

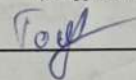
Вінницький національний технічний університет
(повне найменування вищого навчального закладу)
Факультет інтелектуальних інформаційних технологій та автоматики
(повне найменування інституту, назва факультету (відділення))
Кафедра комп'ютерних наук
(повна назва кафедри (предметної, циклової комісії))

Бакалаврська кваліфікаційна робота на тему:

ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕБИТТЯ ТА
САТУРАЦІЇ

Виконав: студент 4 курсу, групи 4КН-216
спеціальності 122 – Комп'ютерні науки

(шифр і назва напрямку підготовки, спеціальності)



Томляк А.С.

(прізвище та ініціали)

Керівник: к.т.н., доцент кафедри КН

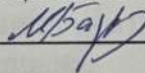


Колодний В.В.

(прізвище та ініціали)

« 04 » червня 2025 р.

Рецензент: к.т.н., доцент кафедри АІТ



Барабан М.В.

(прізвище та ініціали)

« 05 » червня 2025 р.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри КН

д.т.н., проф. Яровий А.А.

(прізвище та ініціали)

« 06 » червня 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інтелектуальних інформаційних технологій та автоматизації
Кафедра Комп'ютерних наук
Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)
Галузь знань – 12 «Інформаційні технології»
Спеціальність – 122 «Комп'ютерні науки»
Освітньо-професійна програма – «Комп'ютерні науки»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри КН
проф., д.т.н. Яровий А.А.
“ 05 ” червня 2025 року

ЗАВДАННЯ НА БАКАЛАВРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Томляку Артему Сергійовичу

1. Тема роботи: Програмно-апаратний комплекс вимірювання серцебиття та сатурації.
керівник роботи: Колодний Володимир Володимирович, к.т.н., доцент
затверджені наказом вищого навчального закладу “ 20 ” березня 2025 року № 94

2. Строк подання студентом роботи 30 травня 2025 року

3. Вихідні дані до роботи :

Кількість датчиків для вимірювання пульсу – 1 шт;
Кількість датчиків для вимірювання сатурації – 1 шт;
Кількість дисплеїв для відображення даних – 1 шт;
Мова програмування – об'єктно-орієнтована.

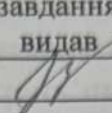
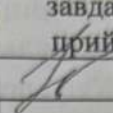
4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити):

вступ; обґрунтування доцільності розробки програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації; розробка програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації; програмна реалізація комплексу вимірювання серцебиття та сатурації; список використаних джерел; додатки.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень):

схема алгоритму роботи програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації; монтажна схема програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації; загальна структурна схема функціонування програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації.

6. Консультанти розділів проєкту (роботи)

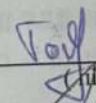
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
1-3	Колодний В.В., к.т.н., доцент		

6. Дата видачі завдання 05 травня 2025 року

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

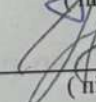
№ з/п	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примітка
		початок	закінчення	
1.	Обґрунтування доцільності розробки програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації	05.05.25	07.05.25	
2.	Розробка програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації	09.05.25	11.05.25	
3.	Програмна реалізація комплексу вимірювання серцебиття та сатурації	16.05.25	26.05.25	
4.	Розробка інструкції користувача.	24.05.25	29.05.25	
5.	Висновки та аналіз отриманих результатів	30.05.25	01.06.25	
6.	Оформлення матеріалів до захисту БКР	02.06.25	04.06.25	

Студент


(підпис)

Томляк А.С.
(прізвище та іні)

Керівник проєкту (роботи)


(підпис)

Колодний В.
(прізвище та іні)

АНОТАЦІЯ

УДК 621.374.415

Томляк А.С. Програмно-апаратний комплекс вимірювання серцебиття та сатурації. Бакалаврська кваліфікаційна робота складається з 66 сторінки формату А4, на яких є 25 рисунків, 4 таблиці, список використаних джерел містить 20 найменувань.

В роботі обґрунтовано доцільність розробки програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації. Такий комплекс може здійснювати здійснюватиме постійний моніторинг параметрів пульсу та сатурації людини, результати моніторингу відображаються на вбудованому дисплеї. Отримані дані про пульс та насиченість крові киснем дозволять користувачеві аналізувати та ретельніше контролювати свій стан здоров'я. Розроблений комплекс має вигляд закінченого макету.

Програмна частина реалізована на базі створеного алгоритма аналізу показників пульсу та сатурації. Програмна реалізація виконана на мові програмування Wiring для середовища Arduino IDE.

Ключові слова: Arduino, сатурація, пульс, Arduino IDE, давач, Wiring.

ABSTRACT

Tomlyak A. Software and hardware complex for measuring pulse and saturation. Bachelor's qualification work consists of 66 pages of A4 format, which has 25 figures, 4 tables, the list of sources used contains 20 names.

The work substantiates the feasibility of developing a software and hardware measuring complex of heartbeat and saturation. Such a complex can monitor the parameters of privat and human saturation, and the monitoring results are displayed on the built -in display. The pulse data and oxygen saturation data will allow the user to analyze and monitor their health more carefully. The developed complex looks like a finished layout.

The software part is implemented on the basis of the created algorithm of analysis of pulse and saturation indicators. The software implementation is made in Wire programming for Arduino Ide.

Keywords: Arduino, saturation, pulse, Arduino IDE, sensor, Wiring.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	3
1 ОБҐРУНТУВАННЯ ДОЦІЛЬНОСТІ РОЗРОБКИ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕБИТТЯ ТА САТУРАЦІЇ	5
1.1 Класифікація медично-діагностичних пристроїв	5
1.2 Принцип роботи пульсоксиметра	7
1.3 Формулювання вимог та постановка задачі	13
1.4 Висновок до розділу 1	14
2 РОЗРОБКА АПАРАТНОЇ ЧАСТИНИ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕБИТТЯ ТА САТУРАЦІЇ	15
2.1 Сучасні засоби вимірювання пульсометрії.....	15
2.2 Обґрунтування вибору компонентів пристрою	20
2.3 Розробка алгоритму вимірювання серцебиття та сатурації.....	28
2.4 Розробка схеми програмно-апаратного комплексу для вимірювання серцебиття та сатурації	31
2.5 Висновок до розділу 2.....	35
3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОЇ ЧАСТИНИ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕБИТТЯ ТА САТУРАЦІЇ	36
3.1 Опис програмних бібліотек	36
3.2 Створення програмно-апаратного комплексу для вимірювання серцебиття та сатурації.....	41
3.3 Аналіз результатів роботи пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації	49
3.4 Висновок до розділу 3.....	52
ВИСНОВКИ.....	53
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	54
ДОДАТОК А (обов'язковий) Протокол перевірки кваліфікаційної роботи	56
ДОДАТОК Б (довідниковий) Інструкція користувача	57
ДОДАТОК В (обов'язковий) Лістинг програми	59
ДОДАТОК Г(обов'язковий) Графічна частина.....	62

ВСТУП

Актуальність теми. У зв'язку з поширенням коронавірусної інфекції різко зріс попит на товари медичного застосування. Люди прагнуть самостійно, не звертаючись до лікарів контролювати стан власного організму та підтримувати його. З цією задачею їм допомагають різні прилади. Приклади таких девайсів є в кожному домі: від найпростішого – термометра для вимірювання температури тіла людини, до більш складних у використанні приладів, призначених для людей з медичною освітою.

У кожному закладі зобов'язаний бути мінімум один пристрій для вимірювання температури, щоб запобігти вірусу COVID-19. Якщо виявлено особу, температура тіла якої підвищує $37,2^{\circ}\text{C}$ (рекомендація МОЗ), то її не допускають до виконання обов'язків. Найкраще для таких цілей – використання безконтактних пристроїв для вимірювання температури тіла, оскільки це більш безпечно з точки зору поширення вірусів та економить багато часу.

Також безконтактні пристрої для вимірювання широко використовуються не тільки в медицині, а й в інших сферах. Наприклад, кондитери вимірюють температуру певних продуктів, оскільки це важливо для досягнення конкретного результату. За допомогою таких девайсів можна визначити чи приготувалась певна страва, чи достатньо нагрівся або охолов певний продукт. Зробивши помилку на кілька градусів, можливо зіпсувати виріб повністю.

Безконтактні медичні пристрої ширше використовуються, ніж пристрої з забором рідини. Пацієнти надають перевагу саме першому варіанту, оскільки зачасто для використання інших девайсів потрібно взяти зразки крові. Більшість людей вважають цей процес неприємним. Найширше в домашніх умовах використовуються термометри, тонометри, пульсоксиметри та глюкометри.

На сьогоднішній день з урахуванням впливу зовнішніх факторів оточуючого середовища та екології виникла проблема збільшення захворюваності людей. Деякі із цих захворювань можна виявляти та контролювати за допомогою показників частоти серцевих скорочень. Також часто вживаними пульсометри є серед

спортсменів. Визначення частоти серцевих скорочень, для них, є однією із важливих задач під час тренувань, так як завдяки цим значенням є можливість слідкувати за функціональним станом спортсменів, дозволяє визначати необхідність спрощення тренувань чи навпаки підсилення.

Актуальність роботи полягає в тому, що безконтактні пристрої для вимірювання певних показників широко використовується у зв'язку з виникненням епідемії COVID-19, а також стали використовуватись в інших сферах життя людей.

Метою бакалаврської кваліфікаційної роботи є розширення функціональних можливостей пристроїв для вимірювання серцебиття та сатурації.

Об'єктом дослідження є процес вимірювання серцебиття та сатурації.

Предметом дослідження є програмні та апаратні засоби вимірювання серцебиття та сатурації.

Для досягнення поставленої мети необхідно виконати такі задачі:

- обґрунтувати доцільність розробки програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації;
- розробити апаратну частину програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації на основі платформи Arduino;
- розробити програмну частину програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації;
- виконати тестування комплексу та провести аналіз отриманих результатів.

1 ОБҐРУНТУВАННЯ ДОЦІЛЬНОСТІ РОЗРОБКИ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕБИТТЯ ТА САТУРАЦІЇ

1.1 Класифікація медично-діагностичних пристроїв

Одним із найбільш важливих напрямів електроніки є медична електроніка. Даний клас електроніки реалізує діагностичні та лікувальні апарати, які вирішують майже всі медико-біологічні задачі. Також для медичної електроніки дуже важлива велика точність вимірювань і стабільність, так як від цієї техніки переважно завжди залежить життя людини.

Останнім часом, використання різних біометричних методів визначення фізіологічного стану людини, застосовується набагато частіше і не тільки в медицині. Зараз великих обертів набирає застосування пульсометрів, що дозволяє постійно слідкувати за станом здоров'я. Одними з найбільш легких і зручних у використанні являються оптичні датчики вимірювання пульсу, так як вони не великі за габаритами, легко кріпляться до зони в якій виконується вимірювання (палець, зап'ястя, мочка вуха). І завдяки цим характеристикам вони можуть легко впровадитися в ринок.

Щоб підтримувати свій організм в здоровому стані люди зазвичай проводять медичну діагностику самостійно вдома. Для цього використовують медичні прилади, які у всіх закладах. Їх можна класифікувати за різними ознаками, наприклад за призначенням, за способом дії, за терміном використання, за принципом збору показників тощо.

На рисунку 1.1 зображено класифікацію та порівняння медичних діагностичних приладів за способом зняття показників та принципом роботи.

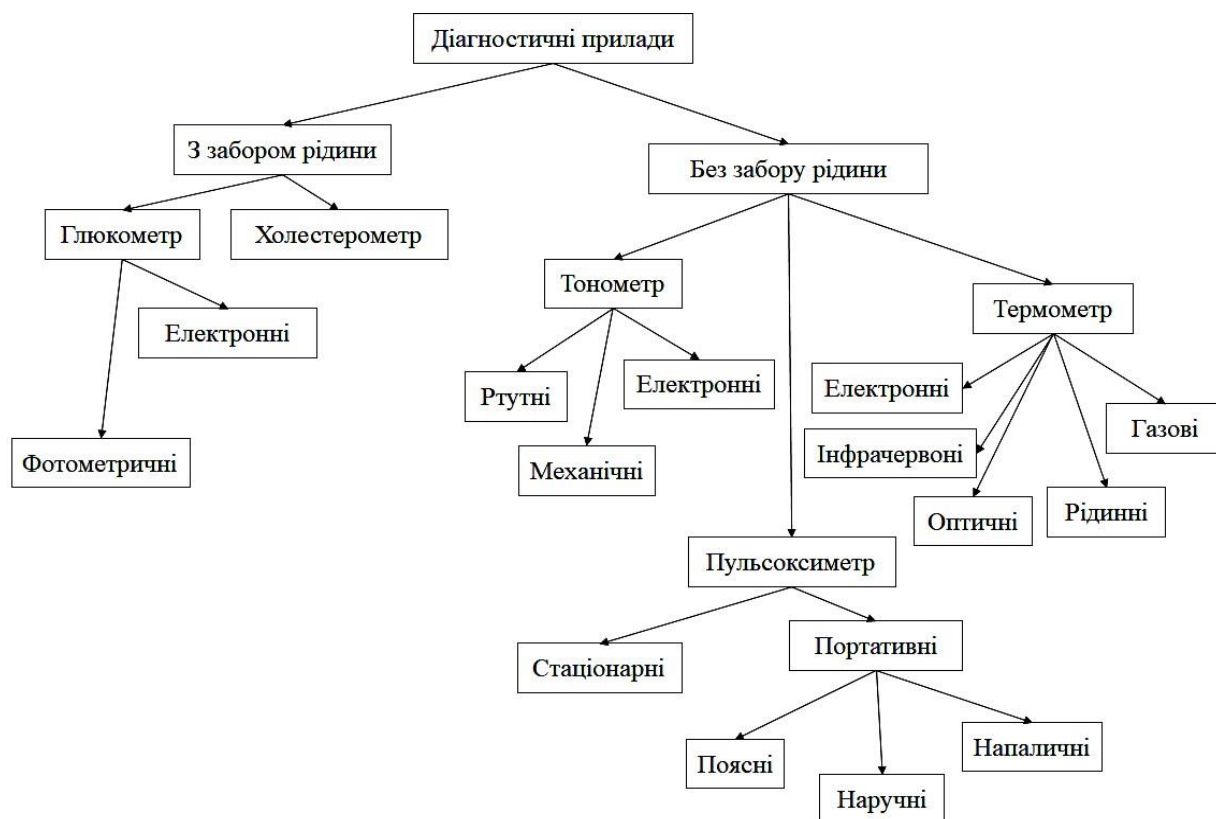


Рисунок 1.1 – Класифікація медичних діагностичних приладів

Було виділено 2 основні категорії: з забором рідини, це може бути як клітини крові, епітелію, рідина з слизових оболонок і т.д. та без використання забору рідини.

До приладів з категорії «з забором рідини» було віднесено холестерометр, який вимірює рівень холестерину та глюкометр, який за аналогією визначає рівень вмісту глюкози. Обидва девайси діють за схожим принципом і потребують зразки клітин крові для аналізу. У свою чергу глюкометри бувають фотометричні, тобто працюють за принципом нанесення зразків клітин на поверхню тест-стрічки та за допомогою здійснення хімічної реакції визначити рівень цукру в крові через інтенсивність блакитного кольору; електронні, тобто зразки крові кладуть на спеціальну пластину та пристрій сам приводить результат на екран.

Наступним пунктом є пристрої без використання забору рідини. Першим прикладом є тонометри, тобто пристрої, які слугують для визначення рівня атмосферного тиску на організм. Вони бувають: електронні (які вимірюють все самостійно), механічні (де потребується певна взаємодія людини) та ртутні. Також до цієї категорії входять термометри, які вимірюють температуру тіла організму. Вони у свою чергу поділяються на рідинні, електронні, оптичні, газові та

інфрачервоні. На сьогоднішній день дедалі популярнішим стає останній варіант, оскільки потребують найменшого часу вимірювання (2-3 секунди), проте вирізняються від всіх інших пристроїв в цій категорії наявністю найбільшої похибки в вимірюванні температури ($0,2-0,5^{\circ}\text{C}$). Останнім прикладом в даній категорії було наведено пульсоксиметр, який слугує для зняття показників рівня насичення киснем крові людини. Їх класифікують за місцем зняття вимірювання. У стаціонарних пульсоксиметрах датчик поміщається на палець, але приєднується до корпусу і монітора, куди безперервно виводяться дані. Мають мізерну похибку. Портативні пульсоксиметри можливо придбати та мати вдома або носити з собою для постійного контролю даних. Серед них розрізняють поясні, наручні та напальчні, тобто класифікація здійснюється за місцем зняття даних.

1.2 Принцип роботи пульсоксиметра

Одним з найбільш важливим показником в організмі людини є кисень, так як він використовується для перетворення цукру в одиниці енергії, які важливі для процесу життєдіяльності. Оксигемоглобін (HbO_2), що являє собою гемоглобін в сукупності з киснем, який постачає клітини киснем. Вимірювання та розрахунок його кількості здійснюється за допомогою показника сатурації крові (SpO_2). Нормальний рівень сатурації для людини – 95%, а рівень 92% вже вважається критичним та потребує термінового втручання лікарів.

Сам термін «сатурація» позначає відсоток оксигемоглобіну в крові.

Спершу для підрахунку долі SpO_2 використовували забір рідини, а саме крові, але це не давало показників в реальному часі. Через це були розроблені пульсоксиметри.

Насправді пульсоксиметрія є безболісним, неінвазивним методом вимірювання насичення кисню в крові.

Насичення киснем (сатурація) — це один із ключових фізіологічних показників, що відображає, наскільки ефективно працюють легені та як добре організм забезпечується киснем. Воно визначає відсоток гемоглобіну в крові, що

пов'язаний з молекулами кисню. Оптимальний рівень насичення киснем у здорової людини зазвичай коливається в межах 95–100%. Зниження цього показника може свідчити про проблеми з дихальною або серцево-судинною системами та потребує уваги з боку лікаря.

Коли ми вдихаємо повітря, легені виступають головним органом газообміну. У процесі дихання повітря потрапляє до альвеол — дрібних повітряних мішечків, які оточені мережею крихтих кровоносних судин, відомих як капіляри. Саме тут відбувається процес дифузії — кисень із повітря переходить до крові, а вуглекислий газ — у зворотному напрямку, для подальшого видихання.

Після насичення киснем кров потрапляє у лівий шлуночок серця, звідки по артеріях розноситься до всіх органів і тканин тіла. Кожна клітина нашого організму потребує кисню для здійснення метаболічних процесів, вироблення енергії (АТФ) та підтримання життєдіяльності. Без достатнього надходження кисню клітини швидко зазнають пошкодження, а органи втрачають свою функціональність.

У ситуаціях, коли функція легень порушується — наприклад, через запалення (пневмонію), обструктивні захворювання (ХОЗЛ, астму), COVID-19 або інші патології — здатність альвеол пропускати кисень у кров значно знижується. У результаті — рівень насичення киснем зменшується, виникає гіпоксія (кисневе голодування), яка може становити загрозу для мозку, серця та інших життєво важливих органів.

Для своєчасного виявлення зниження сатурації використовуються спеціальні прилади — пульсоксиметри. Наприклад, Beurer Pulsoximeters (рис. 1.2) — це компактні, зручні в користуванні пристрої, які дозволяють безболісно та швидко виміряти рівень кисню в крові та пульс. Вони особливо корисні для:

- пацієнтів із хронічними захворюваннями дихальної системи;
- людей, які перенесли COVID-19;
- спортсменів під час тренувань на витривалість;
- літніх людей та осіб, які перебувають на домашньому медичному спостереженні.

Пульсоксиметр фіксується на пальці та вимірює сатурацію за допомогою інфрачервоного та червоного світла, що проходить через тканини. Залежно від поглинання світла визначається співвідношення оксигемоглобіну до загального гемоглобіну, що і є показником насичення киснем.

Завдяки таким пристроям, як пульсоксиметри Beurer, можна своєчасно виявити небезпечне падіння сатурації, навіть до появи явних симптомів (задишки, синюшності, втоми), і вчасно звернутися по медичну допомогу, що може врятувати життя.

Наприклад, такий пристрій, як Beurer Pulsoximeters (рис.1.2) допоможе швидко виявити падіння насичення киснем, попереджаючи людей про необхідність медичного втручання.



Рисунок 1.2 – Пульсоксиметр Beurer Pulsoximeters

Якщо людина коли небудь проходила медичне обстеження або відвідувала лікаря, щоб отримати медичну допомогу, їй доводилось виміряти насичення крові киснем за допомогою пульсоксиметра. Останнім часом поширення Covid-19, що може спричинити значне зниження насичення крові киснем, спричинило зростання популярності домашніх пульсоксиметрів. Більшість людей придбали пульсоксиметри для контролю рівня кисню в крові для ранньої діагностики коронавірусної інфекції.

Але, головне не слід забути, що не всі зміни пульсоксиметрії пов'язані з Covid-19. Інші проблеми, пов'язані з легенями, такі як пневмонія та тромбоз, також

можуть призвести до низького рівня насичення крові киснем. Регулярні низькі значення повинні негайно обговорюватися з лікарем.

Пульсоксиметр — це сучасний медичний контрольно-діагностичний прилад, який використовується для неінвазивного вимірювання рівня насичення киснем (сатурації) капілярної крові, а також частоти серцевих скорочень (пульсу). Його основна функція — швидко і точно оцінити, наскільки ефективно кров транспортує кисень до тканин організму, що є критично важливим для діагностики та контролю стану пацієнтів із дихальними чи серцево-судинними захворюваннями.

Пульсоксиметр працює на основі фотоплетизмографії — оптичного методу, який використовує властивості світла для оцінки змін об'єму крові в тканинах. У більшості випадків цей пристрій має прищипкоподібну конструкцію та фіксується на кінчику пальця, хоча також можуть використовуватись моделі для мочки вуха або пальців ноги.

У процесі вимірювання пристрій випромінює два промені світла — червоний (довжина хвилі близько 660 нм) і інфрачервоний (близько 940 нм). Ці промені проходять через нігтьову пластину, шкіру, м'які тканини і капіляри. На протилежному боці пальця розміщено світлочутливий сенсор, який реєструє інтенсивність світла, що пройшло через палець.

Оскільки оксигемоглобін (HbO_2) та дезоксигемоглобін (Hb) мають різну здатність поглинати світло різних довжин хвиль, пульсоксиметр здатен, шляхом аналізу співвідношення поглинання червоного та інфрачервоного світла, обчислити рівень сатурації. Отримані дані обробляються мікропроцесором, який виводить на екран значення:

- SpO_2 — рівень насичення крові киснем (у відсотках),
- PR bpm — частота пульсу (ударів за хвилину).

Цей процес відбувається миттєво та безболісно, що дозволяє регулярно контролювати стан пацієнта без потреби у взятті крові чи спеціальній підготовці.

Переваги пульсоксиметрів:

- неінвазивність і комфорт при використанні;
- висока точність при правильному застосуванні;

- миттєвий результат (менше ніж за 10 секунд);
- портативність — більшість сучасних моделей є компактними та автономними;
- можливість безперервного моніторингу у стаціонарних або домашніх умовах.

Пульсоксиметр є незамінним пристроєм як у професійній медичній практиці, так і для домашнього використання, забезпечуючи своєчасне виявлення критичних змін у насиченні крові киснем та запобігаючи тяжким ускладненням.

Фотоплетізмограма (ФПГ) — це метод оптичного вимірювання, який дозволяє реєструвати зміну об'єму крові у м'яких тканинах, що обумовлена серцевими скороченнями. Ця технологія є основою роботи багатьох сучасних медичних приладів, зокрема пульсоксиметрів, фітнес-трекерів, розумних годинників і діагностичних систем моніторингу стану пацієнтів.

Принцип дії фотоплетізмограми ґрунтується на використанні джерела світла, зазвичай інфрачервоного або червоного діапазону, та світлочутливого сенсора (фоторезистора), який виявляє кількість світла, що проходить через тканини або відбивається від них. В основі методу — здатність крові поглинати світло: гемоглобін у крові має різний ступінь поглинання світлових хвиль залежно від його насичення киснем.

Під час кожного серцевого скорочення об'єм крові в капілярах збільшується, що змінює оптичні властивості тканин (зростає поглинання світла). Між ударами серця — кров відтікає, об'єм зменшується, і тканини стають більш прозорими для світла. Ці періодичні зміни інтенсивності світла, яке проходить через тканину або відбивається від неї, і реєструються як фотоплетізмограма — графік, що відображає пульсові коливання. Використовують червоний та інфрачервоний діапазон хвиль, оскільки вони мають здатність легко проходити крізь тканини організму. Це дозволяє визначити рівень сатурації за допомогою відношення поглинутого випромінювання. Принцип роботи пристрою з вимірювання рівня сатурації та частоти пульсу зображено на рисунку 1.3.

Сьогодні пульсоксиметри використовуються в різних медичних установах та повсякденному житті. У загальній практиці їх часто використовують для швидкої оцінки загального стану здоров'я людини, наприклад, під час нормального медичного обстеження. Насправд пульсоксиметри стали настільки поширеними, що насичення киснем часто називають «п'ятою життєво важливим ознакою» для оцінки стану здоров'я - це дані, зібрані разом із чотирма іншими параметрами - температурою, артеріальним тиском, пульсом та швидкістю дихання.

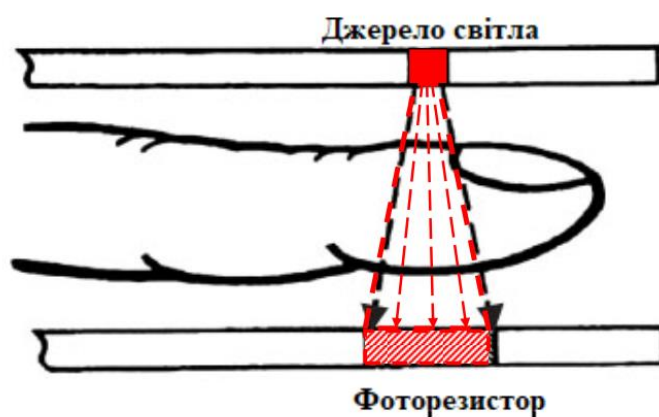


Рисунок 1.3 – Принцип роботи пристроїв для вимірювання рівня насичення киснем крові

Поза загальною практикою пульсоксиметрію найчастіше використовують для моніторингу пацієнтів із захворюваннями легень, у яких є ризик низького рівню кисню в крові. У клінічних умовах вони зазвичай використовуються в таких ситуаціях:

- для моніторингу пацієнтів до, під час та після операції, в тому числі під час наркозу;
- контролювати пацієнтів, які приймають певні препарати, що можуть зменшити дихання та функцію легень;
- для оцінки функції легень у людей із станами, які можуть спричинити зниження рівня кисню в крові, включаючи астму, гострий респіраторний дистрес-синдром (ГРДС), анемію, пневмонію, рак легень та серцеву недостатність;
- оцінювати стан людей із порушеннями сну, такими як апное уві сні.

Для домашнього використання пульсоксиметр використовується для регулярного контролю рівня насичення крові киснем при хронічних захворюваннях, а також для своєчасного виявлення проблем у дихальній системі людини.

Пульсоксиметр дозволяє швидко, безболісно та неінвазивно вимірювати рівень насичення крові киснем (SpO_2) на відміну від традиційного артеріального забору крові. Його основні переваги — миттєвий результат, можливість тривалого моніторингу, простота у використанні та відсутність потреби в лабораторному обладнанні. Це робить прилад ефективним для щоденного контролю стану пацієнтів у лікарнях і вдома, а також для використання в спорті, педіатрії та реанімації. Сучасні моделі підтримують збереження та передачу даних, що важливо для телемедицини. Однак у деяких умовах (погана перфузія, лак на нігтях) можливі похибки, тож у критичних ситуаціях потрібне лабораторне підтвердження.

Традиційні методи не дозволяють проводити такий аналіз в домашніх умовах. Пульсоксиметр - це зручний, доступний спосіб незалежного контролю рівня насичення, що дозволяє виявити захворювання на ранній стадії.

1.3 Формулювання вимог та постановка задачі

На основі аналізу існуючих рішень була сформульована задача роботи, а також були визначені вимоги до розроблюваної системи. Задачею цієї роботи є розробка програмно-апаратного комплексу для вимірювання серцебиття та сатурації на основі платформи Arduino.

Метою розробки є створення зручного та ефективного засобу контролю параметрів серцебиття та сатурації на основі платформи Arduino. Комплекс має забезпечувати зчитування інформації з датчиків пульсу та рівня сатурації.

На основі зібраних даних, програмно-апаратний комплекс має здійснювати аналіз даних параметрів та показувати їх на дисплеї, а також визначати чи вони знаходяться в рамках норми.

Розроблений комплекс обов'язково має містити такі складові:

а) система має отримувати показники серцебиття та сатурації із вбудованих даівчів;

б) система має виводити поточні показники серцебиття та сатурації на вбудований дисплей;

в) система має сповіщувати про знаходження вимірних показників в рамках норми;

г) дотримання технології модульного програмування, бажано фрагменти коду, що мають певне самостійне значення, оформляти у вигляді процедур та функцій, це дозволить покращити розуміння програми і вміння коректно і грамотно користуватись основними прийомами програмування;

д) реалізація дружнього інтерфейсу: використання вкладок з відповідним набором елементів керування для розуміння, які функції ці елементи реалізують.

1.4 Висновок до розділу 1

В даному розділі проаналізовано класифікацію медичних пристроїв для оцінювання стану здоров'я людини. Проаналізовано переваги використання пульсоксиметрів для вимірювання частоти серцебиття та насичення крові киснем. Описано принцип роботи пульсоксиметра. Сформульовано основні вимоги до розроблюваного пристрою та здійснена постановка задачі.

2 РОЗРОБКА АПАРАТНОЇ ЧАСТИНИ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕБИТТЯ ТА САТУРАЦІЇ

2.1 Сучасні засоби вимірювання пульсометрії

На відміну від альтернативного (інвазивного) аналізу крові на газовий склад, застосування пульсоксиметра дозволяє швидко і точно, безболісно і безпечно визначити кисневу сатурацію крові - відсоток насичення киснем молекул гемоглобіну.

Метод визначення рівня насичення крові киснем, який використовується в пульсоксиметрії, базується на принципі фотометрії — тобто здатності гемоглобіну поглинати світлові хвилі різної довжини в залежності від того, чи зв'язаний він з киснем (оксигемоглобін), чи ні (дезоксигемоглобін). У процесі вимірювання через тканини (зазвичай палець, мочку вуха або стопу) пропускається світло двох довжин хвиль — червоного (приблизно 660 нм) та інфрачервоного (приблизно 940 нм). Співвідношення поглинання цих двох типів світла дає змогу розрахувати рівень сатурації — тобто відсоток гемоглобіну, насиченого киснем.

Ідеальний показник сатурації — 100%, що означає, що всі молекули гемоглобіну максимально насичені киснем (тобто кожна з них зв'язана з чотирма молекулами O_2). У нормі у здорової людини рівень SpO_2 коливається від 95% до 100%. Значення нижче 90% вже вважаються ознакою гіпоксемії — нестачі кисню в крові — і потребують медичного втручання.

Чим ближчим до 100% є отриманий результат, тим більш сприятливі умови для нормального функціонування всіх органів та систем організму. Клітини органів, особливо мозку та серця, надзвичайно чутливі до кисневого голодування, тому зниження рівня сатурації може швидко призвести до функціональних розладів, непритомності, а в тяжких випадках — до незворотних уражень.

Таким чином, регулярне спостереження за насиченням киснем за допомогою неінвазивного методу фотоплетізмографії є надзвичайно важливим для своєчасного

виявлення порушень оксигенації, що дозволяє оперативно реагувати та запобігати ускладненням.

Існує два основних типи досліджень, що проводяться методом пульсоксиметрії: трансмісійний та відбитий. Вони відрізняються як принципом вимірювання, так і особливостями розміщення сенсорів, що дозволяє адаптувати пульсоксиметричний контроль до різних клінічних та побутових умов.

Метод трансмісійної пульсоксиметрії є найбільш розповсюдженим і традиційним. Він заснований на вимірюванні інтенсивності світлового променя, який проходить крізь тканини пацієнта. У пристрої використовується джерело світла (зазвичай червоне та інфрачервоне випромінювання), яке проходить крізь досліджувану ділянку тіла — наприклад, палець руки, мочку вуха або крило носа. З протилежного боку знаходиться фотодетектор, який вимірює інтенсивність світла, що пройшло через тканини.

У міру того як гемоглобін поглинає світло залежно від ступеня насичення киснем, співвідношення між червоним та інфрачервоним світлом, що досягло детектора, дозволяє точно визначити рівень сатурації крові киснем. Цей тип дослідження потребує достатньої васкуляризації та тонких тканин, тому зазвичай використовується у пацієнтів з нормальним кровоотоком і без виражених периферичних порушень.

Переваги такого методу:

- висока точність при належному розміщенні датчика;
- простота інтерпретації результатів;
- швидкий результат у режимі реального часу.

Недоліки такого методу:

- не підходить при поганій перфузії (наприклад, при холодних кінцівках, шоку);
- обмежене розташування датчика (не всі частини тіла підходять для такого методу).

Рефлексивний метод пульсоксиметрії (відбитий) базується на аналізі світлового потоку, що відбивається від внутрішніх тканин пацієнта. Світловий

випромінювач і фотодетектор розміщуються поруч на одній стороні тіла. Коли світло потрапляє на шкіру, частина його відбивається назад до детектора, проходячи крізь тканини, де і зазнає поглинання залежно від рівня оксигенації крові.

Рефлексивна пульсоксиметрія дозволяє вимірювати рівень сатурації практично на будь-якій ділянці тіла, що є великою перевагою, особливо в умовах обмеженого доступу до пальців або в критичних ситуаціях (наприклад, у новонароджених, лежачих хворих, пацієнтів у реанімації).

Переваги такого методу:

- універсальність у виборі місця для розташування датчика (наприклад, зап'ястя, лоб, грудна клітка);
- можливість використання при слабкому кровотоці;
- корисний для безперервного моніторингу, зокрема під час сну або в русі.

Недоліки такого методу:

- дещо нижча точність порівняно з трансмісійним методом;
- більша чутливість до артефактів (наприклад, руху, зовнішнього освітлення).

Обидва методи пульсоксиметрії мають свої сфери застосування та технічні особливості. Трансмісійний метод є стандартом для більшості клінічних випадків, де можливе правильне розміщення сенсора. Відбитий метод є незамінним у ситуаціях, коли класичне позиціонування неможливе або непрактичне. У сучасних багатофункціональних пульсоксиметрах часто реалізуються обидва режими, що розширює їх діапазон використання в медицині, спорті, домашньому моніторингу та телемедицині.

В тілі людини рівень кисню в крові (SpO_2) визначається як відношення концентрації оксигемоглобіну (HbO_2) до загальної концентрації гемоглобіну (Hb), який присутній в крові. Та вираховується за формулою 2.1:

$$SpO_2 = [HbO_2] * 100 \% / ([Hb] + [HbO_2]) \quad (2.1)$$

У розрахунку поглинання світла на визначеній довжині хвилі можна застосовувати закон Ламберта-Бера. Інтенсивність світла, що проходить через

речовину, зменшується експоненційно із зростанням товщини шару та концентрації речовини.

Поглинання світла прямо пропорційне концентрації речовини та довжині шляху, який проходить світло.

Закон Ламберта-Бєро (іноді його також називають законом Бугера-Ламберта-Бєхєра) описує залежність між інтенсивністю світла, що проходить через речовину, та концентрацією цієї речовини, а також товщиною шару, через який проходить світло. Цей закон широко використовується в спектrophотометрії для кількісного аналізу речовин, для аналізу концентрації розчинів за допомогою спектrophотометрів, для визначення складу речовин за спектрами, для контролю якості в хімічній, медичній, екологічній та харчовій промисловості.

Його використовують, щоб показати основну залежність між виділеною та пройденою інтенсивністю світла.

Обчислюється, використовуючи формулу 2.2:

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha x} \quad (2.2)$$

де I – інтенсивність світла на глибині x матеріалу;

I_0 - інтенсивність світла на поверхні;

α - коефіцієнт поглинання.

Але для визначення рівня сатурації зазначений вище закон не використовують, оскільки проходження світлового потоку через кров неможливо відрізнити від проходження через тканини.

Вимірювальний давач апарату має 2 світлодіоди: джерело червоного світла (довжина хвиль 660 нм) і інфрачервоного світла (довжина хвиль 940 нм), які включаються по черзі. Фотоприймач приладу визначає потік світла, що залишився після поглинання його тканинами або відбитий тканинами. Процесорний блок обробляє дані, і результат відображається на екрані.

З точки зору користувача для використання пульсоксиметра потрібно виконати наступні кроки:

- увімкнути пристрій;
- покласти палець між двома давачами;
- чекати кілька секунд отриманих результатів.

Отже, щоб розробити пристрій, який буде вимірювати сатурацію та серцебиття, необхідно виконати наступні завдання:

- розробити блок-схему алгоритму вимірювання пульсу та рівня насиченості киснем крові;
- на основі даної блок-схеми реалізувати програму Wiring для Arduino;
- зібрати робочу схему пристрою;
- провести тестування готового пристрою.

Для роботи заданого пристрою, потрібно обрати метод вимірювання пульсу. Мною був обраний метод п'яти імпульсів:

$$\text{Five_pusle_time} = \text{time2} - \text{time1} \quad (2.3)$$

Тобто, коли буде перший імпульс (серцевий удар) потрібно поставити таймер та зберегти значення часу початку першого імпульсу в змінну `time1`, а час після п'ятого імпульсу в змінну `time2`.

Щоб отримати час одного імпульсу потрібно отримай час (`Five_pusle_time`) поділити на 5 (2.4):

$$\text{Single_pulse_time} = \text{Five_pusle_time} / 5 \quad (2.4)$$

Тепер, маючи ці величини, можна підрахувати кількість імпульсів за хвилину. Для цього потрібно 60000 мілісекунд поділити на час одного імпульсу (2.5):

$$\text{Rate} = 60000 / \text{Single_pulse_time} \quad (2.5)$$

2.2 Обґрунтування вибору компонентів пристрою

Для реалізації пристрою потрібні наступні компоненти.

1. Плата Arduino Uno.

Arduino Uno – це популярна плата розробки, створена на основі мікроконтролера ATmega328P, яка широко використовується як у навчальних цілях, так і в розробці прототипів різноманітних електронних пристроїв. На рисунку 2.1 зображено типову реалізацію цієї плати. Вона містить усі необхідні апаратні компоненти, які забезпечують зручність підключення, програмування та живлення мікроконтролера, що робить її надзвичайно зручною для початківців та досвідчених розробників.



Рисунок 2.1 – Плата Arduino Uno

У складі Arduino Uno наявні 14 цифрових входів/виходів, шість з яких можуть бути використані як виходи ШІМ (широтно-імпульсної модуляції), що дозволяє керувати, наприклад, яскравістю світлодіодів або швидкістю обертання двигунів. Крім того, плата має 6 аналогових входів, які використовуються для зчитування сигналів із аналогових датчиків, наприклад, температури, освітлення, вологості тощо.

Також у конструкцію входить кварцовий резонатор на 16 МГц, який забезпечує стабільну тактову частоту для роботи мікроконтролера, гарантуючи точність та синхронізацію обчислювальних процесів. USB-роз'єм використовується

для програмування пристрою, а також для його живлення від комп'ютера або ноутбука. Через цей інтерфейс здійснюється також обмін даними з комп'ютером під час виконання програм.

Плата обладнана окремим роз'ємом живлення, який дозволяє підключати зовнішні джерела живлення, наприклад, AC/DC адаптери (від 7 до 12 В) або акумулятори. Наявність роз'єму ICSP (In-Circuit Serial Programming) забезпечує можливість прямого перепрошивання мікроконтролера, що корисно при роботі з альтернативними завантажувачами або для відновлення системи після помилок.

Окремо на платі розташована кнопка скидання (Reset), що дозволяє перезапустити виконання програми без необхідності вимикання живлення. Це особливо зручно під час налагодження програмного коду.

Початок роботи з Arduino Uno не вимагає спеціальних навичок – достатньо підключити плату до комп'ютера за допомогою USB-кабелю, що забезпечить живлення і доступ до програмування через середовище Arduino IDE. Альтернативно, можна подати живлення безпосередньо від зовнішнього джерела – батареї або адаптера, що робить Arduino Uno гнучким у виборі умов експлуатації.

Arduino Uno є ідеальним рішенням для створення як простих, так і складних електронних систем, включаючи автоматизовані пристрої, системи збору даних, елементи «розумного будинку» та багато іншого.

2. Давач пульсу Max30100

Датчик серцевого ритму та насичення крові киснем MAX30100 — це високоточний інтегральний оптичний сенсор, який поєднує в собі два основні функціональні модулі: вимірювання пульсу (серцевого ритму) та сатурації — тобто рівня насичення артеріальної крові киснем (SpO_2). Він є компактним, малоспоживним і широко використовується у проєктах біомедичного моніторингу, фітнес-пристроях, носимій електроніці, а також у різноманітних дослідницьких системах на базі Arduino, Raspberry Pi та інших платформ. На рисунку 2.2 представлено загальний вигляд давача MAX30100.

Конструкція давача включає два спеціалізовані світлодіоди — червоного (Red) та інфрачервоного (IR) спектру випромінювання, а також високочутливий

фотодетектор, який реєструє відбитий або пропущений світловий потік. Принцип роботи базується на тому, що гемоглобін та оксигемоглобін (гемоглобін, насичений киснем) по-різному поглинають світло в цих діапазонах хвиль. За рахунок аналізу зміни інтенсивності відбитого світла у часі можна визначити як частоту серцевих скорочень, так і рівень насичення крові киснем.

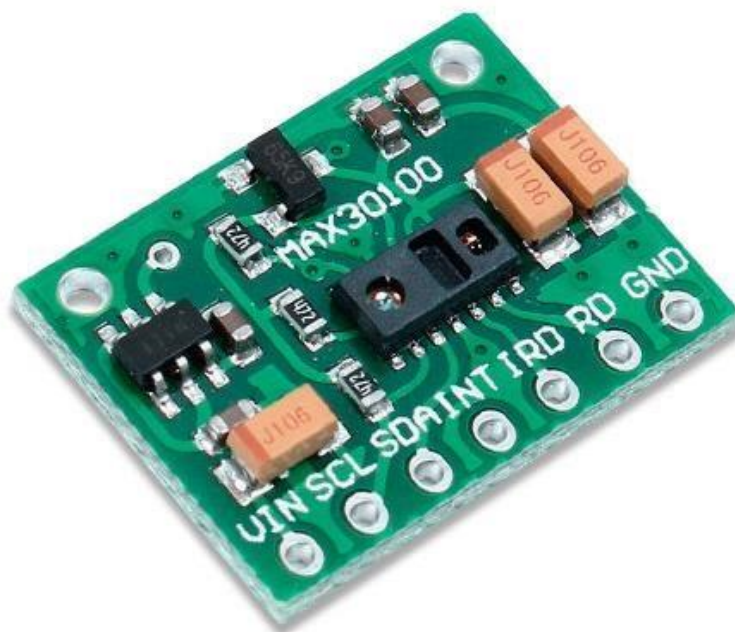


Рисунок 2.2 – Зображення давача max30100

Однією з переваг MAX30100 є можливість тонкого налаштування параметрів роботи світлодіодів — зокрема, регулювання струму в діапазоні від 0 мА до 50 мА, що дозволяє адаптувати інтенсивність світлового випромінювання залежно від умов (кольору та товщини шкіри, зовнішнього освітлення, положення сенсора тощо). Також реалізовано регулювання тривалості світлових імпульсів — від 200 мкс до 1,6 мс, що дає змогу досягати балансу між точністю вимірювань та енергоспоживанням.

Для підвищення точності й компенсації зовнішніх впливів (зокрема, температурних коливань), у MAX30100 передбачено вбудований датчик температури. Його значення можна використовувати як для автоматичної калібровки внутрішніх параметрів, так і для подальшої обробки результатів вимірювання в програмному забезпеченні. Це дозволяє мінімізувати похибки та

покращити стабільність результатів навіть при зміні умов навколишнього середовища.

Комунікація давача з мікроконтролером, як правило, здійснюється через інтерфейс I²C, що дозволяє зручно підключати його до широкого спектра платформ. Завдяки невеликому розміру, високій енергоефективності та можливості налаштувань, MAX30100 є ідеальним вибором для вбудованих систем біомедичного моніторингу.

Таким чином, використання давача MAX30100 у проєктах з Arduino дозволяє створювати компактні, надійні та точні пристрої для безперервного моніторингу фізіологічних параметрів людини, таких як пульс і сатурація, що є надзвичайно актуальним у сучасних умовах, особливо для спортивних, медичних і реабілітаційних систем.

В давачеві є 7 портів, але для даного проєкту достатньо лише 4 (SDA, SCL, VIN, GND).

Принцип дії давача такий:

- світлодіоди (IR і червоний) випромінюють світло через шкіру, зазвичай на пальці або вушній мочці;
- фотодіод реєструє кількість світла, яке проходить або відбивається від тканин;
- пульсація крові змінює рівень поглинання світла, при кожному ударі серця об'єм крові збільшується, а між ударами – зменшується;
- сенсор аналізує ці зміни й обчислює частоту серцебиття (BPM) - з частоти зміни поглинання світла і SpO₂ (сатурацію) - з відношення поглинання червоного та IR-світла.

3. Дисплей LCD

LCD-дисплей (Liquid Crystal Display) — це рідкокристалічний дисплей, широко застосовуваний у мікроконтролерних системах, зокрема в проєктах на базі Arduino для виведення текстової та графічної інформації. На рисунку 2.3 зображено типовий приклад LCD-дисплея. Найбільш поширеним є дисплей типу 1602, який

має дві текстові стрічки по 16 символів у кожній. Такий дисплей оснащено 16 виводами (портами), за допомогою яких здійснюється керування, живлення та передача даних до мікроконтролера.



Рисунок 2.3 – LCD-дисплей

Конструктивно LCD-дисплей складається з кількох ключових компонентів:

- рідкокристалічна матриця (РК-матриця);
- джерело підсвічування (підсвітка);
- контактний шлейф або джгут підключення;
- захисний корпус.

Основним функціональним елементом LCD-дисплея є рідкокристалічна матриця. Вона побудована на основі двох прозорих скляних пластин, між якими знаходиться тонкий шар рідких кристалів. Ці кристали мають унікальну здатність змінювати орієнтацію під дією електричного поля, що впливає на поляризацію світла, яке проходить крізь них. Матриця поділена на пікселі — найменші елементи зображення, кожен з яких складається з комірки рідких кристалів та двох поляризаційних фільтрів, розташованих по обидва боки. Зміна орієнтації молекул у пікселі або блокує світло, або пропускає його, тим самим формуючи видимі символи.

Підсвітка, зазвичай на базі світлодіодів (LED), розташовується за матрицею і служить для підсвічування пікселів, особливо у темних умовах. Вона дозволяє легко зчитувати інформацію з дисплея незалежно від рівня зовнішнього освітлення. Деякі моделі дисплеїв дозволяють вмикати та вимикати підсвічування за потреби, економлячи енергію в автономних проєктах.

Контактна панель дисплея має 16 виводів, серед яких основні:

- GND та VCC — живлення;
- RS, RW, E — керуючі сигнали;
- D0–D7 — лінії передачі даних (можуть працювати як у 8-бітному, так і в 4-бітному режимі);
- Vo — регулювання контрасту дисплея (зазвичай через підстроювальний резистор);
- A і K — анод і катод для підсвічування.

Підключення дисплея до Arduino часто здійснюється у 4-бітному режимі з використанням бібліотеки LiquidCrystal.h, що значно спрощує програмування та скорочує кількість необхідних пінів мікроконтролера.

Всі компоненти дисплея надійно закріплені в захисному пластиковому або металевому корпусі, що забезпечує його міцність, збереження та зручність монтажу в різних пристроях і проєктах.

LCD-дисплей — це незамінний компонент в системах виводу інформації, що поєднує низьке енергоспоживання, простоту керування, надійність, а також доступну вартість. Його використання в мікропроцесорній техніці дозволяє реалізовувати інтуїтивно зрозумілий інтерфейс користувача, відображати текстові повідомлення, значення з датчиків та параметри роботи пристрою.

Причому площини цих фільтрів розташовані перпендикулярно один до одного. Кожен піксель матриці розташований між двома спеціальними прозорими електродами, що дозволяє керувати розташуванням молекул у кожному пікселі окремо. LCD технологія може ґрунтуватися на проходженні або відображенні світла, залежно від пристрою монітора через молекули рідких кристалів. Різниці між

цими типами матриць практично немає. Однак варто відзначити, що більшість РК-дисплеїв працюють на проходження світла через шар рідких кристалів.

4. Інтерфейсна шина I2C

Інтерфейсна шина I2C (Inter-Integrated Circuit), зображена на рисунку 2.4, є широко поширеним послідовним протоколом обміну даними, який використовується для підключення різноманітних периферійних пристроїв до мікроконтролера. У контексті роботи з LCD-дисплеєм, застосування шини I2C дозволяє значно зменшити кількість необхідних з'єднань, а також спрощує монтаж і реалізацію схеми.

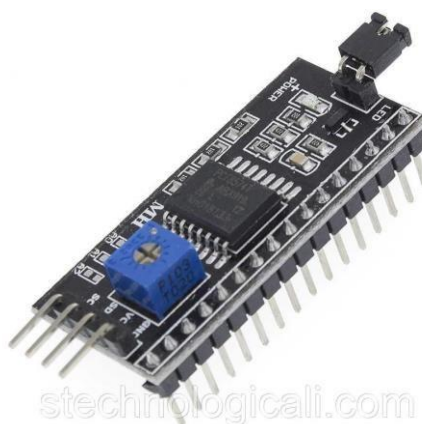


Рисунок 2.4 – I2C інтерфейсна шина

Протокол I2C був розроблений компанією Philips у 1980-х роках як стандарт для внутрішньої комунікації в електронних пристроях. Його особливістю є двохпровідна структура: для обміну інформацією використовується всього два сигнальні лінії:

- SDA (Serial Data Line) — лінія передавання даних;
- SCL (Serial Clock Line) — лінія синхронізації.

Ці лінії працюють у напівдуплексному режимі (обмін даними в обидва боки, але не одночасно) і потребують підтягуючих резисторів до позитивної шини живлення (зазвичай 4,7 кОм – 10 кОм), які забезпечують правильну логіку рівнів сигналів.

Розглянемо основні особливості протоколу I2C.

Майстер-слейв архітектура. Взаємодія відбувається за схемою "ведучий—підлеглий", де майстер (наприклад, мікроконтролер Arduino) ініціює передачу, а слейв-пристрої (наприклад, I2C-модуль LCD) відповідають на запити. Один майстер може керувати декількома слейвами, кожен з яких має унікальну адресу (7 або 10 біт).

Синхронна передача. Лінія SCL використовується для синхронізації передавання кожного біту. Це дозволяє забезпечити точну послідовність передачі навіть при різних швидкостях роботи пристроїв.

Низьке енергоспоживання та простота. Завдяки лише двом дротам інтерфейс дозволяє мінімізувати споживання енергії та зменшити кількість необхідних портів мікроконтролера, що особливо важливо для компактних або автономних систем.

У стандартному підключенні LCD-дисплея типу 1602 або 2004 потрібно щонайменше 6-10 провідників для керування. Але при використанні спеціального перехідника I2C (на базі мікросхеми PCF8574), дисплей можна підключити лише через два дроти — SDA і SCL, що суттєво полегшує схему та звільняє багато цифрових пінів на платі Arduino. Крім того, бібліотеки Arduino (наприклад, LiquidCrystal_I2C.h) надають зручні функції для ініціалізації, запису тексту та управління підсвічуванням дисплея.

Для інших моделей Arduino (наприклад, Mega або Nano) порти SDA/SCL можуть мати інші апаратні пін-назви, але логіка роботи залишається незмінною.

Інтерфейс I2C — це ефективне рішення для організації обміну даними між мікроконтролером та периферійними пристроями. У випадку з LCD-дисплеєм він дозволяє зекономити ресурси, спростити підключення, зменшити габарити конструкції та підвищити масштабованість проєкту, особливо коли необхідно підключати багато зовнішніх компонентів.

Проста двопровідна послідовна шина I2C мінімізує кількість з'єднання між IC, IC мають менше контактів та потрібно менше доріжок. Як результат - друковані плати стають більш простими та технологічними при виготовленні. Інтегрований I2C-протокол усуває необхідність дешифраторів адреси та іншої зовнішньої логіки

узгодження. Всі I2C-сумісні пристрої мають інтерфейс, який дозволяє їм зв'язуватися один з одним по шині навіть у тому випадку, якщо їхня напруга живлення істотно відрізняється.

2.3 Розробка алгоритму вимірювання серцебиття та сатурації

Побудова схеми алгоритму є необхідною передумовою ефективного проектування пристрою для моніторингу життєво важливих показників. Вона виконує роль "дорожньої карти", за якою відбувається подальше апаратне та програмне конструювання пристрою, дозволяючи розробнику врахувати всі технічні, функціональні та ергономічні аспекти його роботи.

Для успішної розробки інтелектуального пристрою для визначення рівня сатурації крові (SpO_2) та частоти серцевих скорочень (пульсу), першим і надзвичайно важливим етапом є побудова схеми алгоритму його роботи, яка представлена на рисунку 2.5. Побудова алгоритму дає змогу чітко структурувати логіку функціонування всієї системи, визначити порядок взаємодії окремих модулів і компонентів, а також сформулювати ключові етапи збору, обробки та відображення фізіологічних даних.

На етапі побудови алгоритму враховуються особливості всіх апаратних компонентів, зокрема:

- затримки в роботі сенсора (наприклад, час стабілізації сигналу після прикладання пальця);
- формат даних, що надходять від давача (наприклад, двобайтові значення рівня інтенсивності інфрачервоного та червоного світла);
- інтервали оновлення відображення на дисплеї для забезпечення комфортного візуального сприйняття результатів.

З рисунку 2.5 видно, що алгоритм складається з таких основних кроків:

- ініціалізація та налаштування відповідних компонентів (на цьому етапі ініціалізується інтерфейс I²C, встановлюються режими роботи - вимірювання пульсу

і SpO_2 , встановлюється частота дискретизації (sampling rate) і потужність світлодіодів);

- виявлення серцебиття (на даному етапі відбувається считування інформації з сенсорів ІЧ (Infrared, IR) - використовується переважно для пульсу, червоне світло (Red) - використовується для SpO_2);

- обробка значень за допомогою формул. Для вимірювання пульсу сигнал IR показує зміни об'єму крові при ударах серця, потім шукаються піки на графіку сигналу, далі визначається час між піками та обчислюється пульс (BPM) за формулою:

$$BPM = \frac{60}{\text{час між ударами (в секундах)}}$$

Для вимірювання сатурації (SpO_2) аналізується відношення амплітуд червоного та інфрачервоного сигналів:

$$R = \frac{AC_{red}/DC_{red}}{AC_{IR}/DC_{IR}}$$

де AC - змінна складова сигналу (пульсації);

DC - постійна складова (фон).

Значення R використовують для оцінки SpO_2 за апроксимованою формулою:

$$SpO_2 = 110 - 25 \cdot R$$

- виведення результату на дисплей (на даному етапі виводиться значення BPM та SpO_2 на дисплей, в серійну консоль або інший інтерфейс. Дані можуть зберігатися або передаватися (наприклад, по Bluetooth).

- виведення картинки.



Рисунок 2.5 – Алгоритм роботи пристрою



Рисунок 2.5 - Продовження

2.4 Розробка схеми програмно-апаратного комплексу для вимірювання серцебиття та сатурації

Схема проєкту (рис. 2.6) містить плату Arduino Uno, давач серцевого ритму, OLED дисплей та зумер. Плата Arduino управляє всім процесом, зчитуючи дані від давача серцевого ритму, обчислюючи частоту серцевого ритму та передаючи результат обчислень на дисплей.

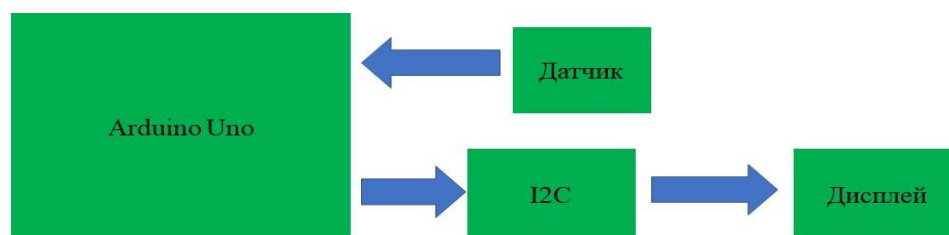


Рисунок 2.6 – Схема проєкту пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації

На наступному етапі розробки нашого пристрою виникає необхідність забезпечити апаратну та програмну інтеграцію модуля MAX30100 — високоточного сенсора для вимірювання пульсу та рівня сатурації крові (SpO_2) — з контролерною платою Arduino Uno. Метою цього етапу є не лише успішне зчитування фізіологічних параметрів користувача, а й реалізація повноцінної мікропроцесорної

системи, здатної обробити, відфільтрувати та вивести отриману інформацію на рідкокристалічний дисплей (LCD) з використанням I2C-інтерфейсу.

MAX30100 — це компактний модуль, який поєднує в собі інфрачервоний та червоний світлодіоди, а також фотодетектор, що дозволяє зчитувати зміни оптичної щільності тканин, спричинені пульсацією крові. Для підключення модуля до Arduino Uno використовується двопровідна шина I2C, яка дозволяє здійснювати обмін даними за допомогою лише двох пінів:

- SDA (Serial Data Line) — пін A4 на Arduino Uno;
- SCL (Serial Clock Line) — пін A5 на Arduino Uno.

Крім того, подається живлення:

- VCC — 3.3В або 5В (залежно від модуля, зазвичай 3.3В);
- GND — спільна земля.

Після успішного підключення необхідно перейти до програмної реалізації алгоритму вимірювання частоти серцевих скорочень (ударів на хвилину, BPM — beats per minute) та рівня сатурації. Для цього використовується середовище Arduino IDE, де створюється скетч, який:

- ініціалізує модуль MAX30100 через бібліотеку (наприклад, MAX30100_PulseOximeter.h);
- здійснює початкову калібровку сенсора (для стабільності вимірювання);
- регулярно зчитує показники з модуля;
- обчислює миттєве значення ЧСС та SpO₂;
- передає ці значення на LCD-дисплей через I2C-інтерфейс, використовуючи бібліотеку LiquidCrystal_I2C.h.

Використання LCD-дисплея з I2C-конвертером (наприклад, на базі PCF8574) дає змогу значно спростити підключення — лише через дві лінії (ті ж SDA та SCL), спільні з MAX30100. Обидва пристрої працюють на шині I2C, але мають унікальні адреси, тому Arduino може зчитувати дані з одного пристрою і передавати команди іншому, використовуючи одну й ту саму фізичну шину.

На дисплеї виводяться результати у зручному вигляді, наприклад:

PULSE: 78 BPM

SPO2 : 98 %

Оновлення даних відбувається кожні кілька секунд, залежно від обраної частоти зчитування.

Створення проєкту, в якому MAX30100 зв'язується з Arduino Uno, а результати виводяться на LCD через I2C, є комплексним прикладом розробки інтелектуального біометричного пристрою в реальному часі. Така система здатна застосовуватися в практичних медичних та спортивних задачах — від домашнього контролю за здоров'ям до використання в носимих фітнес-гаджетах або лабораторних дослідженнях.

Принцип роботи датчика для вимірювання пульсу та сатурації полягає в наступному (рис. 2.7).

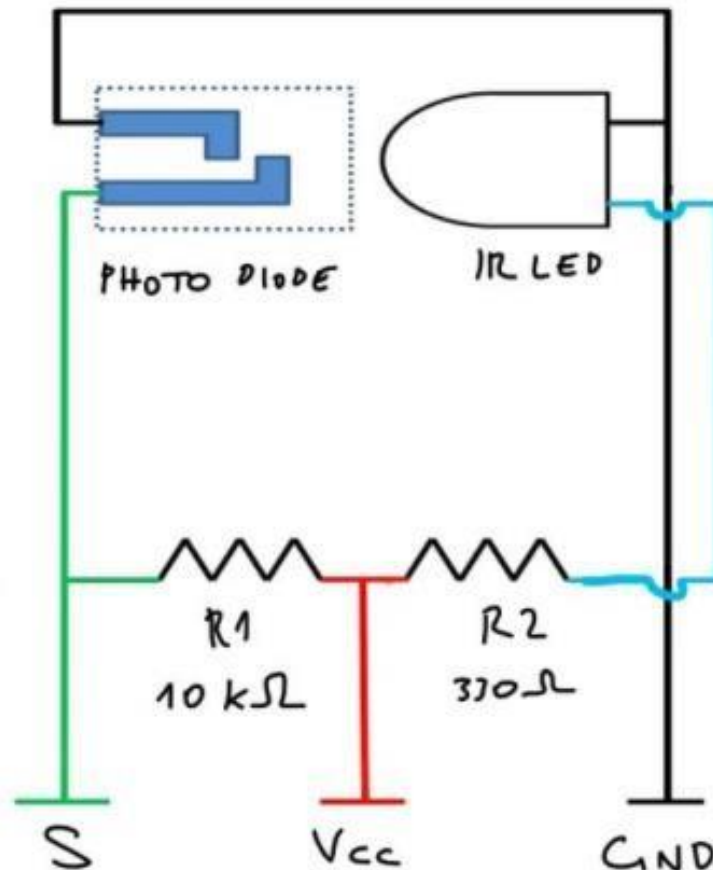


Рисунок 2.7– Схема роботи датчика пульсоксиметра

Як видно з конструкції сенсора, основа його роботи ґрунтується на використанні інфрачервоного світлодіода та фотодіода, які разом формують

оптичну пару, що дозволяє виявляти зміни в щільності тканин під час проходження крові. Інфрачервоний світлодіод випромінює невидиме для людського ока світло, яке проходить через тканини пальця, тоді як фотодіод, розташований навпроти, приймає той світловий потік, який був частково поглинутий і частково пропущений через кровоносні судини.

У конструкції модуля також використовуються два резистори. Один резистор встановлений послідовно зі світлодіодом, щоб обмежити струм і тим самим захистити компонент від перевантаження чи перегріву.

Інший резистор призначений для підсилення сигналу, що надходить з фотодіода. Оскільки фотодіод генерує дуже слабкий електричний сигнал (порядку кількох мікрівольт), такий резистор допомагає сформувати вимірювану напругу, яка в подальшому може бути піддана цифровій обробці мікроконтролером.

Принцип роботи досить простий, але надзвичайно ефективний. У момент, коли палець користувача розміщується між світлодіодом і фотодіодом (як показано на рисунку 2.8), тканини та кров всередині пальця починають впливати на інтенсивність світла, що проходить через них. Оскільки кров має здатність поглинати інфрачервоне випромінювання, зміни об'єму крові в артеріях при кожному серцевому скороченні призводять до ритмічного коливання інтенсивності світла, яке фіксує фотодіод.

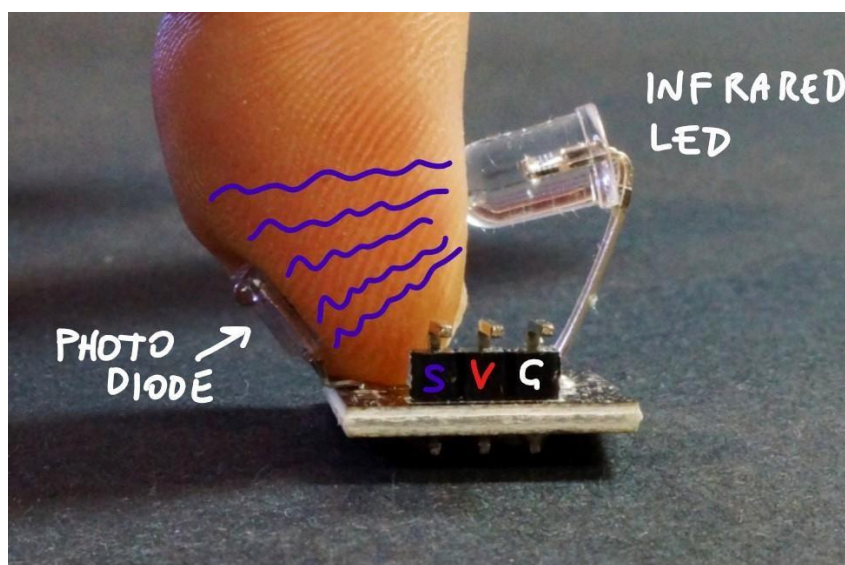


Рисунок 2.8 – Використання давача для зняття правильних показників

Випромінюване інфрачервоним світлодіодом світло проходить через тканини пальця людини, і на цьому шляху воно частково поглинається різними фізіологічними структурами, такими як шкіра, підшкірні тканини, кістки, а також нігтем. Водночас значна частина цього світла проходить через капіляри, вени й артерії, де безпосередньо контактує з кров'ю — головним об'єктом дослідження при вимірюванні пульсу та сатурації. Саме властивість крові змінювати ступінь поглинання інфрачервоного випромінювання під час руху пульсової хвилі лежить в основі дії оптичних пульсоксиметричних давачів.

2.5 Висновок до розділу 2

В даному розділі описано принцип роботи пристрою «пульсоксиметр» та визначено компоненти, необхідні для реалізації пристрою, їх особливості. Розроблено алгоритм роботи пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації. Розроблено схему програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації.

3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОЇ ЧАСТИНИ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕБИТТЯ ТА САТУРАЦІЇ

3.1 Опис програмних бібліотек

Для роботи давача для вимірювання рівня насиченості киснем організму та пульсу (Давач пульсу Max30102) звичайних бібліотек буде недостатньо.

Для функціонування пристрою необхідно додатково встановити та використовувати бібліотеку «SparkFun MAX3010x Sensor Library». Ця бібліотека необхідна безпосередньо для самого давача Max30102.

Для роботи з OLED дисплеєм потрібно встановити бібліотеку «Adafruit_GFX.h». Це графічна бібліотека для всіх дисплеїв компанії Adafruit, що надає базовий набір графічних примітивів (крапок, ліній, кіл тощо). Разом з нею має працювати ще одна бібліотека, що відповідає моделі дисплея (для роботи з низькорівневими функціями). Вона дозволяє легко адаптувати скетч Arduino до роботи з дисплеєм. Бібліотека Adafruit_GFX завжди працює в парі зі спеціалізованою бібліотекою для дисплея. Наприклад, якщо є монохромний дисплей OLED 128x64 з чіпом SSD1306, то потрібно встановити дві бібліотеки, Adafruit_GFX і Adafruit_SSD1306.

Бібліотека «Adafruit_SSD1306-master». Як уже було описано раніше, для роботи з дисплеєм потрібно встановити ще одну бібліотеку. За допомогою «Adafruit_SSD1306-master» можна виконувати такі дії:

- `display.clearDisplay()` – стирає всі пікселі;
- `display.drawPixel(x,y, color)` – поміщає піксель в координати X и Y;
- `display.setTextSize(n)` – задає розмір шрифту;
- `display.setCursor(x,y)` – задає координати, з якими почнеться вивід тексту;
- `display.print("повідомлення")` – виводить текст.

Бібліотека «Wire.h» використовується для зв'язку мікроконтролера з пристроями та модулями через інтерфейс I2C. Для зв'язку I2C використовується всього два контакти: лінія даних (SDA) і лінія тактового сигналу (SCL). До відповідних гнізда Arduino можна підключити до 120 пристроїв, що підтримують

інтерфейс I2C. Для обміну даними з такими пристроями і потрібна бібліотека Arduino Wire.

Бібліотека «heartRate.h» використовується для використання алгоритмів та формул для визначення та обчислення серцевого ритму.

Оскільки даний проєкт буде реалізовано та зібрано на платі Arduino Uno, то програма має бути написана на відповідній мові. Wiring - це мова програмування спеціально розроблена для роботи з Arduino. Ця мова має багато схожостей з мовами C та C++, а компілюються за допомогою широковідомого avr-gcc.

Всі особливості зводяться до того, що є набір бібліотек, що включає деякі функції (на зразок pinMode) і об'єкти (на зразок Serial), а при компіляції програми середовище розробки створює тимчасовий *.cpp файл, в який крім коду включається ще кілька рядків, і отриманий результат згодовується компілятору, а потім лінковнику з потрібними параметрами.

Програми написані на цій мові (Wiring) мають назву скетч (Sketch).

Wiring дозволяє писати кросплатформене програмне забезпечення для управління пристроями, підключеними до широкого спектру плат мікроконтролерів, створення всіх видів творчого кодування, інтерактивних об'єктів і т. ін.

Структура коду:

- змінна будь-якого типу повинна викликатись після свого оголошення. Інакше буде помилка;
- оголошення та використання класів або типів даних із бібліотеки/файлу має бути після підключення бібліотеки/файлу;
- функція може викликатися як до, так і після оголошення, тому що C++ компілювана мова, компіляція проходить у кілька етапів, і функції "виділяються" окремо, тому можуть викликатися в будь-якому місці програми.

При запуску Arduino IDE дає нам заготовку у вигляді двох обов'язкових функцій: setup та loop.

Код у блоці setup() виконується один раз під час кожного запуску мікроконтролера. Код у блоці loop() виконується “по колу” протягом усього роботи мікроконтролера, починаючи з завершення виконання setup(). Звідси випливає, що

блок-схема будь-якої програми для Arduino виглядає так, як зображено на рисунку 3.1.

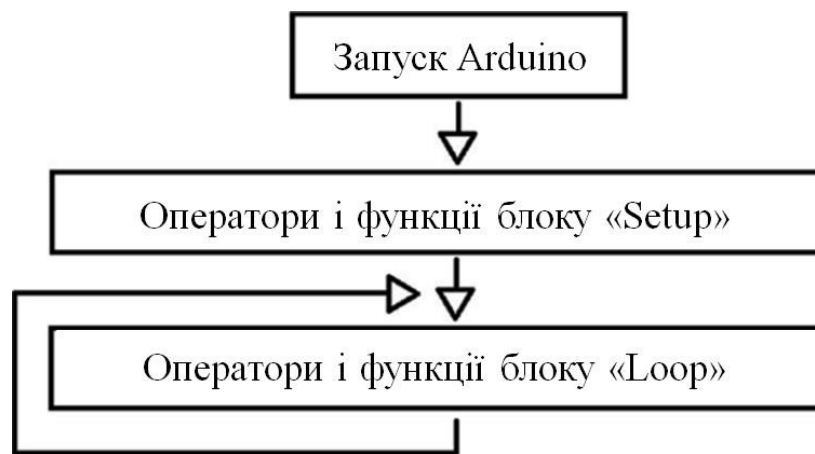


Рисунок 3.1 - Схема скетчу мовою Wiring

Підключення бібліотек та файлів здійснюється за допомогою директиви `#include`.

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
```

Бібліотеки "MAX30102.h" та "heartRate.h" слугують для виявлення пульсу та його підрахунку, про цей процес більш детально можна дізнатись в попередніх розділах. В той час бібліотеки `<Adafruit_GFX.h>` та `<Adafruit_SSD1306.h>` використовуються для дисплею.

За допомогою них можливо вивести тест та малюнки на екран.

Оголошення давача:

```
#define REPORTING_PERIOD_MS 1000
```

```
PulseOximeter pox;
```

Оголошення дисплею:

```
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);
```

Оголошення зображення для використання в оцінці отриманих результатів:

```
byte smile[] = { ... }; byte mod[] = { }; byte sad[] = { }; byte heart[8] = {};
```

Оголошення функції, яка у разі виникнення серцебиття буде виводити надпис "Beat!!!" та виміряні параметри в консоль:

```
void onBeatDetected()
{
  Serial.println("Beat!!!");
  Serial.print("Heart rate:");
  Serial.print(pox.getHeartRate());
  Serial.print("bpm / SpO2:");
  Serial.print(pox.getSpO2());
  Serial.println("%");
}
```

Оголошення порту та швидкості передачі даних:

```
Serial.begin(115200);
```

Оголошення змінних зображень для їх виводу на екран:

```
lcd.init(); lcd.backlight(); lcd.createChar(1 , smile); lcd.createChar(2 , mod);
lcd.createChar(3 , sad); lcd.createChar(4 , heart);
```

Виведення напису "Pulse Oximeter" на екран, відповідно до наведених параметрів:

```
lcd.setCursor(6,0); lcd.print("Pulse"); lcd.setCursor(5,1); lcd.print("Oximeter ");
delay(2000);
```

Цикл для запуску роботи датчика max30100. Якщо датчик виявлено та він працює справно, буде виведено надпис "SUCCESS", в іншому випадку - "FAILED". Також на цьому етапі запускається інфрачервоний діод та виявляє серцебиття:

```
if (!pox.begin()) {
  Serial.println("FAILED");
  for (;;)
} else {
```

```

    Serial.println("SUCCESS");
}
pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}

```

Виведення результатів вимірювання на екран, відповідно до зазначених в програмі параметрів:

```

cd.clear();
lcd.setCursor(0 , 0);    lcd.print("BPM: ");    lcd.print(pox.getHeartRate());
lcd.setCursor(0 , 1);    lcd.print("SpO2: ");    lcd.print(pox.getSpO2());    lcd.print("%");
tsLastReport = millis();

```

Виведення на екран зображення серця в рядок з значенням пульсу:

```

lcd.setCursor(15 , 0);    lcd.write(4);

```

Відповідно до отриманих результатів вимірювання рівня насиченості киснем крові, вивести на екран зображення, яке буде позначати оцінку результату вимірювання:

```

if (pox.getSpO2() >= 95) {
    lcd.setCursor(15 , 1);
    lcd.write(1);
}
else if (pox.getSpO2() < 95 && pox.getSpO2() > 91) {
    lcd.setCursor(15 , 1);
    lcd.write(2);
}
else if (pox.getSpO2() <= 91) {
    lcd.setCursor(15 , 1);    lcd.write(3);
}

```

3.2 Створення програмно-апаратного комплексу для вимірювання серцебиття та сатурації

Для забезпечення повноцінної та стабільної роботи пристрою для вимірювання частоти серцевих скорочень (пульсу) та рівня насиченості киснем артеріальної крові (сатурації, SpO_2) необхідно змоделювати, побудувати та зібрати електронну схему пристрою. Основою цієї схеми є плата Arduino Uno, до якої підключаються відповідні модулі та компоненти, що реалізують усі функціональні можливості пульсоксиметра. Монтажну схему з'єднання пристрою зображено на рисунку 3.2.

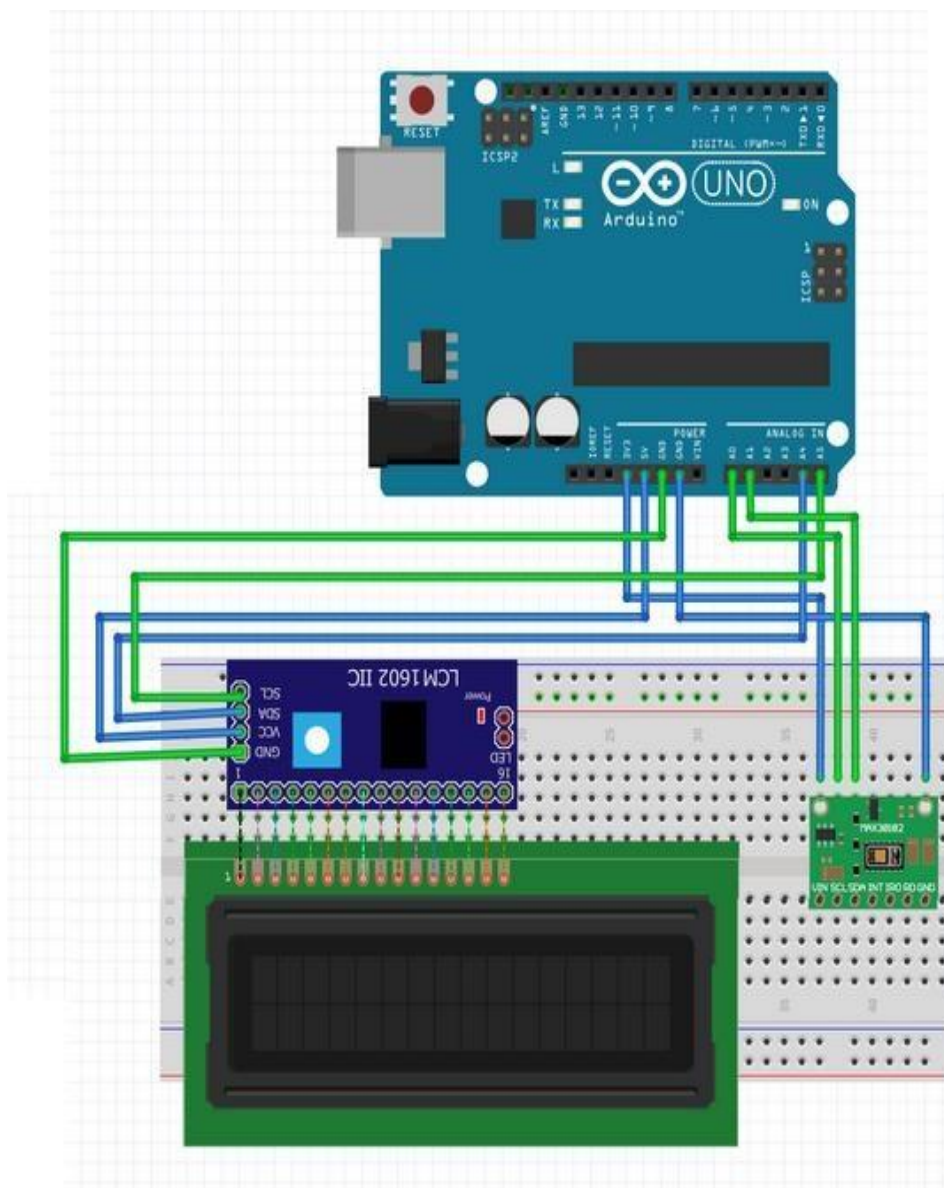


Рисунок 3.2 – Функціональна схема пристрою пульсоксиметр

У базову апаратну конфігурацію входять такі основні елементи:

- Arduino Uno – мікроконтролер, що виконує роль «мозку» системи. Він відповідає за ініціалізацію модулів, зчитування даних із сенсора пульсоксиметра (MAX30100 або подібного), обробку сигналів та обчислення пульсу/сатурації, виведення результатів на екран.

- Модуль MAX30100 / MAX30102 – інтегральний датчик, який поєднує інфрачервоний та червоний світлодіоди, фотодіод, аналого-цифровий перетворювач, вбудований фільтр шумів та температурний сенсор для компенсації зовнішніх впливів.

- LCD-дисплей із модулем I2C – використовується для виведення результатів вимірювання. Інтерфейс I2C дозволяє зменшити кількість підключень до контролера, використовуючи лише дві лінії – SDA та SCL.

- Живлення – Arduino Uno можна живити через USB-кабель (підключення до комп'ютера або блоку живлення), за допомогою батарейки чи зовнішнього адаптера через роз'єм живлення.

Оскільки обидва пристрої (MAX30100 та LCD) працюють через I2C-протокол, вони підключаються до однієї шини. Кожен із них має власну унікальну адресу, що дозволяє Arduino взаємодіяти з ними незалежно.

Після збирання всієї схеми відповідно до рисунка 3.2, а також ретельної перевірки правильності всіх електричних з'єднань між компонентами (Arduino Uno, модулем пульсоксиметра MAX30100, LCD-дисплеєм із інтерфейсом I2C), можна переходити до наступного етапу — програмної реалізації алгоритмів обробки даних, вимірювання пульсу та рівня насиченості киснем артеріальної крові (SpO_2).

Після написання та завантаження прошивки на контролер Arduino, слід виконати тестування пристрою в реальних умовах експлуатації — прикласти палець до сенсора, дочекатися стабілізації сигналу, переконатися в коректності обчислень пульсу та сатурації. За потреби проводиться відлагодження коду — корекція коефіцієнтів, зміна алгоритмів фільтрації, точніше налаштування тривалості вимірювань тощо.

Як можна побачити з наведеної схеми давач max30100 під'єднаний до плати Arduino Uno так, як наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – підключення портів давача Max30100 до плати Arduino Uno.

Max30100	Arduino Uno
GND	GND
VIN	3.3V
SDA	SDA
SCL	SCL

Також для забезпечення нормального функціонування пристрою потрібно підключити I2C інтерфейсу шину. З'єднання має мати бути за таким принципом, як наведено в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – підключення інтерфейсної шини I2C до плати Arduino Uno.

I2C	Arduino Uno
GND	GND
VIN	5V
SDA	A4
SCL	A5

До I2C інтерфейсної шини потрібно під'єднати LCD дисплей. У даному проєкті це реалізовано на макетній платі.

Під час дипломного проєктування було проаналізовано 3 види давачів для вимірювання пульсу та рівня насиченості киснем крові:

- Max30102;
- KY-039;

- Max30100.

Давач KY-039, який зображено на рисунку 3.3, призначений лише для вимірювання пульсу, тобто сатурацію він не міряє. Він влаштований не таким чином, як попередньо описані датчики. Палець потрібно розташувати між джерелом інфрачервоного випромінювання та фотоелементу, також до складу входять 2 резистори. Процес та спосіб вимірювання детальніше описано в розділі 2. На жаль, даний давач не вимірює пульс. За відсутності пальця значення кількості ударів в хвилину відповідає 1023, що не відповідає дійсності. Також цей давач дуже чутливий до світла, тому краще уникати сонячних променів, і особливо штучного випромінювання.

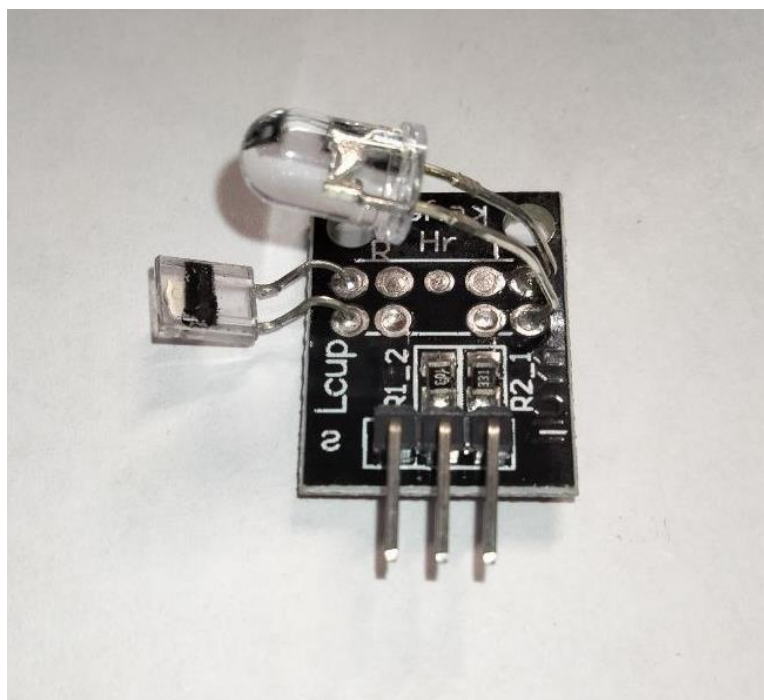
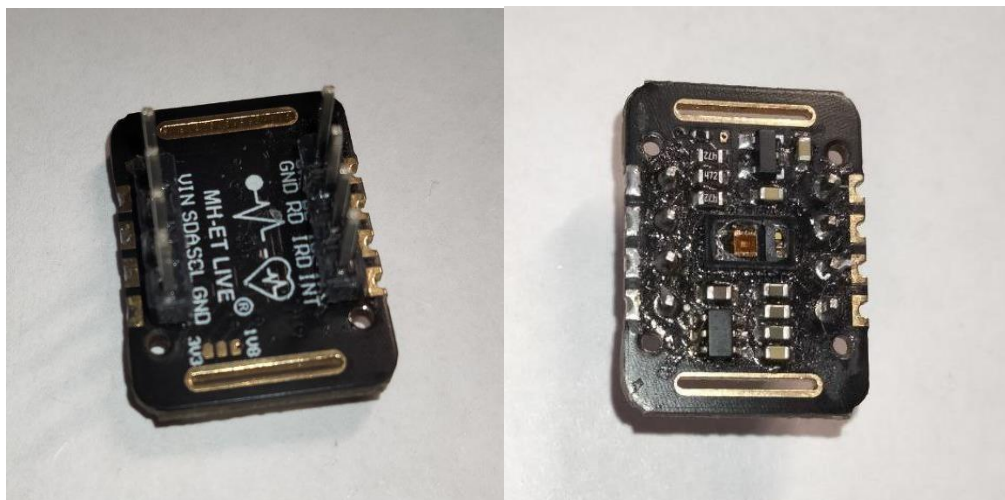


Рисунок 3.3 – давач вимірювання пульсу KY-039

Давач вимірювання пульсу та рівня насиченості киснем крові Max30102 (рис. 3.4) теж видавав хибні значення, і як виявилось, дуже чутливий до перепадів напруги живлення.

На жаль, у всіх проаналізованих під час проєктування пристрою давачів були виявлені певні виробничі дефекти. Для забезпечення нормального функціонування пристрою пульсоксиметра було прийнято рішення усунути дефекти давачів.

У ході аналізу всіх можливих проблем було виявлено, що на плату подається неправильне значення напруги.



Рисунки 3.4 – Давач вимірювання рівня пульсу та сатурації Max31002

На давач max30100 подається напруга в 3,3В, далі після проходження через резистори напруга повинна зменшуватись до 1,8В, але цього не відбувалось, натомість на мікроконтролер подавалась напруга 2,6В. А це майже в 1,5 разів більше норми (рис. 3.5).



Рисунок 3.5 – Дефект подачі напруги давача max30100

Відповідно потрібно зменшити рівень напруги. Це можна зробити, знаючи закон Ома: сила струму на ділянці кола прямо пропорційна напрузі та обернено пропорційна опору. Закон має такий формульний вигляд: $I=U/R$

Тоді можемо зробити висновок, щоб зменшити напругу, потрібно збільшити опір. Це можна зробити за допомогою резисторів.

Достатньо перерізати доріжку у місці червоного хрестика і зробити перемичку, показану жовтою лінією (рис. 3.6).



Рисунок 3.6 – Усунення дефекту в платі давача max30100

Готовий макет пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації за схемою на рисунку 3.2 має вигляд, як показано на рисунку 3.7.

Як було описано раніше, для виведення результатів на екран необхідно отримати початкові дані, які зчитуються безпосередньо з пальця користувача. Для цього важливо забезпечити правильне фізичне розташування пальця відносно сенсора. Зокрема, слід щільно притиснути палець до робочої поверхні давача MAX30100, тобто до тієї частини, де розташовані світлодіоди, які випромінюють червоне та інфрачервоне світло.

Це випромінювання проходить крізь тканини пальця, а фотодіод сенсора реєструє інтенсивність відбитого або пройденого світла. На основі цих вимірів датчик розраховує частоту серцевих скорочень (BPM) та рівень насичення крові киснем (SpO_2).

Важливо, щоб палець залишався нерухомим протягом усього часу вимірювання - навіть незначні рухи або зміщення можуть призвести до спотворення

сигналу або нестабільних результатів. Також рекомендується уникати зовнішніх джерел світла, які можуть впливати на точність зчитування.

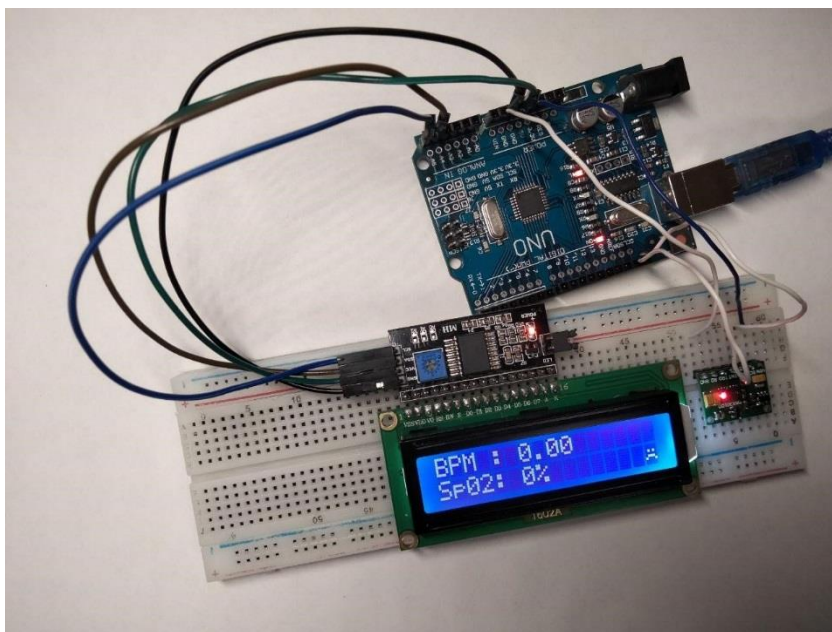


Рисунок 3.7 – Готовий макет пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації

Правильне прикладання пальця до сенсора — одна з ключових умов для точного й стабільного вимірювання біометричних показників за допомогою MAX30100. Ці дії зображено на рисунку 3.8.

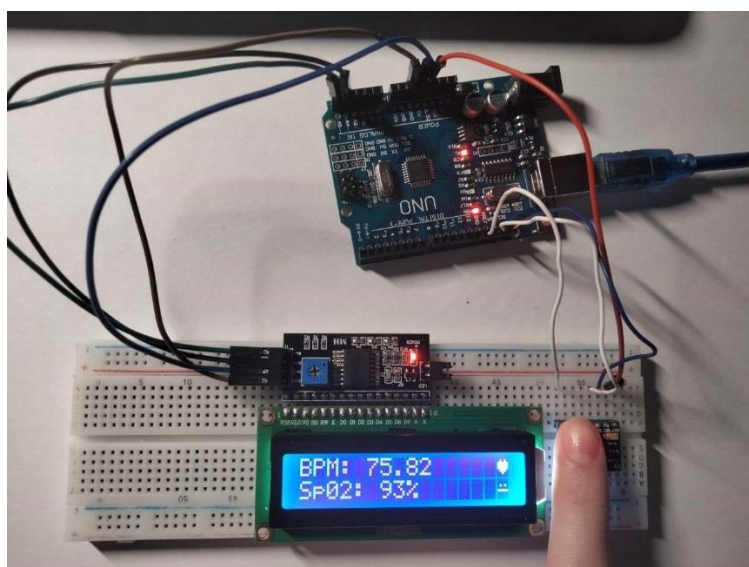


Рисунок 3.8 – Демонстрація роботи пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації

Для перевірки правильності роботи пристрою потрібно виконати тестування. В ході бакалаврського дослідження було зазначено, що дані будуть виводитись на LCD-дисплей. На рисунку 3.9 зображено результат виведення пульсу та сатурації.

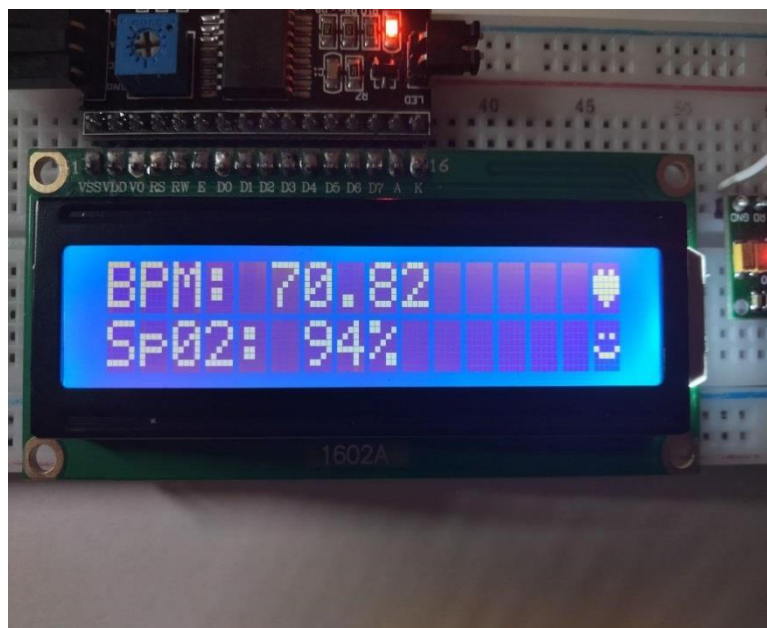


Рисунок 3.9 – Результати вимірювання, виведені на екран LCD дисплея

Також для оцінки результатів вимірювання сатурації та пульсу та для полегшення сприйняття інформації було прийнято рішення використати зображення смайликів та серця (рис. 3.10). Якщо зображено усміхнений смайлик, то отримані результати задовільні. Якщо сумний смайлик – результат незадовільний. Якщо смайлик без посмішки, то результат вимірювання допустимий (рис. 3.11).

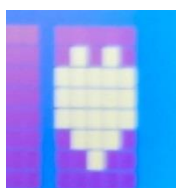
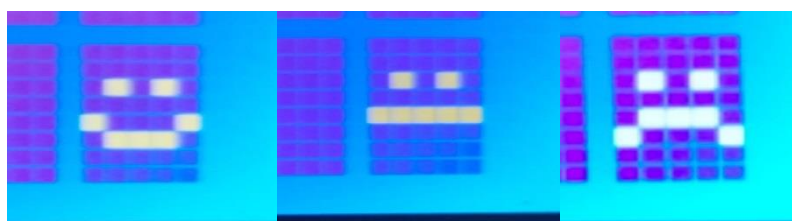


Рисунок 3.10 – Зображення серця на дисплеї



Рисунки 3.11 – Зображення смайликів на дисплеї

3.3 Аналіз результатів роботи пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації

Для порівняння точності вимірювання було взято інші пристрої для вимірювання серцебиття та сатурації. Було взято вже готовий пристрій пульсоксиметр, smart-годинник та пристрій, розроблений в результаті дипломного проектування.

Результати вимірювання в один час та за однакових умов можна побачити на рисунку 3.12.



Рисунок 3.12 - Результати вимірювання серцебиття та сатурації

Як видно з рисунку 3.12, результати вимірювання майже співпадають, що свідчить про правильність роботи розробленого пристрою.

Для порівняння було виконані ряд вимірювань. Результати вимірювання можна побачити в таблиці 3.3. Результати були отримані протягом різного періоду часу, в різних ситуаціях, тому відрізняються один від одного.

Таблиця 3.3 – порівняльний аналіз результатів вимірів.

Готовий пристрій		Розроблений пристрій	
Пульс	Сатурація	Пульс	Сатурація
71	96	72	96
78	94	78	94
82	98	80	97
68	95	67	95
76	96	76	97
86	98	86	98
64	96	64	97

Як видно з таблиці, результати майже співпадають, розбіжності є, але вони незначні. Для наочності побудуємо графіки порівняння результатів вимірювання, які зображені на рисунках 3.13 - 3.14.

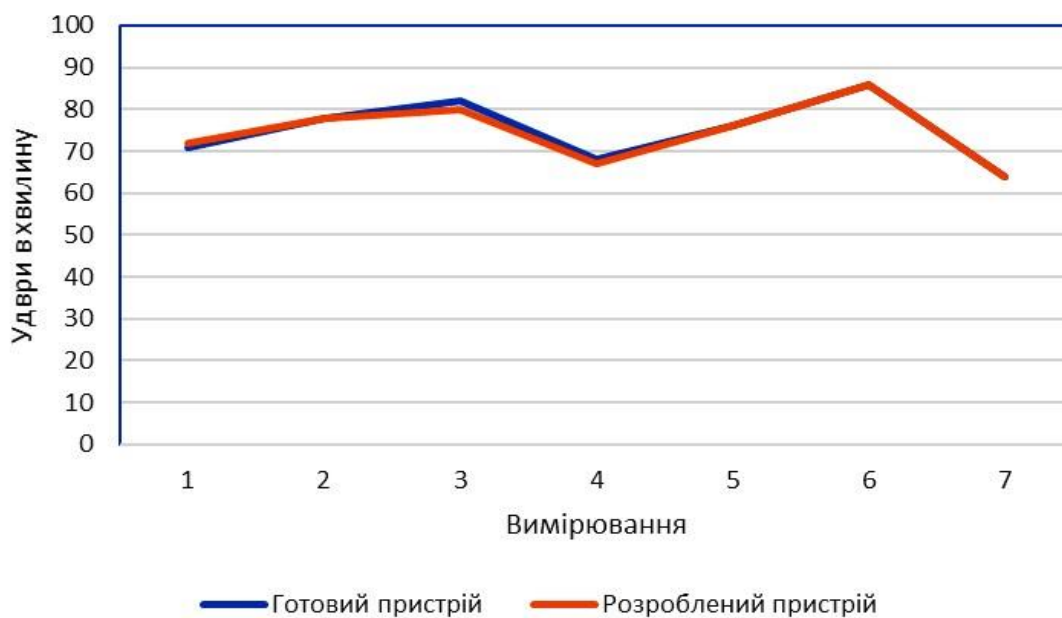


Рисунок 3.13 – Порівняння результатів вимірювання пульсу розробленого та вже готового пристрою

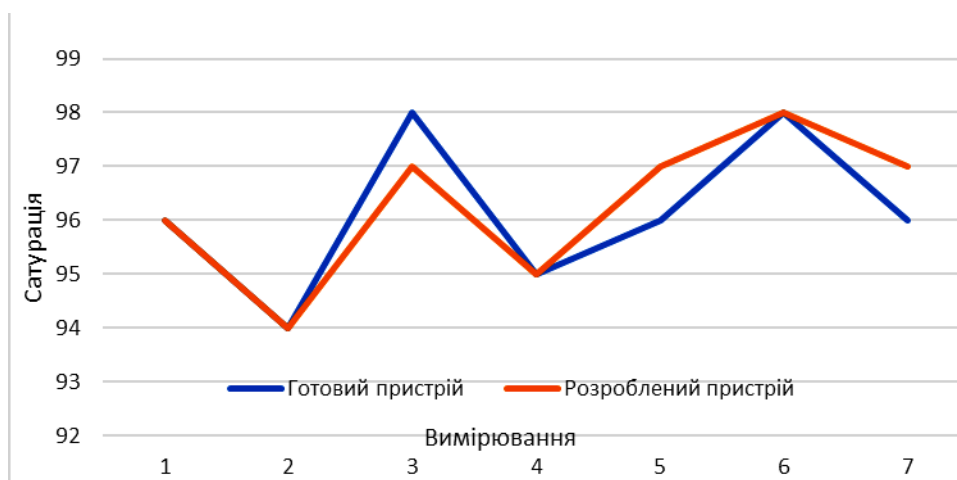


Рисунок 3.14 – Порівняння результатів вимірювання сатурації розробленого та вже готового пристрою

Отже, можна зробити висновок, що розроблений пристрій працює чудово, а похибка вимірювання дуже мала.

Проведемо порівняння функціональних можливостей пристроїв для вимірювання серцебиття та сатурації (табл. 3.1)

Таблиця 3.4 – Аналіз функціональних можливостей пристроїв для вимірювання серцебиття та сатурації

	Вимірювання пульсу	Вимірювання сатурації	Інтерпретація виходу параметру за допустимі межі
Beurer Pulsoximeters	+	+	Просте миготіння
smart-годинник	+	+	-
Розроблений пристрій	+	+	3-рівневе відображення смайликом

З таблиці 3.4 можна зробити висновок, що розроблений програмно-апаратний комплекс для вимірювання частоти серцевих скорочень (пульсу) та рівня сатурації (SpO_2) володіє рядом нових функціональних можливостей, які відрізняють його від базових або стандартних пристроїв подібного типу. Зокрема, однією з ключових інновацій є візуалізація результатів вимірювання у зручній, інтуїтивно зрозумілій

формі, що особливо корисно для пересічного користувача без спеціальної медичної підготовки.

Система не лише відображає числові значення пульсу та сатурації, але й надає візуальну оцінку отриманих показників, що дозволяє швидко зрозуміти, чи перебувають результати в межах норми. Це реалізовано за допомогою емоційних піктограм (смайликів), кожен з яких має певне значення:

- усміхнений смайлик — результати чудові. Значення пульсу та сатурації перебувають у межах фізіологічної норми. Користувач може бути спокійним, оскільки організм функціонує стабільно;

- нейтральний смайлик (без посмішки) — результати допустимі, але на межі норми. Параметри не виходять за критичні значення, однак свідчать про можливу втому, зневоднення чи інший короточасний вплив. Рекомендується повторити вимірювання через деякий час або відстежити динаміку змін;

- Сумний смайлик — результати незадовільні. Один або кілька параметрів (наприклад, сатурація $< 90\%$ чи пульс вище 120 або нижче 50 ударів на хвилину) свідчать про потенційно небезпечний стан. У такому випадку необхідно якомога швидше звернутися до лікаря для проведення додаткового обстеження та підтвердження діагнозу.

3.4 Висновок до розділу 3

В даному розділі детально описано процес створення пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації. Складено схему проєкту. Описано принцип роботи давача «max30100», який необхідний для нормального функціонування пульсоксиметру та методи усунення його основного недоліку. Обґрунтовано вибір бібліотек, які будуть використовуватись для роботи програми та обрану мову програмування «Wiring», що є мовою програмування для Arduino.

ВИСНОВКИ

Під час виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи було розроблено програмно-апаратний комплекс вимірювання серцебиття та сатурації. В роботі проаналізовано класифікацію медичних пристроїв для оцінювання стану здоров'я людини. Проаналізовано переваги використання пульсоксиметрів для вимірювання частоти серцебиття та насичення крові киснем. Описано принцип роботи пульсоксиметра. Сформульовано основні вимоги до розроблюваного пристрою та здійснена постановка задачі. Описано принцип роботи пристрою «пульсоксиметр» та визначено компоненти, необхідні для реалізації пристрою, їх особливості. Розроблено алгоритм роботи пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації. Розроблено схему програмно-апаратного комплексу вимірювання серцебиття та сатурації. Описано процес створення пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації. Розроблено схему проєкту. Обґрунтовано вибір бібліотек, які будуть використовуватись для роботи програми та обрану мову програмування «Wiring», що є мовою програмування для Arduino.

Розроблений комплекс успішно пройшов тестування, яке підтвердило, що він має розширені функціональні можливості у порівнянні з програмами-аналогами.

Отже всі поставлені задачі виконано, мету роботи досягнуто.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Мікроклімат виробничих приміщень, вплив параметрів мікроклімату на організм людини. URL: <https://oppb.com.ua/news/mikroklimat-vyrobnychyhprymishchen-vplyv-parametriv-mikroklimatu-na-organizm-lyudyny#>.
2. Як CO₂ впливає людину при надлишку в приміщенні? URL: <https://ventbazar.ua/uk/blog/chto-takoye-co2/>.
3. Arduino. URL: <https://uk.wikipedia.org/wiki/Arduino>.
4. Stadler Form Aktiengesellschaft. URL: <https://stadlerform.ua/about/>
5. Bresser. URL: <http://www.bresser-ukraine.com.ua/company/main/>
6. First. URL: <https://vencon.ua/ua/brands/first>
7. Uniel. URL: <https://www.uniel.com/>
8. UML для бізнес-моделювання. URL: <https://evergreens.com.ua/ua/articles/uml-diagrams.html>
9. Arduino. URL: <https://vseplus.com.ua/article/cto-takoe-arduino-783>
10. Модуль RGB-світлодіода. URL: <https://arduino.ua/ru/prod2966-modylrgb-svetodioda-ky-016-dlya-arduino> (дата звернення: 29.05.2025).
11. Інфрочервоний датчик руху HC-SR501. URL: <https://arduino.ua/ru/prod193-ik-datchik-dvijeniya-dlya-arduino-hc-sr501> (дата звернення: 29.05.2025)
12. Мікроконтролери і мікропроцесорні пристрої. URL: https://elprivod.nmu.org.ua/ua/interesting/what_is_mp_mc_plc.php
13. Arduino інтерфейси. URL: https://geekmatic.in.ua/ua/arduino_lesson_112
14. Arduino Nano. URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/Arduino_Nano
15. C++. URL: http://www.znannya.org/?view=Cplusplus_basics
16. Основні оператори. URL: <http://tinker.uamper.com/docs/programuvannya-arduino.html>
17. Основи мікропроцесорної техніки. URL: https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/27992/1/OMPT_laboratorni.pdf (дата звернення: 29.05.2025).
18. Платформа Arduino. URL: <https://www.duet.edu.ua/uploads/DocS/9st9.pdf>

19. IDE (інтегроване середовище розробки). URL: <https://apixdrive.com/ua/blog/useful/ide-i-sdk-strashnye-termíny-prostymi-slovami>
20. Методичні вказівки до виконання бакалаврських кваліфікаційних робіт для студентів спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» [Електронний ресурс] / уклад.: А. А. Яровий, О. В. Сілагін, І. В. Богач. – Вінниця : ВНТУ, 2023. – (PDF, 54 с.).

ДОДАТОК А (ОБОВ'ЯЗКОВИЙ)

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Програмно-апаратний комплекс вимірювання серцебиття та сатурації

Тип роботи: бакалаврська кваліфікаційна робота
(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра комп'ютерних наук
(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism 8,00 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

✓ Запозичення, виявлені у роботі, є законними і не містять ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту

☐ У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.

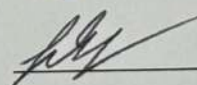
☐ У роботі виявлено ознаки плагіату та/або текстових маніпуляцій як спроб укриття плагіату, фабрикації, фальсифікації, що суперечить вимогам законодавства та нормам академічної доброчесності. Робота до захисту не приймається.

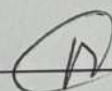
Експертна комісія:

Яровий А.А., зав. каф. КН
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

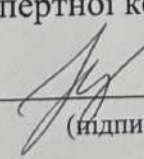
Колесницький О.К., проф. каф КН
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

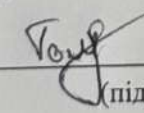
Особа, відповідальна за перевірку 
(підпис)

Озеранський В.С.
(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник 
(підпис)

Колодний В.В.
(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач 
(підпис)

Томляк А.С.
(прізвище, ініціали)

ДОДАТОК Б

Інструкція користувача

Для виведення результатів на екран необхідно отримати початкові дані, які зчитуються безпосередньо з пальця користувача.

Важливо, щоб палець залишався нерухомим протягом усього часу вимірювання - навіть незначні рухи або зміщення можуть призвести до спотворення сигналу або нестабільних результатів. Також рекомендується уникати зовнішніх джерел світла, які можуть впливати на точність зчитування (рис. Б.1).

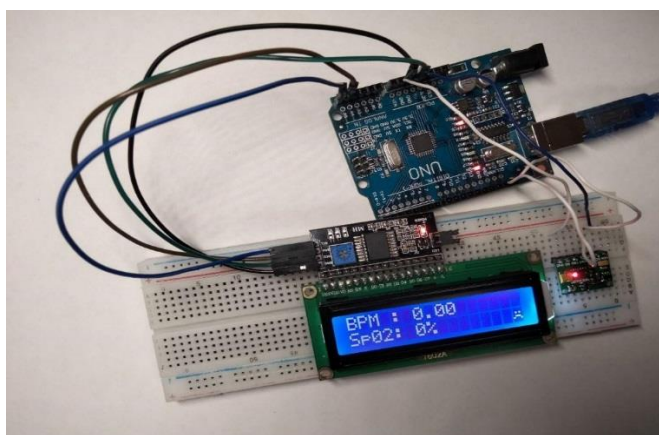


Рисунок Б.1 – Готовий макет пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації

Правильне прикладання пальця до сенсора — одна з ключових умов для точного й стабільного вимірювання біометричних показників за допомогою MAX30100. Ці дії зображено на рисунку Б.2.

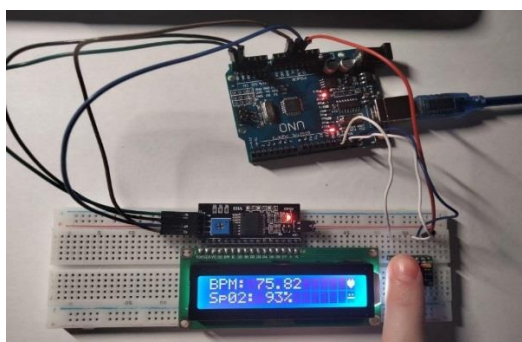


Рисунок Б.2 – Демонстрація роботи пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації

Для перевірки правильності роботи пристрою потрібно виконати тестування. В ході бакалаврського дослідження було зазначено, що дані будуть виводитись на LCD-дисплей. На рисунку Б.3 зображено результат виведення пульсу та сатурації.

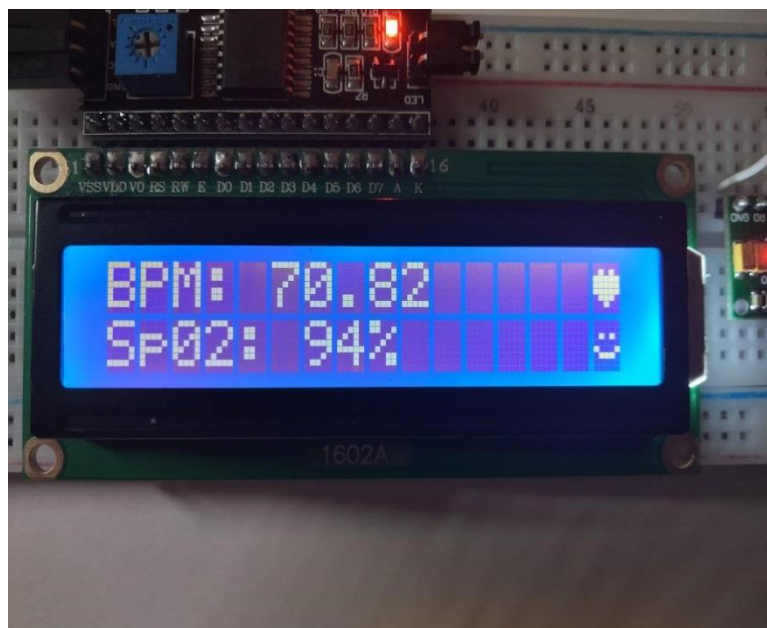


Рисунок Б.3 – Результати вимірювання, виведені на екран LCD дисплея

ДОДАТОК В

Лістинг програми

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#define REPORTING_PERIOD_MS     1000
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);
```

```
byte smile[] = {
    B00000,
    B00000,
    B01010,
    B00000,
    B10001,
    B01110,
    B00000,
    B00000
};
```

```
byte mod[] = {
    B00000,
    B00000,
    B01010,
    B00000,
    B11111,
    B00000,
    B00000,
    B00000
};
```

```
byte sad[] = {
    B00000,
    B00000,
    B01010,
    B00000,
    B01110,
    B10001,
    B00000,
    B00000
};
```

```
byte heart[8] = {
    0b000000,
    0b01010,
    0b11111,
    0b11111,
    0b11111,
    0b01110,
    0b00100,
    0b00000
};
```

```

};

PulseOximeter pox;
uint32_t tsLastReport = 0;

void onBeatDetected()
{
    Serial.println("Beat!!!");
    Serial.print("Heart rate:");
    Serial.print(pox.getHeartRate());
    Serial.print("bpm / SpO2:");
    Serial.print(pox.getSpO2());
    Serial.println("%");
}

void setup()
{
    Serial.begin(115200);
    lcd.init();
    lcd.backlight();
    lcd.createChar(1 , smile);
    lcd.createChar(2 , mod);
    lcd.createChar(3 , sad);
    lcd.createChar(4 , heart);
    lcd.setCursor(6, 0);
    lcd.print("Pulse");
    lcd.setCursor(5, 1);
    lcd.print("Oximeter");
    delay(2000);
    if (!pox.begin()) {
        Serial.println("FAILED");
        for (;;)
    } else {
        Serial.println("SUCCESS");
    }
    pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}

void loop()
{
    pox.update();
    if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {

        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0 , 0);
        lcd.print("BPM: ");
        lcd.print(pox.getHeartRate());
        lcd.setCursor(0 , 1);
    }
}

```

```

lcd.print("SpO2: ");
lcd.print(pox.getSpO2());
lcd.print("%");
tsLastReport = millis();
lcd.setCursor(15 , 0);
lcd.write(4);

if (pox.getSpO2() >= 96) {
    lcd.setCursor(15 , 1);
    lcd.write(1);
}
else if (pox.getSpO2() <= 95 && pox.getSpO2() >= 91) {
    lcd.setCursor(15 , 1);
    lcd.write(2);
}
else if (pox.getSpO2() <= 90) {
    lcd.setCursor(15 , 1);
    lcd.write(3);
}
}
}

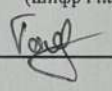
```

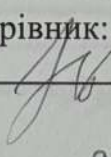
ДОДАТОК В (ОБОВ'ЯЗКОВИЙ)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

«ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕБИТТЯ
ТА САТУРАЦІЇ»

Виконав: студент 4 курсу, групи 4КН-216
спеціальності 122 – Комп'ютерні науки
(шифр і назва напрямку підготовки, спеціальності)

 Томляк А.С.
(прізвище та ініціали)

Керівник: к.т.н., доцент кафедри КН
 Колодний В.В.
(прізвище та ініціали)

03 червня 2025 року

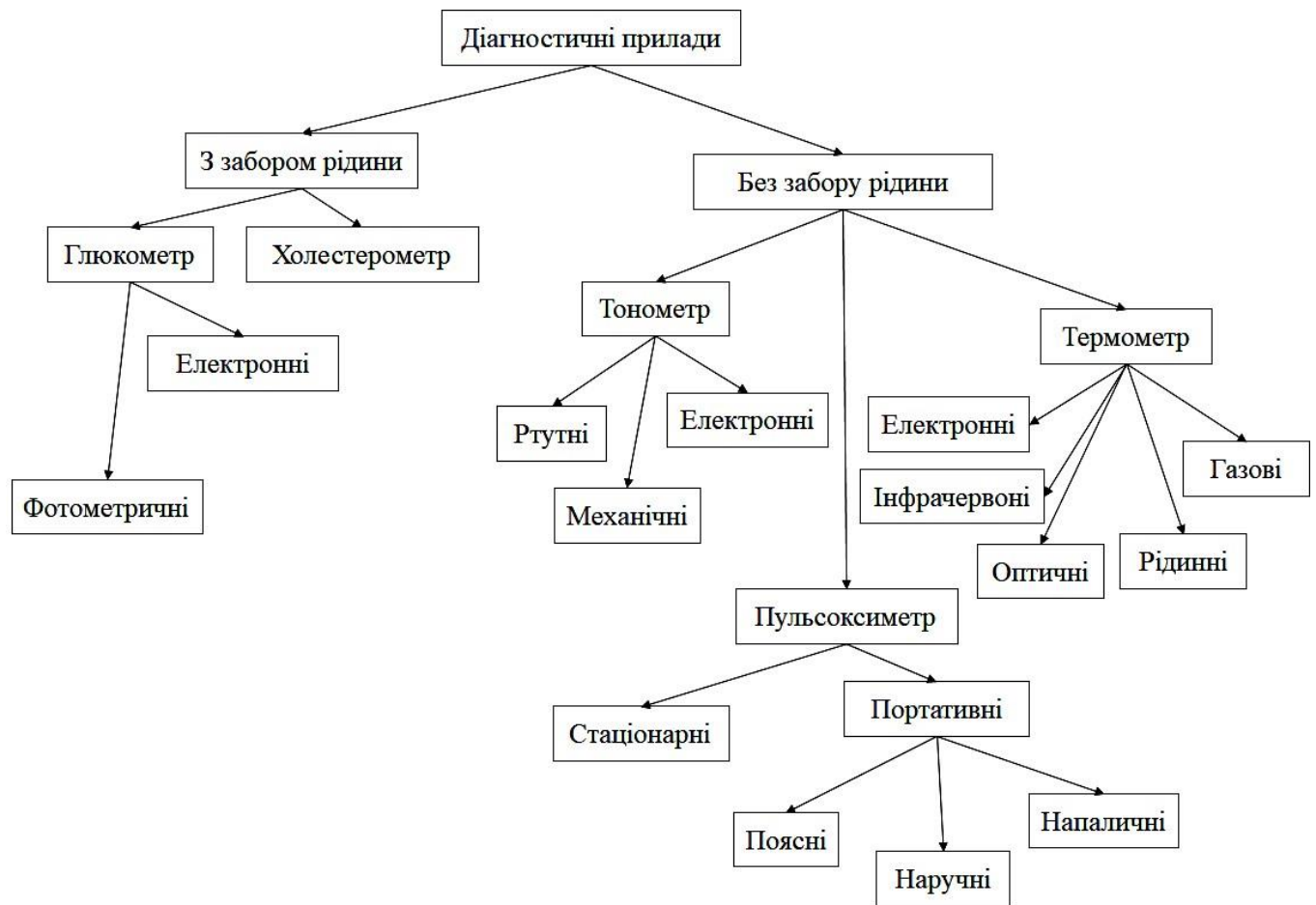


Рисунок Г.1 – Класифікація діагностичних медичних пристроїв



Рисунок Г.2 – Принцип роботи пульсоксиметра

Плата Arduino Uno

Давач серцевого ритму

(пульсу) MAX30100



LCD-дисплей



Інтерфейсна шина I2C



Провідники-з'єднувачі



Рисунок Г.3 – Вибір компонентів для реалізації пристрою для вимірювання серцебиття та сатурації

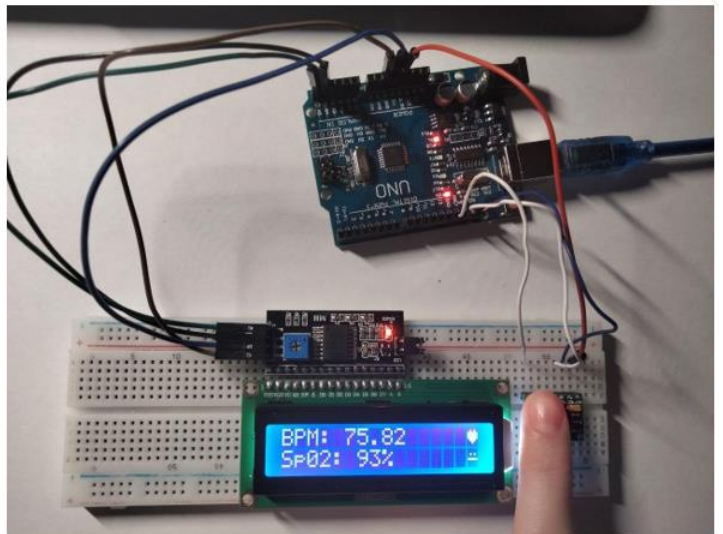
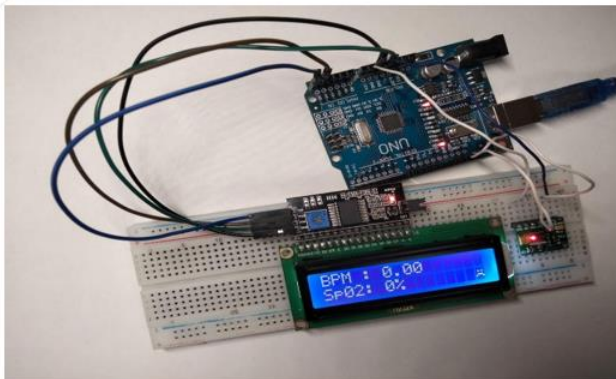


Рисунок Г.4 – Готовий пристрій для вимірювання серцебиття та сатурації

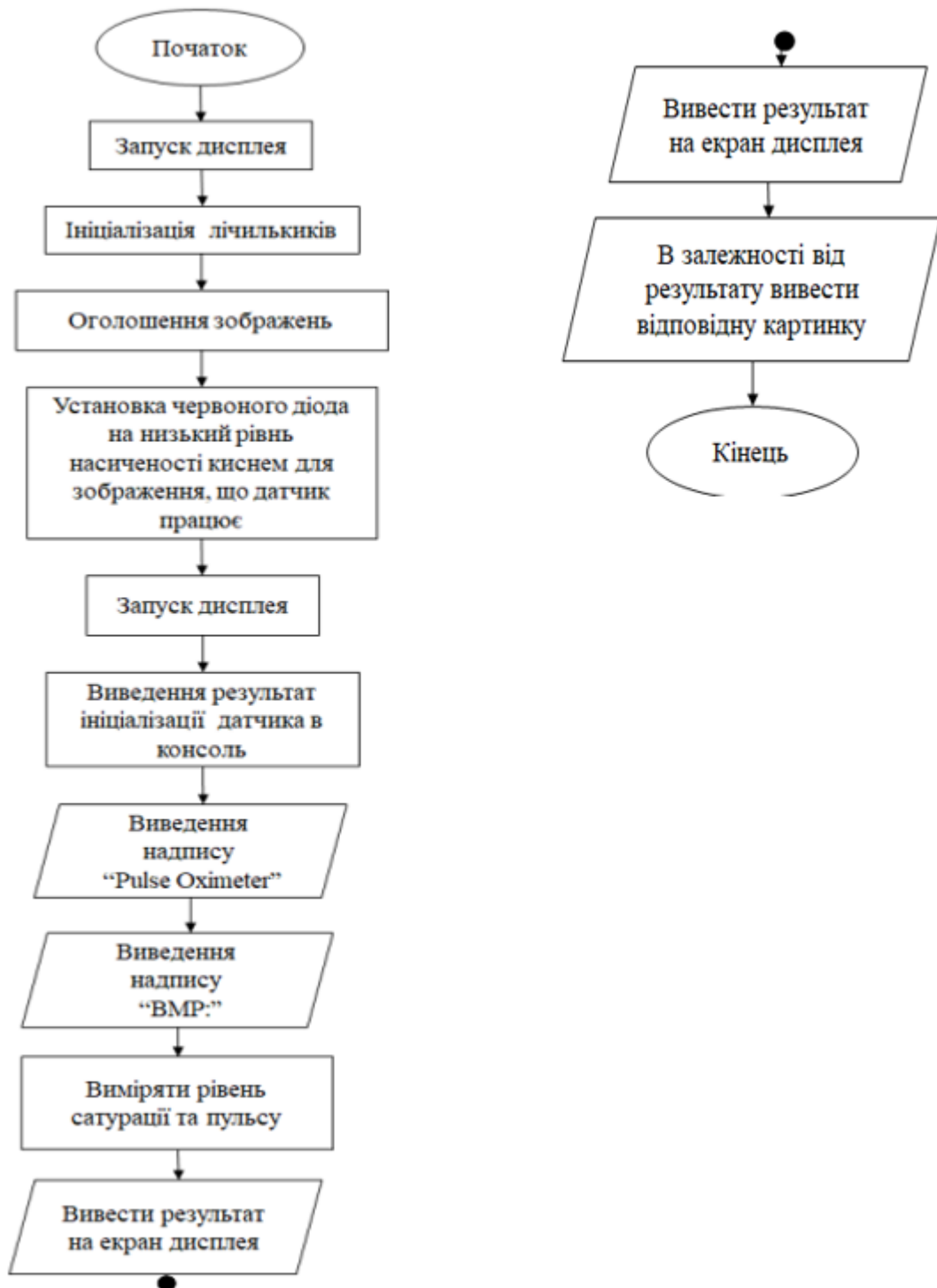


Рисунок Г.5 – Схема алгоритму роботи пристрою

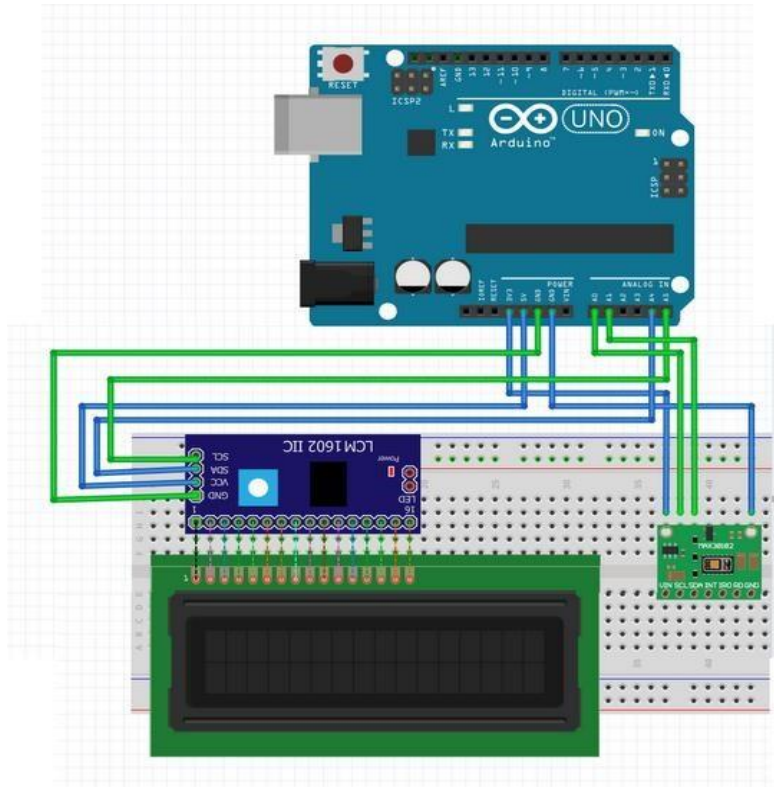


Рисунок Г.6 – Монтажна схема програмно-апаратного комплексу для вимірювання серцебиття та сатурації



Готовий пристрій		Розроблений пристрій	
Пульс	Сатурація	Пульс	Сатурація
71	96	72	96
78	94	78	94
82	98	80	97
68	95	67	95
76	96	76	97
86	98	86	98
64	96	64	97

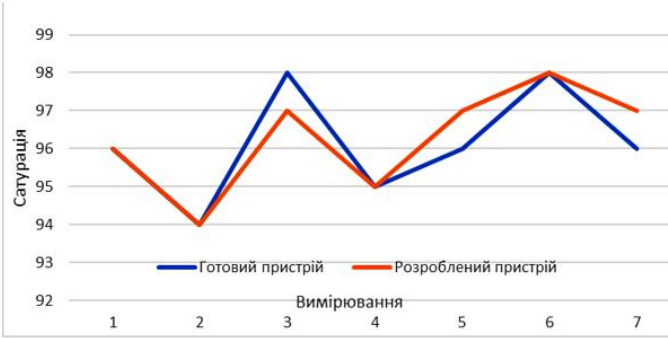
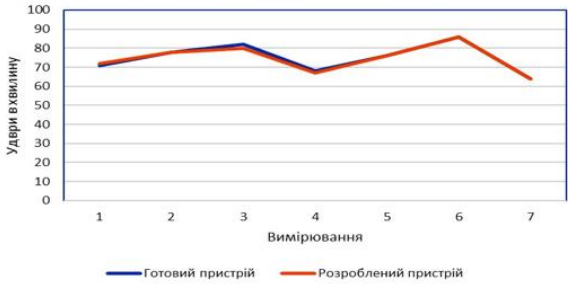


Рисунок Г.7 – Оцінка точності вимірювання серцебиття та сатурації