

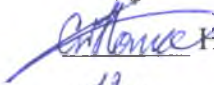
**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет робототехніки та приладобудування

Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

 **Наталія СТЕЛЬМАХ**
«12» 06 2026 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

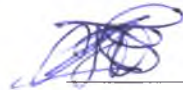
**за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи
та технології в приладобудуванні»**

**спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані
технології»**

на тему: «Автоматизована система кардіологічного моніторингу»

Виконав:

студент IV курсу, групи ПБ-21-з
Талалаєв Єгор Вікторович



Керівник:

асистент, доктор філософії
Бондарєв Денис Володимирович



Рецензент:

проф., д.т.н., проф. каф. КІОНС
Чиж Ігор Генріхович



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

Студент



Київ – 2026 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет робототехніки та приладобудування
Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології

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

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 **Наталія СТЕЛЬМАХ**

«12» 06 2026р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Талалаєва Єгора Вікторовича

1. Тема роботи «Автоматизована система кардіологічного моніторингу», керівник роботи Бондарєв Денис Володимирович, асистент, доктор філософії, затверджені наказом по університету від «25» травня 2026 р. № 1888-с
2. Термін подання студентом роботи «07» червня 2026 р
3. Вихідні дані до роботи: забезпечення сумісності програмного забезпечення з різними операційними системами; аналіз серцевого ритму та виявлення відхилень; контроль правильності розміщення сенсорів; передача та відображення даних у реальному часі.
4. Зміст роботи; Перелік умовних позначень. Анотація. Вступ. Розділ I. Аналітичний огляд предметної області; 1.1. Анатомо-фізіологічні особливості серцево-судинної системи; 1.2. Засоби моніторингу електрокардіограми (ЕКГ); 1.3. Принципи зняття ЕКГ; 1.4. Огляд існуючих пристроїв та систем моніторингу; 1.5 Постановка задачі та формування вимог до автоматизованої системи Розділ II. Проектування автоматизованої системи кардіологічного моніторингу; 2.1. Загальний вигляд та конструктивні особливості автоматизованої системи; 2.2. Призначення та принцип роботи оптичного контролю; 2.3 Розробка оптичного скануючого модулю; 2.3.1 Принцип

роботи; 2.3.2. Вибір елементної бази; 2.4. Методи визначення правильності розташування електродів; 2.5. Інтеграція оптичної підсистеми в загальну систему; 2.6. Розрахунок захисного контуру користувача системи. Розділ III. Розробка програмного забезпечення та інтерфейсу; 3.1. Алгоритми обробки ЕКГ-сигналів; 3.2. Виявлення аномалій серцевого ритму; 3.3. Розробка користувацького інтерфейсу

5. Перелік ілюстративного матеріалу: Структурна схема автоматизованої системи кардіологічного моніторингу (A1); Алгоритм роботи системи збору та обробки ЕКГ-сигналів (A1); Загальний вигляд системи кардіологічного моніторингу (A1); Схема розміщення електродів на тілі пацієнта (A1); Оптична система контролю правильності розміщення електродів (A1); Інтерфейс користувача системи кардіомоніторингу (A2); Функціональна схема модулів та контролерів системи (A1).

6. Дата видачі завдання «08» квітня 2026 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд та аналіз принципів електрокардіографії та кардіологічного моніторингу	13.04.2026	Виконав
2	Огляд об'єктів інтелектуальної власності у сфері кардіомоніторингу	20.04.2026	Виконав
3	Огляд та аналіз сучасних пристроїв кардіологічного моніторингу	20.04.2026	Виконав
4	Розробка структурної та функціональної схеми системи	27.04.2026	Виконав
5	Розрахунок та вибір параметрів сенсорів і апаратної частини	04.05.2026	Виконав
6	Вибір основних компонентів системи	11.05.2026	Виконав
7	Розробка архітектури програмного забезпечення	18.05.2026	Виконав
8	Розробка функціональної схеми контролерів та модулів системи	18.05.2026	Виконав
9	Розробка інтерфейсу користувача	21.05.2026	Виконав
10	Оформлення пояснювальної записки та графічного матеріалу	25.05.2026	Виконав

Студент

Керівник

Єгор ТАЛАЛАЄВ

Денис БОНДАРЄВ

АНОТАЦІЯ

Дипломна робота на тему: «Автоматизована система кардіологічного моніторингу» присвячена розробці програмного прототипу системи для контролю правильності розташування електродів, відображення електрокардіографічного сигналу, попереднього аналізу серцевого ритму та збереження результатів сеансу моніторингу.

У першому розділі виконано аналітичний огляд предметної області. Розглянуто анатомо-фізіологічні особливості серцево-судинної системи, засоби моніторингу електрокардіограми, принципи зняття ЕКГ, особливості розташування електродів та сучасні пристрої кардіологічного моніторингу. Обґрунтовано актуальність контролю правильності встановлення електродів перед початком реєстрації ЕКГ-сигналу.

У другому розділі виконано проектування автоматизованої системи кардіологічного моніторингу. Визначено її загальну структуру, основні функціональні модулі, принцип роботи оптичного контролю, метод визначення правильності розташування електродів V1–V6 та інтеграцію оптичної підсистеми в загальну систему. Також розглянуто питання захисту користувача під час роботи з електродами.

У третьому розділі описано розробку програмного забезпечення системи. Реалізовано оптичний контроль електродів за допомогою кольорових маркерів, відображення ЕКГ-сигналу, визначення R-піків, обчислення RR-інтервалів, розрахунок частоти серцевих скорочень, формування попереджень і збереження результатів моніторингу. Розроблено користувацький інтерфейс, який забезпечує послідовну роботу із системою: перевірку електродів, запуск моніторингу, перегляд ЕКГ-сигналу та формування підсумку сеансу.

Дипломна робота містить 112 сторінки, 17 рисунків, 25 таблиць, 40 джерел використаної літератури та 3 додатки.

Ключові слова: кардіологічний моніторинг, ЕКГ, електроди, оптичний контроль, частота серцевих скорочень, RR-інтервал, автоматизована система, програмне забезпечення.

ANNOTATION

The diploma project titled “Automated Cardiological Monitoring System” is devoted to the development of a software prototype for checking the correct placement of electrodes, displaying an electrocardiographic signal, performing preliminary heart rhythm analysis, and saving the results of a monitoring session.

The first chapter presents an analytical review of the subject area. It considers the anatomical and physiological features of the cardiovascular system, electrocardiogram monitoring tools, principles of ECG recording, electrode placement features, and modern cardiological monitoring devices. The relevance of checking the correct placement of electrodes before ECG signal recording is substantiated.

The second chapter describes the design of the automated cardiological monitoring system. The general structure of the system, its main functional modules, the principle of optical control, the method for determining the correctness of V1–V6 electrode placement, and the integration of the optical subsystem into the overall system are presented. The issue of user protection during work with electrodes is also considered.

The third chapter describes the development of the system software. The software implements optical electrode control using colored markers, ECG signal visualization, R-peak detection, RR interval calculation, heart rate calculation, warning generation, and saving of monitoring results. A user interface has been developed to support the main workflow of the system: electrode checking, monitoring start, ECG signal viewing, and monitoring session summary generation.

Thesis diploma project 112 pages, 17 illustrations, 25 tables, 40 sources according to the list of references.

Keywords: cardiological monitoring, ECG, electrodes, optical control, heart rate, RR interval, automated system, software.

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ.....	5
ANNOTATION	6
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	9
ВСТУП	10
РОЗДІЛ I.	12
ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА АНАЛІЗ ЗАСОБІВ КАРДІОЛОГІЧНОГО МОНІТОРИНГУ	12
1.1 Анатомо-фізіологічні особливості серцево-судинної системи	12
1.2. Засоби моніторингу електрокардіограми (ЕКГ)	16
1.2.1 Стаціонарні електрокардіографи.....	16
1.2.2 Системи амбулаторного моніторингу.....	17
1.2.3 Телеметричні системи кардіологічного моніторингу	17
1.2.4 Портативні та носимі пристрої моніторингу	18
1.3. Принципи зняття електрокардіограми.....	20
1.3.1 Електроди та їх призначення	20
1.3.2 Система відведень електрокардіограми	21
1.3.3 Розташування грудних електродів	22
1.3.4 Джерела похибок під час реєстрації ЕКГ	23
1.4. Огляд існуючих пристроїв та систем моніторингу	24
1.4.1 Медичні монітори пацієнта.....	24
1.4.2 Портативні кардіологічні монітори.....	25
1.4.3 Носимі пристрої з функцією реєстрації ЕКГ	26
1.5. Постановка задачі та формування вимог до автоматизованої системи	28
РОЗДІЛ II.	30
ПРОЄКТУВАННЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ КАРДІОЛОГІЧНОГО МОНІТОРИНГУ	30
2.1. Загальний вигляд та конструктивні особливості автоматизованої системи.	30
2.2. Призначення та принцип роботи оптичного контролю	35
2.3. Розробка оптичного скануючого модуля	38
2.3.1. Принцип роботи	39
2.3.2. Вибір елементної бази	41

2.4. Методи визначення правильності розташування електродів	45
2.5. Інтеграція оптичної підсистеми в загальну систему	52
2.6. Розрахунок захисного контуру користувача системи	56
РОЗДІЛ III.....	61
РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТА ІНТЕРФЕЙСУ	61
3.1. Алгоритми обробки ЕКГ-сигналів	61
3.2. Виявлення аномалій серцевого ритму	67
3.3. Розробка користувацького інтерфейсу	72
3.4. Тестування програмного прототипу системи	79
ВИСНОВКИ	82
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	84
Додаток А.....	88
Додаток Б	103
Додаток В.....	105

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ЕКГ — електрокардіограма

ЧСС — частота серцевих скорочень

ПЗ — програмне забезпечення

ОС — операційна система

ПК — персональний комп'ютер

GUI — Graphical User Interface, графічний інтерфейс користувача

PDF — Portable Document Format, формат електронного документа

CSV — Comma-Separated Values, формат збереження табличних даних

USB — Universal Serial Bus, універсальна послідовна шина

LED — Light-Emitting Diode, світлодіод

RGB — Red, Green, Blue, колірна модель червоного, зеленого та синього каналів

АЦП — аналого-цифровий перетворювач

МК — мікроконтролер

RR-інтервал — часовий інтервал між сусідніми R-зубцями електрокардіограми

R-пік — максимальна точка R-зубця електрокардіографічного сигналу

QRS-комплекс — комплекс зубців електрокардіограми, що відповідає деполяризації шлуночків

V1–V6 — грудні відведення електрокардіограми

API — Application Programming Interface, програмний інтерфейс застосунку

ВСТУП

У сучасних умовах особливого значення набуває своєчасний контроль стану серцево-судинної системи людини. Одним із найбільш поширених методів такого контролю є електрокардіографія, що дозволяє реєструвати електричну активність серця, оцінювати частоту серцевих скорочень та виявляти можливі порушення серцевого ритму. Завдяки розвитку цифрової електроніки, мікропроцесорної техніки та програмних засобів обробки сигналів з'явилася можливість створення автоматизованих систем кардіологічного моніторингу, здатних працювати в режимі реального часу.

Автоматизовані системи кардіологічного моніторингу дозволяють виконувати збір, відображення, аналіз і збереження кардіологічних показників пацієнта. Отримані дані можуть використовуватися як для поточного контролю стану користувача, так і для подальшого перегляду або передачі медичному фахівцю. Важливою умовою достовірності результатів є якісна реєстрація електрокардіографічного сигналу, яка залежить не лише від характеристик обладнання, а й від правильності розміщення електродів на тілі пацієнта.

Дипломна робота спрямована на розробку автоматизованої системи кардіологічного моніторингу, що забезпечує відображення та аналіз ЕКГ-сигналу, контроль правильності розташування електродів, формування попереджень і збереження результатів сеансу моніторингу. Запропонований підхід дозволяє підвищити зручність використання системи та зменшити ризик отримання недостовірних даних у разі самотійного встановлення електродів користувачем.

Метою дипломної роботи є розробка програмно-апаратної структури автоматизованої системи кардіологічного моніторингу, яка забезпечує попередній контроль правильності розташування електродів, відображення електрокардіографічного сигналу, визначення основних параметрів серцевого ритму та збереження результатів сеансу моніторингу.

Об'єктом дослідження є процес кардіологічного моніторингу на основі реєстрації електрокардіографічного сигналу.

Предметом дослідження є методи автоматизованого контролю розташування електродів, попередньої обробки ЕКГ-сигналу, визначення R-піків, розрахунку RR-інтервалів та відображення результатів моніторингу в користувацькому інтерфейсі.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати такі завдання:

виконати аналіз теоретичних основ електрокардіографії та сучасних засобів кардіологічного моніторингу; визначити основні проблеми, що виникають під час самостійного встановлення електродів користувачем; розробити загальну структуру автоматизованої системи кардіологічного моніторингу; обґрунтувати принцип роботи оптичної підсистеми контролю розташування електродів; визначити елементну базу системи та взаємодію її основних модулів; розробити алгоритми попередньої обробки ЕКГ-сигналу, визначення R-піків, RR-інтервалів і частоти серцевих скорочень; створити користувацький інтерфейс для відображення стану електродів, ЕКГ-сигналу, параметрів ритму та повідомлень системи; виконати перевірку роботи програмного прототипу на типових сценаріях.

Методи дослідження включають системний аналіз, методи цифрової обробки сигналів, алгоритмізацію, елементи комп'ютерного зору, програмне моделювання та тестування програмного прототипу.

Практичне значення роботи полягає у створенні програмного прототипу системи, який може використовуватися для демонстрації принципів автоматизованого кардіологічного моніторингу, контролю правильності встановлення електродів та попереднього аналізу ЕКГ-сигналу. Розроблена система не призначена для постановки медичного діагнозу, а виконує функції попереднього контролю, візуалізації та підготовки даних для подальшого аналізу.

РОЗДІЛ І.

ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА АНАЛІЗ ЗАСОБІВ КАРДІОЛОГІЧНОГО МОНІТОРИНГУ

1.1 Анатомо-фізіологічні особливості серцево-судинної системи

Серцево-судинна система є однією з найважливіших систем організму людини, оскільки забезпечує транспортування кисню, поживних речовин, гормонів та інших біологічно активних сполук до органів і тканин, а також виведення продуктів обміну речовин. Центральним органом цієї системи є серце, яке виконує насосну функцію та підтримує безперервний рух крові по судинах великого і малого кіл кровообігу [1–3].

Серце являє собою порожнистий м'язовий орган, розташований у грудній порожнині між легенями. Анатомічно воно складається з чотирьох камер: правого і лівого передсердь, а також правого і лівого шлуночків. Така будова забезпечує ефективний розподіл функцій між різними відділами серця та підтримання необхідного рівня кровообігу [1; 2].

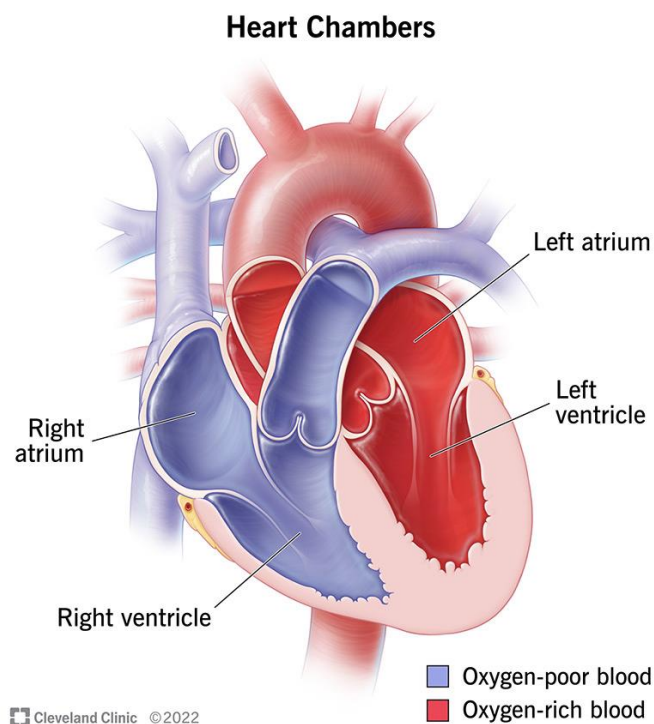


Рис.1.1 – Анатомічна будова серця людини [1; 2]

Передсердя виконують функцію приймання крові, що надходить до серця через венозну систему, тоді як шлуночки забезпечують її подальше переміщення до судин. Права половина серця бере участь у функціонуванні малого кола кровообігу та забезпечує транспортування венозної крові до легень, де відбувається газообмін. Ліва половина серця відповідає за роботу великого кола кровообігу та постачання артеріальної крові до всіх органів і тканин організму [3].

Таблиця 1.1 – Основні відділи серця та їх функції

Відділ серця	Основна функція
Праве передсердя	Приймання венозної крові
Правий шлуночок	Перекачування крові до легень
Ліве передсердя	Приймання артеріальної крові
Лівий шлуночок	Перекачування крові до органів та тканин

Важливу роль у функціонуванні серця відіграє клапанний апарат, до складу якого входять тристулковий, мітральний, аортальний клапани та клапан легеневого стовбура. Основним призначенням клапанів є забезпечення односпрямованого руху крові та запобігання її зворотному току під час серцевого циклу [1; 2].

Функціонування серця здійснюється циклічно та складається з періодів скорочення і розслаблення міокарда. Скорочення серцевого м'яза називають систолою, а розслаблення – діастолою. Послідовне чергування цих фаз забезпечує ефективне перекачування крові та підтримання стабільної роботи серцево-судинної системи [3; 4].

Особливістю серця як об'єкта кардіологічного моніторингу є те, що його механічна діяльність супроводжується виникненням електричних процесів. Кожному скороченню міокарда передують генерація та поширення електричного імпульсу по спеціалізованих провідних структурах. Саме ці електричні процеси можуть бути зареєстровані на поверхні тіла за допомогою електродів і використані для подальшого аналізу функціонального стану серця [5; 6].

Ритмічна робота серця забезпечується провідною системою, яка відповідає за генерацію та проведення електричних імпульсів. До її складу входять синоатріальний вузол, атріовентрикулярний вузол, пучок Гіса та волокна Пуркін'є [7–10].



Рис.1.2 – Провідна система серця [12; 21–23]

Синоатріальний вузол є основним водієм серцевого ритму. У його клітинах виникають електричні імпульси, які визначають частоту серцевих скорочень. Після виникнення імпульс поширюється по міокарду передсердь та надходить

до атріовентрикулярного вузла, де відбувається короточасна затримка проведення. Далі збудження передається через пучок Гіса та волокна Пуркінє до міокарда шлуночків, забезпечуючи їх узгоджене скорочення [8–10].

Таблиця 1.2 – Основні елементи провідної системи серця

Елемент	Основна функція
Синоатріальний вузол	Генерація електричного імпульсу
Атріовентрикулярний вузол	Затримка та передача імпульсу
Пучок Гіса	Проведення імпульсу до шлуночків
Волокна Пуркінє	Поширення збудження по міокарду

Електрична активність серця пов'язана зі зміною мембранного потенціалу кардіоміоцитів. Під час виникнення імпульсу відбувається деполяризація клітин, що супроводжується їх електричним збудженням. Після завершення активної фази настає реполяризація – процес відновлення початкового електричного стану клітин міокарда [4].

Сумарна електрична активність міокарда формує електрокардіографічний сигнал, який може бути зареєстрований за допомогою електрокардіографа. Основними елементами електрокардіограми є зубець Р, комплекс QRS та зубець Т. Кожен із цих елементів відповідає певному етапу поширення електричного збудження по серцю [5-6;11].

Таблиця 1.3 – Відповідність елементів ЕКГ фізіологічним процесам

Елемент ЕКГ	Фізіологічний процес
Р	Деполяризація передсердь
QRS	Деполяризація шлуночків
Т	Реполяризація шлуночків

Для автоматизованих систем кардіологічного моніторингу електрокардіографічний сигнал є одним із найбільш інформативних джерел даних про функціональний стан серцево-судинної системи. Аналіз параметрів ЕКГ дозволяє визначати частоту серцевих скорочень, оцінювати регулярність

серцевого ритму та виявляти ознаки патологічних змін у роботі серця [5; 11; 12].

1.2. Засоби моніторингу електрокардіограми (ЕКГ)

Моніторинг електрокардіограми є одним із найбільш поширених методів функціональної діагностики серцево-судинної системи. Його основною метою є реєстрація, збереження та аналіз електричної активності серця для оцінювання функціонального стану міокарда, виявлення порушень серцевого ритму, контролю ефективності лікування та своєчасного виявлення патологічних змін у роботі серцево-судинної системи [5; 12].

Сучасні засоби моніторингу ЕКГ пройшли значний шлях розвитку від стаціонарних електрокардіографів до компактних портативних пристроїв та телеметричних систем безперервного спостереження. Використання цифрових технологій, бездротових каналів зв'язку та методів автоматизованої обробки сигналів суттєво розширило можливості кардіологічного моніторингу та підвищило його доступність для пацієнтів [13; 14].

Залежно від тривалості реєстрації сигналу, конструктивних особливостей та умов використання засоби моніторингу ЕКГ можна умовно поділити на стаціонарні електрокардіографи, системи амбулаторного моніторингу, телеметричні комплекси та портативні носимі пристрої.

1.2.1 Стаціонарні електрокардіографи

Стаціонарні електрокардіографи є найбільш поширеним видом обладнання для реєстрації електрокардіограми в медичних закладах. Вони забезпечують короткочасний запис електричної активності серця в стандартних відведеннях та використовуються під час первинного обстеження пацієнтів, профілактичних оглядів і діагностики серцево-судинних захворювань [5; 15]. Основною перевагою таких систем є висока точність вимірювань, використання стандартизованих методик реєстрації та можливість отримання повної 12-відведеної електрокардіограми. Разом із тим стаціонарні

електрокардіографи забезпечують лише короткочасний запис ЕКГ та не дозволяють виконувати тривалий моніторинг пацієнта. Унаслідок цього короткочасні або епізодичні порушення серцевого ритму можуть залишатися невиявленими [16].

1.2.2 Системи амбулаторного моніторингу

Для тривалого спостереження за станом серцево-судинної системи використовуються системи амбулаторного моніторингу. Найбільш поширеним методом є холтерівське моніторування, яке передбачає безперервну реєстрацію електрокардіограми протягом 24–72 годин або довше в умовах звичайної повсякденної активності пацієнта [13; 17].

Холтерівські системи складаються з комплекту електродів, реєстратора сигналів та програмного забезпечення для подальшого аналізу отриманих даних. Перевагою такого підходу є можливість виявлення транзиторних аритмій, короткочасних епізодів ішемії міокарда та інших порушень, які можуть бути відсутні під час стандартного електрокардіографічного дослідження [13].

Основним недоліком холтерівського моніторингу є необхідність подальшої обробки великих обсягів даних, а також залежність якості запису від правильності встановлення електродів та умов експлуатації пристрою.

1.2.3 Телеметричні системи кардіологічного моніторингу

Подальшим етапом розвитку кардіологічного моніторингу стали телеметричні системи, які забезпечують передачу електрокардіографічних даних у режимі реального часу. Такі комплекси використовуються в кардіологічних відділеннях, палатах інтенсивної терапії, службах екстреної медичної допомоги та системах дистанційного медичного спостереження [18; 19].

Телеметрична система зазвичай включає блок збору сигналів, модуль бездротової передачі даних, сервер обробки інформації та робоче місце медичного персоналу. Безперервне передавання інформації дозволяє

своєчасно реагувати на зміни стану пацієнта та забезпечувати оперативний контроль серцевої діяльності [19].

Разом із перевагами такі системи мають підвищені вимоги до надійності каналів зв'язку, захисту персональних даних та стабільності функціонування програмного забезпечення.

1.2.4 Портативні та носимі пристрої моніторингу

Останніми роками значного поширення набули портативні та носимі засоби кардіологічного моніторингу. Їх поява стала можливою завдяки розвитку мікроелектроніки, бездротових технологій та мобільних обчислювальних платформ [20; 21].

До цієї групи належать портативні електрокардіографи, нагрудні кардіодатчики, фітнес-трекери та смарт-годинники з функцією реєстрації ЕКГ. Прикладами сучасних пристроїв є AliveCor KardiaMobile, Apple Watch ECG та Samsung Health Monitor [22–24].

Перевагами таких систем є компактність, мобільність, простота використання та можливість передачі результатів дослідження через мобільні застосунки або хмарні сервіси. Завдяки цьому користувач може самостійно виконувати реєстрацію кардіологічних показників у домашніх умовах та передавати отримані результати лікарю для подальшого аналізу.

Водночас більшість портативних систем мають обмежену кількість каналів реєстрації, а точність отриманих результатів значною мірою залежить від правильності встановлення датчиків та умов проведення вимірювання.

Таблиця 1.4 – Порівняльна характеристика засобів моніторингу ЕКГ

Характеристика	Стаціонарна ЕКГ	Холтерівський моніторинг	Телеметричні системи	Портативні пристрої
Тривалість моніторингу	Хвилини	24–72 год і більше	Безперервно	За потребою
Мобільність	Низька	Середня	Середня	Висока
Передача даних	Відсутня	Після завершення запису	У реальному часі	Через мобільні застосунки
Участь медичного персоналу	Обов'язкова	Бажана	Обов'язкова	Мінімальна
Зручність для пацієнта	Середня	Висока	Середня	Висока

Проведений аналіз показує, що сучасні засоби кардіологічного моніторингу забезпечують високий рівень функціональності та дозволяють виконувати як короткочасну, так і тривалу реєстрацію електрокардіографічних сигналів. Проте більшість існуючих систем орієнтовані переважно на обробку вже отриманих даних та не здійснюють автоматичний контроль правильності встановлення електродів перед початком реєстрації.

Неправильне розташування електродів може призводити до спотворення форми електрокардіографічного сигналу, виникнення додаткових артефактів та зниження достовірності результатів моніторингу. Особливо актуальною ця проблема є для портативних і домашніх систем, де встановлення електродів часто виконується користувачем самостійно без участі медичного персоналу. Таким чином, перспективним напрямком розвитку сучасних засобів кардіологічного моніторингу є впровадження автоматизованих засобів контролю правильності встановлення електродів та попередньої оцінки якості реєстрації сигналу. Реалізація таких функцій дозволяє підвищити

достовірність отриманих даних та ефективність подальшого аналізу електрокардіографічних сигналів.

1.3. Принципи зняття електрокардіограми

Електрокардіографія є одним із найбільш поширених методів функціональної діагностики серцево-судинної системи. Метод ґрунтується на реєстрації електричних потенціалів, що виникають у процесі роботи серця та поширюються по тканинах організму до поверхні шкіри. Реєстрація цих потенціалів здійснюється за допомогою електродів, підключених до електрокардіографа або іншої системи кардіологічного моніторингу [5; 6; 15].

Під час деполяризації та реполяризації міокарда виникають електричні струми, які можуть бути зафіксовані спеціальними вимірювальними пристроями. Отриманий сигнал має малу амплітуду, тому для його реєстрації використовуються високочутливі підсилювачі та засоби фільтрації завад [25; 26].

Для отримання достовірної інформації про роботу серця використовують систему електродів, які розміщуються на певних ділянках тіла пацієнта. Кожен електрод реєструє різницю потенціалів між окремими точками поверхні тіла, що дозволяє оцінювати електричну активність серця в різних напрямках [5].

1.3.1 Електроди та їх призначення

Електрод є первинним елементом системи реєстрації ЕКГ та забезпечує електричний контакт між тілом людини та вимірювальним обладнанням. Якість зареєстрованого сигналу значною мірою залежить від властивостей електрода, стану шкіри пацієнта та надійності контакту між ними [26; 27].

У сучасних системах кардіологічного моніторингу найчастіше використовуються одноразові самоклеючі електроди з провідним гелем. Їх застосування дозволяє зменшити контактний опір та підвищити якість реєстрації сигналу.

Перед встановленням електродів поверхню шкіри необхідно очистити від забруднень та надлишкового волоссяного покриву. Недостатній контакт між електродом та шкірою може призводити до виникнення артефактів і спотворення електрокардіографічного сигналу [16].

1.3.2 Система відведень електрокардіограми

Для отримання повної інформації про електричну активність серця використовується система відведень. Відведення являє собою певний спосіб підключення електродів, який дозволяє реєструвати електричні потенціали серця у визначеному напрямку [5; 15].

У стандартній клінічній практиці застосовується 12-відведена електрокардіограма, яка включає:

- три стандартні відведення від кінцівок (I, II, III);
- три підсилені відведення від кінцівок (aVR, aVL, aVF);
- шість грудних відведень (V1–V6).

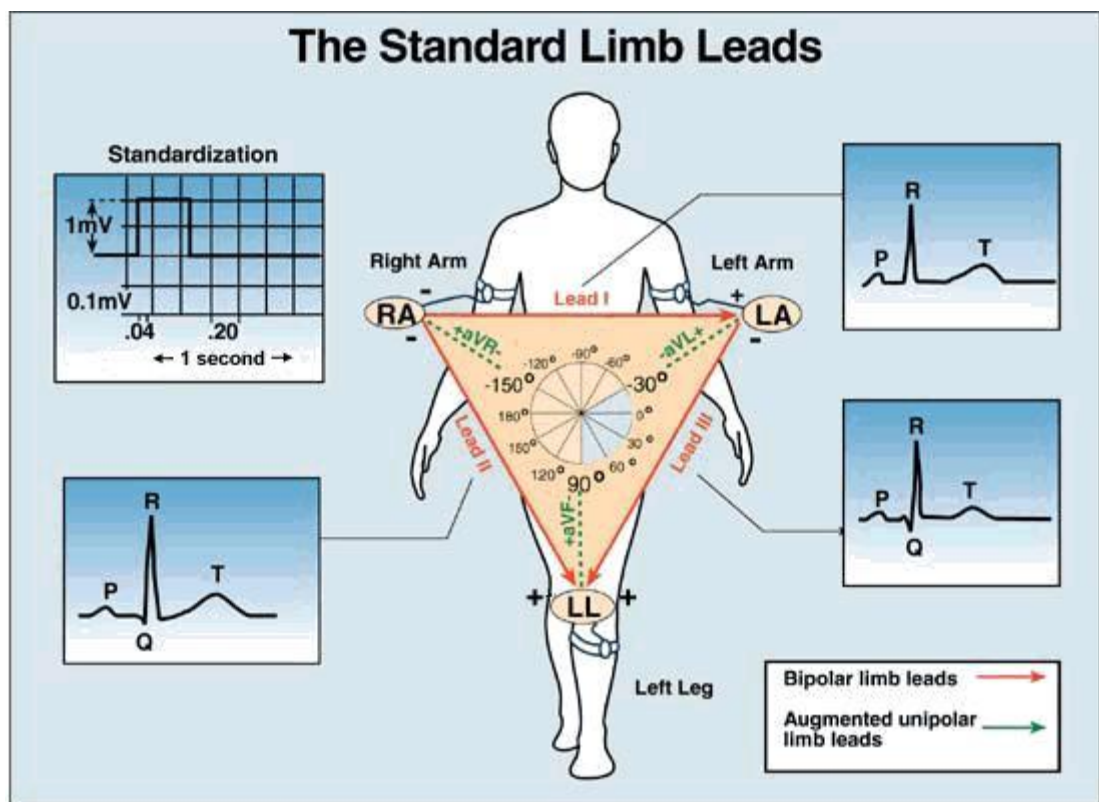


Рис.1.3 – Система стандартних та підсилених відведень ЕКГ[25]

Стандартні та підсилені відведення дозволяють оцінювати електричну активність серця у фронтальній площині. Грудні відведення забезпечують реєстрацію сигналів у горизонтальній площині та дозволяють отримувати детальнішу інформацію про окремі ділянки міокарда [5; 6].

1.3.3 Розташування грудних електродів

Особливе значення для реєстрації ЕКГ мають грудні відведення V1–V6. Правильність їх розташування безпосередньо впливає на форму та інформативність отриманого електрокардіографічного сигналу [15].

Рекомендовані точки встановлення грудних електродів наведено в таблиці 1.5.

Таблиця 1.5 – Розташування грудних електродів

Електрод	Місце встановлення
V1	Четвертий міжреберний проміжок праворуч від грудини
V2	Четвертий міжреберний проміжок ліворуч від грудини
V3	Між електродами V2 та V4
V4	П'ятий міжреберний проміжок по лівій середньоключичній лінії
V5	По передній пахвовій лінії на рівні V4
V6	По середній пахвовій лінії на рівні V4

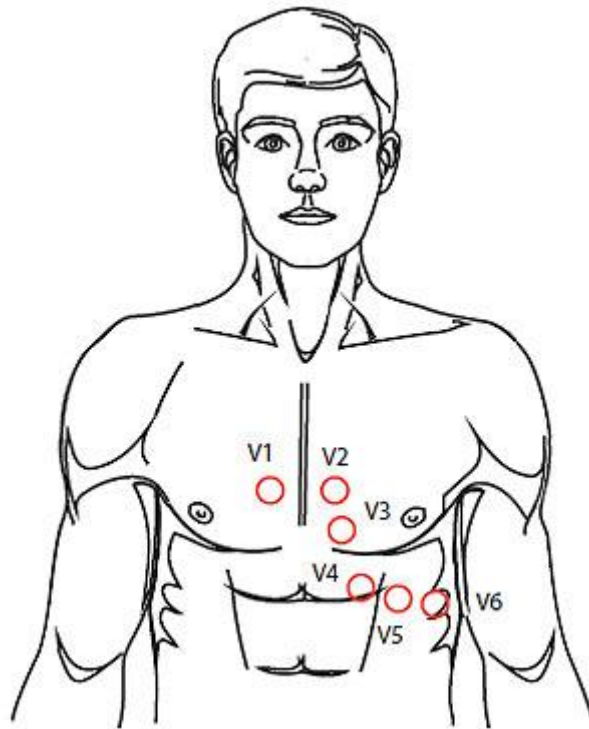


Рис.1.4 – Схема розташування грудних електродів V1–V6[11]

Правильне розташування грудних електродів є обов'язковою умовою отримання достовірних результатів ЕКГ. Навіть незначне зміщення окремих електродів може призводити до зміни амплітуди зубців, форми комплексу QRS та інших параметрів електрокардіограми [15].

1.3.4 Джерела похибок під час реєстрації ЕКГ

Якість електрокардіографічного сигналу залежить не лише від характеристик вимірювального обладнання, а й від умов проведення вимірювання. До основних джерел похибок належать:

- неправильне встановлення електродів;
- недостатній контакт електродів зі шкірою;
- рухові артефакти;
- електромагнітні завади;
- порушення цілісності з'єднувальних кабелів [16; 18].

Таблиця 1.6 – Джерела й вплив похибок

Джерело похибки	Вплив на сигнал
Неправильне розташування електродів	Спотворення форми зубців та комплексів
Поганий контакт зі шкірою	Зростання шумів та переривання сигналу
Рухи пацієнта	Поява артефактів
Електромагнітні завади	Високочастотні спотворення
Пошкодження кабелів	Втрата або викривлення даних

Особливо критичним фактором є неправильне розташування грудних електродів. У такому випадку можуть виникати зміни форми ЕКГ, які здатні імітувати патологічні стани або ускладнювати подальший аналіз сигналу. У портативних системах моніторингу ризик таких помилок додатково зростає через самостійне встановлення електродів користувачем без участі медичного персоналу.

1.4. Огляд існуючих пристроїв та систем моніторингу

Сучасний розвиток медичної електроніки, інформаційних технологій та засобів бездротового зв'язку сприяв появі великої кількості систем кардіологічного моніторингу, призначених для реєстрації, збереження, передачі та аналізу електрокардіографічних сигналів. Такі системи використовуються як у медичних закладах, так і в домашніх умовах, забезпечуючи контроль функціонального стану серцево-судинної системи в режимі реального часу або протягом тривалого періоду спостереження. Аналіз існуючих рішень дозволяє визначити сучасні тенденції розвитку кардіологічного моніторингу та оцінити їх функціональні можливості [18; 19].

1.4.1 Медичні монітори пацієнта

Найбільш функціональними засобами кардіологічного моніторингу є багатопараметричні монітори пацієнта, які використовуються у лікарнях,

кардіологічних центрах та відділеннях інтенсивної терапії. Такі системи забезпечують безперервну реєстрацію електрокардіограми, частоти серцевих скорочень, насичення крові киснем, артеріального тиску та інших фізіологічних показників [28–30].

Одним із представників цього класу обладнання є система Philips IntelliVue. Пристрій підтримує багатоканальну реєстрацію ЕКГ, автоматичне виявлення окремих критичних станів та інтеграцію з лікарняними інформаційними системами [28].

Ще одним прикладом сучасної системи моніторингу є GE CARESCAPE ONE. Комплекс призначений для безперервного контролю стану пацієнта та підтримує передачу медичних даних у режимі реального часу [29].

Система Mindray BeneVision N1 поєднує функції професійного моніторингу та компактне конструктивне виконання. Пристрій підтримує контроль основних фізіологічних параметрів і може використовуватися як у стаціонарних умовах, так і під час транспортування пацієнтів [30].

Перевагами розглянутих систем є висока точність вимірювань, широкий набір контрольованих параметрів та можливість безперервного спостереження за станом пацієнта. Водночас їх використання потребує спеціалізованого обладнання, підготовленого персоналу та відповідної медичної інфраструктури.

1.4.2 Портативні кардіологічні монітори

Розвиток мобільних технологій сприяв появі портативних пристроїв, призначених для персонального кардіологічного моніторингу. Такі рішення дозволяють виконувати реєстрацію електрокардіографічних сигналів поза межами медичних закладів та забезпечують можливість дистанційної передачі результатів вимірювання.

Прикладом сучасного портативного кардіомонітора є AliveCor KardiaMobile 6L. Пристрій забезпечує реєстрацію електрокардіограми за

допомогою мобільного застосунку та підтримує автоматичний аналіз серцевого ритму [22].

До категорії портативних засобів моніторингу також належать нагрудні датчики серцевого ритму. Одним із найбільш відомих представників цього класу є Polar H10, який використовується для тривалого контролю частоти серцевих скорочень та оцінювання фізичного навантаження [31].

Портативні пристрої характеризуються високою мобільністю, простотою використання та можливістю виконання вимірювань у домашніх умовах. Разом із тим їх функціональні можливості часто поступаються професійним медичним системам, а якість отриманих результатів значною мірою залежить від правильності використання пристрою користувачем.

1.4.3 Носимі пристрої з функцією реєстрації ЕКГ

Окремий напрямок розвитку кардіологічного моніторингу представлений носимими електронними пристроями. Найбільшого поширення набули смарт-годинники та інші персональні пристрої, здатні виконувати реєстрацію окремих кардіологічних показників.

Одним із найбільш відомих рішень є Apple Watch із функцією ECG. Пристрій забезпечує реєстрацію одноканальної електрокардіограми та автоматичний аналіз серцевого ритму користувача [23].

Подібні функції реалізовані також у системі Samsung Health Monitor, яка дозволяє виконувати вимірювання кардіологічних показників та зберігати результати досліджень у цифровому вигляді [24].

Основними перевагами носимих систем є зручність використання, постійна доступність та інтеграція з мобільними сервісами. Такі пристрої дозволяють здійснювати регулярний контроль серцевої діяльності без використання додаткового обладнання. Водночас вони забезпечують реєстрацію обмеженої кількості відведень та не можуть повністю замінити професійні системи електрокардіографії.

Таблиця 1.7 – Порівняльна характеристика сучасних систем
кардіологічного моніторингу

Система	Тип пристрою	Реєстрація ЕКГ	Мобільність	Передача даних
Philips IntelliVue	Монітор пацієнта	Багатоканальна	Низька	Так
GE CARESCAPE ONE	Монітор пацієнта	Багатоканальна	Низька	Так
Mindray BeneVision N1	Монітор пацієнта	Багатоканальна	Середня	Так
AliveCor KardiaMobile 6L	Портативний монітор	До 6 відведень	Висока	Так
Polar H10	Нагрудний датчик	Моніторинг ритму	Висока	Так
Apple Watch ECG	Смарт-годинник	1 відведення	Дуже висока	Так
Samsung Health Monitor	Смарт-годинник	1 відведення	Дуже висока	Так

Як видно з таблиці 1.7, сучасні системи кардіологічного моніторингу суттєво відрізняються за функціональними можливостями та сферою застосування. Професійні медичні комплекси забезпечують високу точність вимірювань і широкий набір діагностичних функцій, однак потребують використання спеціалізованого обладнання та медичного персоналу. Портативні та носимі пристрої характеризуються високою мобільністю та простотою використання, що робить їх придатними для домашнього моніторингу.

Значна частина розглянутих систем орієнтована на аналіз уже зареєстрованих даних та формування діагностичної інформації на основі отриманого сигналу. При цьому правильність встановлення електродів у більшості випадків контролюється користувачем або медичним працівником без використання спеціалізованих засобів автоматизованої перевірки. У разі неправильного розташування електродів можливе виникнення спотворень електрокардіографічного сигналу, що може впливати на достовірність подальшого аналізу та результатів моніторингу.

1.5. Постановка задачі та формування вимог до автоматизованої системи

Проведений аналіз засобів кардіологічного моніторингу показав, що сучасні системи забезпечують реєстрацію, відображення та аналіз електрокардіографічного сигналу, однак у багатьох випадках правильність встановлення електродів контролюється безпосередньо користувачем або медичним працівником. Для портативних і домашніх систем це створює ризик отримання спотвореного сигналу, оскільки користувач може неправильно визначити місце встановлення електродів або не помітити зміщення окремих сенсорів.

У зв'язку з цим у дипломній роботі поставлено задачу розробити автоматизовану систему кардіологічного моніторингу, яка поєднує функції відображення ЕКГ-сигналу, попереднього аналізу серцевого ритму та контролю правильності розташування електродів перед початком моніторингу.

До функціональних вимог системи належать:

- контроль положення грудних електродів V1–V6 за допомогою оптичного модуля;
- відображення результатів перевірки електродів у користувацькому інтерфейсі;

- блокування запуску моніторингу у разі неправильного або невизначеного положення електродів;
- приймання або імітація ЕКГ-сигналу;
- відображення ЕКГ-сигналу в режимі реального часу;
- визначення R-піків, RR-інтервалів і частоти серцевих скорочень;
- формування попереджень про можливі відхилення або низьку якість сигналу;
- збереження результатів сеансу моніторингу.

До нефункціональних вимог системи належать простота використання, модульність програмної структури, можливість подальшого розширення, сумісність із персональним комп'ютером, безпечність взаємодії користувача з електродами та зрозуміле відображення результатів роботи системи.

РОЗДІЛ II.

ПРОЄКТУВАННЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ КАРДІОЛОГІЧНОГО МОНІТОРИНГУ

2.1. Загальний вигляд та конструктивні особливості автоматизованої системи

Автоматизована система кардіологічного моніторингу призначена для реєстрації, відображення, попереднього аналізу та збереження кардіологічних показників пацієнта. Основним параметром, що використовується в системі, є електрокардіографічний сигнал, який дозволяє оцінювати частоту серцевих скорочень, регулярність серцевого ритму та наявність можливих відхилень у роботі серця. Особливістю розроблюваної системи є наявність підсистеми контролю правильності розташування електродів, яка використовується перед початком реєстрації ЕКГ.

Розроблювана система розглядається як програмно-апаратний комплекс, орієнтований на використання в умовах навчального, лабораторного або персонального кардіологічного моніторингу. На відміну від стаціонарних медичних комплексів, система має забезпечувати просту взаємодію з користувачем, візуальне відображення стану електродів, запуск сеансу моніторингу, перегляд результатів та формування звіту. При цьому система не замінює клінічну діагностику, а виконує функції попереднього контролю, аналізу та підготовки даних для подальшого розгляду медичним фахівцем.

Загальна ідея роботи системи полягає у тому, що користувач встановлює електроди на тілі відповідно до схеми розміщення, після чого оптична підсистема виконує перевірку їх положення. Якщо розташування електродів відповідає заданим критеріям, система дозволяє перейти до реєстрації електрокардіографічного сигналу. У разі виявлення помилок користувачу виводиться повідомлення з рекомендацією щодо коригування положення електродів.

Загальний вигляд автоматизованої системи кардіологічного моніторингу наведено на рисунку 2.1.

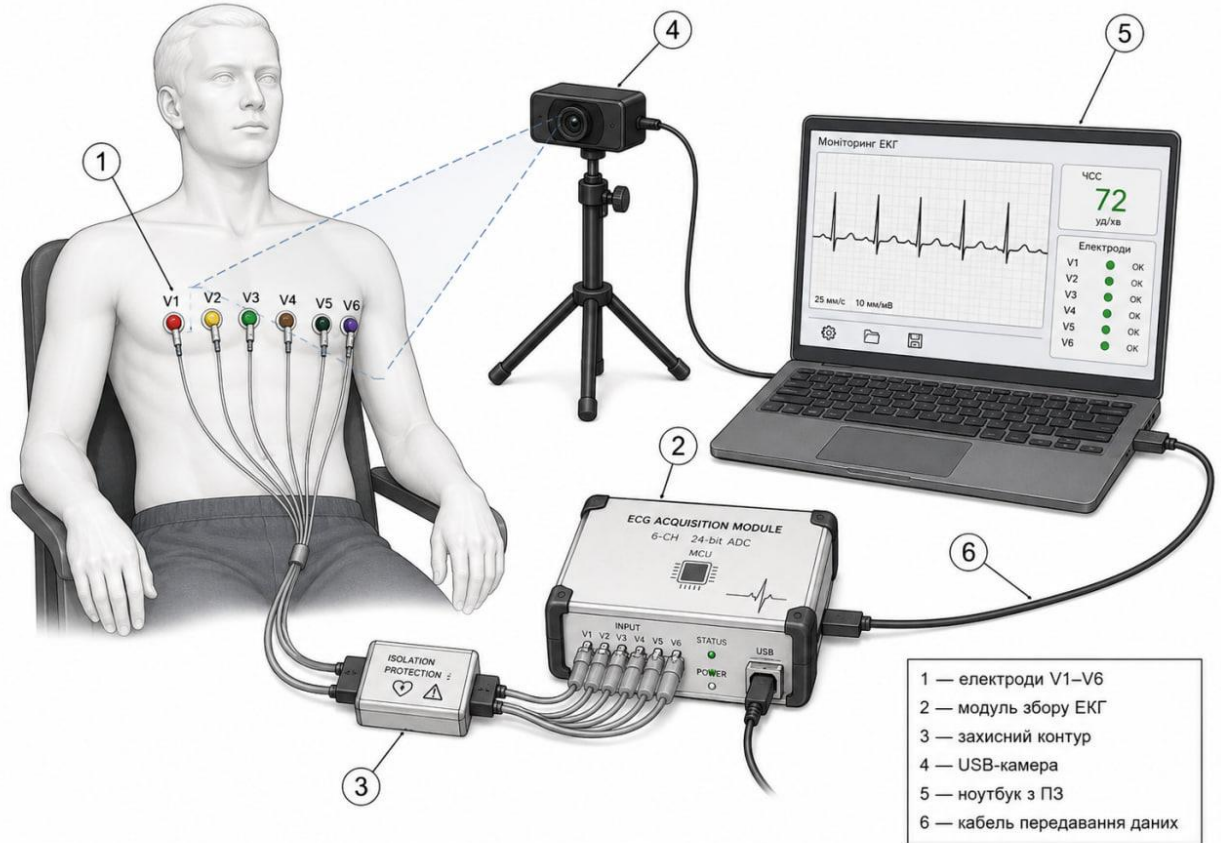


Рис.2.1 — Схема вигляду автоматизованої системи кардіологічного моніторингу

3-Д модель показана в додатку Б.

До складу системи входять такі основні компоненти:

- електроди для реєстрації електрокардіографічного сигналу;
- модуль збору ЕКГ-сигналу;
- оптичний модуль контролю розташування електродів;
- обчислювальний модуль або персональний комп'ютер;
- програмне забезпечення для обробки та відображення даних;
- користувацький інтерфейс;
- модуль збереження результатів і формування звітів.

Вхідними даними для роботи системи є електрокардіографічний сигнал, зображення або відеокадр області встановлення електродів, дані профілю

користувача та параметри поточного сеансу моніторингу. До службових вхідних даних також належать координати загальноприйнятих зон розташування електродів V1–V6, допустимі межі відхилення та порогові значення для попередньої оцінки серцевого ритму.

Вихідними даними системи є графічне відображення ЕКГ-сигналу, статус правильності розташування кожного електрода, значення частоти серцевих скорочень, RR-інтервали, повідомлення про можливі відхилення, журнал подій та підсумковий звіт за результатами сеансу моніторингу.

Функціональну структуру автоматизованої системи наведено на рисунку 2.2.

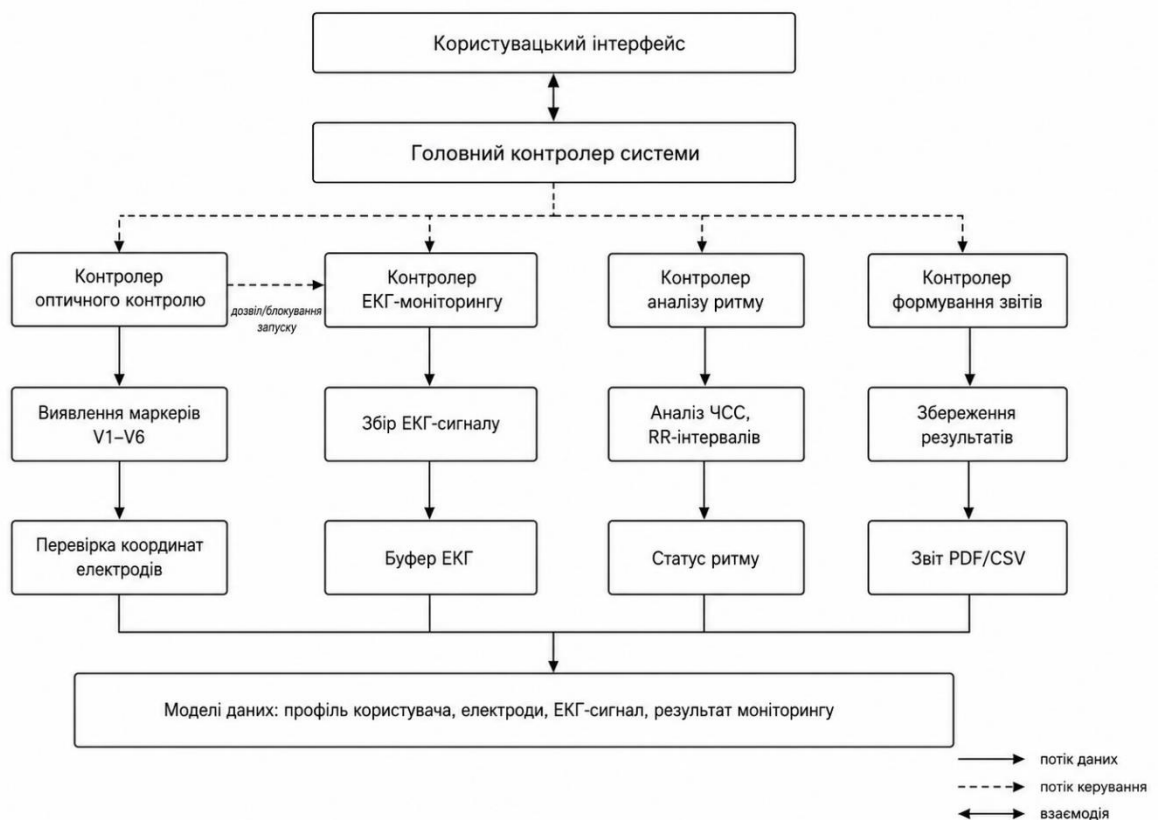


Рис.2.2 — Функціональна схема автоматизованої системи кардіологічного моніторингу

Основні функціональні модулі системи та їх призначення наведено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 — Основні функціональні модулі автоматизованої системи

Функціональний модуль	Призначення
Модуль реєстрації ЕКГ	Забезпечує отримання електрокардіографічного сигналу з електродів
Оптичний модуль контролю	Виконує перевірку правильності розташування електродів на тілі пацієнта
Модуль обробки сигналу	Здійснює попередню обробку ЕКГ-сигналу та визначення основних параметрів
Модуль аналізу серцевого ритму	Визначає частоту серцевих скорочень, RR-інтервали та можливі відхилення
Користувацький інтерфейс	Забезпечує відображення сигналу, показників, стану електродів і повідомлень
Модуль збереження даних	Зберігає результати сеансу моніторингу та журнал подій
Модуль формування звіту	Забезпечує експорт результатів у зручному для перегляду вигляді

Як видно з таблиці 2.1, система складається з кількох взаємопов'язаних підсистем, кожна з яких виконує окрему функцію. Модуль реєстрації ЕКГ відповідає за отримання біоелектричного сигналу, а модуль обробки забезпечує його подальше перетворення у форму, придатну для відображення та аналізу. Оптичний модуль контролю використовується на етапі підготовки до вимірювання та дозволяє зменшити ймовірність помилок, пов'язаних із неправильним розташуванням електродів.

Конструктивно система може бути реалізована у вигляді робочого місця користувача, що включає комп'ютер або ноутбук із програмним забезпеченням, камеру для оптичного контролю, комплект електродів і модуль збору сигналу. У навчальному або демонстраційному варіанті частина сигналів може формуватися програмно, що дозволяє перевіряти роботу алгоритмів без використання повноцінного медичного обладнання. Такий підхід є доцільним на етапі проєктування, оскільки дає можливість

відпрацювати логіку роботи інтерфейсу, алгоритми аналізу та механізм формування попереджень.

Принцип роботи системи передбачає послідовне виконання кількох етапів. Спочатку користувач створює або обирає профіль пацієнта, після чого на екрані відображається схема правильного розташування електродів. Далі користувач встановлює електроди відповідно до інструкцій системи. Після цього запускається оптична перевірка, під час якої камера або інший оптичний засіб фіксує положення електродів, а програмний модуль порівнює їх фактичне розташування з загальноприйнятою схемою.

У разі виявлення помилок система формує повідомлення для користувача. Наприклад, може бути вказано, що певний електрод розташований занадто високо, зміщений убік або не визначений оптичною підсистемою. Такий механізм дозволяє виконати попереднє коригування до початку зняття ЕКГ та підвищити якість подальшої реєстрації сигналу.

Після підтвердження правильності розташування електродів запускається режим моніторингу. У цьому режимі система відображає електрокардіографічний сигнал у реальному часі, визначає основні параметри серцевого ритму, фіксує можливі відхилення та зберігає результати сеансу. Дані можуть бути представлені у вигляді графіка ЕКГ, числових показників, журналу подій та підсумкового звіту.

Важливою конструктивною особливістю системи є поєднання підсистеми реєстрації ЕКГ із підсистемою контролю правильності розташування електродів. У більшості традиційних систем користувач або медичний працівник самостійно відповідає за правильність встановлення електродів, а програмне забезпечення обробляє вже отриманий сигнал. У розроблюваній системі контроль правильності встановлення електродів виконується до початку основного сеансу моніторингу, що дозволяє зменшити ризик отримання спотворених даних.

Окрему увагу при проєктуванні системи необхідно приділити безпеці користувача. Оскільки система передбачає контакт електродів із тілом

людини, апаратна частина повинна враховувати вимоги до електричної ізоляції, обмеження струму через тіло користувача та захисту від можливих аварійних режимів. Розрахунок захисного контуру та вибір відповідних елементів захисту розглядаються в підрозділі 2.6.

З погляду користувацької взаємодії система повинна мати простий і зрозумілий інтерфейс, який дозволяє швидко оцінити стан електродів, запустити моніторинг, переглянути поточні показники та зберегти результати. Інтерфейс має відображати не лише графік ЕКГ, а й службову інформацію: стан підключення електродів, якість сигналу, попередження про помилки та підсумок сеансу.

Загальна структура автоматизованої системи кардіологічного моніторингу створює основу для подальшого розгляду її окремих підсистем. Ключовим елементом розробки є оптичний контроль правильності розташування електродів, оскільки саме він забезпечує попередню перевірку підготовки до реєстрації ЕКГ та впливає на достовірність отриманих даних.

2.2. Призначення та принцип роботи оптичного контролю

Однією з важливих умов отримання достовірного електрокардіографічного сигналу є правильне розташування електродів на тілі користувача. У разі зміщення електродів від рекомендованих точок встановлення можливе спотворення форми ЕКГ-сигналу, зменшення його інформативності та виникнення помилок під час подальшого аналізу. Для автоматизованої системи кардіологічного моніторингу, орієнтованої на використання в умовах самостійного або навчального зняття ЕКГ, доцільним є застосування додаткового контролю правильності встановлення електродів до початку реєстрації сигналу.

Оптичний контроль у розроблюваній системі призначений для попередньої перевірки положення електродів на тілі користувача. Його основна функція полягає у визначенні фактичного розташування електродів та порівнянні отриманих координат з загальноприйнятою схемою. У разі відповідності

положення електродів допустимим межам система дозволяє перейти до реєстрації ЕКГ-сигналу. Якщо виявлено відхилення, користувач отримує повідомлення про необхідність коригування положення відповідного електрода.

Принцип роботи оптичного контролю ґрунтується на використанні зображення області розташування електродів. Камера або інший оптичний засіб фіксує положення електродів, після чого програмний модуль виконує обробку отриманого зображення. Для спрощення розпізнавання електроди можуть мати візуальні маркери, відмінний колір або контрастні позначки, які полегшують їх ідентифікацію на зображенні.

У загальному випадку робота оптичної підсистеми включає кілька послідовних етапів. Спочатку формується зображення області грудної клітки або навчального макета з установленими електродами. Далі виконується попередня обробка зображення, що може включати нормалізацію яскравості, виділення контрастних областей та усунення незначних завад. Після цього система визначає положення електродів на зображенні та порівнює його з загальноприйнятою схемою.

Загальноприйнята схема містить рекомендовані координати розташування електродів або допустимі зони їх встановлення. Для грудних відведень V1–V6 такі зони задаються відповідно до анатомічних орієнтирів і схеми зняття ЕКГ. У спрощеній програмній реалізації координати можуть визначатися відносно умовної області торса або попередньо підготовленого зображення, що використовується для навчальної та демонстраційної роботи системи.

Основні функції оптичної підсистеми наведено в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 — Основні функції оптичного контролю розташування
електродів

Функція	Призначення
Отримання зображення	Фіксація області розташування електродів за допомогою камери
Попередня обробка	Підготовка зображення до подальшого аналізу
Виявлення електродів	Визначення положення електродів або маркерів на зображенні
Порівняння з загальноприйнятою	Перевірка відповідності фактичного положення рекомендованій схемі
Формування повідомлень	Виведення користувачу інформації про правильність або помилки розташування
Дозвіл на запуск моніторингу	Перехід до реєстрації ЕКГ після підтвердження коректного встановлення електродів

Як видно з таблиці 2.2, оптичний контроль не замінює сам процес реєстрації електрокардіограми, а виконує підготовчу функцію. Його використання дозволяє перевірити правильність встановлення електродів до початку вимірювання та зменшити ймовірність отримання спотвореного сигналу. Такий підхід є особливо корисним у системах, де користувач самостійно виконує підготовку до моніторингу.

У розроблюваній системі результат роботи оптичного контролю може мати кілька станів. Перший стан відповідає правильному розташуванню електродів, коли всі необхідні електроди виявлені та знаходяться в допустимих межах. Другий стан відповідає частковому відхиленню, коли електрод виявлено, але його положення потребує коригування. Третій стан фіксується у випадку, коли електрод не знайдено або його розташування суттєво відрізняється від загальноприйнятої.

Для зручності користувача інформація про стан електродів повинна відображатися у графічному інтерфейсі. Наприклад, правильно встановлені електроди можуть позначатися як активні або підтверджені, а електроди з помилковим розташуванням — супроводжуватися текстовим попередженням.

Такий спосіб взаємодії дозволяє швидко виявити помилку та виправити її без необхідності аналізувати складні технічні дані.

Важливою особливістю оптичного контролю є те, що він працює до початку основної реєстрації ЕКГ. Це дозволяє не лише зменшити кількість помилкових вимірювань, а й підвищити зручність використання системи. Користувач отримує зворотний зв'язок ще на етапі підготовки, а система може блокувати або обмежувати запуск моніторингу до усунення критичних помилок у розташуванні електродів.

У структурі автоматизованої системи оптичний контроль взаємодіє з користувацьким інтерфейсом, модулем перевірки координат та модулем запуску сеансу моніторингу. Після завершення перевірки результат передається до основної програми, де використовується для прийняття рішення про можливість початку реєстрації ЕКГ. За необхідності інформація про помилки може зберігатися в журналі подій разом із результатами сеансу.

Для реалізації описаного принципу роботи необхідно визначити структуру оптичного скануючого модуля, його основні компоненти та взаємодію з програмною частиною системи.

2.3. Розробка оптичного скануючого модуля

Оптичний скануючий модуль є однією з ключових складових автоматизованої системи кардіологічного моніторингу, оскільки він забезпечує попередній контроль правильності розташування електродів перед початком реєстрації ЕКГ-сигналу. Його використання дозволяє зменшити ймовірність помилок, пов'язаних із неправильним встановленням електродів, та підвищити достовірність подальшого аналізу кардіологічних показників.

У межах розроблюваної системи оптичний модуль виконує функцію візуального контролю. Він не бере участі безпосередньо у знятті електрокардіограми, а використовується на підготовчому етапі. Основне завдання модуля полягає у фіксації зображення області розташування

електродів, визначенні їх фактичного положення та передачі результатів перевірки до програмної частини системи.

Конструктивно оптичний скануючий модуль може бути реалізований як окрема підсистема, що складається з камери, джерела освітлення, тримача або фіксуючого елемента, маркерів електродів та програмного блоку обробки зображення. У навчальному або демонстраційному варіанті системи допускається використання стандартної USB-камери або камери ноутбука, що спрощує реалізацію прототипу та знижує вартість розробки.

До складу оптичного скануючого модуля входять такі основні елементи:

- камера для отримання зображення області розташування електродів;
- джерело освітлення для забезпечення стабільної якості зображення;
- візуальні маркери або контрастні позначки на електродах;
- програмний модуль попередньої обробки зображення;
- модуль визначення координат електродів;
- модуль порівняння з загальноприйнятою схемою;
- інтерфейс виведення результатів перевірки користувачу.

У загальній структурі автоматизованої системи оптичний модуль взаємодіє з користувацьким інтерфейсом та модулем прийняття рішення про можливість запуску моніторингу. Після отримання зображення програмна частина визначає положення електродів, порівнює їх з допустимими зонами та формує результат перевірки. Цей результат може бути представлений у вигляді статусу кожного електрода: встановлено правильно, потребує коригування або не виявлено.

2.3.1. Принцип роботи

Принцип роботи оптичного скануючого модуля базується на поетапній обробці зображення, отриманого з камери. Спочатку користувач встановлює електроди відповідно до схеми, що відображається в інтерфейсі системи. Після цього камера фіксує область розташування електродів, а отримане зображення передається до програмного модуля аналізу.

Першим етапом є отримання кадру із зображенням електродів. Для підвищення надійності розпізнавання бажано забезпечити достатнє освітлення та контрастність електродів відносно поверхні тіла або навчального макета. У разі потреби можуть використовуватися електроди з кольоровими або контрастними маркерами, які спрощують їх виявлення на зображенні.

Другим етапом є попередня обробка зображення. На цьому етапі може виконуватися корекція яскравості, зменшення шуму, виділення контрастних ділянок та перетворення зображення у формат, придатний для подальшого аналізу. У спрощеній реалізації достатньо виділення ділянок певного кольору або форми, що відповідають маркерам електродів.

Третім етапом є визначення координат електродів. Програмний модуль аналізує зображення, знаходить області, які відповідають маркерам, та визначає їх положення у системі координат зображення. Для кожного виявленого електрода можуть зберігатися координати центру, розмір області та ідентифікатор відповідного відведення.

Четвертим етапом є порівняння фактичного положення електродів з загальноприйнятою схемою. Загальноприйнята схема задає рекомендовані положення або допустимі зони розташування електродів. Якщо координати електрода знаходяться в межах допустимої області, його положення вважається правильним. Якщо електрод зміщений за межі допустимої зони, система формує повідомлення про помилку.

Результат роботи модуля передається до користувацького інтерфейсу. У разі правильного розташування всіх необхідних електродів користувач отримує дозвіл на запуск сеансу моніторингу. Якщо система виявляє помилку, на екрані відображається повідомлення з описом проблеми. Наприклад, може бути вказано, що електрод V1 зміщений відносно заданої області або що електрод V4 не виявлено на зображенні.

Для підвищення зручності використання результат перевірки може відображатися не лише у текстовій формі, а й графічно. Правильно встановлені електроди можуть позначатися відповідним кольором або

статусом, а проблемні електроди — виділятися на схемі. Такий підхід дозволяє користувачу швидко зрозуміти, який саме електрод потрібно перемістити.

У прототипі системи допускається використання спрощеної моделі розпізнавання, за якої електроди позначаються маркерами певного кольору, а координати визначаються відносно зображення торса або навчального макета. Такий варіант є достатнім для демонстрації принципу роботи системи та перевірки логіки автоматизованого контролю правильності розташування електродів.

2.3.2. Вибір елементної бази

Вибір елементної бази оптичного скануючого модуля здійснюється з урахуванням функціонального призначення системи, вимог до простоти реалізації, вартості компонентів та можливості інтеграції з програмним забезпеченням. Оскільки система розглядається як навчально-демонстраційний або прототипний комплекс, доцільно використовувати доступні компоненти, які забезпечують достатню якість зображення та стабільну роботу алгоритмів обробки.

Основним елементом оптичного модуля є камера. Вона повинна забезпечувати отримання зображення з достатньою роздільною здатністю для виявлення положення електродів. Для прототипу може використовуватися USB-камера або вбудована камера ноутбука. Важливою перевагою такого рішення є простота підключення, сумісність із персональним комп'ютером та можливість використання стандартних програмних засобів для отримання відеопотоку.

Для забезпечення стабільної якості зображення доцільно використовувати додаткове джерело освітлення. Нерівномірне або недостатнє освітлення може ускладнювати виявлення електродів, особливо якщо використовується розпізнавання за кольором або контрастом. Як джерело освітлення можуть застосовуватися світлодіодні елементи або зовнішнє освітлення робочої зони.

Візуальні маркери використовуються для полегшення розпізнавання електродів на зображенні. У демонстраційному варіанті системи маркери можуть бути виконані у вигляді кольорових позначок, наклейок або контрастних елементів, розміщених на поверхні електродів. Завдяки цьому програмний модуль може швидше й надійніше визначати положення кожного електрода.

Для обробки зображення використовується обчислювальний модуль. У межах дипломної роботи таку функцію може виконувати персональний комп'ютер або ноутбук із встановленим програмним забезпеченням. Це дозволяє об'єднати оптичний контроль, відображення ЕКГ-сигналу, аналіз показників та формування результатів в одному програмному середовищі.

Вибір основних елементів оптичного скануючого модуля наведено в таблиці 2.3.1

Таблиця 2.3.1 — Вибір елементної бази оптичного скануючого модуля

Елемент	Призначення	Обґрунтування вибору
USB-камера або камера ноутбука	Отримання зображення області розташування електродів	Доступність, просте підключення, сумісність із ПК
Світлодіодне освітлення	Забезпечення стабільної якості зображення	Зменшує вплив недостатнього освітлення та тіней
Контрастні маркери електродів	Полегшення виявлення електродів на зображенні	Спрощують алгоритм розпізнавання та підвищують надійність контролю
Персональний комп'ютер або ноутбук	Обробка зображення та запуск програмного забезпечення	Забезпечує достатні обчислювальні ресурси для прототипу
Програмний модуль обробки зображення	Визначення координат електродів	Дозволяє реалізувати алгоритм перевірки розташування електродів
Користувацький інтерфейс	Відображення результатів перевірки	Забезпечує взаємодію користувача із системою

Обрана елементна база орієнтована на просту реалізацію прототипу та можливість подальшого розширення функціональних можливостей системи. Використання камери загального призначення дозволяє уникнути складної

апаратної реалізації, а основна логіка контролю переноситься у програмну частину. Такий підхід є зручним для дипломного проєктування, оскільки дозволяє зосередитися на алгоритмі визначення правильності розташування електродів та інтеграції оптичної підсистеми з основною системою моніторингу.

Таблиця 2.3.2 – Вибір основних компонентів апаратної частини системи кардіологічного моніторингу

Компонент	Обраний варіант	Призначення та обґрунтування вибору
ЕКГ-електроди	Одноразові самоклеючі електроди V1–V6	Забезпечують реєстрацію біоелектричного сигналу з грудних відведень. Використання самоклеючих електродів спрощує встановлення та покращує контакт зі шкірою.
Модуль збору ЕКГ-сигналу	AD8232 або аналогічний ЕКГ-модуль	Виконує попереднє підсилення та фільтрацію слабкого ЕКГ-сигналу перед його подальшим оцифруванням. Підходить для створення прототипу системи.
АЦП	Вбудований АЦП мікроконтролера або зовнішній АЦП	Перетворює аналоговий ЕКГ-сигнал у цифрову форму. Для прототипу достатньо розрядності 10–12 біт після попереднього підсилення сигналу.
Мікроконтролерний модуль	ESP32, STM32 або аналог	Забезпечує приймання цифрових даних, первинну обробку та передавання інформації до персонального комп'ютера. ESP32 додатково підтримує Wi-Fi та Bluetooth.
Інтерфейс передавання даних	USB, UART, Bluetooth або Wi-Fi	Забезпечує передавання даних між апаратним модулем і програмним забезпеченням. USB доцільний для стабільного прототипу, Bluetooth або Wi-Fi — для подальшого бездротового варіанту.
Захисний контур	Струмообмежувальні резистори, TVS-елементи, RC-фільтр, гальванічна ізоляція	Призначений для обмеження струму через користувача, захисту вхідних кіл, зменшення впливу завад і відокремлення пацієнтської частини від обчислювальної.

Джерело живлення	Ізольоване або автономне низьковольтне джерело	Забезпечує живлення пацієнтської частини системи. Використання ізолюованого живлення підвищує рівень електробезпеки користувача.
------------------	---	---

Наведені компоненти забезпечують базову апаратну структуру автоматизованої системи кардіологічного моніторингу. У межах дипломної роботи така елементна база розглядається як основа для програмно-апаратного прототипу. Основна обробка даних, візуалізація ЕКГ-сигналу та контроль правильності розташування електродів виконуються на персональному комп'ютері, тоді як апаратний модуль відповідає за приймання, попередню обробку та передавання сигналу.

Для подальшої реалізації необхідно визначити методи перевірки правильності розташування електродів, критерії допустимих відхилень та спосіб формування повідомлень для користувача.

З урахуванням можливості подальшого розширення системи до апаратної частини також доцільно передбачити модуль збору ЕКГ-сигналу, мікроконтролер або інший інтерфейсний блок для передавання даних на персональний комп'ютер, а також комунікаційний модуль. У базовому варіанті передавання даних може виконуватися через USB-з'єднання, що спрощує живлення та налагодження системи. У розширеному варіанті можливе використання Bluetooth або Wi-Fi-модуля для бездротової передачі результатів моніторингу на комп'ютер або мобільний пристрій.

Під час вибору елементної бази важливо враховувати не лише функціональні можливості компонентів, а й безпечність їх застосування для користувача. Тому електродна частина системи повинна бути електрично відокремлена від потенційно небезпечних кіл, а живлення прототипу доцільно організовувати від низьковольтного джерела або через захисний інтерфейс. Детальніше питання захисту користувача розглянуто в підрозділі 2.6.

2.4. Методи визначення правильності розташування електродів

Методи визначення правильності розташування електродів у розроблюваній автоматизованій системі базуються на порівнянні фактичного положення електродів із заданою загальноприйнятою схемою. Такий підхід дозволяє виконати попередню перевірку перед початком реєстрації ЕКГ-сигналу та зменшити ймовірність отримання спотворених даних унаслідок помилкового встановлення електродів.

У системі передбачається контроль положення грудних електродів V1–V6, оскільки саме їх неправильне розміщення може суттєво впливати на форму електрокардіографічного сигналу. Для кожного електрода задається загальноприйнята область розташування, яка визначається відповідно до схеми зняття ЕКГ. Фактичне положення електрода визначається оптичною підсистемою за результатами обробки зображення.

Алгоритм визначення правильності розташування електродів наведено на рисунку 2.3.

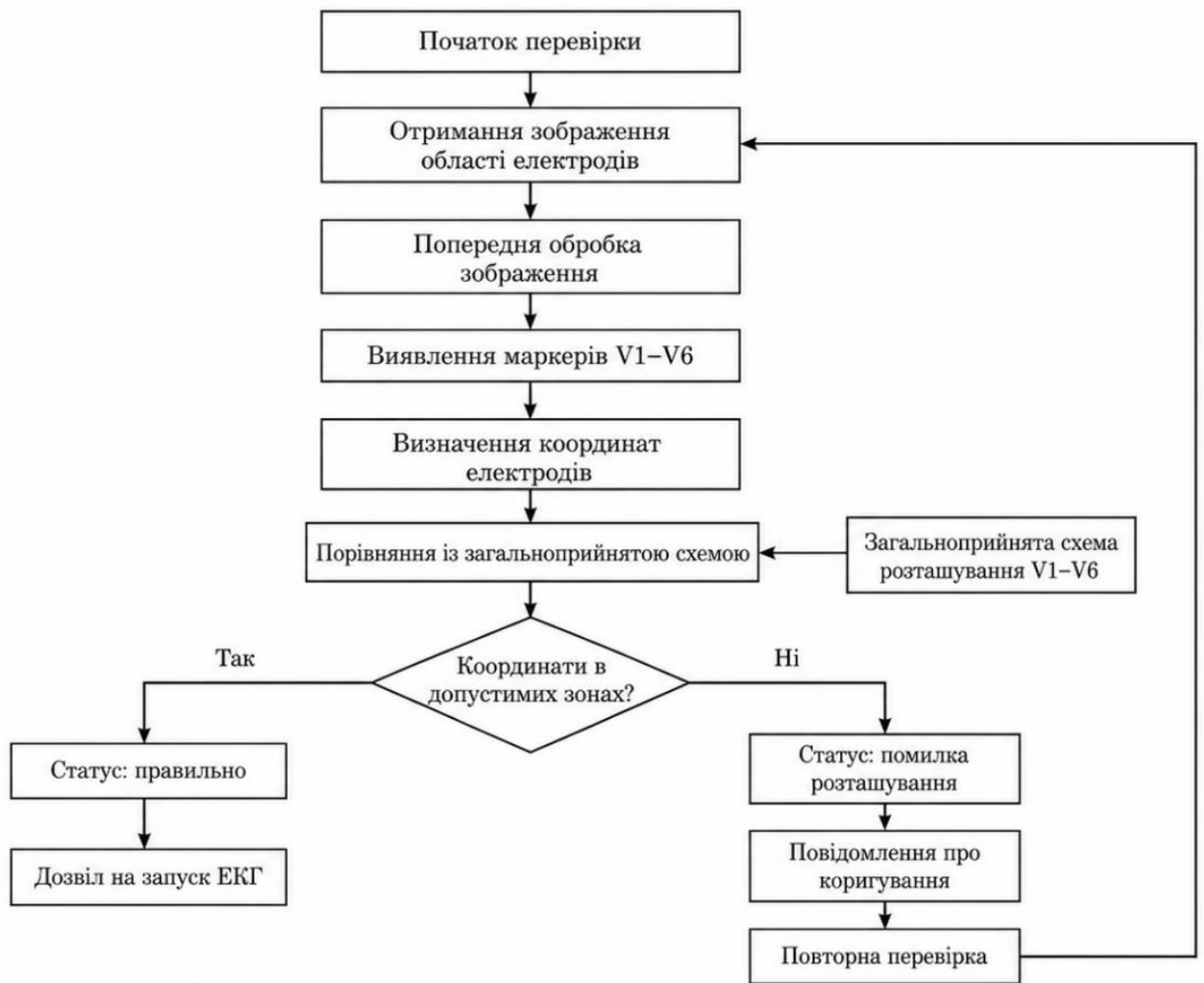


Рис 2.3 — Алгоритм визначення правильності розташування електродів

У загальному вигляді метод перевірки складається з кількох послідовних етапів:

- отримання зображення області розташування електродів;
- виявлення електродів або візуальних маркерів на зображенні;
- визначення координат кожного електрода;
- порівняння фактичних координат із загальноприйнятими положеннями;
- визначення величини відхилення;
- формування статусу для кожного електрода;
- виведення результатів перевірки користувачу.

Для опису положення електродів використовується система координат зображення. Кожен електрод після розпізнавання характеризується

координатами центра маркера: x_i та y_i де i - номер відповідного електрода. Загальноприйняте положення електрода задається координатами x_i^0 та y_i^0 .

Відхилення фактичного положення від загальноприйнятого може бути визначене за евклідовою відстанню між двома точками:

$$d_i = \sqrt{(x_i - x_i^0)^2 + (y_i - y_i^0)^2} \quad (2.1)$$

де d_i — відхилення фактичного положення електрода від загальноприйнятого.

Якщо значення d_i не перевищує допустимого порогу, електрод вважається встановленим правильно. Якщо відхилення перевищує допустиме значення, система формує повідомлення про необхідність коригування положення електрода. У разі якщо електрод не виявлено на зображенні, його стан визначається як відсутній або невизначений.

Критерії оцінювання положення електродів наведено в таблиці 2.4.

Таблиця 2.4 — Критерії оцінювання правильності розташування електродів

Стан електрода	Умова визначення	Дія системи
Встановлено правильно	Відхилення не перевищує допустимого порогу	Дозволяється перехід до моніторингу
Потребує коригування	Відхилення перевищує допустиме значення	Виводиться повідомлення про помилку
Не виявлено	Маркер електрода не знайдено на зображенні	Виводиться повідомлення про відсутній електрод
Низька якість розпізнавання	Зображення має недостатню чіткість або контрастність	Пропонується повторити сканування

Як видно з таблиці 2.4, система не лише визначає факт помилки, а й формує зрозумілий для користувача результат перевірки. Це дозволяє не аналізувати технічні координати вручну, а одразу отримати повідомлення про те, який саме електрод потребує коригування.

Для грудних електродів V1–V6 доцільно використовувати не лише точкові координати, а й допустимі області розташування. Такий підхід є більш практичним, оскільки під час реального встановлення електродів можливі незначні відхилення, які не завжди критично впливають на якість сигналу. Допустима область може задаватися у вигляді кола або прямокутної зони навколо загальноприйнятої точки.

Схему допустимих зон розташування електродів наведено на рисунку 2.4.

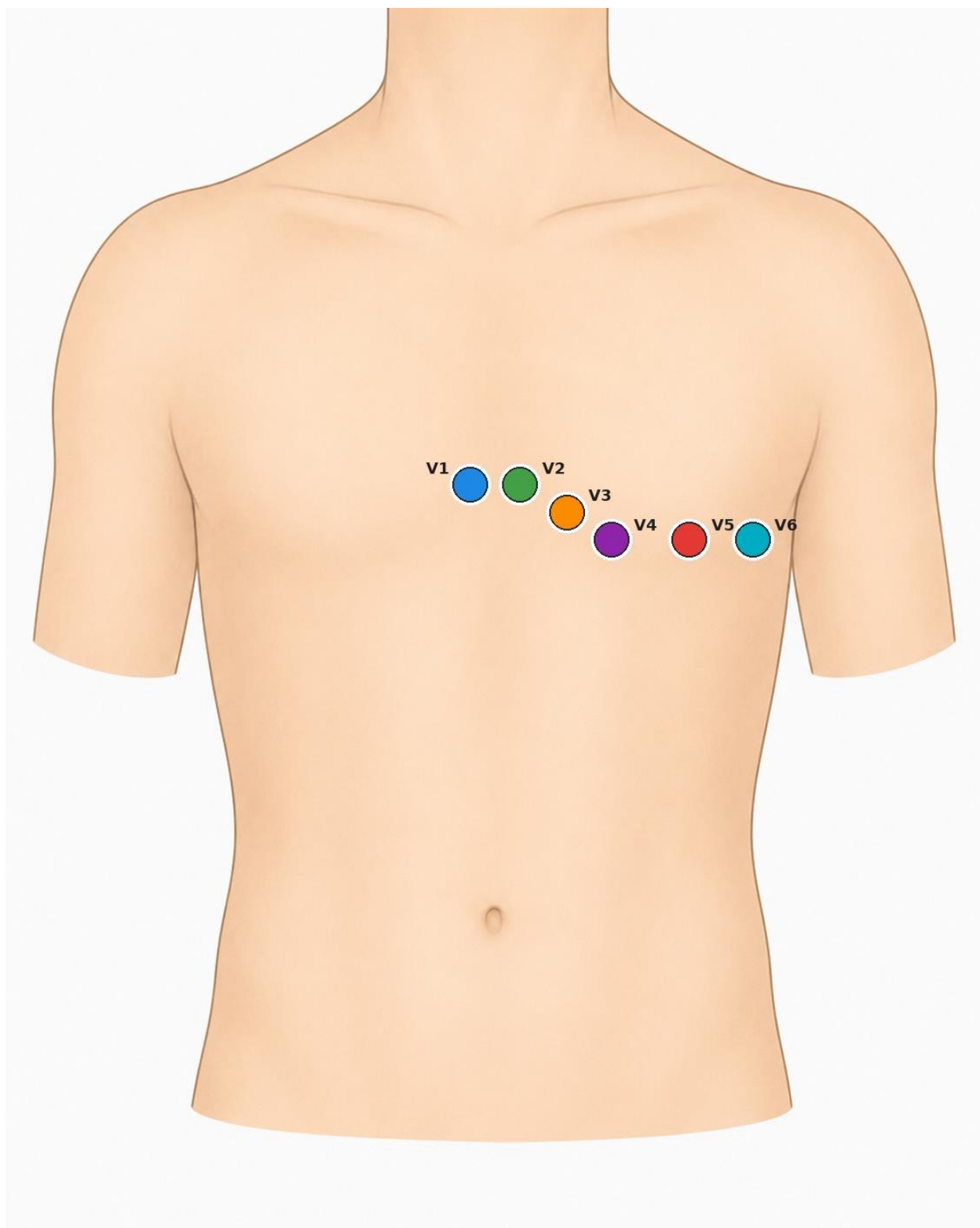


Рис.2.4 — Допустимі зони розташування грудних електродів V1–V6

У програмній реалізації перевірка може виконуватися за координатним методом. Для кожного електрода задається загальноприйнята зона, після чого фактичні координати маркера порівнюються з межами цієї зони. Якщо координати потрапляють у допустиму область, електрод отримує статус

правильного розташування. Якщо координати виходять за межі області, визначається напрямок помилки.

Наприклад, якщо координата електрода V1 зміщена вище за допустиму межу, система може сформувати повідомлення: «Електрод V1 розташовано занадто високо». Якщо електрод V4 зміщений ліворуч або праворуч від рекомендованої області, користувач отримує відповідне повідомлення про необхідність переміщення електрода. Такий підхід робить систему зрозумілою для користувача та зменшує ризик неправильного тлумачення результатів перевірки.

Основні типи повідомлень, які можуть формуватися системою, наведено в таблиці 2.5.

Таблиця 2.5 — Повідомлення системи під час перевірки електродів

Ситуація	Повідомлення користувачу
Усі електроди встановлені правильно	Електроди встановлено правильно. Можна розпочати моніторинг
Електрод зміщений вище допустимої області	Електрод розташовано занадто високо
Електрод зміщений нижче допустимої області	Електрод розташовано занадто низько
Електрод зміщений убік	Електрод зміщено відносно рекомендованого положення
Електрод не виявлено	Електрод не знайдено. Перевірте його наявність у зоні сканування
Зображення нечітке	Неможливо виконати перевірку. Повторіть сканування

Окремим етапом є перевірка повноти набору електродів. Перед запуском моніторингу система повинна переконатися, що всі необхідні електроди виявлені. Якщо хоча б один із контрольованих електродів відсутній або не розпізнаний, запуск реєстрації ЕКГ може бути обмежений до усунення

помилки. Це дозволяє уникнути ситуації, коли моніторинг починається за неповної або некоректної конфігурації електродів.

Для підвищення надійності перевірки може застосовуватися багатократне сканування. У цьому випадку система аналізує не один кадр, а кілька послідовних зображень. Якщо положення електрода стабільно визначається на кількох кадрах, результат вважається достовірнішим. Якщо координати значно змінюються між кадрами, система може вказати на нестабільне розпізнавання або недостатню якість зображення.

У демонстраційному варіанті системи допускається використання спрощеної логіки перевірки, за якої координати електродів визначаються на зображенні навчального макета або схеми торса. Такий підхід дозволяє перевірити принцип роботи алгоритму без складної медичної апаратної частини. При цьому логіка роботи залишається аналогічною: система визначає координати електродів, порівнює їх з еталонною схемою та формує результат перевірки.

Метод визначення правильності розташування електродів повинен враховувати не лише координатне відхилення, а й якість виявлення маркера. Якщо електрод частково закритий, має недостатній контраст або знаходиться поза межами області сканування, система повинна повідомити користувача про неможливість коректного аналізу. Це дозволяє уникнути помилкових висновків у випадках, коли зображення не придатне для обробки.

Практична реалізація такого методу дозволяє розділити процес підготовки до моніторингу на два етапи: спочатку виконується контроль розташування електродів, а потім запускається реєстрація ЕКГ. Така послідовність є важливою для автоматизованої системи, оскільки вона забезпечує попередній контроль якості підготовки до вимірювання та зменшує ризик подальшого аналізу некоректного сигналу.

Результати перевірки положення електродів передаються до основної системи моніторингу та використовуються для керування подальшим сценарієм роботи. Якщо всі електроди мають правильний статус, система

переходить до режиму реєстрації ЕКГ. Якщо виявлено помилки, користувач отримує повідомлення, а запуск моніторингу відкладається до повторної перевірки.

2.5. Інтеграція оптичної підсистеми в загальну систему

Інтеграція оптичної підсистеми в автоматизовану систему кардіологічного моніторингу передбачає поєднання модуля контролю правильності розташування електродів із модулями реєстрації ЕКГ, обробки сигналу, аналізу серцевого ритму, користувацького інтерфейсу та збереження результатів. Оптична підсистема виконує підготовчу функцію та використовується перед початком основного сеансу моніторингу.

У загальній структурі системи оптичний контроль розглядається як окремий функціональний етап, що передує реєстрації електрокардіографічного сигналу. Його результат впливає на подальший сценарій роботи системи. Якщо електроди встановлені правильно, система дозволяє перейти до зняття ЕКГ. Якщо виявлено помилки, користувач отримує повідомлення про необхідність коригування положення електродів.

Основними модулями, з якими взаємодіє оптична підсистема, є модуль отримання зображення, модуль обробки зображення, модуль перевірки координат електродів, користувацький інтерфейс, модуль запуску моніторингу та журнал подій. Кожен із цих компонентів виконує окрему функцію, але в межах системи вони працюють як єдиний ланцюг обробки інформації.

Після запуску системи користувач переходить до етапу підготовки до моніторингу. На екрані відображається схема правильного розташування електродів, після чого користувач встановлює електроди на відповідні ділянки тіла або навчального макета. Далі запускається оптична перевірка, під час якої камера отримує зображення області розташування електродів.

Отримане зображення передається до програмного модуля обробки. На цьому етапі виконується виявлення маркерів електродів, визначення їх

координат і порівняння з загальноприйнятими зонами. Результат перевірки формується окремо для кожного електрода. Такий підхід дозволяє не лише визначити загальну готовність системи до моніторингу, а й надати користувачу конкретну інформацію про проблемний електрод.

У разі успішної перевірки оптична підсистема передає до основної програми статус готовності. Після цього користувацький інтерфейс активує можливість запуску реєстрації ЕКГ. Якщо перевірка виявляє помилки, система блокує або відкладає запуск моніторингу до моменту повторної перевірки. Такий механізм дозволяє уникнути початку запису за умов некоректного встановлення електродів.

Основні варіанти взаємодії оптичної підсистеми з модулями загальної системи наведено в таблиці 2.6.

Таблиця 2.6 — Взаємодія оптичної підсистеми з модулями системи

Модуль системи	Характер взаємодії з оптичною підсистемою
Користувацький інтерфейс	Відображає схему електродів, результати перевірки та повідомлення про помилки
Модуль отримання зображення	Передає кадри або зображення для подальшої обробки
Модуль обробки зображення	Визначає положення електродів або маркерів на зображенні
Модуль перевірки координат	Порівнює фактичне положення електродів з загальноприйнятою схемою
Модуль запуску моніторингу	Отримує дозвіл або заборону на початок реєстрації ЕКГ
Журнал подій	Зберігає інформацію про результати перевірки та виявлені помилки
Модуль формування звіту	Може включати інформацію про якість підготовки до сеансу моніторингу

Як видно з таблиці 2.6, оптична підсистема пов'язана не лише з модулем обробки зображення, а й із логікою роботи всієї автоматизованої системи. Її результат використовується для прийняття рішення про можливість початку

моніторингу, інформування користувача та збереження службової інформації про підготовку до сеансу.

У користувацькому інтерфейсі результат роботи оптичної підсистеми може відображатися у вигляді статусу кожного електрода. Наприклад, електроди, розташовані правильно, можуть позначатися як підтверджені, а електроди з помилками — виділятися окремим кольором або супроводжуватися текстовим повідомленням. Такий спосіб подання інформації є зручним для користувача, оскільки дозволяє швидко зрозуміти, які саме дії необхідно виконати перед запуском моніторингу.

Інтеграція оптичної підсистеми з журналом подій дозволяє фіксувати результати перевірки електродів. У журналі можуть зберігатися дата й час перевірки, список виявлених помилок, кількість повторних спроб сканування та підсумковий статус готовності системи. Такі дані можуть бути корисними під час аналізу роботи системи або перегляду результатів сеансу.

У разі повторного сканування система оновлює статус електродів після кожної перевірки. Якщо користувач виправив положення електрода, оптичний модуль повторно визначає його координати та передає оновлений результат до основного інтерфейсу. Після підтвердження правильного розташування всіх контрольованих електродів система переходить до режиму реєстрації ЕКГ.

З погляду програмної архітектури оптична підсистема може бути реалізована як окремий сервіс або модуль, що передає результат у вигляді структурованих даних. Для кожного електрода можуть передаватися його ідентифікатор, координати, статус перевірки та текстове повідомлення. Це спрощує взаємодію між модулями та дозволяє надалі розширювати функціональні можливості системи.

Приклад структури даних, що формується після перевірки електродів, наведено в таблиці 2.7.

Таблиця 2.7 — Приклад результату перевірки електродів

Електрод	Координати	Статус	Повідомлення
V1	x_1, y_1	Правильно	Електрод встановлено коректно
V2	x_2, y_2	Правильно	Електрод встановлено коректно
V3	x_3, y_3	Потребує коригування	Електрод зміщено відносно рекомендованої області
V4	x_4, y_4	Правильно	Електрод встановлено коректно
V5	x_5, y_5	Не виявлено	Перевірте наявність електрода
V6	x_6, y_6	Правильно	Електрод встановлено коректно

Наведена структура дозволяє передавати результат перевірки в інтерфейс користувача, журнал подій та модуль прийняття рішення про запуск моніторингу. Якщо хоча б один із контрольованих електродів має статус помилки, система може заборонити початок реєстрації або запропонувати користувачу повторити перевірку після коригування положення електродів.

У загальному сценарії роботи системи оптична підсистема виконує роль проміжної ланки між підготовкою користувача до вимірювання та безпосередньою реєстрацією ЕКГ. Такий підхід дозволяє підвищити якість підготовчого етапу, зробити взаємодію користувача із системою більш зрозумілою та зменшити ризик отримання некоректного електрокардіографічного сигналу.

Після інтеграції оптичної підсистеми в загальну структуру автоматизованої системи необхідно врахувати вимоги до електричної безпеки користувача, оскільки система передбачає контакт електродів із тілом людини та використання електронних модулів збору сигналу.

2.6. Розрахунок захисного контуру користувача системи

Під час проєктування автоматизованої системи кардіологічного моніторингу необхідно враховувати питання електричної безпеки користувача, оскільки система передбачає контакт електродів із тілом людини. Навіть у випадку прототипної або навчально-демонстраційної реалізації системи апаратна частина повинна передбачати обмеження струму, електричну ізоляцію користувача від небезпечних потенціалів та захист вхідних кіл від аварійних режимів.

Захисний контур користувача призначений для зменшення ризику проходження небезпечного струму через тіло людини у разі пошкодження окремих елементів системи, помилкового підключення або виникнення перенапруги у вхідних колах. Основними функціями такого контуру є обмеження струму, захист входів вимірювального модуля, гальванічна ізоляція пацієнтської частини та підвищення надійності роботи системи відповідно до загальних принципів безпеки медичної електронної апаратури [32–34].

Структуру захисного контуру користувача наведено на рисунку 2.5.



Рис.2.5 — Структура захисного контуру користувача автоматизованої системи кардіологічного моніторингу

До складу захисного контуру входять такі елементи

– послідовні струмообмежувальні резистори у вхідних колах електродів;

- захисні діоди або обмежувачі перенапруги;
- фільтрувальні елементи для зменшення впливу завад;
- вхідний підсилювач із високим вхідним опором;
- гальванічну ізоляцію між пацієнтською частиною та обчислювальним модулем;
- ізольоване або автономне джерело живлення;
- елементи захисту від короткого замикання та аварійних режимів.

Основні елементи захисного контуру та їх призначення наведено в таблиці 2.8.

Таблиця 2.8 — Основні елементи захисного контуру користувача

Елемент захисного контуру	Призначення
Струмообмежувальні резистори	Обмеження можливого струму через тіло користувача
Захисні діоди або TVS-елементи	Обмеження перенапруги на входах вимірювального модуля
RC-фільтри	Зменшення впливу високочастотних завад
Інструментальний підсилювач	Підсилення малих біоелектричних сигналів із високим вхідним опором
Гальванічна ізоляція	Розділення пацієнтської частини та обчислювального модуля
Ізольоване джерело живлення	Зменшення ризику появи небезпечної напруги на електродах
Запобіжник або полімерний самовідновлюваний запобіжник	Захист від короткого замикання та перевантаження

Одним із найважливіших елементів захисного контуру є струмообмежувальний резистор, який встановлюється послідовно з кожним вхідним каналом електрода. Його призначення полягає у тому, щоб навіть у випадку появи аварійної напруги у вхідному колі обмежити струм до безпечного рівня.

Для розрахунку мінімального значення струмообмежувального опору використовується закон Ома:

$$R = \frac{U}{I} \quad (2.2)$$

де (R) — мінімальний опір захисного резистора, Ом;
(U) — максимальна можлива напруга у вхідному колі, В;
(I) — допустимий струм через користувача, А.

Для прототипної системи приймається живлення вимірювальної частини від низьковольтного джерела напругою ($U = 5$) В. Для підвищення рівня безпеки допустимий струм через користувача приймається не більше ($I = 10$) мкА.

Тоді мінімальне значення струмообмежувального резистора становить:

$$R = \frac{5}{10 * 10^{-6}} = 500000 \text{ Ом} = 500 \text{ кОм}$$

Отримане значення показує, що для обмеження струму до 10 мкА необхідно використовувати опір не менше 500 кОм. Для створення додаткового запасу безпеки доцільно прийняти стандартне значення резистора:

$$R = 1 \text{ МОм}$$

За такого значення опору максимальний струм у разі появи напруги 5 В становитиме:

$$I = \frac{5}{1 * 10^6} = 5 \text{ мкА}$$

Отримане значення струму є нижчим за прийняте розрахункове обмеження 10 мкА, що забезпечує додатковий запас безпеки. Потужність, яка розсіюється на резисторі у такому режимі, визначається за формулою:

$$P = I^2 * R \quad (2.3)$$

$$P = (5 * 10^{-6})^2 * (1 * 10^6) = 25 * 10^{-6} \text{ Вт} = 25 \text{ мкВт}$$

Розрахована потужність є дуже малою, тому для реалізації захисного кола можуть застосовуватися стандартні малопотужні резистори. При цьому

доцільно використовувати резистори з достатнім запасом за допустимою напругою та стабільністю параметрів.

Окрім струмообмежувальних резисторів, у вхідних колах доцільно передбачити захист від перенапруги. Для цього можуть використовуватися захисні діоди, підключені до шин живлення, або спеціальні TVS-елементи. Їх призначення полягає у відведенні імпульсних перенапруг та захисті входів підсилювача від пошкодження. Такий захист особливо важливий у випадках, коли електроди можуть підключатися та відключатися під час роботи системи.

Для зменшення впливу високочастотних завад на вході вимірювального модуля доцільно використовувати RC-фільтр. Він може бути реалізований за допомогою послідовного резистора та конденсатора, підключеного до загальної шини пацієнтської частини. Такий фільтр зменшує вплив електромагнітних завад та сприяє стабільнішій реєстрації електрокардіографічного сигналу.

Вхідний каскад системи повинен мати високий вхідний опір, оскільки амплітуда ЕКГ-сигналу є малою, а надмірне навантаження на електроди може призводити до спотворення сигналу. Для цього доцільно застосовувати інструментальний підсилювач, який забезпечує підсилення різницевого сигналу між електродами та пригнічення синфазних завад.

Окремим елементом захисту є гальванічна ізоляція між пацієнтською частиною та обчислювальним модулем. Якщо система підключається до персонального комп'ютера через USB або інший інтерфейс, доцільно передбачити ізоляцію каналу передачі даних. Це дозволяє зменшити ризик появи небезпечної напруги на електродах у разі несправності зовнішнього обладнання.

Приклад розподілу захисних функцій між елементами системи наведено в таблиці 2.9.

Таблиця 2.9 — Розподіл захисних функцій у системі

Захисна функція	Елемент реалізації
Обмеження струму через користувача	Послідовні резистори 1 МОм у колах електродів
Захист входів від перенапруги	Захисні діоди або TVS-елементи
Зменшення високочастотних завад	RC-фільтри у входних колах
Підсилення біоелектричного сигналу	Інструментальний підсилювач
Ізоляція від персонального комп'ютера	Гальванічна ізоляція інтерфейсу передачі даних
Захист від аварійного перевантаження	Запобіжник або полімерний самовідновлюваний запобіжник

Використання автономного або ізольованого джерела живлення є додатковим засобом підвищення безпеки. Для прототипної системи доцільним є живлення пацієнтської частини від акумулятора або ізольованого DC/DC-перетворювача. Це дозволяє зменшити залежність вимірювального модуля від зовнішньої мережі живлення та знизити ризик появи небезпечної напруги на електродах.

Захисний контур повинен бути побудований так, щоб навіть у разі одиничної несправності струм через користувача залишався обмеженим. Саме тому струмообмежувальні елементи доцільно встановлювати безпосередньо у колах, пов'язаних з електродами, а ізоляцію — між пацієнтською частиною та зовнішніми пристроями.

У межах дипломної роботи розрахунок захисного контуру виконується для підтвердження принципової можливості безпечної реалізації системи. Остаточне практичне використання пристрою в медичних цілях потребувало б додаткових випробувань, сертифікації та перевірки відповідності вимогам стандартів безпеки медичного електрообладнання.

РОЗДІЛ III.

РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТА ІНТЕРФЕЙСУ

3.1. Алгоритми обробки ЕКГ-сигналів

Програмне забезпечення автоматизованої системи кардіологічного моніторингу призначене для приймання, відображення, попереднього аналізу та збереження електрокардіографічного сигналу. Основним завданням програмної частини є забезпечення взаємодії користувача із системою, контроль правильності розташування електродів, запуск сеансу моніторингу, відображення ЕКГ у реальному часі та визначення основних параметрів серцевого ритму.

Розроблена програма є програмним прототипом системи, тому її функціональність зосереджена на демонстрації основного алгоритму роботи. У програмі реалізовано перевірку розташування електродів V1–V6 за допомогою оптичного контролю, потокове відображення ЕКГ-сигналу, визначення R-піків, розрахунок RR-інтервалів, обчислення частоти серцевих скорочень та оцінювання якості сигналу [35; 36]. Такий підхід дозволяє показати повний цикл роботи системи: від підготовки користувача до вимірювання до формування результатів моніторингу [37].

Загальна структура програмної обробки ЕКГ-сигналу наведена на рисунку 3.1. У програмній частині системи можна виділити кілька основних етапів обробки даних:

- отримання або завантаження ЕКГ-сигналу;
- буферизація сигналу для відображення в реальному часі;
- масштабування та підготовка сигналу до виведення на графік;
- визначення R-піків;
- обчислення RR-інтервалів;
- розрахунок частоти серцевих скорочень;
- оцінювання регулярності ритму;
- оцінювання якості сигналу;

– передача результатів до користувацького інтерфейсу.

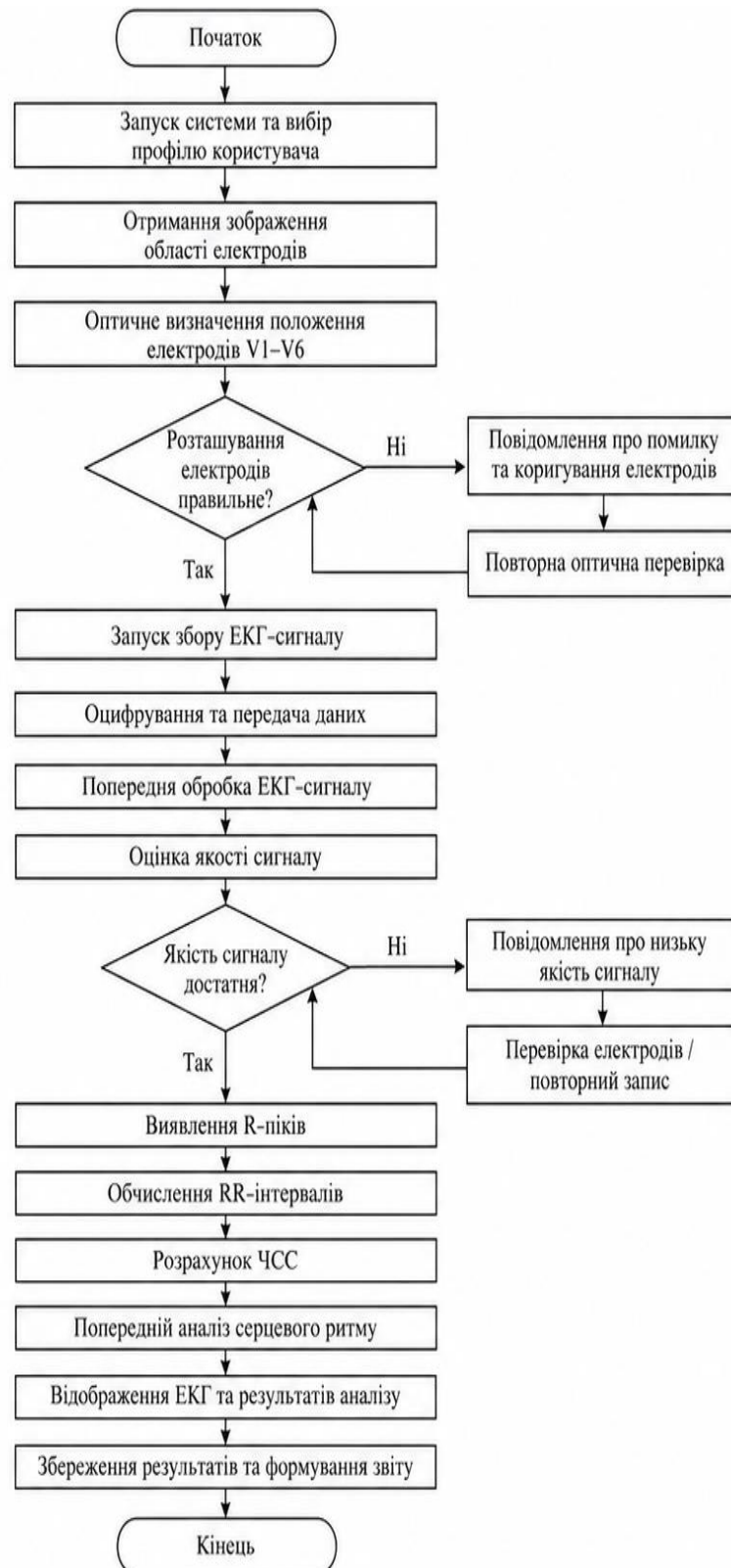


Рис. 3.1 — Загальна структура програмної обробки ЕКГ-сигналу

У межах прототипу джерелом ЕКГ-сигналу може бути синтетично сформований сигнал або попередньо підготовлений файл із даними. Використання такого підходу дозволяє перевірити роботу алгоритмів обробки, відображення та аналізу без підключення реального медичного обладнання. Це є доцільним для дипломної роботи, оскільки основна увага приділяється програмній логіці системи, контролю електродів та механізму попереднього аналізу сигналу.

Після отримання даних сигнал передається до модуля потокового відображення. Для цього використовується буфер, у якому зберігається фрагмент сигналу за останній проміжок часу. Буферизація дозволяє оновлювати графік без необхідності перерахунку всього сигналу та забезпечує зручне представлення ЕКГ у режимі, наближеному до реального часу [39].

Під час відображення ЕКГ-сигналу масштабується відповідно до розміру графічної області інтерфейсу. Це дає можливість користувачу візуально оцінювати форму сигналу, наявність повторюваних комплексів та стабільність роботи системи. Приклад відображення ЕКГ-сигналу в інтерфейсі програми наведено на рисунку 3.2.



Рис.3.2 — Відображення ЕКГ-сигналу в інтерфейсі програми

Одним із ключових етапів обробки є визначення R-піків. R-пік є найбільш вираженим елементом комплексу QRS і використовується для визначення часових інтервалів між послідовними скороченнями серця. У програмному

прототипі виявлення R-піків реалізується за спрощеним алгоритмом, який базується на пошуку локальних максимумів сигналу, що перевищують заданий пороговий рівень.

Для зменшення кількості хибних спрацювань враховується мінімальна допустима відстань між сусідніми піками. Якщо два максимуми розташовані занадто близько один до одного, один із них може бути проігнорований як шум або артефакт. Такий підхід дозволяє підвищити стабільність роботи алгоритму під час аналізу демонстраційного або файлового сигналу.

Алгоритм виявлення R-піків наведено на рисунку 3.3.

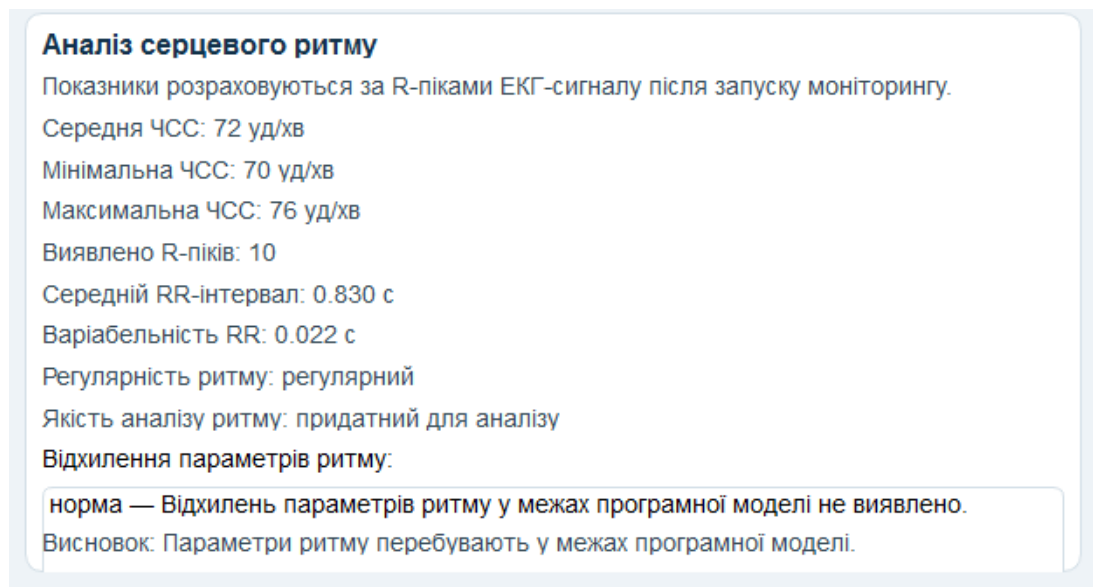


Рис.3.3 — Алгоритм виявлення R-піків ЕКГ-сигналу

Після визначення R-піків система обчислює RR-інтервали. RR-інтервал — це часовий проміжок між двома сусідніми R-піками електрокардіограми. На основі цих інтервалів розраховується частота серцевих скорочень та оцінюється регулярність ритму.

Частота серцевих скорочень визначається за формулою:

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{RR} \quad (3.1)$$

де (ЧСС) — частота серцевих скорочень, уд/хв;
(RR) — середній інтервал між сусідніми R-піками, с.

Якщо RR-інтервал заданий у мілісекундах, розрахунок виконується за формулою:

$$\text{ЧСС} = \frac{60000}{RR} \quad (3.2)$$

де (RR) — середній інтервал між сусідніми R-піками, мс.

Наприклад, якщо середній RR-інтервал становить 800 мс, то частота серцевих скорочень дорівнює:

$$\text{ЧСС} = \frac{60000}{800} = 75 \frac{\text{уд}}{\text{хв}}$$

Отже, використання RR-інтервалів дозволяє визначити частоту серцевих скорочень на основі часової відстані між послідовними R-піками електрокардіографічного сигналу.

Основні параметри, що визначаються під час обробки ЕКГ-сигналу, наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 — Основні параметри обробки ЕКГ-сигналу

Параметр	Призначення
R-піки	Використовуються для визначення серцевих скорочень
RR-інтервали	Характеризують проміжки часу між сусідніми скороченнями
Частота серцевих скорочень	Відображає кількість скорочень серця за хвилину
Регулярність ритму	Дозволяє оцінити рівномірність серцевих скорочень
Якість сигналу	Використовується для виявлення завад або проблем із реєстрацією
Статус моніторингу	Визначає поточний стан роботи системи

Як можна побачити з таблиці 3.1, Програмна обробка ЕКГ-сигналу спрямована не лише на побудову графіка, а й на отримання числових параметрів, які використовуються для попередньої оцінки стану серцевого

ритму [40]. Найбільш важливими для роботи системи є R-піки, RR-інтервали, частота серцевих скорочень та оцінка якості сигналу.

Окремим етапом є оцінювання якості сигналу. У програмі якість сигналу може визначатися за стабільністю амплітуди, наявністю достатньої кількості R-піків, регулярністю отримання даних та відсутністю значних спотворень. Якщо сигнал має недостатню якість, система формує відповідне повідомлення для користувача. Це дозволяє звернути увагу на можливі проблеми з електродами, поганий контакт або некоректну підготовку до моніторингу.

Важливою умовою запуску обробки ЕКГ є попередня перевірка розташування електродів. У розробленій системі моніторинг може бути розпочато лише після успішного проходження оптичного контролю. Якщо електроди V1–V6 розташовані неправильно або не виявлені на зображенні, система блокує запуск моніторингу та виводить повідомлення про помилку. Такий механізм дозволяє пов'язати алгоритми аналізу ЕКГ із підсистемою контролю правильності встановлення електродів.

Програмна структура обробки ЕКГ-сигналу побудована за модульним принципом. Окремі модулі відповідають за отримання сигналу, аналіз ритму, контроль якості, відображення графіка та передачу результатів до інтерфейсу користувача. Такий підхід спрощує супровід програмного забезпечення та дозволяє за потреби замінювати окремі компоненти без повної зміни структури програми.

Основні програмні модулі, що беруть участь в обробці ЕКГ-сигналу, наведено в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 — Програмні модулі обробки ЕКГ-сигналу

Модуль	Функція
Модуль джерела ЕКГ	Формує або завантажує вхідний ЕКГ-сигнал
Модуль потокового відображення	Забезпечує оновлення сигналу в реальному часі
Модуль аналізу ритму	Визначає R-піки, RR-інтервали та частоту серцевих скорочень
Модуль оцінки якості сигналу	Перевіряє придатність сигналу до аналізу
Модуль оптичного контролю	Перевіряє правильність розташування електродів перед запуском ЕКГ
Користувацький інтерфейс	Відображає графік, показники, попередження та статус системи
Модуль збереження результатів	Формує підсумок сеансу та зберігає результати моніторингу

Оброблені дані передаються до інтерфейсу користувача, де вони відображаються у вигляді графіка ЕКГ, числового значення частоти серцевих скорочень, RR-інтервалів, статусу ритму та повідомлень про якість сигналу. Такий спосіб подання інформації дозволяє користувачу швидко оцінити стан поточного сеансу моніторингу та за потреби повторити перевірку електродів.

Алгоритми, реалізовані в програмному забезпеченні, призначені для попереднього аналізу параметрів ЕКГ-сигналу в межах програмного прототипу. Вони не виконують клінічну діагностику та не замінюють висновок лікаря. Результати обробки використовуються для демонстрації принципу роботи автоматизованої системи, попереднього контролю якості сигналу та формування даних для подальшого перегляду.

3.2. Виявлення аномалій серцевого ритму

Однією з основних функцій програмного забезпечення автоматизованої системи кардіологічного моніторингу є попереднє виявлення відхилень у параметрах серцевого ритму. У межах розробленого програмного прототипу

аналіз виконується на основі електрокардіографічного сигналу, визначених R-піків, RR-інтервалів та розрахованої частоти серцевих скорочень. Такий підхід дозволяє виявляти можливі ознаки нерегулярності ритму, підвищеної або зниженої частоти серцевих скорочень, а також ситуації, коли сигнал має недостатню якість для коректного аналізу.

Виявлення аномалій у програмі має допоміжний характер і призначене для формування попереджень користувачу. Система не встановлює медичний діагноз, а лише аналізує окремі параметри сигналу в межах заданих програмних критеріїв. Остаточна оцінка результатів моніторингу повинна виконуватися медичним фахівцем.

Першим етапом аналізу є перевірка придатності ЕКГ-сигналу до обробки. Якщо сигнал має низьку амплітуду, значні спотворення або система не може стабільно визначити R-піки, подальший аналіз ритму вважається недостатньо достовірним. У такому випадку користувачу виводиться повідомлення про низьку якість сигналу або необхідність перевірки електродів.

Другим етапом є визначення частоти серцевих скорочень. Для цього система використовує середнє значення RR-інтервалів, отриманих за результатами пошуку R-піків. Якщо частота серцевих скорочень знаходиться в межах заданого допустимого діапазону, ритм позначається як умовно нормальний. Якщо значення виходить за межі допустимого діапазону, формується попередження про підвищену або знижену частоту серцевих скорочень.

У програмному прототипі критерії оцінювання можуть задаватися як фіксовані порогові значення або як параметри, що можуть бути змінені під час подальшого вдосконалення системи. Для демонстраційної реалізації доцільно використовувати спрощену класифікацію: нормальний діапазон частоти серцевих скорочень, підвищена частота, знижена частота та нерегулярний ритм.

Критерії попереднього оцінювання серцевого ритму наведено в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 — Критерії попереднього оцінювання серцевого ритму

Параметр	Умова виявлення	Результат аналізу
Нормальна частота серцевих скорочень	ЧСС у межах заданого допустимого діапазону	Ритм позначається як умовно нормальний
Підвищена частота серцевих скорочень	ЧСС перевищує верхній допустимий поріг	Формується попередження про підвищену ЧСС
Знижена частота серцевих скорочень	ЧСС нижча за нижній допустимий поріг	Формується попередження про знижену ЧСС
Нерегулярний ритм	RR-інтервали суттєво відрізняються між собою	Формується попередження про нерегулярність ритму
Низька якість сигналу	R-піки визначаються нестабільно або сигнал має значні завади	Аналіз обмежується, користувачу виводиться повідомлення

Як зображено на таблиці 3.3, система використовує не один показник, а кілька ознак, які разом дозволяють оцінити стан поточного сеансу моніторингу. Найбільш важливими параметрами є частота серцевих скорочень, стабільність RR-інтервалів та якість зареєстрованого сигналу.

Оцінювання регулярності ритму виконується на основі порівняння сусідніх RR-інтервалів. Якщо інтервали між послідовними R-піками значно відрізняються, це може свідчити про нерівномірність серцевого ритму або про помилки в реєстрації сигналу. У програмному прототипі така ситуація позначається як нерегулярний ритм або як потреба у повторній перевірці якості сигналу.

Для оцінювання нерегулярності може використовуватися відносне відхилення RR-інтервалів від середнього значення. У спрощеному вигляді воно може бути визначене як різниця між найбільшим і найменшим RR-інтервалом, поділена на середнє значення RR:

$$K_{RR} = (RR_{max} - RR_{min})RR_{avg} \quad (3.3)$$

де K_{RR} — коефіцієнт нерегулярності ритму;

RR_{max} — найбільший RR-інтервал;

RR_{min} — найменший RR-інтервал;

RR_{avg} — середнє значення RR-інтервалу.

Якщо значення коефіцієнта перевищує заданий програмний поріг, система формує попередження про нерегулярність ритму. Такий метод є спрощеним, проте він дозволяє продемонструвати принцип автоматизованого контролю рівномірності серцевих скорочень у межах програмного прототипу.

Окремим випадком є ситуація, коли система не може визначити достатню кількість R-піків. Це може бути пов'язано з поганою якістю сигналу, недостатнім контактом електродів або значним рівнем завад. У такому разі програма не повинна формувати висновок щодо ритму, оскільки даних недостатньо для аналізу. Замість цього користувачу виводиться повідомлення про необхідність перевірити електроди або повторити моніторинг.

У програмі передбачено кілька типів повідомлень. Вони відображаються в інтерфейсі користувача та можуть зберігатися в журналі подій сеансу моніторингу. Це дозволяє не лише бачити поточний стан системи, а й переглядати історію виявлених подій після завершення роботи. Основні типи повідомлень наведено в таблиці 3.4.

Повідомлення системи мають бути сформульовані так, щоб користувач міг зрозуміти поточний стан без необхідності аналізувати технічні параметри сигналу. Наприклад, замість виведення лише числового значення RR-інтервалів система повідомляє про нерегулярність ритму або низьку якість сигналу. Такий підхід підвищує зручність користування програмою та зменшує ризик неправильного тлумачення результатів.

Таблиця 3.4 — Основні повідомлення системи під час аналізу ритму

Ситуація	Повідомлення системи
Показники знаходяться в допустимих межах	Ритм у межах програмної норми
ЧСС перевищує верхній поріг	Виявлено підвищену частоту серцевих скорочень
ЧСС нижча за нижній поріг	Виявлено знижену частоту серцевих скорочень
RR-інтервали нестабільні	Виявлено нерегулярність серцевого ритму
R-піки визначаються нестабільно	Недостатня якість сигналу для аналізу
Електроди не підтверджені оптичним контролем	Моніторинг заблоковано до перевірки електродів

Важливою частиною алгоритму є зв'язок між аналізом ритму та станом електродів. Якщо перед початком моніторингу оптичний контроль не підтвердив правильність розташування електродів, запуск аналізу блокується. Якщо під час сеансу якість сигналу погіршується, система може сформувати повідомлення про можливу проблему з контактом електродів. Це дозволяє пов'язати програмний аналіз ЕКГ із підсистемою контролю підготовки до вимірювання.

У процесі роботи система може зберігати такі дані: середнє значення ЧСС, мінімальне та максимальне значення ЧСС, набір RR-інтервалів, статус ритму, якість сигналу та список сформованих попереджень. Ці дані можуть бути використані для формування короткого звіту після завершення сеансу моніторингу.

Приклад структури результатів аналізу ритму наведено в таблиці 3.5.

Таблиця 3.5 — Дані, що формуються після аналізу ритму

Дані	Призначення
Середня ЧСС	Узагальнена оцінка частоти серцевих скорочень
Мінімальна ЧСС	Визначення найнижчого значення під час сеансу
Максимальна ЧСС	Визначення найвищого значення під час сеансу
RR-інтервали	Аналіз регулярності ритму
Статус ритму	Коротка текстова оцінка результату
Якість сигналу	Визначення придатності даних для аналізу
Попередження	Перелік виявлених відхилень або проблем

Збереження результатів аналізу дозволяє сформувати підсумок сеансу моніторингу та передати його користувачу у зрозумілому вигляді. У межах програмного прототипу такий звіт може містити основні числові показники, статус ритму, інформацію про якість сигналу та повідомлення щодо стану електродів.

Алгоритм виявлення аномалій серцевого ритму в розробленій системі має попередній характер і використовується для демонстрації можливостей автоматизованого аналізу. Його застосування дозволяє поєднати обробку ЕКГ-сигналу, контроль стану електродів і формування зрозумілих повідомлень у єдиному програмному інтерфейсі.

3.3. Розробка користувацького інтерфейсу

Користувацький інтерфейс автоматизованої системи кардіологічного моніторингу призначений для взаємодії користувача з програмною частиною системи, відображення поточного стану електродів, запуску оптичного контролю, перегляду ЕКГ-сигналу та отримання результатів попереднього аналізу серцевого ритму [38]. Основною вимогою до інтерфейсу є простота використання, оскільки система орієнтована на демонстраційне, навчальне або персональне застосування.

Під час розробки інтерфейсу було враховано необхідність об'єднання кількох функціональних блоків в одному робочому вікні. Користувач повинен

мати можливість послідовно виконати всі основні етапи роботи системи: обрати або створити профіль пацієнта, перевірити розташування електродів, запустити моніторинг ЕКГ, переглянути поточні параметри серцевого ритму та зберегти результати сеансу.

Інтерфейс системи складається з таких основних елементів:

- панель профілю користувача;
- блок оптичного контролю електродів;
- схема або зображення розташування електродів V1–V6;
- панель стану електродів;
- область відображення ЕКГ-сигналу;
- блок параметрів серцевого ритму;
- панель повідомлень і журналу подій;
- кнопки запуску, зупинки та збереження результатів моніторингу.

Основні елементи інтерфейсу та їх призначення наведено в таблиці 3.6.

Таблиця 3.6 — Основні елементи користувацького інтерфейсу

Елемент інтерфейсу	Призначення
Панель профілю	Введення або вибір даних користувача
Блок оптичного контролю	Завантаження зображення та перевірка положення електродів
Схема електродів	Візуальне відображення розташування V1–V6
Панель стану електродів	Виведення статусу кожного електрода
Графік ЕКГ	Відображення електрокардіографічного сигналу
Панель ритму	Виведення ЧСС, RR-інтервалів і статусу ритму
Журнал подій	Фіксація повідомлень системи під час сеансу
Кнопки керування	Запуск, зупинка та збереження результатів

Згідно таблиці 3.6, інтерфейс поєднує функції керування системою та відображення результатів. Такий підхід дозволяє користувачу працювати з програмою без переходу між великою кількістю окремих вікон і вкладок.

Першим етапом роботи користувача є вибір профілю або введення основних даних пацієнта. У межах програмного прототипу профіль може

містити ім'я, вік, стать та додаткові примітки. Наявність профілю дозволяє пов'язати результати сеансу моніторингу з конкретним користувачем і зберегти їх для подальшого перегляду.

Вибір або створення профілю пацієнта

Спочатку виберіть існуючий профіль або створіть новий. Після цього можна перейти до домашнього ЕКГ-моніторингу з контролем V1–V6.

Збережений профіль:	Дорослий чоловік
Назва профілю:	Ім'я Батькович Побатькович
Вік:	37
Стать:	Чоловіча
Зріст:	1 87
Маса тіла:	78
Ширина грудної клітки:	54
Лікар:	Батько І'мявіч
Телефон лікаря:	+3801234567879
Контактна особа:	Побатько Батькович
Телефон контактної особи:	+380987654321

Новий профіль

Зберегти

Видалити

Перейти до моніторингу

Створіть новий профіль пацієнта.

Рис. 3.4 — Вікно створення або вибору профіля пацієнта

Після вибору профілю користувач переходить до оптичного контролю електродів. У цьому блоці передбачено завантаження зображення або використання кадру з камери. Система виконує пошук кольорових маркерів електродів V1–V6, визначає їх координати та передає результат до модуля перевірки правильності розташування.

Приклад роботи блоку оптичного контролю наведено на рисунку 3.4.

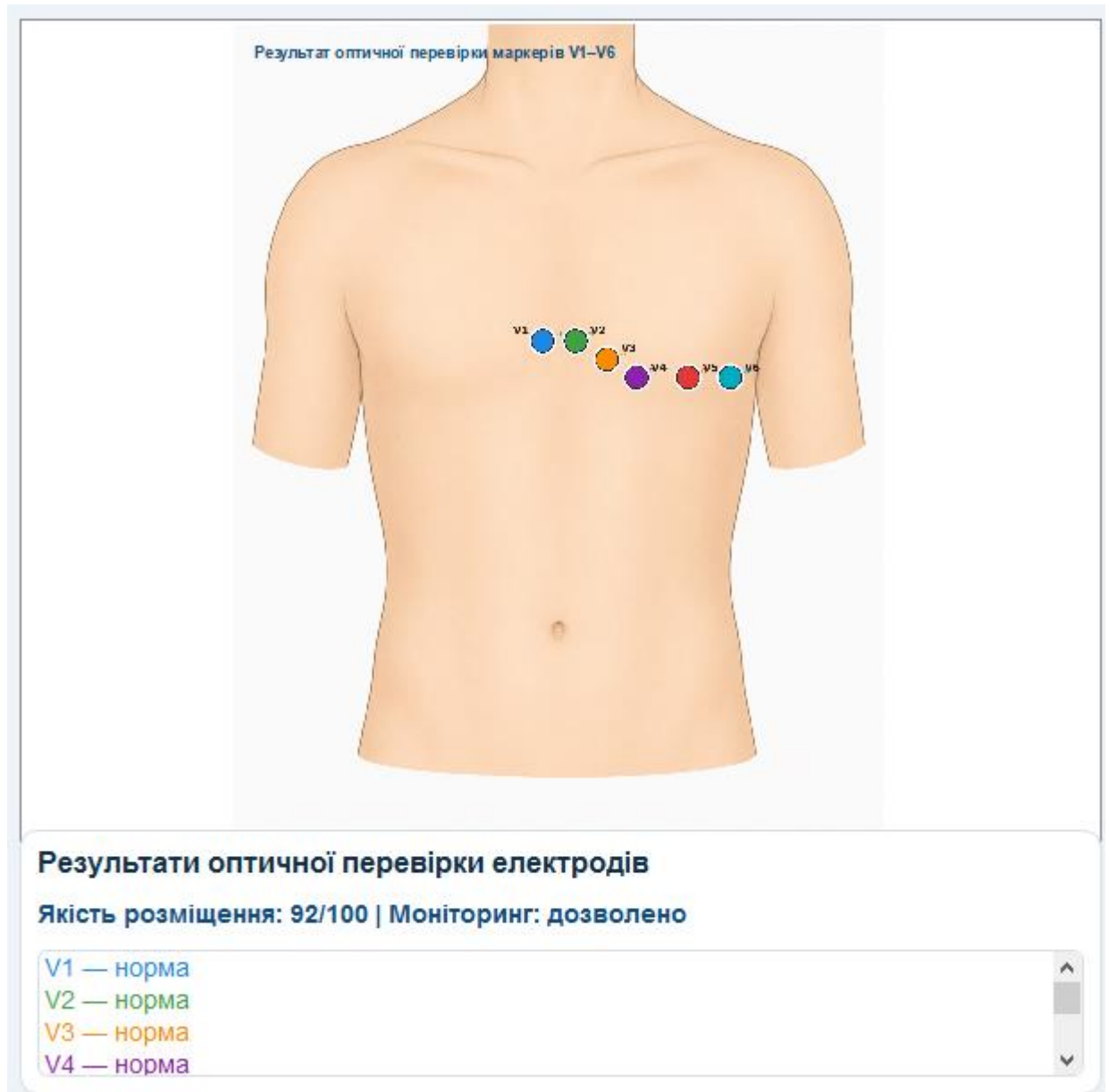


Рис.3.5 — Вікно оптичного контролю розташування електродів

Результати перевірки відображаються у вигляді статусу для кожного електрода. Якщо електрод розташований правильно, він позначається як підтверджений. Якщо електрод зміщений або не знайдений, система виводить відповідне повідомлення. Такий спосіб подання інформації дозволяє швидко виявити помилку та повторити перевірку після коригування положення електродів.

Важливою особливістю інтерфейсу є блокування запуску моніторингу до підтвердження правильності розташування електродів. Якщо оптичний контроль виявляє помилки, кнопка запуску ЕКГ залишається неактивною або

супроводжується попередженням. Це дозволяє реалізувати логіку попереднього контролю якості підготовки до вимірювання.

Після успішного проходження оптичного контролю користувач може запустити сеанс моніторингу. У цьому режимі в інтерфейсі відображається графік електрокардіографічного сигналу, який оновлюється в реальному часі. Одночасно система виводить числові параметри: частоту серцевих скорочень, RR-інтервали, статус ритму та оцінку якості сигналу.

Приклад головного вікна моніторингу ЕКГ наведено на рисунку 3.5.



Рис.3.6 — Головне вікно моніторингу ЕКГ-сигналу

Графічне відображення ЕКГ-сигналу є центральним елементом інтерфейсу, оскільки саме воно дозволяє користувачу візуально спостерігати за зміною сигналу. Графік має оновлюватися без переривання роботи програми та не блокувати інші елементи інтерфейсу. Це забезпечує зручність роботи з системою під час активного сеансу моніторингу.

Панель параметрів ритму використовується для швидкого перегляду результатів обробки ЕКГ. У ній відображаються поточна частота серцевих скорочень, середнє значення RR-інтервалу, статус ритму та повідомлення про

можливі відхилення. Якщо система виявляє підвищену або знижену ЧСС, нерегулярність ритму чи низьку якість сигналу, відповідне повідомлення виводиться в інтерфейсі.

Окремим елементом інтерфейсу є журнал подій. Він призначений для фіксації основних дій користувача та повідомлень системи. У журналі можуть зберігатися записи про запуск програми, результати оптичного контролю, початок і завершення моніторингу, виявлені відхилення, помилки розташування електродів та збереження результатів.

Приклад структури журналу подій наведено в таблиці 3.7.

Таблиця 3.7 — Приклад записів журналу подій

Час	Подія	Опис
10:15	Оптичний контроль	Усі електроди встановлено правильно
10:16	Запуск моніторингу	Розпочато реєстрацію ЕКГ-сигналу
10:17	Аналіз ритму	ЧСС у межах програмної норми
10:18	Попередження	Виявлено зниження якості сигналу
10:20	Завершення сеансу	Результати моніторингу збережено

Журнал подій підвищує інформативність системи, оскільки дозволяє не лише переглядати поточні показники, а й відстежувати послідовність подій під час роботи програми. Це є корисним для аналізу роботи системи після завершення сеансу.

Після завершення моніторингу користувач може зберегти результати. У підсумку сеансу доцільно відображати основні параметри: тривалість моніторингу, середню ЧСС, мінімальну та максимальну ЧСС, статус ритму, якість сигналу, результат оптичного контролю та список сформованих попереджень. Такі дані можуть бути представлені у вигляді короткого звіту.

Приклад підсумкового звіту сеансу моніторингу наведено на рисунку 3.7.

esg_report_20260607_130835: Блокнот

Файл Редагування Формат Вигляд Довідка

ЗВІТ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ КАРДІОЛОГІЧНОГО МОНІТОРИНГУ

Дата і час: 2026-06-07 13:08:38

Профіль пацієнта:

Дорослий чоловік | Чоловіча | 35 років | зріст 178.0 см | маса 82.0 кг | грудна клітка 38.0 см

Оптичний контроль електродів:

Електроди підтверджено. Моніторинг дозволено.

Якість розміщення: 92/100

Дозвіл на моніторинг: allowed

Помилкові електроди: V6

ЕКГ-сигнал:

Джерело: Синтетичний сигнал: нормальний ритм

Якість сигналу: Висока

Попередній аналіз ритму:

Середня ЧСС: 72

Мінімальна ЧСС: 70

Максимальна ЧСС: 76

Регулярність: регулярний

Висновок: Параметри ритму перебувають у межах програмної моделі.

Примітка: результат не є медичним діагнозом.

Рис.3.7 — Підсумковий звіт сеансу кардіологічного моніторингу

Розроблений інтерфейс побудований таким чином, щоб основний сценарій роботи користувача був послідовним і зрозумілим. Спочатку виконується підготовка та перевірка електродів, потім запускається моніторинг, після чого користувач отримує результати аналізу та може зберегти їх. Така структура відповідає логіці роботи автоматизованої системи кардіологічного моніторингу та дозволяє поєднати оптичний контроль, обробку ЕКГ-сигналу й формування результатів в одному програмному середовищі.

Інтерфейс не перевантажується зайвими функціями, що не пов'язані безпосередньо з основною задачею дипломної роботи. Основний акцент зроблено на перевірці розташування електродів, відображенні ЕКГ, аналізі серцевого ритму та збереженні результатів. Це дозволяє зробити програму більш зручною для демонстрації та краще пов'язати її з проєктною частиною роботи.

3.4. Тестування програмного прототипу системи

Для перевірки працездатності програмного прототипу автоматизованої системи кардіологічного моніторингу було сформовано набір типових сценаріїв, які відповідають основним режимам роботи системи. Метою тестування є перевірка коректності оптичного контролю електродів, відображення ЕКГ-сигналу, визначення параметрів серцевого ритму, формування повідомлень користувачу та збереження результатів моніторингу.

Під час тестування перевірялися такі сценарії: правильне розташування всіх електродів V1–V6, зміщення одного або кількох електродів відносно еталонної схеми, відсутність електрода на зображенні, запуск моніторингу після успішної перевірки, відображення ЕКГ-сигналу, визначення R-піків і розрахунок RR-інтервалів, формування повідомлень про відхилення та збереження підсумку сеансу.

Результати перевірки основних сценаріїв роботи програмного прототипу наведено в таблиці 3.8.

Таблиця 3.8 — Результати тестування програмного прототипу

Сценарій перевірки	Вхідні умови	Очікуваний результат	Висновок
Правильне розташування електродів	Усі маркери V1–V6 знаходяться в допустимих зонах	Система підтверджує правильність розташування та дозволяє запуск моніторингу	Сценарій виконано коректно
Зміщення одного електрода	Один із маркерів виходить за межі допустимої області	Система формує повідомлення про необхідність коригування положення електрода	Сценарій виконано коректно
Відсутність електрода на зображенні	Один із маркерів V1–V6 не виявлений	Система блокує запуск моніторингу та повідомляє про невиявлений електрод	Сценарій виконано коректно
Запуск моніторингу після перевірки	Усі електроди мають статус підтверджених	Активується режим відображення ЕКГ-сигналу та розрахунку параметрів ритму	Сценарій виконано коректно
Збереження результатів сеансу	Моніторинг завершено, параметри ритму розраховано	Формується підсумок сеансу та зберігається журнал подій	Сценарій виконано коректно

Отримані результати свідчать, що програмний прототип виконує основні функції, визначені в завданні дипломної роботи: контролює положення електродів, відображає ЕКГ-сигнал, обчислює основні параметри серцевого ритму, формує попередження та зберігає результати сеансу моніторингу.

Оскільки система є прототипною, тестування має демонстраційний характер і спрямоване на перевірку логіки роботи алгоритмів. Для використання системи як медичного виробу необхідні додаткові апаратні випробування, валідація на реальних клінічних даних та перевірка відповідності вимогам профільних стандартів.

ВИСНОВКИ

У дипломній роботі було розроблено автоматизовану систему кардіологічного моніторингу, призначену для контролю правильності розташування електродів, відображення електрокардіографічного сигналу, попереднього аналізу серцевого ритму та збереження результатів сеансу моніторингу.

У першому розділі було проведено аналітичний огляд предметної області. Розглянуто анатомо-фізіологічні особливості серцево-судинної системи, механізми формування електрокардіографічного сигналу, засоби моніторингу ЕКГ, принципи зняття електрокардіограми та існуючі пристрої кардіологічного моніторингу. Встановлено, що якість ЕКГ-сигналу значною мірою залежить від правильності встановлення електродів, а більшість сучасних систем орієнтована переважно на аналіз уже зареєстрованого сигналу.

У другому розділі було виконано проектування автоматизованої системи кардіологічного моніторингу. Визначено загальну структуру системи, її основні функціональні модулі та послідовність роботи. Окрему увагу приділено оптичному контролю правильності розташування електродів V1–V6. Запропоновано підхід, за якого система визначає положення електродів на зображенні, порівнює їх із еталонною схемою та формує повідомлення про правильність або помилки розташування.

У межах проектування також розглянуто структуру оптичного скануючого модуля, вибір його елементної бази, методи визначення координат електродів і принцип інтеграції оптичної підсистеми в загальну систему. Для забезпечення безпеки користувача розглянуто захисний контур, що передбачає обмеження струму, захист вхідних кіл та електричну ізоляцію користувача від потенційно небезпечних режимів роботи системи.

У третьому розділі було розроблено програмне забезпечення автоматизованої системи. Реалізовано програмну логіку оптичного контролю електродів, відображення ЕКГ-сигналу, визначення R-піків, обчислення RR-

інтервалів, розрахунок частоти серцевих скорочень та попереднє виявлення відхилень серцевого ритму. Програмний прототип також забезпечує формування повідомлень для користувача, блокування запуску моніторингу у разі неправильного розташування електродів та збереження результатів сеансу.

Розроблений користувацький інтерфейс дозволяє виконувати основний сценарій роботи системи: вибір профілю користувача, перевірку розташування електродів, запуск моніторингу, перегляд ЕКГ-сигналу, аналіз параметрів ритму та збереження результатів. Інтерфейс побудований таким чином, щоб користувач міг швидко оцінити стан електродів, якість сигналу та результати попереднього аналізу.

Працездатність програмного прототипу підтверджено тестуванням основних сценаріїв роботи системи. Перевірка показала, що запропонована структура забезпечує послідовний контроль електродів, запуск моніторингу після успішної перевірки, обробку ЕКГ-сигналу та формування підсумкових результатів.

Результатом виконання дипломної роботи є програмний прототип автоматизованої системи кардіологічного моніторингу, що поєднує оптичний контроль правильності розташування електродів, відображення електрокардіографічного сигналу, попередній аналіз серцевого ритму та формування результатів моніторингу. Запропоноване рішення може бути використане як основа для подальшого вдосконалення систем персонального або навчального кардіологічного моніторингу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.

1. 19.1 Heart Anatomy // Anatomy and Physiology 2e / OpenStax. — Houston : Rice University, 2019.
2. Rehman I. Anatomy, Thorax, Heart / I. Rehman, A. Rehman // StatPearls. — Treasure Island : StatPearls Publishing, 2024.
3. Chaudhry R. Physiology, Cardiovascular / R. Chaudhry, J. H. Miao, A. Rehman // StatPearls. — Treasure Island : StatPearls Publishing, 2024.
4. Oberman R. Physiology, Cardiac / R. Oberman, A. Bhardwaj // StatPearls. — Treasure Island : StatPearls Publishing, 2024.
5. Основи електрокардіографії : навч. посіб. для лікарів-слухачів закладів післядипломної освіти / за ред. О. Й. Жарінова, В. О. Куця. — 4-те вид., перероб. і допов. — Київ : Четверта хвиля, 2020. — 248 с.
6. Швед М. І. Основи практичної електрокардіографії : навч. посіб. / М. І. Швед, М. В. Гребеник. — Тернопіль : Укрмедкнига, 2000. — 128 с.
7. Провідна система серця // Фармацевтична енциклопедія. — Київ.
8. Kashou A. H. Physiology, Sinoatrial Node / A. H. Kashou, H. Basit, L. Chhabra // StatPearls. — Treasure Island : StatPearls Publishing, 2024.
9. Heaton J. Atrioventricular Node / J. Heaton, S. Yandrapalli // StatPearls. — Treasure Island : StatPearls Publishing, 2024.
10. Patra C. Physiology, Bundle of His / C. Patra [et al.] // StatPearls. — Treasure Island : StatPearls Publishing, 2024.
11. Sattar Y. Electrocardiogram / Y. Sattar, L. Chhabra // StatPearls. — Treasure Island : StatPearls Publishing, 2024.
12. Жарінов О. Й. Електрокардіографія для сімейного лікаря / О. Й. Жарінов, В. О. Куць. — Київ : Четверта хвиля, 2019. — 191 с.
13. Амбулаторне моніторування ЕКГ : сучасні технології, діагностичні можливості, показання. — Київ : Медицина світу, 2004.
14. Петров В. Ф. Еволюція діагностики в кардіології / В. Ф. Петров, О. В. Щур, Р. В. Яремкевич // Український медичний часопис. — 2023.

15. Kligfield P. Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. Part I: The Electrocardiogram and Its Technology / P. Kligfield [et al.] // *Circulation*. — 2007. — Vol. 115, No. 10. — P. 1306–1324.
16. Drew B. J. Practice Standards for Electrocardiographic Monitoring in Hospital Settings / B. J. Drew [et al.] // *Circulation*. — 2004. — Vol. 110. — P. 2721–2746.
17. Настанова 00051. Амбулаторне моніторування ЕКГ. — Міністерство охорони здоров'я України, 2017.
18. Sandau K. E. Update to Practice Standards for Electrocardiographic Monitoring in Hospital Settings / K. E. Sandau [et al.] // *Circulation*. — 2017. — Vol. 136, No. 19. — P. e273–e344.
19. Steinberg J. S. ISHNE-HRS Expert Consensus Statement on Ambulatory ECG and External Cardiac Monitoring/Telemetry / J. S. Steinberg [et al.] // *Heart Rhythm*. — 2017. — Vol. 14, No. 7. — P. e55–e96.
20. Allen J. Photoplethysmography and its Application in Clinical Physiological Measurement / J. Allen // *Physiological Measurement*. — 2007. — Vol. 28, No. 3. — P. R1–R39.
21. Zhang Z. TROIKA: A General Framework for Heart Rate Monitoring Using Wrist-Type Photoplethysmographic Signals During Intensive Physical Exercise / Z. Zhang, Z. Pi, B. Liu // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. — 2015. — Vol. 62, No. 2. — P. 522–531.
22. AliveCor. KardiaMobile 6L. User Manual. — Mountain View : AliveCor, 2023.
23. Apple Inc. Apple Watch User Guide: ECG App. — Cupertino : Apple Inc., 2024.
24. Samsung Electronics. Samsung Health Monitor Application User Guide. — Suwon : Samsung Electronics, 2024.
25. Коваленко О. В. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань : навч. посіб. / О. В. Коваленко. — Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2015.

26. Webster J. G. Medical Instrumentation: Application and Design / J. G. Webster. — Hoboken : John Wiley & Sons, 2010.
27. Carr J. J. Introduction to Biomedical Equipment Technology / J. J. Carr, J. M. Brown. — Upper Saddle River : Prentice Hall, 2001.
28. Philips IntelliVue Patient Monitor. Instructions for Use. — Amsterdam : Philips Healthcare, 2020.
29. GE HealthCare. CARESCAPE ONE Patient Monitor. Technical Documentation. — Chicago : GE HealthCare, 2023.
30. Mindray. BeneVision N1 Patient Monitor. Product Brochure. — Shenzhen : Mindray, 2023.
31. Polar Electro. Polar H10 Heart Rate Sensor User Manual. — Kempele : Polar Electro Oy, 2023.
32. IEC 60601-1:2005. Medical electrical equipment. Part 1: General requirements for basic safety and essential performance. — Geneva : International Electrotechnical Commission, 2005.
33. IEC 60601-2-25:2011. Medical electrical equipment. Part 2-25: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electrocardiographs. — Geneva : International Electrotechnical Commission, 2011.
34. IEC 60601-2-27:2011. Medical electrical equipment. Part 2-27: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electrocardiographic monitoring equipment. — Geneva : International Electrotechnical Commission, 2011.
35. Pan J. A Real-Time QRS Detection Algorithm / J. Pan, W. J. Tompkins // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. — 1985. — Vol. BME-32, No. 3. — P. 230–236.
36. Rangayyan R. M. Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach / R. M. Rangayyan. — Hoboken : Wiley-IEEE Press, 2002.
37. Python Software Foundation. Python 3 Documentation. — Wilmington : Python Software Foundation, 2024.

38. Riverbank Computing. PyQt6 Documentation. — Dorchester : Riverbank Computing Limited, 2024.

39. Hunter J. D. Matplotlib: A 2D Graphics Environment / J. D. Hunter // Computing in Science & Engineering. — 2007. — Vol. 9, No. 3. — P. 90–95.

40. Harris C. R. Array Programming with NumPy / C. R. Harris [et al.] // Nature. — 2020. — Vol. 585. — P. 357–362.

Додаток А

Структура програмного проєкту

```
ecg_home_monitoring/
|
|— main.py
|— assets/
|   |— torso.png
|   |— demo_markers_correct.png
|   |— demo_markers_errors.png
|
|— models/
|   |— patient_profile.py
|   |— placement_result.py
|
|— services/
|   |— anatomy_model.py
|   |— validation_service.py
|   |— ecg_generator.py
|   |— rhythm_analyzer.py
|   |— export_service.py
|
|— ui/
|   |— main_window.py
```

Запуск програмного прототипу

```
import sys

from PyQt6.QtWidgets import QApplication, QMessageBox

from services.app_path_service import AppPathService
from services.error_handler_service import ErrorHandlerService
from services.logging_service import setup_application_logging
from ui.main_window import ECGMonitoringMainWindow

def main():
    app = QApplication(sys.argv)
```

```

app_paths = AppPathService.create()
app_paths.ensure_directories()
logger = setup_application_logging(app_paths.logs_dir)
ErrorHandlerService(logger=logger).install()

try:
    window = ECGMonitoringMainWindow(app_paths=app_paths, logger=logger)
    window.show()
    sys.exit(app.exec())
except Exception as error:
    logger.exception("Критична помилка запуску застосунку.")
    QMessageBox.critical(None, "Критична помилка", f"Не вдалося запустити застосунок:\n{error}")
    raise

if __name__ == "__main__":
    main()

```

Формування профілю користувача

```

from __future__ import annotations

import logging

from PyQt6.QtCore import pyqtSignal
from PyQt6.QtWidgets import (
    QComboBox,
    QFormLayout,
    QFrame,
    QHBoxLayout,
    QLabel,
    QLineEdit,
    QMessageBox,
    QPushButton,
    QVBoxLayout,
    QWidget,
)

from models.patient_profile import PatientProfile
from services.profile_store import ProfileStore

class ProfileScreen(QWidget):
    simulation_requested = pyqtSignal(object)

    def __init__(self, profile_store: ProfileStore):
        super().__init__()

        self.profile_store = profile_store
        self.logger = logging.getLogger('ecg_app')
        self.current_profile_id = None
        self.is_loading_profile = False

        page_layout = QVBoxLayout()
        page_layout.setContentsMargins(28, 28, 28, 28)
        page_layout.setSpacing(18)

        title = QLabel("Вибір або створення профілю пацієнта")
        title.setObjectName("PageTitle")

        subtitle = QLabel(

```

```

        "Спочатку виберіть існуючий профіль або створіть новий. "
        "Після цього можна перейти до домашнього ЕКГ-моніторингу з
        контролем V1-V6."
    )
    subtitle.setObjectName("PageSubtitle")
    subtitle.setWordWrap(True)

    form_frame = QFrame()
    form_frame.setObjectName("Panel")
    form_layout_outer = QVBoxLayout()
    form_layout_outer.setSpacing(14)

    self.profile_combo = QComboBox()

self.profile_combo.currentIndexChanged.connect(self.load_selected_profile)

    self.profile_name_input = QLineEdit()
    self.profile_name_input.setPlaceholderText("Наприклад: Пациент 1")

    self.age_input = QLineEdit()
    self.age_input.setPlaceholderText("18-120")

    self.gender_input = QComboBox()
    self.gender_input.addItem("Оберіть стать", "Чоловіча", "Жіноча")

    self.height_input = QLineEdit()
    self.height_input.setPlaceholderText("50-250 см")

    self.weight_input = QLineEdit()
    self.weight_input.setPlaceholderText("40-300 кг")

    self.chest_width_input = QLineEdit()
    self.chest_width_input.setPlaceholderText("15-70 см")

    self.doctor_name_input = QLineEdit()
    self.doctor_name_input.setPlaceholderText("Необов'язково")

    self.doctor_phone_input = QLineEdit()
    self.doctor_phone_input.setPlaceholderText("Необов'язково")

    self.emergency_contact_name_input = QLineEdit()
    self.emergency_contact_name_input.setPlaceholderText("Необов'язково")

    self.emergency_contact_phone_input = QLineEdit()

self.emergency_contact_phone_input.setPlaceholderText("Необов'язково")

    form_layout = QFormLayout()
    form_layout.setHorizontalSpacing(14)
    form_layout.setVerticalSpacing(10)

    form_layout.addRow("Збережений профіль:", self.profile_combo)
    form_layout.addRow("Назва профілю:", self.profile_name_input)
    form_layout.addRow("Вік:", self.age_input)
    form_layout.addRow("Стать:", self.gender_input)
    form_layout.addRow("Зріст:", self.height_input)
    form_layout.addRow("Маса тіла:", self.weight_input)
    form_layout.addRow("Ширина грудної клітки:", self.chest_width_input)
    form_layout.addRow("Лікар:", self.doctor_name_input)
    form_layout.addRow("Телефон лікаря:", self.doctor_phone_input)
    form_layout.addRow("Контактна особа:",
self.emergency_contact_name_input)
    form_layout.addRow("Телефон контактної особи:",

```

```

self.emergency_contact_phone_input)

    button_layout = QHBoxLayout()
    button_layout.setSpacing(8)

    self.new_profile_button = QPushButton("Новий профіль")
    self.save_profile_button = QPushButton("Зберегти")
    self.delete_profile_button = QPushButton("Видалити")
    self.go_to_simulation_button = QPushButton("Перейти до моніторингу")

    self.new_profile_button.clicked.connect(self.new_profile)
    self.save_profile_button.clicked.connect(self.save_profile)
    self.delete_profile_button.clicked.connect(self.delete_profile)
    self.go_to_simulation_button.clicked.connect(self.go_to_simulation)

    button_layout.addWidget(self.new_profile_button)
    button_layout.addWidget(self.save_profile_button)
    button_layout.addWidget(self.delete_profile_button)
    button_layout.addStretch()
    button_layout.addWidget(self.go_to_simulation_button)

    self.profile_summary_label = QLabel("Профіль пацієнта ще не  
вибрано.")
    self.profile_summary_label.setObjectName("ProfileSummary")
    self.profile_summary_label.setWordWrap(True)

    form_layout_outer.addLayout(form_layout)
    form_layout_outer.addLayout(button_layout)
    form_layout_outer.addWidget(self.profile_summary_label)

    form_frame.setLayout(form_layout_outer)

    page_layout.addWidget(title)
    page_layout.addWidget(subtitle)
    page_layout.addWidget(form_frame)
    page_layout.addStretch()

    self.setLayout(page_layout)

    self.reload_profiles()

def reload_profiles(self, selected_profile_id: str | None = None):
    self.is_loading_profile = True
    self.profile_combo.clear()

    profiles = self.profile_store.load_profiles()

    for profile in profiles:
        self.profile_combo.addItem(profile.name, profile.id)

    if selected_profile_id:
        for index in range(self.profile_combo.count()):
            if self.profile_combo.itemData(index) == selected_profile_id:
                self.profile_combo.setCurrentIndex(index)
                break

    self.is_loading_profile = False

    if self.profile_combo.count() > 0:
        self.load_selected_profile()

def load_selected_profile(self):
    if self.is_loading_profile:

```

```

        return

    profile_id = self.profile_combo.currentData()

    if not profile_id:
        return

    profile = self.profile_store.get_profile(profile_id)

    if profile is None:
        return

    self.current_profile_id = profile.id

    self.profile_name_input.setText(profile.name)
    self.age_input.setText(str(profile.age))
    self.gender_input.setCurrentText(profile.gender)
    self.height_input.setText(str(profile.height))
    self.weight_input.setText(str(profile.weight))
    self.chest_width_input.setText(str(profile.chest_width))
    self.doctor_name_input.setText(profile.doctor_name)
    self.doctor_phone_input.setText(profile.doctor_phone)

    self.emergency_contact_name_input.setText(profile.emergency_contact_name)
    self.emergency_contact_phone_input.setText(profile.emergency_contact_phone)
    self.profile_summary_label.setText(profile.to_summary_text())

    def new_profile(self):
        self.current_profile_id = None
        self.profile_name_input.clear()
        self.age_input.clear()
        self.gender_input.setCurrentIndex(0)
        self.height_input.clear()
        self.weight_input.clear()
        self.chest_width_input.clear()
        self.doctor_name_input.clear()
        self.doctor_phone_input.clear()
        self.emergency_contact_name_input.clear()
        self.emergency_contact_phone_input.clear()
        self.profile_summary_label.setText("Створіть новий профіль  
пацієнта.")

    def save_profile(self):
        profile = self.read_profile_from_form()

        if profile is None:
            return

        self.profile_store.upsert_profile(profile)
        self.current_profile_id = profile.id

        self.reload_profiles(selected_profile_id=profile.id)

        self.logger.info("Профіль збережено: %s", profile.name)

        QMessageBox.information(
            self,
            "Профіль збережено",
            "Профіль пацієнта успішно збережено.",
        )

    def delete_profile(self):

```

```

        profile_id = self.current_profile_id or
self.profile_combo.currentData()

        if not profile_id:
            return

        reply = QMessageBox.question(
            self,
            "Видалення профілю",
            "Видалити вибраний профіль пацієнта?",
        )

        if reply != QMessageBox.StandardButton.Yes:
            return

        self.logger.info('Профіль видалено: %s', profile_id)
        self.profile_store.delete_profile(profile_id)
        self.current_profile_id = None
        self.reload_profiles()

    def go_to_simulation(self):
        profile = self.read_profile_from_form()

        if profile is None:
            return

        self.profile_store.upsert_profile(profile)
        self.current_profile_id = profile.id
        self.profile_summary_label.setText(profile.to_summary_text())
        self.reload_profiles(selected_profile_id=profile.id)

        self.logger.info('Запит переходу до симуляції для профілю: %s',
profile.name)
        self.simulation_requested.emit(profile)

    def read_profile_from_form(self) -> PatientProfile | None:
        errors = []

        name = self.profile_name_input.text().strip()
        age = self.parse_int(self.age_input.text())
        gender = self.gender_input.currentText()
        height = self.parse_float(self.height_input.text())
        weight = self.parse_float(self.weight_input.text())
        chest_width = self.parse_float(self.chest_width_input.text())
        doctor_name = self.doctor_name_input.text().strip()
        doctor_phone = self.doctor_phone_input.text().strip()
        emergency_contact_name =
self.emergency_contact_name_input.text().strip()
        emergency_contact_phone =
self.emergency_contact_phone_input.text().strip()

        if not name:
            errors.append("Назва профілю не може бути порожньою.")

        if age is None or not (18 <= age <= 120):
            errors.append("Вік має бути в межах від 18 до 120 років.")

        if gender not in ["Чоловіча", "Жіноча"]:
            errors.append("Потрібно вибрати стать: чоловіча або жіноча.")

        if height is None or not (50 <= height <= 250):
            errors.append("Зріст має бути в межах від 50 до 250 см.")

```

```

    if weight is None or not (40 <= weight <= 300):
        errors.append("Маса тіла має бути в межах від 40 до 300 кг.")

    if chest_width is None or not (15 <= chest_width <= 70):
        errors.append("Ширина грудної клітки має бути в межах від 15 до 70 см.")

    if errors:
        QMessageBox.warning(
            self,
            "Помилка заповнення форми",
            "\n".join(errors),
        )
        return None

    if not self.current_profile_id:
        return PatientProfile.create(
            name=name,
            age=age,
            gender=gender,
            height=height,
            weight=weight,
            chest_width=chest_width,
            doctor_name=doctor_name,
            doctor_phone=doctor_phone,
            emergency_contact_name=emergency_contact_name,
            emergency_contact_phone=emergency_contact_phone,
        )

    return PatientProfile(
        id=self.current_profile_id,
        name=name,
        age=age,
        gender=gender,
        height=height,
        weight=weight,
        chest_width=chest_width,
        doctor_name=doctor_name,
        doctor_phone=doctor_phone,
        emergency_contact_name=emergency_contact_name,
        emergency_contact_phone=emergency_contact_phone,
    )

    @staticmethod
    def parse_int(value: str) -> int | None:
        try:
            return int(value.strip())
        except ValueError:
            return None

    @staticmethod
    def parse_float(value: str) -> float | None:
        try:
            return float(value.strip().replace(",", "."))
        except ValueError:
            return None

```

Алгоритм перевірки правильності розташування електродів

```

from __future__ import annotations
import math

```

```

from models.electrode import ElectrodeEvaluation
from models.geometry import NormalizedPoint
from models.placement_result import PlacementResult
from services.anatomy_model import AnatomyCoordinateModel,
ElectrodePlacementRule

class ValidationService:
    def validate(
        self,
        user_points: dict[str, NormalizedPoint],
        anatomy_model: AnatomyCoordinateModel,
        image_width_px: int,
        image_height_px: int,
        mode: str,
    ) -> PlacementResult:
        evaluations = {}

        for label in anatomy_model.ELECTRODE_ORDER:
            evaluations[label] = self.evaluate_electrode(
                label=label,
                user_point=user_points[label],
                anatomy_model=anatomy_model,
                image_width_px=image_width_px,
                image_height_px=image_height_px,
            )

        average_error_px = sum(
            item.distance_px for item in evaluations.values()
        ) / len(evaluations)

        total_score = round(
            sum(item.score for item in evaluations.values()) /
            len(evaluations)
        )

        return PlacementResult(
            mode=mode,
            score=total_score,
            average_error_px=average_error_px,
            electrodes=evaluations,
        )

    def evaluate_electrode(
        self,
        label: str,
        user_point: NormalizedPoint,
        anatomy_model: AnatomyCoordinateModel,
        image_width_px: int,
        image_height_px: int,
    ) -> ElectrodeEvaluation:
        rules = anatomy_model.get_placement_rules()
        rule = rules[label]

        reference_point = anatomy_model.resolve_rule_point(rule)
        rendered_reference_point =
anatomy_model.deform_point(reference_point)

        pixels_per_cm = anatomy_model.estimate_pixels_per_cm(image_width_px)

        dx_norm = user_point.x - reference_point.x
        dy_norm = user_point.y - reference_point.y

```

```

dx_px = dx_norm * image_width_px
dy_px = dy_norm * image_height_px

distance_px = math.sqrt(dx_px ** 2 + dy_px ** 2)
distance_cm = distance_px / pixels_per_cm if pixels_per_cm > 0 else
0.0

tolerance_radius_px = rule.tolerance_radius_cm * pixels_per_cm

if tolerance_radius_px > 0:
    normalized_error = distance_px / tolerance_radius_px
else:
    normalized_error = 999.0

status = "OK" if normalized_error <= 1.0 else "ERROR"
score = self.calculate_score(normalized_error)

explanation = self.build_explanation(
    label=label,
    status=status,
    distance_cm=distance_cm,
    dx_px=dx_px,
    dy_px=dy_px,
    pixels_per_cm=pixels_per_cm,
    rule=rule,
)

return ElectrodeEvaluation(
    label=label,
    status=status,
    distance_cm=distance_cm,
    distance_px=distance_px,
    normalized_error=normalized_error,
    score=score,
    dx_norm=dx_norm,
    dy_norm=dy_norm,
    user_point=user_point,
    reference_point=reference_point,
    rendered_reference_point=rendered_reference_point,
    tolerance_radius_cm=rule.tolerance_radius_cm,
    explanation=explanation,
)

@staticmethod
def calculate_score(normalized_error: float) -> float:
    if normalized_error <= 1.0:
        return max(0.0, 100.0 - 20.0 * normalized_error)

    return max(0.0, 80.0 - 80.0 * (normalized_error - 1.0))

@staticmethod
def build_explanation(
    label: str,
    status: str,
    distance_cm: float,
    dx_px: float,
    dy_px: float,
    pixels_per_cm: float,
    rule: ElectrodePlacementRule,
) -> str:
    if pixels_per_cm <= 0:
        pixels_per_cm = 1.0

```

```

offset_x_cm = abs(dx_px) / pixels_per_cm
offset_y_cm = abs(dy_px) / pixels_per_cm

recommended_moves = []

if abs(dx_px) > 3:
    if dx_px > 0:
        recommended_moves.append(f"{offset_x_cm:.1f} см ліворуч")
    else:
        recommended_moves.append(f"{offset_x_cm:.1f} см праворуч")

if abs(dy_px) > 3:
    if dy_px > 0:
        recommended_moves.append(f"{offset_y_cm:.1f} см вгору")
    else:
        recommended_moves.append(f"{offset_y_cm:.1f} см вниз")

recommended_text = (
    ", ".join(recommended_moves)
    if recommended_moves
    else "незначно змістити до цільової зони"
)

if status == "OK":
    return (
        f"{label}: електрод розміщено в допустимій анатомічній зоні. "
        f"Правило: {rule.anatomical_description}. "
        f"Відхилення від центра зони: {distance_cm:.1f} см."
    )

outside_zone_cm = max(0.0, distance_cm - rule.tolerance_radius_cm)

return (
    f"Чому помилка? {label} розміщено поза допустимою анатомічною зоною. "
    f"Правило: {rule.anatomical_description}. "
    f"Відхилення від центра зони: {distance_cm:.1f} см. "
    f"Перевищення допустимої зони приблизно на {outside_zone_cm:.1f} см. "
    f"Рекомендоване зміщення: {recommended_text}."
)

```

Розрахунок ЧСС та оцінка ритму

```

from __future__ import annotations

from dataclasses import dataclass, field

@dataclass(frozen=True)
class RPeak:
    time_sec: float
    amplitude: float
    sample_index: int

    def to_dict(self) -> dict:
        return {
            "time_sec": self.time_sec,
            "amplitude": self.amplitude,
            "sample_index": self.sample_index,

```

```

    }

@dataclass(frozen=True)
class RhythmDeviation:
    deviation_type: str
    severity: str
    message: str
    recommendation: str

    def to_dict(self) -> dict:
        return {
            "deviation_type": self.deviation_type,
            "severity": self.severity,
            "message": self.message,
            "recommendation": self.recommendation,
        }

@dataclass(frozen=True)
class RhythmAnalysisResult:
    heart_rate_avg: int | None
    heart_rate_min: int | None
    heart_rate_max: int | None
    rr_intervals: list[float] = field(default_factory=list)
    rr_variability: float | None = None
    r_peaks: list[RPeak] = field(default_factory=list)
    rhythm_regularity_label: str = "не визначено"
    rhythm_quality_label: str = "непридатний"
    deviations: list[RhythmDeviation] = field(default_factory=list)
    final_summary: str = ""
    analysis_valid: bool = False

    def deviation_labels(self) -> list[str]:
        return [
            deviation.deviation_type
            for deviation in self.deviations
            if deviation.deviation_type != "норма"
        ]

    def to_dict(self) -> dict:
        return {
            "heart_rate_avg": self.heart_rate_avg,
            "heart_rate_min": self.heart_rate_min,
            "heart_rate_max": self.heart_rate_max,
            "rr_intervals": self.rr_intervals,
            "rr_variability": self.rr_variability,
            "r_peaks": [peak.to_dict() for peak in self.r_peaks],
            "rhythm_regularity_label": self.rhythm_regularity_label,
            "rhythm_quality_label": self.rhythm_quality_label,
            "deviations": [deviation.to_dict() for deviation in
self.deviations],
            "final_summary": self.final_summary,
            "analysis_valid": self.analysis_valid,
        }

```

Модуль оптичного розпізнавання електродів

```

from __future__ import annotations

from collections import deque
from pathlib import Path

```

```

import numpy as np
from PIL import Image, ImageDraw

from models.electrode_colors import ELECTRODE_COLORS
from models.optical_marker import OpticalDetectionResult,
OpticalMarkerDetection

class OpticalMarkerDetectionService:
    """
    Оптичне розпізнавання кольорових маркерів електродів V1-V6.
    """

    def __init__(
        self,
        color_distance_threshold: float = 52.0,
        minimum_pixel_count: int = 25,
    ) -> None:
        self.color_distance_threshold = color_distance_threshold
        self.minimum_pixel_count = minimum_pixel_count

    def detect_from_path(self, image_path: str | Path) ->
OpticalDetectionResult:
        image = Image.open(image_path).convert("RGB")
        return self.detect_from_image(image)

    def detect_from_image(self, image: Image.Image) ->
OpticalDetectionResult:
        rgb_image = image.convert("RGB")
        image_array = np.asarray(rgb_image, dtype=np.float32)
        image_height, image_width = image_array.shape[:2]

        detections: dict[str, OpticalMarkerDetection] = {}
        missing: list[str] = []

        for electrode, color_hex in ELECTRODE_COLORS.items():
            target_rgb = np.array(self.hex_to_rgb(color_hex),
dtype=np.float32)
            distance = np.sqrt(np.sum((image_array - target_rgb) ** 2,
axis=2))
            mask = distance <= self.color_distance_threshold

            component = self._largest_component(mask)
            if component is None or component["pixel_count"] <
self.minimum_pixel_count:
                missing.append(electrode)
                detections[electrode] = OpticalMarkerDetection(
                    electrode=electrode,
                    detected=False,
                    center_x=None,
                    center_y=None,
                    normalized_x=None,
                    normalized_y=None,
                    confidence=0.0,
                    color_hex=color_hex,
                    message=f"Маркер {electrode} не знайдено або його площа
недостатня.",
                )
                continue

            center_x = component["center_x"]
            center_y = component["center_y"]

```

```

width_span = max(1.0, component["max_x"] - component["min_x"] +
1.0)
height_span = max(1.0, component["max_y"] - component["min_y"] +
1.0)

bounding_area = width_span * height_span
compactness = min(1.0, component["pixel_count"] / bounding_area)
area_score = min(1.0, component["pixel_count"] / 650.0)
shape_balance = min(width_span, height_span) / max(width_span,
height_span)
confidence = round(float((0.52 * compactness + 0.28 * area_score
+ 0.20 * shape_balance) * 100.0), 1)

detections[electrode] = OpticalMarkerDetection(
    electrode=electrode,
    detected=True,
    center_x=float(center_x),
    center_y=float(center_y),
    normalized_x=float(center_x / image_width),
    normalized_y=float(center_y / image_height),
    confidence=confidence,
    color_hex=color_hex,
    message=f"Маркер {electrode} знайдено. Довіра:
{confidence:.1f}%.",
)

detected_count = len(ELECTRODE_COLORS) - len(missing)
average_confidence = self.calculate_average_confidence(detections)
completeness_score = int(round(100 * detected_count /
len(ELECTRODE_COLORS)))
detection_quality_score = int(round(0.62 * completeness_score + 0.38
* average_confidence))
success = not missing

if success:
    summary = "Усі кольорові маркери V1-V6 знайдено. Можна виконати
координатну перевірку."
    elif detected_count > 0:
        summary = "Автоматично знайдено частину маркерів. Відсутні
електроди: " + ", ".join(missing) + "."
    else:
        summary = "Не вдалося автоматично знайти кольорові маркери V1-V6.
Перевірте освітлення або використайте інше фото."

return OpticalDetectionResult(
    image_width=image_width,
    image_height=image_height,
    detections=detections,
    missing_electrodes=missing,
    detection_quality_score=detection_quality_score,
    detection_summary=summary,
    success=success,
)

def draw_overlay(self, image_path: str | Path, result:
OpticalDetectionResult, output_path: str | Path) -> Path:
    image = Image.open(image_path).convert("RGB")
    draw = ImageDraw.Draw(image)

    for electrode, detection in result.detections.items():
        if not detection.detected or detection.center_x is None or
detection.center_y is None:
            continue
        color = detection.color_hex

```

```

        x = detection.center_x
        y = detection.center_y
        radius = 18
        draw.ellipse((x - radius, y - radius, x + radius, y + radius),
outline=color, width=5)
        draw.text((x + radius + 4, y - radius), electrode, fill=color)

    output_path = Path(output_path)
    output_path.parent.mkdir(parents=True, exist_ok=True)
    image.save(output_path)
    return output_path

    @staticmethod
    def _largest_component(mask: np.ndarray) -> dict | None:
        height, width = mask.shape
        visited = np.zeros_like(mask, dtype=bool)
        best = None

        ys, xs = np.where(mask)
        for start_y, start_x in zip(ys, xs):
            if visited[start_y, start_x]:
                continue

            queue = deque([(int(start_y), int(start_x))])
            visited[start_y, start_x] = True
            pixel_count = 0
            sum_x = 0.0
            sum_y = 0.0
            min_x = max_x = int(start_x)
            min_y = max_y = int(start_y)

            while queue:
                y, x = queue.popleft()
                pixel_count += 1
                sum_x += x
                sum_y += y
                min_x = min(min_x, x)
                max_x = max(max_x, x)
                min_y = min(min_y, y)
                max_y = max(max_y, y)

                for ny, nx in ((y - 1, x), (y + 1, x), (y, x - 1), (y, x +
1))):
                    if 0 <= ny < height and 0 <= nx < width and mask[ny, nx]
and not visited[ny, nx]:
                        visited[ny, nx] = True
                        queue.append((ny, nx))

            component = {
                "pixel_count": pixel_count,
                "center_x": sum_x / pixel_count,
                "center_y": sum_y / pixel_count,
                "min_x": float(min_x),
                "max_x": float(max_x),
                "min_y": float(min_y),
                "max_y": float(max_y),
            }

            if best is None or component["pixel_count"] >
best["pixel_count"]:
                best = component

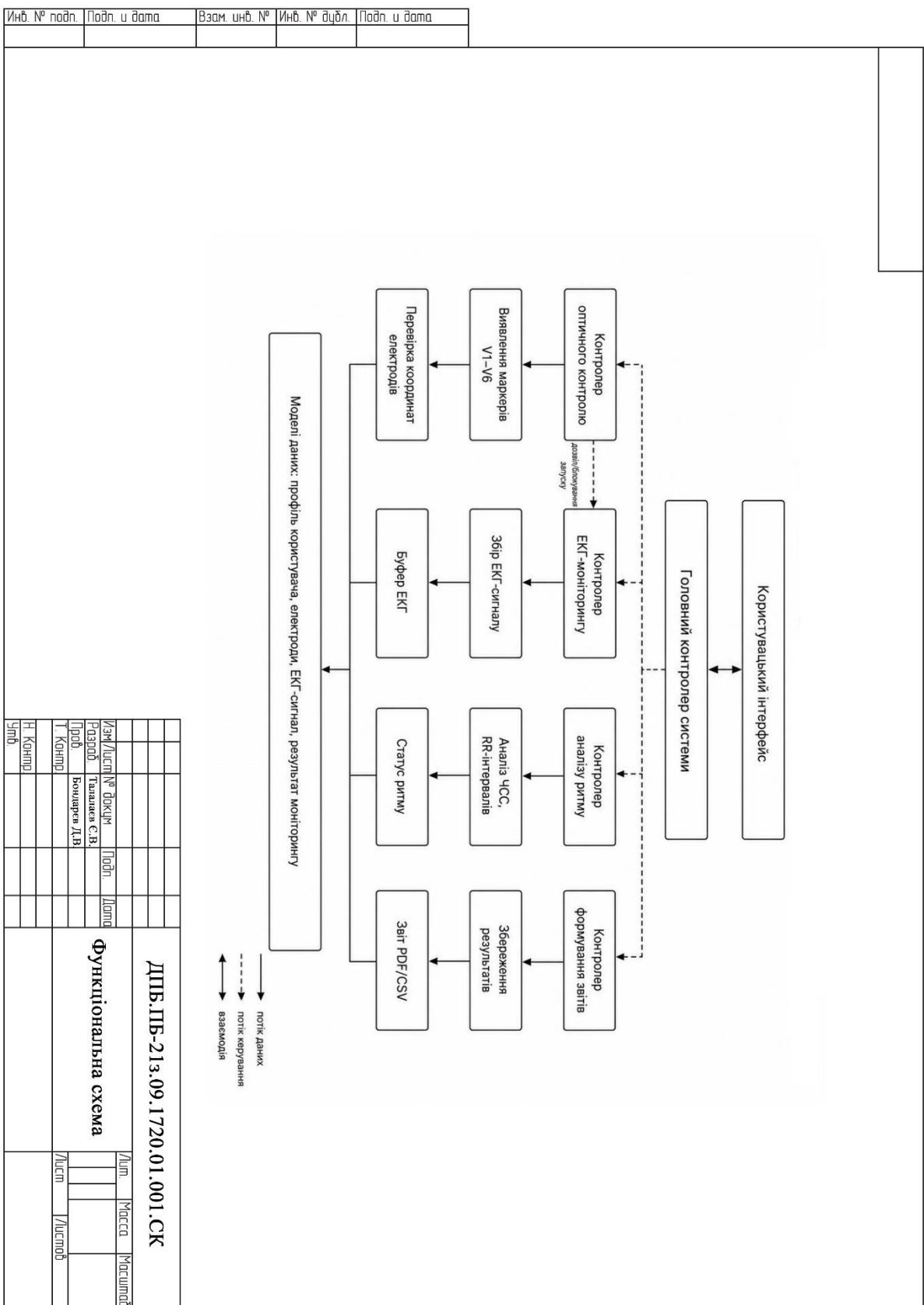
        return best

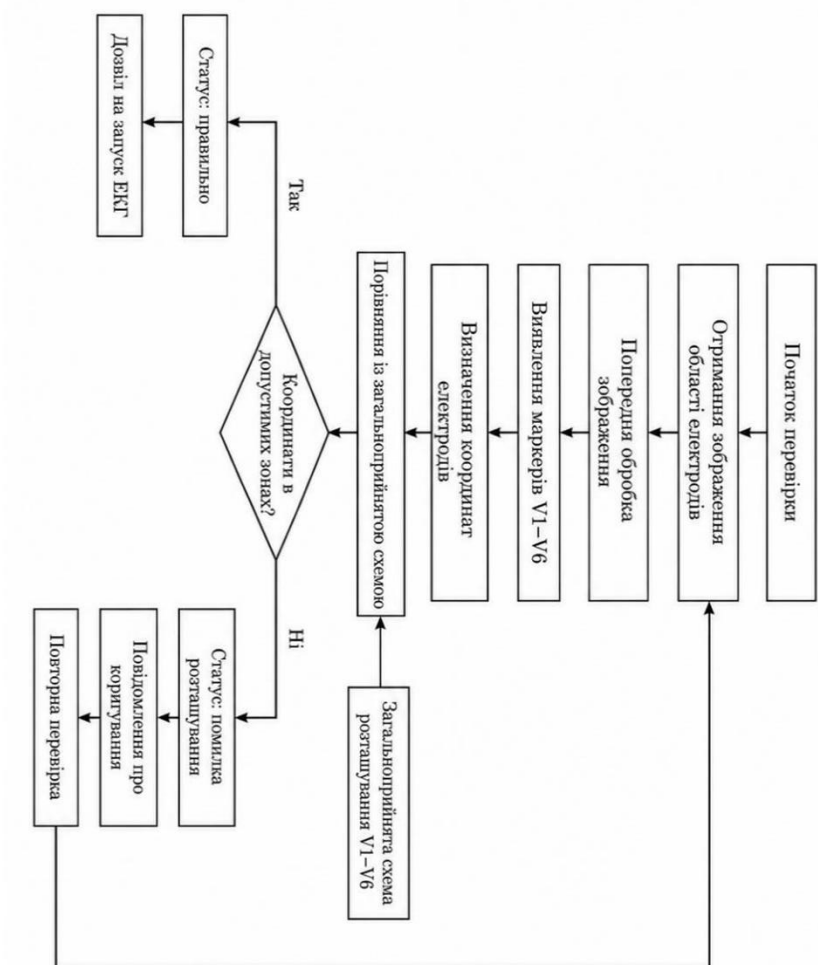
```

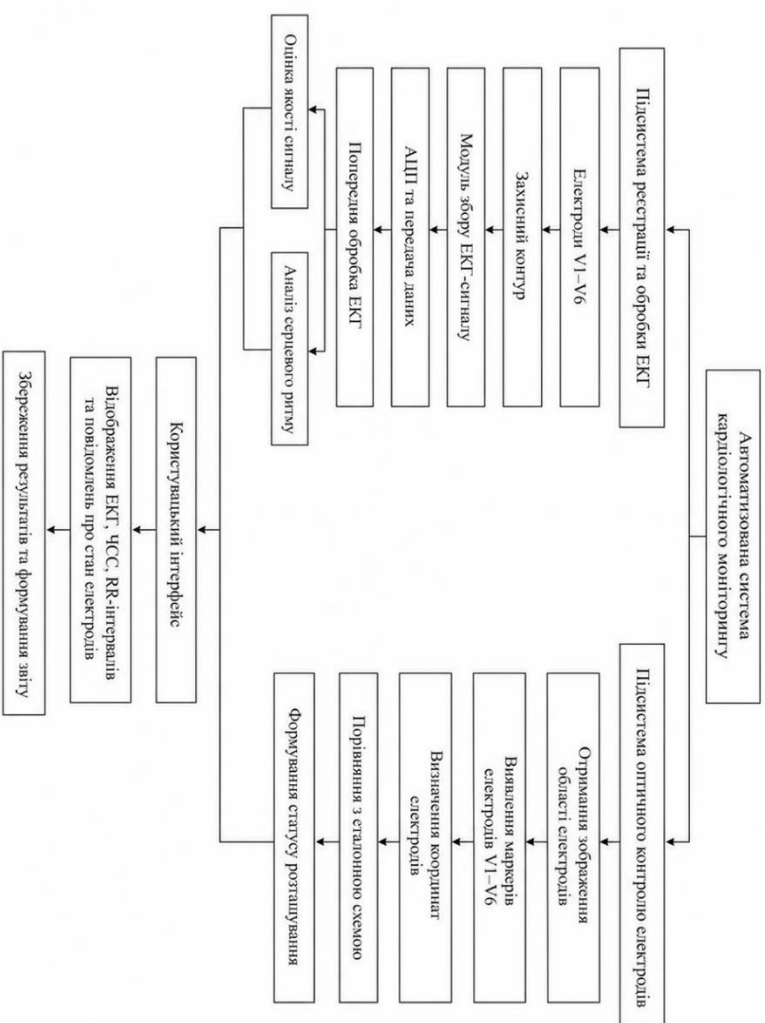
```
@staticmethod
def hex_to_rgb(color_hex: str) -> tuple[int, int, int]:
    normalized = color_hex.strip().lstrip("#")
    if len(normalized) != 6:
        return (0, 0, 0)
    return (
        int(normalized[0:2], 16),
        int(normalized[2:4], 16),
        int(normalized[4:6], 16),
    )

@staticmethod
def calculate_average_confidence(detections: dict[str,
OpticalMarkerDetection]) -> float:
    detected = [d.confidence for d in detections.values() if d.detected]
    if not detected:
        return 0.0
    return float(sum(detected) / len(detected))
```

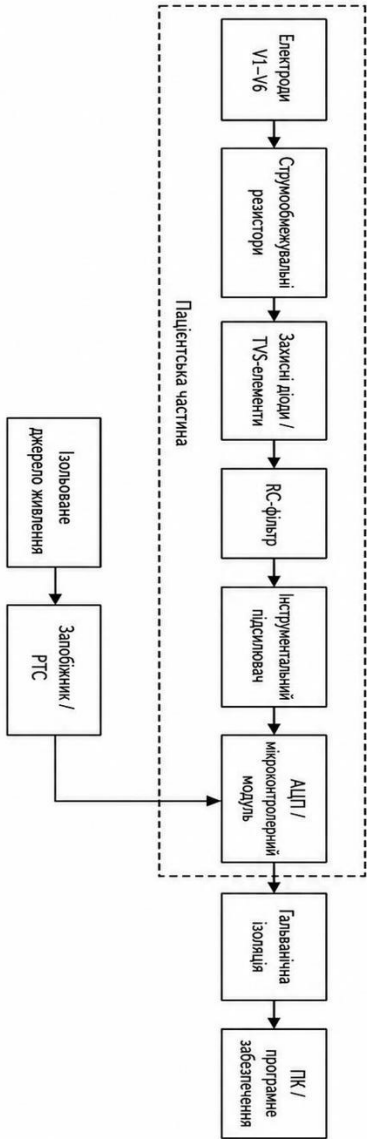
Додаток Б



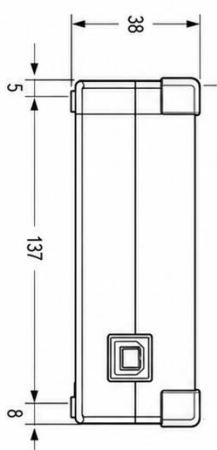
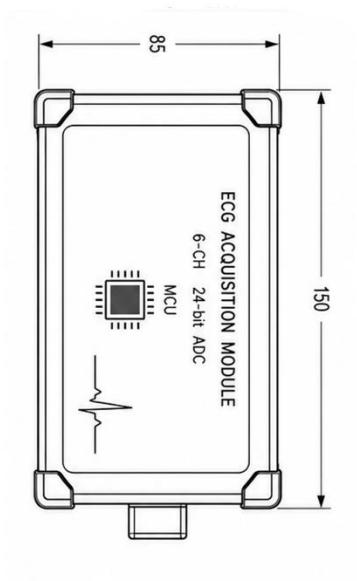
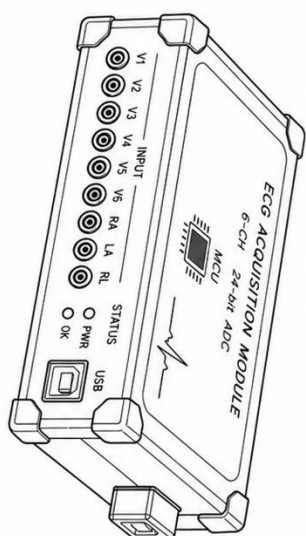
[illegible]

[illegible]

Інв. № подл.	Підп. і дата	Взам. інв. №	Інв. № дубл.	Підп. і дата



ДПБ ЛБ-213.09.1720.05.001.СК									
Структура захисного контуру									
Ізм./Лист	№ док.	Підп.	Дата	Лист	Маса	Масшоб			
Розроб	Галайчук Є.В.								
Проє	Бондарев Д.В.								
Т. Конпр									
Н. Конпр									
Умб									

[illegible]

Додаток В

Вибір або створення профілю пацієнта

Спочатку виберіть існуючий профіль або створіть новий. Після цього можна перейти до домашнього ЕКГ-моніторингу з контролем V1–V6.

Збережений профіль:

Дорослий чоловік

Назва профілю:

Дорослий чоловік

Вік:

35

Стать:

Чоловіча

Зріст:

178.0

Маса тіла:

82.0

Ширина грудної клітки:

38.0

Лікар:

Необов'язково

Телефон лікаря:

Необов'язково

Контактна особа:

Необов'язково

Телефон контактної особи:

Необов'язково

Новий профіль

Зберегти

Видалити

Перейти до моніторингу

Назва профілю: Дорослий чоловік

Вік: 35

Стать: Чоловіча

Зріст: 178.0 см

Маса тіла: 82.0 кг

Ширина грудної клітки: 38.0 см

Лікар: не вказано

Телефон лікаря: не вказано

Контактна особа: не вказано

Телефон контактної особи: не вказано

Вибір або створення профілю

Програмний прототип автоматизованої системи кардіологічного моніторингу

Пацієнт: Дорослий чоловік | Чоловіча | 35 років | зріст 178.0 см | маса 82.0 кг | грудна клітка 38.0 см

Оптичний контроль електродів

Електроди підтверджено. Моніторинг дозволено. Якість розпізнавання: 96/100.

Завантажити фотс

риклад: правильн

Приклад: помилка

зверити розташува

Результат оптичної перевірки маркерів V1–V6

Результати оптичної перевірки електродів

Якість розміщення: 92/100 | Моніторинг: дозволено

V1 — норма

V2 — норма

V3 — норма

V4 — норма

ЕКГ-моніторинг запущено. Режим: Нормальний ритм. Показники ЧСС і RR з'являться після накопичення кількох R-піків сигналу.

Тип тестового ЕКГ-сигналу: Нормальний ритм

очати моніторинг ЕК

Зупинити моніторин

Зберегти звіт

Змінити профіль

ЕКГ-сигнал у реальному часі

Джерело: Синтетичний сигнал: нормальний ритм; якість: Висока

Аналіз серцевого ритму

Показники розраховуються за R-піками ЕКГ-сигналу після запуску моніторингу.

Середня ЧСС: 71 уд/хв

Мінімальна ЧСС: 69 уд/хв

Максимальна ЧСС: 73 уд/хв

Виявлено R-піків: 5

Середній RR-інтервал: 0.844 с

Варіабельність RR: 0.014 с

Регулярність ритму: регулярний

Якість аналізу ритму: придатний для аналізу

Відхилення параметрів ритму:

норма — Відхилень параметрів ритму у межах програмної моделі не виявлено.

Висновок: Параметри ритму перебувають у межах програмної моделі.

Робота програми, нормальний ритм

Оптический контроль электродів

Електроди підтверджено. Моніторинг дозволено. Якість розпізнавання: 96/100.

Завантажити фото

приклад: правильн

Приклад: помилка

зверити розташува

Результат оптичної перевірки маркерів V1-V6

Результати оптичної перевірки електродів

Якість розміщення: 92/100 | Моніторинг: дозволено

V1 — норма

V2 — норма

V3 — норма

V4 — норма

ЕКГ-моніторинг запущено. Режим: Брадикардія. Показники ЧСС і RR з'являться після накопичення кількох R-піків сигналу.

Тип тестового ЕКГ-сигналу:

Брадикардія

очати моніторинг ЕК

Зупинити моніторинг

Зберегти звіт

Змінити профіль

ЕКГ-сигнал у реальному часі

Джерело: Синтетичний сигнал: брадикардія; якість: Висока

Аналіз серцевого ритму

Показники розраховуються за R-піками ЕКГ-сигналу після запуску моніторингу.

Середня ЧСС: 51 уд/хв

Мінімальна ЧСС: 51 уд/хв

Максимальна ЧСС: 52 уд/хв

Виявлено R-піків: 4

Середній RR-інтервал: 1.165 с

Варіабельність RR: 0.016 с

Регулярність ритму: регулярний

Якість аналізу ритму: придатний для аналізу

Відхилення параметрів ритму:

знижена ЧСС — Середня ЧСС становить 51 уд/хв, що нижче умовного порогу програмн

Висновок: У межах програмної моделі виявлено відхилення параметрів ритму: знижена

Робота програми, брадикардія

Програмний прототип автоматизованої системи кардіологічного моніторингу

Пациент: Дорослий чоловік | Чоловіча | 35 років | зріст 178.0 см | маса 82.0 кг | грудна клітка 38.0 см

Оптический контроль электродів

Електроди підтверджено. Моніторинг дозволено. Якість розпізнавання: 96/100.

Завантажити фото

приклад: правильн

Приклад: помилка

зверити розташува

Результат оптичної перевірки маркерів V1-V6

Результати оптичної перевірки електродів

Якість розміщення: 92/100 | Моніторинг: дозволено

V1 — норма

V2 — норма

V3 — норма

V4 — норма

ЕКГ-моніторинг запущено. Режим: Тахікардія. Показники ЧСС і RR з'являться після накопичення кількох R-піків сигналу.

Тип тестового ЕКГ-сигналу:

Тахікардія

очати моніторинг ЕК

Зупинити моніторинг

Зберегти звіт

Змінити профіль

ЕКГ-сигнал у реальному часі

Джерело: Синтетичний сигнал: тахікардія; якість: Висока

Аналіз серцевого ритму

Показники розраховуються за R-піками ЕКГ-сигналу після запуску моніторингу.

Середня ЧСС: 120 уд/хв

Мінімальна ЧСС: 115 уд/хв

Максимальна ЧСС: 125 уд/хв

Виявлено R-піків: 9

Середній RR-інтервал: 0.502 с

Варіабельність RR: 0.015 с

Регулярність ритму: регулярний

Якість аналізу ритму: придатний для аналізу

Відхилення параметрів ритму:

підвищена ЧСС — Середня ЧСС становить 120 уд/хв, що перевищує умовний поріг програмн

Висновок: У межах програмної моделі виявлено відхилення параметрів ритму:

Робота програми, тахікардія

Програмний прототип автоматизованої системи кардіологічного моніторингу

Пацієнт: Дорослий чоловік | Чоловіча | 35 років | зріст 178.0 см | маса 82.0 кг | грудна клітка 38.0 см

Оптичний контроль електродів

Електроди підтверджено. Моніторинг дозволено. Якість розпізнавання: 96/100.

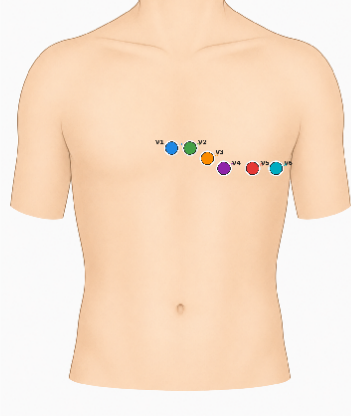
Завантажити фотс

риклад: правильн

Приклад: помилка

зверити розташува

Результат оптичної перевірки маркерів V1-V6



Результати оптичної перевірки електродів

Якість розміщення: 92/100 | Моніторинг: дозволено

V1 — норма

V2 — норма

V3 — норма

V4 — норма

ЕКГ-моніторинг запущено. Режим: Нерегулярний ритм. Показники ЧСС і RR з'являться після накопичення кількох R-піків сигналу.

Тип тестового ЕКГ-сигналу: Нерегулярний ритм

очати моніторинг ЕК

Зупинити моніторинг

Зберегти звіт

Змінити профіль

ЕКГ-сигнал у реальному часі



Аналіз серцевого ритму

Показники розраховуються за R-піками ЕКГ-сигналу після запуску моніторингу.

Середня ЧСС: 80 уд/хв

Мінімальна ЧСС: 67 уд/хв

Максимальна ЧСС: 91 уд/хв

Виявлено R-піків: 8

Середній RR-інтервал: 0.755 с

Варіабельність RR: 0.084 с

Регулярність ритму: помірно нерегулярний

Якість аналізу ритму: придатний для аналізу

Відхилення параметрів ритму:

нерегулярний ритм — Виявлено ознаки нерегулярності ритму: помірно нерегулярний.

Висновок: У межах програмної моделі виявлено відхилення параметрів ритму.

Робота програми, нерегулярний ритм

Програмний прототип автоматизованої системи кардіологічного моніторингу

Пацієнт: Дорослий чоловік | Чоловіча | 35 років | зріст 178.0 см | маса 82.0 кг | грудна клітка 38.0 см

Оптичний контроль електродів

Електроди підтверджено. Моніторинг дозволено. Якість розпізнавання: 96/100.

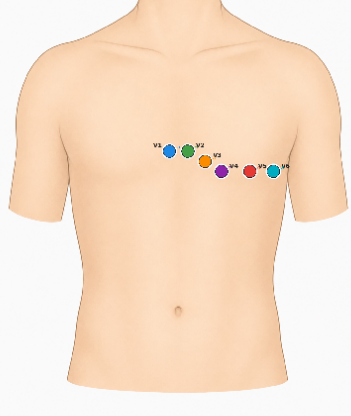
Завантажити фотс

риклад: правильн

Приклад: помилка

зверити розташува

Результат оптичної перевірки маркерів V1-V6



Результати оптичної перевірки електродів

Якість розміщення: 92/100 | Моніторинг: дозволено

V1 — норма

V2 — норма

V3 — норма

V4 — норма

ЕКГ-моніторинг запущено. Режим: Зашумлений сигнал. Показники ЧСС і RR з'являться після накопичення кількох R-піків сигналу.

Тип тестового ЕКГ-сигналу: Зашумлений сигнал

очати моніторинг ЕК

Зупинити моніторинг

Зберегти звіт

Змінити профіль

ЕКГ-сигнал у реальному часі



Аналіз серцевого ритму

Показники розраховуються за R-піками ЕКГ-сигналу після запуску моніторингу.

Середня ЧСС: не визначено

Мінімальна ЧСС: не визначено

Максимальна ЧСС: не визначено

Виявлено R-піків: 0

Середній RR-інтервал: не визначено

Варіабельність RR: не визначено

Регулярність ритму: не визначено

Якість аналізу ритму: непридатний

Відхилення параметрів ритму:

недостатня якість сигналу — Сигнал недостатньої якості для аналізу ритму.

Висновок: Аналіз ритму неможливий через недостатню якість сигналу.

Робота програми, зашумлений сигнал

Програмний прототип автоматизованої системи карді

Пацієнт: Дорослий чоловік | Чоловіча | 35 років | зріст 178.0 см | маса 82.0 кг | грудна клітка 38

Оптичний контроль електродів

критичне відхилення електродів: V3, V5 Якість розпізнавання: 96/100.

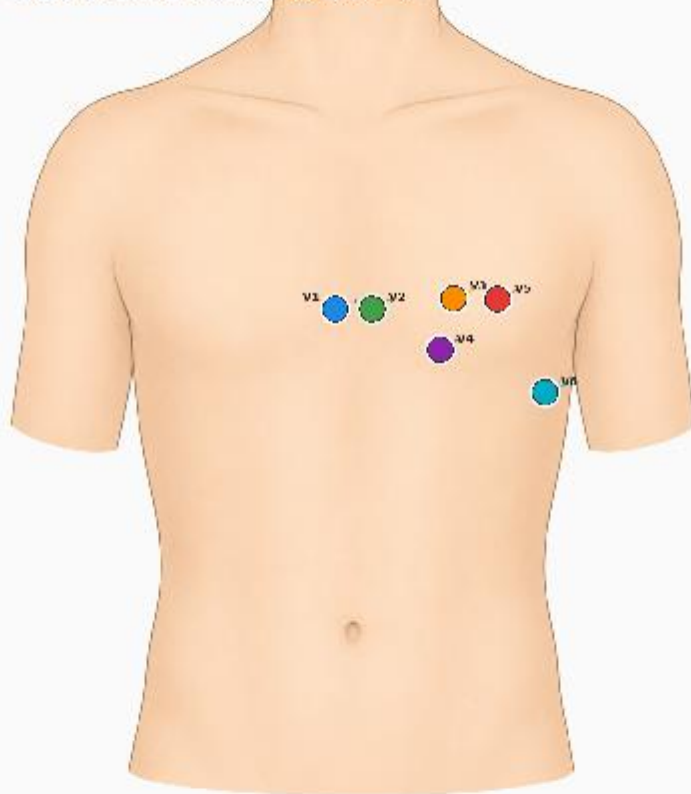
Завантажити фотс

риклад: правильн

Приклад: помилка

звірити розташува

Результат оптичної перевірки маркерів V1–V6



Результати оптичної перевірки електродів

Якість розміщення: 49/100 | Моніторинг: заблоковано

V1 — норма
V2 — норма
V3 — перевірити
V4 — норма

Робота модулю оптичної перевірки