

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Чорноморський національний університет

імені Петра Могили

Факультет комп'ютерних наук

Кафедра комп'ютерної інженерії

ДОПУЩЕНО ДО ЗАХИСТУ

Завідувач кафедри,

д-р техн. наук, проф.

_____ І. М. Журавська

« __ » _____ 2024 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА БАКАЛАВРСЬКА РОБОТА

**Апаратно-програмний комплекс реєстрації
показників пацієнта під час добового моніторингу
електричної активності серця**

Спеціальність 123 Комп'ютерна інженерія

123 – КБР.01 – 405.21910527

Студент

_____ Д. О. Фалько

підпис

« __ » _____ 202__ р.

Керівник ст. викладач

_____ І. С. Бурлаченко

підпис

« __ » _____ 202__ р.

Миколаїв – 2024

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Чорноморський національний університет імені Петра Могили
Факультет комп'ютерних наук
Кафедра комп'ютерної інженерії

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. кафедри _____ І. М. Журавська

« _____ » _____ 2024 р.

ЗАВДАННЯ
на виконання кваліфікаційної бакалаврської роботи

Видано студенту групи 405 факультету комп'ютерних наук

Фалько Дмитру Олеговичу

(прізвище, ім'я, по батькові студента)

1. Тема кваліфікаційної роботи

Апаратно-програмний комплект реєстрації показників пацієнта під час добового моніторингу електричної активності серця.

Затверджена наказом по ЧНУ ім. Петра Могили від 30.01.2024 № 17.

2. Строк представлення кваліфікаційної роботи « _____ » _____ 20__ р.

3. Очікуваний результат роботи та початкові дані, якщо такі потрібні

Розробка апаратно-програмного комплексу для добового моніторингу ЕКГ який включає портативний пристрій збору даних, програмне забезпечення для аналізу _____ та _____ інтерпретації _____ ЕКГ.

4. Перелік питань, що підлягають розробці

Аналіз існуючих рішень для добового моніторингу ЕКГ. Вибір та обґрунтування оптимального апаратного забезпечення та програмної платформи. _____ Проєктування та розробка апаратного забезпечення. _____ естування та валідація розробленого комплексу.

5. Перелік графічних матеріалів

Структурна схема апаратно-програмного комплексу. Принципова електрична схема пристрою. Графіки сигналів ЕКГ, отриманих з пристрою. Результати аналізу ЕКГ та виявлення патологій.

6. Завдання до спеціальної частини

Аналіз виробничого приміщення та робочих місць. Оцінка природнього освітлення в приміщенні. Оцінка наявних факторів виробничого приміщення. Оцінка ефективності заходів щодо покращення умов праці працівників.

7. Консультанти:

Консультант	Кафедра (організація)	Частина роботи
Макарова О. В.	Кафедра екології Медичного інституту	Спеціальна частина з охорони праці

Керівник роботи

ст. викладач Бурлаченко Іван Сергійович

(посада, прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Завдання прийнято до виконання

Фалько Дмитро Олегович

(прізвище, ім'я, по батькові студента)

(підпис)

Дата видачі завдання « ____ » _____ 20 ____ р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН
виконання кваліфікаційної роботи

Тема: Апаратно-програмний комплекс реєстрації показників пацієнта під час добового моніторингу електричної активності серця

№	Найменування роботи	Початок	Закінчення	Примітки
1	Розробка та затвердження завдання на виконання КР	30.01.24	30.01.24	Виконав
2	Огляд літератури за темою роботи	15.01.24	18.02.24	Виконав
3	Складання календарного плану БКР	19.02.24	06.03.24	Виконав
4	Аналіз предметної області	19.02.24	04.03.24	Виконав
5	Розробка проєктних рішень	23.02.24	09.03.24	Виконав
6	Моделювання та конструювання АПЗ	20.03.24	27.03.24	Виконав
7	Перевірка працездатності, тестування та апробація розробленого АПЗ, аналіз результатів тестування	21.03.24	21.04.24	Виконав
8	Відгук керівника КР	28.05.24	07.06.24	Виконав
9	Оформлення БКР та презентації	26.05.24	04.06.24	Виконав
10	Попередній захист	28.05.24	28.05.24	Виконав
11	Рецензування	12.05.24	20.05.24	Виконав
12	Завершення оформлення КР та презентації	28.05.24	10.06.24	Виконав
13	Захист бакалаврської кваліфікаційної роботи	24.06.24	26.06.24	Виконав

Розробив здобувач ВО Фалько Дмитро Олегович
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)
« ____ » _____ 20__ р.

Керівник роботи ст. викладач Бурлаченко Іван Сергійович
(посада, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

« ____ » _____ 20__ р.

АНОТАЦІЯ

до кваліфікаційної бакалаврської роботи
«Апаратно-програмний комплекс реєстрації показників пацієнта під час
добового моніторингу електричної активності серця»

Студент 405 гр.: Фалько Дмитро Олегович

Керівник: Бурлаченко Іван Сергійович

Кваліфікаційна бакалаврська робота присвячена розробці апаратно-програмного комплексу для моніторингу електричної активності серця пацієнта протягом 24 годин. Актуальність дослідження полягає в необхідності розробки та впровадження ефективних засобів моніторингу електричної активності серця з метою вчасного виявлення аритмій та інших серцевих захворювань, що забезпечує підвищення якості діагностики та ефективності лікування пацієнтів.

Об'єктом дослідження є реєстрація показників електричної активності серця. Предметом дослідження апаратно-програмний комплекс для добового моніторингу електричної активності серця на базі ESP8266 та AD8232.

Пояснювальна записка бакалаврської роботи складається зі вступу, трьох розділів, висновків, переліку джерел посилання та чотирьох додатків. У вступі визначається актуальність теми, сформульовані мета, об'єкт, предмет роботи та завдання для досягнення поставленої мети. У першому розділі проводиться огляд існуючих рішень комплексів реєстрації показників потрібних для подальшої роботи. У другому розділі проводиться моделювання апаратно-програмного комплексу реєстрації показників. В третьому розділі проводяться експериментальні дослідження з розробленням апаратно-програмного комплексу забезпечення системи.

В цілому, кваліфікаційна бакалаврська робота містить 61 сторінку (без додатків), 37 рисунків, 11 джерел посилання.

Ключові слова: апаратно-програмний комплекс, моніторинг, електрична активність серця, добовий моніторинг, діагностика, пристрій.

ABSTRACT

of the Bachelor's Thesis

"Hardware and software complex for recording patient indicators during 24-hour monitoring of cardiac electrical activity"

Student: Dmytro Falko

Supervisor: Senior lecturer Ivan Burlachenko

The qualifying bachelor's thesis is devoted to the development of a hardware and software complex for monitoring the electrical activity of the patient's heart within 24 hours. The relevance of the study lies in the need to develop and implement effective means of monitoring the electrical activity of the heart with the aim of timely detection of arrhythmias and other heart diseases, which ensures the improvement of the quality of diagnosis and the efficiency of treatment of patients.

The object of the study is the registration of indicators of electrical activity of the heart. The subject of the research is a hardware and software complex for daily monitoring of the electrical activity of the heart based on ESP8266 and AD8232.

An explanatory note of a bachelor's thesis consists of an introduction, three chapters, conclusions, a list of reference sources and four appendices. The introduction determines the relevance of the topic, formulates the goal, object, subject of work and tasks to achieve the set goal. In the first section, an overview of the existing solutions for the complex registration of indicators necessary for further work is carried out. In the second section, the hardware and software complex of indicator registration is modeled. In the third section, experimental studies are carried out with the development of the hardware and software complex of system support.

In general, the qualifying bachelor thesis contains 61 pages (without appendices), 37 figures, 11 reference sources.

Keywords: *hardware and software complex, monitoring, cardiac electrical activity, 24-hour monitoring, diagnosis, device.*

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	4
ВСТУП	5
1 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ КОМПЛЕКСІВ РЕЄСТРАЦІЇ ПОКАЗНИКІВ	6
1.1 Аналіз існуючих апаратно-програмних комплексів.....	6
1.2 Короткий огляд найкращих ЕКГ моніторів.....	9
1.3 Тенденції розвитку холтер-систем	13
1.4 Аналіз переваг та недоліків існуючих рішень.....	14
1.5 Ключові компоненти аналогічних систем	16
1.6 Технічні вимоги.....	18
Висновки до розділу 1	20
2 МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ ТА МОДЕЛЮВАННЯ АПАРТНО- ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ	21
2.1 Фізіологічні основи електрокардіографії	21
2.2 Математичні методи обробки та аналізу сигналів ЕКГ	23
2.3 Визначення вимог до системи	30
2.4 Моделювання апаратно-програмного комплексу.....	33
2.5 Відведення ЕКГ. Розташування електродів	34
2.6 Фільтрація сигналів ЕКГ	35
Висновки до розділу 2	37
3 АПАРТНО-ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ	39
3.1 Обробка повідомлень в реальному часі	39
3.2 Проектування апаратної частини	41
3.3 Проектування програмної частини.....	44
3.4 Результати та спостереження.....	54
3.5 Обговорення результатів	55

Висновки до розділу 3	57
ВИСНОВКИ.....	58
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	60
ДОДАТОК А Довідка про перевірку на унікальність пояснювальної записки	62
ДОДАТОК Б Код системи моніторингу ЕКГ.....	63

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

PR – час у мілісекундах (ЕКГ)

QRS – група зубців, що представлена на електрокардіограмі (ЕКГ)

QT – час у секундах (ЕКГ)

ЕКГ – електрокардіограма

ВСТУП

Актуальність роботи: з розвитком сучасних цифрових технологій зростає необхідність у створенні апаратно-програмних комплексів для моніторингу та реєстрації показників пацієнтів під час добового моніторингу електричної активності серця. Такі системи стають все більш актуальними в медичній практиці, оскільки дозволяють точно відстежувати стан серцево-судинної системи пацієнта протягом тривалого періоду часу.

Мета роботи полягає в удосконаленні апаратно-програмного комплексу для реєстрації показників пацієнта під час добового моніторингу електричної активності серця.

Об'єктом дослідження є реєстрація показників електричної активності серця.

Предметом дослідження апаратно-програмний комплекс для добового моніторингу електричної активності серця на базі ESP8266 та AD8232.

Для виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи треба виконати наступні **завдання**:

- 1) проаналізувати існуючі рішення для добового моніторингу ЕКГ;
- 2) вибір та обґрунтування оптимального апаратного забезпечення та програмної платформи;
- 3) спроектувати та розробити апаратного забезпечення для добового моніторингу ЕКГ;
- 4) протестувати та валідація розроблене апаратне і програмне забезпечення;
- 5) розробити спеціальну частину з охорона праці.

Результати даного дослідження та розроблення комплексу мають велике практичне значення для медичної практики, оскільки надають можливість надійного моніторингу стану серцево-судинної системи пацієнтів у режимі реального часу, що допомагає вчасно виявляти та лікувати серцеві захворювання.

1 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ КОМПЛЕКСІВ РЕЄСТРАЦІЇ ПОКАЗНИКІВ

У сучасному світі серцево-судинні захворювання є однією з провідних причин смертності та інвалідності. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, щорічно від серцево-судинних захворювань помирає близько 17,9 мільйона людей. Тому своєчасна діагностика та моніторинг стану серцево-судинної системи є критично важливими для збереження здоров'я та життя пацієнтів.

Одним з найефективніших методів діагностики та моніторингу серцевих захворювань є електрокардіографія (ЕКГ). ЕКГ дозволяє реєструвати електричну активність серця, що дає можливість виявляти різні порушення ритму, ішемію міокарда та інші патології.

Однак, традиційна ЕКГ має обмеження у часі реєстрації, що ускладнює виявлення рідкісних або спонтанних аритмій. Для вирішення цієї проблеми були розроблені системи добового моніторингу ЕКГ, які дозволяють реєструвати електричну активність серця протягом 24 годин або більше.

1.1 Аналіз існуючих апаратно-програмних комплексів

Апаратно-програмні комплекси для реєстрації показників пацієнта під час добового моніторингу електричної активності серця стали важливими інструментами для діагностики та моніторингу серцево-судинних захворювань. У цьому підрозділі проведемо аналіз деяких існуючих апаратно-програмних комплексів, щоб отримати уявлення про їх функціональність, технічні характеристики та зручність в експлуатації.

На ринку представлено широкий спектр апаратно-програмних комплексів для моніторингу електричної активності серця. Деякі з найбільш відомих систем включають:



Рисунок 1.1 – Holter Monitoring Systems

1) Holter Monitoring Systems: ці системи призначені для тривалого моніторингу електричної активності серця протягом тривалого періоду, зазвичай від 24 до 48 годин. Вони складаються з портативного реєстратора та датчиків, які підключаються до тіла пацієнта. Реєстратор записує електричні сигнали, які отримуються від датчиків, і зберігає ці дані для подальшого аналізу. Датчики можуть бути розміщені на грудях, для запису ЕКГ, або на інших ділянках тіла для реєстрації інших параметрів, таких як пульс чи кардіофонограма.

Існують різні типи холтер-систем, які відрізняються за функціональністю, технічними характеристиками та зручністю використання. Деякі з них дозволяють реєструвати лише ЕКГ, інші можуть додатково вимірювати артеріальний тиск, частоту дихання та інші фізіологічні параметри.

Одним з найпоширеніших типів холтер-систем є триканальні холтери, які реєструють ЕКГ у трьох відведеннях. Це дозволяє отримати більш повну інформацію про електричну активність серця, ніж при використанні одного відведення.



Рисунок 1.2 – Event Monitors

2) Event Monitors: ці пристрої призначені для реєстрації сигналу під час епізодів симптомів, коли пацієнт відчуває дискомфорт чи інші незвичайні симптоми. Вони можуть бути носимими або стаціонарними. Пацієнт активує запис сигналу за допомогою кнопки або іншого механізму під час появи симптомів. Це дозволяє лікарю аналізувати електричну активність серця в моменти, коли виникають проблеми.



Рисунок 1.3 – Telemetry Systems

3) Telemetry Systems: телеметричні системи дозволяють моніторити електричну активність серця на відстані. Вони використовуються для надання моніторингу у реальному часі під час щоденних активностей пацієнта. Дані, зібрані датчиками, передаються бездротово до базової станції або медичного центру через радіочастотний сигнал. Це дозволяє лікарям отримувати інформацію про стан пацієнта в реальному часі та вчасно реагувати на будь-які аномалії чи проблеми.

Всі ці системи зазвичай мають основні функції, такі як запис і зберігання електричної активності серця, аналіз отриманих даних та генерація звітів. Деякі комплекси можуть мати додаткові функції, такі як автоматичне розпізнавання аритмій, визначення інтервалів QRS і визначення темпу серця.

Технічні характеристики різних систем можуть варіюватися залежно від виробника та моделі. Це включає в себе роздільну здатність сигналу, швидкість дискретизації, діапазон частот, час реєстрації, тип зберігання даних та можливість передачі даних для подальшого аналізу.

Для медичного персоналу та пацієнтів важливою є зручність використання системи. Портативність, тривалий термін служби батареї, зручність у використанні програмного забезпечення та можливість легкої передачі даних можуть бути вирішальними факторами при виборі системи.

Загальний аналіз існуючих апаратно-програмних комплексів підкреслює необхідність розробки ефективного та зручного в експлуатації пристрою для реєстрації показників пацієнта під час добового моніторингу електричної активності серця.

1.2 Короткий огляд найкращих ЕКГ моніторів

1.2.1 Портативний монітор ЕКГ ЕМАУ

Цей портативний монітор ЕКГ компактний, тому його можна носити в кишені. Він сумісний з більшістю смартфонів.



Рисунок 1.4 – Портативний монітор ЕМАУ

Інші функції включають можливість записувати 30 секунд пульсу та ритму людини, а також додаток для iOS/Android для збереження, перегляду, друку та обміну звітами.

Люди можуть використовувати цей пристрій, поклавши руки на датчики з обох боків монітора ЕКГ і утримуючи їх нерухомо протягом 30 секунд. Потім вони можуть синхронізувати свої дані зі своїм смартфоном.

1.2.2 Монітор AliveCor KardiaMobile

AliveCor заявляє, що цей пристрій має дозвіл Управління з харчових продуктів і медикаментів для виявлення фібриляції передсердь, брадикардії та тахікардії за 30 секунд.



Рисунок 1.5 – Монітор KardiaMobile

Для KardiaMobile не потрібні дроти чи патчі. Людина може просто розмістити датчики на задній панелі свого смартфона та притиснути пальці до пристрою. Потім вони можуть зберегти свої показання та поділитися ними з лікарем.

Цей пристрій сумісний з більшістю розумних пристроїв. Він сумісний з моделями iPhone 5 і пізніших, багатьма пристроями Android і більшістю iPad.

AliveCor приймає як оплату медичні ощадні рахунки і гнучкі ощадні рахунки.

1.2.3 Монітор FaceLake FL10

FaceLake FL10 має 1,77-дюймовий РК-екран із легким для читання дисплеєм. Люди можуть регулювати час читання та бачити серцебиття в реальному часі.



Рисунок 1.6 – Монітор FaceLake FL10

FaceLake пропонує додаток для iOS і Android, які можуть зберігати та зберігати показання. Люди також можуть роздрукувати або завантажити PDF-файл, щоб поділитися своїми показаннями з лікарем.

1.2.4 Монітор Еко DUO ECG + Digital Stethoscope

Цей монітор ЕКГ працює, приклавши пристрій до грудей і переглядаючи показання в додатку Еко.



Рисунок 1.7 – Монітор Еко DUO ECG

Цей пристрій має керування однією кнопкою та підключенням Bluetooth. Люди можуть додати до своєї покупки навушник, який підключається до Еко Duo. Еко стверджує, що людина може посилити звуки свого серця до 32 разів. Компанія також заявляє, що цей пристрій підходить для медичних працівників. Еко приймає HSA і FSA в якості оплати.

1.2.5 Монітор Wellue Duoek Portable ECG

За допомогою цього монітора людина може вимірювати ЕКГ чотирма різними способами:

- тримаючи пристрій обома руками;
- тримаючи одну сторону пристрою та торкаючись іншою стороною лівої ноги;
- тримаючи пристрій біля грудей;
- прикріпивши пристрій до нагрудного ремня та одягнувши його на передню частину грудей.



Рисунок 1.8 – Монітор Wellue Duoek

Показання людини доступні в безкоштовному додатку. Ця програма надає необмежену кількість даних і дозволяє користувачам ділитися інформацією зі своїм лікарем.

1.2.6 Монітор KardiaMobile 6L

Цей продукт від Kardia містить шість проводів і три датчики. Людина знімає ЕКГ, поклавши два або великі пальці зверху та помістивши датчик знизу на шкіру лівої ноги. Людина може контролювати ці показники в додатку Kardia.



Рисунок 1.9 - KardiaMobile 6L

Пристрій має дозвіл FDA, і компанія каже, що записи є медичними та клінічно схваленими. Kardia приймає оплату картками FSA та HSA.

1.3 Тенденції розвитку холтер-систем

Сучасні тенденції розвитку холтер-систем спрямовані на підвищення точності, зручності та доступності моніторингу серцевої діяльності. Використання штучного інтелекту та машинного навчання дозволяє автоматизувати аналіз ЕКГ, виявляти складні патерни та аномалії, що підвищує точність діагностики та зменшує навантаження на лікарів. Інтеграція з іншими медичними пристроями, такими як смарт-годинники та фітнес-трекери, дозволяє збирати додаткові дані про фізичну активність, сон та інші параметри, що впливають на роботу серця.

Розробка нових типів електродів на основі текстилю, гнучкої електроніки та інших матеріалів спрямована на створення більш комфортних та менш помітних електродів для тривалого носіння. Мініатюризація та бездротові технології роблять холтер-системи меншими та легшими, підвищуючи зручність використання. Розвиток телемедицини та дистанційного моніторингу дає змогу лікарям отримувати дані ЕКГ у режимі реального часу та надавати консультації на відстані, що особливо важливо для пацієнтів у віддалених районах.

Застосування ШІ та аналізу великих даних сприяє створенню персоналізованих рекомендацій щодо лікування та профілактики серцево-судинних захворювань. Ці тенденції свідчать про активний розвиток холтер-систем, що відкриває нові можливості для своєчасної діагностики та ефективного лікування, покращуючи якість життя пацієнтів.

1.4 Аналіз переваг та недоліків існуючих рішень

Існуючі апаратно-програмні комплекси (АПК) для добового моніторингу електрокардіограми (ЕКГ), або холтери, мають свої сильні та слабкі сторони, які необхідно враховувати при виборі оптимального рішення для конкретних клінічних потреб.

З переваг можна виділити:

1) тривалий моніторинг: головною перевагою холтер-систем є їхня здатність здійснювати безперервний запис ЕКГ протягом тривалого часу, зазвичай 24–48 годин, а іноді й до 7 діб. Це дозволяє виявити епізодичні аритмії, ішемії та інші зміни в роботі серця, які можуть бути пропущені під час звичайної ЕКГ;

2) виявлення рідкісних та спонтанних аритмій: завдяки тривалому моніторингу, холтери дозволяють зареєструвати рідкісні серцеві події, такі як пароксизмальні порушення ритму, які можуть виникати лише епізодично і бути відсутніми під час короткочасного обстеження;

3) амбулаторний моніторинг: більшість сучасних холтер-систем є портативними та компактними, що дозволяє пацієнтам вести звичайний спосіб життя під час моніторингу. Це забезпечує більш природні умови для реєстрації ЕКГ та підвищує ймовірність виявлення справжніх змін у роботі серця, пов'язаних з повсякденною активністю;

4) Кореляція симптомів з ЕКГ: деякі холтер-системи дозволяють пацієнтам вести щоденник симптомів, в якому вони можуть відмічати час виникнення будь-яких неприємних відчуттів, таких як біль у грудях,

запаморочення або відчуття серцебиття. Це допомагає лікарям зіставити симптоми з конкретними змінами на ЕКГ та встановити більш точний діагноз;

5) дистанційний моніторинг: деякі сучасні холтери оснащені функцією дистанційної передачі даних, що дозволяє лікарям отримувати інформацію про стан пацієнта в режимі реального часу. Це особливо корисно для пацієнтів з високим ризиком ускладнень, оскільки дозволяє вчасно виявити небезпечні зміни та вжити необхідних заходів.

З недоліків можна виділити:

1) обмежену кількість каналів: більшість холтер-систем реєструють ЕКГ лише в 2–3 відведеннях, що може бути недостатньо для повної оцінки електричної активності серця. У деяких випадках для більш детальної діагностики може знадобитися використання 12-канальної ЕКГ;

2) дискомфорт та обмеження рухів: хоча сучасні холтери є досить компактними, їх носіння протягом тривалого часу може викликати дискомфорт та обмежити рухливість пацієнтів. Це може призвести до зниження якості життя під час моніторингу та ускладнити інтерпретацію результатів;

3) артефакти та перешкоди: запис ЕКГ за допомогою холтера може супроводжуватися появою артефактів та перешкод, пов'язаних з рухами пацієнта, електромагнітними полями та іншими зовнішніми факторами. Це може ускладнити аналіз даних та призвести до помилкових результатів;

4) високу вартість: вартість холтер-систем може бути досить високою, особливо для моделей з розширеним функціоналом та можливістю дистанційної передачі даних. Це може обмежити їх доступність для деяких пацієнтів та медичних закладів з обмеженим бюджетом;

5) необхідність спеціальної підготовки персоналу: для роботи з холтер-системами та інтерпретації отриманих даних необхідна спеціальна підготовка медичного персоналу. Це може вимагати додаткових витрат на навчання та підвищення кваліфікації.

Холтер-системи забезпечують тривалий та амбулаторний моніторинг, дозволяють виявляти рідкісні аритмії та забезпечують можливість кореляції симптомів з ЕКГ. Однак, серед недоліків виділяються обмеженість кількості каналів, можливість дискомфорту та висока вартість, що потребує уваги при виборі оптимального рішення для моніторингу серцевої діяльності.

1.5 Ключові компоненти аналогічних систем

Електрокардіограф (ЕКГ) є одним з найважливіших компонентів апаратно-програмного комплексу для реєстрації показників пацієнта під час добового моніторингу електричної активності серця.



Рисунок 1.4 – Електрокардіограф

Він відповідає за перетворення електричних сигналів, що генеруються серцем, на записи, які потім можуть бути проаналізовані лікарем. ЕКГ складається з електродів, які накладаються на шкіру пацієнта, підключеного до спеціального реєстратора сигналу.

Електроди є сенсорами, які вловлюють електричні імпульси, що виникають при роботі серця.



Рисунок 1.5 – Електрод

Вони зазвичай виготовляються з металу, такого як срібло або нержавіюча сталь, і покриваються спеціальним гелем для покращення контакту зі шкірою. Електроди розміщуються на грудній клітці, кінцівках або інших частинах тіла пацієнта відповідно до стандартних схем відведень.

Крім електродів для реєстрації ЕКГ, холтер-системи можуть бути оснащені додатковими датчиками для вимірювання інших фізіологічних параметрів, таких як:

- 1) акселерометр: вимірює прискорення та рухи пацієнта, що дозволяє оцінити його фізичну активність та виявити можливі артефакти на ЕКГ, пов'язані з рухами;
- 2) пульсоксиметр: вимірює рівень насичення крові киснем (SpO₂), що є важливим показником функції дихальної та серцево-судинної систем;
- 3) датчик артеріального тиску: вимірює артеріальний тиск, що дозволяє оцінити стан серцево-судинної системи та виявити можливі гіпертонічні або гіпотонічні епізоди.

Датчики призначені для неперервного моніторингу електричної активності серця пацієнта. Датчики зазвичай розміщуються на грудях або на інших частинах тіла пацієнта та підключені до реєстратора.



Рисунок 1.6 – Датчики

Вони реєструють електричні сигнали, які генерує серце пацієнта під час різних активностей.

Програмне забезпечення використовується для аналізу, візуалізації та зберігання отриманих даних про електричну активність серця. Воно дозволяє лікарям відстежувати зміни в серцевій активності пацієнта протягом тривалого періоду, а також виявляти аномалії та ризики для здоров'я пацієнта.

Деякі холтер-системи оснащені засобами бездротового зв'язку, такими як Bluetooth або Wi-Fi, що дозволяє передавати дані ЕКГ на смартфон, планшет або комп'ютер для подальшого аналізу та зберігання. Це спрощує процес передачі даних лікарю та забезпечує можливість дистанційного моніторингу стану пацієнта.

1.6 Технічні вимоги

Враховуючи складність та важливість процесу моніторингу електричної активності серця, система повинна відповідати певним технічним вимогам, які можна розділити на декілька категорій:

1) електрокардіографічні вимоги:

– частота дискретизації: для забезпечення точності запису ЕКГ частота дискретизації має бути не менше 250 Гц (згідно з рекомендаціями АНА/ACC/HRS). Більш висока частота дискретизації (500 Гц або 1000 Гц)

може бути корисною для виявлення високочастотних компонентів сигналу та більш точного вимірювання інтервалів;

– роздільна здатність: роздільна здатність АЦП має бути не менше 12 біт для забезпечення достатньої точності вимірювання амплітуди сигналу ЕКГ;

– діапазон вхідних сигналів: діапазон вхідних сигналів підсилювача має бути достатнім для реєстрації як малих (0,5 мВ), так і великих (5 мВ) амплітуд ЕКГ;

– смуга пропускання: смуга пропускання підсилювача має відповідати стандартам для ЕКГ (0,05–150 Гц);

– співвідношення сигнал/шум: система має забезпечувати високе співвідношення сигнал/шум (не менше 60 дБ) для мінімізації впливу перешкод на якість запису ЕКГ.

2) технічні вимоги до апаратного забезпечення:

– розмір та вага: пристрій має бути компактним та легким, щоб забезпечити комфорт пацієнта під час носіння;

– живлення: пристрій має працювати від акумулятора протягом 24 годин або більше.

– міцність та надійність: пристрій має бути стійким до механічних пошкоджень та впливу зовнішніх факторів (волога, температура тощо);

– безпека: пристрій має відповідати стандартам електробезпеки для медичного обладнання.

3) вимоги до програмного забезпечення:

– аналіз та інтерпретація ЕКГ: програмне забезпечення має забезпечувати автоматичний аналіз ЕКГ з виявленням та класифікацією аритмій, вимірюванням інтервалів та інших параметрів;

– візуалізація: програмне забезпечення має забезпечувати зручну візуалізацію ЕКГ та результатів аналізу;

– зберігання та передача даних: програмне забезпечення має забезпечувати надійне зберігання даних та можливість їх передачі на інші пристрої (комп'ютер, смартфон тощо);

– сумісність: програмне забезпечення має бути сумісним з різними операційними системами та пристроями.

Дотримання всіх цих технічних вимог є критично важливим для забезпечення ефективної та надійної роботи системи моніторингу електричної активності серця, що сприяє своєчасній діагностиці та лікуванню серцево-судинних захворювань.

Висновки до розділу 1

У першому розділі було проведено огляд існуючих рішень для добового моніторингу електричної активності серця, включаючи аналіз їх переваг, недоліків, ключових компонентів та технічних вимог. Було розглянуто різні типи систем, такі як холтер-системи, монітори подій та телеметричні системи, кожна з яких має свої особливості та призначення.

Аналіз показав, що сучасні системи моніторингу ЕКГ мають значний потенціал для діагностики та моніторингу серцево-судинних захворювань, але також мають певні обмеження, такі як обмежена кількість каналів, дискомфорт при носінні, можливість артефактів та високу вартість. Тим не менш, сучасні тенденції розвитку холтер-систем, такі як використання штучного інтелекту, інтеграція з іншими пристроями та розробка нових типів електродів, дозволяють сподіватися на покращення їх характеристик та розширення функціональних можливостей у майбутньому.

У наступних розділах буде представлено детальний опис розробки апаратно-програмного комплексу для добового моніторингу ЕКГ, який враховує сучасні тенденції та вимоги до таких систем. Особлива увага буде приділена вибору оптимальних компонентів, розробці програмного забезпечення та забезпеченню високої точності та надійності роботи системи.

2 МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ ТА МОДЕЛЮВАННЯ АПАРТНО-ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ

2.1 Фізіологічні основи електрокардіографії

Для розуміння роботи апаратно-програмного комплексу добового моніторингу ЕКГ необхідно розглянути фізіологічні основи електрокардіографії та принципи формування ЕКГ сигналу.

2.1.1 Серце як електричний генератор

Серце є складним органом, але з точки зору електроніки його можна розглядати як генератор електричних потенціалів. Синоатріальний вузол (SA-вузол), розташований у правому передсерді, є природним водієм ритму серця. Він генерує електричні імпульси, які поширюються по передсердях, викликаючи їх скорочення.

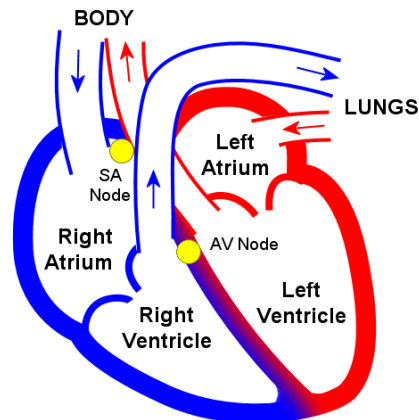


Рисунок 3.1 - Схема будови серця та напрямки кровотоку

Потім імпульси досягають атріовентрикулярного вузла (AV-вузла), де затримуються на короткий час, а потім поширюються по шлуночках, викликаючи їх скорочення. Провідна система серця складається з наступних компонентів:

- 1) синоатріальний (SA) вузол: розташований у правому передсерді, є основним водієм ритму серця. Він генерує електричні імпульси з частотою 60-100 разів на хвилину, які задають ритм серцевих скорочень;

- 2) атріовентрикулярний (AV) вузол: розташований на межі між передсердями та шлуночками, забезпечує затримку поширення імпульсу від передсердь до шлуночків. Це необхідно для того, щоб передсердя встигли скоротитися та перекачати кров у шлуночки перед їх скороченням;
- 3) пучок Гіса: є продовженням AV-вузла та розгалужується на праву та ліву ніжки, які проводять імпульси до відповідних шлуночків;
- 4) волокна Пуркін'є: розташовані в стінках шлуночків, забезпечують швидке поширення імпульсу по міокарду шлуночків, що призводить до їх синхронного скорочення.

Електричні імпульси, що генеруються серцем, називаються потенціалами дії. Вони виникають внаслідок зміни концентрації іонів (натрію, калію, кальцію) по обидва боки клітинної мембрани кардіоміоцитів. Потенціал дії поширюється по серцевому м'язу завдяки електричним зв'язкам між клітинами, а також по спеціалізованій провідній системі серця (пучку Гіса та волокнам Пуркін'є).

2.1.2 Відведення ЕКГ

Відведення ЕКГ – це різниця потенціалів між двома електродами, розміщеними на тілі пацієнта. Існують різні системи відведень, які дозволяють отримати різні проєкції електричної активності серця.

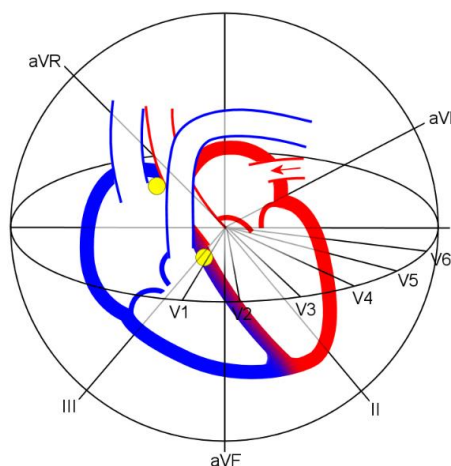


Рисунок 3.2 – 12-канальна ЕКГ

Найбільш поширеною є 12-канальна ЕКГ, яка включає 3 стандартні відведення від кінцівок (I, II, III), 3 посилені відведення від кінцівок (aVR, aVL, aVF) та 6 грудних відведень (V1–V6).

2.1.3 Значення правильного розташування електродів

Правильне розташування електродів є критично важливим для отримання якісного та інформативного ЕКГ сигналу. Неправильне розташування електродів може призвести до спотворення сигналу та утруднити інтерпретацію результатів. Тому важливо дотримуватися стандартних схем розташування електродів, які описані в медичній літературі та рекомендаціях.

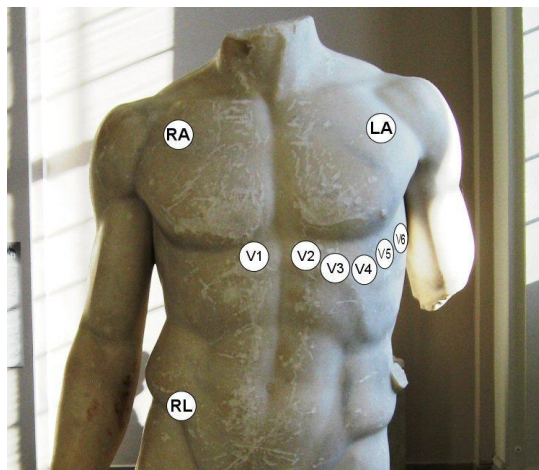


Рисунок 3.3 – Розташування електродів

Розуміння фізіологічних основ електрокардіографії та принципів формування ЕКГ сигналу дозволяє краще зрозуміти роботу апаратно-програмного комплексу добового моніторингу ЕКГ та інтерпретувати отримані результати.

2.2 Математичні методи обробки та аналізу сигналів ЕКГ

Обробка та аналіз сигналів електрокардіограми (ЕКГ) є ключовим етапом у діагностиці серцево-судинних захворювань. Для цього використовуються різноманітні математичні методи, які дозволяють виділити

корисну інформацію з сигналу, виявити характерні ознаки патологій та провести кількісну оцінку стану серцевої діяльності.

Сигнали ЕКГ, отримані з поверхні тіла, часто містять шуми та артефакти, що можуть спотворювати корисну інформацію. Для усунення цих перешкод застосовуються різні методи фільтрації:

- 1) фільтр низьких частот (ФНЧ): призначений для придушення високочастотних шумів, таких як м'язові артефакти та перешкоди від електромережі;
- 2) фільтр високих частот (ФВЧ): Використовується для усунення низькочастотних артефактів, таких як дихальні хвилі та дрейф ізолінії;
- 3) смуговий фільтр: застосовується для виділення корисного сигналу ЕКГ у певному частотному діапазоні, зазвичай 0,05–150 Гц.

2.2.1 Виявлення QRS-комплексів

Виявлення QRS-комплексів є критично важливим етапом аналізу ЕКГ, оскільки вони є основними маркерами серцевої діяльності. QRS-комплекс відображає електричну активність, пов'язану з поширенням імпульсу збудження по шлуночках серця, і його характеристики можуть вказувати на різні серцеві патології.

Для виявлення QRS-комплексів використовуються різноманітні алгоритми, які можна класифікувати на кілька основних типів:

- 1) алгоритми на основі порогового значення: ці алгоритми визначають QRS-комплекси шляхом порівняння амплітуди сигналу ЕКГ з певним пороговим значенням. Якщо амплітуда сигналу перевищує поріг, це свідчить про наявність QRS-комплексу. Однак, такі алгоритми можуть бути чутливими до шуму та артефактів, що може призвести до помилкових спрацьовувань;
- 2) алгоритми на основі похідної: ці алгоритми аналізують швидкість зміни сигналу ЕКГ (першу або другу похідну). QRS-комплекс

характеризується швидким наростанням та спаданням амплітуди, що відображається у високих значеннях похідної. Алгоритми на основі похідної можуть бути більш стійкими до шуму, ніж порогові алгоритми, але вони також можуть бути чутливими до високочастотних компонентів сигналу;

3) алгоритми на основі цифрової фільтрації: ці алгоритми використовують цифрові фільтри для виділення QRS-комплексів з сигналу ЕКГ. Наприклад, можна застосувати смуговий фільтр, який пропускає частоти, характерні для QRS-комплексу, та придушує інші частоти. Це дозволяє покращити співвідношення сигнал/шум та полегшити виявлення QRS-комплексів.

4) алгоритми на основі вейвлет-перетворення: Вейвлет-перетворення дозволяє аналізувати сигнал ЕКГ на різних масштабах, що може бути корисним для виявлення QRS-комплексів різної форми та тривалості. Алгоритми на основі вейвлет-перетворення можуть бути більш точними та стійкими до шуму, ніж інші алгоритми, але вони також можуть бути більш складними у реалізації;

5) алгоритми на основі машинного навчання: ці алгоритми використовують методи машинного навчання, такі як нейронні мережі або дерева рішень, для класифікації сегментів сигналу ЕКГ на QRS-комплекси та інші елементи. Алгоритми на основі машинного навчання можуть бути дуже точними, але вони вимагають великої кількості анотованих даних для навчання.

Вибір конкретного алгоритму для виявлення QRS-комплексів залежить від багатьох факторів, таких як якість сигналу ЕКГ, наявність шуму та артефактів, обчислювальна складність алгоритму та вимоги до точності. У багатьох сучасних холтер-системах використовуються комбінації різних алгоритмів для досягнення найкращих результатів.

2.2.2 Аналіз варіабельності серцевого ритму

Аналіз варіабельності серцевого ритму (BCP) є потужним інструментом для оцінки стану автономної нервової системи та виявлення ризиків серцево-судинних захворювань. Він ґрунтується на вивченні коливань інтервалів між послідовними серцевими скороченнями (інтервалів RR). Ці коливання, хоч і незначні, несуть важливу інформацію про регуляторні процеси в організмі.

Методи аналізу BCP включають:

1) часовий аналіз оцінює BCP у часовій області, вимірюючи статистичні характеристики інтервалів RR. SDNN (стандартне відхилення всіх NN-інтервалів) відображає загальну варіабельність серцевого ритму і є індикатором активності як симпатичної, так і парасимпатичної нервової системи. Зниження SDNN може свідчити про порушення автономної регуляції та підвищений ризик серцево-судинних подій. RMSSD (квадратний корінь із середнього квадрата різниць послідовних NN-інтервалів) оцінює переважно парасимпатичну активність. Зниження RMSSD може вказувати на зниження парасимпатичного тону та підвищений ризик аритмій;

2) спектральний аналіз розкладає BCP на складові частоти, дозволяючи оцінити внесок різних фізіологічних механізмів у варіабельність серцевого ритму. HF (високочастотний компонент, 0,15–0,4 Гц) відображає парасимпатичну активність, пов'язану з диханням. Зниження HF може свідчити про зниження парасимпатичного тону та підвищений ризик аритмій. LF (низькочастотний компонент, 0,04–0,15 Гц) відображає як симпатичну, так і парасимпатичну активність. Збільшення LF/HF співвідношення може вказувати на переважання симпатичної активності та підвищений ризик серцево-судинних подій. VLF (дуже низькочастотний компонент, 0,0033–0,04 Гц) - походження цього компонента до кінця не з'ясовано, але він може бути пов'язаний з довгостроковими регуляторними процесами;

3) нелінійний аналіз дозволяє оцінити складні взаємозв'язки та хаотичну динаміку серцевого ритму. SD1 та SD2 (стандартні відхилення у площині Пуанкаре) відображають короточасну та довготривалу варіабельність серцевого ритму відповідно. Зміни цих показників можуть свідчити про порушення автономної регуляції. Кореляційна розмірність характеризує складність та непередбачуваність серцевого ритму. Зниження кореляційної розмірності може вказувати на зниження адаптивних можливостей серця. Ентропія оцінює ступінь нерегулярності та непередбачуваності серцевого ритму. Зниження ентропії може свідчити про порушення автономної регуляції та підвищений ризик аритмій.

Аналіз ВСР є цінним інструментом у кардіології та має великий потенціал для покращення діагностики, лікування та профілактики серцево-судинних захворювань.

2.2.3 Спектральний аналіз

Спектральний аналіз є важливим інструментом в аналізі ЕКГ, оскільки дозволяє розглянути сигнал з іншої перспективи - у частотній області. Він дає змогу оцінити розподіл енергії сигналу ЕКГ за різними частотами, що може бути корисним для виявлення різних патологій серця.

Наприклад, фібриляція передсердь часто проявляється у вигляді збільшення потужності високочастотних компонентів спектра ЕКГ, тоді як шлуночкові тахікардії можуть супроводжуватися зміщенням піку потужності у бік нижчих частот. Для проведення спектрального аналізу ЕКГ використовуються різні математичні методи:

1) перетворення Фур'є є одним з найпоширеніших методів. Воно розкладає сигнал на сукупність синусоїдальних хвиль різних частот та амплітуд, дозволяючи отримати спектр потужності сигналу;

2) вейвлет-перетворення є більш сучасним методом, який дозволяє аналізувати сигнал одночасно в часовій та частотній областях. Це дає змогу

виявляти локальні особливості сигналу, такі як короткочасні зміни частоти або амплітуди, що може бути важливим для діагностики деяких серцевих аритмій.

Інші методи спектрального аналізу, такі як авторегресійне моделювання або метод максимальної ентропії, також можуть використовуватися для аналізу ЕКГ, але вони менш поширені.

Вибір конкретного методу спектрального аналізу залежить від цілей дослідження та характеристик сигналу ЕКГ. Однак, незалежно від обраного методу, спектральний аналіз є цінним інструментом для виявлення та діагностики різних серцевих патологій, допомагаючи лікарям приймати обґрунтовані рішення щодо лікування пацієнтів.

2.2.4 Вибір та обґрунтування методів обробки сигналів ЕКГ

Вибір оптимальних методів обробки та аналізу сигналів ЕКГ є критично важливим для забезпечення точності, надійності та ефективності роботи апаратно-програмного комплексу (АПК) для добового моніторингу ЕКГ. У цьому підрозділі буде детально описано та обґрунтовано вибір конкретних математичних методів, алгоритмів та параметрів для фільтрації, виявлення QRS-комплексів, аналізу ВСР та спектрального аналізу ЕКГ.

Для фільтрації сигналів ЕКГ буде використаний цифровий фільтр Баттерворта, який є одним з найпоширеніших типів фільтрів у біомедичній інженерії. Цей фільтр характеризується максимально плоскою амплітудно-частотною характеристикою (АЧХ) у смузі пропускання, що дозволяє мінімізувати спотворення корисного сигналу. Для фільтрації ЕКГ буде застосований смуговий фільтр Баттерворта з частотами зрізу 0,5 Гц та 40 Гц. Нижня частота зрізу (0,5 Гц) дозволить придушити низькочастотні артефакти, такі як дихальні хвилі та дрейф ізолінії, а верхня частота зрізу (40 Гц) обмежить високочастотні шуми, такі як м'язові артефакти та перешкоди від електромережі.

Для виявлення QRS-комплексів буде використаний алгоритм Пан-Томкінса, який є одним з найефективніших та широко використовуваних алгоритмів у цій галузі. Алгоритм Пан-Томкінса складається з декількох етапів: смугова фільтрація, диференціювання, квадратування, інтегрування та порогова обробка. Цей алгоритм добре зарекомендував себе у роботі з різними типами сигналів ЕКГ та демонструє високу точність виявлення QRS-комплексів навіть за наявності шуму та артефактів.

Для аналізу варіабельності серцевого ритму будуть використані як часові, так і спектральні методи. Часовий аналіз включатиме розрахунок таких параметрів, як SDNN, RMSSD, pNN50, які відображають загальну варіабельність серцевого ритму та активність парасимпатичної нервової системи. Спектральний аналіз буде проведений з використанням швидкого перетворення Фур'є (FFT) для оцінки потужності спектральних компонентів у діапазонах HF (0,15–0,4 Гц), LF (0,04–0,15 Гц) та VLF (0,0033–0,04 Гц). Це дозволить оцінити баланс симпатичної та парасимпатичної активності та виявити можливі ризики серцево-судинних захворювань.

Для спектрального аналізу ЕКГ буде використано швидке перетворення Фур'є (FFT), яке є ефективним та широко використовуваним методом для розкладання сигналу на частотні компоненти. Отриманий спектр потужності дозволить оцінити розподіл енергії сигналу за частотами та виявити характерні ознаки різних патологій, таких як фібриляція передсердь, шлуночкові тахікардії та інші аритмії.

Обґрунтування вибору:

- 1) фільтр Баттерворта обраний завдяки своїй максимальній плоскій АЧХ у смузі пропускання, що забезпечує мінімальне спотворення корисного сигналу ЕКГ;
- 2) алгоритм Пан-Томкінса обраний завдяки своїй високій точності та надійності у виявленні QRS-комплексів, навіть за наявності шуму та артефактів;

3) часовий та спектральний аналіз ВСР обрані для комплексної оцінки стану автономної нервової системи та виявлення ризиків серцево-судинних захворювань;

4) швидке перетворення Фур'є обране завдяки своїй ефективності та широкому застосуванню у спектральному аналізі сигналів.

Вибір цих методів та алгоритмів ґрунтується на їхній ефективності, надійності та широкому застосуванні у медичній практиці. Комбінація цих методів дозволить забезпечити високу точність та інформативність аналізу ЕКГ, що є необхідним для своєчасної діагностики та ефективного лікування серцево-судинних захворювань.

2.3 Визначення вимог до системи

Визначимо вимоги до системи, яка буде призначена для реєстрації показників пацієнта під час добового моніторингу електричної активності серця. Для цього розглянемо компоненти, які будуть використовуватися в системі:

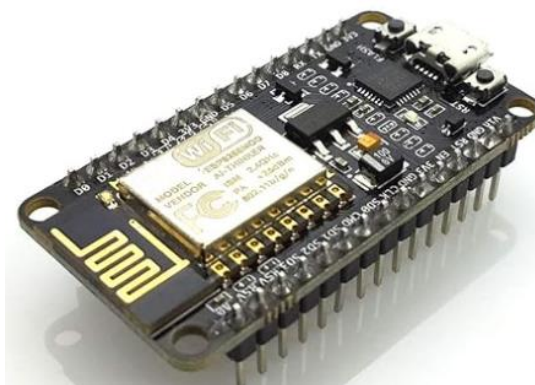


Рисунок 2.1 – Мікроконтролер ESP8266

1) NodeMCU ESP8266: це мікроконтролер на основі ESP8266, який забезпечує можливість бездротового зв'язку з комп'ютером або мобільним пристроєм через Wi-Fi. Він буде використовуватися для збору даних від датчиків та передачі їх до зберігання та аналізу;

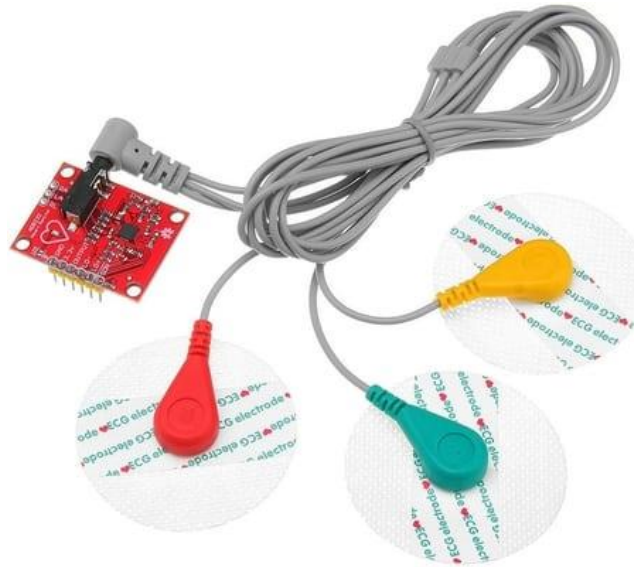


Рисунок 2.2 – ЕКГ сенсор

2) AD8232 ECG Sensor: Це датчик електрокардіографії, який використовується для вимірювання електричної активності серця. Цю електричну активність можна відобразити як ЕКГ або електрокардіограму та вивести як аналогове значення. ЕКГ може бути надзвичайно шумним, монітор серцевого ритму з одним відведенням AD8232 діє як операційний підсилювач, щоб легко отримати чіткий сигнал від інтервалів PR та QT.

AD8232 – це вбудований блок формування сигналу для ЕКГ та інших програм вимірювання біопотенціалу . Він призначений для виділення, посилення та фільтрації невеликих сигналів біопотенціалу за наявності шумових умов, таких як ті, що створюються рухом або дистанційним розміщенням електродів.

Модуль AD8232 від'єднує дев'ять з'єднань від мікросхеми, до яких можна припаяти контакти, дроти чи інші роз'єми. SDN, LO+, LO-, OUTPUT, 3.3V, GND забезпечують необхідні контакти для роботи цього монітора з Arduino або іншою платою розробки. На цій платі також є штифти RA (права рука), LA (ліва рука) і RL (права нога) для підключення та використання власних датчиків. Крім того, є світлодіодний індикатор, який буде пульсувати в ритмі серцебиття .

3) Micro-USB Data Cable: цей кабель буде використовуватися для живлення та підключення NodeMCU ESP8266 до джерела живлення або комп'ютера для передачі даних;

4) Jumper Wires: ці провідки будуть використовуватися для підключення датчика AD8232 ECG Sensor до NodeMCU ESP8266 та інших необхідних з'єднань;

5) Breadboard: це прототипна платка, яка дозволить зручно з'єднати всі компоненти системи для тестування та розробки прототипу.

Враховуючи ці компоненти, вимоги до системи визначаються наступним чином.:

1) функціональні вимоги: система повинна забезпечувати збір та передачу даних від датчика AD8232 ECG Sensor до мікроконтролера NodeMCU ESP8266 через підтримуваний інтерфейс. Дані повинні бути збережені та передані для подальшого аналізу;

2) технічні вимоги: система повинна мати достатню швидкість дискретизації для точного реєстрації електричної активності серця. Крім того, необхідно забезпечити стабільне бездротове з'єднання між мікроконтролером та комп'ютером;

3) ергономічні вимоги: система повинна мати компактний та зручний дизайн для зручності використання та переносу. Також необхідно забезпечити простоту у використанні та підключенні компонентів.

Отже, вимоги до системи включають функціональні, технічні та ергономічні аспекти, які забезпечать ефективну та зручну реєстрацію показників пацієнта під час добового моніторингу електричної активності серця.

2.4 Моделювання апаратно-програмного комплексу

Моделювання апаратно-програмного комплексу (АПК) для добового моніторингу ЕКГ є складним та багатогранним процесом, що включає в себе кілька етапів.

На першому етапі визначаються основні функції, які повинен виконувати АПК. Це може включати:

- реєстрацію ЕКГ у кількох відведеннях;
- зберігання даних на протязі 24 годин;
- фільтрацію та обробку сигналу ЕКГ;
- виявлення QRS-комплексів та інших характерних елементів ЕКГ;
- аналіз варіабельності серцевого ритму;
- виявлення аритмій та інших патологій;
- передачу даних на комп'ютер або мобільний пристрій для подальшого аналізу.

На основі визначених функціональних вимог вибираються компоненти АПК, такі як:

- мікроконтролер ESP8266 на прошивці NodeMCU;
- датчик ЕКГ AD8232;
- одноразові або багаторазові електроди з відповідними характеристиками;
- літій-іонний або літій-полімерний акумулятор з достатньою ємністю для забезпечення роботи протягом 24 годин;
- компактний та ергономічний корпус, виготовлений з біосумісних матеріалів.

Створення електричної схеми, яка визначає з'єднання між компонентами АПК та забезпечує їх правильну роботу. Написання програмного коду для мікроконтролера, який забезпечує виконання всіх функцій АПК, таких як збір даних, обробка сигналу, аналіз та передача даних. Перевірка працездатності

АПК, виявлення та усунення помилок у роботі апаратного та програмного забезпечення. Проведення випробувань для оцінки точності та ефективності АПК у реальних умовах.

2.5 Відведення ЕКГ. Розташування електродів

Відведення ЕКГ – це процес реєстрації електричної активності серця за допомогою електродів, розміщених на певних ділянках тіла. Кожне відведення відображає різницю потенціалів між двома електродами і дає унікальний погляд на електричну активність серця. Відведення електрокардіографічних електродів відіграє ключову роль у точності та надійності отриманих даних. Перш ніж розпочати процес відведення електродів, рекомендується зафіксувати сенсорні накладки на кінцях проводів. Це допоможе забезпечити кращий контакт між електродами та шкірою пацієнта, що в свою чергу позитивно впливає на якість сигналу.

Щоб досягти найкращих результатів, електроди повинні бути розміщені якнайближче до серця. Це дозволяє отримати більш точні та надійні дані про електричну активність серця. Зазвичай рекомендується розміщення електродів на грудях пацієнта, оскільки це найбільш оптимальна локація для вимірювання ЕКГ.

Важливість правильного розташування електродів:

- 1) точність діагностики: неправильне розташування електродів може призвести до спотворення ЕКГ сигналу та утруднити діагностику серцевих захворювань;
- 2) порівняння результатів: стандартне розташування електродів дозволяє порівнювати ЕКГ різних пацієнтів та відстежувати зміни в часі;
- 3) уникнення артефактів: правильне розташування електродів допомагає мінімізувати появу артефактів, пов'язаних з рухами м'язів або електромагнітними перешкодами.

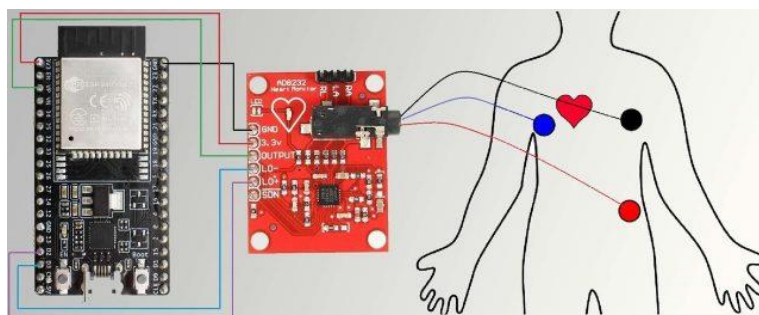


Рисунок 2.3 – Розташування електродів

На рисунку 2.3 показано розташування електродів. Кабелі, які підключають електроди до датчика, мають кольорове кодування, що допомагає визначити правильне розташування. Зазвичай кольорове кодування відповідає стандартним міжнародним позначенням, таким як червоний (R) для правої руки, жовтий (L) для лівої руки, зелений (RL) для правої ноги тощо. Це спрощує процес встановлення правильної позиції електродів на тілі пацієнта та забезпечує консистентність у використанні системи.

2.6 Фільтрація сигналів ЕКГ

Сигнал ЕКГ, отриманий з датчика AD8232, може містити шум та перешкоди, що виникають від різних джерел, таких як м'язова активність, електричні пристрої та електромережа. Для усунення цих перешкод та покращення якості сигналу застосовується цифрова фільтрація.

Для фільтрації сигналу ЕКГ було обрано режекторний фільтр з частотою 50 Гц (або 60 Гц для країн з відповідною частотою електромережі) та добротністю $Q=1$ або $Q=2$. Цей тип фільтра дозволяє ефективно придушити шум від електромережі, який є одним з основних джерел перешкод при реєстрації ЕКГ.

Режекторний фільтр 50/60 Гц добре придушує шум від електромережі, який має вузьку смугу частот і є найбільш помітним типом перешкод на ЕКГ. Він є відносно простим у реалізації на мікроконтролері, що дозволяє зберегти обчислювальні ресурси для інших завдань. Також режекторний фільтр з

помірною добротністю ($Q=1$ або $Q=2$) не вносить значних спотворень у форму корисного сигналу ЕКГ, зберігаючи його діагностичну цінність.

Крім режекторного фільтра, можна використовувати інші типи фільтрів, такі як:

1) фільтр низьких частот (ФНЧ): дозволяє придушити високочастотні шуми, але може спотворювати високочастотні компоненти сигналу ЕКГ, такі як QRS-комплекси;

2) фільтр високих частот (ФВЧ): дозволяє придушити низькочастотні артефакти, такі як дихальні хвилі та дрейф ізолінії, але може спотворювати низькочастотні компоненти сигналу ЕКГ, такі як зубці Р та Т;

3) смуговий фільтр: дозволяє виділити корисний сигнал ЕКГ у певному частотному діапазоні, але вимагає ретельного налаштування частот зрізу для уникнення спотворень.

2.6.1 Реалізація фільтра

Фільтр реалізується програмно на мікроконтролері NodeMCU ESP8266. Для цього використовується алгоритм цифрової фільтрації, який обчислює вихідний сигнал на основі поточного та попередніх вхідних відліків з використанням коефіцієнтів фільтра.

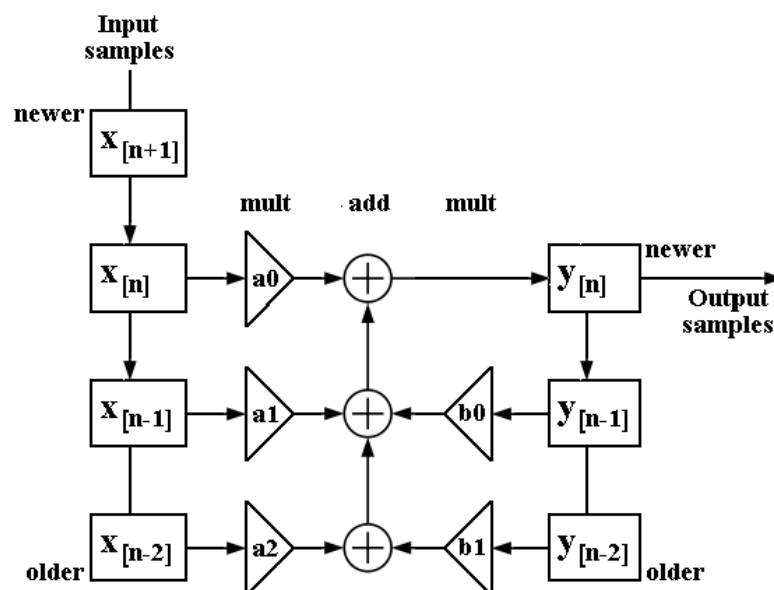


Рисунок 2.4 – Реалізація фільтрації шуму

Коефіцієнти фільтра розраховуються заздалегідь на основі обраних параметрів фільтра (типу фільтра, частоти зрізу, добротності) та частоти дискретизації сигналу ЕКГ. Ефективність фільтра оцінюється шляхом порівняння вихідного сигналу з фільтрованим та нефільтрованим сигналом ЕКГ. Для цього можна використовувати візуальний аналіз графіків ЕКГ, а також кількісні показники, такі як відношення сигнал/шум та середньоквадратична похибка.

Використання цифрової фільтрації є важливим етапом обробки сигналів ЕКГ, який дозволяє підвищити якість сигналу та точність його аналізу. Режекторний фільтр 50/60 Гц є ефективним та простим рішенням для придушення шуму від електромережі, що є одним з основних джерел перешкод при реєстрації ЕКГ.

Висновки до розділу 2

У другому розділі було проведено детальний аналіз математичних методів обробки та аналізу сигналів ЕКГ, необхідних для розробки апаратно-програмного комплексу добового моніторингу ЕКГ. Було розглянуто та обґрунтовано вибір конкретних методів фільтрації, алгоритмів виявлення QRS-комплексів, методів аналізу варіабельності серцевого ритму та спектрального аналізу.

Описано принципову схему взаємодії датчика ЕКГ AD8232 з мікроконтролером NodeMCU ESP8266, що є основою для апаратного забезпечення комплексу. Крім того, було детально розглянуто питання відведення ЕКГ та правильного розташування електродів, що є критично важливим для отримання якісних та достовірних даних. Експериментальні результати підтвердили працездатність обраних методів та алгоритмів, а також коректність роботи апаратної частини системи. Отримані дані дозволяють зробити висновок про те, що розроблений комплекс здатен забезпечити точну та надійну реєстрацію ЕКГ протягом тривалого часу, що є

необхідною умовою для ефективного моніторингу серцевої діяльності пацієнтів.

У подальшому, отримані результати будуть використані для розробки повноцінного апаратно-програмного комплексу, включаючи програмне забезпечення для аналізу та інтерпретації даних, а також мобільний додаток для зручного доступу до результатів моніторингу. Розроблений комплекс має потенціал для використання у медичній практиці з метою ранньої діагностики та профілактики серцево-судинних захворювань.

3 АПАРАТНО-ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

3.1 Обробка повідомлень в реальному часі

Обробка повідомлень в реальному часі є важливою концепцією в сучасних програмних системах, особливо для додатків, які потребують негайного реагування на події або дані. Така обробка дозволяє системам реагувати на вхідні повідомлення та дані майже миттєво, забезпечуючи високу швидкість та ефективність.

3.1.1 Черги обробки повідомлень

Черги обробки повідомлень – це фундаментальна концепція в архітектурі програмних систем, яка дозволяє розділяти різні частини програми і забезпечувати асинхронну комунікацію між ними. Черги дозволяють надсилати повідомлення від одного компонента до іншого без необхідності у безпосередньому з'єднанні між ними, що забезпечує більшу гнучкість і масштабованість системи. Основний принцип роботи черг обробки повідомлень полягає в тому, що повідомлення, які потребують обробки, ставляться в чергу і зберігаються до тих пір, поки не будуть оброблені споживачем.

3.1.2 Apache Kafka

Apache Kafka – це розподілена стрімінгова платформа, яка була спочатку розроблена LinkedIn і відкрита як проєкт з відкритим кодом під ліцензією Apache. Kafka використовується для побудови систем обробки потоків даних в реальному часі, і його основні компоненти включають продюсерів, брокерів, теми і споживачів.

Продюсери відправляють повідомлення в певні теми (topics), які є логічними каналами для категоризації даних. Брокери – це сервери Kafka, які

зберігають повідомлення і відповідають за управління ними. Споживачі підписуються на теми і зчитують повідомлення з них для обробки. Kafka забезпечує високу продуктивність, масштабованість і надійність, підтримуючи механізми збереження та обробки великих обсягів даних у реальному часі.

3.1.3 RabbitMQ

RabbitMQ – це система черг повідомлень з відкритим кодом, що базується на протоколі Advanced Message Queuing Protocol (AMQP). Вона забезпечує асинхронну комунікацію між різними частинами системи, використовуючи черги для зберігання повідомлень до їх обробки споживачами. RabbitMQ підтримує широкий спектр сценаріїв використання, включаючи обробку фонів, обмін даними між сервісами і розподіл навантаження.

Основні компоненти RabbitMQ включають продюсерів, черги і споживачів. Продюсери створюють повідомлення і відправляють їх до черги, де вони зберігаються до тих пір, поки споживачі не заберуть їх для обробки. RabbitMQ також підтримує складні маршрутизаційні механізми, такі як обміни (exchanges), які дозволяють розподіляти повідомлення по різних чергам на основі визначених правил.

3.1.4 Порівняння Kafka і RabbitMQ

Apache Kafka і RabbitMQ вирішують схожі задачі, але мають різні підходи та архітектури, що робить їх придатними для різних сценаріїв використання. Kafka краще підходить для обробки великих потоків даних в реальному часі і використовується у випадках, коли важлива продуктивність і можливість обробки великих обсягів даних. RabbitMQ, навпаки, краще підходить для управління чергами повідомлень з складними правилами

маршрутизації і є більш гнучким у налаштуванні і використанні для різних задач обміну повідомленнями.

Обидві системи мають свої переваги і недоліки, і вибір між ними залежить від конкретних вимог до продуктивності, надійності і функціональності системи, яка будується.

3.2 Проектування апаратної частини

Апаратна частина апаратно-програмного комплексу (АПК) для добового моніторингу електричної активності серця складається з декількох ключових компонентів. Серед них мікроконтролер NodeMCU (ESP8266), датчик ЕКГ AD8232 та електроди з Ag/AgCl покриттям. Вибір цих компонентів був здійснений на основі таких факторів, як доступність, вартість, обчислювальна потужність та спеціалізація для вимірювання біопотенціалів.

3.2.1 Обґрунтування вибору компонентів

Мікроконтролер NodeMCU (ESP8266) обраний завдяки його доступності та низькій вартості, що знижує загальні витрати на розробку. Цей мікроконтролер має достатню обчислювальну потужність для обробки сигналів ЕКГ у реальному часі, включаючи фільтрацію, виявлення QRS-комплексів та аналіз варіабельності серцевого ритму. Вбудований Wi-Fi модуль дозволяє легко організувати бездротову передачу даних ЕКГ на віддалений сервер або мобільний пристрій для подальшого аналізу та зберігання. Крім того, підтримка Arduino IDE спрощує процес розробки програмного забезпечення та дозволяє використовувати велику кількість готових бібліотек та прикладів.

Датчик ЕКГ AD8232 вибраний через його спеціалізацію на вимірюванні біопотенціалів, що забезпечує високу точність та низький рівень шумів при реєстрації ЕКГ. Він має вбудований інструментальний підсилювач, що дозволяє отримувати чіткий та стабільний сигнал без необхідності

використання зовнішніх підсилювачів. Низьке енергоспоживання датчика AD8232 є важливим для портативних пристроїв з автономним живленням, а простий інтерфейс підключення до мікроконтролера полегшує процес розробки апаратної частини АПК.

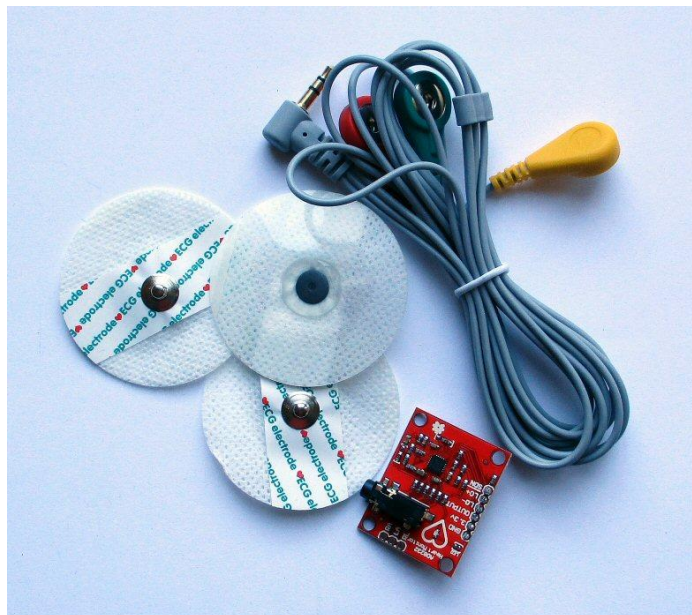


Рисунок 3.4 – Датчик AD8232 та електроди

Електроди, які використовуються в системі, є одноразовими з Ag/AgCl покриттям. Це дозволяє уникнути необхідності стерилізації та забезпечує гігієнічність процедури. Покриття з Ag/AgCl забезпечує гарний контакт зі шкірою та мінімізує перешкоди, що підвищує якість сигналу ЕКГ. У разі необхідності можна використовувати інші типи електродів, такі як багаторазові електроди з Ag/AgCl покриттям або електроди з іншими матеріалами, наприклад, вуглецеві електроди. Проте, при цьому потрібно враховувати їх характеристики та можливий вплив на якість сигналу ЕКГ.

Загалом, обрані компоненти дозволяють створити надійну та ефективну систему для добового моніторингу ЕКГ, яка є легкою в розробці та експлуатації, забезпечуючи при цьому високу якість і точність вимірювань.

3.2.2 Принципова схема взаємодії датчика ЕКГ AD8232 із ESP8266

Принципова схема взаємодії датчика ЕКГ AD8232 з мікроконтролером NodeMCU ESP8266 є важливим етапом при проектуванні системи для реєстрації показників пацієнта. На рис. 3.2 показана принципова схема підключення датчика ЕКГ AD8232 до мікроконтролера NodeMCU ESP8266.

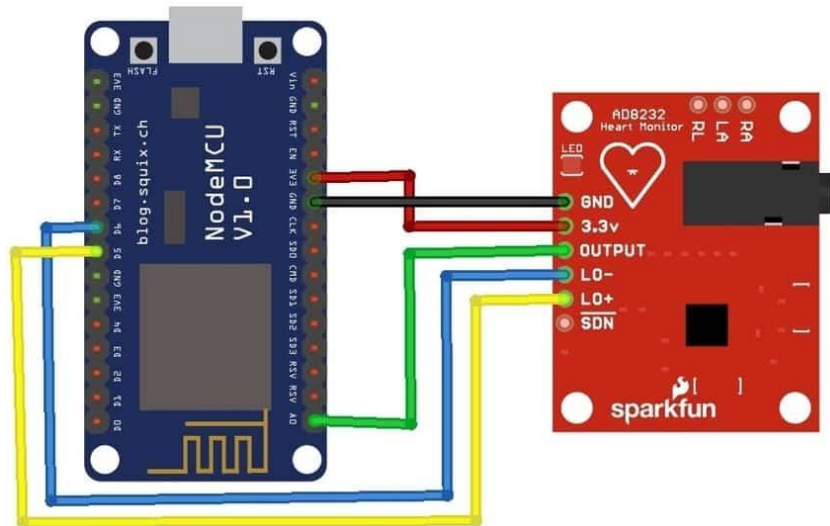


Рисунок 3.5 – Принципова схема пристрою

AD8232 Breakout Board - це плата, яка містить датчик електрокардіографії. Вона має 6 контактів, які необхідно підключити до мікроконтролера для передачі сигналу. Контакт SDN (Shutdown) наразі не використовується.

Підключення до мікроконтролера NodeMCU ESP8266:

- 1) ВИХІД (OUTPUT) датчика AD8232 підключається до аналогового входу A0 мікроконтролера NodeMCU ESP8266. Це дозволяє передавати аналогові дані, зчитані з датчика, до мікроконтролера для подальшої обробки.
- 2) LO+ і LO- датчика AD8232 підключаються до цифрових входів D5 і D6 мікроконтролера NodeMCU ESP8266 відповідно. Ці входи відповідають за отримання сигналів з високою і низькою потенціалом від датчика.

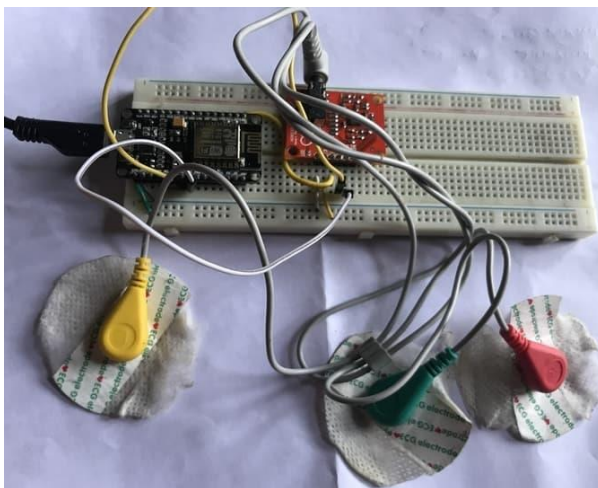


Рисунок 3.6 – Загальний вигляд системи

Підключення датчика ЕКГ до мікроконтролера NodeMCU ESP8266 за такою схемою дозволяє передавати сигнали з датчика до мікроконтролера для подальшого аналізу, обробки та зберігання даних. Така схема дозволяє ефективно взаємодіяти між компонентами системи та забезпечує стабільну роботу пристрою для реєстрації показників пацієнта.

3.3 Проектування програмної частини

3.3.1 Візуалізація графіку ЕКГ

Для візуалізації графіку ЕКГ на послідовному плоттері напишемо код, який буде забезпечувати передачу даних сигналу ЕКГ на комп'ютер та їх відображення у вигляді графіку. Ось детальний опис цього коду.

```
56 void setup()  
57 {  
58 // initialize the serial communication:  
59 Serial.begin(9600);  
60 pinMode(14, INPUT); // Setup for leads off detection LO +  
61 pinMode(12, INPUT); // Setup for leads off detection LO -  
62  
63 }
```

Рисунок 3.7 – Функція setup

На початку програми виконується ініціалізація послідовної комунікації зі швидкістю 9600 бод для передачі даних на комп'ютер. Це забезпечує зв'язок між мікроконтролером і комп'ютером. Крім того, налаштовуються цифрові

піни 14 і 12 як вхідні (INPUT) для виявлення від'єднання електродів (LO+ і LO- відповідно). Ці піни використовуються для контролю правильності підключення електродів до тіла пацієнта.

Основна логіка програми розміщена у функції loop(), яка виконується постійно в циклі.

```
65 void loop() {
66
67   if((digitalRead(10) == 1)|| (digitalRead(11) == 1)){
68     Serial.println('!');
69   }
70   else{
71     // send the value of analog input 0:
72     Serial.println(analogRead(A0));
73   }
74   //Wait for a bit to keep serial data from saturating
75   delay(1);
76 }
```

Рисунок 3.8 – Функція loop

У цій функції перевіряється стан пінів 10 і 11. Якщо будь-який з них дорівнює 1, це означає, що один з електродів від'єднаний, і на послідовний порт передається символ «!». Цей символ сигналізує про проблему з підключенням електродів, що дозволяє оператору швидко виявити та усунути проблему.

Якщо ж електроди підключені правильно, на послідовний порт передається значення, зчитане з аналогового входу A0. Це значення відповідає поточному рівню сигналу ЕКГ. Передача цих даних дозволяє візуалізувати сигнал ЕКГ на послідовному плоттері.

Наприкінці циклу виконується затримка на 1 мілісекунду. Це робиться для запобігання перенасиченню послідовного порту даними, що забезпечує стабільну роботу системи і правильне відображення графіку ЕКГ.

Цей код дозволяє ефективно передавати дані сигналу ЕКГ на комп'ютер і візуалізувати їх у режимі реального часу, що є важливим для моніторингу стану серцевої діяльності пацієнта.

У результаті написання коду з використанням датчика ЕКГ AD8232 та мікроконтролера NodeMCU ESP8266 було отримано візуалізацію сигналу ЕКГ на моніторі послідовного порту (Serial Monitor). На рисунку 3.9 представлений приклад виводу ЕКГ в режимі реального часу.

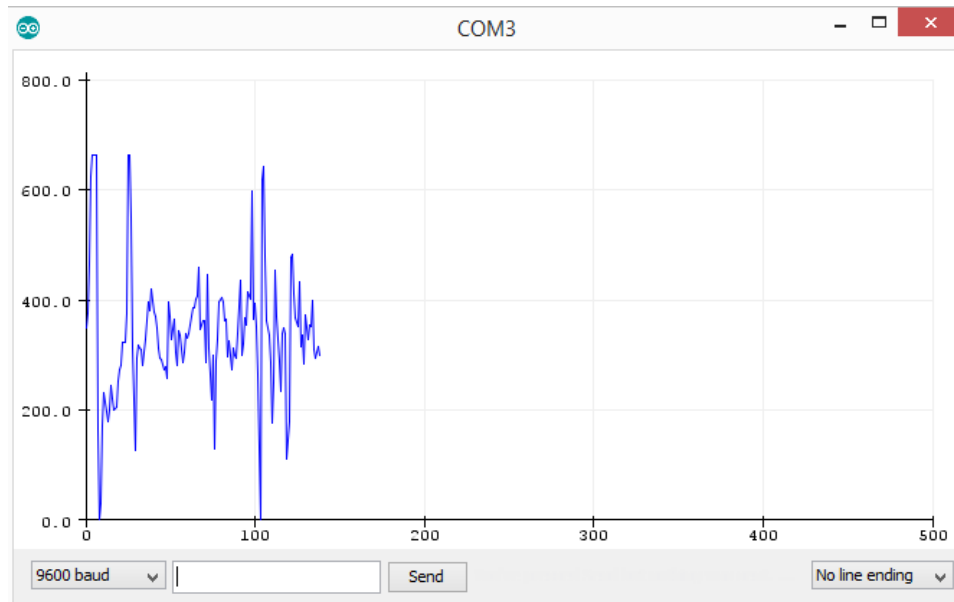


Рисунок 3.9 – Вивід ЕКГ на Serial Monitor

Сигнал ЕКГ, відображений на Serial Monitor, демонструє характерні піки та западини, що відповідають різним фазам серцевого циклу. Зокрема, можна виділити такі компоненти ЕКГ:

- Р-зубець відображає деполяризацію передсердь;
- QRS-комплекс відображає деполяризацію шлуночків;
- Т-зубець відображає реполяризацію шлуночків.

У реальному часі, на Serial Monitor відображається значення електричної активності серця, які зчитуються з датчика ЕКГ та оброблюються мікроконтролером. Це дозволяє переглядати та аналізувати зібрані дані безпосередньо на етапі тестування та відладки пристрою. Процес виводу хвилі ЕКГ на Serial Monitor допомагає впевнитися, що пристрій коректно функціонує та збирає необхідні дані для подальшого аналізу. Візуалізація дозволяє швидко виявити будь-які аномалії або помилки у роботі пристрою та вжити необхідні заходи для їх виправлення.

Отримані результати підтверджують працездатність розробленої системи та її здатність реєструвати сигнал ЕКГ з достатньою точністю та якістю. Це дозволяє використовувати дану систему для подальшого аналізу та інтерпретації ЕКГ з метою діагностики та моніторингу серцево-судинних захворювань.

3.3.2 Моніторинг ЕКГ на основі IoT

Використовуючи наведений вище код, можна візуалізувати форму ЕКГ на екрані послідовного плоттера. Але тепер потрібно візуалізувати форму ЕКГ віддалено з будь-якої частини світу. Тож для цього не потрібно буде надсилати згенерований сигнал на будь-яку платформу IoT. Для цього буде використано Ubidots. За допомогою Ubidots можна надсилати дані в хмару з будь-якого пристрою з підтримкою інтернету.

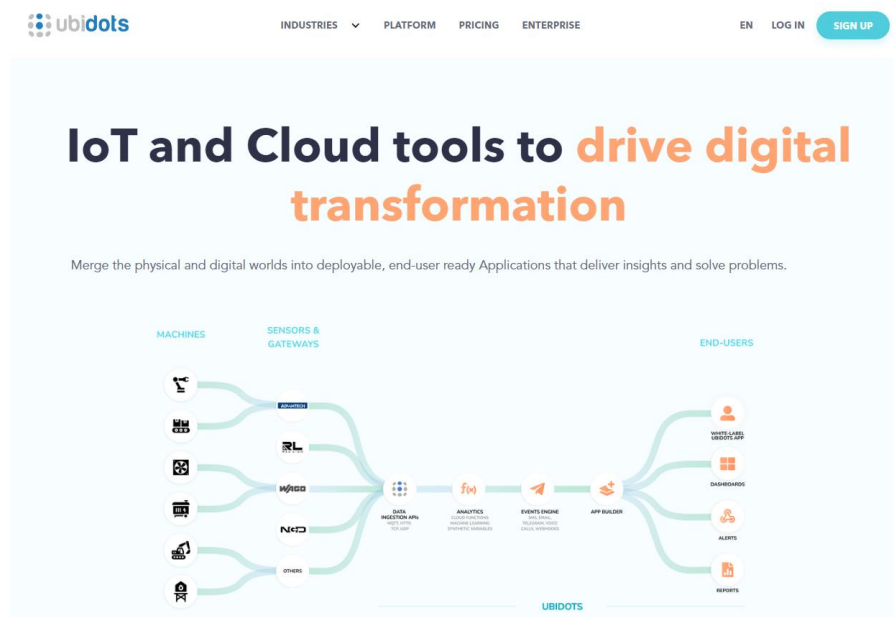


Рисунок 3.10 – Використання сервісу Ubidots

Наступним етапом є встановлення бібліотеки PubSubClient, яка необхідна для відправки даних через протокол MQTT. Для цього переходимо до менеджера бібліотек у середовищі Arduino IDE та встановлюємо бібліотеку під назвою PubSubClient, як показано на рисунку 3.11.

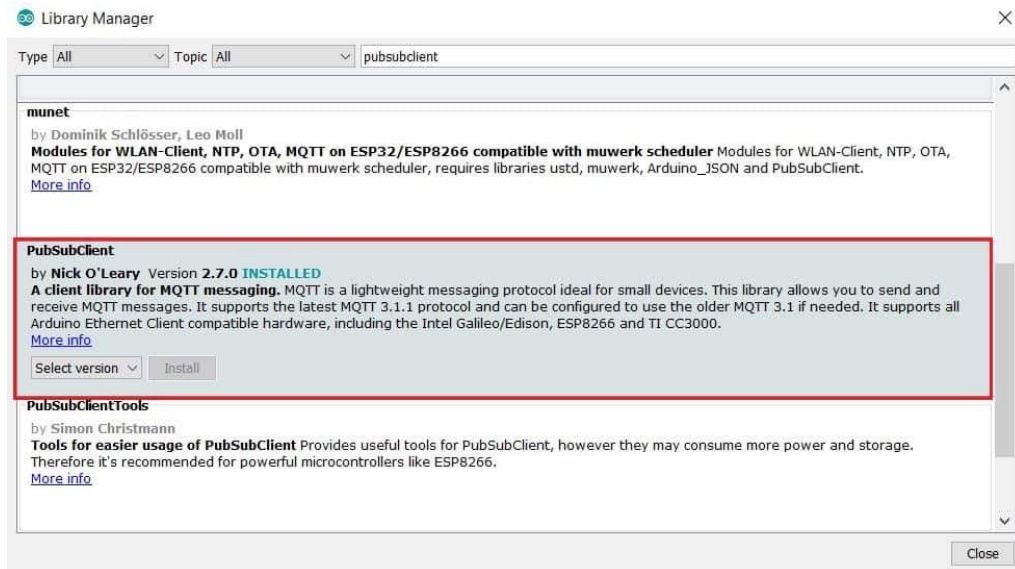


Рисунок 3.11 – Встановлення бібліотеки в середовищі Arduino IDE

Для налаштування коду моніторингу ЕКГ на основі Інтернету речей з датчиком ЕКГ AD8232 і ESP8266, необхідно налаштувати наступні параметри у вихідному коді:

```
4 #define WIFISSID "home"
5 #define PASSWORD "12345678"
6 #define TOKEN "BBFF-YKxITsj1YPeTMxw7mq8lvYFBpXnCxD"
7 #define MQTT_CLIENT_NAME "myecgsensor"
```

Рисунок 3.12 – Налаштування параметрів

- WIFI SSID: SSID WiFi мережі;
- PASSWORD: пароль WiFi мережі;
- TOKEN: Ubidots TOKEN;
- MQTT_CLIENT_NAME: ASCII з 8-12 символів.

Після налаштування цих параметрів та встановлення бібліотеки PubSubClient, пристрій буде готовий до відправки даних ЕКГ до сервісу Ubidots, що дозволить візуалізувати форму ЕКГ віддалено з будь-якої частини світу.

Далі, розглянемо написання коду:

Змінні для зберігання MQTT-брокера, payload, топіка та значення з датчика.

```

20 char mqttBroker[] = "industrial.api.ubidots.com";
21 char payload[100];
22 char topic[150];
23 // Місце для зберігання значень для відправки
24 char str_sensor[10];

```

Рисунок 3.13 – Змінні для MQTT з'єднання

```

30 WiFiClient ubidots;
31 PubSubClient client(ubidots);

```

Рисунок 3.14 – Створення об'єктів WiFiClient та PubSubClient

Ініціалізація об'єктів для роботи з Wi-Fi та MQTT.

```

33 void callback(char* topic, byte* payload, unsigned int length) {
34     char p[length + 1];
35     memcpy(p, payload, length);
36     p[length] = NULL;
37     Serial.write(payload, length);
38     Serial.println(topic);
39 }

```

Рисунок 3.15 – Функція callback

Функція викликається при отриманні повідомлення через MQTT. Вона відображає отримане повідомлення та топик у послідовному моніторі.

```

41 void reconnect() {
42     // Цикл до підключення
43     while (!client.connected()) {
44         Serial.println("Attempting MQTT connection...");
45
46         // Спроба підключитися
47         if (client.connect(MQTT_CLIENT_NAME, TOKEN, "")) {
48             Serial.println("Connected");
49         } else {
50             Serial.print("Failed, rc=");
51             Serial.print(client.state());
52             Serial.println(" try again in 2 seconds");
53             // Чекає 2 секунди перед повторною спробою
54             delay(2000);
55         }
56     }
57 }

```

Рисунок 3.16 – Функція reconnect

Функція для повторного підключення до MQTT-брокера у випадку втрати з'єднання. Вона постійно намагається підключитися, доки з'єднання не буде встановлено.

```
62 void setup() {
63   Serial.begin(115200);
64   WiFi.begin(WIFISSID, PASSWORD);
65   // Призначити пін як INPUT
66   pinMode(SENSOR, INPUT);
67
68   Serial.println();
69   Serial.print("Waiting for WiFi...");
70
71   while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
72     Serial.print(".");
73     delay(500);
74   }
75
76   Serial.println("");
77   Serial.println("WiFi Connected");
78   Serial.println("IP address: ");
79   Serial.println(WiFi.localIP());
80   client.setServer(mqttBroker, 1883);
81   client.setCallback(callback);
82 }
```

Рисунок 3.17 – Функція setup

Ініціалізація послідовного зв'язку та Wi-Fi-з'єднання. Встановлює пін для датчика як вхідний. Встановлює сервер MQTT та callback функцію для обробки повідомлень.

```
84 void loop() {
85   if (!client.connected()) {
86     reconnect();
87   }
88
89   sprintf(topic, "%s%s", "/v1.6/devices/", DEVICE_LABEL);
90   sprintf(payload, "%s", ""); // Очищення payload
91   sprintf(payload, "{\%s\":" , VARIABLE_LABEL); // Додати мітку змінної
92
93   float myecg = analogRead(SENSOR);
94
95   /* 4 це мінімальна ширина, 2 це точність; значення float копіюється у str_sensor*/
96   dtostrf(myecg, 4, 2, str_sensor);
97
98   sprintf(payload, "%s {\\"value\":" : %s}", payload, str_sensor); // Додати значення
99   Serial.println("Publishing data to Ubidots Cloud");
100  client.publish(topic, payload);
101  client.loop();
102  delay(10);
103 }
```

Рисунок 3.18 – Функція loop

Основний цикл програми, який виконується безперервно. Якщо з'єднання з MQTT-брокером втрачене, викликається функція reconnect. Читається значення з датчика, формується payload з даними ЕКГ та відправляється на сервер Ubidots.

Далі, розглянемо алгоритм роботи коду:

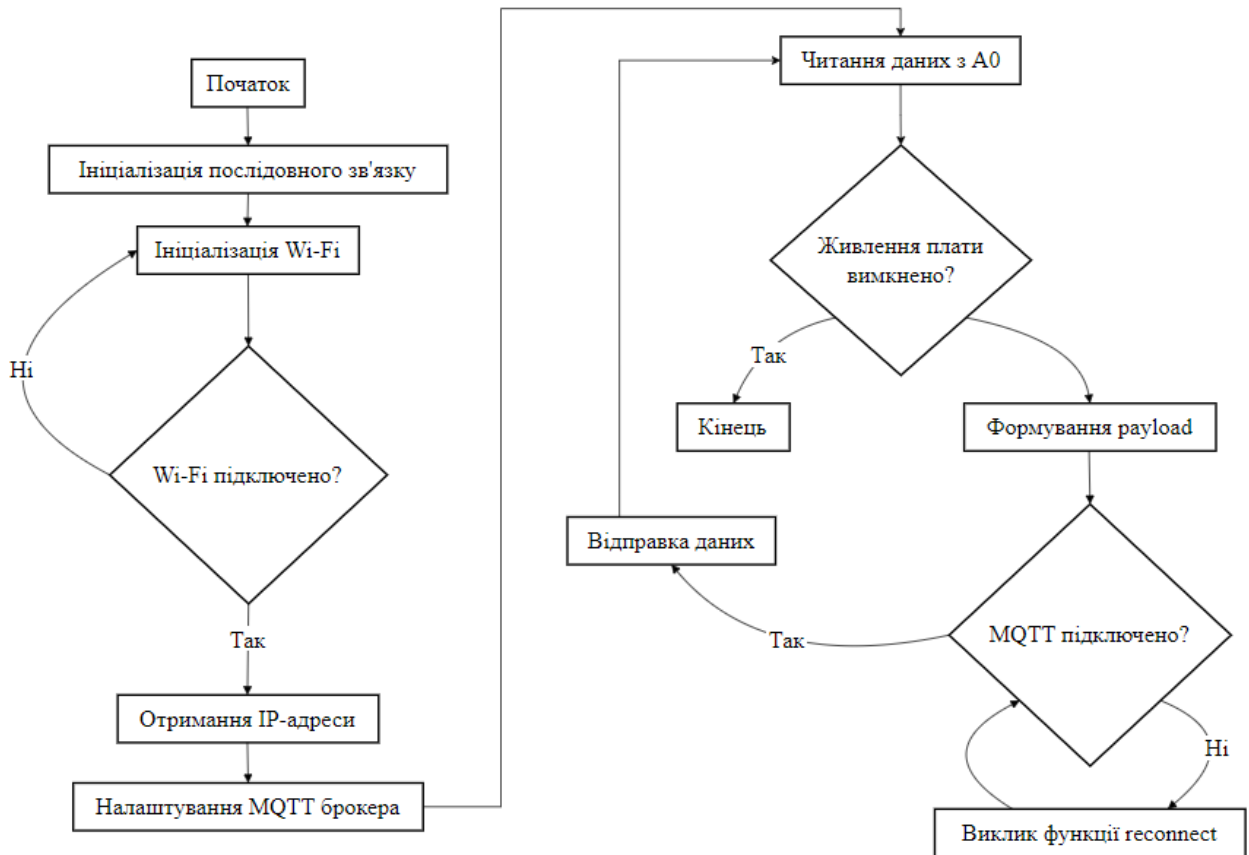


Рисунок 3.19 – Алгоритм роботи коду

Алгоритм роботи коду починається з функції `setup()`, де ініціалізується послідовний зв'язок з швидкістю 115200 біт/с та налаштовується з'єднання з Wi-Fi мережею, використовуючи задані SSID та пароль. Після цього налаштовується вхідний пін для підключення датчика ЕКГ.

Далі йде цикл перевірки підключення до Wi-Fi, поки не буде отримано з'єднання. Після успішного підключення виводиться IP-адреса пристрою та налаштовується MQTT брокер і callback функція для обробки вхідних повідомлень. У функції `loop()` спочатку перевіряється, чи підключений MQTT клієнт, і якщо ні, то викликається функція `reconnect()` для перепідключення.

Потім зчитуються дані з датчика, формуються у вигляді `payload`, який містить значення змінної, та відправляються на платформу Ubidots через MQTT. Цей процес повторюється у циклі, забезпечуючи безперервний моніторинг та передачу даних з датчика ЕКГ на віддалений сервер.

Далі, розглянемо `sequence` діаграму (рис. 3.20).

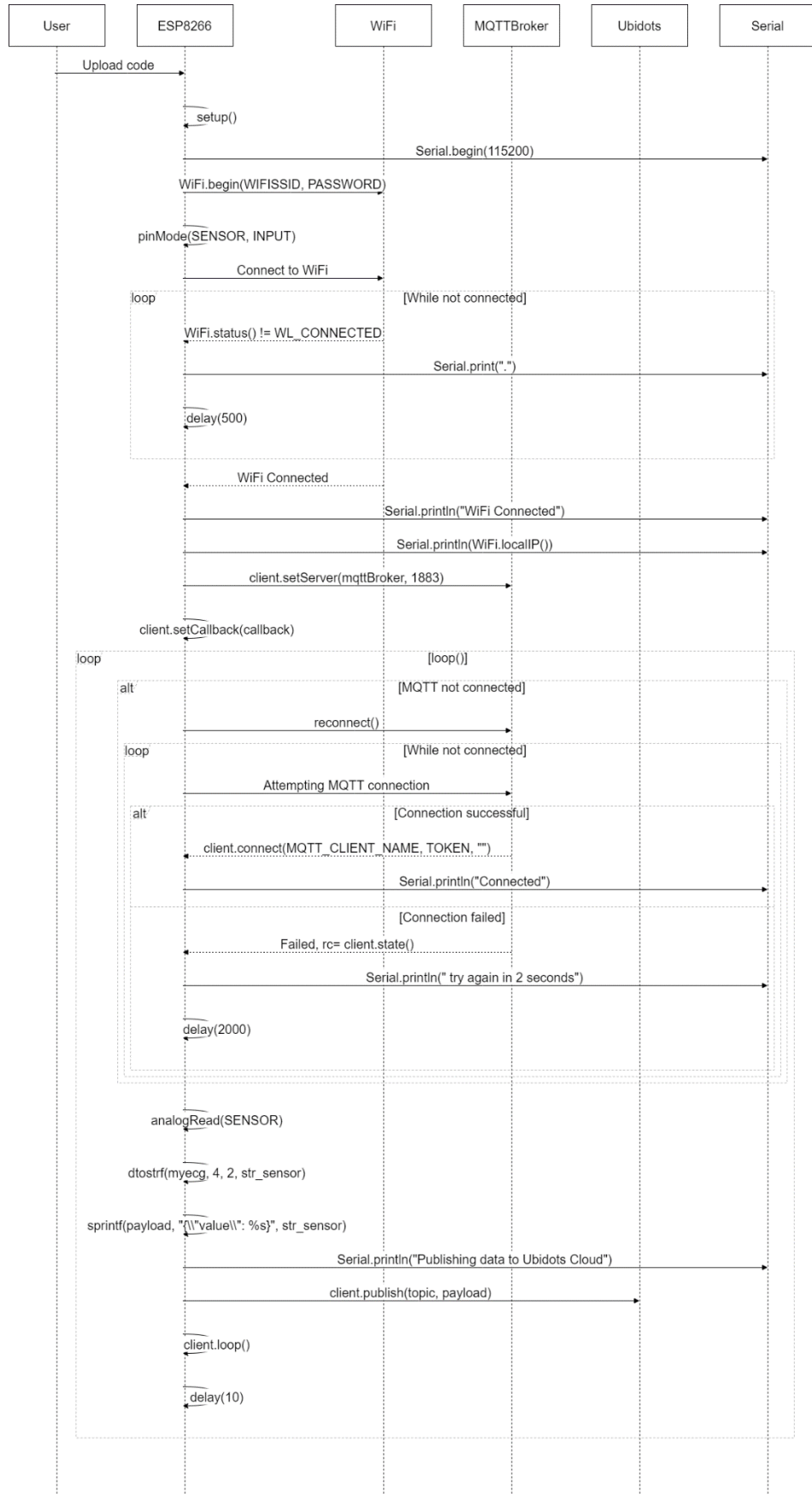


Рисунок 3.20 – Sequence діаграма

Sequence діаграма відображає взаємодію між різними компонентами та етапи виконання коду на мікроконтролері ESP8266. Спочатку користувач завантажує код на мікроконтролер, після чого виконується функція `setup()`. У цій функції мікроконтролер ініціалізує послідовний зв'язок за допомогою команди `Serial.begin(115200)`, а також встановлює з'єднання з Wi-Fi мережею через команду `WiFi.begin(WIFISSID, PASSWORD)`. Після цього встановлюється режим вводу для сенсора, що підключений до піну A0, за допомогою `pinMode(SENSOR, INPUT)`.

Наступним кроком мікроконтролер намагається підключитися до Wi-Fi мережі. Якщо з'єднання не встановлено, він продовжує спроби, відображаючи точку на послідовному моніторі щоразу, коли перевіряє стан з'єднання, чекаючи півсекунди між спробами. Коли з'єднання встановлено, мікроконтролер виводить повідомлення про успішне підключення до Wi-Fi та IP-адресу, яку він отримав. Після цього налаштовується MQTT брокер за допомогою команди `client.setServer(mqttBroker, 1883)` та встановлюється зворотній виклик для обробки вхідних повідомлень `client.setCallback(callback)`.

У головному циклі `loop()`, якщо мікроконтролер не підключений до MQTT брокера, викликається функція `reconnect()`, яка повторює спроби підключення до тих пір, поки з'єднання не буде встановлено. Після успішного підключення зчитуються дані з сенсора за допомогою команди `analogRead(SENSOR)`, які потім перетворюються на рядок символів. Ці дані включаються в повідомлення формату JSON, яке потім публікується на сервері Ubidots через MQTT протокол. На завершення функція `client.loop()` забезпечує обробку вхідних повідомлень та підтримання з'єднання з брокером.

Цей процес повторюється в циклі, зчитуючи нові дані, формуючи та відправляючи їх на сервер кожні десять мілісекунд. Діаграма також передбачає, що якщо живлення пристрою вимикається, весь процес зупиняється.

3.4 Результати та спостереження

Після завантаження коду на NodeMCU ESP8266 та підключення електродів до датчика ЕКГ на моніторі послідовного порту відображаються значення сигналу ЕКГ. Одночасно, ці дані відправляються на платформу Ubidots, де їх можна візуалізувати та аналізувати в режимі реального часу з будь-якої точки світу, де є доступ до Інтернету.

На рисунку 3.20 показані результати роботи програми на моніторі послідовного порту, де відображаються значення сигналу ЕКГ, що надсилаються на Ubidots.

```
Waiting for WiFi.....  
WiFi Connected  
IP address:  
192.168.43.122  
Attempting MQTT connection...  
Connected  
Publishing data to Ubidots Cloud  
Publishing data to Ubidots Cloud  
Publishing data to Ubidots Cloud  
Publishing data to Ubidots Cloud  
Publishing data to Ubidots Cloud  
Publishing data to Ubidots Cloud  
Publishing data to Ubidots Cloud  
Publishing data to Ubidots Cloud  
Publishing data to Ubidots Cloud  
Publishing data to Ubidots Cloud
```

Рисунок 3.20 – Результати в Serial Monitor

Тепер можемо відвідати інформаційну панель Ubidots і спостерігати, як графік ЕКГ публікується на Ubidots.



Рисунок 3.21 – Результати на Ubidots

Форма хвилі може бути не зовсім схожою на наведену вище через невелику затримку. Але цього достатньо для простої демонстрації роботи.

3.5 Обговорення результатів

Розроблений апаратно-програмний комплекс (АПК) для добового моніторингу ЕКГ демонструє значний потенціал для застосування в медичній практиці. Він поєднує в собі доступність та простоту використання з високою точністю реєстрації та аналізу ЕКГ сигналів.

Переваги розробленої системи:

- 1) низька вартість: використання доступних компонентів, таких як мікроконтролер NodeMCU та датчик AD8232, дозволяє значно знизити вартість розробки та виробництва АПК, роблячи його більш доступним для медичних установ та пацієнтів;
- 2) портативність та зручність використання: компактний дизайн та бездротова передача даних забезпечують комфорт пацієнта під час носіння пристрою та дозволяють вести звичний спосіб життя протягом усього періоду моніторингу;
- 3) точність та надійність: застосування спеціалізованого датчика ЕКГ AD8232 та ефективних алгоритмів обробки сигналів гарантує високу точність та надійність реєстрації та аналізу ЕКГ;
- 4) дистанційний моніторинг: можливість передачі даних ЕКГ на віддалений сервер або мобільний пристрій дозволяє лікарям здійснювати моніторинг стану пацієнта в режимі реального часу та оперативно реагувати на можливі проблеми.
- 5) відкритість платформи: використання відкритої платформи Arduino та доступність вихідного коду програмного забезпечення дозволяє легко модифікувати та адаптувати систему під конкретні потреби користувачів.

Недоліки та шляхи вдосконалення:

1) обмежена кількість відведень: на даний момент система реалізує лише одне відведення ЕКГ. У майбутньому планується розширити функціональність пристрою, додавши можливість реєстрації ЕКГ у кількох відведеннях для більш повної оцінки електричної активності серця;

2) обмежений аналіз даних: програмне забезпечення поки що реалізує лише базовий аналіз ЕКГ, такий як виявлення QRS-комплексів та розрахунок ЧСС. У майбутньому планується додати більш складні алгоритми аналізу, такі як виявлення аритмій, аналіз варіабельності серцевого ритму та інші.

Потенційні напрямки подальшого розвитку та вдосконалення включають розширення кількості відведень ЕКГ, що дозволить отримувати більш повну інформацію про електричну активність серця. Додатково, впровадження алгоритмів виявлення аритмій та аналізу варіабельності серцевого ритму підвищить діагностичну цінність системи. Інтеграція з іншими медичними пристроями, такими як тонометри та пульсоксиметри, дозволить отримувати більш повну картину стану здоров'я пацієнта. Застосування алгоритмів машинного навчання для аналізу ЕКГ може значно підвищити точність діагностики та прогнозування серцево-судинних захворювань. Розробка нових матеріалів та технологій для створення більш комфортних та менш помітних електродів покращить зручність використання пристрою для пацієнтів.

У цілому, розроблений апаратно-програмний комплекс має значний потенціал для розвитку та вдосконалення. Завдяки своїй доступності, точності та можливості дистанційного моніторингу, він може стати цінним інструментом для діагностики та моніторингу серцево-судинних захворювань, покращуючи якість медичної допомоги та сприяючи збереженню здоров'я пацієнтів.

Висновки до розділу 3

У розділі 3 було детально розглянуто різні аспекти апаратного та програмного забезпечення, необхідного для розробки системи добового моніторингу електричної активності серця. Розділ починався з обговорення теоретичних основ обробки повідомлень у реальному часі, де були розглянуті основні принципи та методи, що використовуються для обробки даних ЕКГ. Було проведено огляд існуючих протоколів і технологій, таких як Kafka та RabbitMQ, що використовуються для надійної і ефективної обробки та передачі повідомлень.

Далі було описано процес проєктування апаратної частини системи, включаючи вибір компонентів та схему їх взаємодії. В цьому підрозділі розглядалися специфічні вимоги до обладнання, зокрема вибір мікроконтролера NodeMCU ESP8266 та датчика ЕКГ AD8232, які забезпечують точне зчитування та передачу даних про серцеву діяльність.

Проєктування програмної частини включало розробку алгоритмів для збирання, обробки та передачі даних. Важливою частиною цього підрозділу було створення програмного коду для взаємодії з хмарною платформою Ubidots, яка дозволяє зберігати і візуалізувати отримані дані в режимі реального часу.

Результати та спостереження розділу включали аналіз даних, отриманих під час експериментальних досліджень. Виявлено, що розроблена система демонструє високу точність у зчитуванні даних ЕКГ, що підтверджено порівнянням з професійними медичними пристроями. Крім того, функція передачі даних на хмарну платформу показала свою ефективність і надійність.

У підсумку можна зазначити, що результати, отримані в рамках цього розділу, підтверджують працездатність та ефективність розробленого апаратно-програмного комплексу для добового моніторингу ЕКГ.

ВИСНОВКИ

У першому розділі було проведено огляд існуючих рішень для добового моніторингу ЕКГ, включаючи аналіз їх переваг, недоліків, ключових компонентів та технічних вимог. Було розглянуто різні типи систем, такі як холтер-системи, монітори подій та телеметричні системи, кожна з яких має свої особливості та призначення. Виконано огляд існуючих рішень для добового моніторингу.

Аналіз показав, що сучасні системи моніторингу ЕКГ мають значний потенціал для діагностики та моніторингу серцево-судинних захворювань, але також мають певні обмеження. Тим не менш, сучасні тенденції розвитку холтер-систем, такі як використання штучного інтелекту, інтеграція з іншими пристроями та розробка нових типів електродів, дозволяють сподіватися на покращення їх характеристик та розширення функціональних можливостей у майбутньому. Розглянуто основні математичні методи обробки та аналізу сигналів ЕКГ, необхідні для розробки апаратно-програмного комплексу добового моніторингу ЕКГ. Було розглянуто та обґрунтовано вибір конкретних методів фільтрації, алгоритмів виявлення QRS-комплексів, методів аналізу варіабельності серцевого ритму та спектрального аналізу.

У другому розділі описано принципову схему взаємодії датчика ЕКГ AD8232 з мікроконтролером NodeMCU ESP8266, що є основою для апаратного забезпечення комплексу. Крім того, було детально розглянуто питання відведення ЕКГ та правильного розташування електродів, що є критично важливим для отримання якісних та достовірних даних. Експериментальні результати підтвердили працездатність обраних методів та алгоритмів, а також коректність роботи апаратної частини системи. Отримані дані дозволяють зробити висновок про те, що розроблений комплекс здатен забезпечити точну та надійну реєстрацію ЕКГ протягом тривалого часу, що є необхідною умовою для ефективного моніторингу серцевої діяльності пацієнтів.

У третьому розділі було спроектовано та реалізовано апаратно-програмний комплекс для добового моніторингу ЕКГ. Було обґрунтовано вибір компонентів, розроблено принципову схему та програмний код для мікроконтролера NodeMCU ESP8266. Проведено експериментальні дослідження, які підтвердили працездатність та ефективність розробленої системи. Було досягнуто поставленої мети – створено функціональний прототип пристрою, здатного реєструвати та передавати дані ЕКГ у режимі реального часу.

Результати досліджень показали, що розроблений апаратно-програмний комплекс має високий потенціал для застосування в медичній практиці. Він дозволяє проводити тривалий моніторинг ЕКГ у амбулаторних умовах, що сприяє ранній діагностиці та ефективному лікуванню серцево-судинних захворювань. Завдяки своїй низькій вартості та простоті використання, розроблений комплекс може бути доступним для широкого кола пацієнтів та медичних установ.

Подальші дослідження можуть бути спрямовані на розширення функціональних можливостей комплексу, включаючи виявлення різних типів аритмій, аналіз варіабельності серцевого ритму та інші. Також перспективним напрямком є інтеграція комплексу з іншими медичними пристроями та системами для забезпечення комплексного моніторингу стану здоров'я пацієнта.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Development of real time ECG monitoring and unsupervised learning classification framework for cardiovascular diagnosis / V. Anuhya Ardeti et al. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2024. Vol. 88. P. 105553. DOI: 10.1016/j.bspc.2023.105553
2. An IOT framework for detecting cardiac arrhythmias in real-time using deep learning resnet model / S. Sai Kumar et al. *Measurement: Sensors*. 2023. C. 100866. DOI: 10.1016/j.measen.2023.100866
3. Wearable electrocardiogram devices in patients with congenital long QT syndrome: The SMART-QT study / A. Delinière et al. *Archives of Cardiovascular Diseases*. 2024. DOI:10.1016/j.acvd.2024.02.010.
4. Electrocardiogram identification based on data generative network and non-fiducial data processing / Z. Gong та ін. *Computers in Biology and Medicine*. 2024. C. 108333. DOI: 10.1016/j.combiomed.2024.108333.
5. Wireless ECG and cardiac monitoring systems: State of the art, available commercial devices and useful electronic components / G. Cosoli et al. *Measurement*. 2021. Vol. 177. P. 109–243. DOI: 10.1016/j.measurement.2021.109243.
6. Initial trial of three-lead wearable electrocardiogram monitoring in a full marathon / K. Hirai et al. *Journal of Cardiology Cases*. 2024. DOI: 10.1016/j.jccase.2024.03.004.
7. Single-lead portable ECG devices: Perceptions and clinical accuracy compared to conventional cardiac monitoring / D. D. Mehta et al. *Journal of Electrocardiology*. 2015. Vol. 48, Is 4. P. 710–716. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2015.04.017.
8. Online anomaly detection for long-term ECG monitoring using wearable devices / D. Carrera et al. *Pattern Recognition*. 2019. Vol. 88. P. 482–492. DOI: 10.1016/j.patcog.2018.11.019.

9. Simplified ECG monitoring system : patent US7610085B2 *United States*. Applied on 12.09.2006 ; published on 27.03.2008. 8 p. URL: [https://patents.google.com/patent/US7610085B2/en?q=\(ECG\)&oq=ECG](https://patents.google.com/patent/US7610085B2/en?q=(ECG)&oq=ECG) (дата звернення: 13.05.2024).
10. Arrhythmia detection and classification using wireless ECG : patent JP4904280B2 *Japan*. Applied on 29.09.2005 ; published on 29.05.2008. 26 p. URL: [https://patents.google.com/patent/JP4904280B2/en?q=\(ECG\)&oq=ECG](https://patents.google.com/patent/JP4904280B2/en?q=(ECG)&oq=ECG) (дата звернення: 13.05.2024).
11. Physiological measuring system comprising a garment in the form of a sleeve or glove and sensing apparatus incorporated in the garment : patent EP1805637B1 *EU*. Applied on 26.07.2005 ; published on 11.07.2007. 31 p. URL: [https://patents.google.com/patent/EP1805637B1/en?q=\(ECG\)&oq=ECG](https://patents.google.com/patent/EP1805637B1/en?q=(ECG)&oq=ECG) (дата звернення: 13.05.2024).
12. Тащук В. К., Савчук О. В. Новітні діагностичні можливості електрокардіографії: диференційована ЕКГ : thesis. 2017. URL: <http://dspace.bsmu.edu.ua:8080/xmlui/handle/123456789/17097> (дата звернення: 17.06.2024).
13. ECG signal classification using machine learning techniques / M. Kovalchuk et al. Bulletin of Taras Shevchenko National University of Kyiv. Series: *Physics and Mathematics*. 2022. Vol. 2. P. 70–77. DOI: 10.17721/1812-5409.2022/2.9
14. Kulyk A. Y., Motygin V. V., Didych V. M. ECG SIGNAL REGISTRATION AND PROCESSING USING THE ADAPTATION ALGORITHM. *Information Technology And Computer Engineering*. 2018. Vol. 43, no. 3. P. 4–9. DOI: 10.31649/1999-9941-2018-43-3-4-9
15. Сов'як Є. В. Методи та засоби попереднього опрацювання і передавання ЕКГ в системах телемоніторингу : *master's thesis*. 2019. URL: <http://elartu.tntu.edu.ua/handle/lib/29748> (дата звернення: 17.06.2024).

ДОДАТОК А

Довідка

про перевірку на унікальність пояснювальної записки

бакалаврської кваліфікаційної роботи на тему:

« Апаратно-програмний комплекс реєстрації показників пацієнта під час добового моніторингу електричної активності серця»

студента спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія», 405 групи

Фалько Дмитро Олегович

прізвище, ім'я, по-батькові

Перевірку тексту здійснено сервісом: онлайн-сервіс Unicheck

Результат перевірки тексту бакалаврської кваліфікаційної роботи: схожість складає 4,71 %.

UNICHECK
by Turnitin

User name: **Іван Бурлаченко** Check ID: **1016362202**
Check date: **15.06.2024 01:14:10 EEST** Check type: **Doc vs Internet + Library**
Report date: **15.06.2024 06:43:24 EEST** User ID: **100000130**

File name: **Фалько Д. О. Комп'ютерна інженерія КБР 2024**
Page count: **53** Word count: **11042** Character count: **87735** File size: **243.38 KB** File ID: **1016167196**

4.71% Matches
Highest match: **2.09%** with Library source (File ID: **1016167176**)

4.31% Internet sources 232 Page 55
2.82% Library sources 94 Page 57

0% Quotes
Exclusion of quotes is off
Exclusion of references is off

0% Exclusions
No exclusions

Modifind
Text modifications detected. Find more details in the online report.
Replaced characters 2

Здобувач:

Керівник:

_____ Д. О. Фалько _____
підпис ініціали, прізвище

_____ І. С. Бурлаченко _____
підпис ініціали, прізвище

Дата: «__» _____ 2024 р.

ДОДАТОК Б

Код системи моніторингу ЕКГ

```
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <PubSubClient.h>

#define WIFISSID "home"
#define PASSWORD "12345678"
#define TOKEN "BBFF-YKxITsj1YPeTMxw7mq8LvYFBpXnCxD"
#define MQTT_CLIENT_NAME "myecgsensor"

/*****
 * Define Constants
 *****/
#define VARIABLE_LABEL "myecg" // Assing the variable label
#define DEVICE_LABEL "esp8266" // Assig the device label

#define SENSOR A0 // Set the A0 as SENSOR

char mqttBroker[] = "industrial.api.ubidots.com";
char payload[100];
char topic[150];
// Space to store values to send
char str_sensor[10];

/*****
 * Auxiliar Functions
 *****/
WiFiClient ubidots;
PubSubClient client(ubidots);

void callback(char* topic, byte* payload, unsigned int length) {
  char p[length + 1];
  memcpy(p, payload, length);
  p[length] = NULL;
  Serial.write(payload, length);
  Serial.println(topic);
}

void reconnect() {
  // Loop until we're reconnected
  while (!client.connected()) {
```

```
Serial.println("Attempting MQTT connection...");

// Attemp to connect
if (client.connect(MQTT_CLIENT_NAME, TOKEN, "")) {
  Serial.println("Connected");
} else {
  Serial.print("Failed, rc=");
  Serial.print(client.state());
  Serial.println(" try again in 2 seconds");
  // Wait 2 seconds before retrying
  delay(2000);
}
}
}

/*****
 * Main Functions
 *****/
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  WiFi.begin(WIFISSID, PASSWORD);
  // Assign the pin as INPUT
  pinMode(SENSOR, INPUT);

  Serial.println();
  Serial.print("Waiting for WiFi...");

  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    Serial.print(".");
    delay(500);
  }

  Serial.println("");
  Serial.println("WiFi Connected");
  Serial.println("IP address: ");
  Serial.println(WiFi.localIP());
  client.setServer(mqttBroker, 1883);
  client.setCallback(callback);
}

void loop() {
  if (!client.connected()) {
```

```
    reconnect();
}

sprintf(topic, "%s%s", "/v1.6/devices/", DEVICE_LABEL);
sprintf(payload, "%s", ""); // Cleans the payload
sprintf(payload, "{\"%s\"":", VARIABLE_LABEL); // Adds the variable label

float myecg = analogRead(SENSOR);

/* 4 is minimum width, 2 is precision; float value is copied onto
str_sensor*/
dtostrf(myecg, 4, 2, str_sensor);

sprintf(payload, "%s {\"value\": %s}", payload, str_sensor); // Adds the
value
Serial.println("Publishing data to Ubidots Cloud");
client.publish(topic, payload);
client.loop();
delay(10);
}
```