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

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

Михайло Безуглий

«11» 06 2024р.

Дипломний проєкт

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: «Прототип портативного електрокардіографа»

Виконав:
студент IV курсу, групи ПБ-01
Цомпель Олександр Ігорович

Керівник:
Асистент
Яковенко Ірина Олександрівна

Рецензент:
к.т.н.
Малюта Марина Сергіївна

Засвідчую, що у цьому дипломному проєкті немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.
Студент (-ка) _____

Київ – 2024 рік

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

_____ Михайло БЕЗУГЛИЙ

«12» квітня 2024 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Цомпеля Олександра Ігоровича

1. Тема проєкту «Прототип портативного електрокардіографа», керівник проєкту Яковенко Ірина Олександрівна, асистент, затверджені наказом по університету від «_28_»_травня 2024 р. № 2121-с_____

2. Термін подання студентом проєкту «03» червня 2024 року.

3. Вихідні дані до проєкту :мережеве живлення, постійний струм (7-12В) і вбудований акумулятор - потужність 10 Вт, час заміру ЕКГ – 30 секунд.

4. Зміст пояснювальної записки РОЗДІЛ 1. Аналітичні передумови побудови портативного електрокардіографу; 1.1 Анатомічні засади фізіології серця; 1.1.1 Будова серця людини; 1.1.2 Функції тканини серця, провідна система серця; 1.1.3 Хвороби серця; 1.2 Аналіз методів дослідження роботи серцево-судинної системи; 1.2.1 Розробка класифікації методів дослідження роботи серця; 1.2.2 Метод електрокардіографії; 1.2.3 Електродинамічні явища в серці; 1.3 Огляд засобів інтелектуальної власності; 1.4 Аналіз сучасних прототипів; Висновки до розділу 1; РОЗДІЛ 2. Проєктування конструкції портативного електрокардіографу; 2.1 Вибір та розробка загального вигляду портативного електрокардіографа; 2.2 Розробка структурно-функціональної схеми портативного електрокардіографа; 2.3 Розробка алгоритму роботи портативного електрокардіографа; 2.4 Вибір елементної бази для приладу; 2.5 Розробка електричної схеми портативного електрокардіографа; 2.6

Розробка 3-D моделі; 2.6.1 Розробка деталей корпусу; 2.6.2 Аналіз матеріалу для виготовлення корпусу; 2.6.3 Загальна модель портативного електрокардіографа; Висновки до розділу 2 РОЗДІЛ 3. Розробка програмного забезпечення для управління портативним електрокардіографом; 3.1 Розробка інтерфейсу роботи портативного електрокардіографа; 3.2 Розробка алгоритму роботи програмного забезпечення; 3.3 Розробка коду та програмування мікроконтролера; 3.4 Інструкція користувача; 3.5 Перевірка Wi-Fi модулю на точність та швидкість передачі даних; Висновки до розділу 3; Висновки; Список використаних джерел; Додатки.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): Класифікація методів реєстрації ЕКГ (А1); Загальний вигляд портативного комп'ютерно-інтегрованого електрокардіографа (А1); Структурно-функціональна схема роботи портативного електрокардіографу (А1); Електрична схема портативного ЕКГ (А1), Складальне креслення портативного електрокардіографу (А1); Деталювання (А1);

6. Дата видачі завдання «12» квітня 2024 р..

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Огляд та аналіз літературних джерел	15 квітня 2024 р.	Виконано
2	Огляд та аналіз об'єктів інтелектуальної власності для реєстрації ЕКГ	20 квітня 2024 р.	Виконано
3	Огляд та аналіз сучасних технічних рішень	23 квітня 2024 р.	Виконано
4	Розробка загального вигляду та структурно-функціональної схеми приладу	30 квітня 2024 р.	Виконано
5	Вибір елементарної бази	5 травня 2024 р.	Виконано
6	Розробка прототипу ЕКГ	9 травня 2024 р.	Виконано
7	Розрахунок програмного забезпечення та інтерфейсу програми	15 травня 2024 р.	Виконано
8	Оформлення пояснювальної записки	20 травня 2024 р.	Виконано
9	Подача до захисту	2 червня 2024 р.	Виконано

Студент Олександр ЦОМПЕЛЬ

Керівник Ірина ЯКОВЕНКО

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	А4		Завдання на дипломну роботу	2	
2	А4	ДПБ.ПБ01.18.1702 ПЗ	Пояснювальна записка	64	
3	А3	ДПБ.ПБ01.18.1702.001 СХ	Класифікація методів реєстрації ЕКГ	1	
4	А1	ДПБ.ПБ01.18.1702.002 СК	Загальний вигляд портативного 3-канального комп'ютерно-інтегрованого електрокардіографа	1	
5	А3	ДПБ.ПБ01.18.1702.003 СХ	Структурно-функціональна схема роботи портативного електрокардіографу	1	
6	А1	ДПБ.ПБ01.18.1702.004 СХ	Електрична схема портативного ЕКГ	1	
7	А1	ДПБ.ПБ01.18.1702.005 СК	Складальне креслення портативного електрокардіографу	1	
8	А4	ДПБ.ПБ01.18.1702.005 СП	Специфікація	1	
9	А1	ДПБ.ПБ01.18.1702.005.001 ДПБ.ПБ01.18.1702.005.002 ДПБ.ПБ01.18.1702.005.003 ДПБ.ПБ01.18.1702.005.004 ДПБ.ПБ01.18.1702.005.005 ДПБ.ПБ01.18.1702.005.006	Деталювання	6	

	ПІБ	Підп.	Дата	ДПБ.ПБ01.18.1702 ПЗ		
Розроб.	Цомпель О.І.			Відомість дипломного проєкту	Лист	Листів
Керівн.	Яковенко І.О.				1	1
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. КІТВП гр. ПБ-01	
Н/контр.						
Зав.каф.	Безуглий М.О.					

Анотація

В дипломну проєкті «Прототип портативного електрокардіографа» було розроблено класифікацію методів дослідження роботи серця, що дозволило обрати потрібний метод для його реалізації в приладі.

Проєкт складається з трьох розділів: перший - Аналітичні передумови побудови портативного електрокардіографу, другий - проєктування конструкції портативного електрокардіографу та третій - розробка програмного забезпечення для управління портативним електрокардіографом. Він викладений на 99 сторінках та містить 34 рисунки, 9 таблиць, 35 літературних джерел та 2 додатки.

В першому розділі показано загальну будову серця, його функції, пояснення як утворюється імпульс в серці. Були показані різновиди дослідження роботи серця, які розділені на інвазивні та неінвазивні. Також були розглянуті аналоги портативних електрокардіографів та проаналізовані об’єкти інтелектуальної власності

В другому розділі розроблений алгоритм роботи портативного електрокардіографа та його загальний вигляд, підібрана елемента база та створена електрична схема і 3D модель для реалізації прототипу.

В третьому розділі розроблений програмний код для плати Arduino Uno + Wi-Fi R3, який створює зручний в користуванні функціональний інтерфейс з графіком електрокардіограми та можливістю зберегти його на пристрій з веб-сервера для подальшої відправки результатів лікарю.

Ключові слова: електрокардіограма, біосигнали, моніторинг, портативний електрокардіограф,Arduino Uno.

Annotation

During the implementation of the diploma project “Prototype of a portable electrocardiograph”, a classification of methods for studying the work of the heart was developed, which allowed us to choose the right method for its implementation in the device.

The project consists of three sections: the first is an analysis of the literature on the topic of the diploma project, the second is the design of a portable computer-integrated electrocardiograph, and the third is the development of software for controlling a portable computer-integrated electrocardiograph. The thesis is set out on 59 pages and contains 33 figures, 9 tables, 2 appendix, and 35 references.

The first chapter shows the general structure of the heart, its functions, and explains how an impulse is formed in the heart. The types of cardiac research were shown, which are divided into invasive and non-invasive. Analogs of portable electrocardiographs were also considered and intellectual property objects were analyzed.

In the second section, we developed the algorithm of the portable electrocardiograph and its general appearance, selected the element base, and created a circuit diagram and 3D model.

In the third section, the program code for the Arduino Uno + Wi-Fi R3 board was developed, which creates a user-friendly functional interface with an electrocardiogram graph and the ability to save it to the device from a web server for further sending the results to the doctor

Keywords: electrocardiogram, biosignals, monitoring, portable electrocardiograph, Arduino Uno.

ЗМІСТ

ВСТУП..... 9

АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРИ ЗА ТЕМОЮ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУВАННЯ..... 10

1.1 Анатомічні засади фізіології серця..... 11

1.1.1 Будова серця людини 11

1.1.2 Функції тканини серця, провідна система серця 12

1.1.3 Хвороби серця 14

1.2 Аналіз методів дослідження роботи серцево-судинної системи..... 16

1.2.1 Розробка класифікації методів дослідження роботи серця..... 16

1.2.2 Метод електрокардіографії 18

1.2.3 Електродинамічні явища в серці 19

1.3 Огляд засобів інтелектуальної власності 21

1.4 Аналіз сучасних прототипів портативних електрокардіографів 28

Висновки до розділу 1. 35

ПРОЄКТУВАННЯ КОНСТРУКЦІЇ ПОРТАТИВНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФУ .. 36

2.1 Вибір та розробка загального вигляду портативного електрокардіографа 37

2.2 Розробка структурно-функціональної схеми портативного електрокардіографа 38

2.3 Розробка алгоритму роботи портативного електрокардіографа..... 40

2.4 Вибір елементної бази для приладу 42

2.5 Розробка електричної схеми портативного електрокардіографа..... 46

2.6 Розробка 3-D моделі..... 48

2.6.1 Розробка деталей корпусу 48

2.6.2 Аналіз матеріалу для виготовлення корпусу..... 50

2.6.3 Загальна модель портативного електрокардіографа..... 52

Висновки до розділу 2 55

РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ УПРАВЛІННЯ ПОРТАТИВНИМ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФОМ;..... 56

3.1 Розробка інтерфейсу роботи портативного електрокардіографа 57
3.2 Розробка алгоритму роботи програмного забезпечення 59
3.3 Розробка коду та програмування мікроконтролера 61
3.4 Інструкція користувача 62
3.5 Перевірка Wi-Fi модулю на точність та швидкість передачі даних; 63
Висновки до розділу 3 65
ДОДАТОК А – ГРАФІЧНИЙ МАТЕРІАЛ 72
ДОДАТОК Б – КОД ПРОГРАМИ 85

Вступ

У сучасному світі захворювання серцево-судинної системи залишаються однією з провідних причин смертності серед населення. Своєчасна діагностика та моніторинг стану серця мають вирішальне значення для зниження ризиків та завчасного виявлення патологій. З розвитком технологій з’являються нові можливості для покращення медичних приладів, особливо портативних, що дозволяє відслідковувати стан свого здоров’я та передавати дані лікарю онлайн.

Особливо актуальним це стає для літніх людей, які часто мають підвищений ризик серцево-судинних захворювань. Портативні електрокардіографи дозволяють проводити регулярний моніторинг стану серця у домашніх умовах, що значно підвищує якість життя та зменшує ризик розвитку серйозних ускладнень. Такий пристрій може бути використаний не тільки вдома, але й у медичних установах, санаторіях, під час подорожей та у будь-яких ситуаціях, де потрібен швидкий та точний аналіз стану серця.

Цей дипломний проєкт присвячений розробці комп’ютерно-інтегрованого портативного електрокардіографа. Мета проєкту є створити функціональний та зручний у використанні пристрій, який забезпечить надійну діагностику серцево-судинної системи. Пристрій повинен мат

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНІ ПЕРЕДУМОВИ ПОБУДОВИ ПОРТАТИВНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФУ

1.1 Анатомічні засади фізіології серця

1.1.1 Будова серця людини

Серцево-судинна система, що є також кровообіговою системою, є життєво важливою забезпечуючи безперервний рух крові, поживних речовин, кисню та продуктів відходів до клітин та від них. Серце функціонує завдяки ритмічним скороченням та представляє собою порожнистий м'язовий орган, що має 4 відділи: праве передсердя та правий шлуночок та ліве передсердя і лівий шлуночок, на рисунку 1.1 зображена будова цього органа [1].

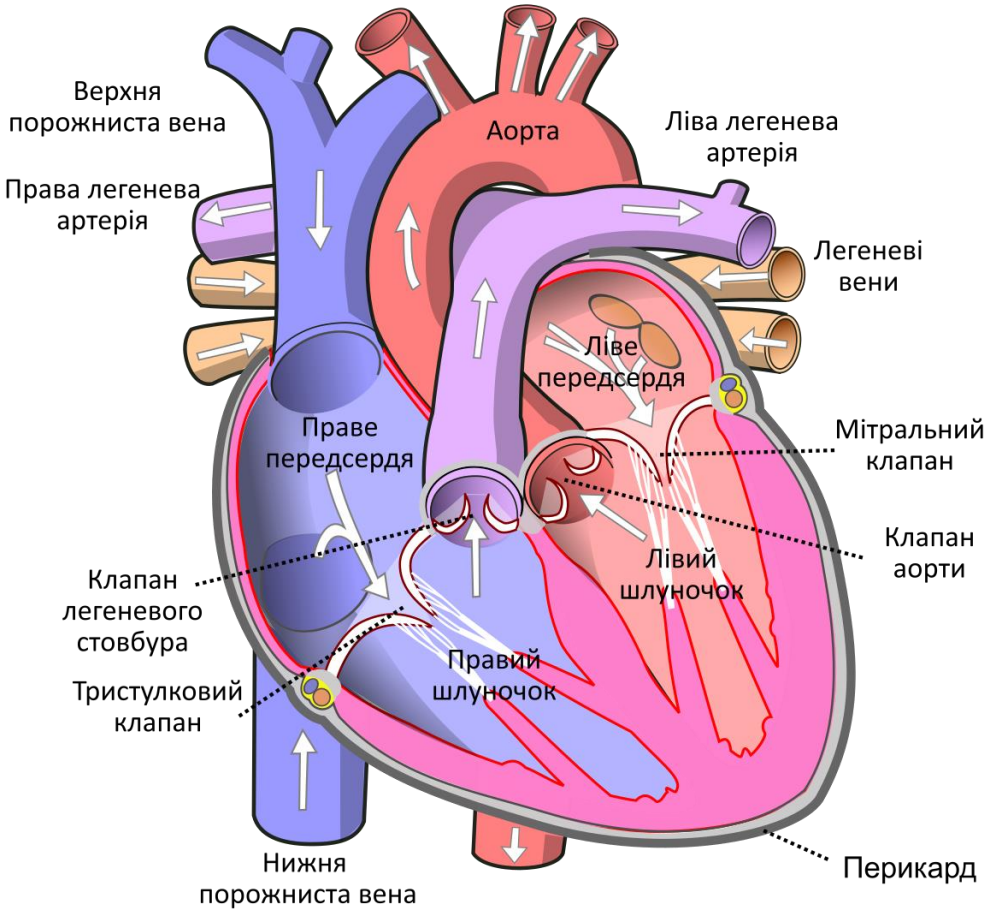


Рис.1.1 Будова серця та схематичне зображення руху крові [2]

Аорта є найбільшою артерією в організмі людини, що виходить з лівого шлуночка серця і розгалужується на різні артерії, які переносять кров до всіх частин тіла, грає ключову роль у кровообігу надсилаючи кисень та поживні речовини до усіх органів та тканин [3].

Верхня порожниста вена – велика вена, яка приводить кров в серце. Вона збирає кров з верхньої частини тіла (голова, шия , руки, верхня часина грудей) і транспортує її в серце.

Легеневий стовбур – артерія яка несе венозну кров із правого шлуночка в легені для оксигенації.

Ліве передсердя – одне з двох передсердь серця, яка отримує оксигеновану кров з легеневих вен та пересилає її в лівий шлуночок серця.

Праве передсердя – друге передсердя серця, яке отримує деоксигеновану кров з верхньої та нижньої порожнистих вен і направляє її в правий шлуночок серця [3].

Правий шлуночок – камера серця, яка приймає деоксигеновану кров з передсердя та відправляє її в легені для оксигенації.

Лівий шлуночок – друга камера серця, отримує оксигеновану кров з лівого передсердя і виконує функцію переміщення крові від легень до інших частин тіла через аорту .

Міокард – товста середня оболонка стінки серця, побудована з серцевої мязової тканини, виконує функцію спонтанних серцевих скорочень. Завдяки своїм унікальним властивостям, міокард забезпечує ритмічне і безперервне скорочення серця, що є життєво важливим для циркуляції крові по всьому організму [3].

Проте порушення в роботі серця можуть призводити до серйозних захворювань, що впливають на здоров’я та життя людини.

1.1.2 Функції тканини серця, провідна система серця

Автоматизм це унікальна здатність спеціалізованих тканин, таких як клітин синусового вузла, серця генерувати самостійно електричні імпульси без зовнішніх збуджень. Цю функцію виконують клітини синатріального вузла (СА-вузла) та провідної системи серця. У скоротливому міокарді, який відповідає за роботу серця як помпа функції автоматизму немає. Скоротливі м’язові клітини мають стабільний мембранний потенціал в період діастоли, що підтримується на рівні приблизно -90мВ [4].

Клітини, які володіють функцією автоматизму, мають специфічні властивості мембрани, які дозволяють їм поступово зменшувати мембранний потенціал в діастолі без зовнішніх стимулів. Цей процес відомий як повільна спонтанна деполяризація діастоли. При досягненні певного критичного рівня потенціалу (приблизно -60мВ) відбувається різка і невпинна деполяризація клітини, що призводить до збудження та генерації імпульсу, який спричиняє скорочення м'язів серця та наступне випорожнення крові [4].

Провідна система серця включає в себе спеціалізовані клітини, які забезпечують передачу електричних сигналів усім частинам серця для координації його скорочень. Система зображена на рисунку 1.3.

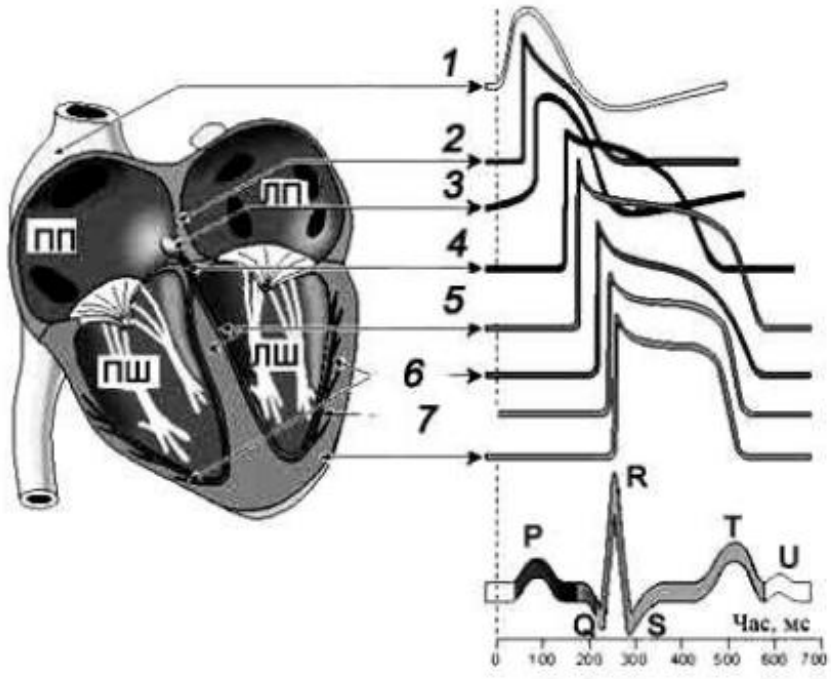


Рис. 1.3 Зображення провідності серця: 1 – Синоатріальний вузол; 2 – міокард передсердь; 3 – АВ-вузол; 4 – пучок Гіса; 5 – права та ліва ніжки пучка Гіса; 6 – волокна Пуркін'є; 7 – міокард шлуночків [4]

Основні компоненти системи включають:

- Синоатріальний вузол (СА-вузол): розташований у стінці правого передсердя біля верхньої порожнистої вени, генерує електричний імпульс, який ініціює скорочення передсердь [4].

- Атріовентрикулярний вузол (АВ-вузол): розташований між передсердями і шлуночками. Дозволяє тримати короткий час електричний сигнал, об передати його до шлуночків після повного збудження передсердь.
- Пучок Гіса: провідник, що починається від АВ-вузла і розгалужується на дві гілки, які прокладаються вздовж стінок шлуночків.
- Волокна Пуркін'є: тонкі волокна, які виходять з пучка Гіса і розгалужуються по поверхні шлуночків, передаючи електричні сигнали до міокарда.

Автоматизм серцевих клітин обумовлений наявністю спеціалізованих іонних каналів, які регулюють потік іонів кальцію та натрію через мембрану клітини. Наприклад канали L-типу кальцію відіграють ключову роль у процесі спонтанної деполяризації і генерації електричних імпульсів у клітинах СА-вузла. Порушення функції цих каналів може призводити до серцевих аритмій і інших порушень ритму серця. Дослідження показали, що мутації в генах, які кодують ці канали, можуть спричиняти серйозні розлади серцевої діяльності, такі як брадикардія та фібриляція передсердь [5].

Ця система забезпечує правильну послідовність скорочень передсердь та шлуночків, що дозволяє ефективно перекачувати кров по всьому тілу.

Оскільки правильна робота провідної системи серця є критично важливою для здоров'я, необхідно застосовувати різноманітні методи дослідження серцево-судинної системи для виявлення та діагностики потенційних порушень.

1.1.3 Хвороби серця

Хвороби серця є серйозною проблемою в сучасному світі, понад 50% смертельних випадків склались саме через ці хвороби, загальні вигляди хвороб зображені на рис. 1.4 (1-6):

Ішемічна хвороба серця (ІХС) – захворювання, яке виникає через стійке звуження або блокування артерій рис. 1.4 (1), що порушує кровопостачання міокарда , може призвести до серцевого нападу [6].

Аритмія – недостатнє кровопостачання органів та тканин через нерегулярний ритм серця рис. 1.4 (2) [7].

Захворювання серцевого клапана – ускладнення правильного відкриття та закриття клапанів через що кровотік може бути заблокований рис. 1.4 (3) [7].

Серцева недостатність – кров не перекачується належним чином рис. 1.4 (4), виникає через захворювання щитовидної залози, високий тиск чи хворобу серцевих м'язів [7].

Міокардит – запалення м'яза серця рис. 1.4 (5), яке впливає на електричну активність серця [7].

Інфаркт міокарда – ураження серцевого м'яза рис. 1.4 (6) через гостре порушення кровопостачання [7].

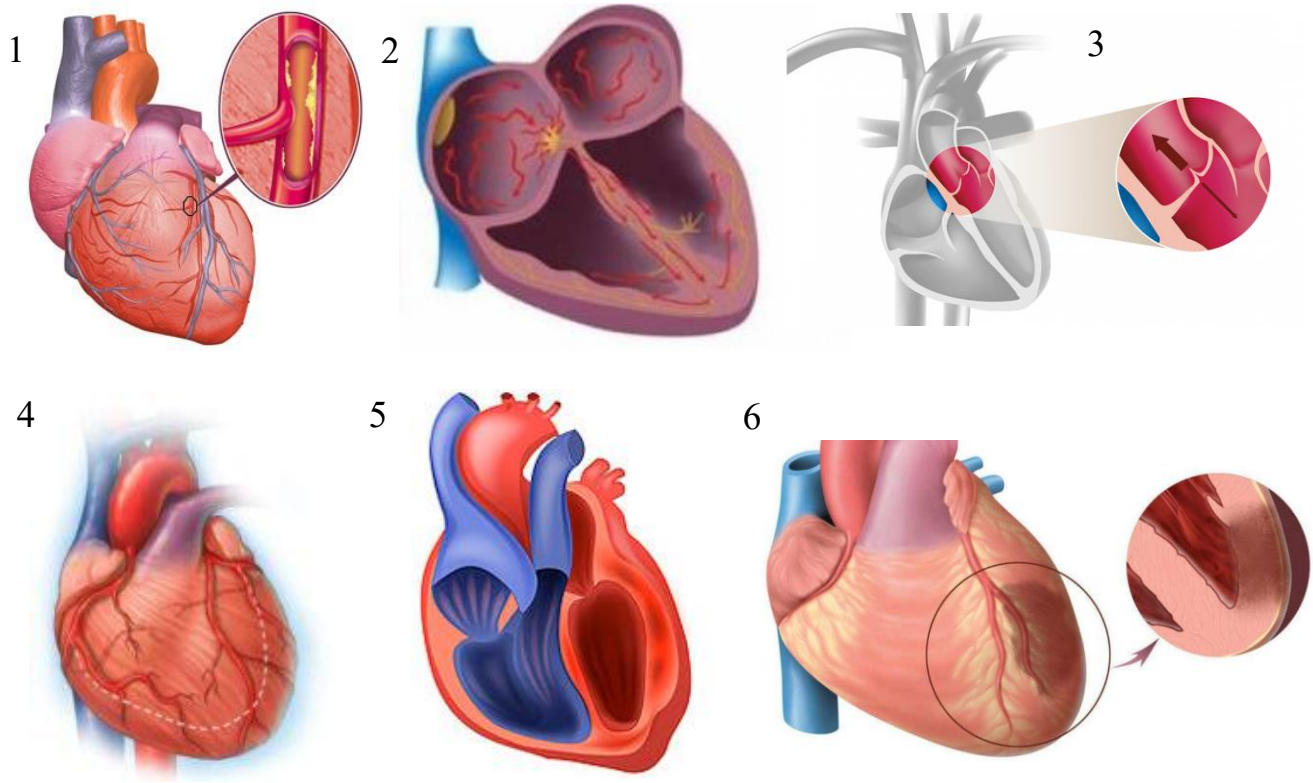


Рис. 1.4 Хвороби серця: 1-ішемічна хвороба серця, 2-аритмія, 3-захворювання серцевого клапана, 4-серцева недостатність, 5-міокардит, 6-інфаркт міокарда [2-6]

Важливо відзначити, що різні методи дослідження роботи серцево-судинної системи дозволяють ефективно виявляти та діагностувати ці захворювання на ранніх стадіях

1.2 Аналіз методів дослідження роботи серцево-судинної системи

1.2.1 Розробка класифікації методів дослідження роботи серця

В даному дипломному проєкті була розроблена класифікація методів дослідження роботи серця, що продемонстрована на рис. 1.5. та в додатку А ДПБ.ПБ-01.18.1702.001 СХ

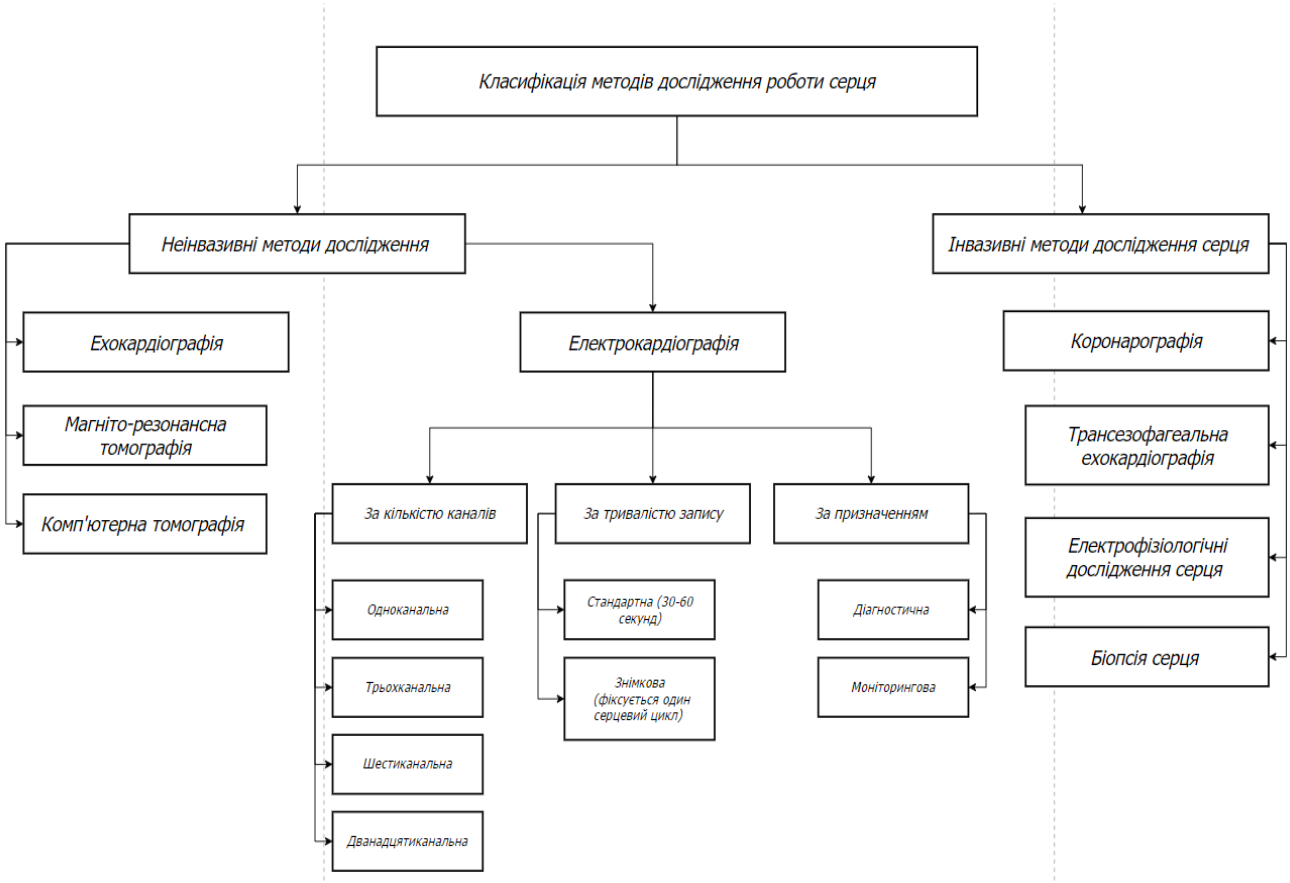


Рис.1.5. Класифікація методів дослідження роботи серця

Методи дослідження роботи серця можна поділити на дві групи:

- інвазивні;

- неінвазивні.

Кожна з цих груп включає різні техніки, що дозволяють лікарям отримати інформацію про стан серцево-судинної системи пацієнта [8].

Неінвазивні методи дослідження:

Неінвазивні методи не потребують проникнення всередину тіла пацієнта. Вони є більш безпечними та менш болісними, тому часто використовуються для первинного обстеження [8].

Ехокардіографія – метод ультразвукового дослідження серця, який дозволяє візуалізувати структуру серця та оцінити його функціонування.

Магніто-резонансна томографія (МРТ) – використовує магнітні поля і радіохвилі для створення детальних зображень серця та навколишніх структур.

Комп'ютерна томографія (КТ) – застосовує рентгенівскі промені для створення детальних поперечних зрізів серця і судин.

Електрокардіографія – метод запису електричної активності серця через електроди, розміщені на поверхні тіла. ЕКГ може бути класифіковане за кількома параметрами.

За кількістю каналів:

- Одноканальна: використовується для базових обстежень;

- Трьохканальна: дає більш детальну інформацію;

- Шестиканальна: забезпечує ще більшу точність;

- Дванадцятиканальна: використовується для комплексної діагностики.

За тривалістю запису:

- Стандартна (30-60 секунд): короткий запис для базової оцінки;

- Знімкова (фіксується один серцевий цикл): зосереджується на конкретному моменті.

За призначенням:

- Діагностична: використовується для виявлення конкретних патологій;

- Моніторингова: тривалий запис для спостереженнями за змінами протягом заданого лікарем періоду [8].

Інвазивні методи досліження:

1. Інвазивні методи включають проникнення всередину тіла пацієнта для отримання більш детальної інформації або виконання лікувальних процедур.

2. Коронографія – введення контрастної речовини в коронарні артерії для візуалізації їх стану за допомогою рентгенівських знімків.

3. Трансезофагенальна ехокардіографія – ехокардіографія, яка виконується через введення датчика в стравохід, що дозволяє отримати більш чіткі зображення задніх структур серця.

4. Електрофізіологічні дослідження серця – використаня катетерів для запису електричної активності всередині серця, що допомагає виявити джерела аритмій.

5. Біопсія серця – взяття зразка тканини серця для мікроскопічного аналізу з метою виявлення патологічних змін [9].

1.2.2 Метод електрокардіографії

Електрокардіографи – прилади які реєструють різницю потенціалів між двома точками в електричному полі серця. Сучасні електрокардіографи вирізняються високою точністю, функціональними можливостями (портативність, додаткова інформація про стан пацієнта, тощо) і технічною досконалістю. Також електрокардіографи можуть проводити як одноканальний так і багатоканальний запис ЕКГ та аналізувати його.

Багатоканальний запис дозволяє фіксувати зміни потенціалів відразу у різних серцевих відведеннях, що скорочує час дослідження та підвищує точність та правдивість стану пацієнта.

Мобільний кардіограф з одним каналом є простим та ефективним пристроєм для невідкладної медичної допомоги. Він компактний, легкий, має мінімальний набір функцій і може працювати як від мережі, так і від батарейок, що робить його незамінним у польових умовах. Завдяки своїм характеристикам та низькій вартості, такий пристрій є оптимальним вибором для екстрених служб та первинної діагностики.

Для зйому електрокардіограми використовуються певні ділянки тіла, на які накладаються електроди. Найчастіше електроди розташовуються на грудях, зап’ястях і пальцях. Це дозволяє знімати потенціали з різних точок електричного поля серця, отримуючи повну картину його електричної активності. Розташування електродів на кінцівках та грудній клітці дає змогу реєструвати електричні імпульси під різними кутами, що допомагає виявити навіть незначні аномалії в роботі серця.

Електрокардіографи складаються з вхідного пристрою для підключення електродів, системи підсилювачів біопотенціалів та реєструючого пристрою, принцип роботи зображений на рисунку 1.6 [4]

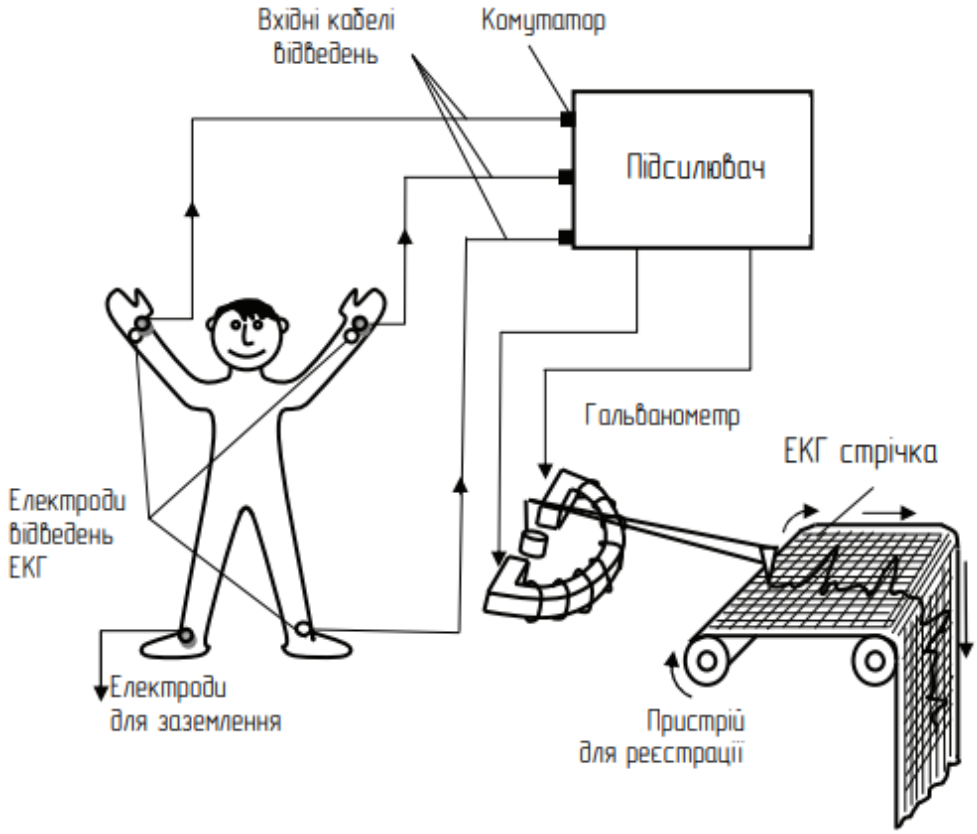


Рис. 1.6. Принцип дії електрокардіографа [4]

Вибір цих ділянок обумовлений анатомічними та фізіологічними особливостями. Зап’ястя мають менше м’язової тканини, що знижує можливість перешкод при зйомі сигналів. Грудні відведення дозволяють безпосередньо реєструвати активність серця, оскільки вони розташовані найближче до нього. Це забезпечує точніше й детальніше відображення електричних подій, що відбуваються під час серцевого циклу. Таке розташування електродів сприяє максимальному зниженню шумів і підвищенню точності отриманих даних.

1.2.3 Електродинамічні явища в серці

Електродинамічні явища в серці являють собою процеси збудження і реполяризації серцевих м’язів, що відбуваються під час серцевого циклу. Ці процеси

можна детально вивчити за допомогою електрокардіографії, яка дозволяє реєструвати електричну активність серця на поверхні тіла у вигляді електрокардіограми (ЕКГ)

На рис. 1.7 схематично представлено послідовність електричних подій у серці, що реєструються пі час одного серцевого циклу [10].

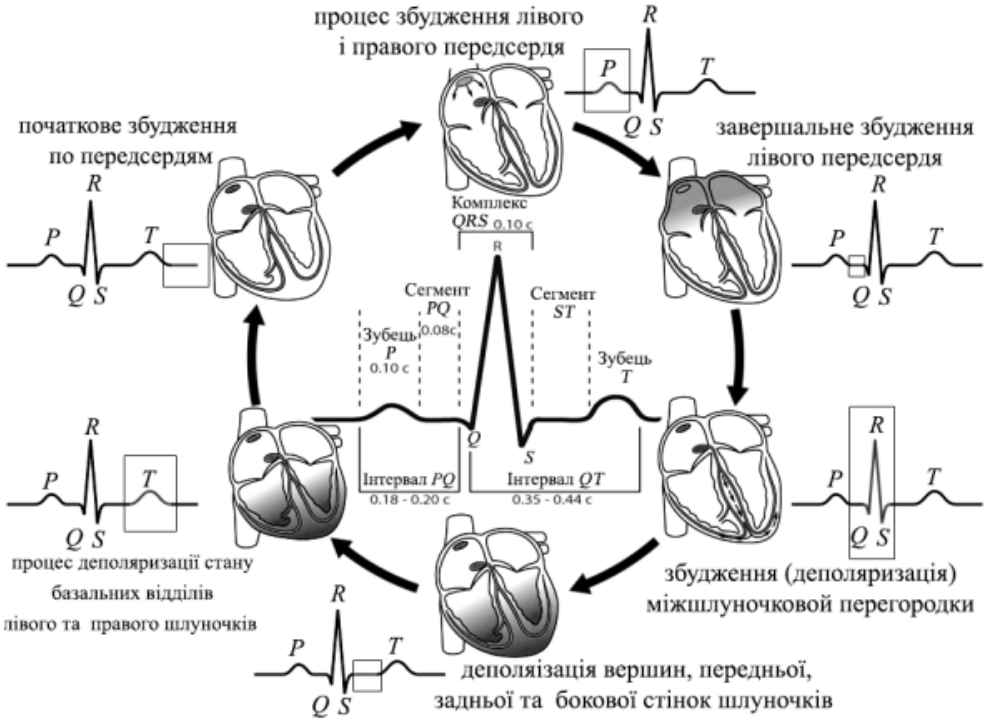


Рис.1.7 Послідовність виникнення електричних імпульсів у серці [10]

Цей цикл можна поділити на 6 етапів:

1. Початкове збудження по передсердях:

Процес починається з деполяризації лівого і правого передсердь, що відповідає зубцю Р на ЕКГ. Збудження передсердь забезпечує скорочення передсердних м’язів і перекачування крові до шлуночків.

2. Процес збудження лівого і правого передсердь:

Завершальне збудження лівого передсердя на рисунку відповідає сегменту PQ на електрокардіограмі. Він відображає час, необхідний для проходження імпульсу через передсердя до атріовентрикулярного вузла і далі до шлуночків.

3. Деполяризація міжшлуночкової перегородки:

Цей етап включає деполяризацію міжшлуночкової перегородки, яка відображається комплексом QRS на ЕКГ. Комплекс QRS відображає швидке

збудження обох шлуночків серця, яке є ключовим для ефективного скорочення серцевих м’язів і перекачування крові до великих артерій.

4. Деполяризація базальних відділів шлуночків:

Після збудження міжшлуночкової перегородки, електричний імпульс поширюється до базальних відділів лівого і правого шлуночків, що завершує комплекс QRS на ЕКГ зубцем S. Це відображає деполяризацію всіх відділів шлуночків.

5. Деполяризація верхівки та стінок шлуночків:

Далі настає деполяризація верхівки, передньої, задньої та бокової стінок шлуночків, що забезпечує їх повне збудження. Це відображає завершення електричної активності шлуночків, необхідної для їх скорочення.

6. Реполяризація шлуночків:

Після деполяризації настає етап реполяризації, який відображається зубцем T на ЕКГ. Реполяризація шлуночків є процесом відновлення початкового стану клітинних мембран після скорочення, що готує шлуночки до наступного серцевого циклу. Інтервал QT включає в себе період деполяризації та реполяризації шлуночків, що є важливим показником для оцінки електричної стабільності серця. [10]

Також на рисунку зображені основні сегменти та інтервали ЕКГ, які використовуються для діагностики різних серцевих захворювань. Сегмент ST представляє час між завершенням деполяризації та початком реполяризації шлуночків. Зміни в цьому сегменті можуть вказувати на ішемію або інші патології серцевого м’яза.

1.3 Огляд засобів інтелектуальної власності

У цьому дипломному проєкті було здійснено огляд інтелектуальної власності у сфері портативних електрокардіографів. Розглянемо на рисунку 1.8 патент портативного електрокардіографа, який можна підвішувати на шию пацієнта [11].

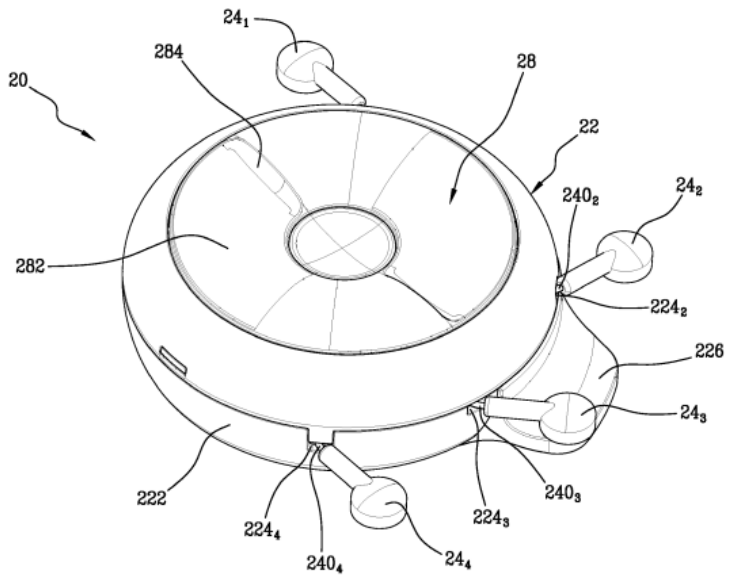


Рис. 1.8 Портативний електрокардіограф, який підвішується на шию [11]: 22 – центральний корпус; 241, 242, 243, 244 – з'єднувачі; 28 – засіб намотування / розмотування проводів; 222 – бічна стінка; 2242, 2243, 2244 – отвори для проводів; 226 – гнучке крило; 2402, 2403, 2404 – проводи; 282 – рухома головка; 284 – опорна поверхня

Завдання цього винаходу полягає в тому, щоб зробити доступним електрокардіограф, який може бути легко використаний будь-ким, без допомоги кваліфікованого персоналу для розміщення електродів на грудях, та будь-де, навіть за відсутності мережі електроживлення.

Пристрій містить центральний корпус, кілька з'єднувачів і електронний блок. Кожен зі з'єднувачів зв'язується з відповідним електродом, який накладається на грудну клітку пацієнта для фіксування електричних сигналів. Зазначений роз'єм влаштований таким чином, що при правильному підвішуванні електрокардіографа на шию пацієнта він автоматично встановлюється в правильне положення для виявлення сигналів. Електроди переважно є одноразовими і можуть бути прикріплені до шкіри пацієнта таким чином, щоб вони залишалися стабільними під час виявлення сигналу. Кожен з роз'ємів може приймати електричні сигнали, виявлені електродами, та передавати їх до електронного блоку [11].

Центральний корпус містить засоби намотування та розмотування проводів, які дозволяють кожному дроту розмотуватись та намотуватись незалежно від інших проводів. Барабани мають такий діаметр, що відповідний дріт може бути повністю

намотаний менш ніж за один оберт барабана. Іншими словами, дріт може виходити з центрального корпусу на максимальну довжину, що входить в окружність відповідного барабана. Електронний блок налаштований для прийому сигналів та для передачі їх на зовнішній по відношенню до електрокардіографа електронний пристрій [11].

Електронний блок також містить блок обробки (наприклад, мікропроцесор), сконфігурований для прийому та обробки електричних сигналів від з'єднувачів з метою перевірки правильності розміщення електродів. Блок обробки також налаштований для опрацювання сигналів, отриманих від з'єднувачів, щоб зробити їх придатними для послідовних кроків, необхідних для відстежування електрокардіограми; наприклад, блок обробки може вигідно перетворити аналогові сигнали, що надходять від електродів, в цифрові сигнали, придатні для передачі за допомогою трансивера [11].

Далі на рисунку 1.9 розглянемо портативний електрокардіограф, в якому відкритий електрод розташований на торцевій поверхні одного кінця корпусу.

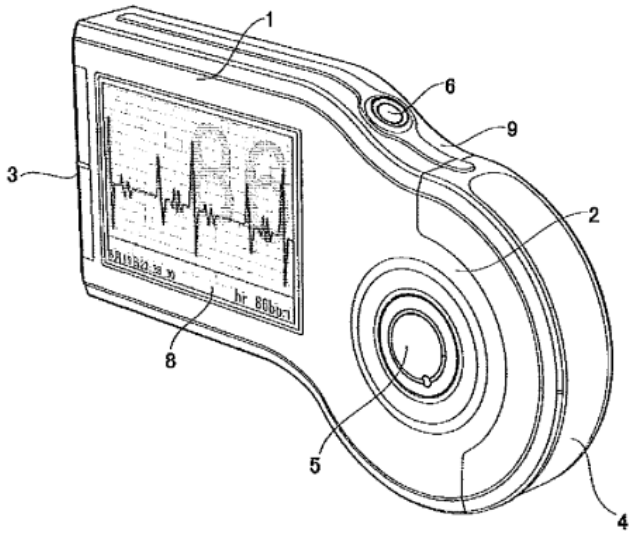


Рис. 1.9. Портативний електрокардіограф [12]: 1 – кубоподібний корпус; 2 – напівкруглий корпус; 3, 4 – відкриті електроди; 5 – вимірювальна клавіша; 6 – ключ для підключення до електромережі; 7 – дисплей

Інший кінець корпусу цього пристрою має зручну для тримання конструкцію, в якій міститься інший відкритий електрод. Цей винахід має зручну та унікальну форму

конструкції для тримання, яка забезпечує залучення зап’ястя, руки та тулуба користувача, утворюючи відносний простір, що дозволяє користувачеві визначати діяльність серця в природній та правильній позі, щоб переконатися, що контрольовані дані є точними та достовірними [12].

Як показано на рисунку 1.9, лівий торець корпусу має кубоподібну форму, на поверхні якого розташований відкритий електрод. На передній частині кубоподібного корпусу розміщено дисплей. Правий кінець корпусу є напівкруглої форми, а інший відкритий електрод розташований на дузі цього тіла. Вимірювальна клавіша розташована в центрі напівкруглого корпусу. Ключ живлення розташований у з’єднувальній частині між кубоподібним та напівкруглим корпусами [12].

Щоб розпочати вимірювання, користувач натискає кнопку живлення. Потім напівкруглий корпус електрокардіографа утримує правою рукою, а вказівним пальцем правої руки натискає на електрод, який розташований в напівкруглому корпусі, і підтримує надійний контакт. Великий палець правої руки повинен бути розміщеним на клавіші. Електрод на одному кінці кубоподібного корпусу електрокардіографа приводиться в дію для контакту з положенням серця в лівій частині грудної клітки. Великий палець правої руки натискає на вимірювальну клавішу, і тоді на дисплеї може відображатися виміряна форма сигналу. У той же час, може бути виконана операція керування та збереження, щоб збирати контрольовану форму сигналу та дані для подальшого використання [12].

На рисунку 1.10 проілюстровано позу, в якій відбувається процес вимірювання біосигналів за допомогою портативного ЕКГ.

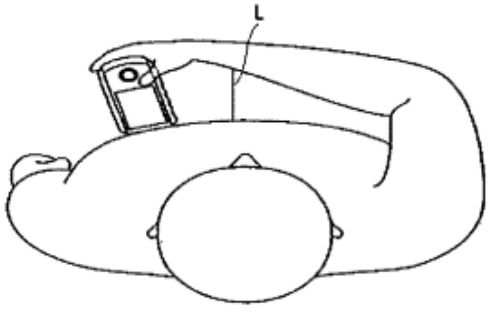


Рис. 1.10 Процес вимірювання біосигналів портативним ЕКГ [12]

Така поза є природною, яка забезпечує правильне положення для вимірювання та дозволяє досягти точності вимірювання.

Наступний електрокардіограф зображений на рисунку 1.11.

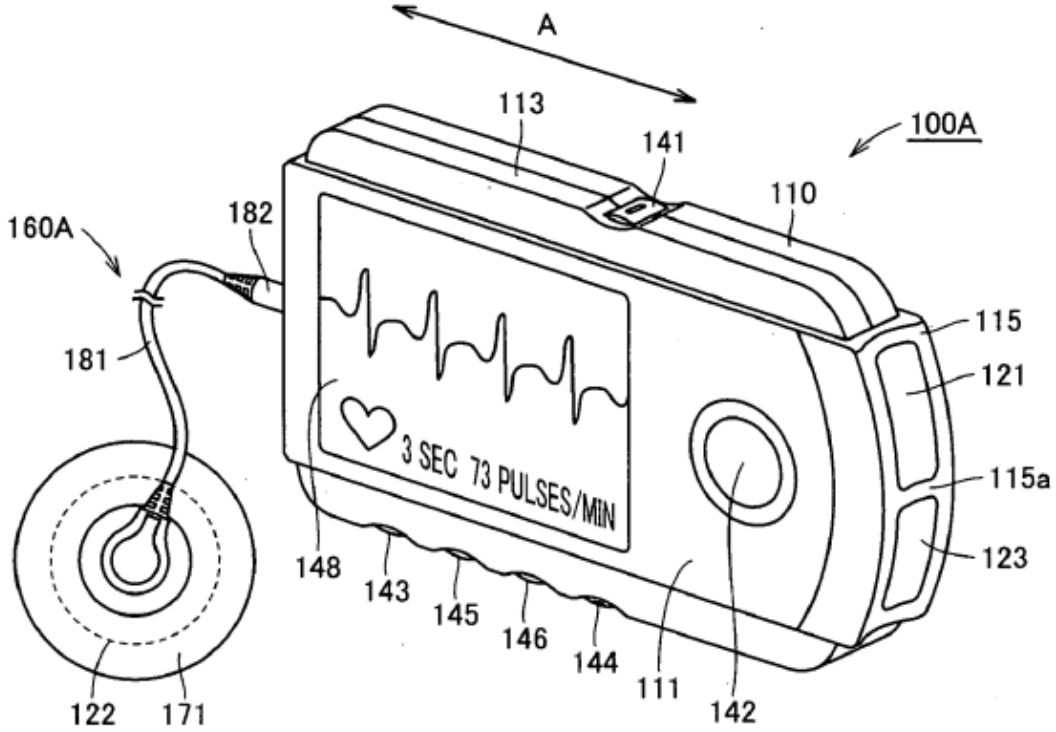


Рис. 1.11 Портативний ЕКГ 100А – портативний електрокардіограф[13]; 110 – основний корпус; 111 – лицьова сторона пристрою; 113 – верхня частина пристрою; 115 – права бічна панель; 115а – увігнута частина пристрою; 121 – негативний електрод; 122 – електрод; 123 – індиферентний електрод; 141 – кнопка живлення; 142 – кнопка вимірювання; 143 – кнопка налаштування; 144 – кнопка дисплею; 145 – ліва кнопка прокрутки; 146 – права кнопка прокрутки; 148 – дисплей; 160А – зовнішній електродний блок; 171 – частина кріплення; 181 – з’єднувальний кабель; 182 – з’єднувач

Портативний електрокардіограф складається з електроду, який розташований на зовнішній поверхні корпусу пристрою, та іншого електроду, який знаходиться за межами корпусу та під’єднаний до пристрою за допомогою з’єднувального кабелю. Коли електроди контактують з поверхнею тіла пацієнта, вимірюється різниця потенціалів між першим і другим електродами для того, щоб визначити форму електрокардіографічної хвилі. Таким чином, шум, викликаний міоелектричним потенціалом, що виробляється в інших м’язах, крім серцевого, не накладається на

електрокардіографічну форму сигналу, і електрокардіографічна форма сигналу може бути точно виміряна [13].

Вимірювання біосигналів серця цим пристроєм відбувається наступним чином. Електроди, що приклеюються, від'єднуються від основного корпусу пристрою. Один вимірювальний електрод і індиферентний електрод контактують з тілом користувача, коли він тримає основну частину пристрою правою рукою. Інший вимірювальний електрод, розташований на кінці руки пристрою, притискається до грудей користувача. Такий підхід дозволяє швидко і точно зняти ЕКГ сигнал у визначений момент [13].

Проілюстрований на рисунку 1.12 портативний пристрій з електронними схемами використовується для вибіркового моніторингу та запису ЕКГ сигналів пацієнта.

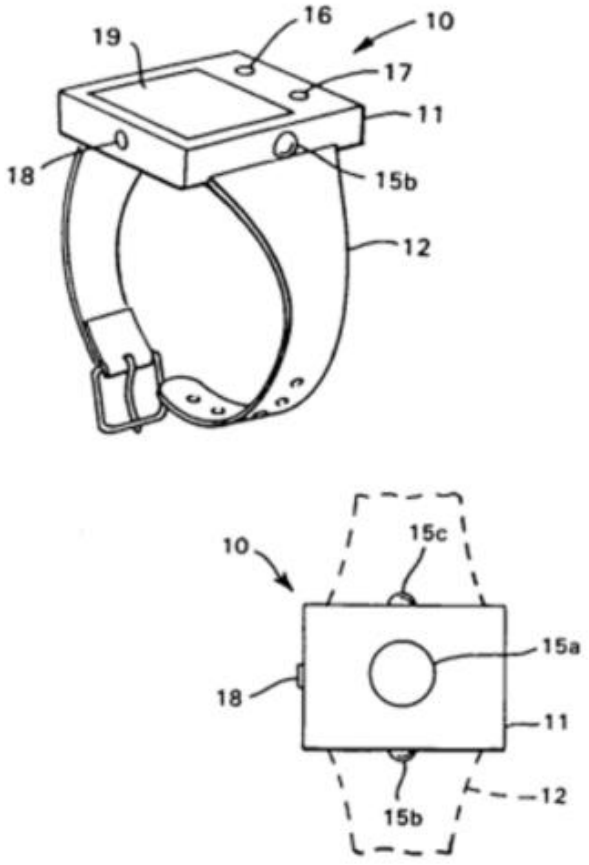


Рис. 1.12 Портативний монітор/реєстратор ЕКГ[14]: 10 – портативний монітор/реєстратор ЕКГ; 11 – корпус пристрою; 12 – браслет пристрою; 15a, 15b, 15c – електроди; 16, 17 – кнопка управління; 18 – вихідний порт; 19 – дисплей

Перший провідний електрод розташований на поверхні корпусу для контакту з тілом користувача. Другий і третій електроди розташовані на іншій поверхні корпусу для зручного контакту пальцями. Один з цих двох електродів забезпечує сигнал заземлення для електронних схем. Пристрій кріпиться на зап’ясті користувача за допомогою ремінця, а мікропроцесор керує електронними схемами таким чином, що сигнал ЕКГ користувача відстежується або записується лише тоді, коли користувач тримає другий і третій електроди. Окремий модемний пристрій може бути підключений до апарату для здійснення імпульсної передачі даних до зовнішнього приймача [14].

Наступний винахід зображений на рисунку 1.13.

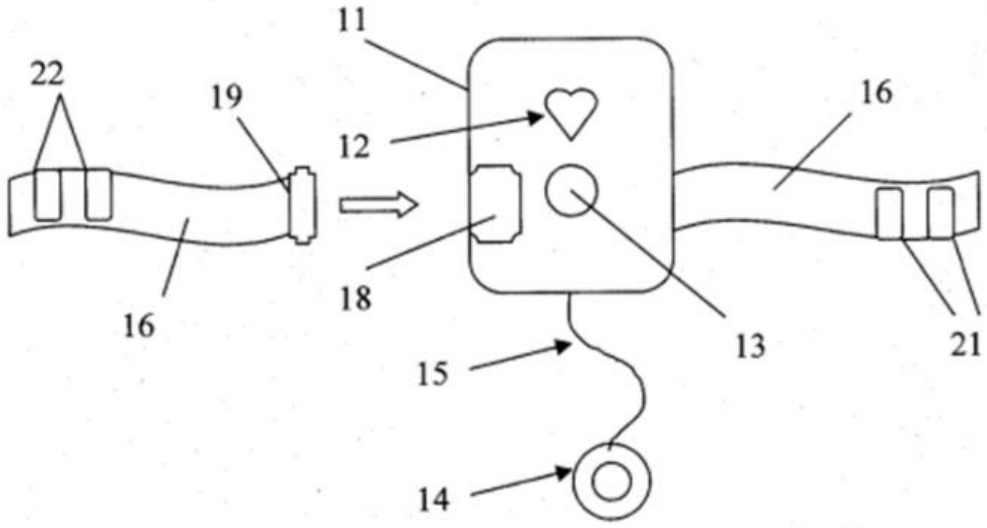


Рис. 1.13 Система моніторингу ЕКГ [15]: 1 – персональний ЕКГ-прилад; 11 – корпус; 12 – візуальний індикатор; 13 – кнопка старту; 14 – поясний електрод; 15 – кабель електрода; 16 – електродна стрічка; 18 – застібка ременя; 19 – застібка; 21, 22 – електроди

Цей винахід стосується системи електрокардіографічного моніторингу, яка включає:

а) персональний ЕКГ-пристрій для надання даних про електричну активність серця користувача з 12 відведень, де ці дані отримуються з набору щонайменше 9 електродів, кожен з яких електрично підключений до персонального ЕКГ-пристрою безпосередньо або через грудний ремінь електродів;

б) модуль бездротового зв'язку на короткій відстані, вбудований у персональний ЕКГ-пристрій для передачі даних на смартфон;

в) спеціальний додаток для смартфона, який виконується на смартфоні, для візуального відображення інформації, пов'язаної з 12-канальним ЕКГ, і для передачі даних до віддаленого центру обробки даних [15].

Ремінь електродів включає грудний ремінь з 6 анатомічно розташованими прекордіальними ЕКГ-електродами, електродами для правої та лівої руки, еластичну частину для обхвату грудей і зручне закриття, що містить електричні з’єднання. При необхідності, ремінь електродів може бути від’єднаний від персонального ЕКГ-пристрою і замінений різними ременями для персоналізації розміру ременя відповідно до розміру грудей та статі [15].

1.4 Аналіз сучасних прототипів портативних електрокардіографів

У цьому пункті було оглянуто та проаналізовано працюючі прототипи портативних електрокардіографів

Розглянемо прилад Heaco ECG80A, який продемонстрований на рисунку 1.14



Рис.1.14 Портативний електрокардіограф Heaco ECG80A [16]

Портативний одноканальний електрокардіограф Heaco ECG80A є стильним та зручним кардіографом, який забезпечує функціональні можливості стаціонарного апарату у портативному форматі. Він підходить для приватних консультацій на дому

та для використання бригадами швидкої медичної допомоги. Цей портативний кардіограф підтримує 12 відведень і має два режими друку: автоматичний та ручний. Швидкість плівки можна налаштувати на 25мм/с або 50 мм/с. Для початку запису ЕКГ достатньо натиснути одну кнопку [16].

Інтелектуальні фільтри та сучасний процесор забезпечують отримання чіткої кривої ЕКГ без шумів та артефактів. Широкий екран дозволяє попередньо переглядати ЕКГ перед друком. Пристрій може підключатись до ПК через USB порт і виводити ЕКГ на друк через звичайний принтер

Технічні характеристики портативного одноканального електрокардіографа Heaco ECG80A наведені в таблиці 1.1

Таблиця 1.1 Технічні характеристики Heaco ECG80A [16]

Параметр	Значення
Кількість каналів	12 відведень
Підключення до ПК	Так, через USB
Кількість ЕКГ на одному заряді	Понад 150 ЕКГ
ЕКГ	10-ти канальний кабель для реєстрації 12 відведень
EMG фільтр	35Гц (-3Дб)
Фільтри	Інтелектуальні фільтри для зменшення шуму
Вхідна потужність	<55 Вт
ЕКГ	
Живлення	Блок живлення (AC:100-240В, 50/60Гц;вихід DC: 9В) або літієва батарея (DC: 7.4 В)
CMRR	>60 Дб

Далі розглянемо наступний прилад від цієї ж компанії Heaco PM10

Heaco PM10 – це портативний електрокардіограф, призначений для індивідуального використання та домашнього моніторингу стану серця. Пристрій має інтелектуальний дизайн і дозволяє проводити дистанційне управління здоров’ям за допомогою мобільного додатку. Це допомагає швидко почати вимірювання, зберігати

дані ЕКГ, завантажувати їх у хмару, отримувати висновки та поради від лікаря. Загальний вигляд цього апарату представлений на рисунку 1.15 [17].



Рис.1.15 Портативний електрокардіограф Heaco PM10 [17]

Технічні характеристики портативного електрокардіографа наведені в таблиці 1.2

Таблиця 1.2 Технічні характеристики Heaco PM10 [17]

Параметр	Значення
Дисплей	1.77” кольоровий TFT-LCD
Спосіб вимірювання	Дотик пальцем
Час роботи від акумулятора	500 записів на повному заряді
CMRR	>60 Дб
Живлення	Вбудований акумулятор (DC 3.7V 530 mAh)
Передача даних	Bluetooth
Характеристика частотної амплітуди	Стандарт: 10 Гц; 1 Гц – 20 Гц (+0,4 дБ, -3 дБ)

Наступний прилад, який розглянемо - апарат для ЕКГ Beurer ME 90 зображений на рисунку 1.16



Рис.1.16 Апарат для ЕКГ Beurer ME 90 [18]

Beurer ME 90 – це мобільний пристрій для запису та контролю серцевого ритму, який дозволяє користувачам легко проводити моніторинг серцевої діяльності як вдома, так і в дорозі. Цей компактний ЕКГ – монітор забезпечує швидкий та зручний запис серцевих сигналів з подальшою передачею даних на смартфон через Bluetooth, що дозволяє проводити оцінку результатів за допомогою додатку «Beurer Cardioexpert». Технічні характеристики пристрою розписані в таблиці 1.3 [18].

Таблиця 1.3 Технічні характеристики апарату для ЕКГ Beurer ME 90 [18]

Параметр	Значення
Підключення до ПК	Через USB порт або Bluetooth
Вага пристрою	35 грам
Живлення	Дві 3 В батареї CR 2032
Захист від вологи	IP22
Програмне забезпечення	Beurer CardioExpert
CMRR	>60 дБ

Beurer ME 90 є хорошим пристроєм для регулярного моніторингу серцевої діяльності, в мобільному додатку можна побачити статистику кожного зняття ЕКГ і своєчасно виявляти порушення ритму, однак без мобільного додатку єдину інформацію яку можна побачити а пристрої це пульс [18].

Наступний пристрій портативний електрокардіограф Carewell ECG 1103L, зображений на рисунку 1.17.



Рисунок 1.17 Портативний електрокардіограф Carewell ECG 1103L [19]

Carewell ECG 1103L – це портативний 3-канальний електрокардіограф з сенсорним екраном, призначений для вимірювання електричної активності серця в різних медичних установах, включаючи кардіологічні відділення, диспансери, поліклініки, швидку допомогу та кабінети екстреної допомоги. Завдяки своїм компактним розмірам і ергономічному дизайну, цей апарат ідеально підходить для використання як в стаціонарних, так і в польових умовах [19].

Апарат оснащений 5,7-дюймовим кольоровим РК-дисплеєм з сенсорним екраном, що забезпечує зручність використання. Електрокардіограф має внутрішню пам’ять на 180 файлів ЕКГ та можливість друку даних безпосередньо з апарату. Також передбачена можливість підключення до комп’ютера та друкувати з звичайого принтера. Особливості Carewell ECG 1103L включають функцію тригерного друку для спостереження за аномаліями, функцію виявлення ЧСС та кардіостимулятора, функцію Cine-loop для відтворення збережених ЕКГ та функцію автоматичного збереження даних. Характеристики цього приладу представлені у таблиці 1.4 [19].

Таблиця 1.4 Технічні характеристики Carewell ECG 1103L [19]

Параметр	Значення
Дисплей	5,7-дюймовий кольоровий РК-дисплей із сенсорним екраном
Роздільна здатність	640*480
Кількість каналів	12 відведень
Внутрішня пам’ять	180 файлів ЕКГ
Живлення	Вбудована акумуляторна батарея Li-ion або живлення змінного/постійного струму
Частотна характеристика	0.05 Hz – 165 Hz (-3 Дб)

Далі розглянемо схожий електрокардіограф МІДАС 6/12 mini зображений на рисунку 1.18



Рис.1.18 Портативний електрокардіограф МІДАС 6/12 mini [20]

МІДАС 6/12 mini – це портативний 6/12-канальний електрокардіограф, призначений для вимірювання електричної активності серця у різних медичних установах, включаючи амбулаторії, бригади швидкої допомоги, стаціонари, поліклініки та приватні медичні центри. Завдяки своєму компактному дизайну та функціональності, цей апарат забезпечує надійність та зручність у використанні. Вбудована батарея дозволяє швидко реєструвати, аналізувати та роздруковувати ЕКГ дані.Технічні характеристики даного апарату розписані у таблиці 1.5 [20].

Таблиця 1.5 Технічні характеристики МІДАС 6/12 mini [20]

Параметр	Значення
Кількість каналів	12 каналів ЕКГ
Дисплей	4-дюймовий рідкокристалічний
Роздільна здатність	240*128
Частотний діапазон	0,05 – 300 Гц
Вага	0,7 кг
Фільтри	Мережевої перешкоди 50/60 Гц, м’язового тремору 25/35 Гц
Підключення до ПК	USB або Ethernet
Память	До 100 записів ЕКГ

Аналіз показав, що сучасні портативні електрокардіографи мають значні досягнення у зручності використання та точності вимірювань. Однак, є потенціал для подальшого покращення, зокрема в підвищенні автономності пристроїв, покращенні зручності носіння та інтеграції з мобільними додатками. Розробка нового прототипу, який би об’єднував ці переваги, є доцільним та може значно покращити діагностику і моніторинг серцево-судинних захворювань

Висновки до розділу 1

У розділі 1 було розглянуто анатомічні основи фізіології серця, функціональні аспекти серцевої тканини та її провідної системи, найпоширеніші захворювання серця, різні методи дослідження серцево-судинної системи, а також сучасні прототипи портативних електрокардіографів. Створена схема класифікації методів дослідження серця дозволила обрати електрокардіографію як найкращий метод для перевірки стану серця людини

Також у розділі було проаналізовано засоби інтелектуальної власності, пов’язані з розробкою нових методів електрокардіографії та портативних електрокардіографів. Вивчення сучасних прототипів дозволило визначити напрями для подальшого вдосконалення розроблюваного пристрою та його адаптації до сучасних вимог і технологій

Ці дослідження та аналізи стали основою для подальшого проєктування та створення прототипу портативного комп’ютерно-інтегрованого електрокардіографа, що є метою даного дипломного проєкту

РОЗДІЛ 2

ПРОЄКТУВАННЯ КОНСТРУКЦІЇ ПОРТАТИВНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФУ

2.1 Вибір та розробка загального вигляду портативного електрокардіографа

У даному дипломному проєкті було розроблено прилад зображений на рисунку 2.1, додаток А ДПБ.ПБ-01.18.1702.002 СК

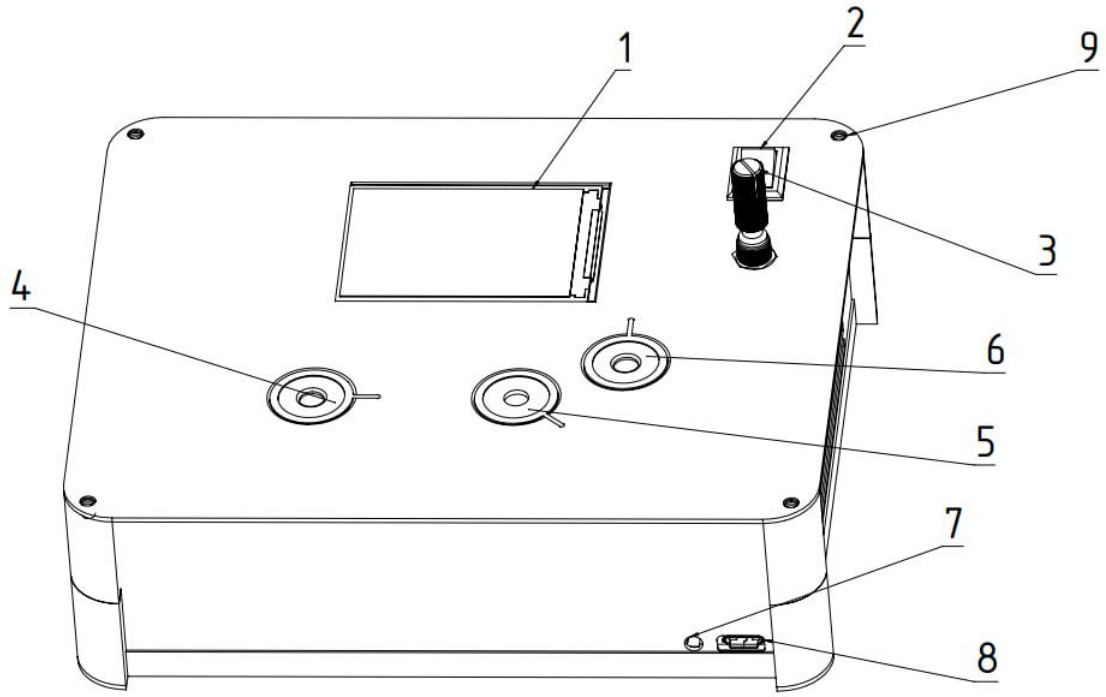


Рис.2.1 Загальний вигляд портативного електрокардіографа 1-дисплей 2-живлення 3 – потенціометр 4 – лівий електрод 5 – правий електрод 6 – електрод заземлення 7 – світодіод 8 – Type-C роз’єм живлення 9 – отвір для гвинта М3х0,5

Верхня панель пристрою містить 1.8-дюймовий кольоровий TFT дисплей, який відображає графіки ЕКГ та іншу інформацію. Поруч з дисплеєм розташовані кнопка живлення та потенціометр для регулювання частоти вимірювання. Лівий та правий електроди, а також електрод заземлення розташовані на передній панелі в зручному для людських рук положенні. Світлодіод розташований біля Type-C роз’єму вказує на стан заряджання пристрою.

Цей прилад працює після включення кнопки живлення (2) Далі користувачу потрібно розмістити свої пальці на електроди , відповідно до інструкції:палець лівої руки розмістити на лівий електрод (4) та 2 пальці правої руки на правий електрод (5) і електрод заземлення (6). Після цього почнеться запис ЕКГ, який триватиме 30 секунд.

На дисплеї (1) буде відображатись основна інформація, включаючи графік електрокардіограми. Для зменшення частоти зняття біосигналу необхідно відкалібрувати частоту за допомогою потенціометра (3). Потенціометр дозволяє регулювати швидкість відображення графіку на дисплеї, що є важливим для точного зчитування та аналізу даних. Технічні характеристики представлені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 Технічні характеристики портативного електрокардіографа

Технічні характеристики	Значення
Мережа постійного струму	7В-12В
Споживання	300мА
Тип роботи	Одноканальний
Розмір дисплею	1.8”
Тип кардіографа	Портативний
З’єднання з ПК	USB або Wi-Fi
Дисплей	Кольоровий
Вага	Близько 1 кг
Розмір	144*120*45

Технічні характеристики пристрою включають роботу від мережі постійного струму 7В-12В зі споживанням 300мА. Електрокардіограф є одноканальним з кольоровим дисплеєм, USB або Wi-Fi підключенням до ПК, і має вагу близько 1 кг . Це робить пристрій ідеальним для використання в умовах стаціонару та для домашнього моніторингу.

Для більш детального розуміння функціонування пристрою та його компонентів, у наступному пункті буде розглянуто структурно-функціональну схему портативного електрокардіографа.

2.2 Розробка структурно-функціональної схеми портативного електрокардіографа

У дипломному проєкті була розроблена структурно-функціональна схема портативного електрокардіографа, що представлена у додатку А ДПБ.ПБ-01.18.1702.003 СХ та на рис 2.1.

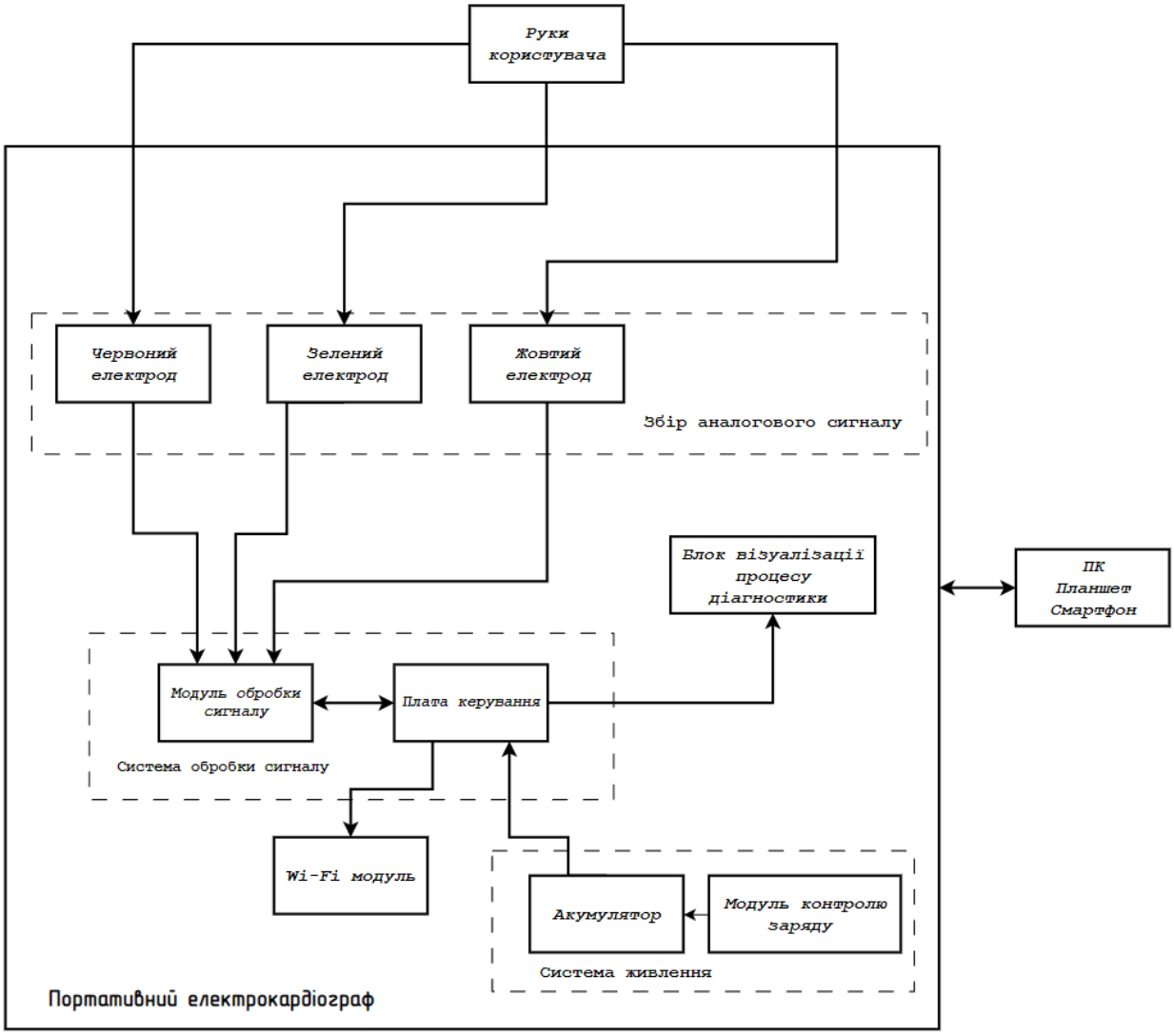


Рис.2.1. Структурно-функціональна схема портативного електрокардіографа

Функціонування портативного електрокардіографа відбувається наступним чином:

Користувач ставить руки на червоний зелений та жовтий електроди на кінчики пальців. Ці електроди зчитують біоелектричні сигнали, що генеруються серцем. Зібраний аналоговий сигнал надходить до модуля обробки сигналу. Модуль обробки сигналу фільтрує шум і підсилює сигнал, після чого передає його на плату керування.

Плата керування виконує основну обробку сигналу. Вона аналізує оброблений сигнал і готує його для візуалізації та подальшої обробки. Оброблений сигнал передається до блоку візуалізації процесу діагностики. Цей блок може бути підключений до смартфона чи ПК, щоб побачити результати ЕКГ.

Для бездротової передачі даних використовується Wi-Fi модуль. Він забезпечує зв’язок між портативним електрокардіографом і зовнішніми пристроями.

Вся система живиться від акумулятора. Модуль контролю заряду відповідає за стабільну зарядку пристрою. Система збору інформації відповідає за прийняття сигналів від електродів а передає їх на плату керування і Wi-Fi модуль. Плата керування забезпечує обробку сигналу та керування модулями пристрою.

2.3 Розробка алгоритму роботи портативного електрокардіографа

У цьому дипломному проєкті було розроблено блок-схему алгоритму роботи портативного електрокардіографа , зображена на рисунку 2.2.

Робота портативного електрокардіографа починається з увімкнення пристрою, що ініціює початкову перевірку та налаштування компонентів системи. Після увімкнення пристрою відбувається налаштування пінів, ініціалізація TFT-дисплею та встановлення серійного зв’язку, що забезпечує готовність пристрою до роботи. На дисплеї відображається повідомлення про готовність до зняття ЕКГ, інформуючи користувача про готовність пристрою до подальших дій.

Після цього, при натисканні на кнопку розпочинається процес зняття ЕКГ. Перед початком запису пристрій перевіряє, чи правильно розміщені руки на електродах, що необхідно для забезпечення точності зняття сигналу. Якщо руки не розміщені правльно, на екрані з’являється попередження про зміну електродів. У випадку успішного проходження перевірки, розпочинається процес зняття ЕКГ, під час якого дані з датчика зчитуються та обробляються в режимі реального часу.

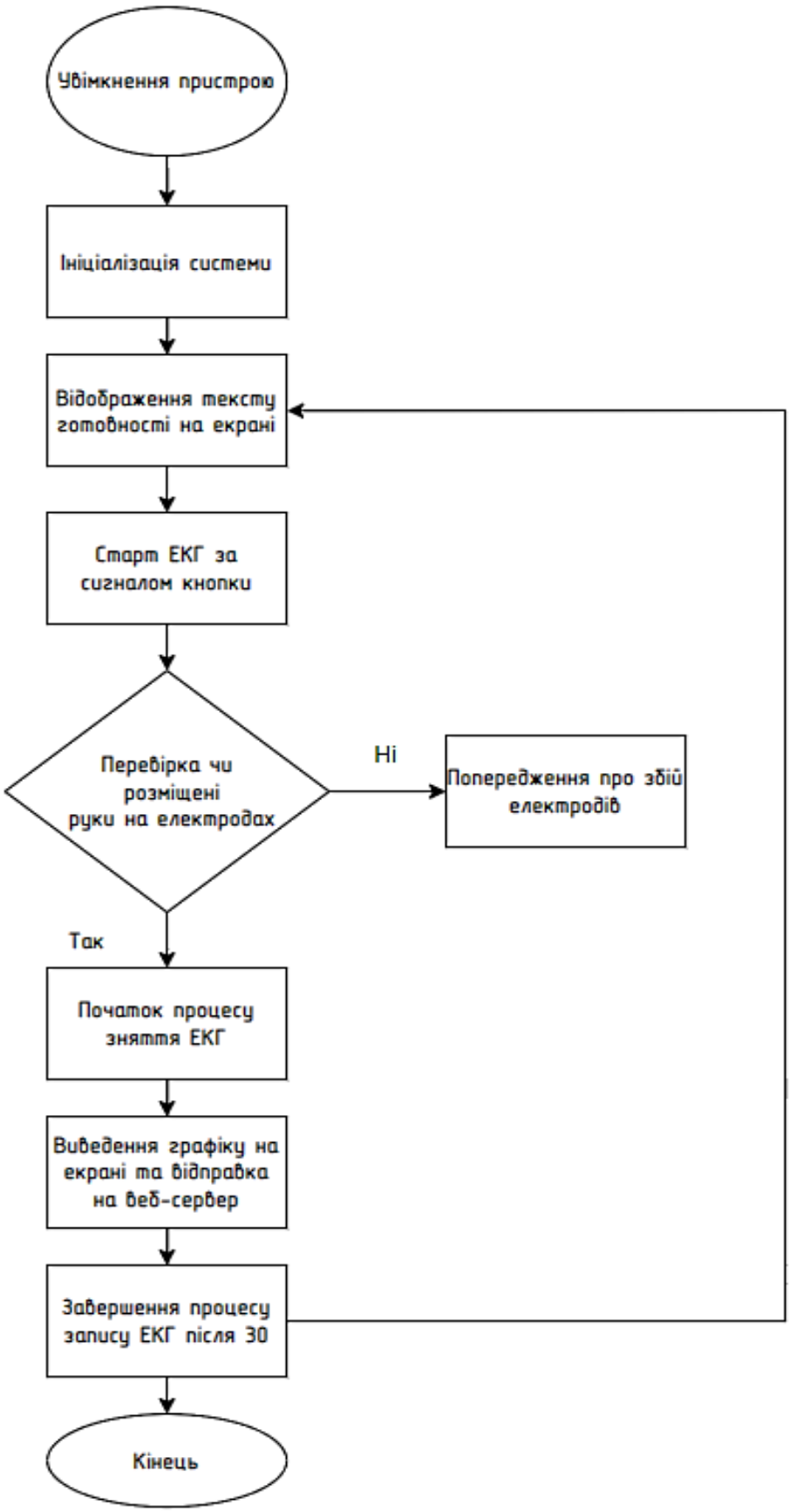


Рис.2.2 Блок-схема алгоритму роботи портативного електрокардіографа

В процесі зняття ЕКГ дані виводяться на дисплеї у вигляді графіку, а також відправляються на веб-сервер для подальшого аналізу та збереження. Після 30 секунд процес завершується і пристрій автоматично переходить у режим очікування, і готовий до наступного циклу зняття біосигналу або вимкнення.

Для досягнення високої якості та надійності роботи пристрою необхідно ретельно підібрати елементну базу, яка буде використовуватись в конструкції портативного електрокардіографа.

2.4 Вибір елементної бази для приладу

В даному дипломному проєкті було розроблено портативний електрокардіограф та використані такі схемо-технічні компоненти: TFT LCD MSP1804 – це 1.8 - дюймовий рідкокристалічний дисплей з транзисторним контролером ST7735, що забезпечує високу якість відображення, кольорова TFT панель з роздільною здатністю 128 x 160 пікселів видає 65 тисяч яскравих та насичених кольорів [21].

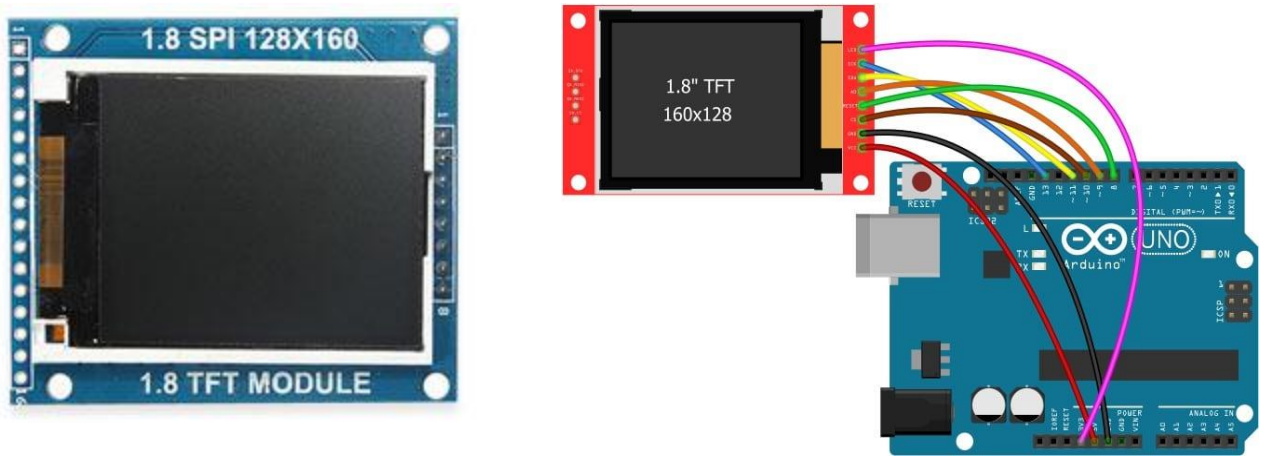


Рис.2.3 LCD TFT дисплей MSP1804 та його підключення[21]

Керування дисплеєм здійснюється за допомогою послідовної передачі сигналу даних через SPI інтерфейс, що дозволяє дуже швидко взаємодіяти з ним та забезпечувати надійну роботу і легку інтеграцію з різними мікроконтролерами такими як Arduino чи ESP. Технічні характеристики дисплею наведені в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 Технічні характеристики TFT LCD дисплею MSP1804 [21]

Параметр	Значення
Колір дисплея	16-bit RGB, 65к кольорів
Розмір екрану	1.8 дюйма (4.57 см)
Роздільна здатність	128 x 160 пікселів
Активна область	28.03 x 35.04 мм
Розмір плати модуля	44.96 x 53.47 мм
Робоча температура	-10°C ~ 70°C
Вага модуля	25 грам

MSP1804 є доволі легким і компактним з можливістю прикріпити його до корпусу за допомогою 4 отворів також він забезпечує широкий кут огляду і високу контрастність, що полегшує читання інформації з дисплея під різними кутами і при різному освітленні.

Плата Arduino UNO + Wi-fi R3 (рис.2.4) – це вдосконалена версія популярної плати Arduino UNO, яка об’єднує в собі можливості мікроконтролера ATmega328p та модуля Wi-Fi ESP8266. Це робить її ідеальним рішенням для проєктів, яким потрібно бездротове з’єднання з інтернетом чи локальною мережею.

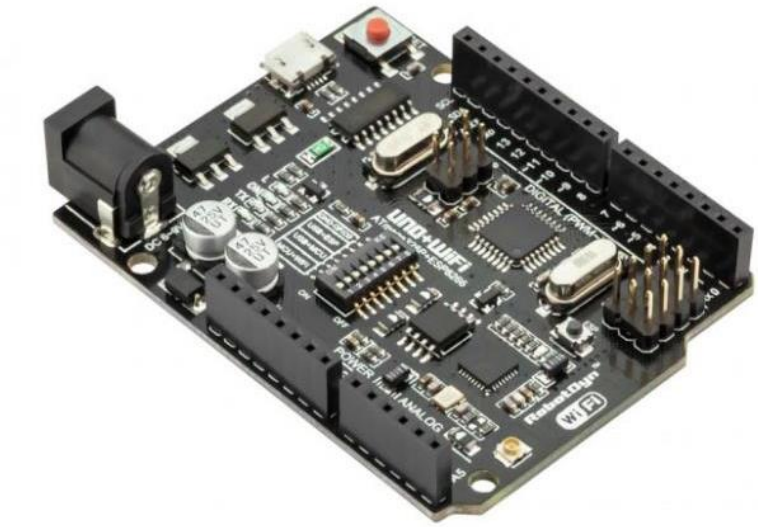


Рис 2.4 Плата керування Arduino UNO + Wi-Fi R3 [22]

Для програмування плати можна використати середовище Arduino IDE, оскільки встановлений драйвер CH340G дозволяє швидко та без проблем і додаткових маніпуляцій програмувати плату. На цій платі встановлений перемикач, який дозволяє програмувати окремо обидва контролери і потім запустити їх сумісну роботу, що також являється великим плюсом [22].

Таблиця 2.2. Технічні характеристики плати керування Arduino UNO + Wi-Fi R3 [22]

Параметр	Значення
Мікроконтролер	ATmega328P
Wi-Fi модуль	ESP8266
Цифрові входи/виходи	14 (6 з них ШІМ)
Аналогові входи	6
Робоча напруга	5В
Вхідна напруга	7-12В
Флеш-пам’ять (ATmega328p)	32 кБ
ОЗП (ATmega328P)	2 кБ
Флеш-пам’ять (ESP8266)	8 Мб
Wi-Fi стандарти	802.11 b/g/n
Wi-Fi режими	Wi-Fi Direct (P2P), soft-AP
Захист Wi-Fi	WEP/WPA/WPA2
Діапазон робочих температур	-10°C ~ 70°C
Генератори тактової частоти	16 МГц, 26 МГц, 40 МГц

Третім головним компонентом в системі є модуль для зняття електрокардіографічних (ЕКГ) сигналів AD8232 [23]. Цей модуль має вбудовані фільтри низьких та високих частот та підсилення сигналів, що дозволяє отримувати якісний сигнал без артефактів та зменшеними шумами. На рисунку 2.3 зображений сам модуль, на платі розташований 3,5 мм роз’єм для зручного підключення кабеля та електродів, які зображені на рисунку 2.4.

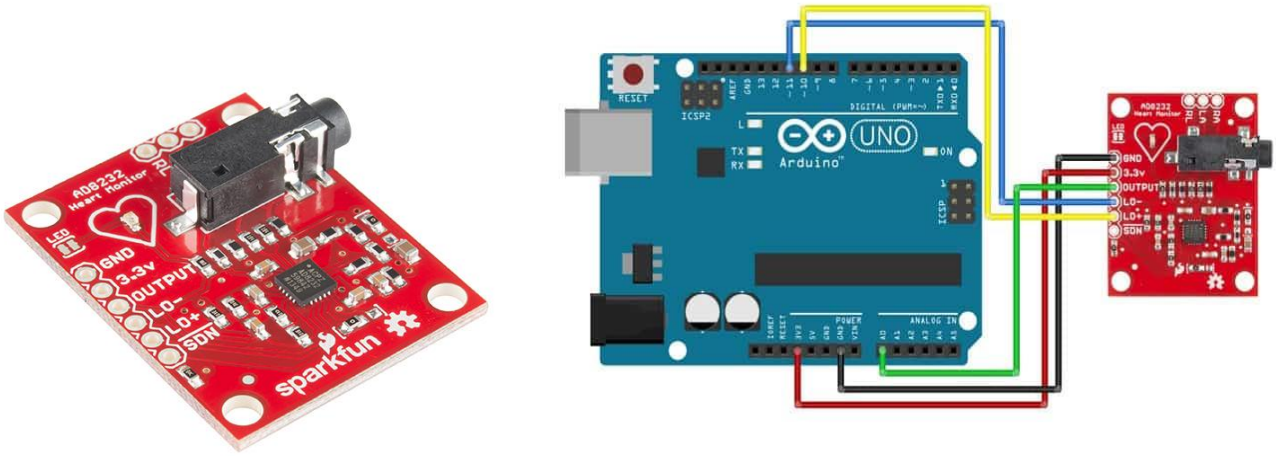


Рис.2.5 модуль ЕКГ AD8232 та його підключення [24]

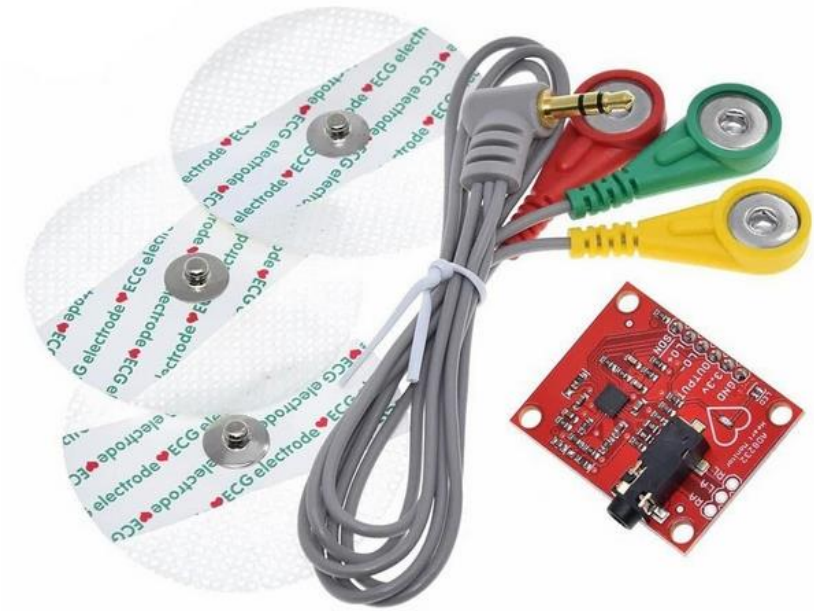


Рис.2.6 Вигляд плати з електродами та кабелем [24]

Модуль AD8232 є високоточним підсилювачем біопотенціалів, спеціально розробленим для медичних додатків, таких як моніторинг ЕКГ. Його ключові характеристики включають:

Вбудовані фільтри: AD8232 має фільтри низьких частот (0.5 Гц) і високих частот (40Гц), що дозволяє усувати шуми і артефакти, отримуючи чіткий та якісний сигнал ЕКГ.

Підсилення сигналу: Підсилення сигналу до 100 разів забезпечує можливість точного зняття навіть слабких електричних потенціалів серця.

Аналоговий вихід: забезпечує зручність інтеграції з різними мікроконтролерами для подальшої цифрової обробки.

Таблиця 1.3 Технічні характеристики модулю AD8232 [23]

Параметр	Значення
Операційна напруга	2В – 3.5В
Вихідний сигнал	Аналоговий
Ширина смуги пропускання	60 Гц
Фільтр низьких частот	0.5 Гц
Фільтр високих частот	40 Гц
Робоча температура	- 40°С до +85°С
Споживання струму	170 мкА

Ці основні компоненти дозволяють створити систему портативного електрокардіографа, яка забезпечує точний та надійний моніторинг серцево-судинної діяльності

2.5 Розробка електричної схеми портативного електрокардіографа

Для роботи портативного електрокардіографа була розроблена принципова електрична схема зображена на рисунку 2.5.

Принцип роботи схеми: На вході до модуля AD8232 подаються біоелектричні сигнали з електродів RA, LA та RL, далі цей сигнал проходить через вбудовані фільтри та підсилювач модуля, після чого передається на аналоговий вхід A0 мікроконтролера Arduino для подальшої обробки.

Мікроконтролер обробляє отриманий сигнал, здійснює його аналіз та передає на дисплей для візуалізації. Дисплей підключений до цифрових виходів Arduino через SPI інтерфейс, що забезпечує швидку та ефективну передачу даних. Потенціометр в схемі використовується для регулювання частотою зняття біосигналів. Модуль Wi-fi ESP8266 підключений через послідовний інтерфейс TX ,RX і приймає дані задля подальшої передачі їх по бездротовому зв’язку.

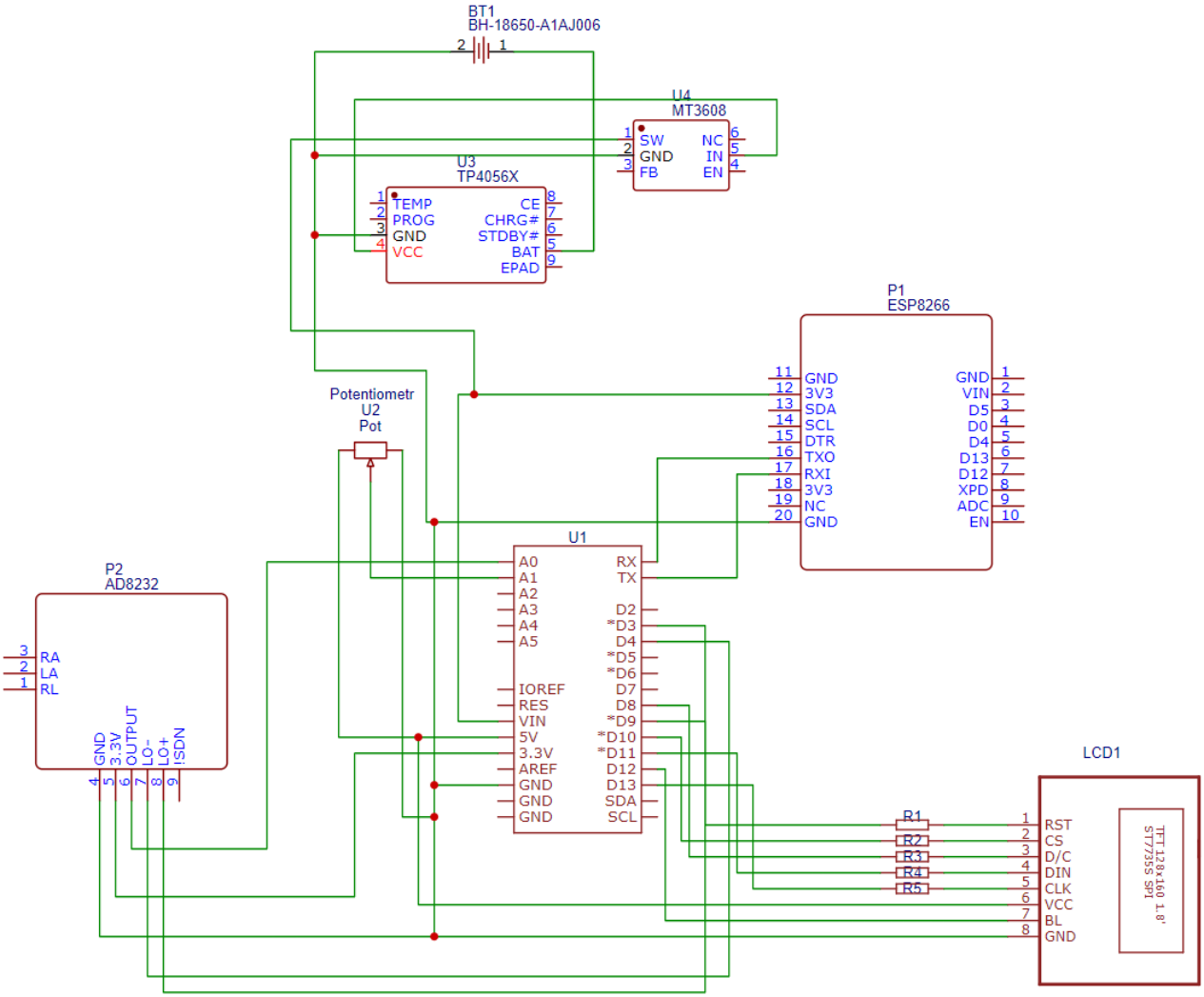


Рис.2.7 Схема електрична принципова портативного електрокардіографа

Ця схема забезпечує повний цикл зняття, обробки та візуалізації ЕКГ даних. Вона включає всі необхідні компоненти для реалізації портативного електрокардіографа, який дозволяє отримувати про серцеву активність користувача.

Система живлення з використанням зарядного модулю TP4056, підвищуючого перетворювача MT3608 та акумулятора 18650 забезпечує стабільну та надійну роботу всіх компонентів пристрою. TP4056 безпечно заряджає акумулятор від стандартного USB порту, а також забезпечує стабільне живлення для схеми, що є критично важливим для коректної роботи схеми та що є особливим тривалим часом автономної роботи.

2.6 Розробка 3-D моделі

2.6.1 Розробка деталей корпусу

Цей корпус складається з 6 різних деталей які кріпляться завдяки кріпленням гвинтами та розміщенням деталей «паз в паз», що робить конструкцію доволі щільною та міцною.

Модель була змодельована спеціально для 3D друку та оптимізована для забезпечення максимальної точності та якості друку. Всі деталі в корпусі захищені від зовнішніх впливів та розроблені таким чином щоб забезпечити зручний доступ для обслуговування та заміни елементів.

Основною деталлю корпуса є його нижня частина представлена на рисунку 2.8

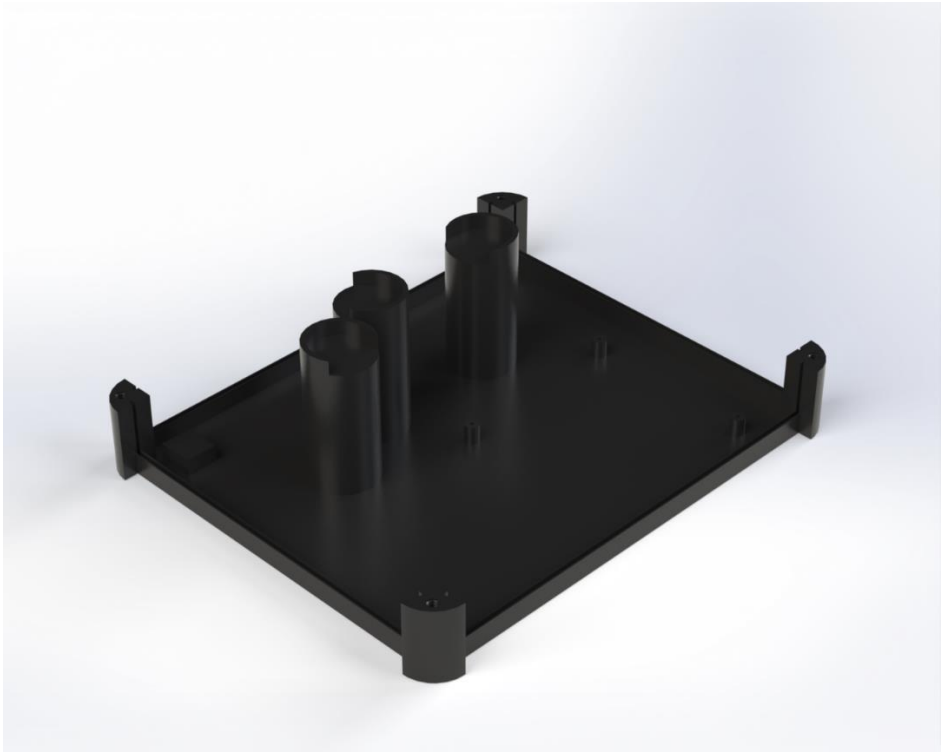


Рис.2.8 Основа корпусу

Ця частина корпусу є плоскою панеллю з чотирма вертикальними стійками по кутах і трьома циліндричними піставками під електроди. Стійки по кутах мають отвори для гвинтів, що дозволяють закріпити кришку та основу разом, це забезпечує жорсткість конструкції та її щільність. На циліндрах розміщуються електроди, які потім кріпляться кришкою і забезпечують зручний контакт та можливість замінювати електроди. Краї були підняті по всіх 4 сторонах для кріплення стінок корпусу, такий

метод забезпечує додаткову щільність та захист. Усередині розміщуються усі інші компоненти на спеціальні стовпчики які піднімають їх і забезпечують надійне кріплення та захист від перегріву, наступний компонент це кришка, яка зображена на рисунку 2.9.

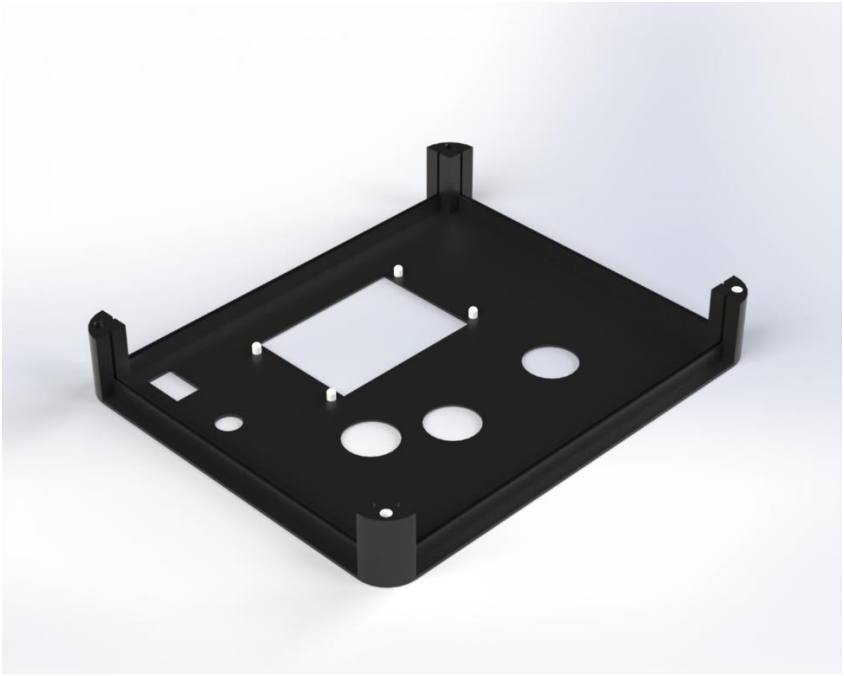


Рис.2.9. Кришка корпуса

Кришка корпуса також має 4 стійки для кріплення на гвинти з різьбою М3х0,5, бокові стінки по 4 сторонах, які слугують пазами для стінок корпуса. Три великі циліндричні отвори стикуються з циліндричними стовпами нижньої частини та закріплюють електроди, оскільки людині потрібно буде покласти пальці на електроди, було розроблено розміщення електродів, яке дозволяє зручно розміщувати руку враховуючи різницю довжини кожного пальця. Найбільший отвір прямокутної форми був розроблений для монтажу дисплея, 4 маленькі стовпчики біля цього отвору дозволяють натягнути отвори дисплею на них та надійно закріпити. Для хорошої вентиляції була розроблена стінка зображена на рисунку 2.10

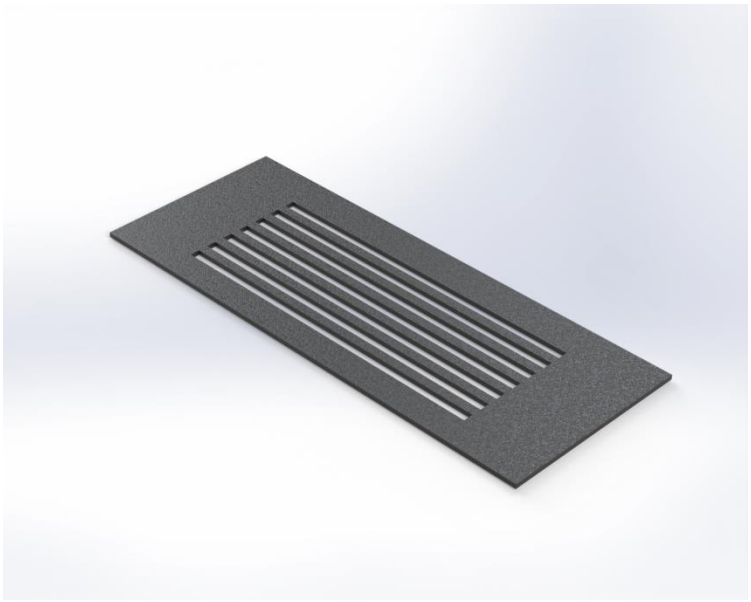


Рис.2.10 Стінка вентиляційна

Ця стінка містить 7 прорізів. Ці отвори дозволяють тримати температурний режим всередині корпусу, дозволяє повітрю вільно проходити та охолоджувати внутрішні компоненти.

Для того щоб конструкція корпусу була естетично приваблива, легка та міцна потрібно підібрати правильний матеріал для друку

2.6.2 Аналіз матеріалу для виготовлення корпусу

Для 3D друку корпусу застосований матеріал PLA пластик. PLA (полілактид) – це термопластичний полімер, виготовлений з поновлювальних ресурсів, таких як кукурудзяний крохмаль або цукрова тростина. Він є одним з найбільш поширених матеріалів для 3D-друку завдяки своїм екологічним властивостям, легкості використання і чудовим механічним властивостям [26] .

Полілактид є широко застосованим в сфері 3D друку за технологією FDM (Fused deposition modeling) – моделювання методом пошарового направлення. Пластик має високу жорсткість і достатню міцність для багатьох застосувань, що робить його ідеальним вибором для створення деталей, що потребують точності та стабільності. Він стійкий до деформацій і має низьку усадку при охолодженні, що дозволяє створювати вироби з високою точністю. Температура плавлення PLA становить 180-

220°C що дозволяє використовувати його в більшості настільних 3D принтерів. Твердість за шкалою Роквелла складає близько 80-90, що забезпечує достатню жорсткість для багатьох застосувань. При промисловому компостуванні пластик розкладається на воду і вуглекислий газ, що робить його екологічним. Щільність PLA становить 1.25 г/см^3, що робить його легким матеріалом [26].

PLA не виділяє токсичних випарів під час друку, що робить його безпечним для використання в домашніх умовах. Також пластик доступний у великій кількості кольорів, текстур, що дозволяє створювати естетично привабливі вироби, приклади вигляду пластику зображені на рисунку 2.8. Безмежна кількість кольорів, текстур, відносно низька ціна та хороші фізико-хімічні параметри роблять цей пластик найкращим вибором [27].



Рис. 2.11 Вид пластику PLA [27]

Пластик PLA можна порівняти з іншими матеріалами для 3D друку:

- ABS (акрилонітрил-бутадієн-стирол): міцний та термостійкий матеріал, однак він важко друкується та виділяє токсичні випари при нагріванні.
- PETG (поліетилентерефталат-гліколь): компроміс між PLA та ABS, з високою міцністю та гнучкістю, але не є біорозкладним [27].

Оскільки матеріал обирався для друку прототипу портативного електрокардіографа головними факторами були безпека для здоров’я, легкість матеріалу та достатня міцність, що залишає вибір на пластику PLA.

2.6.3 Загальна модель портативного електрокардіографа

2.6.3.1 Складальне креслення

Для збірки 3D моделі було створене складальне креслення зображене на рисунку 2.12 та в додатках ДПБ.ПБ.01.18.1702.005 СК

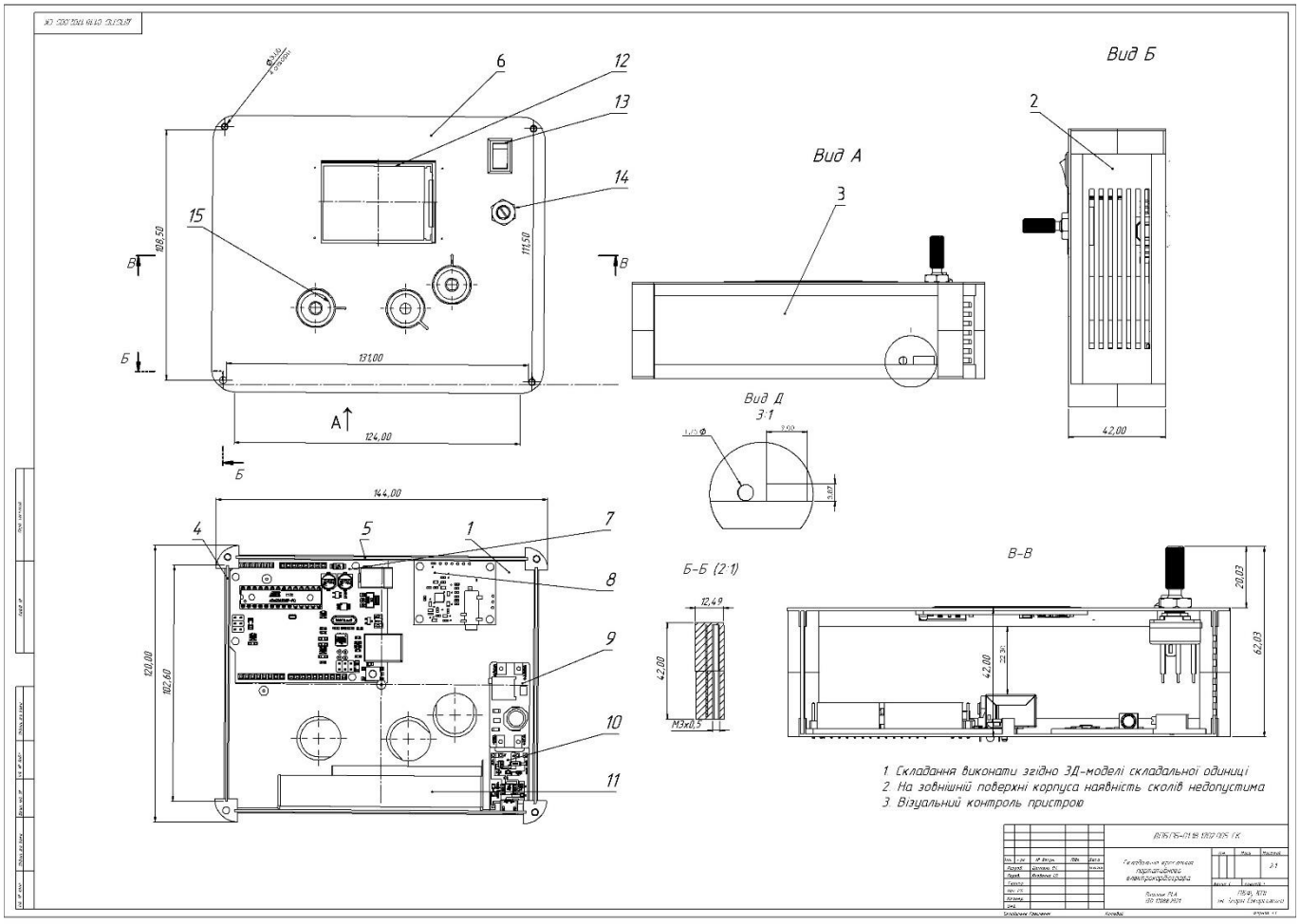


Рис 2.12 Складальне креслення портативного електрокардіографа

Складальне креслення портативного електрокардіографа представляє собою детальну технічну документацію, що включає основні елементи конструкції. Основним матеріалом для виготовлення корпусу є пластик PLA, що забезпечує міцність і надійні конструкції. Складання пристрою виконується згідно з 3D моделями деталей, що гарантує точність та відповідність усіх компонентів. Винесені види та розрізи дають інформацію про деталі внутрішньої конструкції та точне розташування компонентів. Розріз Б-Б показує внутрішній отвір та різьбу для

кріплення корпусу на гвинти. Це забезпечує повне розуміння збірки та функціонування, а також полегшує процес виготовлення і складання окремих частин електрокардіографа.

2.6.3.2 Розробка 3D моделі портативного електрокардіографу

Для даного дипломного проєкту було спроектовано модель корпусу в програмі Solidworks зображена на рисунку 2.6. Цей програмний продукт дозволяє створювати високоточні тривимірні моделі, перевірити їх на міцність, надійність та дозволяє експортувати 3-D модель у формат придатний для 3-D друку [25].



Рис.2.13 Модель портативного електрокардіографа

Представлена модель має корпус з компактними розмірами та ергономічним дизайном, що забезпечує зручність використання та транспортування.Загальний вигляд можна побачити на рисунку 2.7.

Корпус портативного електрокардіографа виготовлено з пластику PLA, який вибрано завдяки його екологічності, легкості обробки та достатній міцності для даного застосування. Корпус складається з декількох частин, включаючи основну панель з кріпленнями для плати та інших компонентів, а також вентиляційну стінку для забезпечення охолодження внутрішніх електронних компонентів.

Представлена модель демонструє компактний і функціональний дизайн портативного електрокардіографа, що забезпечує зручність у використанні та транспортуванні, а також високу надійність і точність вимірювань. Завдяки використанню сучасних технологій 3D друку та екологічно чистих матеріалів, ця модель є прикладом ефективного і сталого підходу до розробки медичних пристроїв

Висновки до розділу 2

У розділі 2 було проведено детальне проектування портативного комп’ютерно-інтегрованого електрокардіографа, включаючи вибір компонентів, розробку структурної та функціональної схеми, а також створення 3D моделі корпусу. Було розроблено ергономічний і компактний дизайн портативного електрокардіографа, що забезпечує зручність використання та транспортування пристрою. Корпус виготовлено з пластику PLA, який є екологічним, міцним і легко оброблюваним матеріалом. Переваги використання PLA включають високу жорсткість, достатню міцність і низьку усадку при охолодженні, що дозволяє створювати високоточні деталі для 3D друку.

Далі було створено структурно-функціональну схему, що забезпечує чітку основу для складання та роботи пристрою показує основні компоненти пристрою та їх взаємодію. Створено алгоритм роботи портативного електрокардіографа описує як саме працює цей прилад. Розроблено електричну схему для забезпечення надійної обробки сигналів та управління живленням.

Проектування та 3D моделювання корпусу пристрою було виконано з високою точністю. Корпус був розроблений для захисту внутрішніх компонентів, забезпечуючи легкий доступ для обслуговування. Ергономічний дизайн сприяє зручності користування та гарантує комфортне використання.

РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ УПРАВЛІННЯ ПОРТАТИВНИМ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФОМ

3.1 Розробка інтерфейсу роботи портативного електрокардіографа

Для даного портативного електрокардіографа в програмному забезпеченні був написаний програмно інтерфейс для дисплея та веб-сервера. На рисунку 3.1 зображений інтерфейс дисплею.



Рис.3.1 Інтерфейс дисплею портативного електрокардіографа

Головним на цьому інтерфейсі є виведення графіку електрокардіограми, нижня частина дисплея відведена під графічне відображення графіку біосигналу серця. Графік має зелений колір і відображає поточні показники після їх обробки. Також можна побачити поточний заряд батареї та поточний пульс «Heart Rate», також час роботи для орієнтування користувача

Темний задній фон був підібраний задля економії заряду батареї, цей інтерфейс забезпечує зручність користування пристроєм та оперативне отримання необхідної інформації. Іконка батареї у правому куті додатково візуально інформує про рівень заряду. Всі основні показники відображені чітко і зрозуміло і постійно оновлюються, що дозволяє швидко оцінити стан серця та рівень заряду батареї пристрою.

Також було розроблено інтерфейс веб-сервера який зображений на рисунку 3.2 та працює як додаток портативного електрокардіографа.

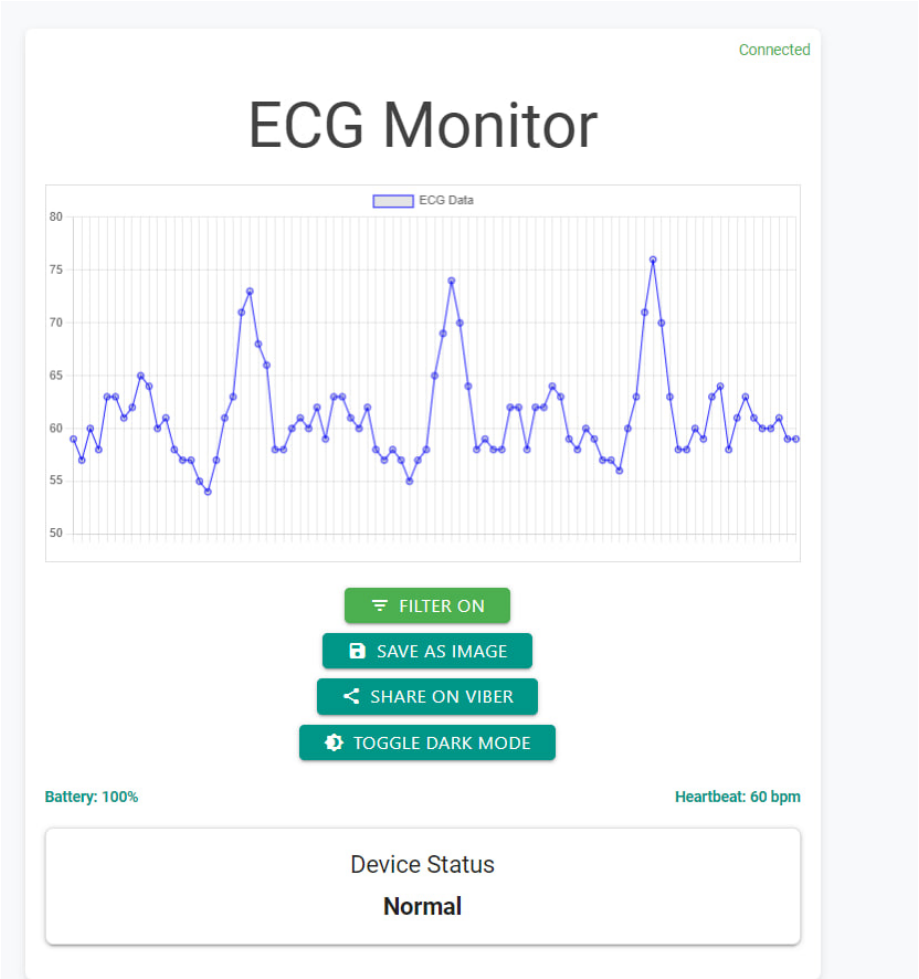


Рис.3.2 Інтерфейс веб-сервера портативного електрокардіографа

На рисунку видно доволі простий та приємний для очей інтерфейс веб-сервера та з невеликою функціональністю. Кнопка “Filter ON” дозволяє включити додаткову фільтрацію сигналу. Фільтрація сигналу працює за принципом середнього арифметичного, це дозволяє згладити шум, отримати більш точний графік. наступна кнопка “Save as image” дозволяє зберегти графік, що дозволяє розгледіти детальніше графік або ж переслати його лікарю, кнопка “Share on viber” при підключенні плати до інтернету дозволяє з мобільного девайсу поділитись графіком сімейному лікарю для подальшого його розгляду та постановки діагнозу і остання кнопка “Toggle Dark mode” дозволяє перейти на темну тему для зручності користувача або ж економії енергії. Водночас з графіком виведено відображення частоти пульсу та заряду батареї та статус девайсу.

3.2 Розробка алгоритму роботи програмного забезпечення

Для розробки програмного забезпечення мікроконтролеру перш за все потрібно було обрати компоненти та бібліотеки з якими можна буде працювати. Оскільки задача стояла в написанні 2 кодів для Arduino Uno та ESP8266. Для коректної роботи коду потрібно обрати якісні бібліотеки. В коді Arduino UNO для ініціалізації TFT дисплею з драйвером ST7735 були вибрані бібліотеки “Adafruit_GFX”[29], “Adafruit_ST7735”[30] та “SPI.h”[31]. Ці бібліотеки дозволяють правильно підключити дисплей через SPI інтерфейс та відображати графік і інші дані без можливої втрати даних та високою швидкістю їх передачі. Ці бібліотеки були вибрані по причині що інших конкурентних бібліотек наразі не було написано. Також для правильної взаємодії між Arduino UNO та ESP8266 була взята стандартна бібліотека “SoftwareSerial.h”[32]. Бібліотека “Adafruit_GFX” дозволяє створювати інтерфейс, виводити текст, малювати графіки на дисплеї простими функціями такими як “tft.drawline”.Наступна бібліотека “Adafruit_ST7735” використана для підключення дисплею до мікроконтролеру, передачу даних, керування живленням, підсвіткою. Це основні 4 бібліотеки без яких код практично функціонувати не буде.

Для правильної роботи коду на мікроконтролері ESP8266 були використані бібліотеки “ESP8266WiFi.h”[33], “ESP8266WebServer.h”[34] та “WebsocketsServer.h” [35]. Ці бібліотеки дозволяють використовувати мікроконтролер або як Wi-Fi точку доступу або ж підключати до вже наявної мережі, створювати веб-сторінку в браузері, яку можна відкрити з будь якого девайсу який підключений до тої ж мережі що і ESP8266 та створювати інтерфейс, графіки які можуть відображати дані з плати на веб-сервер в режимі реального часу з мінімальними затримками.

Для розуміння того як повинен працювати код була створена блок-схема алгоритму коду зображена на рисунку 3.3

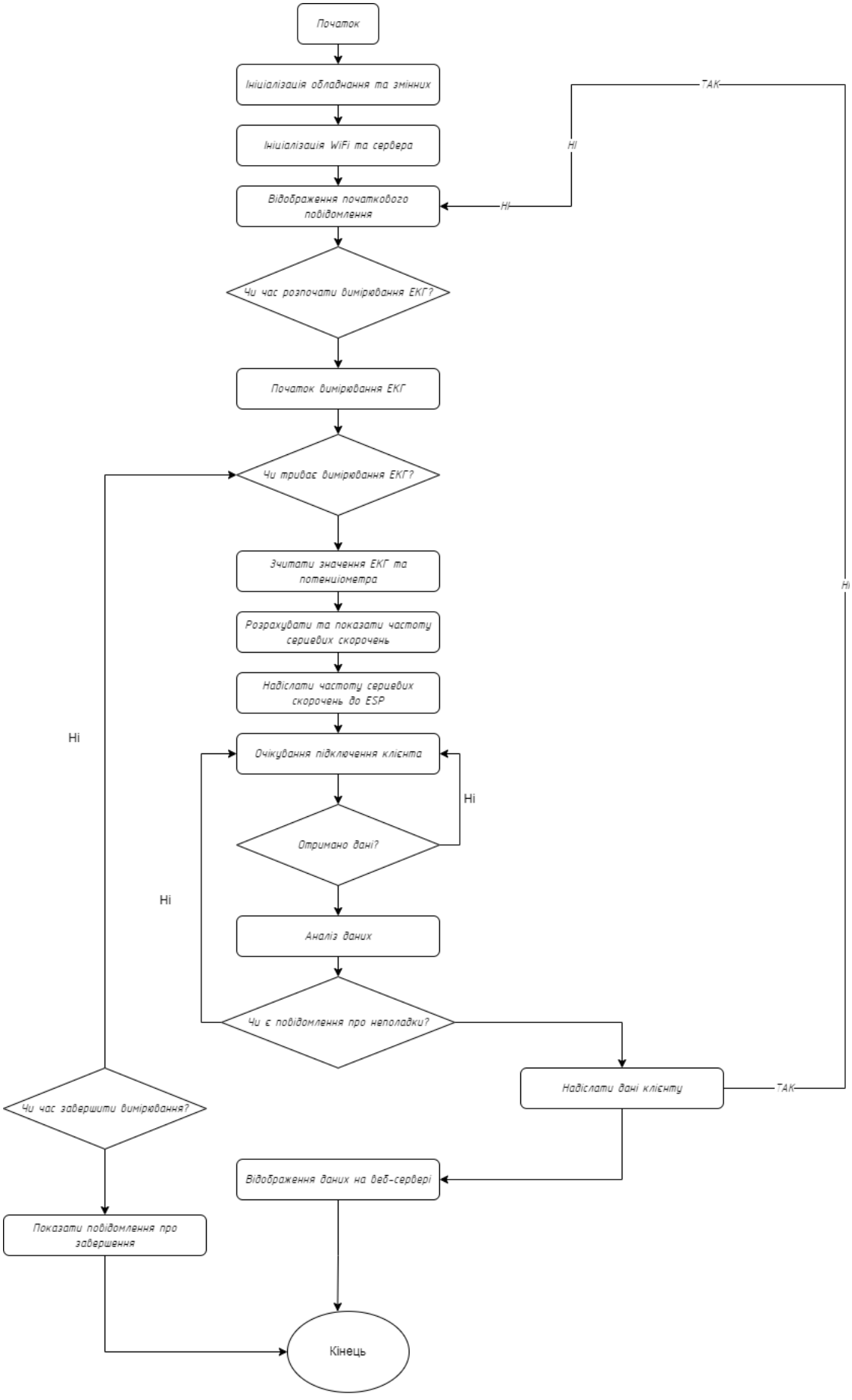


Рисунок 3.3 Блок-схема алгоритму кодів Arduino UNO та ESP8266

3.3 Розробка коду та програмування мікроконтролера

Для даного дипломного проєкту було розроблено 2 програмні коди для Arduino Uno та ESP8266 відповідно. Обидва коди були написані на мові C++ в програмному забезпеченні ArduinoIDE [28]

Першим етапом було написання коду для Arduino Uno, який відповідає за зчитування даних з сенсора ЕКГ (AD8232) та передачу їх до ESP8266 для подальшої обробки та відображення, однак основна задача була виводити інтерфейс з графіком на TFT дисплей. Спочатку була розроблена ініціалізація бібліотек для роботи з дисплеєм та серійним зв'язком та оголошення змінних та пінів для підключення ЕКГ сенсору та дисплею. Наступним кроком було налаштувати дисплей та серійний зв'язок для цього була проведена ініціалізація дисплею та серійного з'єднання з ESP8266 та встановлення початкових параметрів дисплею. Далі розписане відображення початкового повідомлення на дисплей, що користувач повинен розмістити пальці на електроди для початку роботи. В основному циклі програми розроблено перевірку стану вимірювання та оновлення дисплею та зчитування значень ЕКГ та відправка даних на ESP8266. Ну і також в коді прописані допоміжні функції для оновлення дисплею, відображення даних, виявлення піків серцевого ритму та завершення вимірювання.

Другий етап це розробка коду для ESP8266. Завдання мікроконтролера стоїть в обробці отриманих від Arduino UNO даних, підключення до Wi-Fi, хостинг веб-сервера та відображення даних на веб-інтерфейсі. Аналогічно спочатку була розроблена ініціалізація бібліотек та змінних, були підключені необхідні бібліотеки для Wi-Fi та веб-сервера та оголошено змінні для зберігання даних. Далі проводилось налаштування Wi-Fi та сервера, розроблена функція створення точки доступу, до якої можна підключитись з будь-якого девайсу в якого є доступ до браузера. Наступним кроком було створити функцію для обробки HTTP-запитів та WebSocket повідомлень. Коли клієнт підключається до сервера за допомогою браузера він отримує HTML-сторінку з інформацією про стан системи , графік ЕКГ та можливістю взаємодії. І останнім кроком був основний цикл програми, який включав в себе обробку запитів від клієнта, зчитування даних з серійного порту та їх відправка на веб-сервер.

Кінцевим етапом було завантаження готових кодів на мікроконтролери в програмному середовищі ArduinoIDE. Для цього потрібно було під’єднати плату до комп’ютера через USB-кабель та завантажити скетчі на плату.

3.4 Інструкція користувача

Перед початком роботи потрібно переконатись що пристрій має достатній рівень заряду та прочитати інструкцію користувача для ознайомлення з усіма функціями пристрою. Щоб увімкнути пристрій потрібно натиснути кнопку на кришці корпуса. Після того як дисплей показав що ЕКГ готовий працювати можна закріпити(замінити) електроди, обезжирити руки і впевнитись що електроди добре контактують зі шкірою. Далі по бажанню можна відкрити веб-інтерфейс на комп’ютері або мобільному пристрої, підключившись до Wi-Fi мережі пристрою.

Робоча температура пристрою повинна бути в межах від 10°C до 35°C, а температура зберігання - від 0°C до 45°C. Робоча вологість повинна бути від 20% до 80% без конденсації. Слід уникати потрапляння вологи всередину пристрою. Час повного заряду батареї становить приблизно 2 години, індикація рівня заряду відображається на дисплеї пристрою, не бажано залишати пристрій на зарядці довше ніж зазначений час.

Після завершення роботи краще вимикати пристрій для збільшення терміну його експлуатації. Без знань у мікроконтролерах пристрій краще не розбирати самостійно. Очищувати пристрій м’якою, сухою тканиною. Зберігати пристрій бажано в захищеному від прямих сонячних променів та пилу. Дотримання усіх цих правил дозволить пристрою функціонувати правильно.

Для зручності та безпеки користувачів була створена таблиця 3.1 ипові помилки та їх вирішення, в цій таблиці містяться базові випадки які можуть статись з приладом та їх вирішення.

Таблиця 3.1 Типові помилки та їх вирішення

Помилка	Причина	Рішення
Пристрій не вмикається	Низький рівень заряду батареї	Зарядіть пристрій протягом 2 годин
Електроди не зчитують сигнал	Поганий контакт з шкірою	Переконайтесь, що електроди добре закріплені та шкіра обезжирена
Немає підключення до Wi-Fi	Нестабільне з'єднання або помилка	Перевірте Wi-Fi налаштування та спробуйте перезавантажити пристрій та перепідключитись
Дані не відображаються	Проблема з дисплеєм/веб-сервером	Перевірте чи у пристрій не розрядився, перезавантажте пристрій
Неможливо зберегти графік	Відсутній доступ до пам'яті	Переконайтесь, що у вашого пристрою є вільна пам'ять
Неправильний показник пульсу/графік ЕКГ	Поганий контакт або артефакти	Перевірте правильність закріплення електродів та повторіть вимірювання

Дотримання цієї інструкції допоможе уникнути помилок та забезпечити стабільну роботу портативного електрокардіографа

3.5 Перевірка Wi-Fi модулю на точність та швидкість передачі даних

Для забезпечення надійної роботи портативного комп'ютерно-інтегрованого електрокардіографа важливо перевірити точність та швидкість передачі даних Wi-Fi модулем. В цьому розділі детально розглянемо методи перевірки та отримані результати.

Перевірка Wi-Fi модулю ESP8266 проводилась в кілька етапів:

1. Налаштування тестового середовища:
    - Встановлення стабільного Wi-Fi з'єднання між ESP8266 та маршрутизатором.

- Підключення ESP8266 до комп’ютера для моніторингу даних.

2. Вимірювання швидкості передачі даних:
    - Використання спеціальних скетчів для ESP8266, які дозволяють виміряти швидкість передачі даних. Було написано скрипт, що відправляє дані а сервер та вимірює час, необхідний для передачі.
3. Перевірка точності передачі даних:
    - Відправлення відомих значень з одного пристрою на інший.
    - Порівняння отриманих значень з очікуваними.

Перевірка Wi-Fi модуля ESP8266 показала, що модуль забезпечує достатню швидкість та високу точність передачі даних. Це дозволяє використовувати його для безперервного моніторингу та передачі даних електрокардіограми на веб-сервер без втрати якості та збоїв. Завдяки цьому можна гарантувати стабільну та надійну роботу портативного електрокардіографа в реальних умовах експлуатації.

Висновки до розділу 3

У даному розділі було розроблено програмне забезпечення для управління портативним комп’ютерно-інтегрованим електрокардіографом, яке включає інтерфейси роботи з дисплеєм та веб-сервером, алгоритм роботи програмного забезпечення, написання коду та програмування мікроконтролерів.

Інтерфейс дисплея забезпечує зручне виведення графіку електрокардіограми та інших серцевих показників та заряду батареї. Інтерфейс веб-сервера дозволяє увімкнути додаткову фільтрацію сигналу, збереження графіку, переключення на темну тему, забезпечуючи таким чином додаткову функціональність та зручність для користувачів.

Для правильної роботи програмного забезпечення було підібрано коректні бібліотеки, які забезпечують ефективну ініціалізацію, підключення та взаємодію з дисплеєм та веб-сервером. Розроблена блок-схема алгоритму допомогла структурувати код і забезпечити його правильне функціонування.

Було розроблено два коди на мові C++ в програмному середовищі Arduino IDE, загально програма забезпечує зчитування даних з сенсора ЕКГ і виведення графіку на дисплей та веб-сервер через підключення по Wi-Fi.

Таким чином, розроблене програмне забезпечення дозволяє ефективно керуватиортативним електрокардіографом, надаючи користувачам зручні та функціональні інтерфейси, стабільну роботу та надійну передачу даних.

ВИСНОВКИ:

У даній роботі було запропоноване технічне рішення для створення портативного електрокардіографа, яке враховує потреби сучасної медичної діагностики серцево-судинної системи. Основна мета була створити пристрій для вимірювання ЕКГ, який дозволить знімати біосигнал серця в будь якому місці та розробити інтерфейс та керування, що буде максимально простим для проведення моніторингу серця і у випадку аномалій серця надсилати результати на аналіз своєму лікарю, в особливості для людей літнього віку.

В першому розділі був проведений детальний аналіз анатомічної основи фізіології серця, функцій серцевої тканини, поширених захворювань серця та існуючих методів дослідження, включаючи інвазивні та неінвазивні методи, а також аналіз сучасних портативних електрокардіографів.

На основі аналізу літератури та сучасних рішень у сфері медичних технологій було розроблено технічне рішення, що забезпечив створювання компактного портативного пристрою, зі здатністю передавати дані лікарю для подальшого аналізу.

Вибір компонентів забезпечив створення компактного та портативного пристрою, який може працювати як від мережі так і від акумулятора, що робить його незамінним у польових умовах та при наданні невідкладної медичної допомоги. Використання дисплея з високою роздільною здатністю та модуля Wi-Fi дозволяє забезпечити візуалізацію даних у реальному часі та їх передачу до лікаря для подальшого аналізу. Також було розроблено загальний вигляд, створено електричну схему та модель пристрою. Розробка включала створення блок-схему алгоритму роботу, що охоплює процеси зняття, обробки та візуалізації.

Третій розділ присвячений розробці програмного забезпечення для управління портативним комп'ютерно-інтегрованим електрокардіографом. У цьому розділі було розроблено зручний у користуванні функціональний інтерфейс, який включає графік електрокардіограми та можливість зберігати його на пристрої з веб-сервера для подальшої відправки результатів лікарю.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Анатомо-фізіологічні особливості, методика дослідження і семіотика захворювань серцево-судинної системи у дітей. Repository of Kharkiv National Medical University: Home. URL: https://repo.knmu.edu.ua/bitstream/123456789/28088/1/АФО%20CCC.pdf (дата звернення: 12.04.2024).
2. Будова серця - Режим доступу - https://repository.tdmu.edu.ua/bitstream/handle/1/9315/0289.jpg?sequence=1&isAllowed=y
3. The Anatomy and Applied Anatomy of the Mediastinal Fascia. Thorax. URL: https://thorax.bmj.com/content/6/4/359 (date of access: 13.04.2024).
4. Біофізика: підручник/ М. Ф.Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко. - Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019. – 444 с.
5. The Conducting System of the Heart. URL: https://teachmeanatomy.info/thorax/organs/heart/conducting-system/ (дата звернення: 26.04.2024).
6. Діагностика та лікування ішемічної хвороби серця. URL: https://zokb.org.ua/ishemicheskaya-bolezn-serdtsa/?lang=uk (дата звернення: 30.04.2024).
7. Серцево-судинні захворювання | Блоги БДМУ. БДМУ | Головна сторінка. URL: https://www.bsmu.edu.ua/blog/serczevo-sudinni-zahvoryuvannya/ (дата звернення: 01.05.2024).
8. Серцево-судинні захворювання | Блоги БДМУ. БДМУ | Головна сторінка. URL: https://www.bsmu.edu.ua/blog/serczevo-sudinni-zahvoryuvannya/ (дата звернення: 01.05.2024).
9. Серцево-судинні захворювання | Блоги БДМУ. БДМУ | Головна сторінка. URL: https://www.bsmu.edu.ua/blog/serczevo-sudinni-zahvoryuvannya/ (дата звернення: 01.05.2024).

10. Біофізика. Практикум/ М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І.О. Яковенко - Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019. – 288 с. ISBN 978-966-622-952-9
11. European Publication Server web service | Epo.org. URL: https://data.epo.org/publication-server/rest/v1.0/publication-dates/20190116/patents/EP3427659NWA1/document.pdf (дата звернення: 05.05.2024.
12. European Publication Server web service | Epo.org. URL: https://data.epo.org/publication-server/rest/v1.0/publication-dates/20190116/patents/EP3427659NWA1/document.pdf (дата звернення: 05.05.2024).
13. United states US 2005O14367OA1 (12) patent application publication. URL: https://patentimages.storage.googleapis.com/e4/41/65/555f9c6f018ca6/US20050143670A1.pdf (дата звернення: 05.05.2024).
14. United states US 2005O14367OA1 (12) patent application publication. URL: https://patentimages.storage.googleapis.com/e4/41/65/555f9c6f018ca6/US20050143670A1.pdf (дата звернення: 05.05.2024).
15. United states US 2005O14367OA1 (12) patent application publication. URL: https://patentimages.storage.googleapis.com/e4/41/65/555f9c6f018ca6/US20050143670A1.pdf (дата звернення: 05.05.2024.
16. Портативний одноканальний електрокардіограф Heaco ECG80A. URL: https://norma.kiev.ua/electrocardiograph-heaco-ecg80a/ (дата звернення: 06.05.2024).
17. Портативний кардіограф Heaco PM10. URL: https://medmag.ua/ua/medicinskim-uchrezhdeniyam/elektrokardiografy/portativnyy-kardiograf-heaco-pm10 (дата звернення: 06.05.2024).
18. Купити мобільний апарат ЕКГ beurer ME 90 в магазині nedorogo.in.ua. Nedorogo. URL: https://nedorogo.in.ua/beurer-me-90-mobilnyj-apparat-ekg?utm_source=google&utm_medium=cpc&utm_campaign=&utm

_content=&utm_term=&gad_source=1&gclid=CjwKCAjwjeuyBhBuEiwAJ3vuocGj76wIEoGR3Bg48RMTF7Z3OTEho7du0Z_fj-zHbyCBzTFEpIOLRhoC298QAvD_BwE (дата звернення: 06.05.2024).

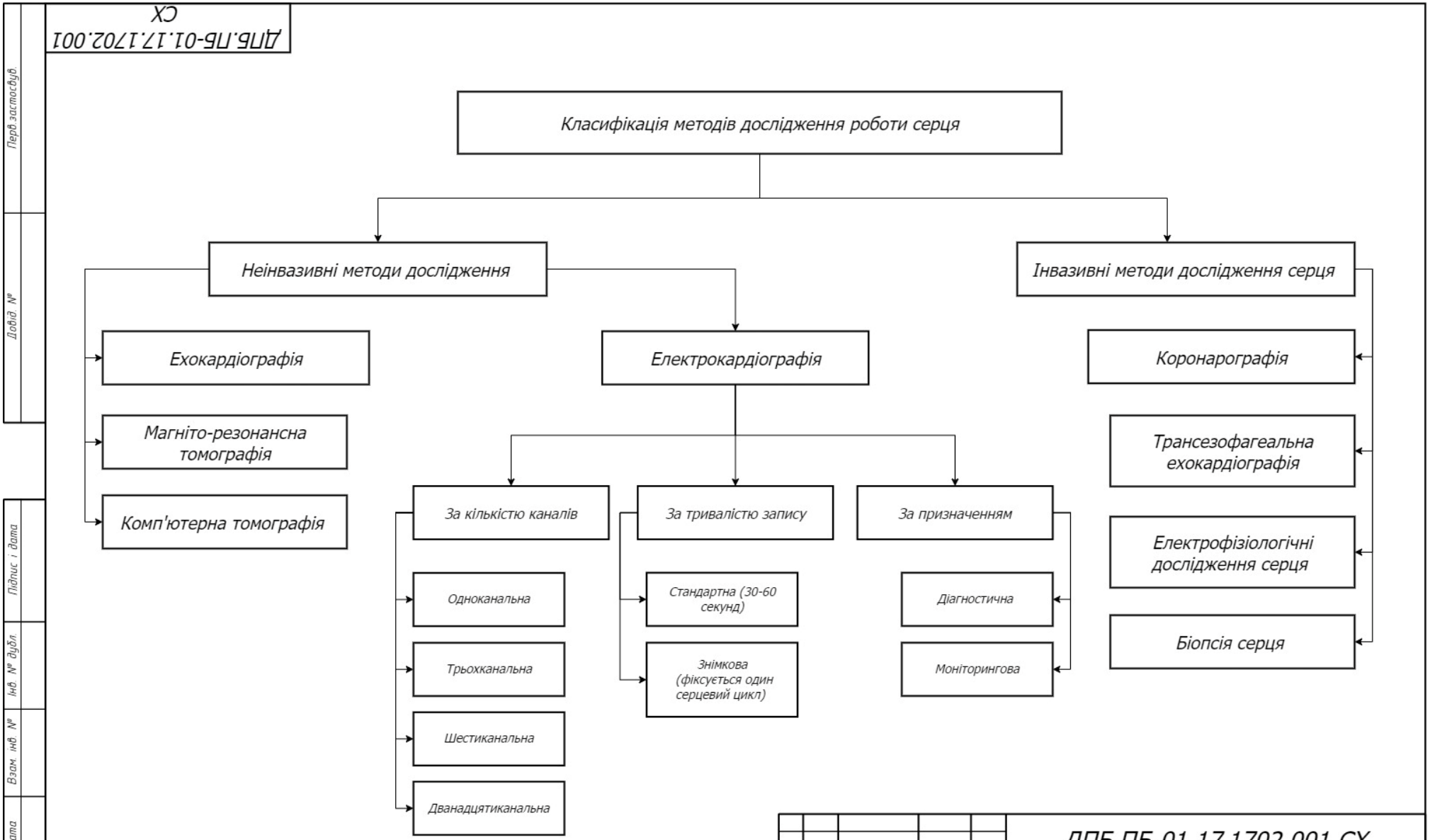
19. Електрокардіограф 3-канальний ECG-1103L. med-technika.com. URL: https://med-technika.com/elektrokardiograf-3-kanalnij-ecg-1103l (дата звернення: 07.05.2024).
20. МІДАС 6/12 MINI – MIDA - Обладнання медичне (медобладнання) в Україні. MIDA - Обладнання медичне (медобладнання) в Україні. URL: https://mida.kiev.ua/product/midas-6-12-mini/ (дата звернення: 07.05.2024).
21. 1.8inch_SPI_Module_MSP1804_User_Manual. LCD wiki. URL: http://www.lcdwiki.com/res/MSP1804/1.8inch_SPI_Module_MSP1804_User_Manual_EN.pdf (дата звернення: 10.05.2024).
22. Плата розробника Arduino UNO+WiFi R3 купити в Києві та Україні. Arduino в Україні. URL: https://arduino.ua/prod2014-plata-razrabotchika-arduino-unowifi-r3 (дата звернення: 11.05.2024).
23. Single-Lead, heart rate monitor front end data sheet AD8232. URL: https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/AD8232.pdf (дата звернення: 10.05.2024).
24. Монітор серцевого ритму ЕКГ AD8232. URL: https://beegreen.com.ua/monitor-sercevogo-ritmu-ekg-ad8232-17560 (дата звернення: 13.05.2024).
25. SolidWorks. URL: https://www.solidworks.com (дата звернення: 09.05.2024).
26. Пластик PLA. Хімічні та фізичні характеристики. 3D друк, 3D принтери, 3D ручки, 3D пластик в Україні. URL: https://3d4u.com.ua/uk/blog/post/3-pla-plastic-chemical-physical-characteristics (дата звернення: 15.05.2024).
27. PLA Filaments. https://www.esun3d.com/. URL: https://www.esun3d.com/pla-%20filaments/?gad_source=1&gclid=Cj0KCQjwsPCyBhD4ARIsAPaaRf0edEXa_5srDhZ_VHiw1CucYzAa_Twru0ZfmTyfkHASLyIJx3i8uX0aAke6EALw_wcB (дата звернення: 16.05.2024).
28. Software. Arduino - Home. URL: https://www.arduino.cc/en/software (дата звернення: 18.05.2024).

29. GitHub - adafruit/Adafruit-GFX-Library: Adafruit GFX graphics core Arduino library, this is the 'core' class that all our other graphics libraries derive from. GitHub. URL: https://github.com/adafruit/Adafruit-GFX-Library (дата звернення: 18.05.2024).
30. GitHub - adafruit/Adafruit-ST7735-Library: This is a library for the Adafruit 1.8" SPI display http://www.adafruit.com/products/358 and http://www.adafruit.com/products/618. GitHub. URL: https://github.com/adafruit/Adafruit-ST7735-Library (дата звернення: 18.05.2024).
31. SPI - Arduino Reference. Arduino - Home. URL: https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/communication/spi/ (дата звернення: 19.05.2024).
32. ArduinoCore-avr/libraries/SoftwareSerial/src/SoftwareSerial.h at master · arduino/ArduinoCore-avr. GitHub. URL: https://github.com/arduino/ArduinoCore-avr/blob/master/libraries/SoftwareSerial/src/SoftwareSerial.h (дата звернення: 18.05.2024).
33. Arduino/libraries/ESP8266WiFi/src/ESP8266WiFi.h at master · esp8266/Arduino. GitHub. URL: https://github.com/esp8266/Arduino/blob/master/libraries/ESP8266WiFi/src/ESP8266WiFi.h (дата звернення: 19.05.2024).
34. Arduino/libraries/ESP8266WebServer/src/ESP8266WebServer.h at master · esp8266/Arduino. GitHub. URL: https://github.com/esp8266/Arduino/blob/master/libraries/ESP8266WebServer/src/ESP8266WebServer.h (дата звернення: 19.05.2024).
35. arduinoWebSockets/src/WebSocketsServer.h at master · Links2004/arduinoWebSockets. GitHub. URL: https://github.com/Links2004/arduinoWebSockets/blob/master/src/WebSocketsServer.h (дата звернення: 20.05.2024).
36. Бакалаврський дипломний проєкт: Організація виконання та захисту, вимоги до структури, змісту та оформлення: навчальний посібник [Електронний

ресурс] : навчальний посібник призначено для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за освітньо-професійною програмою «Комп’ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні» спеціальності 151 Автоматизація та комп’ютерно-інтегровані технології / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад. : В. С. Антонюк, Н. І. Бурау, Ю. В. Киричук, М. В. Філіппова. – Електронні текстові данні (1 файл: 500.69 КБ). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 45 с.

37. Виробнича практика. Організація, проходження та захист звіту [Електронний ресурс] : навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра за освітньою програмою «Комп’ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні» спеціальності 151 Автоматизація та комп’ютерно-інтегровані технології / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: М. О. Безуглий, Н. І. Бурау, Ю. В. Киричук, М. В. Філіппова. – Електронні текстові дані (1 файл: 704 Кбайта). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 40 с.

Додаток А – графічний матеріал



ДПБ.ПБ-01.17.1702.001 СХ

Перв. застосовув.

Довід. №

Підпис і дата

Інв. № дубл.

Взам. інв. №

Підпис і дата

Інв. № оригін.

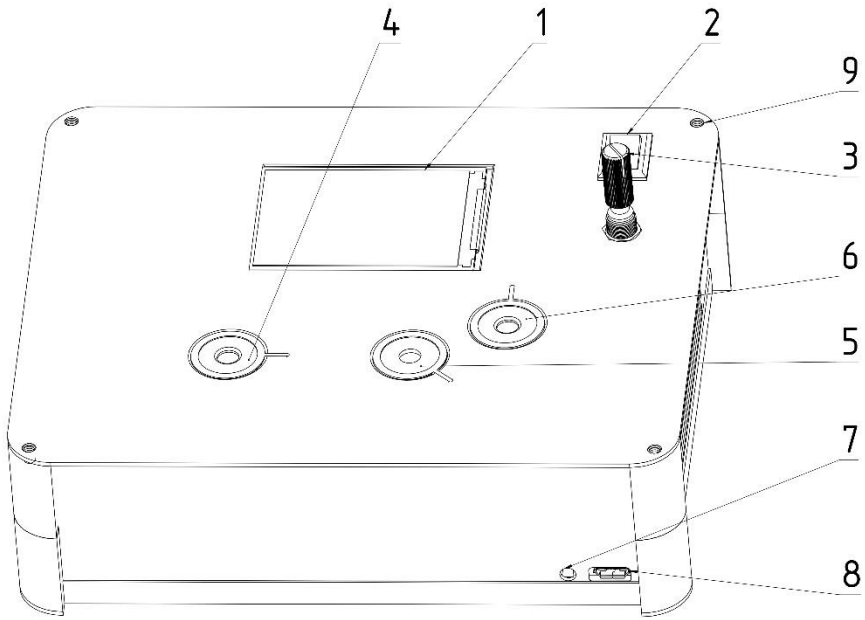
Змн.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата
Розробив		Цомпель О.І.		
Перевірив		Яковенко І.О.		
Т. контр.				
Н. контр.				
Затвердив				

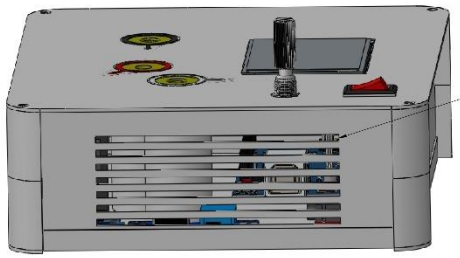
ДПБ.ПБ-01.17.1702.001 СХ

Класифікація методів дослідження роботи серця

Літ	Маса	Масштаб
		-
Аркуш	Аркушів 1	

ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського



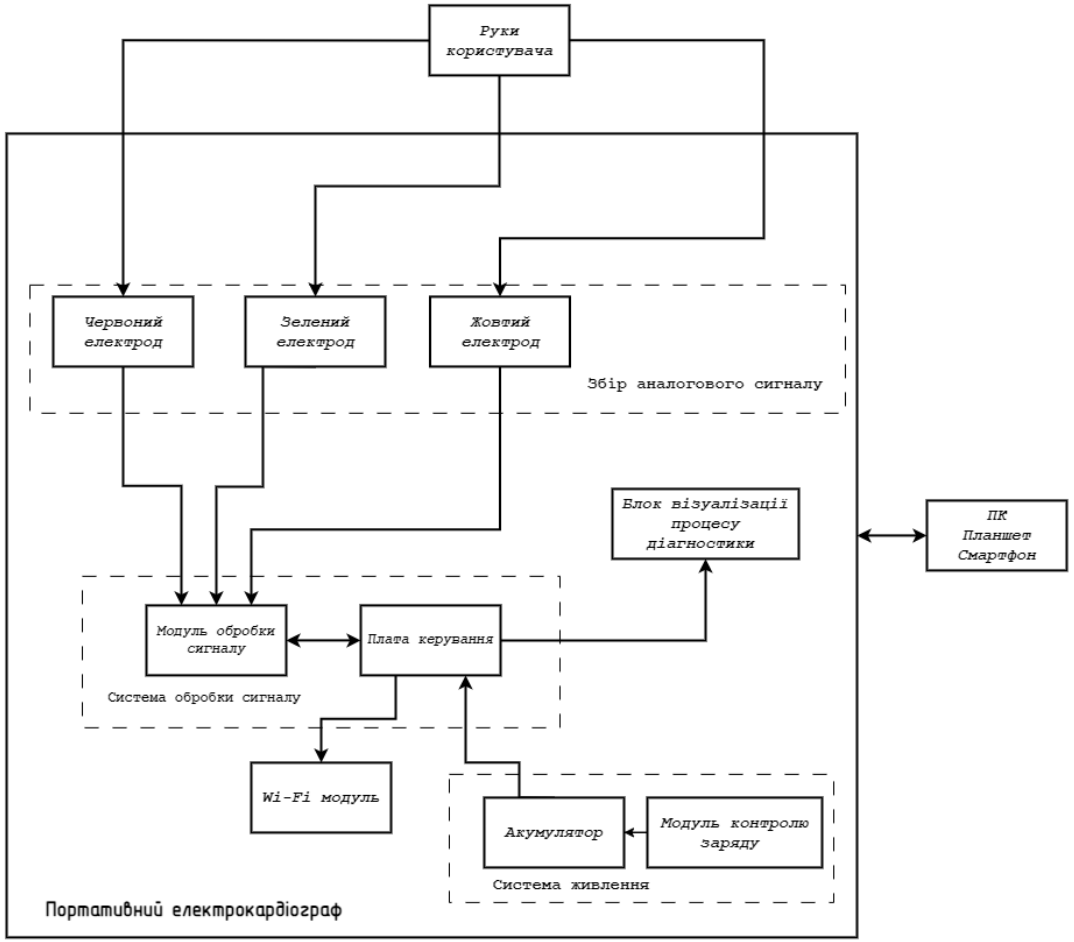


1 – Дисплей
2 – Кнопка живлення
3 – Потенціометр
4 – Лівий електрод
5 – Правий електрод
6 – Електрод заземлення
7 – Світодіод
8 – Type-C роз'єм живленнящ
9 – Отвір для гвинта M3x0,5
10 – Решітка вентиляційна

Технічні характеристики

Параметр	Значення
Мережа постійного струму	7В-12В
Споживання	300мА
Тип роботи	Одноканальний
Розмір дисплею	1.8''
Тип кардіографа	Портативний
З'єднання з ПК	USB або Wi-Fi
Дисплей	Кольоровий
Вага	близько 1 кг
Розмір	144*120*45

ДПБ.ПБ-01.18.1702.003 СХ



Перв. застосувань	Довід. №	Підпис і дата	Інв. № дубл.	Взам. інв. №	Підпис і дата	Інв. № оригін.

Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата
Розробив		Цомпель О.І.		
Перевірив		Яковенко І.О.		
Т. контр.				
Н. контр.				
Затвердив				

ДПБ.ПБ-01.18.1702.003 СХ

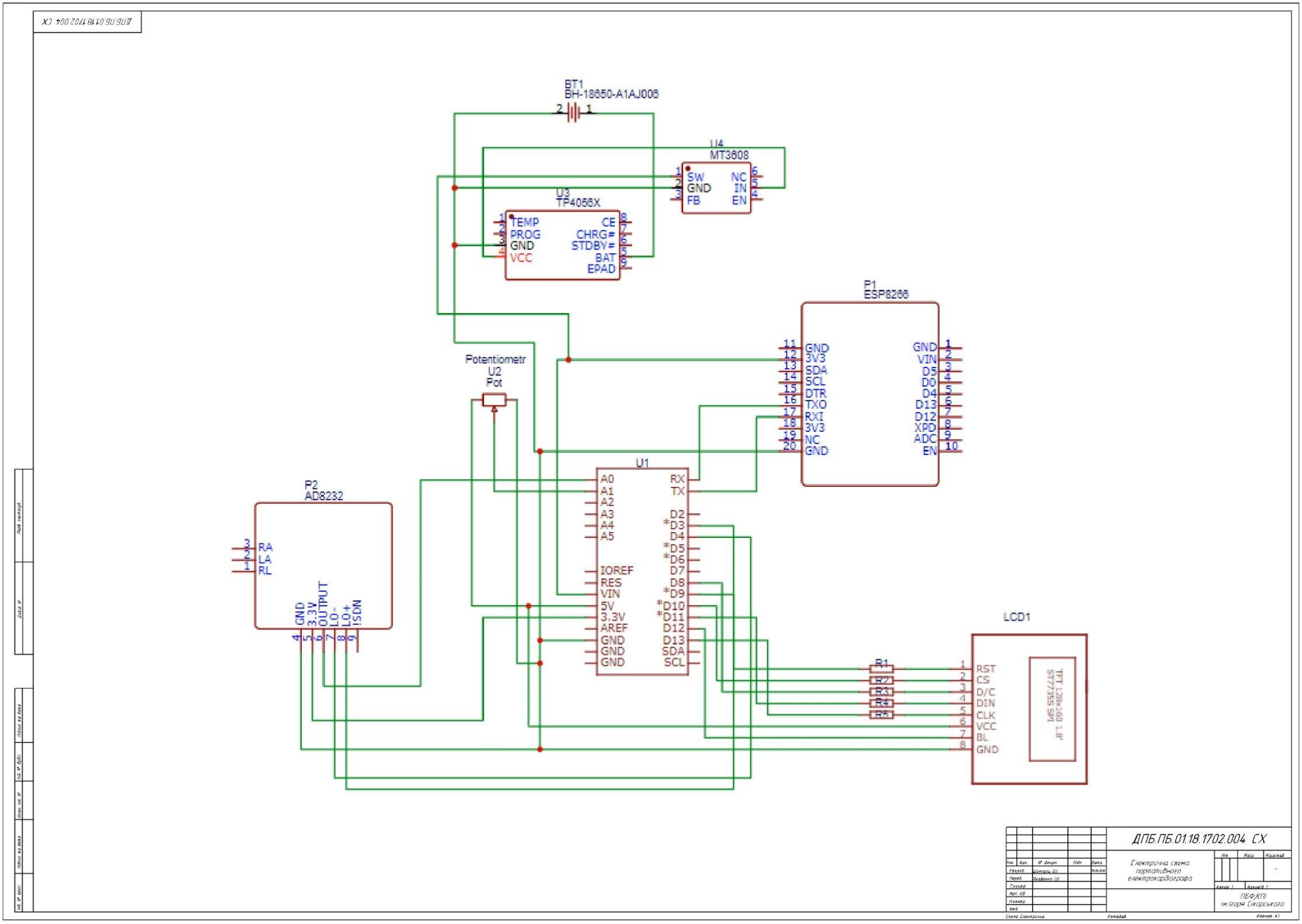
Структурно-функціональна схема прототипу портативного електрокардіографа

Літ	Маса	Масштаб
		-
Аркуш	Аркушів 1	

ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського

Копіював

Формат А3

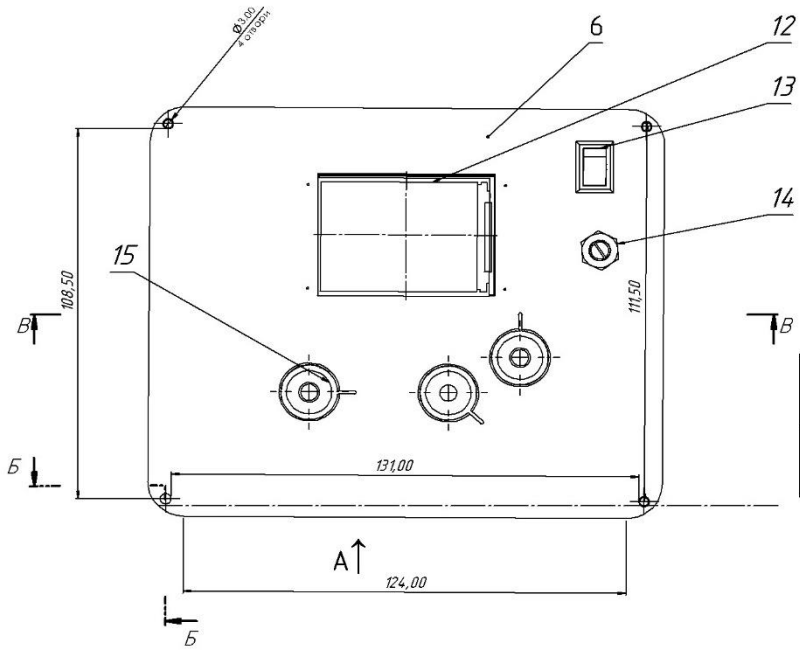


ДПБ.ПБ.01.18.1702.004 СХ

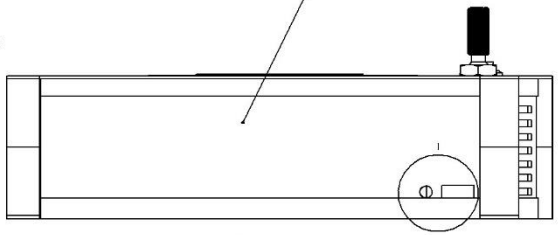
Електрична схема портативного електрокардіографа

ПБФ,КПІ ім.Ігоря Сікорського

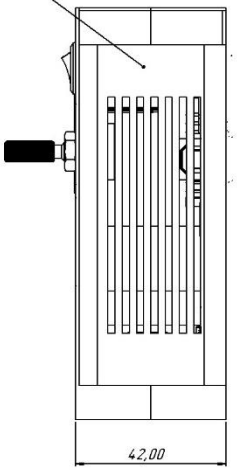
ДПБ.ПБ-01.19.1702.005 СК



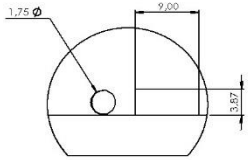
Вид А

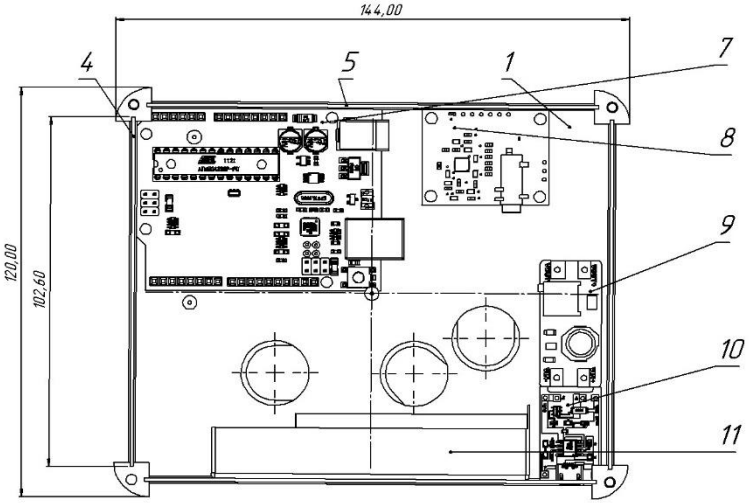


Вид Б

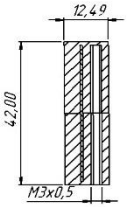


Вид Д
3:1

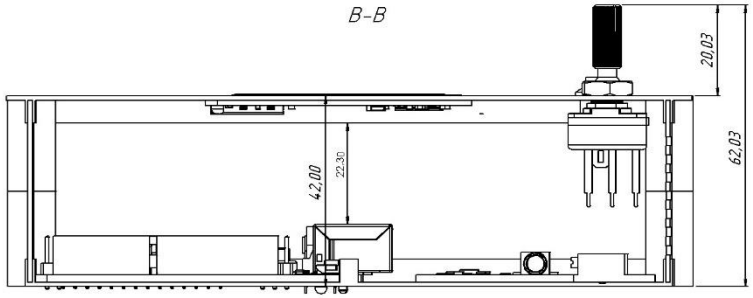




Б-Б (2:1)



В-В



1. Складання виконати згідно 3Д-моделі складальної одиниці
2. На зовнішній поверхні корпуса наявність сколів недопустима
3. Візуальний контроль пристрою

								ДПБ.ПБ-01.19.1702.005 СК	
Змн.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата					
Розроб.		Шатковий О.І.		19.05.2021	Складальне креслення портативного електрокардіографа		Літ.	Маса	Масштаб
Перев.		Вербівська І.В.							2:1
Т.контр.							Аркуш 1	Аркушів 1	
Н.контр.									
Затв.					Пластик PLA ГОСТ 17088-2021		ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського		

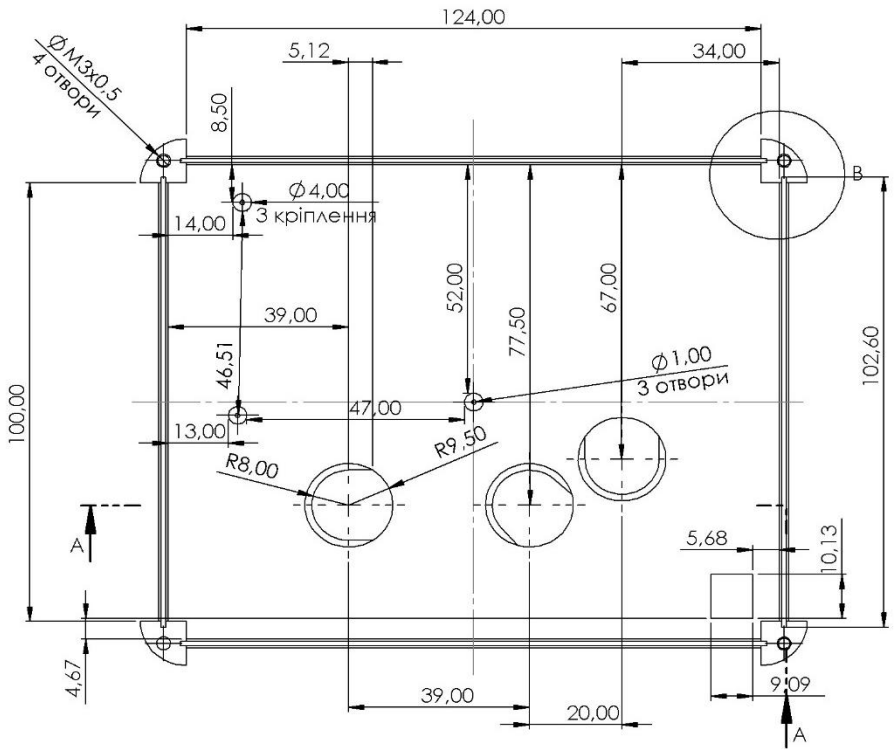
Скопійовано Креслення Копіював Формат А1

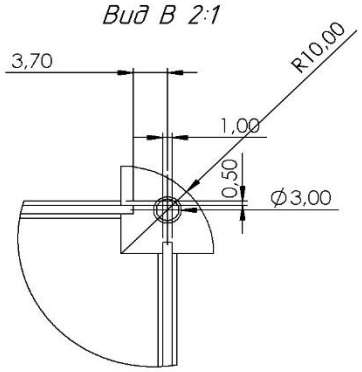
Форм.	Зона	Поз.	Обозначение	Наименование	Кол.	Примеч.
				Документація		
А1			ДПБ.ПБ-01.18.1702.002	Загальний вигляд	1	
А1			ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.СК	Складальний кресленик	1	
				Деталі		
А3		1	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.01	Корпус	1	
А4		2	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.02	Стінка вентиляційна	1	
А4		3	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.03	Стінка бокова	1	
А4		4	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.04	Стінка задня	1	
А4		5	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.05	Стінка передня	1	
А3		6	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.06	Кришка	1	
				Стандартні вироби		
				Гвинт М3х0,5	4	
				ISO 7045		
		7		Плата Arduino UNO + Wi-FI R3	1	
		8		Плата AD8232	1	
		9		Плата MT3608	1	
		10		Плата TP4056	1	
		11		Акумулятор 18650	1	
		12		Дисплей MSP1804	1	
		13		Кнопка	1	
		14		Потенціометр	1	
		15		Кабель для електродів	1	

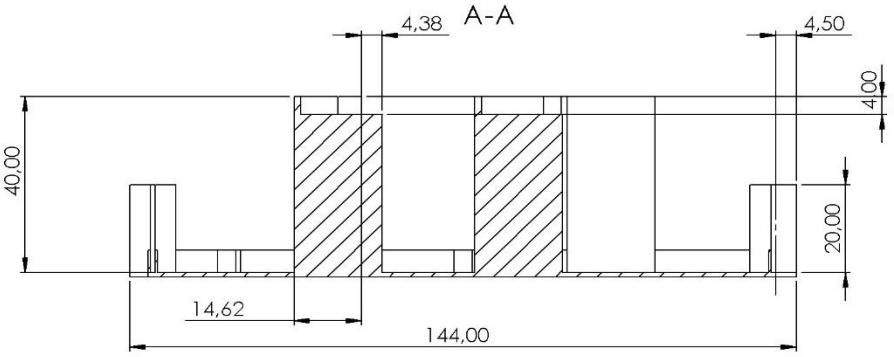
Изм.	Лист	№докум.	Подп.	Дата	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005 СП		
Разраб.		Цомпель О.І.			Портативний електрокардіограф	Лит.	Лист 1 / Листов 1
Пров.		Яковенко І.О.					
Н.контр.						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського	
Утв.							

ДПБ.ПБ-01.18.1720.005.01

Ra(6,3)







1. Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2
2. Візуальний контроль деталі
3. Гострі кромки притупити

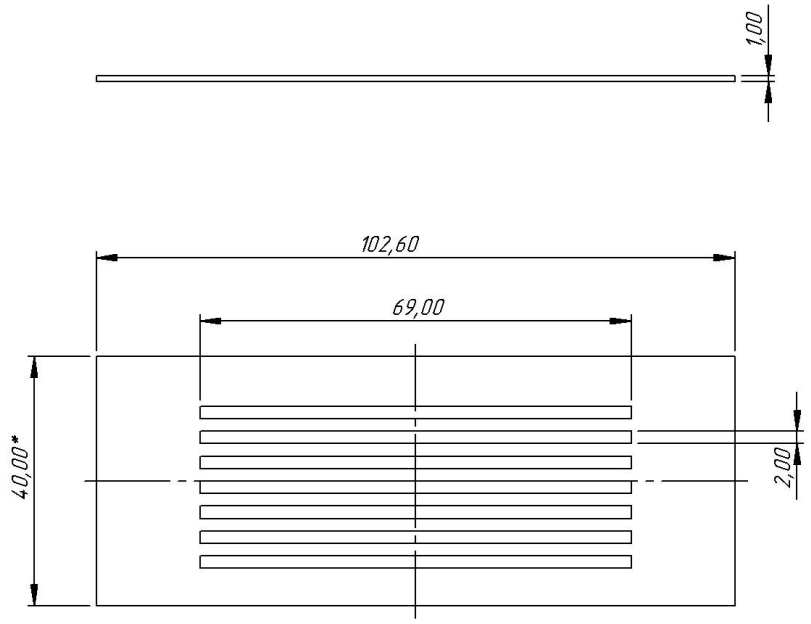
					ДПБ.ПБ-01.18.1720.005.01		
Змн.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		Літ.	Маса	Масштаб
Розроб.		Цомпель О.І.		11.05	Корпус портативного електрокардіографа			1:1
Перев.		Яковенко І.О.				Аркуш	Аркушів 1	
Т.контр.								
Н.контр.					Пластик PLA ISO 17088:2021	ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського		
Утв.								

Підпис та дата | Інв. № дубл. | Взам. інв. № | Підпис та дата | Інв. № орис.

Корпус Креслення | Копіював | Формат А3

ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.002

Ra (6.3)



*Розміри для довідок

1. Решітка для вентиляції повітря має 7 отворів. Міжосьова відстань 2 мм
2. Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2
3. Невказані радіуси 0,1мм

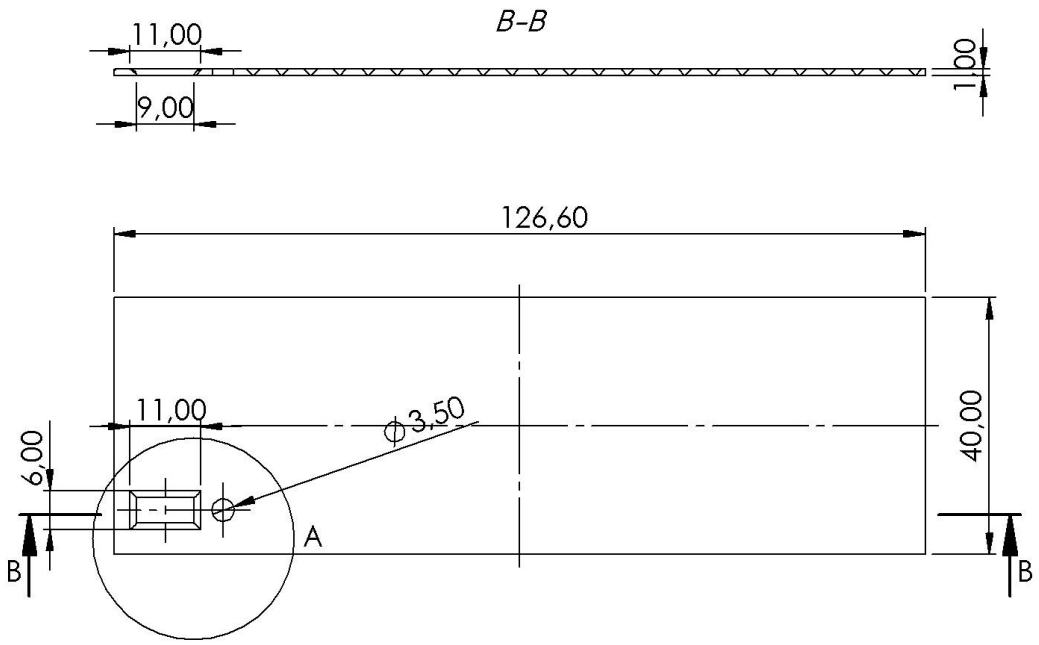
					ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.002	
Змн.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата	Стінка вентилиляційна	Літ. / Маса / Масштаб 1:1
Розроб.		Цомпель О.І.		10.06.2024		
Перев.		Яковенко І.О.				Аркуш / Аркушів 1
Т.контр.						
Нач. КБ					Пластик PLA ISO 17088:2021	ПБФ,КПІ ім. Ігоря Сікорського
Н.контр.						
Утв.						

Перв. застосув. | Довід. № | Підпис та дата | Інв. № дубл. | Взам. інв. № | Підпис та дата | Інв. № ориг.

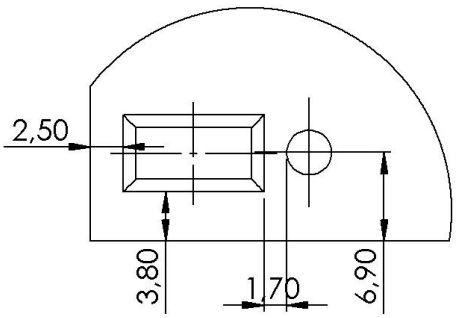
Стінка Вентиляційна | Копіював | Формат А4

ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.003

Ra (6.3)



Деталь A
2 : 1



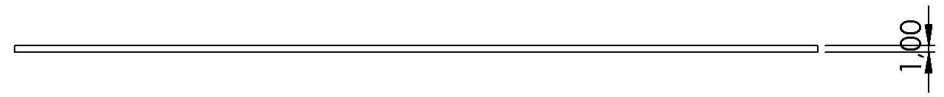
Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2
Невказані радіуси 1 мм

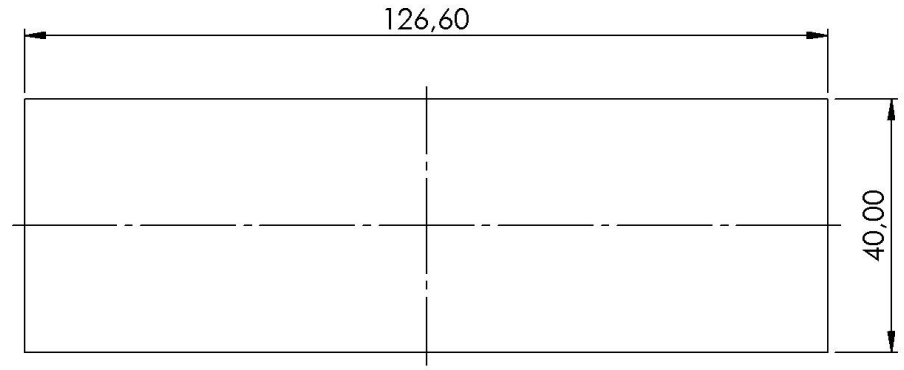
Змн.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.003		
Розроб.		Цомпель О.І.		10.06.2024	Стінка бокова	Літ.	Маса	Масштаб
Перев.		Яковенко І.О.						1:1
Т.контр.						Аркуш	Аркушів 1	
Нач. КБ					Пластик PLA ISO 17088:2021	ПБФ,КПІ ім. Ігоря Сікорського		
Н.контр.								
Утв.								

Перв. застосув. | Довід. № | Підпис та дата | Інв. № дубл. | Взам. інв. № | Підпис та дата | Інв. № оригі.

ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.004

Ra (6.3)





1. Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2
2. Гострі кромки притупити

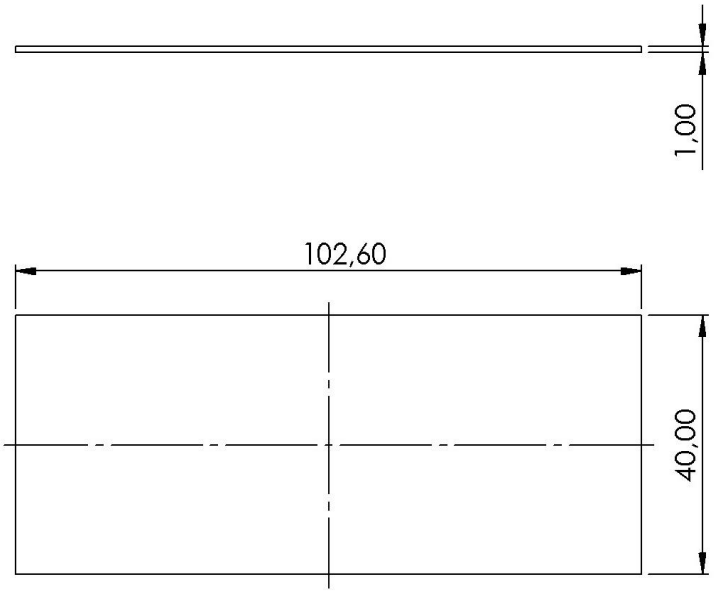
Змн.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.004		
Розроб.		Цомпель О.І.		10.06.2024	Стінка задня	Літ.	Маса / Масштаб 1:1
Перев.		Яковенко І.О.				Аркуш	Аркушів 1
Т.контр.							
Нач. КБ					Пластик PLA ISO 17088:2021	ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського	
Н.контр.							
Утв.							

Перв. застосув. | Довід. № | Підпис та дата | Інв. № дубл. | Взам. інв. № | Підпис та дата | Інв. № ориг.

Стінка задня | Копіював | Формат А4

ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.005

Ra (6.3)

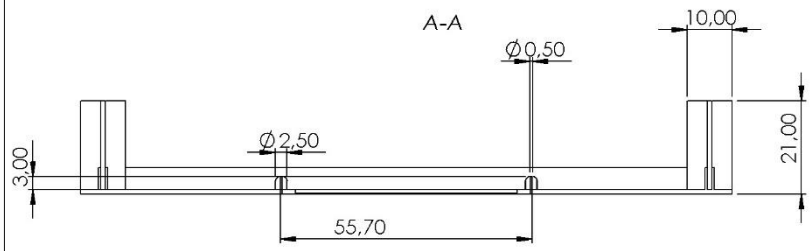


1. Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2
2. Гострі кромки притупити

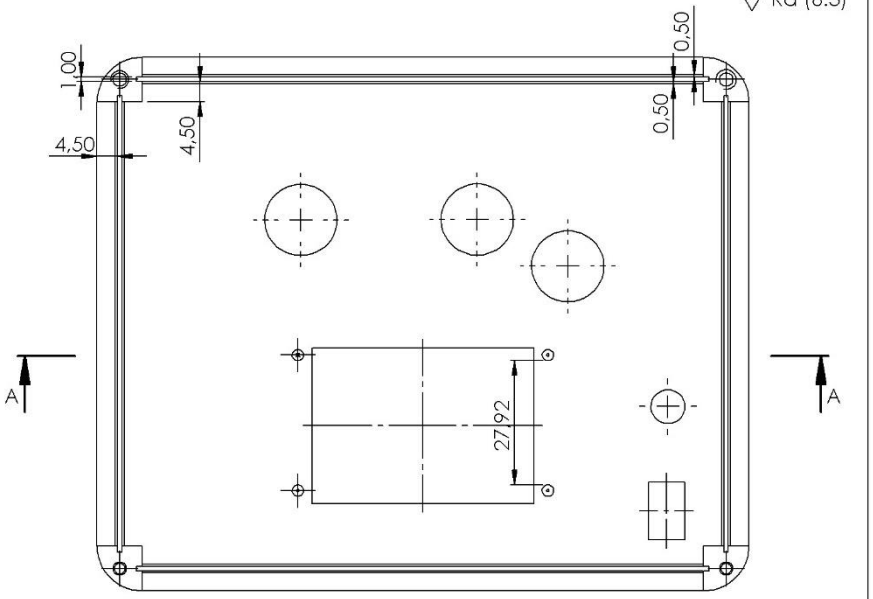
Змн.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата	ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.005			
Розроб.		Цомпель О.І.		09.06.2024	Стінка передня	Літ.	Маса	Масштаб
Перев.		Яковенко І.О.						1:1
Т.контр.						Аркуш	Аркушів 1	
Нач. КБ					Пластик PLA ISO 17088:2021	ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського		
Н.контр.								
Утв.								

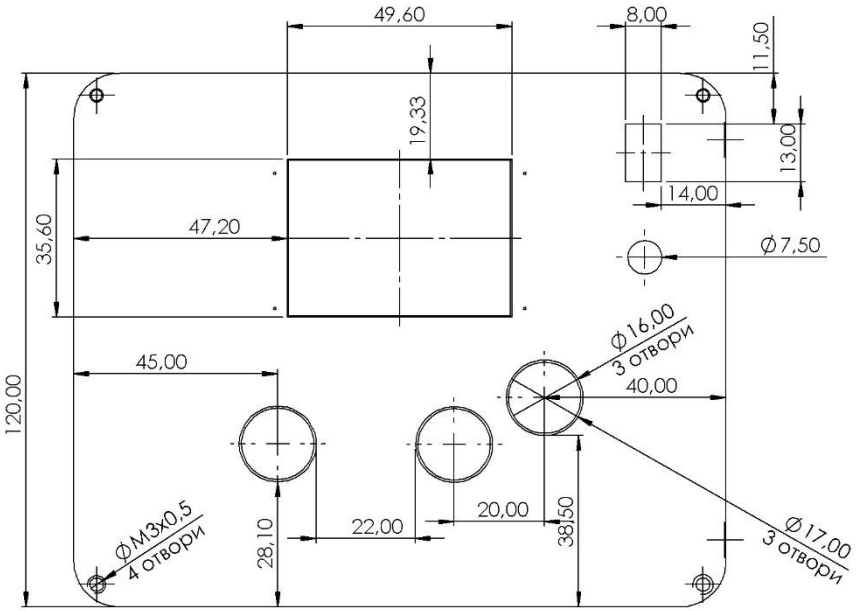
Перв. застосув. | Довід. № | Підпис та дата | Інв. № дубл. | Взам. інв. № | Підпис та дата | Інв. № оригі.

ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.006



Ra (6.3)





*Розмір для довідок
1. Товщина пластини 2 мм
2. Допуск на діаметр +-0,05мм
3. Радіус заокруглень на кутах 10мм
4. Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2

					ДПБ.ПБ-01.18.1702.005.006	
Змн.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		Літ. / Маса / Масштаб
Розроб.		Цомпель О.І.		11.05	Кришка	1:1
Перев.		Яковенко І.О.				Аркуш / Аркушів 1
Т.контр.						
Н.контр.					Пластик PLA ISO 17088:2021	ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського
Утв.						

Підпис та дата | Інв. № дубл. | Взам. інв. № | Підпис та дата | Інв. № оригі.

Кришка Креслення | Копіював | Формат А3

Додаток Б – Код програми

Код для Arduino UNO

```
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_ST7735.h>
#include <SPI.h>
#include <SoftwareSerial.h>

#define TFT_CS 10
#define TFT_RST 9
#define TFT_DC 8
#define ECG_PIN A0
#define POT_PIN A1
#define BACKLIGHT_PIN 12
#define LO_PLUS_PIN 3
#define LO_MINUS_PIN 4
#define RX_PIN 0
#define TX_PIN 1

SoftwareSerial espSerial(RX_PIN, TX_PIN);

Adafruit_ST7735 tft = Adafruit_ST7735(TFT_CS, TFT_DC, TFT_RST);

int heartRate = 0;
int batteryStatus = 0;
int backlightBrightness = 255;
unsigned long previousMillis = 0;
unsigned long lastHeartRateUpdate = 0;
unsigned long ecgStartTime = 0;
unsigned long messageStartTime = 0;
long interval = 10;
int xPos = 0;
int lastY = 90;
int minValue = 1023;
int maxValue = 0;
int peakThreshold = 512;
unsigned long lastPeakTime = 0;
int peakCount = 0;

bool measuringECG = false;
bool ecgCompleted = false;
bool showMessage = true;
bool showFinishMessage = false;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  espSerial.begin(9600);
  tft.initR(INITR_BLACKTAB);
  tft.setRotation(3);
  tft.fillScreen(ST77XX_BLACK);
  tft.setTextColor(ST77XX_WHITE);
```

```
  tft.setTextSize(1);

  pinMode(BACKLIGHT_PIN, OUTPUT);
  analogWrite(BACKLIGHT_PIN, backlightBrightness);

  pinMode(LO_PLUS_PIN, INPUT);
  pinMode(LO_MINUS_PIN, INPUT);

  displayInitialMessage();
}

void loop() {
  unsigned long currentMillis = millis();

  if (showMessage) {
    if (currentMillis - messageStartTime >= 5000) {
      showMessage = false;
      measuringECG = true;
      ecgStartTime = currentMillis;
      tft.fillScreen(ST77XX_BLACK);
      drawStaticElements();
    }
  } else if (measuringECG) {
    interval = map(analogRead(POT_PIN), 0, 1023, 1, 200);

    if (currentMillis - previousMillis >= interval) {
      previousMillis = currentMillis;
      updateDisplay();

      int ecgValue = analogRead(ECG_PIN);

      espSerial.print("ECG:");
      espSerial.print(ecgValue);
      espSerial.print(",HR:");
      espSerial.println(heartRate);

      if (ecgValue < minValue) {
        minValue = ecgValue;
      }
      if (ecgValue > maxValue) {
        maxValue = ecgValue;
      }

      drawECGWaveform(ecgValue);
      detectHeartRate(ecgValue);
    }

    if (currentMillis - lastHeartRateUpdate >= 3000) {
      lastHeartRateUpdate = currentMillis;
      displayHeartRate();
```

```
    }

    if (currentMillis - ecgStartTime >= 30000) {
      displayECGCompleted();
      measuringECG = false;
      showFinishMessage = true;
      messageStartTime = currentMillis;
    }
  } else if (showFinishMessage) {
    if (currentMillis - messageStartTime >= 5000) {
      showFinishMessage = false;
      showMessage = true;
      displayInitialMessage();
    }
  }
}

void displayInitialMessage() {
  tft.fillScreen(ST77XX_BLACK);
  tft.setCursor(10, 60);
  tft.setTextColor(ST77XX_WHITE);
  tft.setTextSize(2);
  tft.print("Place Fingers");
  messageStartTime = millis();
}

void drawStaticElements() {
  tft.fillRect(0, 0, 160, 20, ST77XX_BLUE);
  tft.setCursor(10, 5);
  tft.setTextColor(ST77XX_WHITE);
  tft.setTextSize(1);
  tft.print("ECG Monitor");

  tft.drawRect(130, 3, 25, 14, ST77XX_WHITE);
  tft.fillRect(155, 7, 2, 6, ST77XX_WHITE);

  tft.setTextColor(ST77XX_RED);
  tft.setCursor(10, 30);
  tft.setTextSize(1);
  tft.print("Heart Rate:");
}

void updateDisplay() {
  tft.fillRect(10, 30, 140, 30, ST77XX_BLACK);

  tft.setTextColor(ST77XX_RED);
  tft.setCursor(10, 30);
  tft.setTextSize(1);
  tft.print("Heart Rate: ");
```

```
  tft.setCursor(85, 30);
  tft.print(heartRate);

  tft.setTextColor(ST77XX_WHITE);
  tft.setCursor(10, 50);
  tft.print("Time: ");
  tft.print((millis() - ecgStartTime) / 1000);
  tft.print("s");
}

void drawECGWaveform(int ecgValue) {
  int yPos = map(ecgValue, minValue, maxValue, 119, 70);

  tft.drawLine(xPos, lastY, xPos + 1, yPos, ST77XX_GREEN);

  lastY = yPos;

  xPos++;
  if (xPos >= 128) {
    xPos = 0;
    lastY = 90;
    tft.fillRect(0, 70, 128, 50, ST77XX_BLACK);
  }
}

void detectHeartRate(int ecgValue) {
  if (ecgValue > peakThreshold) {
    unsigned long currentTime = millis();
    if (currentTime - lastPeakTime > 300) {
      lastPeakTime = currentTime;
      peakCount++;
    }
  }
}

void displayHeartRate() {
  tft.fillRect(10, 30, 150, 10, ST77XX_BLACK);

  tft.setTextColor(ST77XX_RED);
  tft.setCursor(10, 30);
  tft.setTextSize(1);
  tft.print("Heart Rate: ");
  tft.setCursor(85, 30);
  tft.print(heartRate);

  heartRate = peakCount * 20;
  peakCount = 0;
}

void displayECGCompleted() {
```

```
  tft.fillScreen(ST77XX_BLACK);
  tft.setCursor(10, 60);
  tft.setTextColor(ST77XX_WHITE);
  tft.setTextSize(2);
  tft.print("ECG Finish");
}
```

Код для ESP8266 C++

```
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <ESP8266WebServer.h>
#include <WebSocketsServer.h>

const char* ssid = "ECG";
const char* password = "12345678";

ESP8266WebServer server(80);
WebSocketsServer webSocket(81);

bool filterEnabled = true;
int heartRate = 0;
int batteryStatus = 100;
int ecgValue = 0;

void handleRoot() {
  String html = "<!DOCTYPE html>\n"
                "<html>\n"
                "<head>\n"
                "<title>ESP8266 ECG Monitor</title>\n"
                "<link href='https://fonts.googleapis.com/icon?family=Material+Icons'
rel='stylesheet'>\n"
                "<link
href='https://fonts.googleapis.com/css2?family=Roboto:wght@400;500;700&display=swap'
rel='stylesheet'>\n"
                "<link rel='stylesheet'
href='https://cdnjs.cloudflare.com/ajax/libs/materialize/1.0.0/css/materialize.min.css'>
\n"
                "<style>\n"
                "body {\n"
                "  font-family: 'Roboto', sans-serif;\n"
                "  background-color: #f8f9fa;\n"
                "  margin: 0;\n"
                "  padding: 0;\n"
                "  display: flex;\n"
                "  flex-direction: column;\n"
                "  align-items: center;\n"
                "  justify-content: center;\n"
                "  height: 100vh;\n"
```

```
"}\n"
"h1 {\n"
"  color: #424242;\n"
"}\n"
".container {\n"
"  background: #ffffff;\n"
"  padding: 20px;\n"
"  border-radius: 8px;\n"
"  box-shadow: 0 4px 8px rgba(0, 0, 0, 0.1);\n"
"  text-align: center;\n"
"  width: 95%;\n"
"  max-width: 800px;\n"
"  margin: 20px;\n"
"  position: relative;\n"
"}\n"
".connection-status {\n"
"  position: absolute;\n"
"  top: 10px;\n"
"  right: 10px;\n"
"  color: #009688;\n"
"}\n"
".modal {\n"
"  display: none;\n"
"  position: fixed;\n"
"  z-index: 1;\n"
"  left: 0;\n"
"  top: 0;\n"
"  width: 100%;\n"
"  height: 100%;\n"
"  overflow: auto;\n"
"  background-color: rgba(0,0,0,0.4);\n"
"}\n"
".modal-content {\n"
"  background-color: #fefefe;\n"
"  margin: 15% auto;\n"
"  padding: 20px;\n"
"  border: 1px solid #888;\n"
"  width: 80%;\n"
"  max-width: 400px;\n"
"  text-align: center;\n"
"}\n"
".modal .close {\n"
"  color: #aaa;\n"
"  float: right;\n"
"  font-size: 28px;\n"
"  font-weight: bold;\n"
"}\n"
".modal .close:hover,\n"
".modal .close:focus {\n"
"  color: black;\n"
```

```
"  text-decoration: none;\n"
"  cursor: pointer;\n"
"}\n"
".card {\n"
"  padding: 20px;\n"
"  margin-top: 20px;\n"
"  border: 1px solid #e0e0e0;\n"
"  border-radius: 8px;\n"
"}\n"
".card .card-content {\n"
"  padding: 0;\n"
"}\n"
".card .card-title {\n"
"  margin-bottom: 10px;\n"
"}\n"
".card .card-data {\n"
"  font-size: 24px;\n"
"  font-weight: bold;\n"
"}\n"
"canvas {\n"
"  border: 1px solid #e0e0e0;\n"
"  margin-top: 20px;\n"
"  width: 100%;\n"
"  height: auto;\n"
"}\n"
".controls {\n"
"  margin-top: 20px;\n"
"  display: flex;\n"
"  flex-direction: column;\n"
"  align-items: center;\n"
"}\n"
".controls .btn {\n"
"  margin: 5px;\n"
"  padding: 10px 20px;\n"
"  font-size: 18px;\n"
"  border: none;\n"
"  border-radius: 5px;\n"
"  cursor: pointer;\n"
"  transition: background 0.3s;\n"
"  background-color: #009688;\n"
"  color: #ffffff;\n"
"  width: 100%;\n"
"  max-width: 800px;\n"
"  text-align: center;\n"
"  display: flex;\n"
"  align-items: center;\n"
"  justify-content: center;\n"
"}\n"
".controls .btn i {\n"
"  margin-right: 10px;\n"
```

```
                "}\n"
                ".controls .btn:hover {\n"
                "  background-color: #00796b;\n"
                "}\n"
                "#toggleFilter {\n"
                "  background: #f44336;\n"
                "}\n"
                "#toggleFilter.on {\n"
                "  background: #4caf50;\n"
                "}\n"
                ".status-bar {\n"
                "  margin-top: 20px;\n"
                "  display: flex;\n"
                "  justify-content: space-between;\n"
                "  color: #009688;\n"
                "  font-weight: bold;\n"
                "  flex-wrap: wrap;\n"
                "}\n"
                ".wave {\n"
                "  position: absolute;\n"
                "  bottom: 0;\n"
                "  left: 0;\n"
                "  width: 100%;\n"
                "  height: 100px;\n"
                "  background:
url('')repeat-x;\n"
                "  background-size: contain;\n"
                "}\n"
                ".progress {\n"
                "  height: 20px;\n"
                "}\n"
                ".tooltip {\n"
                "  position: relative;\n"
                "  display: inline-block;\n"
                "}\n"
                ".tooltip .tooltiptext {\n"
                "  visibility: hidden;\n"
                "  width: 120px;\n"
                "  background-color: #555;\n"
                "  color: #fff;\n"
                "  text-align: center;\n"
                "  border-radius: 6px;\n"
                "  padding: 5px;\n"
                "  position: absolute;\n"
                "  z-index: 1;\n"
                "  bottom: 125%;\n"
                "  left: 50%;\n"
                "  margin-left: -60px;\n"
                "  opacity: 0;\n"
                "  transition: opacity 0.3s;\n"
```

```
                "}\n"
                ".tooltip:hover .tooltiptext {\n"
                "  visibility: visible;\n"
                "  opacity: 1;\n"
                "}\n"
                ".dark-mode {\n"
                "  background-color: #424242;\n"
                "  color: #ffffff;\n"
                "}\n"
                ".dark-mode .container {\n"
                "  background-color: #616161;\n"
                "}\n"
                ".dark-mode .btn {\n"
                "  background-color: #009688;\n"
                "  color: #ffffff;\n"
                "}\n"
                ".dark-mode .btn:hover {\n"
                "  background-color: #00796b;\n"
                "}\n"
                ".dark-mode .status-bar {\n"
                "  color: #80cbc4;\n"
                "}\n"
                ".dark-mode .connection-status {\n"
                "  color: #80cbc4;\n"
                "}\n"
                ".dark-mode .tooltip .tooltiptext {\n"
                "  background-color: #555;\n"
                "  color: #fff;\n"
                "}\n"
                "</style>\n"
                "<script src='https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js'></script>\n"
                "<script
src='https://html2canvas.hertzen.com/dist/html2canvas.min.js'></script>\n"
                "</head>\n"
                "<body>\n"
                "<div class='container'>\n"
                "  <h1>ECG Monitor</h1>\n"
                "  <div class='connection-status'>Connected</div>\n"
                "  <canvas id='chart'></canvas>\n"
                "  <div class='controls'>\n"
                "    <div class='tooltip'>\n"
                "      <button id='toggleFilter' class='btn' onclick='toggleFilter()'><i
class='material-icons'>filter_list</i>Filter ON<span class='tooltiptext'>Toggle filter
on/off</span></button>\n"
                "    </div>\n"
                "    <div class='tooltip'>\n"
                "      <button id='saveImage' class='btn' onclick='saveImage()'><i
class='material-icons'>save</i>Save as Image<span class='tooltiptext'>Save the chart as
an image</span></button>\n"
                "    </div>\n"
```

```
                "    <div class='tooltip'>\n"
                "      <button id='shareViber' class='btn' onclick='shareViber()'><i
class='material-icons'>share</i>Share on Viber<span class='tooltiptext'>Share the chart
on Viber</span></button>\n"
                "    </div>\n"
                "    <div class='tooltip'>\n"
                "      <button id='toggleDarkMode' class='btn'
onclick='toggleDarkMode()'><i class='material-icons'>brightness_4</i>Toggle Dark
Mode<span class='tooltiptext'>Switch between light and dark mode</span></button>\n"
                "    </div>\n"
                "  </div>\n"
                "  <div class='status-bar'>\n"
                "    <div>Battery: <span id='battery'>100%</span></div>\n"
                "    <div>Heartbeat: <span id='heartbeat'>0 bpm</span></div>\n"
                "  </div>\n"
                "  <div class='card'>\n"
                "    <div class='card-content'>\n"
                "      <span class='card-title'>Device Status</span>\n"
                "      <p class='card-data' id='deviceStatus'>Normal</p>\n"
                "    </div>\n"
                "  </div>\n"
                "</div>\n"
                "<div class='modal' id='confirmModal'>\n"
                "  <div class='modal-content'>\n"
                "    <span class='close' onclick='closeModal()'>&times;</span>\n"
                "    <p>Are you sure you want to perform this action?</p>\n"
                "    <button class='btn' onclick='confirmAction()'>Yes</button>\n"
                "    <button class='btn' onclick='closeModal()'>No</button>\n"
                "  </div>\n"
                "</div>\n"
                "<div class='wave'></div>\n"
                "<script>\n"
                "  var ctx = document.getElementById('chart').getContext('2d');\n"
                "  var chart = new Chart(ctx, {\n"
                "    type: 'line',\n"
                "    data: {\n"
                "      labels: [],\n"
                "      datasets: [{\n"
                "        label: 'ECG Data',\n"
                "        data: [],\n"
                "        borderColor: 'blue',\n"
                "        borderWidth: 1,\n"
                "        fill: false\n"
                "      }]\n"
                "    },\n"
                "    options: {\n"
                "      scales: {\n"
                "        y: {\n"
                "          beginAtZero: false\n"
                "        }\n"
```

```
                "      },\n"
                "      animation: {\n"
                "        duration: 0\n"
                "      }\n"
                "    }\n"
                "  });\n"
                "  var ws = new WebSocket('ws://' + window.location.hostname +
':81/');\n"
                "  ws.onopen = function() {\n"
                "    document.querySelector('.connection-status').innerText =
'Connected';\n"
                "    document.querySelector('.connection-status').style.color =
'#4caf50';\n"
                "  };\n"
                "  ws.onclose = function() {\n"
                "    document.querySelector('.connection-status').innerText =
'Disconnected';\n"
                "    document.querySelector('.connection-status').style.color =
'#f44336';\n"
                "  };\n"
                "  ws.onmessage = function(event) {\n"
                "    var data = JSON.parse(event.data);\n"
                "    addData(data.ecg);\n"
                "    updateBattery(data.battery);\n"
                "    updateHeartbeat(data.heartbeat);\n"
                "    updateToggleFilterButton(data.filterEnabled);\n"
                "  };\n"
                "  function addData(value) {\n"
                "    if (chart.data.labels.length > 100) {\n"
                "      chart.data.labels.shift();\n"
                "      chart.data.datasets[0].data.shift();\n"
                "    }\n"
                "    chart.data.labels.push('');\n"
                "    chart.data.datasets[0].data.push(value);\n"
                "    chart.update();\n"
                "  }\n"
                "  function updateBattery(value) {\n"
                "    document.getElementById('battery').innerText = value + '%';\n"
                "  }\n"
                "  function updateHeartbeat(value) {\n"
                "    document.getElementById('heartbeat').innerText = value + ' bpm';\n"
                "  }\n"
                "  function toggleFilter() {\n"
                "    ws.send('Toggle Filter');\n"
                "  }\n"
                "  function updateToggleFilterButton(filterEnabled) {\n"
                "    var button = document.getElementById('toggleFilter');\n"
                "    if (filterEnabled) {\n"
                "      button.classList.add('on');\n"
```

```
                "      button.innerHTML = '<i class=\"material-
icons\">filter_list</i>Filter ON';\n"
                "    } else {\n"
                "      button.classList.remove('on');\n"
                "      button.innerHTML = '<i class=\"material-
icons\">filter_list</i>Filter OFF';\n"
                "    }\n"
                "  }\n"
                "  function saveImage() {\n"
                "    html2canvas(document.getElementById('chart')).then(function(canvas)
{\n"
                "      var link = document.createElement('a');\n"
                "      link.href = canvas.toDataURL('image/png');\n"
                "      link.download = 'ecg_chart.png';\n"
                "      link.click();\n"
                "    });\n"
                "  }\n"
                "  function shareViber() {\n"
                "    html2canvas(document.getElementById('chart')).then(function(canvas)
{\n"
                "      var imgData = canvas.toDataURL('image/png');\n"
                "      var viberUrl = 'viber://forward?text=' +
encodeURIComponent('Check out this ECG chart: ' + imgData);\n"
                "      window.location.href = viberUrl;\n"
                "    });\n"
                "  }\n"
                "  function toggleDarkMode() {\n"
                "    document.body.classList.toggle('dark-mode');\n"
                "  }\n"
                "</script>\n"
                "</body>\n"
                "</html>";

  server.send(200, "text/html", html);
}

void webSocketEvent(uint8_t num, WStype_t type, uint8_t* payload, size_t length) {
  if (type == WStype_TEXT) {
    String message = String((char*)payload);

    if (message.equals("Toggle Filter")) {
      filterEnabled = !filterEnabled;
      Serial.println("Filter Toggled: " + String(filterEnabled ? "On" : "Off"));
    }
  }
}

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  WiFi.softAP(ssid, password);
```

```
  server.on("/", handleRoot);
  server.begin();

  webSocket.begin();
  webSocket.onEvent(webSocketEvent);
}

void loop() {
  server.handleClient();
  webSocket.loop();

  if (Serial.available() > 0) {
    String data = Serial.readStringUntil('\n');
    if (data.length() > 0) {
      if (data.startsWith("ECG:")) {
        parseData(data);
        webSocket.broadcastTXT(data);
      }
    }
  }
}

void parseData(String data) {
  int ecgIndex = data.indexOf("ECG:");
  int hrIndex = data.indexOf(",HR:");

  if (ecgIndex != -1 && hrIndex != -1) {
    ecgValue = data.substring(ecgIndex + 4, hrIndex).toInt();
    heartRate = data.substring(hrIndex + 4).toInt();
    Serial.print("Parsed ECG: ");
    Serial.print(ecgValue);
    Serial.print(", Heart Rate: ");
    Serial.println(heartRate);
  }
}
```