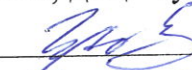


МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

«Допущено до захисту»

Завідувач кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях
к.т.н., доц. Чухов В.В.


« 27 » 05 2024 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему «Система контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням
даних у хмарному сервісі »

за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «бакалавр»

Виконавець роботи
студентка 4 курсу, гр.БІ-20-1


(дата, підпис)

Заєць Д.В.

Керівник роботи
к.т.н., доц.


(дата, підпис)

Коренівська О.Л.

Житомир 2024

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи бакалавра

на тему «Система контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням
даних у хмарному сервісі »

Виконала: студентка 4 курсу,
групи БІ-20-1 спеціальності
163 «Біомедична інженерія»

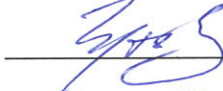
Заєць Д.В.

Керівник Коренівська О.Л.

Житомир 2024

«Затверджено»

Завідувач кафедри комп'ютерних
технологій у медицині та
телекомунікаціях

 Владислав ЧУХОВ
« 20 » 10 2024 р.

ЗАВДАННЯ
на кваліфікаційну роботу бакалавра

Студента: Засць Дар'ї Вікторівни

Тема роботи: Система контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням даних у хмарному сервісі

Затверджена Наказом університету від «5» березня 2024 р. № 94/с

Термін здачі студентом закінченої роботи 10 червня 2024 р.

Вихідні дані роботи (зазначається предмет і об'єкт дослідження): Вимірювання пульсу та ступеня насичення крові киснем, передача даних на хмарний сервіс, бездротова передача даних, виведення на дисплей.

Консультанти з випускної кваліфікаційної роботи із зазначенням розділів, що їх стосуються

Розділ	Консультант	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
1	Коренівська О.Л.		
2	Коренівська О.Л.		
3	Коренівська О.Л.		
4	Коренівська О.Л.		
5	Коренівська О.Л.		

Керівник  (підпис)

Календарний план

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літератури	до 01.03.24 р.	
2	Технічне завдання	до 10.03.24 р.	
3	Розробка структурної схеми	до 01.04.24 р.	
4	Розробка схеми принципової	до 01.05.24 р.	
5	Конструкторська частина	до 01.06.24 р.	
6	Оформлення ПЗ	до 10.06.24 р.	

Студент


(підпис)

Керівник


(підпис)

АНОТАЦІЯ

Безперервний моніторинг рівня кисню у крові є важливим інструментом для запобігання гіпоксії та забезпечення своєчасної медичної допомоги пацієнтам з респіраторними та серцево-судинними захворюваннями.

Метою дипломної роботи є розробка системи контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням даних у хмарному сервісі. Для досягнення цієї мети були виконані наступні завдання: проведено аналіз літератури, огляд та порівняння існуючих систем, розроблено технічне завдання, розроблено структурну схему пристрою, підібрано елементну базу, розроблено алгоритм роботи, створено програмне забезпечення для мікроконтролера, інтегровано систему з хмарним сервісом Blynk для відображення даних у реальному часі, проведено перевірку працездатності та оцінку ефективності системи, розроблено рекомендації щодо експлуатації.

					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум	Підпис	Дата		5

РЕФЕРАТ

Метою дипломної роботи є розробка системи контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням даних у хмарному сервісі. В роботі обґрунтовано необхідність створення подібних систем для забезпечення безперервного моніторингу життєво важливих показників у реальному часі, а також досліджено існуючі варіанти реалізації та вимоги до подібних систем.

У першому розділі роботи представлено аналіз існуючих систем моніторингу рівня кисню у крові, визначено особливості побудови, переваги та недоліки наявних систем. Сформульовано вимоги до типової системи контролю доступу.

Другий розділ містить технічне завдання на розробку.

Третій розділ присвячено розробці системи. Проведено розробку структурної схеми пристрою, підбрано необхідну елементну базу, розроблено алгоритм роботи та програмне забезпечення для мікроконтролера на базі платформи Arduino. Описано процес інтеграції з хмарним сервісом Blynk для відображення даних у реальному часі.

Четвертий розділ включає перевірку працездатності та експериментальні дослідження створеного хмарного середовища. Проведено тестування пристрою, проаналізовано результати та розроблено рекомендації щодо експлуатації системи.

П'ятий розділ містить конструкторську частину, в рамках якої пораховано габаритні розміри плати, малюнок друкованої плати, наведено малюнок розведення друкованої плати та розрахунок надійності приладу.

Наведено висновки по роботі та надано рекомендації щодо експлуатації розробленої системи.

					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ	Лист
						6
Змін	Лист	№ докум	Підпис	Дата		

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	5
РЕФЕРАТ	6
ВСТУП	9
1. ОБГРУНТУВАННЯ НЕОБХІДНОСТІ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ РІВНЯ КИСНЮ У КРОВІ ПАЦІЄНТА.....	10
1.1 Аналіз предметної області та актуальність дослідження.....	10
1.2 Огляд методів вимірювання пульсу.....	11
1.3 Огляд методів вимірювання ступеня насиченості крові киснем..	12
1.4 Огляд основних видів пульсоксиметрів.....	15
Висновки до розділу 1.....	17
2. ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ НА РОЗРОБКУ.....	18
3. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ.....	19
3.1 Розробка структурної схеми пристрою.....	19
4. РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ РІВНЯ КИСНЮ У КРОВІ ПАЦІЄНТА З ВІДОБРАЖЕННЯМ ДАНИХ У ХМАРНОМУ СЕРВІСІ.....	22
4.1 Обґрунтування та вибір елементної бази.....	22
4.2 Огляд хмарних сервісів для систем контролю рівня кисню у крові.....	33
4.3 Розробка алгоритму роботи.....	37
4.4 Розробка програмного забезпечення.....	38
4.5 Перевірка працездатності роботи пристрою.....	41
Висновки до розділу 4.....	43
5. КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА.....	44
5.1 Розрахунок габаритних розмірів плати.....	44

					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ			
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Система контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням даних у хмарному сервісі	Літ.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Заєць Д.В.						
Перевір.		Коренівська О.Л.					7	58
Реценз.		Коломієць Р.О.				ФІКТ, гр. БІ-20-1		
Н. Контр.		Чухов В.В.						
Затверд.		Чухов В.В.						

5.2 Розрахунок малюнку друкованої плати.....	45
5.3 Розрахунок надійності приладу.....	47
5.4 Розрахунок заряду акумулятора.....	49
Висновки до розділу 5.....	50
ВИСНОВКИ.....	51
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....	52
ДОДАТОК А.....	54
ДОДАТОК Б.....	55
ДОДАТОК В.....	56

						Лист
Змін	Лист	№ докум	Підпис	Дата		

ВСТУП

В нашому світі є дуже важливе життя за яким потрібно слідкувати кожну хвилину. Одним із найважливіших показників стану здоров'я у крові людини є рівень кисню, який визначається за допомогою пульсоксиметра. Для забезпечення нормального функціонування організму, необхідний достатній рівень кисню в крові. На сьогоднішній день використання хмарних сервісів, відкриває нові можливості для віддаленого моніторингу стану пацієнтів у медицині.

Хмарні технології забезпечують швидкий доступ до інформації для медичного персоналу та пацієнтів, дозволяють зберігати та обробляти великі обсяги даних.

У цій роботі розроблена програма для віддаленого спостереження за концентрацією кисню в крові людини на базі платформи Blynk. Це дозволяє уникнути необхідності збору безлічі аналізів, які потрібно здавати лише в умовах медичного закладу, спрощуючи систему моніторингу.

Пульсоксиметр це прилад, який здатний визначити кількість кисню в крові через шкіру пальця чи вуха неінвазивним методом. У найпростішому варіанті використовуються датчики MAX30100 або MAX30102, які через певний інтерфейс пов'язані з мікроконтролером, що здійснює обробку даних вимірів, результати якої відображаються на портативному екрані.

Це дає змогу контролювати значення сатурації крові пацієнтів із легким та середнім ступенем тяжкості захворювання в домашніх умовах, що, по-перше, суттєво зменшує попит на лікарняні ліжка, а, по-друге, дозволяє лікарям не мати прямого контакту з пацієнтами, знижуючи ризик зараження.

1 ОБГРУНТУВАННЯ НЕОБХІДНОСТІ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ РІВНЯ КИСНЮ У КРОВІ ПАЦІЄНТА

1.1 Аналіз предметної області та актуальність дослідження

Контроль рівня кисню у крові став особливо актуальним під час пандемії COVID-19 та життєво необхідним для багатьох пацієнтів.

Поширення коронавірусу змінило щоденні звички людей та змусило їх більше турбуватися про своє здоров'я, а ще ознайомило нас з новим медичним приладом.

Якщо на початку пандемії головним у домі був термометр, то з початком пандемії зріс попит на пульсоксиметри. Коронавірусна інфекція часто призводить до зниження рівня кисню в крові, що може залишатися непомітним для пацієнта до розвитку серйозних ускладнень, тому використання пульсоксиметра під час пандемії COVID-19 мало надзвичайно важливе значення.

Крім того, пульсоксиметри стали важливим інструментом для віддаленого моніторингу пацієнтів, котрий знижує навантаження на медичні заклади та зменшує ризик зараження медичного персоналу. Тому більшість лікарів рекомендують придбати пристрій для вимірювання сатурації у свій дім. Цим ми можемо полегшити роботу сімейних лікарів, контролюючи своє здоров'я.

У лікарів є можливість відслідковувати дистанційно стан пацієнтів котрі лікуються вдома та отримувати данні про їх самопочуття. Це дозволяє лікарям оперативно реагувати на зміни в стані пацієнтів, зменшуючи ризик серйозних ускладнень та смертності. Враховуючи ці всі факти я вирішила розробити прилад дистанційної сатурації кисню, де результат можна з легкістю побачити в харному сервісі Blynk.

1.2 Огляд методів вимірювання пульсу

Вимірювання пульсу є потрібним показником здоров'я людини, що може надавати інформацію про стан серцево-судинної системи. Існує кілька основних методів вимірювання пульсу, які використовуються в медичній практиці та в побутових пристроях.[10].

1. Пальпація

Це найпростіший і найстаріший метод вимірювання пульсу, при якому лікар або пацієнт пальпує (натискає) артерію, зазвичай на зап'ясті або шиї, і рахує кількість пульсових хвиль за певний проміжок часу (зазвичай 30 секунд або хвилину).

Переваги:

- Не потребує спеціального обладнання.
- Швидко і просто виконувати.

Недоліки:

- Не дуже точний, особливо при нерегулярному ритмі серця.
- Залежить від навичок і досвіду того, хто вимірює.

2. Аускультация

Метод, при якому лікар використовує стетоскоп для прослуховування серцевих тонів. Пульс підраховується за звуками серцевих скорочень.

Переваги:

- Може виявити додаткові серцеві шуми або інші аномалії.

Недоліки:

- Потребує навичок і досвіду.
- Не зручно для постійного моніторингу.

3. Електрокардіографія (ЕКГ)

Метод вимірювання електричної активності серця за допомогою електродів, прикріплених до шкіри. ЕКГ реєструє електричні сигнали серця,

дозволяючи не тільки виміряти пульс, але і виявити різні серцеві аномалії.

Переваги:

- Дуже точний метод.
- Може діагностувати широкий спектр серцевих захворювань.

Недоліки:

- Потребує спеціального обладнання та професійної інтерпретації результатів.
- Може бути незручним для тривалого моніторингу.

1.3 Огляд методів вимірювання ступеня насиченості крові киснем

Вимірювання ступеня насичення крові киснем є важливим для оцінки дихальної функції та стану здоров'я пацієнта. Розглянемо основні методи, які можна застосувати для вимірювання рівня кисню в крові.

1. Пульсоксиметрія

Пульсоксиметрія є найбільш поширеним та неінвазивним методом вимірювання насичення крові киснем (SpO₂). Цей метод базується на використанні пульсоксиметра, який за допомогою світлодіодів випромінює світло через шкіру (зазвичай на пальці) та вимірює абсорбцію світла різними формами гемоглобіну.

Перевагами методу є неінвазивність та безболісність, легке користування обладнанням, швидке та точне вимірювання, портативний та зручний у використанні прилад.

Недоліки методу: може бути менш точним у випадках з поганим кровопостачанням або при наявності барвників на шкірі, чутливий до рухів пацієнта. Потребує правильного розміщення датчика для отримання точних результатів.

2. Артеріальна кровгазометрія

Цей метод вимагає взяття зразка артеріальної крові для вимірювання парціального тиску кисню (P_{aO_2}) та рівня насичення киснем (S_{aO_2}) за допомогою лабораторного аналізу.

Перевагами є висока точність, додаткове вимірювання парціального тиску вуглекислого газу (P_{aCO_2}) і pH крові.

Недоліки: Інвазивність методу, потребує лабораторного обладнання та часу на обробку зразка.

3. Газометрія

Методи газометрії реалізуються газоаналізаторами крові – це медичний прилад, що використовується для визначення рівня різних газів у крові, зокрема кисню (O_2) та вуглекислого газу (CO_2), а також pH рівня крові та рівня гемоглобіну.

Принцип роботи газоаналізатора (рис. 1.2):

Газоаналізатори крові вимірюють рівень кисню та вуглекислого газу у крові шляхом збору проби крові та аналізування її газового складу. Зазвичай це робиться шляхом взяття крові з артерії, оскільки кров у артеріях має більш високий рівень кисню порівняно з венозною кров'ю.

Переваги:

1. Точність: Газоаналізатори крові надають точну інформацію про рівні кисню, вуглекислого газу та інших параметрів газового обміну в організмі.
2. Швидкість: Більшість сучасних газоаналізаторів мають швидку швидкість аналізу, що дозволяє оперативно отримувати результати.

Недоліки:

1. Інвазивність: Вимагає взяття проби крові, що може бути болісним та потенційно небезпечним для пацієнта, особливо у випадках зниженої здатності згортання крові або тромбоцитопенії.
2. Спеціалізованість обладнання та персоналу: Вимагає спеціального обладнання та кваліфікованого персоналу для проведення аналізу, що може збільшити витрати та складність процесу.

Пульсоксиметрія є найбільш доступним та поширеним методом для повсякденного використання, тоді як артеріальна кровгазометрія залишається золотим стандартом для точних вимірювань у критичних ситуаціях.

Розглянемо практичну реалізацію методу пульсоксиметрії:

В основі більшості сучасних пульсових оксиметрів лежить метод двосмугової спектроскопії абсорбції. Частина елементів конструкції приладу (випромінювачі та фотоприймач) розташовані в датчику.

В пульсоксиметрі для вимірювання параметрів використовується світлодіоди і фотореєструючий датчик (рис. 1.3). Дві світлові хвилі різної довжини проходять крізь палець, вкладений всередину пристрою, та по різному поглинаються відновленим гемоглобіном та оксигемоглобіном.

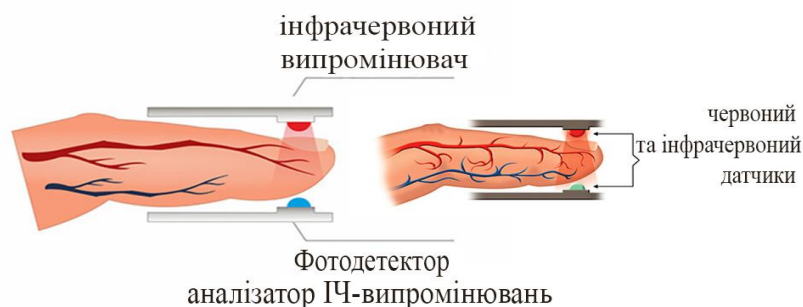


Рисунок 1.2 – Принцип роботи пульсоксиметра

Пульсоксиметр має два світлодіоди, які випромінюють світло двох різних довжин хвиль – червоне світло (близько 660 нм) та інфрачервоне світло (близько 940 нм).

Світло проходить через тканини пальця, мочки вуха. Оксигенований гемоглобін (HbO_2) та дезоксигенований гемоглобін (Hb) поглинають світло різних довжин хвиль з різною інтенсивністю (рис. 1.4): оксигенований гемоглобін більше поглинає інфрачервоне світло, дезоксигенований гемоглобін більше поглинає червоне світло.

Фотоприймач датчика, зазвичай це фотодіод, сприймає світлові хвилі з частотами, що відповідають червоному та інфрачервоному світлу.

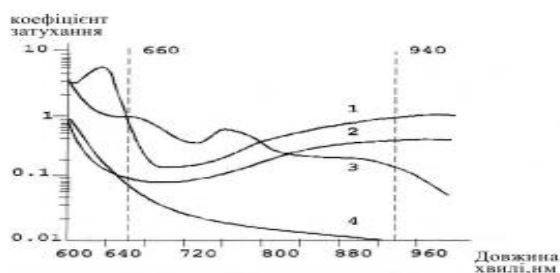


Рисунок 1.3 – Поглинання світла для різних форм гемоглобіну

1 – метгемоглобін, 2 – осигемоглобін, 3 – гемоглобін, 4 – карбоксигемоглобін

Світло, що пройшло через насичені артеріальною кров'ю тканини пацієнта, сприймається фотоприймачем датчика (рис. 1.4).

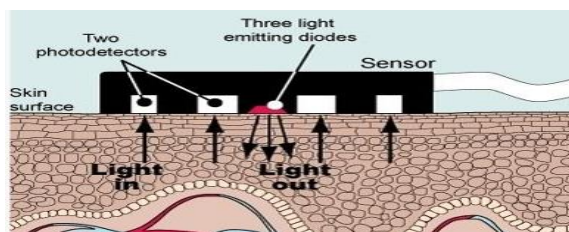


Рисунок 1.4 – Робота пульсоксиметра

На основі співвідношення абсорбції червоного та інфрачервоного світла пульсоксиметр розраховує відсоток насичення крові киснем (SpO_2) та частоту пульсу.

1.4 Огляд основних видів пульсоксиметрів

Аналіз наявних на ринку приладів вимірювання кисню в крові показує, що представлені різноманітні рішення, які відрізняються за технологією, точністю, портативністю та вартістю.



Схема 1.4– Види пульсоксиметрів

Стаціонарний пульсоксиметр – це найбільші пульсоксиметри, але вони також і найчутливіші. Вони мають низьку похибку, працюють від мережі і використовуються тільки в медичних установах. Вони використовуються в хірургії, інтенсивній терапії та під час небезпечних, складних і критичних процедур.

Поясний пульсоксиметр. Портативні пульсоксиметри надягають на палець так само, як і стаціонарні, а датчик підключають до монітора, прикріпленого до пояса. Безперервний моніторинг сатурації може бути важливим фактором при підготовці до операції і виборі відповідного лікування. За допомогою таких приладів можна проводити точні вимірювання протягом дня і постійно контролювати свій стан.

Пальцевий пульсоксиметр – найпростіші і найменш точні з пульсоксиметрів, надягаються на середній або вказівний палець. Зазвичай вони дешевші за попередні типи. Для використання пацієнт повинен залишатися спокійним і нерухомим, щоб отримати точний результат.

Модульний пульсоксиметр – це пристрої, які інтегруються в комплексні системи моніторингу пацієнтів. Вони забезпечують точне та надійне вимірювання рівня насиченості киснем артеріальної крові (SpO₂) та частоти пульсу (PR) і використовуються в лікарнях, клініках та інших медичних закладах. Ці пульсоксиметри можуть бути окремими модулями або інтегрованими компонентами великих медичних моніторингових систем.

Дитячі пульсоксиметри – це спеціалізовані медичні прилади, призначені для вимірювання рівня насиченості киснем артеріальної крові (SpO₂) та частоти пульсу (PR) у дітей та новонароджених. Вони розроблені з урахуванням анатомічних та фізіологічних особливостей дітей, що робить їх більш точними та зручними для використання в педіатрії.

Висновки до розділу 1

В цьому розділі провели аналіз предметної області та актуальність дослідження, оглянули основні види пульсоксиметрів та описали їх технічні характеристики таких видів як стаціонарний пульсоксиметр, поясний пульсоксиметр, пальцевий пульсоксиметр. Навели варіанти реалізації системи контролю кисню у людини, таких пульсоксиметрів як стаціонарний пульсоксиметр Nellcor™ Bedside SpO2, поясний пульсоксиметр Radius PPG, пальцевий пульсоксиметр Contec CMS50D. Оглянули методи вимірювання ступеня насиченості крові киснем та пульсу, його недоліки та переваги. Зробили аналіз вимог до типових систем пульсоксиметрії, точність та надійність вимірювань, безперервний моніторинг, автоматичне оновлення даних.

Для розробки системи вимірювання кисню в крові нам необхідно розробити точний сенсорний модуль для вимірювання частоти пульсу і рівня SpO2 та забезпечити зчитування даних з сенсорів у реальному часі.

Для того, щоб цей проект міг працювати, потрібно розробити програмний код в програмі Arduino та вивести результат роботи в хмарний сервіс Blink.

За допомогою програмного коду, розробленого проекту та хмарного сервісу Blynk, перевірити працездатність проекту та вивести робочий результат.

2 ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ НА РОЗРОБКУ

Мета розробки: розробка системи контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням даних у хмарному сервісі. Розробити електричні схеми структурну та принципову пульсоксиметра, забезпечити передачу даних до хмарного сервісу та створити інтерфейс для відображення інформації.

Призначення розробки: контроль за рівнем кисню в крові в побуті та медичній практиці.

Сфера застосування: лікарські заклади всіх рівнів, функціонально-діагностичні лабораторії, домашні умови.

Термін розробки: 6 місяців.

Кінцевий результат розробки: електрична структурна та принципова схеми пульсоксиметра, розробка конструкції пристрою, програмне забезпечення для передачі даних до хмарного сервісу та інтерфейс для відображення інформації.

Технічні характеристики розробленого приладу:

- Метод вимірювання: неінвазивний, оптичний.
- Діапазон вимірювання SpO₂: 0 - 100%.
- Діапазон вимірювання частоти пульсу: 25 - 250 ударів на хвилину.
- Індикація результату вимірювання: цифровий дисплей (OLED або LED), звукова сигналізація при низькому рівні кисню.
- Передача даних: бездротовий зв'язок для передачі даних до хмари.
- Інтерфейс хмарного сервісу: веб-додаток для перегляду та аналізу даних у реальному часі.

3. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ

3.1 Розробка структурної схеми пристрою

Після вибору найкращого методу, для реалізації наведемо узагальнену схему вимірювального приладу (рис. 3.1)

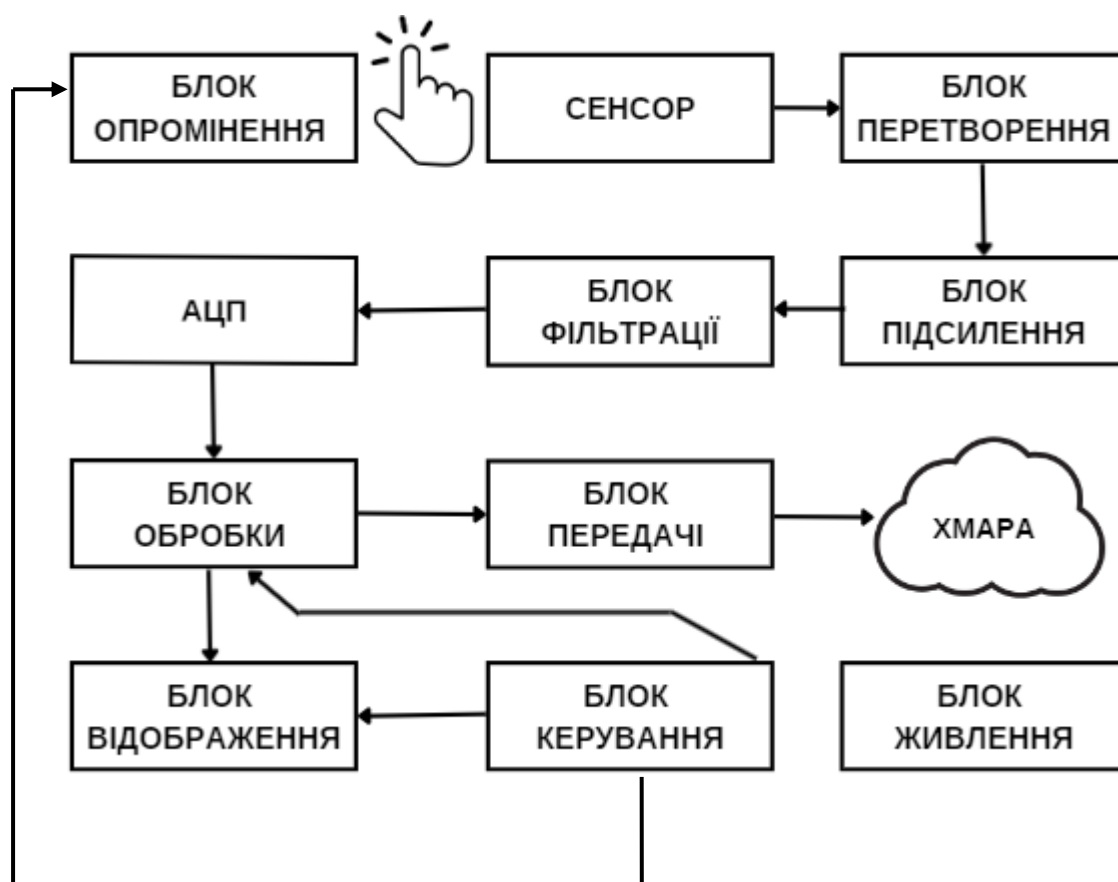


Рисунок 3.1 – Узагальнена структурна схема

Призначення блоків у системі контролю рівня кисню у крові:

1. Блок опромінення. Блок опромінення складається з світлодіодів, які випромінюють світло різних довжин хвиль через тканини пальця. Це світло проходить через тканини і кров і поглинається залежно від рівня насичення киснем.

2. Сенсор. Сенсор приймає світло, яке пройшло через тканини і кров, і перетворює його в електричні сигнали.

3. Блок перетворення. Блок перетворення здійснює перетворення аналогових сигналів від сенсора у електричні сигнали, які можуть бути оброблені подальшими блоками.

4. Блок підсилення. Блок підсилення збільшує амплітуду слабких сигналів, отриманих від сенсора, щоб забезпечити їх подальшу точну обробку.

5. Блок фільтрації. Блок фільтрації усуває шум та інші небажані частоти з сигналу, залишаючи тільки корисний сигнал для подальшої обробки.

6. АЦП (Аналого-цифровий перетворювач). АЦП перетворює аналоговий сигнал, що пройшов через фільтрацію та підсилення, у цифровий сигнал для подальшої цифрової обробки.

7. Блок обробки. Блок обробки виконує математичні операції та аналіз цифрових сигналів для визначення рівня насичення крові киснем (SpO_2).

8. Блок передачі. Блок передачі відповідає за бездротову передачу даних на хмарний сервіс для подальшого зберігання та аналізу.

9. Хмарний сервіс. Хмарний сервіс забезпечує зберігання, обробку та доступ до даних користувачів через інтернет.

10. Блок відображення. Блок відображення показує результати вимірювань у реальному часі, такі як рівень SpO_2 .

11. Блок живлення. Блок живлення забезпечує стабільну роботу всіх компонентів системи, перетворюючи зовнішнє джерело живлення (наприклад, батареї) у необхідні для компонентів напруги.

12. Блок керування. Блок керування відповідає за взаємодію користувача із системою, а також за включення/вимкнення різних режимів роботи приладу.

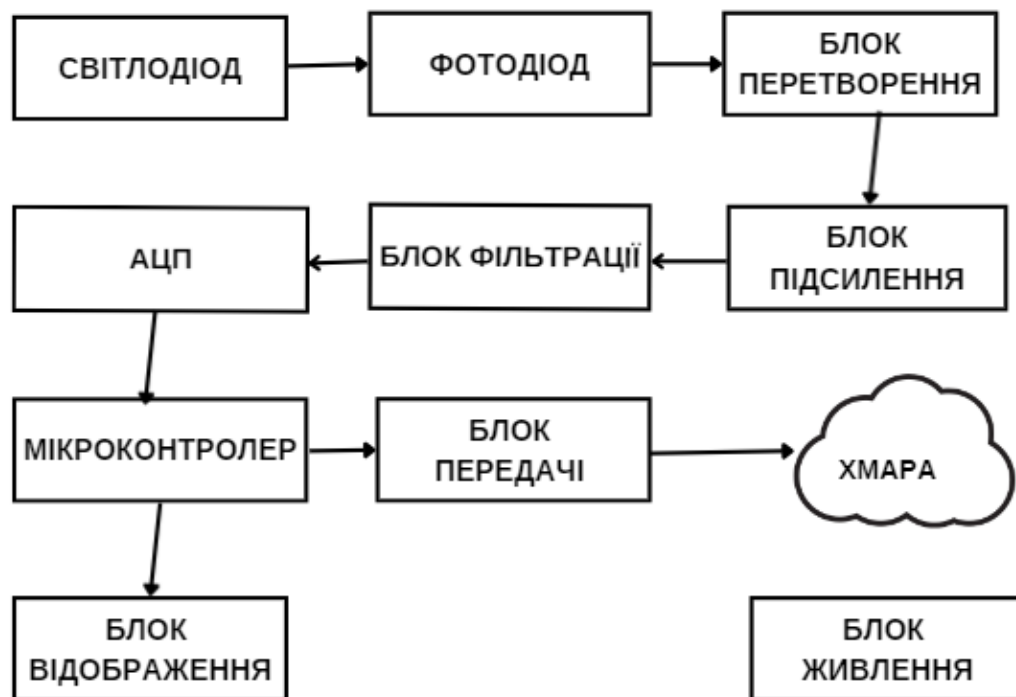


Рисунок 3.2 – Структурна схема

Світлодіоди випромінюють червоне і інфрачервоне світло, яке проходить через шкіру і кровоносні судини. Світло, що поглинається різними формами гемоглобіну, реєструється фотодетектором. Фотодетектор вимірює інтенсивність проходячого світла, що дає змогу визначити кількість поглинутого світла. Сигнали від фотодетектора підсилюються попереднім підсилювачем і відфільтровуються завади. Аналогові сигнали перетворюються на цифрові за допомогою аналогово-цифрового перетворювача і передаються до мікропроцесора. Мікропроцесор обробляє отримані дані, використовуючи алгоритми для розрахунку SpO2 та частоти пульсу. Результати вимірювань відображаються на дисплеї у реальному часі.

Ця структурна схема демонструє основні елементи пульсоксиметра та їх взаємодію для забезпечення точних і надійних вимірювань насичення крові киснем та частоти серцевих скорочень.

4. РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ РІВНЯ КИСНЮ У КРОВІ ПАЦІЄНТА З ВІДОБРАЖЕННЯМ ДАНИХ У ХМАРНОМУ СЕРВІСІ

4.1 Обґрунтування та вибір елементної бази

Для реалізації проекту нам потрібно підібрати надійні та якісні компоненти. А саме підбір мікроконтролера та датчик для зняття сатурації кисню. Також зробити обґрунтування вибору хмарного сервісу для передачі, збереження та відображення виміряної інформації.

Для вибору мікроконтролера нам потрібно враховувати наступні критерії. Перш за все мікроконтролер повинен мати достатню кількість аналогових і цифрових входів/виходів для підключення сенсорів і модулів зв'язку. Також він повинен підтримувати бездротові протоколи передачі даних, такі як Wi-Fi для передачі даних на хмарний сервер.

Враховуючи ці критерії в своїй роботі я використала мікроконтролер ESP8266. Цей мікроконтролер відповідає нашим критеріям та забезпечить високу надійність та якість для нашої системи.

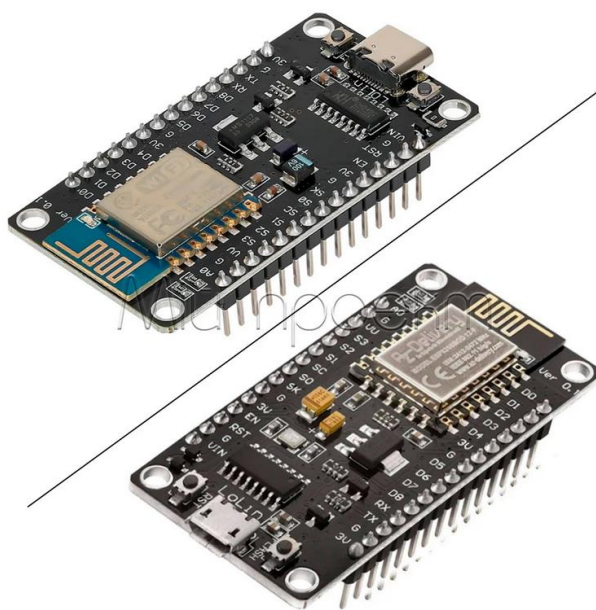


Рисунок 4.1 – Модуль плати ESP8266

Модуль ESP8266 - Wi-Fi передавач. З огляду на той факт, що плата може програмуватися з використанням програми Arduino IDE, вона є еталоном для початкових стартапів. Плата ESP32 обладнана двоядерним 32-бітовим мікропроцесором LX6 Tensilica Xtensa, що працює на частоті 160 або 240 МГц, водночас поєднує в собі 30 повноцінних виводів.

Технічні характеристики:

Напруга живлення 3.0..3.6 В. Рекомендуєма 3.3 В .

Струс споживання: до 215 мА в залежності від режиму роботи.

Оснащений 32-разрядним мікропроцесором Tensilica L106 з наднизьким енергоспоживанням, тактуємим на 80 МГц та підтримуючим 160 МГц, з можливістю завантаження ОСРВ.

Вбудований 10-розрядний АЦП

Вбудований стек протокола TCP/IP

Зібраний з синтезатором частоти, регулятором напруги та компонентами керування живленням, в режимі 802.11b вихідна потужність складе +25 dBm

Внутрішня PCB антена.

Захисний інтервал агрегації A-MPDU, A-MSDU біля 0.4 с.

Wi-Fi @ 2.4 GHz, підтримує режими захисту WPA/WPA2

Підтримує віддалене оновлення та оновлення через хмару AT OTA

Режими роботи: Клієнт (STA), Точка доступу (AP), Клієнт+Точка доступу (STA+AP).

Підтримує функцію Smart Config (включаючи пристрої на Android и iOS)

HSPI, UART, I2C, I2S, IR віддалене керування, PWM, GPIO

В режимі глибокого сну споживання складає 10 нА, в режимі відключення – менше 5 нА

Протягом 2 мс, прокидається під'єднується та відсилає пакет даних.

В режимі очікування потужність споживання складає менше 1 мВт (DTIM3)

					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ док.ум	Підпис	Дата		23

- 448 КБ ОЗП.
- 520 КБ SRAM.
- не має вбудованої Flash – пам'яті програм, а замість неї використовує зовнішню мікросхему QSPI Flash.
- Підтримка зовнішньої флеш-пам'яті до 16 МБ через SPI.
- Розміри модуля: 59,5 x 31,2 x 12,5 мм.
- Робоча температура: -40°C до +125°C.

7. Безпека:

- Безпека Wi-Fi: WEP, WPA/WPA2 PSK/Enterprise, WAPI.

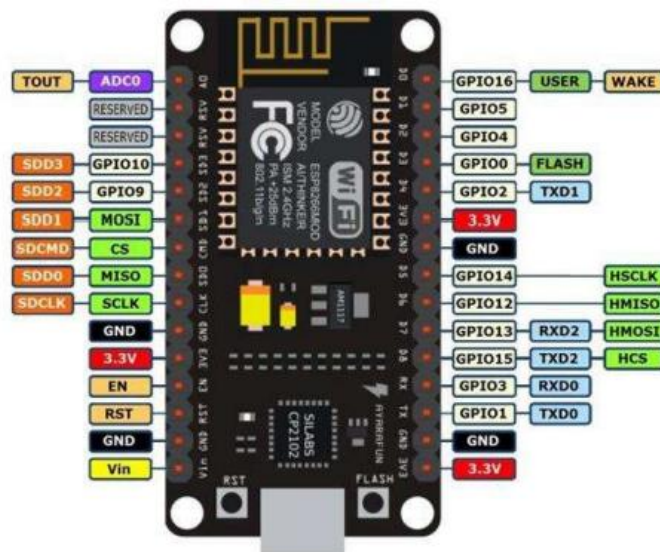


Рисунок 4.2 – Виводи модуля ESP8266

Виходи:

Vcc – живлення, +3,3 В (максимально 3,6 В)

GND – загальний

TXD – передача даних (рівень 3,3 В)

RXD – прийом даних (рівень 3,3 В)

CH_PD - вимкнення модуля (низький рівень активний, для включення модуля слід подати Vcc)

GPIO0 - виведення загального призначення 0

GPIO2 - виведення загального призначення 2

RST – скидання модуля (низький рівень активний)

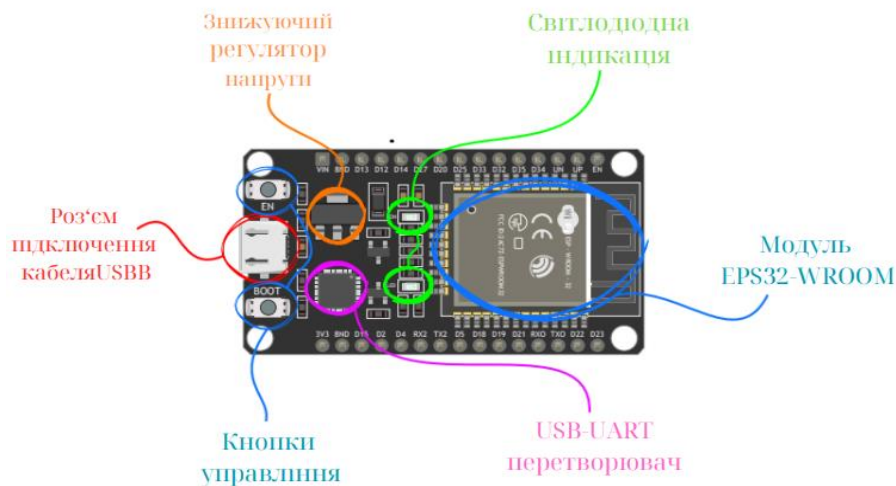


Рисунок 4.3 – Елементи плати ESP8266

Сенсор реєстрації пульсу та сатурації

До системи контролю рівня кисню у крові пацієнта був обраний датчик MAX30102 (можна використовувати MAX30100, адже вони мають ідентичні характеристики та будову), який може використовуватися для вимірювання сатурації крові (SpO₂). Його особливості в тому, що він точний та надійний.

Датчик серцевого ритму (пульсу) MAX30102 – це датчик біометричних вимірювань, який включає в себе світлодіоди, фотодетектори, оптичні елементи для обробки сигналів. Він спеціально розроблений для вимірювання серцевого ритму і рівня сатурації крові (SpO₂).

У датчику використовується два світлодіоди: червоного та інфрачервоного спектру. Для калібрування датчика є вбудований датчик температури.



Рисунок 4.4 – Датчики MAX30102, MAX30100

Основними перевагами датчика MAX30102 є:

1. Монітор серцевих скорочень та оксиметричний біосенсор з працюючими на відображення вбудованими світлодіодами.
2. Мініатюрний модуль з 14 виводами:
3. Інтегрована оптична система, що забезпечує надійні вимірювання.
4. Наднизьке енергоспоживання (<1 мВт), що оптимально підходить для мобільних пристроїв:
5. Можливість швидкого виведення даних:
6. Стійкість до вібрацій при знятті показань.
7. Високий показник співвідношення сигнал/шум;
8. Діапазон робочих температур: $-40...85^{\circ}\text{C}$.

Технічні характеристики датчика MAX30102:

1. Оптичний датчик:
 - Інтегровані червоні та інфрачервоні світлодіоди.
 - Високочутливий фотодетектор.
2. Інтерфейс:
 - I2C (до 3.4 МГц).
 - Стандартні адреси I2C: 0x57 або 0xAE
3. Споживання енергії:
 - Живлення: 1,8 В для ядра, 3,3 В для світлодіодів.
 - Режим вимірювання: < 600 μA .
 - Режим очікування: 0.7 μA .
4. Робочі умови:
 - Температура: від -40°C до $+85^{\circ}\text{C}$.
 - Відносна вологість: до 95% без конденсації.
5. Інтеграція:
 - Розміри корпусу: 5.6 мм x 3.3 мм x 1.55 мм.
 - Вбудований бар'єр для ізоляції від стороннього світла.

6. Функціональність:

- Вимірювання частоти серцевих скорочень.
- Вимірювання рівня насичення крові киснем (SpO2).
- Програмовані роздільна здатність і частота дискретизації.
- Виявлення пальця.

7. Роздільна здатність АЦП:

- 19-бітний АЦП.

Призначення виводів датчиків MAX30102, MAX30100:

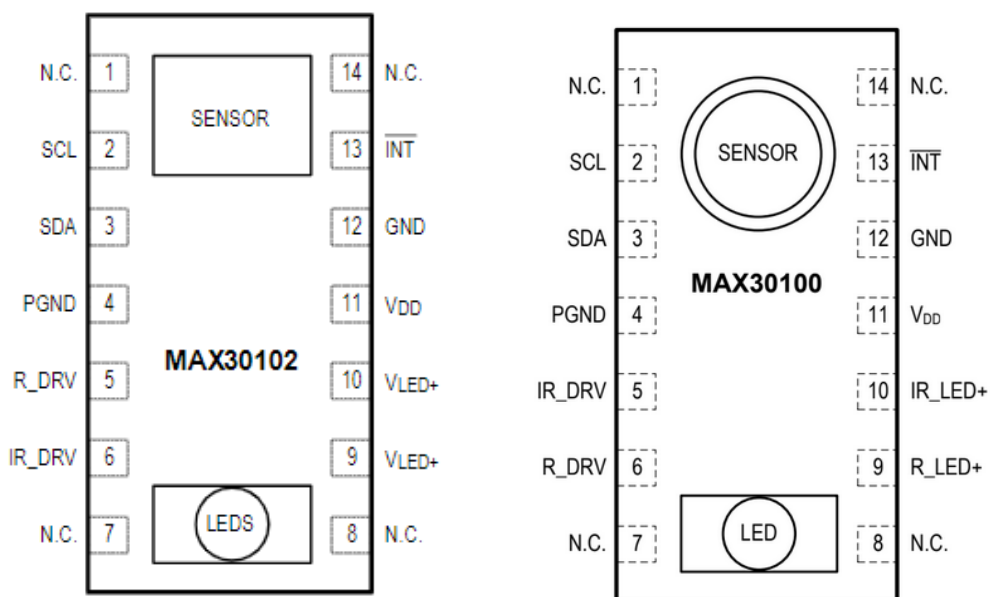


Рисунок 4.5 – Виводи датчика MAX30102, MAX30100

Номер виводу	Назва виводу	Опис
1	GND	Заземлення.
2	VIN	Вхід живлення для світлодіодів (3.3 В).
3	SDA	Лінія даних I2C.
4	SCL	Лінія годинника I2C.
5	INT	Вивід переривання.
6	IR_DRV	Вихід інфрачервоного світлодіода.
7	RED_DRV	Вихід червоного світлодіода.
8	NC	Не підключений.
9	GND	Заземлення.
10	GND	Заземлення.
11	AFE_PWR	Вхід живлення для аналогового блоку (1.8 В).
12	RST	Скидання (активний низький).

Рисунок 4.6 – Призначення виводів датчика MAX30102

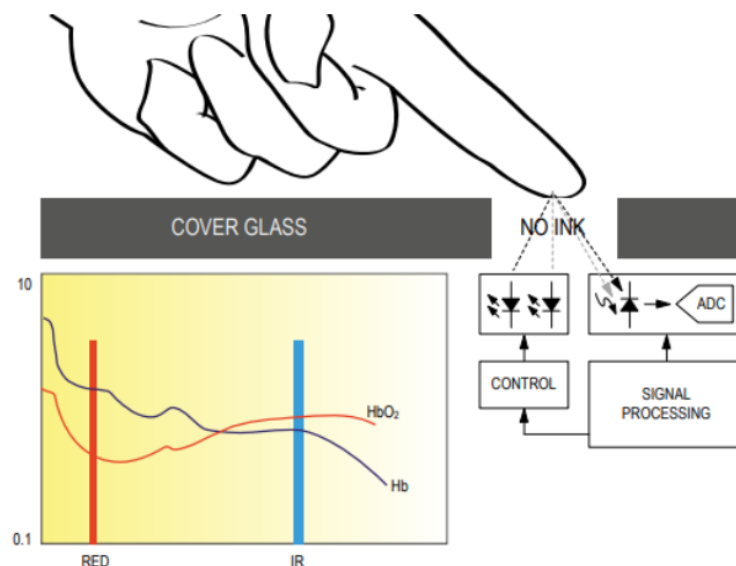


Рисунок 4.7 – Принцип роботи сенсора

Цей датчик використовує технологію фотоплетизмографії (PPG), щоб виміряти пульс та рівень кисню в крові через шкіру. Він широко використовується в медичних технологіях, спортивних годинниках, фітнес-пристроях та інших додатках для відстеження пульсу та рівня кисню.

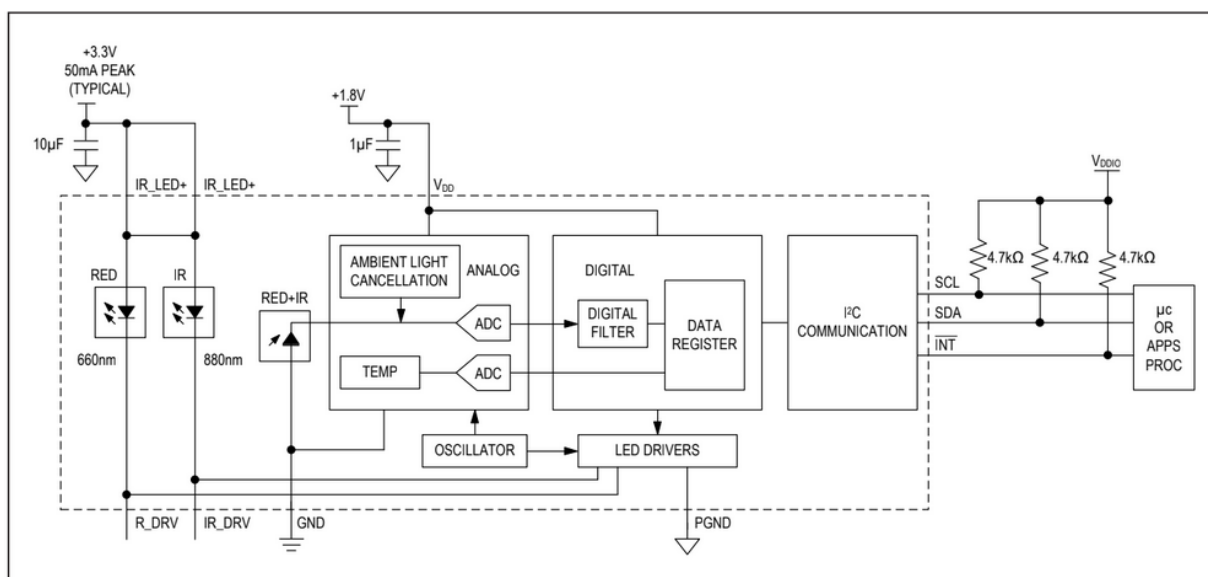


Рисунок 4.8 – Функціональна схема роботи сенсора

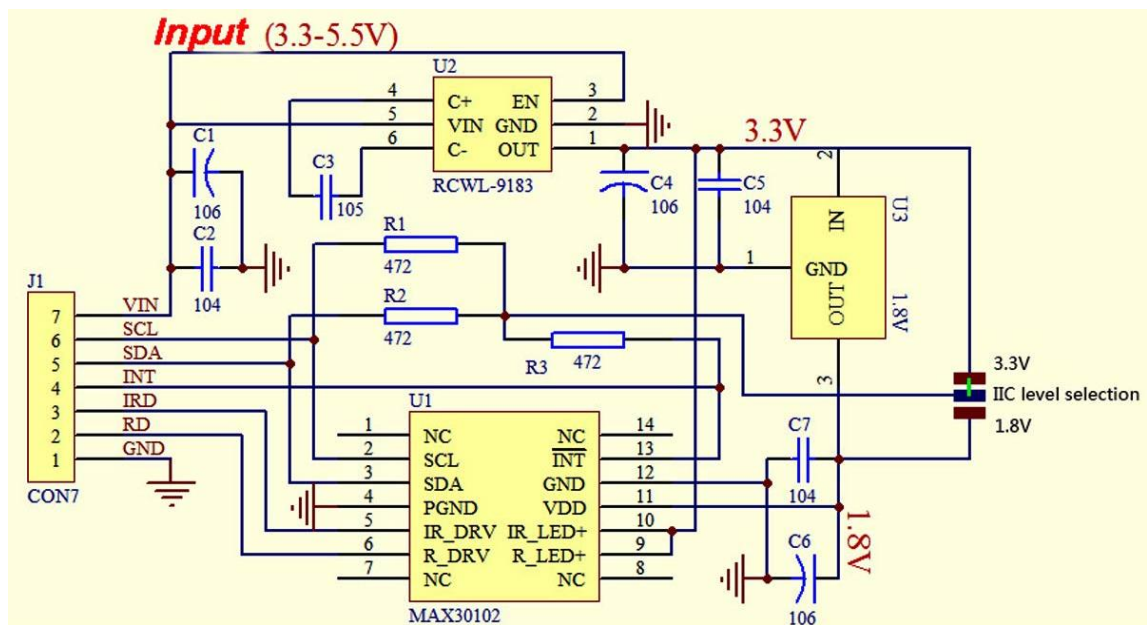


Рисунок 4.9 – Схема електрична принципова сенсора

Блок виведення результатів

Виберемо пристрій для виведення результатів вимірювання. Для цієї мети найкраще підходить OLED-дисплей. Він забезпечує високу контрастність, широкий кут огляду та енергоефективність, що важливо для портативних медичних приладів. Висока якість зображення дозволить чітко бачити показники навіть при різному освітленні, що є критичним для коректного моніторингу стану здоров'я. OLED екран є популярним вибором для розробки пульсоксиметрів завдяки своїй доступності, низькому енергоспоживанню та простоті інтеграції з мікроконтролерами. Він компактний і легко підключається через інтерфейс SPI, що робить його ідеальним для портативних медичних пристроїв.

В роботі використаємо Crowtail- OLED дисплей, який є яскравим, економічним, дуже контрастним OLED дисплеєм. Контрастність дисплея дозволяє зчитувати з нього інформацію навіть за дуже яскравого світла.

Технічні характеристики:

- Драйвер дисплея: SSD1306
- Інтерфейс: I2C (адреса пристрою 0x3C)
- Робоча напруга: 3,3В

- Роздільна здатність: 128x64
- Розмір дисплея: 0.96-дюйма
- Колір синій
- Колір дисплея:Бурий/чорний
- Кут огляду: >160°
- Розміри: 4 см х 2 х 1,15 см
- Роз'єм: 4-PIN
- Робоча температура: від 20 ° С до 70 ° С
- Температура зберігання: від -30 ° С до 80 ° С

Призначення виводів:

- 1 VCC Напруга живлення (3,3В-5В)
- 2 GND Загальний
- 3 SDA Лінія даних
- 4 SCL Лінія тактових імпульсів

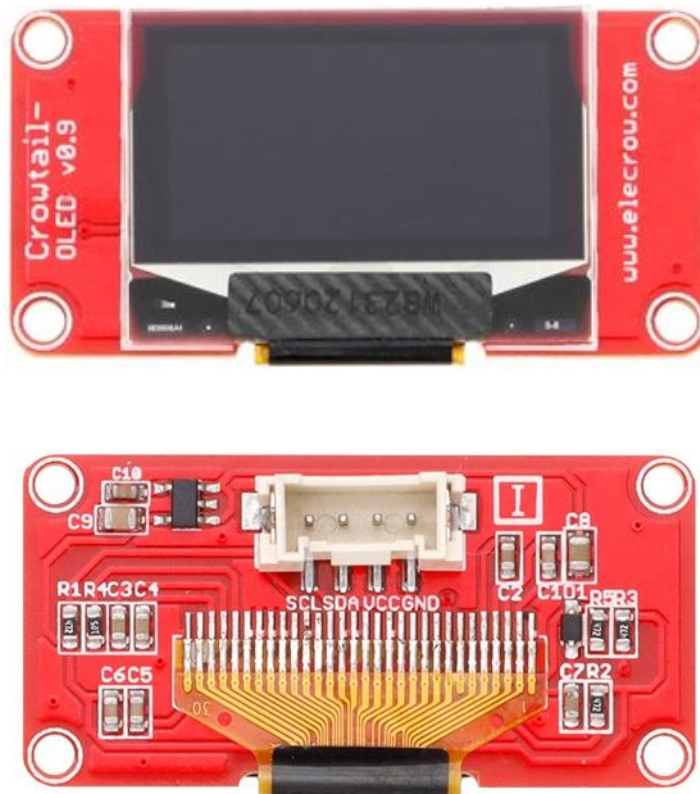


Рисунок 4.10 – Зовнішній вигляд Crowtail- OLED-дисплея

Підключення модуля до Arduino Uno:

Контакти модуля	Контакти Arduino Uno
GND	GND
VCC	3.3V
SCL	A5
SDA	A4

Блок живлення та зарядки

Живлення приладу виконаємо по принципу простоти та дешевизни. Найпростішим варіантом, який задовольняє нас по технічним параметрам живлення є використання акумуляторної батареї BL-5C 1020 mAh 3.7V, яку використовують в телефонах. Це дозволяє мінімізувати розміри розробленого пристрою та спростити процес зарядки акумулятора, використавши для цього звичайні зарядні пристрої від телефону, а також забезпечити тривалу роботу без підживлення приладу.

Технічні характеристики батареї BL-5C:

Тип АКБ :Li-ion

Розміри, мм :53 x 34 x 5,5

Номинальна запасана енергія / Rated Capacity, Wh :3,8

Максимальний запасаний заряд / Typical Capacity, mAh :1020

Номинальний запасаний заряд / Rated Capacity, mAh :1020

Номинальна напруга батареї / Rated Voltage, В :3,7



Рисунок 4.11 – Зовнішній вигляд акумуляторної батареї BL-5C

Для заряджання та контролю рівня заряду акумуляторної батареї BL-5C необхідно ще підключити контролер зарядки та плату для зарядки li-ion

батареї. Для цього використаємо зарядний пристрій TP4056 модуль Type-C з функцією захисту акумулятора Li-Ion 1A

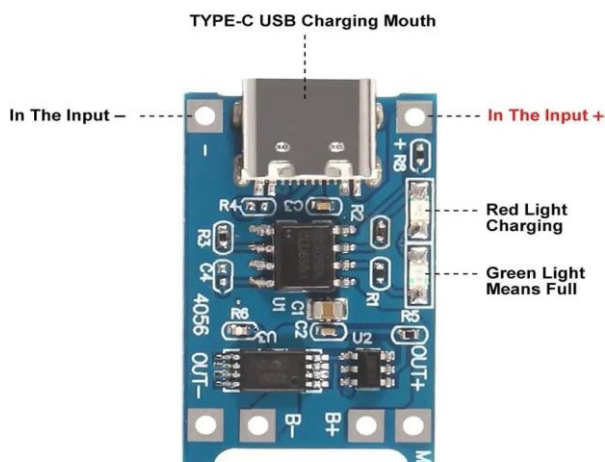


Рисунок 4.12 – Зовнішній вигляд модуля TP4056

Модуль контролера із захистом TP4056 призначений для заряду Li-Ion акумуляторів струмом до 1 А. Мікросхема TP4056 застосовується в автономних лінійних зарядних пристроях літій-іонних акумуляторів з тепловим захистом в корпусі SOIC8. Мала кількість зовнішніх компонентів роблять TP4056 ідеальним рішенням для портативних пристроїв. Особливістю даного модуля є наявність на платі сучасного USB роз'єму TYPE-C.

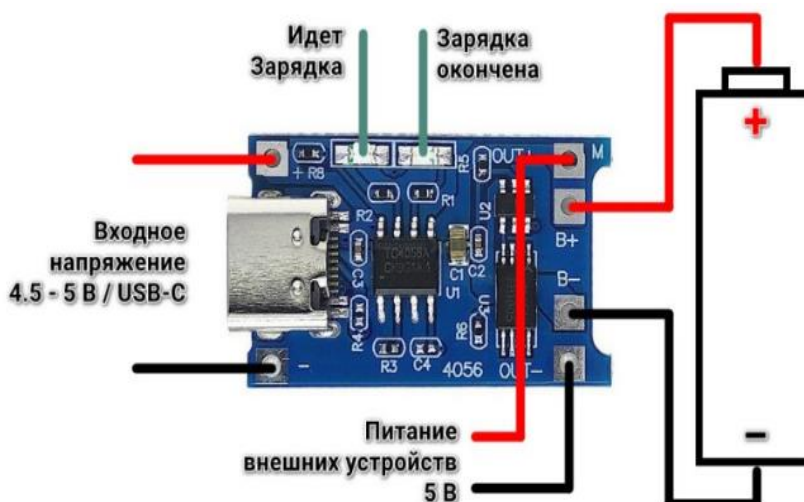


Рисунок 4.13 – Схема підключення модуля TP4056

Для початку заряду необхідно підключити кабель USB або подати напругу 5В на виводи (IN +) (IN-), акумулятор (без вбудованого захисту розряду) підключити до виводів (B +) (B-), навантаження, яку буде живити батарея можна підключати до виводів OUT + OUT - (при зарядці батареї навантаження бажано відключати, якщо вона не розрахована на напругу 4,2 В). Червоний світлодіод сигналізує про зарядку, зелений (в деяких версіях плат синій) повідомляє, що зарядка закінчена.

Технічні характеристики модуля TP4056:

- вхідна напруга: 4,5 – 5,5 В
- кінцева напруга зарядки: 4,2 В
- напруга захисту розряду: 2,4 В
- струм заряджання: 1 А
- роз'єм підключення ЗУ: Type-C
- діапазон робочих температур: -10 ° до + 85 °
- розмір: 27,75 x 17,25 мм.

4.2 Огляд хмарних сервісів для систем контролю рівня кисню у крові

Хмарні сервіси стали важливим інструментом у моніторингу рівня кисню у крові, забезпечуючи збір, зберігання та аналіз даних у реальному часі. Це особливо корисно для пацієнтів з хронічними захворюваннями, медичних установ та дослідників. У цьому розділі коротко розглянемо переваги та недоліки популярних хмарних сервісів.

1. AWS IoT (Amazon Web Services Internet of Things)

AWS IoT Core – це хмарна платформа Amazon для підключення пристроїв IoT до хмари та інших пристроїв.

Особливості:

- Підключення і управління пристроями.

					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ док-м	Підпис	Дата		33

- Підтримка MQTT, HTTP та WebSockets.
- Інтеграція з іншими сервісами AWS, такими як Lambda, DynamoDB та S3.

- Безпечне з'єднання через TLS.

Безкоштовний план:

- 250,000 повідомлень (запитів) на місяць.
- 500,000 операцій на місяць.

Переваги:

- Широка функціональність: Підтримка великої кількості пристроїв та протоколів зв'язку.
- Масштабованість: Можливість масштабування залежно від потреб проекту.
- Безпека: Високий рівень безпеки, включаючи аутентифікацію та шифрування даних.

Недоліки:

- Вартість: Може бути дорогим для невеликих проектів або стартапів.
- Складність: Високий поріг входу, потрібні навички для налаштування та управління.

2. Google Cloud IoT

Google Cloud IoT Core – це керована служба, яка дозволяє легко і безпечно підключати, керувати та збирати дані з пристроїв IoT.

Особливості:

- Безпечне підключення і управління пристроями.
- Масштабованість.
- Інтеграція з іншими сервісами Google Cloud.
- Підтримка MQTT та HTTP.

Безкоштовний план:

- 250 МБ в місяць для телеметричних даних.
- 250 МБ в місяць для конфігураційних даних.

Переваги:

- Інтеграція з Google Big Data та ML інструментами: Можливість використання потужних аналітичних та машинних алгоритмів для обробки даних.

- Масштабованість: Підтримка великої кількості пристроїв.

- Безпека: Сучасні засоби захисту даних.

Недоліки:

- Вартість: Як і у випадку з AWS, ціни можуть бути високими.

- Складність налаштування: Потребує певних знань для налаштування та роботи.

3. Microsoft Azure IoT

Microsoft Azure IoT Hub – це керована служба, яка дозволяє підключати, моніторити та управляти мільйонами пристроїв IoT.

Особливості:

- Масштабоване і безпечне підключення пристроїв.
- Двосторонній зв'язок.
- Інтеграція з іншими сервісами Azure.
- Підтримка MQTT, HTTP та AMQP.

Безкоштовний план:

- 8,000 повідомлень на день (до 500 пристроїв).
- Обмежена кількість операцій.

Переваги:

- Інтеграція з іншими сервісами Azure: Легка інтеграція з сервісами для зберігання даних, аналітики та штучного інтелекту.

- Підтримка різних протоколів зв'язку: MQTT, AMQP, HTTPS тощо.

- Масштабованість: Висока масштабованість та продуктивність.

Недоліки:

- Вартість: Висока вартість для масштабних проєктів.

- Складність: Необхідність вивчення платформи та її можливостей.

4. Blynk

Blynk – це платформа для розробки мобільних додатків для управління IoT-пристроями.

Особливості:

- Створення мобільних додатків без написання коду.
- Підтримка великої кількості апаратних платформ.
- Візуалізація даних у реальному часі.
- Просте підключення пристроїв через бібліотеки Blynk.

Безкоштовний план:

- Обмежена кількість проектів.
- Обмежені ресурси на сервері.

Переваги:

- Простота використання: Інтуїтивно зрозумілий інтерфейс, що дозволяє швидко створювати додатки для моніторингу.
- Мобільний додаток: Готові мобільні додатки для Android та iOS, що дозволяють легко налаштовувати та відстежувати дані в реальному часі.
- Швидка інтеграція: Легка інтеграція з апаратними пристроями через бібліотеки для різних мікроконтролерів.
- Гнучкість: Можливість створення власних віджетів та налаштування інтерфейсу відповідно до потреб користувача.

Недоліки:

- Обмеження у безкоштовній версії: Деякі функції доступні тільки у платній версії.
- Обмежена масштабованість: Може бути менш підходящим для дуже великих проектів з великою кількістю пристроїв.

Кожна з цих платформ має свої переваги та обмеження. Вибір залежить від конкретних потреб проекту, таких як кількість пристроїв, обсяг даних, необхідність інтеграції з іншими сервісами та рівень безпеки. Безкоштовні плани дозволяють почати роботу та протестувати основні функціональні

					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум	Підпис	Дата		36

можливості, а при необхідності завжди можна перейти на платний тарифний план для розширення можливостей.

Для проекту "Система контролю рівня кисню у крові з відображенням даних у хмарному сервісі" було обрано Blynk з наступних причин:

1. Простота та швидкість розробки: Blynk пропонує зрозумілий інтерфейс та швидку інтеграцію з мікроконтролерами, що дозволяє швидко створити прототип та перевірити функціональність системи.

2. Мобільний доступ: Готові мобільні додатки для iOS та Android дозволяють користувачам легко відстежувати дані в реальному часі без необхідності створення власних мобільних додатків.

3. Гнучкість: Можливість налаштування інтерфейсу та створення власних віджетів дозволяє адаптувати систему під конкретні потреби користувачів.

4. Вартість: Для невеликих проектів або стартапів Blynk є економічно вигідним рішенням завдяки наявності безкоштовної версії з основними функціями.

4.3 Розробка алгоритму роботи

У алгоритмі роботи системи контролю рівня кисню у крові з відображенням даних у хмарному сервісі, ми розглянемо ключові аспекти цього завдання та переваги його реалізації через використання хмарних сервісів для доступу до даних та їх аналізу в реальному часі.

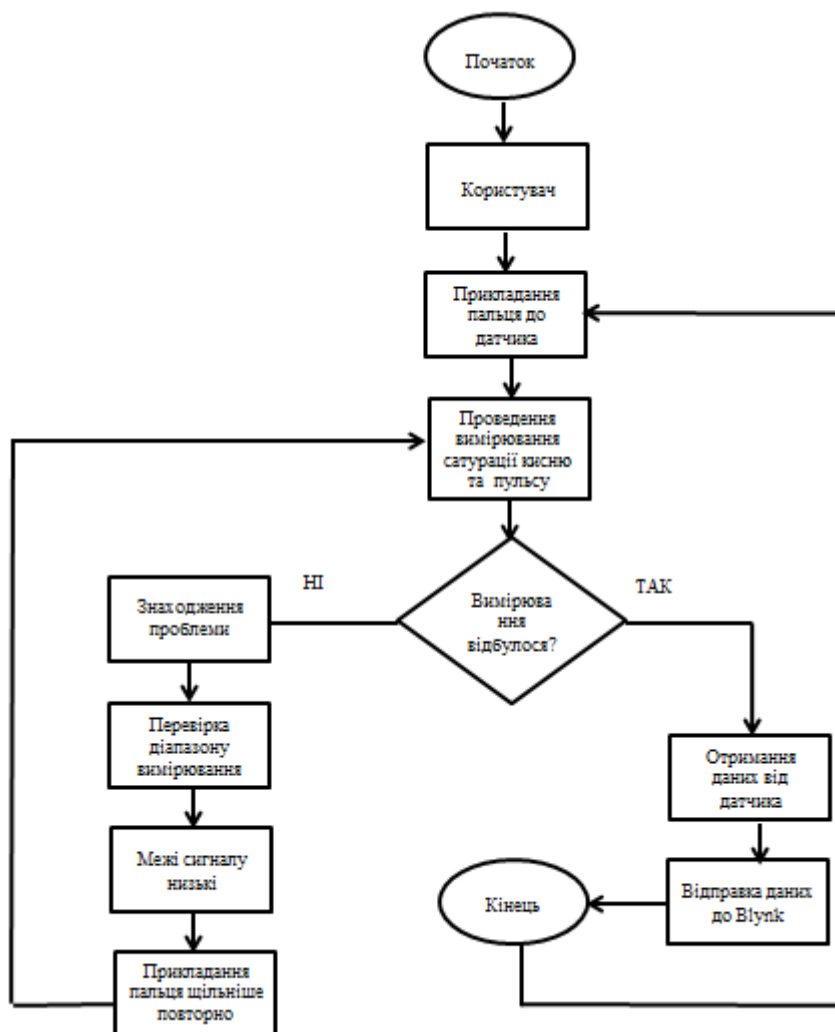


Рисунок 4.14 – Алгоритм роботи приладу

Розглянемо більш детально цей алгоритм. Робота пристрою починається з того, що людина прикладає свій палець до датчика. Після цього проводиться сатурація кисню та вимірювання пульсу. Далі отримуються данні від датчика та відправляються до хмарного сервісу Blynk. В кінці результату успішно працює наш пристрій.

4.4 Розробка програмного забезпечення

Для розробки програмного забезпечення я використовувала програмне середовище Arduino IDE. Arduino IDE – це безкоштовне середовище розробки для плат Arduino, яке включає редактор коду, в якому можна

створювати та редагувати програми для плат Arduino. Цей редактор має підсвічування синтаксису C/C++ та автодоповнення, що полегшує написання коду та зменшує кількість помилок. Також Arduino IDE включає можливість компілювати та вивантажувати код на плати Arduino. Після написання програми, можна з легкістю компілювати її та завантажити на плату через USB-порт. Arduino IDE автоматично вибирає відповідні параметри компіляції та вивантаження, що робить процес простим та зрозумілим.

Arduino IDE має велику кількість бібліотек, які допомагають у підключенні різних модулів та сенсорів до плат Arduino. Ці бібліотеки мають готовий код, що полегшує розробку програм та зменшує час, потрібний для створення складних проектів.

Arduino IDE має вбудований монітор порту, який дозволяє переглядати виведення з плати Arduino у реальному часі. Це допомагає відстежувати роботу програми та виявляти можливі помилки.

У ньому є весь необхідний мінімум для розробки програм: написання коду, перевірка коду, компіляція, завантаження скетчу, монітор послідовного порту. Це ПО стало популярним серед аматорів так і професіоналів завдяки популярності цих плат розробки.

Лістинг 2.1 – Підключення необхідних бібліотек.

```
#include <Wire.h>

#include "MAX30105.h"
```

Для того, щоб в хмарному сервісі Blynk можна було працювати, ми заходимо в самий хмарний сервіс, в вкладку проекту, далі для налаштування, знаходимо інформацію (данні про пристрій), саме в цьому розділі є потрібні нам строки для додавання даних в програмний код.

Лістинг 2.2 – Введення токена авторизації, ID шаблона та ім'я шаблона.

```
#define BLYNK_TEMPLATE_ID "TMPL-wJHFO3D"

#define BLYNK_DEVICE_NAME "Quickstart Template"
```

```
#define BLYNK_AUTH_TOKEN "KmGW6WVj9X_UMR_jhZjsFjs4Vom0yFPu"
```

Лістинг 2.3 – Підключення бібліотеки мікроконтролера та хмарного середовища Blink.

```
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <BlynkSimpleEsp8266.h>
```

Лістинг 2.4 – Підключення точки доступу Wi-Fi для виведення даних в хмарний сервіс Blynk.

```
const char* ssid = "TaSaZh";
const char* pass = "rich6729";
```

Лістинг 2.5 – Виведення початкових значень та обчислення SpO2.

```
int Num = 10; // обчисліть SpO2 за цим інтервалом відбору
double ESpO2 = 95.0; // початкове значення розрахункового SpO2
double FSpO2 = 0.7; // коефіцієнт фільтра для розрахункового SpO2
double frate = 0.95; // фільтр низьких частот для значення ІЧ/червоного світлодіода для усунення компонента змінного струму
```

Лістинг 2.6 – Виведення червоного сигналу та перевірка чи лежить палець на датчику MAX30102

```
#define FINGER_ON 30000 // якщо червоний сигнал нижче цього, це означає, що ваш палець не на датчику
#define MINIMUM_SPO2 0.0
#define MAX_SPO2 99.0
```

Лістинг 2.7 – Параметри, опції та налаштування датчика MAX30102,

```
byte ledBrightness = 0x7F; // Параметри: 0=Вимкнено до 255=50 мА
byte sampleAverage = 4; // Варіанти: 1, 2, 4, 8, 16, 32
byte ledMode = 2; // Опції: 1 = лише ІЧ, 2 = Червоний + ІЧ на платі MHT LIVE MAX30102
```

```

int sampleRate = 200; //Варіанти: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600,
3200
int pulseWidth = 411; //Варіанти: 69, 118, 215, 411
int adcRange = 16384; //Варіанти: 2048, 4096, 8192, 16384
particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate,
pulseWidth, adcRange); //Налаштуйте датчик із цими налаштуваннями

```

Лістинг 2.8 – Перевірка датчика MAX30102.

```
Particle Sensor.check();
```

Лістинг 2.9 – Індикатор від’єднання пальця, максимального та мінімального значення SpO2.

```

if (ir < FINGER_ON) ESpO2 = MINIMUM_SPO2;
if (ESpO2 >= MAX_SPO2) ESpO2 = MAX_SPO2;
if (ESpO2 <= MINIMUM_SPO2) ESpO2 = MINIMUM_SPO2;

```

Лістинг 2.10 – Виведення значень в хмарному середовищі Blynk.
 Blynk.virtualWrite(V4,SPO); }

4.5 Перевірка працездатності роботи пристрою

Для працездатності нашого проекту була розроблена схема пристрою на платі MAX30102.

Починаючи виконання програмного коду в програмному середовищі Arduino IDE, через точку доступу Wi-Fi підключилися до хмарного середовища Blynk та розпочали процес роботи. Прикладаємо палець до датчика зчитування (приклад прикладання пальця наведено в рис. 4.15).

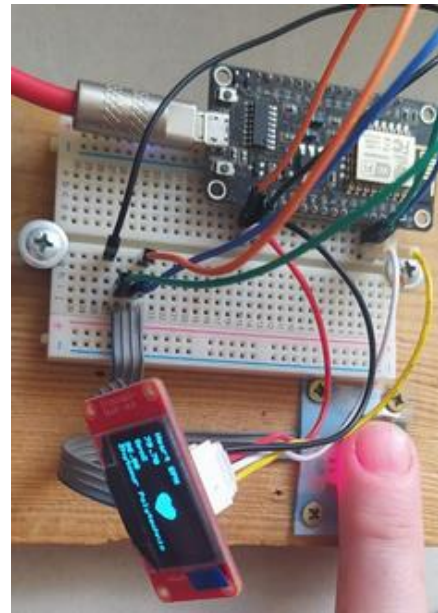
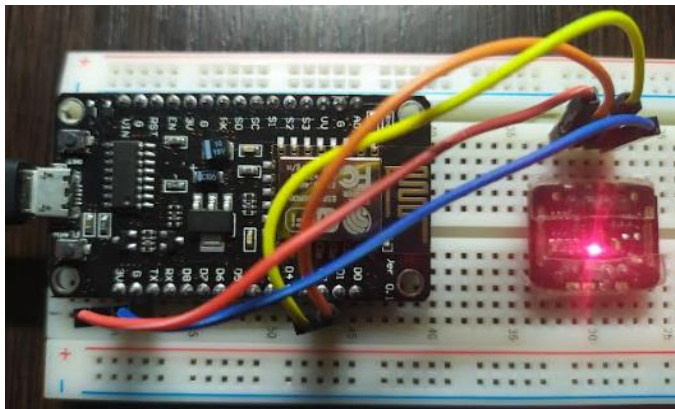


Рисунок 4.15 – Зовнішній вигляд IoT оксиметра

Виводимо в мобільному додатку Blynk значення, через точку доступу Wi-Fi, сатурації крові у пацієнта, та відображуємо виміри сатурації на датчику в хмарному сервісі Blynk.

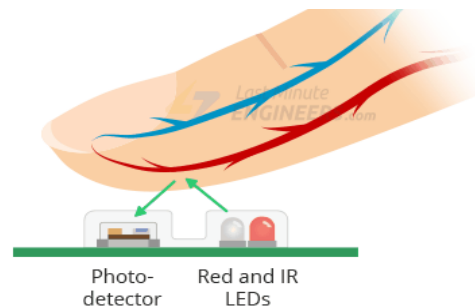


Рисунок 4.16 – Приклад прикладання пальця

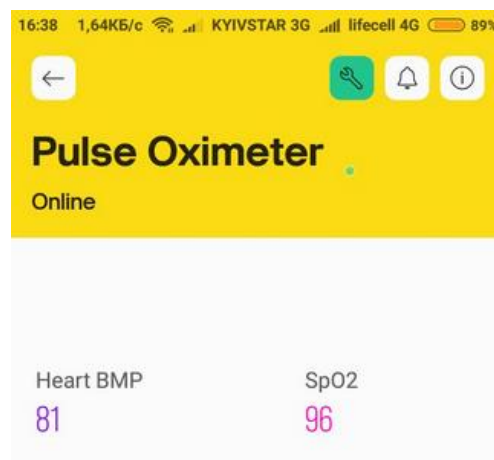


Рисунок 4.17 – Відображення вимірів сатурації та пульсу у мобільному додатку Blynk

Висновок до розділу 4

В цьому розділі провели розробку принципової схеми приладу, зробили підбір елементної бази для реалізації цього проекту. Обрали основні компоненти, такі як мікроконтролер ESP32, датчик MAX30102 та хмарний сервіс Blynk. Та розглянули основні особливості цих компонентів.

Після цього був розроблений алгоритм роботи, в якому було покроково розписано всі етапи системи.

Перевірили працездатність розробленої системи, розглянули як проходить сигнал через тканину пальця та як прикладати палець. Також було проведено перевірку працездатності пульсоксиметру в хмарному сервісі Blynk.

5 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

5.1 Розрахунок габаритних розмірів плати

Для розрахунку габаритних розмірів плати заповнимо таблицю установчих розмірів компонентів [16].

Таблиця 1 – Розрахунок площі плати

Тип елемента	Кількість елементів	Установочні розміри, мм		Площа одного елемента S_i , мм ²	Загальна площа S_{Σ} , мм ²
		а, мм	В, мм		
MAX 30100	1	18	13	8,9	234
ESP 8266	1	59,5	31,2	1856,4	1856,4
Екран SSD1306	1	40	20	80	80
Всього					2170,4

Формула для розрахунку площі друкованої плати:

$$S_{\text{заг}} = \frac{\sum_{i=1}^N S_{\text{уст.}i}}{K_{\text{зан}}},$$

де $K_{\text{зан}}$ – коефіцієнт заповнення, лежить в межах (0,5÷0,8);

$S_{\text{уст}}$ – установча площа елемента;

$S_{\text{заг}}$ – загальна площа всієї друкованої плати;

N – кількість елементів.

Виберемо коефіцієнт заповнення $K_{\text{зан}}=0,5$ та розрахуємо площу друкованої плати:

$$S_{\text{заг}} = 2170,4 / 0,5 = 4340 \text{ мм}^2.$$

Для зручності розташування компонентів та забезпечення оптимальної компоновки, виберемо співвідношення сторін 3:4. Розміри сторін 60 x 80 мм²

5.2 Розрахунок малюнку друкованої плати

Проведемо розрахунок параметрів малюнку друкованої плати за методикою [16].

1. Мінімальна ширина доріжок

Для фотохімічного методу: 0,8 мм

2. Діаметри отворів:

Найбільший діаметр провідника $d_{\text{в}}=1$ мм. Відповідно до ДСТУ, допуск на діаметр для розміру до 1 мм становить 0,15 мм. Різниця між діаметрами r становить 0,1 мм. Визначимо діаметри отворів:

$$D = d_{\text{в}} + \Delta d_{\text{М}} + r = 1 + 0,15 + 0,1 = 1,25 \text{ мм}$$

$$d = 1,3 \text{ мм}$$

3. Максимальний діаметр отвору:

$$d_{\text{max}} = d + \delta d + 0,1 = 1,25 + 0,1 + 0,1 = 1,45 \text{ мм}$$

4. Мінімальний діаметр контактних площадок:

$$d_{\text{min}}^* = 2 \left(0,05 + \frac{1,45}{2} + 0,1 + 0,18 \right) = 1,9 \text{ мм}$$

Для фотохімічного виготовлення:

$$d_{\text{min}} = d_{\text{min}}^* + 1,5 \times t = 1,9 + 1,5 \times 0,03 = 1,95 \text{ мм}$$

1. Максимальний діаметр контактних площадок

$$D_{\text{max}} = d_{\text{min}}^* + 0,3 = 1,9 + 0,3 = 2,2 \text{ мм} :$$

6. Мінімальна відстань між провідником і контактною площадкою:

Відстань між центрами сусідніх виводів для МК: 2,5 мм

$$\text{Мінімальна відстань} = \frac{2,5 - d_{\text{min}}}{2} = \frac{2,5 - 1,95}{2} = 0,275 \text{ мм}$$

7. Мінімальна відстань між двома контактними площадками:

$$\text{Мінімальна відстань} = 2,5 - d_{\min} = 2,5 - 1,95 = 0,55 \text{ мм}$$

8. Мінімальна довжина між двома провідниками:

$$\text{Мінімальна довжина} = \frac{2,5 - d_{\min}}{2} = 0,275 \text{ мм}$$

9. Циліндрична жорсткість плати:

$$EI = \frac{E \cdot t^3}{12(1-\nu^2)}$$

$$EI \approx \frac{4.35 \times 10^9 \text{ Па} \cdot (3.015 \times 10^{-9} \text{ м}^3)}{12(1-0.04)}$$

$$EI \approx \frac{1.31 \times 10^{-5} \text{ Па} \cdot \text{м}^3}{0.92}$$

$$EI \approx 1.42 \times 10^{-5} \text{ Па} \cdot \text{м}^3$$

10. Резонансна частота плати:

$$f_r = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{EI}{\rho}} \cdot \frac{1}{\sqrt{AL^4}}$$

$$f_r \approx \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1.42 \times 10^{-5}}{220}} \cdot \frac{1}{\sqrt{0.00045324}}$$

$$3.74 \text{ кГц} = 3.74 \times 1000 \text{ Гц} = 3740 \text{ Гц}$$

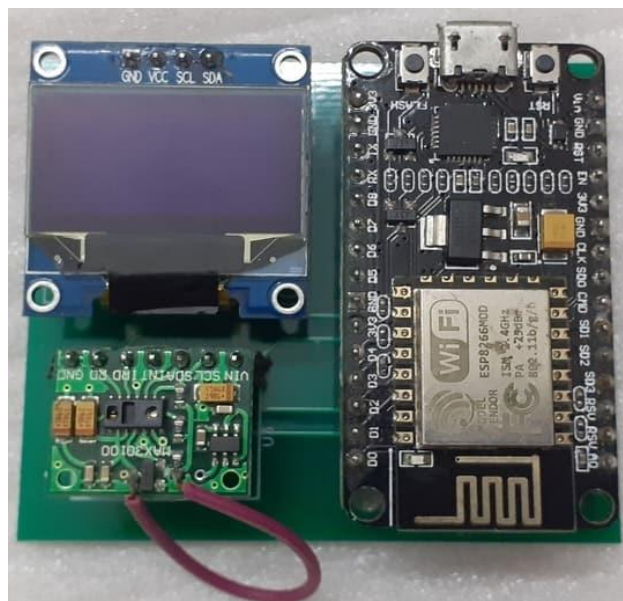
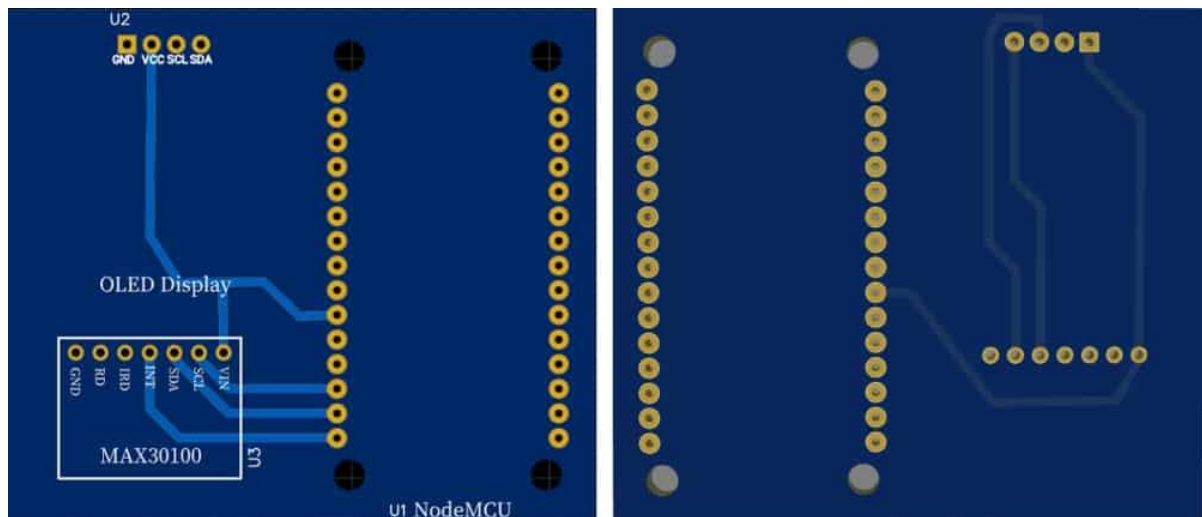


Рисунок 5.1 – Розміщення елементів на друкованій платі



Лицьова сторона

Зворотна сторона

Рисунок 5.2 – Малюнок друкованої плати

5.3 Розрахунок надійності приладу

Розрахунок надійності проведемо за методикою викладеною в [1]. Приймемо з'єднання елементів на логічній схемі послідовним.

Інтенсивності відмов елементів будемо враховувати з урахуванням умов експлуатації виробу [16, 17]. Для цього скористаємося формулою

$$\lambda_i = \lambda_{0i} k_1 k_2 k_3 k_4 a(T, k_n),$$

де λ_{0i} – номінальна інтенсивність відмов i -го елемента;

k_1, k_2 – коефіцієнти впливу ударів та вібрацій;

k_3 – коефіцієнт впливу температури та вологості;

k_4 – коефіцієнт впливу залежності атмосферного тиску;

$a(T, k_n)$ – поправочний коефіцієнт, що враховує температуру поверхні елемента T та коефіцієнт навантаження k_n . В нашому випадку проводимо орієнтовний розрахунок, тому приймемо $a(T, k_n) = 1$.

За даними [16, 17] вибираємо коефіцієнти впливу для стаціонарних умов експлуатації, призначення побутове:

$$k_1 = 1,04,$$

$$k_2 = 1,03,$$

$$k_3 = 1, k_4 = 1,1,$$

$$k_5 = 5.$$

Загальний коефіцієнт впливу $K=5,9$.

Таблиця 5.2– Інтенсивність відмов елементів приладу

Елементи схеми	$\lambda_{0i} \cdot 10^{-6},$ год ⁻¹	Кількість Ni	Ni $\lambda_{0i} \cdot 10^{-6},$ год ⁻¹
Мікрозбірки	0,2	4	0,8
Кнопка	0,5	1	0,5
Роз'єми	0,05	4	0,2
Плата	0,7	1	0,7
Пайка	0,0001	30	0,003
Провід	0,12		0,12
Всього			2,323

Напрацювання приймемо рівним річному фонду часу роботи пристрою (8-годинний робочий день, 24-денний робочий місяць) $T_p = 2304$ год.

Тоді імовірність безвідмовної роботи складе

$$P(T_p) = \exp(-\sum_i \lambda_i T_p) = \exp(-\Lambda K T_p)$$

$$P(T_p) = \exp(-2,323 \cdot 10^{-6} \cdot 2304 \cdot 5,9) = 0,97$$

при умові безперервної роботи протягом даного напрацювання.

5.4 Розрахунок заряду акумулятора



Рисунок 5.3 – Батарея BL-5C

Акумуляторна батарея BL-5C:

- Ємність: 1020 мАг

Мікроконтролер ESP32:

- Споживання струму: 160 мА (в режимі активного Wi-Fi)

Датчик MAX30102:

- Споживання струму: 1.8 мА (в режимі вимірювання)

Загальне споживання :

$$I_{\text{загальне}} = 160 \text{ мА} + 1.8 \text{ мА} = 161.8 \text{ мА}$$

Формула для розрахунку часу роботи (в годинах):

$$T = \frac{C}{I}$$

T — час роботи в годинах;

C — ємність батареї в мАг;

I — споживана потужність в мА.

$$T = \frac{1020 \text{ мАг}}{161.8 \text{ мА}} \approx 6.3 \text{ годин}$$

Акумуляторна батарея BL-5C ємністю 1020 мАг зможе забезпечити роботу пульсоксиметра, який використовує ESP32 та датчик MAX30102, приблизно на 6.3 години.

Висновок до розділу 5

В цьому розділі зробили розрахунок розмірів плати також розраховували малюнок друкованої плати в яку входили такі пункти, як розміри плати, компоненти та їх розміри, максимальний діаметр отвору, мінімальний діаметр контактних площадок, мінімальна відстань між провідником та контактною площадкою, мінімальна відстань між двома контактними площадками, мінімальна довжина між двома площадками. Зробили розрахунок циліндричної жорсткості плати та розраховували резонансну частоту плати. В кінці зробили розрахунок надійності виробу.

ВИСНОВКИ

У представленій роботі спроектовано та розроблено систему контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням даних у хмарному сервісі. Було проведено аналіз літератури, розглянуто методи вимірювання ступеня насиченості крові киснем та методи вимірювання пульсу.

Оглянули основні види пульсоксиметрів такі як : стаціонарний пульсоксиметр, поясний пульсоксиметр, пальцевий пульсоксиметр, модульний пульсоксиметр, дитячий пульсоксиметр. Також було розглянуто існуючі варіанти реалізації систем рівня кисню у крові пацієнта: стаціонарний пульсоксиметр Nellcor™ Bedside SpO2, поясний пульсоксиметр Radius PPG, пальцевий пульсоксиметр Contec CMS50D.

Розробили структурну схемату принципову схему. Обґрунтували вибір елементної бази. Розглянули хмарні сервіси для систем контролю рівня кисню у крові так як: AWS IoT (Amazon Web Services Internet of Things), Google Cloud IoT Core, Microsoft Azure IoT Hub, Blynk. Розробили програмне забезпечення та перевірили працездатність роботи пристрою.

Розрахували габаритні розміри плати, малюнки друкованої плати та надійність приладу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Стационарний пульсоксиметр Nellcor™ Bedside SpO2 [Електронний ресурс] // Fmed.com.ua. – Режим доступу: <https://fmed.com.ua/reanimatsiya-i-anesteziologiya/pulsoksimetry/apparat-monitoringa-patsienta-nellcor-bedside-spo2>
2. Основні переваги пристрою Nellcor [Електронний ресурс] // Cor-medical.ua. – Режим доступу: <https://cor-medical.ua/ru/423-sistema-monitoringa-pacienta-nellcor-bedside-spo2-medtronic>
3. Поясний пульсоксиметр Radius PPG [Електронний ресурс] // Medicaexpo.ru. – Режим доступу: <https://www.medicaexpo.ua/prod/masimo/product-71074-962824.html>
4. Напалічний пульсоксиметр Contec CMS50D [Електронний ресурс] // Medtexnika.com.ua. – Режим доступу: <https://medtexnika.com.ua/rpulsoksimetr-contec-cms50d.html>
5. Основні переваги пристрою Contec CMS50D [Електронний ресурс] // Tabletki.ua. – Режим доступу: <https://tabletki.ua/Contec-CMS50D/1029497/>
6. Технічні характеристики стаціонарного пульсоксиметра [Електронний ресурс] // Somatechnology.com. – Режим доступу: <https://www.somatechnology.com/vital-signs-monitors/mindray-vs-800>
7. Технічні характеристики пальцевого пульсоксиметра [Електронний ресурс] // Medtehnikalife.com.ua. – Режим доступу: <https://medtehnikalife.com.ua/pulsoksimetr-yk80>
8. Технічні характеристики поясного пульсоксиметра [Електронний ресурс] // Medmag.ua. – Режим доступу: <https://medmag.ua/medicinskimuchrezhdeniyam/pulsoksimetry/pulsoksimetr-beurer-po-30>
9. Огляд методів вимірювання ступеня насиченості крові киснем [Електронний ресурс] // Завантажено з: <file:///C:/Users/Lenovo/Downloads/%D0%B7%D0%B0%D0%B2%D0%B0%D0%BD%D1%82%D0%B0%D0%B6%D0%B5%D0%BD%D0%BD%D1%8F.htm>

					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ док-м	Підпис	Дата		52

10. Переваги вимірювання пульсоксиметром [Електронний ресурс] // Mida.kiev.ua. – Режим доступу: <https://mida.kiev.ua/medichni-statti/oksimetriya-perevagi-ta-osoblivosti-metodu-vimirjuvannya-kisnju-krovi/>

11. Технічні характеристики Модуля ESP32 [Електронний ресурс] // 1wire.com.ua. – Режим доступу: <https://1wire.com.ua/modul-wi-fi-esp32---wroom-32d.html>

12. Технічні характеристики датчика MAX30102 [Електронний ресурс] // Alldatasheet.com. – Режим доступу: https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Max30102&gad_source=1&gclid=CjwKCAjwjeuyBhBuEiwAJ3vuoaIN2N6PaNv9K5wq3ElfEhD1sYH2l4S5LYt9Qvxoit4P4YvOcoI16BoCGWMQAvD_BwE

13. Даташит MAX30102 [Електронний ресурс] // Alldatasheet.com. – Режим доступу: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheetpdf/view/859400/MAXIM/MAX0102.html>

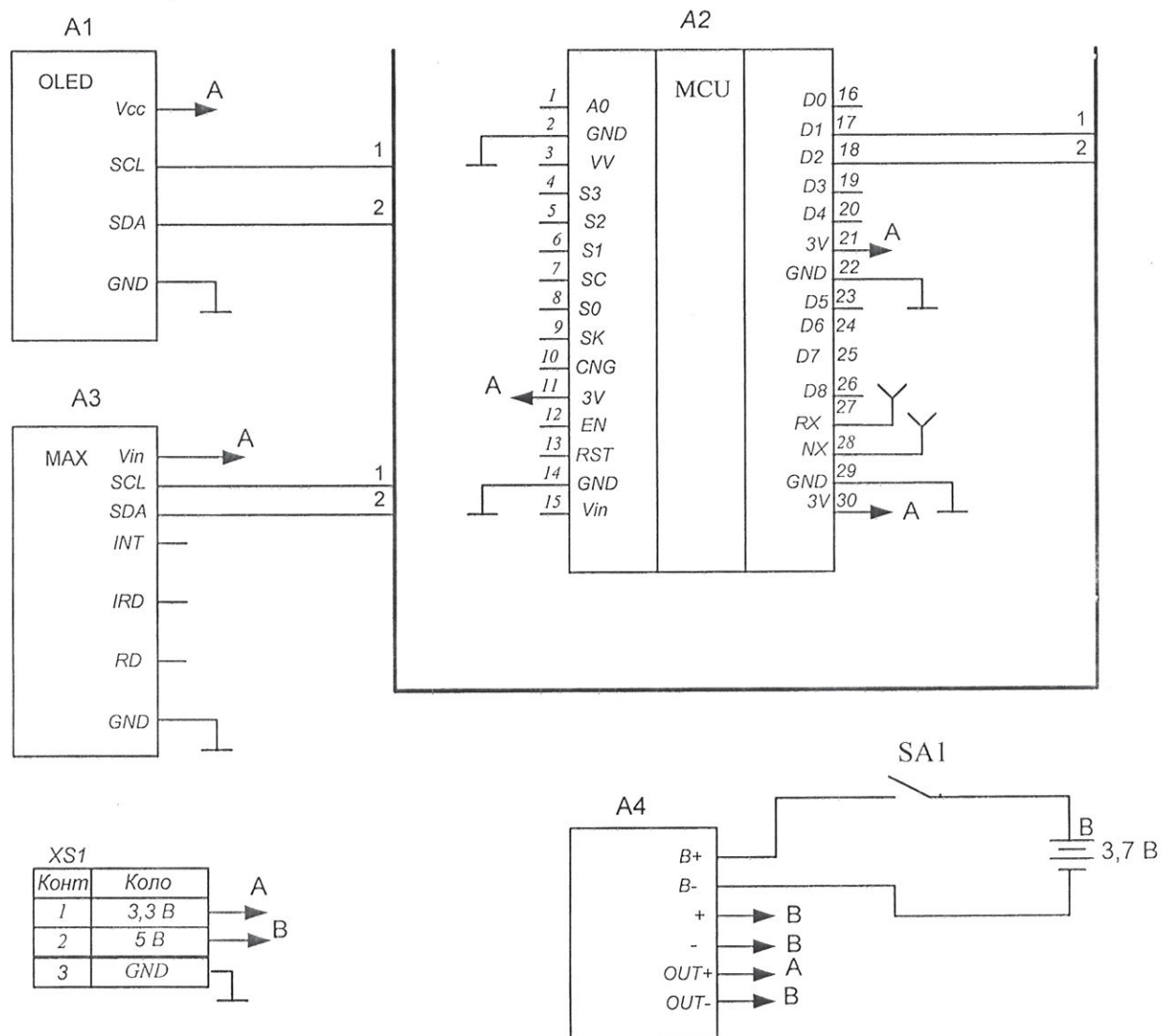
14. Модуль пульсоксиметра MAX30102 [Електронний ресурс] // Rcscomponents.kiev.ua. – Режим доступу: https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/modul-pulsoksymetr-max30102_172551.html

15. [Електронний ресурс] // Ela.kpi.ua. – Режим доступу: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/96491d3b-e594-4983-818d-ca6a367154fa/content>

16. О.Л.Коренівська, В.Б. Бенедицький. Теорія надійності, експлуатації та ремонту радіоелектронної та телекомунікаційної техніки. Навчальний посібник. – Житомир: Державний університет «Житомирська політехніка», 2020. – 180 с.

17. Надійність та діагностика технічних систем /Укладачі А.Н.Залужний, Є.С.Купкін. – Ж: ЖІТІ, 1998. – 230 с.

ПРИНЦИПОВА СХЕМА



					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ				
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Система контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням даних у хмарному сервісі	Літ.	Арк.	Аркушів	
Розроб.	Заєць Д.В.								
Перевір.	Коренівська О.Л.						54	58	
Реценз.	Коломієць Р.О.					ФІКТ, гр. БІ-20-1			
Н. Контр.	Чухов В.В.								
Затверд.	Чухов В.В.								

ДОДАТОК Б

[illegible]

					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ				
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Система контролю рівня кисню у крові пацієнта з відображенням даних у хмарному сервісі	Літ.	Арк.	Аркушів	
Розроб.		Заєць Д.В.							
Перевір.		Коренівська О.Л.					55	58	
Реценз.		Коломієць Р.О.				ФІКТ, гр. БІ-20-1			
Н. Контр.		Чухов В.В.							
Затверд.		Чухов В.В.							

ЛІСТИНГ ПРОГРАМИ

```

#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
MAX30105 particleSensor;
// Token for Blynk
#define BLYNK_TEMPLATE_ID "TMPL-wJHFO3D"
#define BLYNK_DEVICE_NAME "Quickstart Template"
#define BLYNK_AUTH_TOKEN
"KmGW6WVj9X_UMR_jhZjsFjs4Vom0yFPu"
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <BlynkSimpleEsp8266.h>
char auth[] = BLYNK_AUTH_TOKEN;
const uint8_t I2C_SDA = 5; // Визначаємо виводи для ESP8266
const uint8_t I2C_SCL = 4; // програмованого порту I2C
const char* ssid = "TaSaZh"; // ***Прописана у Blynk IoT саме ця точка
доступу***
const char* pass = "rich6729";
double avered = 0;
double sumirrms = 0;
double sumredrms = 0;
double aveir = 0;
int i = 0;
int Num = 10; // обчисліть SpO2 за цим інтервалом відбору
double ESPO2 = 95.0; // початкове значення розрахункового SpO2
double FSpO2 = 0.7; // коефіцієнт фільтра для розрахункового SpO2
double frate = 0.95; // фільтр низьких частот для значення ІЧ/червоного
світлодіода для усунення компонента змінного струму

#define FINGER_ON 30000 // якщо червоний сигнал нижче цього, це означає,
що ваш палець не на датчику
#define MINIMUM_SPO2 0.0
#define MAX_SPO2 99.0

void setup()
{
  Wire.begin(I2C_SDA, I2C_SCL); // Ініціюємо I2C
  Serial.begin(115200);
  Blynk.begin(auth, ssid, pass);
  // Setup to sense
  while (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) // Використовувати
стандартний порт I2C, швидкість 400 кГц
  {

```

						Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		56

```

Serial.println("MAX30102 was not found. Please check wiring/power/solder
jumper at MH-ET LIVE MAX30102 board. ");
while (1);
}
byte ledBrightness = 0x7F; //Параметри: 0=Вимкнено до 255=50 мА
byte sampleAverage = 4; //Варіанти: 1, 2, 4, 8, 16, 32
byte ledMode = 2; //Опції: 1 = лише ІЧ, 2 = Червоний + ІЧ на платі MH-ET
LIVE MAX30102
int sampleRate = 200; //Варіанти: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200
int pulseWidth = 411; //Варіанти: 69, 118, 215, 411
int adcRange = 16384; //Варіанти: 2048, 4096, 8192, 16384
particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate,
pulseWidth, adcRange); //Налаштуйте датчик із цими налаштуваннями
}

void loop()
{
  uint32_t ir, red;
  double fred, fir;
  double SpO2 = 0; //необроблений SpO2 перед фільтрацією низьких частот
  double pulseBPM = 0; // ініціалізуємо змінну для пульсу
  particleSensor.check(); //Перевірте датчик, прочитайте до 3 зразків
  while (particleSensor.available()) { //у нас є нові дані
    red = particleSensor.getFIFOIR(); //чому getFOFOIR виводить червоні дані
від MAX30102 на платі MH-ET LIVE
    ir = particleSensor.getFIFORed(); //чому getFIFORed вихід ІЧ-даних від
MAX30102 на платі MH-ET LIVE
    i++;
    fred = (double)red;
    fir = (double)ir;
    avered = avered * frate + (double)red * (1.0 - frate); //середній рівень
червоного за допомогою фільтра низьких частот
    aveir = aveir * frate + (double)ir * (1.0 - frate); //середній рівень IR за
фільтром низьких частот
    sumredrms += (fred - avered) * (fred - avered); //квадратна сума
альтернативної складової червоного рівня
    sumirrms += (fir - aveir) * (fir - aveir); //квадратна сума альтернативної
складової рівня IR

    if ((i % Num) == 0) {
      double R = (sqrt(sumredrms) / avered) / (sqrt(sumirrms) / aveir);
      SpO2 = -23.3 * (R - 0.4) + 100;
    }
  }
}

```

http://ww1.microchip.com/downloads/jp/AppNotes/00001525B_JP.pdf

						Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		57

```

    ESpO2 = FSpO2 * ESpO2 + (1.0 - FSpO2) * SpO2; //фільтр низьких
частот
    sumredrms = 0.0;
    sumirrms = 0.0;
    i = 0;
    if (ir < FINGER_ON) ESpO2 = MINIMUM_SPO2; //індикатор
від'єднання пальця
    if (ESpO2 >= MAX_SPO2) ESpO2 = MAX_SPO2;
    if (ESpO2 <= MINIMUM_SPO2) ESpO2 = MINIMUM_SPO2;
    float SPO = ESpO2 - (ESpO2 - (int)ESpO2);
    pulseBPM = particleSensor.getHeartRate(); // зчитати пульс
    delay(100);
    Blynk.run();
    Blynk.virtualWrite(V4, SPO);
    Blynk.virtualWrite(V5, pulseBPM); //надіслати частоту пульсу
    }
    particleSensor.nextSample(); //Ми закінчили з цим зразком, тому
переходимо до наступного зразка
    }
}

```