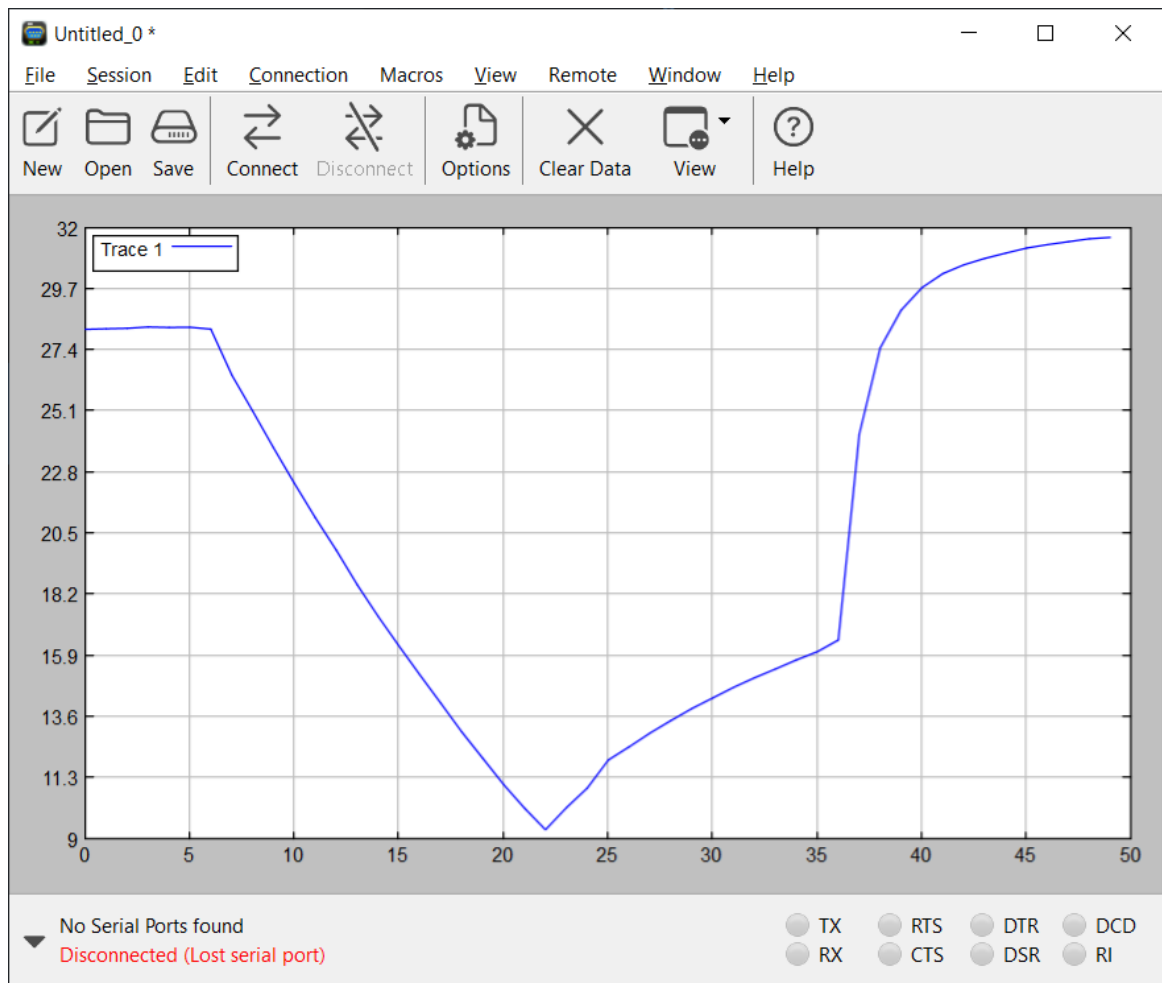


Рис.3.6. Графік зміни температури

### 3.6. Узагальнення результатів експерименту

Під час реєстрації ЕКГ у стані спокою було зафіксовано типовий синусовий ритм із чітко вираженими зубцями Р, QRS та Т. Після незначного фізичного навантаження спостерігалось помірне зростання частоти серцевих скорочень, що відповідає очікуваним фізіологічним змінам. Система продемонструвала стійку фіксацію сигналу без суттєвих артефактів.

У процесі пульсометрії були отримані стабільні значення частоти серцевих скорочень (HR) та сатурації киснем (SpO<sub>2</sub>).

Окремо було досліджено поведінку сенсора АНТ20 у динаміці зміни температури. Зміна температури чітко фіксувалась, із характерною кривою на графіку. Сенсор продемонстрував стабільну роботу.

Розроблений пристрій є функціональним, стабільним та придатним для застосування у практиці базового моніторингу стану серцево-судинної системи. Його можна використовувати як основу для мобільних або IoT-рішень у сфері телемедицини, фітнес-моніторингу чи початкової діагностики.

### **3.7. Виявлені проблеми та обмеження**

У ході експериментального дослідження було виявлено низку технічних та функціональних обмежень, які впливають на точність, стабільність і зручність використання розробленого пристрою. Однією з основних проблем виявилася чутливість електрокардіографічного модуля до електромагнітних перешкод, що створювалися поблизу електронним обладнанням, зокрема моніторами, зарядними пристроями або комп'ютерами.

Датчик пульсометрії, побудований на базі модуля MAX30102, продемонстрував високу чутливість до рухів руки, зміни положення пальця або зовнішнього освітлення, що ускладнює точне вимірювання під час активності або навіть при легких рухах. Розрахунок показника насичення крові киснем ( $SpO_2$ ) виконувався за базовим алгоритмом, без калібрування під фізіологічні особливості конкретного користувача, що могло зумовити похибку до кількох відсотків.

Також у пристрої не були реалізовані механізми енергозбереження, а отже, під час роботи з автономним живленням витрата енергії залишалась на відносно високому рівні, що обмежує тривалість його безперервної роботи.

Усі ці фактори свідчать про необхідність подальшого вдосконалення як апаратної частини пристрою, так і його програмного забезпечення, з метою підвищення точності, енергоефективності, стійкості до перешкод і зручності експлуатації.

### **3.8. Шляхи подальшого вдосконалення**

З огляду на виявлені проблеми та обмеження, подальше вдосконалення пристрою доцільно спрямувати як на апаратну, так і на програмну частину

системи. Одним із першочергових напрямів є покращення якості реєстрації біосигналів. Для зменшення впливу електромагнітних перешкод доцільно реалізувати апаратну фільтрацію, а також забезпечити екранування сигнальних ліній та використання більш якісних електродів. Удосконалення алгоритмів обробки сигналів, зокрема цифрової фільтрації шумів, адаптивного визначення базової лінії та компенсації артефактів руху, дозволить підвищити достовірність вимірювань як ЕКГ, так і пульсометрії.

Для покращення точності визначення частоти серцевих скорочень та рівня насичення крові киснем доцільно інтегрувати більш точні алгоритми, наприклад, із використанням машинного навчання або методів оцінки кривини сигналу. Також важливим кроком є реалізація калібрування пульсоксиметра для різних користувачів з урахуванням фізіологічних параметрів, таких як товщина шкіри, колір шкіри, вік та інші індивідуальні особливості.

У контексті підвищення енергоефективності необхідно впровадити механізми зниження споживання енергії, зокрема переведення мікроконтролера в режим сну в моменти простою, а також оптимізацію частоти вибірки даних. Важливим кроком стане реалізація енергоефективного бездротового інтерфейсу зв'язку, наприклад, Bluetooth Low Energy (BLE), що дозволить передавати дані на смартфон або іншій пристрій у реальному часі без дротів.

### **3.9. Висновки до розділу 3**

У ході проведення експериментального дослідження було успішно реалізовано процедури реєстрації електрокардіографічних та пульсоксиметричних сигналів у стані спокою та після фізичного навантаження за допомогою розробленого портативного пристрою. Отримані дані підтверджують працездатність як апаратної, так і програмної частини системи, зокрема модулів зчитування сигналів з AD8232, MAX30102 та АНТ20 обробки та візуалізації результатів.

ЕКГ-сигнали були зареєстровані з достатньою точністю для подальшого аналізу ритму серця та виявлення змін, пов'язаних із фізіологічним станом

пацієнта. Виявлено чітке зростання частоти серцевих скорочень після навантаження, що узгоджується з очікуваною фізіологічною реакцією. Аналогічно, показники пульсометрії (BPM, SpO<sub>2</sub>, IR/Red сигнал) також виявили зміни, характерні для активізації серцево-судинної системи. Значення SpO<sub>2</sub> залишалися в межах норми, що свідчить про стабільний рівень насичення крові киснем під час експерименту.

Було виявлено ряд технічних обмежень, таких як наявність шумів у сигналі ЕКГ та нестабільність вимірів у присутності рухових артефактів. Це вказує на необхідність подальшого вдосконалення фільтрації та обробки сигналів. Проте загалом система показала здатність до роботи в умовах, наближених до реального застосування.

Роботу сенсора АНТ20, призначеного для вимірювання температури, було проаналізовано окремо. Отримані результати засвідчили високу точність, чутливість та стабільність показників у межах медично значущого діапазону. Швидка реакція сенсора на температурні зміни свідчить про його придатність для використання в системах моніторингу фізіологічного стану пацієнтів або умов навколишнього середовища.

## ВИСНОВКИ

Метою цієї дипломної роботи було створення портативного кардіомонітора з відкритою архітектурою, що може слугувати основою для подальших досліджень та розробок у галузі персонального моніторингу стану здоров'я.

У першому розділі було здійснено ґрунтовний огляд науково-технічної літератури та сучасних розробок у сфері портативного моніторингу серцевої діяльності. Проаналізовано актуальні підходи до побудови ЕКГ- і пульсометричних систем на базі мікроконтролерів.

У другому розділі було виконано повний цикл проєктування портативного кардіомонітора. Створено функціональну та структурну схеми пристрою, підібрано відповідні сенсори та допоміжні компоненти, а також розроблено електричну принципову схему. Було розроблено драйвери для роботи з AD8232 і MAX30102 без використання HAL, що дало змогу зменшити розмір прошивки та пришвидшити реакцію системи. Таким чином, реалізовано апаратно-програмну платформу, придатну для реєстрації та аналізу серцевих сигналів у реальному часі.

У третьому розділі проведено серію експериментальних досліджень у стані спокою та після легкого фізичного навантаження. Зафіксовано електрокардіосигнали та пульсові параметри, що продемонстрували достовірну зміну фізіологічних показників залежно від навантаження, що свідчить про коректність роботи системи. Дані реєстрації підтвердили стабільність роботи сенсорних модулів, а також ефективність алгоритмів обробки. Разом з тим, було виявлено низку обмежень — наприклад, чутливість до артефактів руху та потребу в покращенні фільтрації сигналу. Незважаючи на це, пристрій підтвердив свою функціональність і придатність для базового кардіомоніторингу, що відповідає сформульованим задачам дослідження.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бабенко, М. В. (2021). Автоматизований кардіомонітор. URL: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/f9166a85-339a-4e95-8d1f-10a3ba53e2f4/content>
2. Всесвітня організація охорони здоров'я (ВООЗ). Cardiovascular diseases (CVDs) — Key facts. (2021). URL: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
3. Prasath, J. S. (2024). Internet of Things technologies in cardiovascular diseases diagnostics: Literature review and proposal. *Heart, Vessels and Transplantation*, 8(4).
4. Chhabra, M., & Kalsi, M. (2017). Real time ECG monitoring system based on Internet of Things (IoT). *International Journal of Scientific and Research Publications*, 7(8), 547–550.
5. Georgieva-Tsaneva, G., Gospodinova, E., Gospodinov, M., & Cheshmedzhiev, K. (2020). Cardio-diagnostic assisting computer system. *Diagnostics*, 10(5), 322.
6. Georgieva-Tsaneva, G., Gospodinova, E., & Cheshmedzhiev, K. (2022). Cardiodiagnostics based on photoplethysmographic signals. *Diagnostics*, 12(2), 412.
7. Harez, J. B., Akter, S., Sony, R. I., Amin, M. T., Anee, M. J., & Hossain, A. (2024). IoT-Driven System for Continuous Monitoring of Heart Disease Patients Post-Surgery. arXiv preprint arXiv:2410.11269.
8. Banmene Lontsi, B. D., Ayemtsa Kuete, G. P., & Mboupda Pone, J. R. (2024). On the Telemedicine Microcontroller-Based ECG Security Using a Novel 4Wings-4D Chaotic Oscillator (N4W4DCO). *IET Circuits, Devices & Systems*, 2024(1), 7810041.
9. Ahmed, I., & Singh, S. (2024). Advances in Artificial Intelligence for Electrocardiogram Analysis: A Comprehensive Review of Architectures, Clinical Applications, and Future Directions. OSF Preprints.

10. Chawla, P., Kumar, R., & Singh, B. (2025). Integrated portable ECG monitoring system with CNN classification for early arrhythmia detection. *Frontiers in Digital Health*.
11. KardiaMobile EKG Monitor - Instant EKG on Your Phone | AliveCor  
URL: <https://store.kardia.com/products/kardiamobile>
12. iRhythm Monitoring Service | End-to-end Cardiac Monitoring Solutions  
URL: <https://www.irhythmtech.com/us/en/solutions-services/irhythm-service>
13. QardioCore - ECG Monitor with RPM URL:  
<https://www.qardio.com/qardiomd-qardiocore-ecg/>
14. Wiwefekete-9d9976.png URL: <https://www.mywiwe.com/en/shop>
15. 32F746GDISCOVERY - Discovery kit with STM32F746NG MCU –  
STMicroelectronics URL: <https://www.st.com/en/evaluation-tools/32f746gdiscovery.html>
16. 4.3 inch Industrial TFT LCD Display - RK043FN48H-CT672B URL:  
<https://www.rocktech.com.hk/lcd-product/rk043fn48h-ct672b/>
17. ECG Sensor - Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232 : Amazon.in:  
Health & Personal Care URL: <https://www.amazon.in/ECG-Sensor-Single-Monitor-AD8232/dp/B071L5S856>
18. AD8232 ECG sensor module – Anu Electronics URL:  
<https://anuelectronics.com/products/heart-rate-monitor-kit-with-ad8232-ecg-sensor-module>
19. Датчик пульса MAX30102 V2 URL: <https://arduino.ua/ru/prod2036-datchik-pylsy-max30102-v2>
20. Модуль прецизійних датчиків температури AHT20 URL:  
<https://arduino.ua/ru/prod6017-modyl-datchikiv-temperatyriologostitisky-aht20bmp280>
21. Übung: Elektrokardiogramm (EKG) URL: <https://www.tu-chemnitz.de/physik/EXSE/ForPhySe/%C3%9Cbung%204%20EKG.pdf>

22. Ostapenko, O., Salyuk, O., Velyhotskyi, D., & Mamilov, S. (2025). Transcutaneous Influence of Laser Radiation on the Oxygen Saturation of Venous Blood. *Ukrainian Journal of Physics*, 70(5), 333-338. doi:10.15407/ujpe70.5.333
23. Velyhotskyi, D. (2025). Design of Multi-Wavelength Photoplethysmography System for Non-Invasive Measurement of Oxyhemoglobin and Carboxyhemoglobin. In *Advanced System Development Technologies II* (pp. 165-198). Cham: Springer Nature Switzerland. doi:10.1007/978-3-031-82035-9\_5
24. Bekh, I., Mamilov, S., Velyhotskyi, D., Porozinski, I., & Yashan, I. (2024, May). Prototype Device for Measuring Carbon Monoxide Levels in Human Exhalation. In *2024 IEEE 42nd International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* (pp. 364-368). IEEE. doi:10.1109/ELNANO63394.2024.10756926
25. Дереча, Д.О., Велигоцький, Д.В., Лазоренко, Я.П. Міщай, В.П., Мамілов, С.О. (2023). Молекулярна динаміка летких біомаркерних сполук при їх елімінації газотранспортними потоками в біологічних структурах. *Хімджест*.
26. Велигоцький, Д.В. (2023). Неінвазивний моніторинг стану людини при інтоксикації монооксидом вуглецю (дисертація кандидата технічних наук, КПІ ім. Ігоря Сікорського).
27. Mamilov, S., Esman, S., Velyhotsky, D., & Gisbrecht, A. (2022). Non-invasive study of changes in venous oxygen saturation. *General Medicine*, 24(2), 26-28.
28. Iliukha, M., Mamilov, S., Velyhotskyi, D., Bekh, I., & Strykun, O. (2021). Software and Hardware Implementation of Current Monitoring Methods on Changes in the Health Status of Carbon Monoxide Poisoned. In *2021 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB)* (pp. 1-4). doi:10.1109/EHB52898.2021.9657688

29. Mamilov, S., Velyhotskyi, D., Yesman, S., Mysiura, A., Bekh, I., & Gisbrecht, A. (2020). Non-Invasive Assessment of Blood Glucose Changes with Near Infrared Sensor. In 2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO) (pp. 536-540). doi:10.1109/ELNANO50318.2020.9088873
30. Stelmakh, O.P., Stetsenko, I.V., & Velyhotskyi, D.V. (2020). Information technology of video data processing for traffic intensity monitoring. *Control Systems and Computers*, 3, 50-59. doi:10.15407/usim.2020.03.050
31. Yesman, S.S., Veligotsky, D.V., Mamilov, S.O., Gisbrecht, A.I., Mircheva, V.S., & Zaharieva, L.B. (2019). Optical diagnostics of the condition of the cardio vascular system on the basis of optoelectronic methods. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 618(1), 2-7. doi:10.1088/1757-899X/618/1/012015
32. Mamilov, S.O., Yesman, S.S., & Velyhotskyi, D.V. (2019). Investigation of the photodissociation quantum efficiency of hemoglobin derivatives. In 2019 IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO) (pp. 466-470). doi:10.1109/elnano.2019.8783360
33. Yesman, S.S., Mamilov, S.O., Veligotsky, D.V., & Gisbrecht, A.I. (2016). Local changes in arterial oxygen saturation induced by visible and near-infrared light radiation. *Lasers in medical science*, 31(1), 145-149. doi:10.1007/s10103-015-1838-y
34. Mamilov, S.A., Esman, S.S., Veligoskiy, D.V., Asimov, M.M., & Gisbrecht, A. (2014). Wavelength Dependence of the Efficiency of in vivo Photolysis of Carboxyhemoglobin. *Journal of Applied Spectroscopy*, 81(3), 432-436. doi:10.1007/s10812-014-9950-5
35. Mamilov, S.A., Esman, S.S., Veligodski, D.V., Asimov, M.M., Borisova, E.G., & Gisbrecht, A.I. (2014). The impact of laser radiation on the photodissociation of carboxyhemoglobin in blood. In *Fall Meeting 2013: Optical Technologies in Biophysics and Medicine XV; and Laser Physics and Photonics XV* (Vol. 9031, pp. 1-6). doi:10.1117/12.2051398

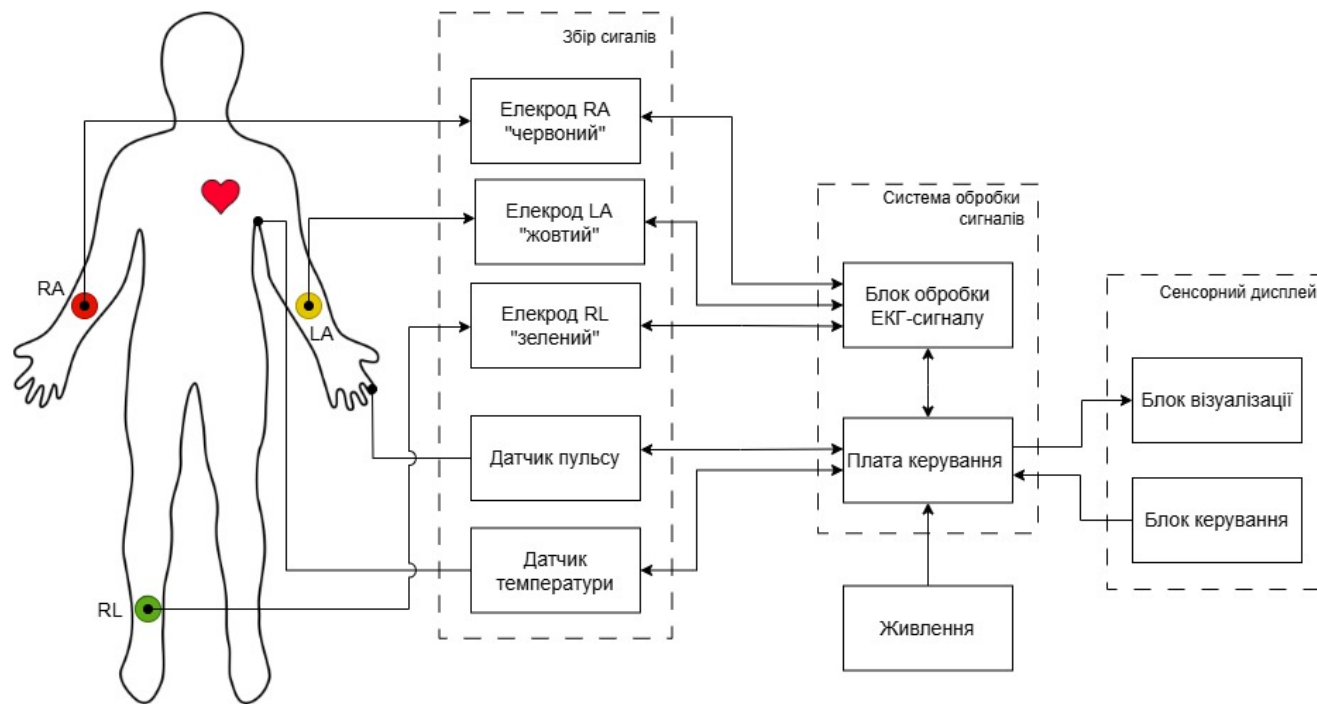
36. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2012). Апаратно-програмний комплекс для неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. Вісник КрНУ ім. М. Остроградського "Інформаційні системи і технології", 72(1), 71-74.

37. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов С.О. (2011). Моделювання неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові в програмному середовищі "CO-monitor". Нові технології, 32(2), 55-61.

38. Нормальна ЕКГ: зубці, сегменти, інтервали URL: <https://therapy.odmu.edu.ua/ecg-online-course/normal-ecg-waves-intervals>

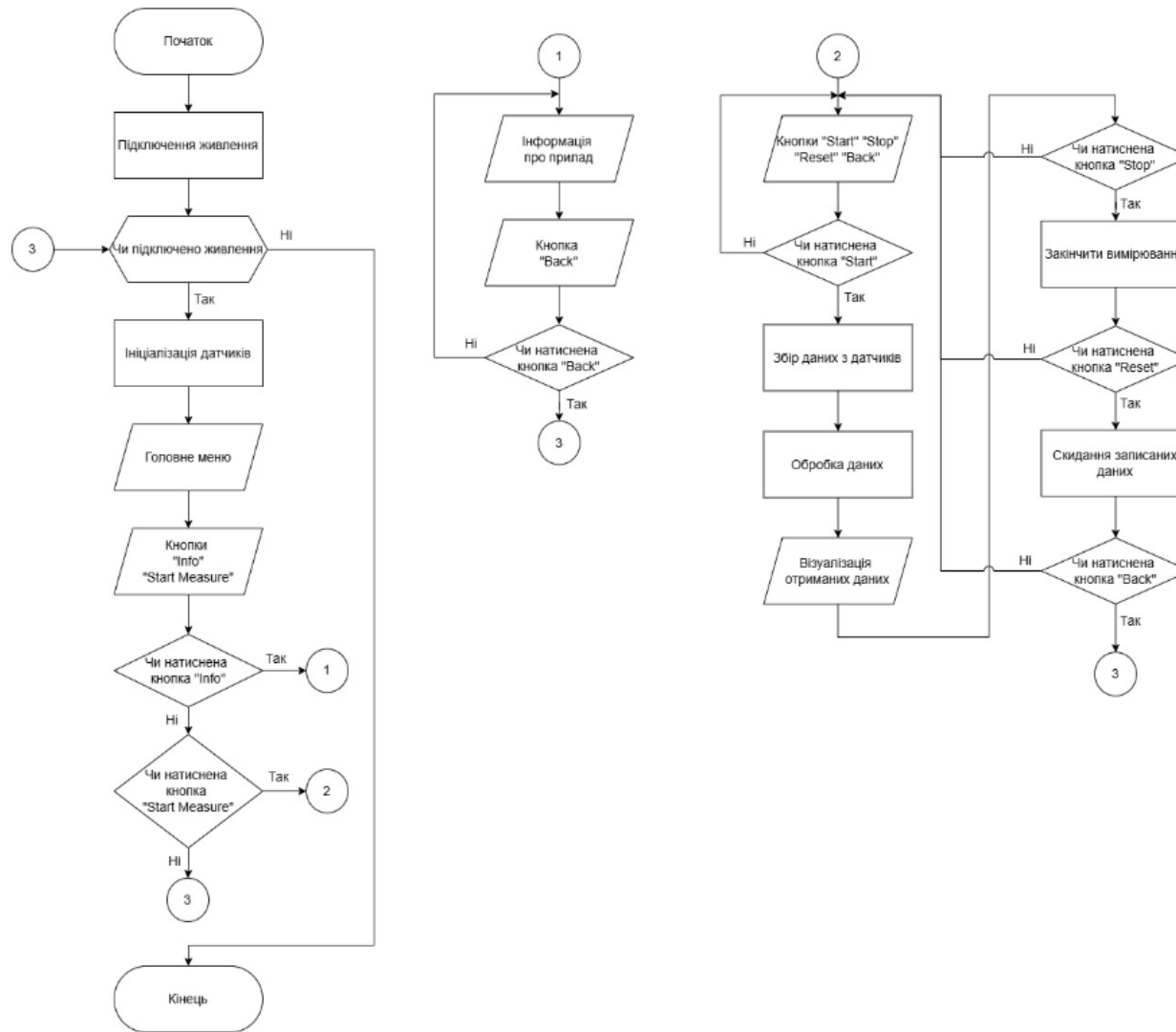
39. URL: <https://bioscaner.com/tech/fpg/>

## **Додаток А – Графічний матеріал**

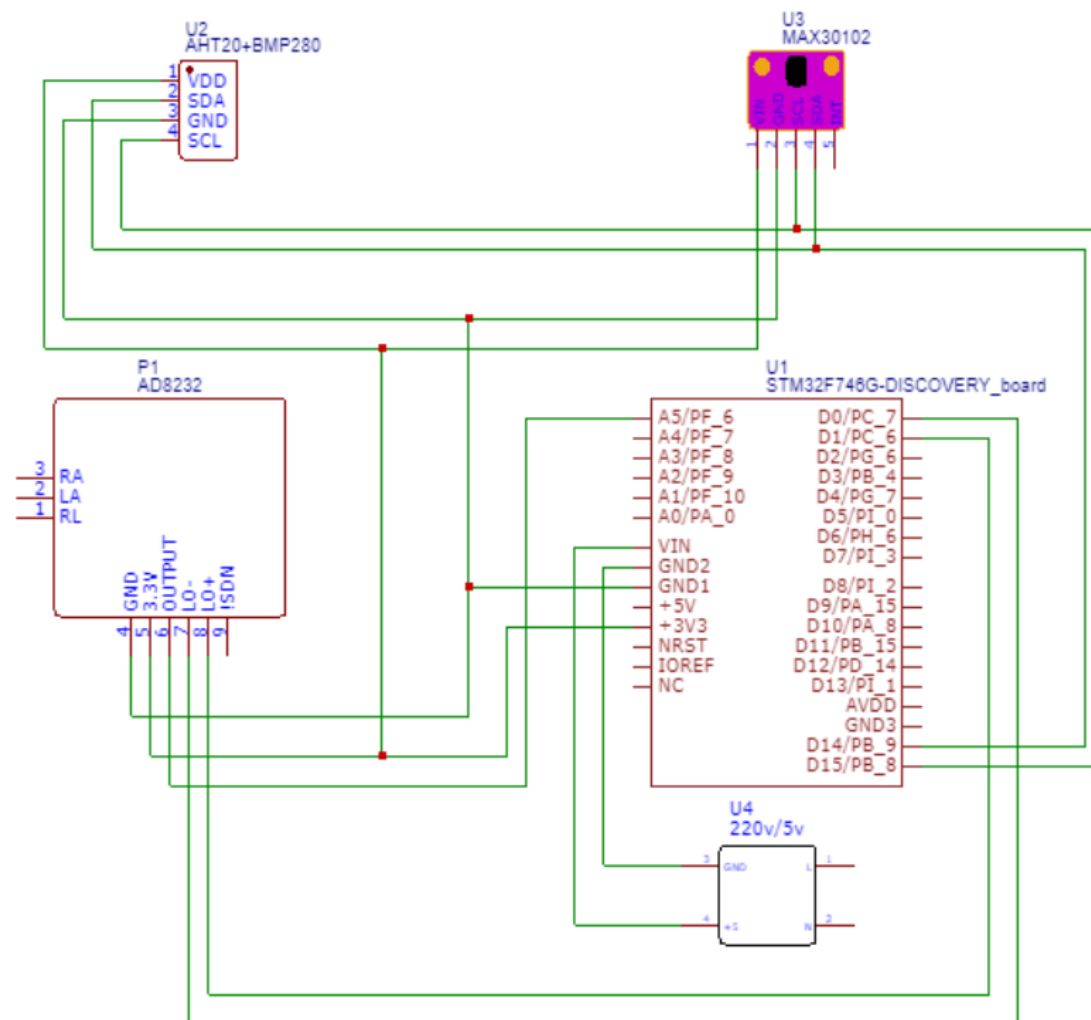


					ДР ПБ12.18.1765.001 СХ		
Зм.	Лист	№ докум.	Підп.	Дата	Літера	Маса	Масштаб
Розроб.		Шрамко Г.Г.					-
Перев.		Велицький Д.В.					
Т.контр.					Аркуш 1	Аркуше 1	
Н.контр.					ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського		
Затв.							

Функціональна схема  
портативного кардіомонітора



					<b>ДР ПБ12.18.1765.002 СХ</b>		
					Літера	Маса	Масштаб
Зм.	Лист	№ докум.	Підп.	Дата	<b>Блок-схема алгоритму роботи портативного кардіомонітору</b>		
Розроб.	Шрамко Г.Г.						
Перев.	Велигоцький Д.В.						
Т.контр.							
					Аркуш 1		Аркуше 1
					<b>ПБФ, КПІ</b> <b>ім. Ігоря Сікорського</b>		
Н.контр.							
Затв.							



ДР ПБ12.18.1765.003 СХ							
					Літера	Маса	Масштаб
Зм.	Лист	№ докум.	Підп.	Дата			-
Розроб.	Шрамко Г.Г.						
Перев.	Велигоцький Д.В.						
Т.контр.					АкрUSH 1	Аркуші 1	
Н.контр.					ПБФ, КПІ		
Зате.					ім. Ігоря Сікорського		