

**МІНІСТЕРСТВО ВНУТРІШНІХ СПРАВ УКРАЇНИ  
ЛЬВІВСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ВНУТРІШНІХ СПРАВ  
НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ УПРАВЛІННЯ, ПСИХОЛОГІЇ  
ТА БЕЗПЕКИ**

**Кафедра інформаційних технологій**

**РОЗРОБЛЕННЯ ЦИФРОВОГО ПУЛЬСОКСИМЕТРА ДЛЯ  
ОЦІНКИ СТАНУ ЗАТРИМАНИХ ЧИ/ТА ПОСТРАЖДАЛИХ**

**Кваліфікаційна робота**  
здобувача вищої освіти  
4 курсу денної форми навчання  
**Вікторія ТИЩУК**

**Науковий керівник:**  
доцент, кандидат технічних наук  
**Леся ГЕНТОШ**

**Рецензент:**

---

вчене звання, науковий ступінь

---

(Ім'я ПРІЗВИЩЕ рецензента)

***Кваліфікаційна робота допущена до захисту***

« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2026 р., протокол № \_\_\_\_

Завідувач кафедри інформаційних технологій

**Олег ЗАЧЕК**

(підпис)

Львів  
2026

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП.....</b>	<b>4</b>
<b>РОЗДІЛ 1. СТАН ПРОБЛЕМНОЇ ОБЛАСТІ.....</b>	<b>8</b>
1.1. Аналіз методу пульсоксиметрії та пристроїв для визначення сатурації.....	8
1.2. Порівняльний аналіз сучасних цифрових пульсоксиметрів.....	27
<b>РОЗДІЛ 2. ЗАСОБИ РОЗРОБКИ АПАРАТНОГО ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПУЛЬСОКСИМЕТРА.....</b>	<b>38</b>
2.1. Особливості середовища автоматизованого проектування та симуляції Proteus.....	38
2.2. Огляд інструментарію розробки Arduino IDE.....	39
<b>РОЗДІЛ 3. АПАРАТНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПУЛЬСОКСИМЕТРА.....</b>	<b>45</b>
3.1. Огляд плати Arduino Micro на МК ATmega32u4.....	45
3.2. Огляд сенсора кисневої сатурації та серцевого ритму MAX30100.....	51
3.3. Огляд модуля OLED-дисплею на базі драйвера SSD1306.....	65
3.4. Комп'ютерне проектування цифрового пульсоксиметра в Proteus.....	68
<b>РОЗДІЛ 4. ПРОГРАМНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПУЛЬС- ОКСИМЕТРА.....</b>	<b>72</b>
4.1. Розроблення алгоритму роботи МК-системи пульсоксиметрії.....	72
4.2. Розроблення програмного забезпечення для взаємодії з модулем MAX30100.....	77
4.3. Організація візуального інтерфейсу на базі OLED-дисплею SSD1306.....	78
4.4. Програмна реалізація функціональних модулів пульсоксиметра.....	79
4.5. Програмне моделювання цифрового пульсоксиметра в Proteus ISIS.....	79
<b>ВИСНОВКИ.....</b>	<b>87</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....</b>	<b>88</b>
<b>ДОДАТКИ.....</b>	<b>90</b>

## СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЗ – апаратне забезпечення обчислювальної системи;

ЕК – електрична схема принципова;

МК – мікроконтролер;

ОЗП (RAM) – оперативна пам'ять із довільним доступом для динамічних даних;

ПЗ – програмне забезпечення;

ПК – персональний комп'ютер;

ПЗП (ROM) – постійна пам'ять лише для читання заздалегідь прошитих даних;

САПР – система автоматизованого проектування (CAD);

ЦП – цифровий пристрій;

Arduino IDE – фірмове програмне середовище для розробки та прошивки мікроконтролерів;

Arduino Micro – компактна налагоджувальна плата на базі мікроконтролера ATmega32u4;

AVR – базова 8-бітна архітектура мікроконтролерів Atmel;

EEPROM – енергонезалежна побайтово перепрограмована пам'ять даних;

FLASH – енергонезалежна флеш-пам'ять для зберігання виконуваного коду (прошивки);

I2C – послідовна двопровідна магістральна шина синхронного зв'язку;

OLED – екранний модуль на базі самовипромінювальних органічних світлодіодів;

SPI – послідовний чотирипровідний високошвидкісний інтерфейс повнодуплексного зв'язку;

ЧСС – частота серцевих скорочень (ЧСС);

РЧ – реальний час.

## АНОТАЦІЯ

**Тищук В., Гентош Л.** (керівник). Розроблення цифрового пульсоксиметра для оцінки стану затриманих чи/та постраждалих. Бакалаврська кваліфікаційна робота. – Львівський державний університет внутрішніх справ, Львів, 2026.

У межах кваліфікаційної роботи спроектовано та реалізовано програмно-апаратний комплекс цифрового пульсоксиметра. Пристрій орієнтований на використання співробітниками поліції для оперативного моніторингу життєвих показників постраждалих або затриманих осіб. Функціонал пристрою забезпечує вимірювання рівня насичення крові киснем (SpO<sub>2</sub>) та частоти серцевих скорочень (ЧСС). Візуалізація поточних даних та побудова графіків у режимі реального часу здійснюється на OLED-дисплеї. Конфігурація системи здійснюється через інтегроване меню налаштувань користувача. Цей інтерфейс дозволяє задавати граничні межі для контрольованих показників та керувати звуковою тривою, яка попереджає про вихід показників за визначені межі. Апаратна архітектура пульсоксиметра базується на платформі Arduino Micro з МК ATmega32u4. Для реєстрації ЧСС та рівня SpO<sub>2</sub> інтегровано цифровий сенсор MAX30100. Візуалізація отриманої інформації реалізована за допомогою двоколірного графічного OLED-модуля SSD1306 з роздільною здатністю 128x64 точок. Схемотехнічне рішення та віртуальна модель пульсоксиметра були реалізовані в САПР Proteus, а програмний комплекс розроблено на мові C/C++ в екосистемі Arduino IDE. Інтегральне тестування пристрою виконано спочатку на рівні програмної емуляції в Proteus ISIS, а згодом – шляхом верифікації параметрів фізичного прототипу, зібраного на макетній платі.

**Ключові слова:** цифровий пульсоксиметр, показник SpO<sub>2</sub>, частота серцебиття, сенсор біосигналів MAX30100, екран SSD1306, апаратна платформа Arduino Micro, архітектура AVR, комп'ютерне моделювання в Proteus, розробка вбудованого ПЗ, програмування на C/C++, утиліта розробника Arduino IDE.

## ABSTRACT

**Tyshchuk V., Hentosh L.** (supervisor). Development of a digital pulse oximeter for assessing the condition of detainees and/or victims. Bachelor's thesis. – Lviv State University of Internal Affairs, Lviv, 2026.

As part of the qualification work, a hardware and software complex for a digital pulse oximeter was designed and implemented. The device is intended for use by police officers for operational monitoring of vital signs of injured or detained persons. The device functionality provides measurement of blood oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>) and heart rate (HR). Visualization of current data and construction of graphs in real time is carried out using the OLED screen. System configuration is carried out through the integrated user settings menu. This interface allows you to set limit limits for monitored indicators and control the sound alarm, which warns about the indicators going beyond the specified limits.

The hardware architecture of the pulse oximeter is based on the Arduino Micro platform with the ATmega32u4 microcontroller. A MAX30100 digital sensor is integrated to record heart rate and SpO<sub>2</sub> levels. The visualization of the received information is implemented using a two-color graphic OLED module SSD1306 with a resolution of 128x64 pixels.

The circuit design and virtual model of the pulse oximeter were implemented in Proteus CAD, and the software complex was developed in C/C++ in the Arduino IDE ecosystem. Integrated testing of the device was performed first at the software emulation level in Proteus ISIS, and later by verifying the parameters of the physical prototype assembled on a breadboard.

**Keywords:** digital pulse oximeter, SpO<sub>2</sub>, heart rate, MAX30100 biosignal sensor, SSD1306 screen, Arduino Micro hardware platform, AVR architecture, computer modeling in Proteus, embedded software development, C/C++ programming, Arduino IDE developer utility.

## ВСТУП

У сучасних умовах робота працівників поліції часто пов'язана з необхідністю швидкої оцінки фізичного стану осіб у критичних ситуаціях. Це стосується як постраждалих внаслідок правопорушень чи нещасних випадків, так і затриманих осіб, які можуть перебувати у стані шоку, алкогольного або наркотичного сп'яніння, чи мати приховані патології. Одним із найбільш критичних показників життєдіяльності є сатурація кисню в крові ( $SpO_2$ ) та частота серцевих скорочень (ЧСС). Гіпоксія (кисневе голодування) може призвести до раптової втрати свідомості або летальних наслідків ще до приїзду медичної допомоги. Саме тому розроблення спеціалізованого цифрового пульсоксиметра, адаптованого для використання в польових умовах правоохоронцями, є актуальним завданням. Використання такого пристрою допомагає мінімізувати ризики звинувачень у неправомірних діях, оскільки поліція отримує об'єктивні дані про стан здоров'я особи, що може стати критичним доказом у разі погіршення самопочуття затриманого.

Метою роботи є проектування та розробка прототипу портативного цифрового пульсоксиметра, який забезпечує: високу швидкість вимірювання для миттєвого прийняття рішень; надійність даних навіть при незначних рухах пацієнта (що актуально для затриманих); простоту інтерфейсу, яка дозволяє поліцейському без медичної освіти правильно інтерпретувати результати.

Для досягнення мети поставлено такі **завдання**:

- виконати проектування принципової електричної схеми цифрового пульсоксиметра у середовищі комп'ютерного проектування Proteus;
- скласти та описати загальну логічну схему (алгоритм) функціонування вбудованої системи пристрою;
- написати програмний підмодуль для конфігурування, зчитування та первинної обробки сирих даних із сенсора MAX30100 по шині I2C;
- розробити програмний модуль для формування графічного інтерфейсу та виведення вимірянних параметрів на OLED-матрицю SSD1306;

- створити фінальну прошивку (основне вбудоване програмне забезпечення) для МК ATmega32u4, яка об'єднує роботу периферії відповідно до розробленого алгоритму;
- створити віртуальну модель пристрою та зібрати його фізичний дослідний зразок (макет);
- провести комп'ютерне тестування та верифікацію роботи схеми й коду в інтерактивному симуляторі Proteus ISIS;
- виконати натурні випробування зібраного макета пульсоксиметра, провести аналіз точності й стабільності отриманих результатів.

**Об'єкт дослідження** – процес неінвазивного моніторингу функціонального стану організму людини за допомогою оптичних методів.

**Предмет дослідження** – алгоритми обробки сигналів фотоплетизмограми, апаратно-програмне забезпечення цифрового пульсоксиметра та особливості його експлуатації в екстремальних умовах роботи поліції.

**Методи дослідження.** Для досягнення поставленої мети та вирішення визначених завдань у роботі використано комплекс наукових та інженерних методів: методи теоретичного аналізу та критичного огляду сучасної науково-технічної літератури, нормативної бази та специфікацій виробників, методи системного підходу та структурного моделювання, методи програмування та модульного тестування вбудованих систем, методи комп'ютерного (віртуального) моделювання та проектування (САПР), методи фізичного прототипування та натурального експерименту.

**Структура роботи.** Кваліфікаційна робота складається із вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел, додатків. Обсяг основного тексту роботи складає 86 сторінок, 59 рисунків, 37 таблиць, 1 додаток і 17 бібліографічних джерел. Загальний обсяг роботи – 91 сторінка.

## РОЗДІЛ 1

### СТАН ПРОБЛЕМНОЇ ОБЛАСТІ

#### 1.1. Аналіз методу пульсоксиметрії та пристроїв для визначення сатурації

Пульсоксиметрія являє собою неінвазивну діагностичну процедуру, спрямовану на визначення ступеня насичення артеріальної крові киснем (показника сатурації). Даний метод відзначається простотою та відсутністю больових відчуттів при проведенні замірів. Він дозволяє оцінити ефективність транспортування кисню до периферійних ділянок тіла, зокрема до верхніх та нижніх кінцівок, що є критично важливим для моніторингу загального стану пацієнта.

Функціональне призначення пульсоксиметра полягає у визначенні рівня сатурації. Для розуміння фізичних процесів, що лежать в основі роботи приладу, слід розібрати суть явища насичення крові киснем. Процес починається з надходження кисню до легеневої системи, звідки він дифундує в кровотік. Транспортування кисню до внутрішніх органів та тканин здійснюється переважно завдяки гемоглобіну — специфічному білку, що міститься в еритроцитах.

Гемоглобін представляє собою складний залізовмісний білок, синтез якого відбувається під час генезу еритроцитів. Його основна роль полягає у забезпеченні газообміну: транспортуванні молекул кисню до тканин та виведенні вуглекислого газу назад до легеневої системи. Зниження концентрації гемоглобіну призводить до порушення цієї функції, спричиняючи стан тканинної гіпоксії (кисневого дефіциту).

На Рис. 1.1 продемонстровано відмінність між двома станами гемоглобіну. Дезоксигемоглобін представляє собою відновлену форму білка, тоді як оксигемоглобін утворюється внаслідок приєднання молекул кисню. Саме різниця в спектрах поглинання цих двох форм дозволяє датчику МАХ30100 розраховувати рівень сатурації.

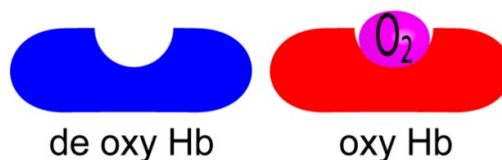


Рис. 1.1. Молекулярні форми гемоглобіну: дезоксигенована (Hb) та оксигенована (HbO<sub>2</sub>)

Рівень кисневої сатурації (SpO<sub>2</sub>) виражається як відсоткове співвідношення гемоглобіну, що вступив у зв'язок із молекулами кисню, до його загальної кількості в крові. Для ілюстрації розглянемо теоретичну модель: якщо в умовному об'ємі міститься 16 одиниць гемоглобіну, і жодна з них не є оксигенованою, то показник насиченості крові киснем буде дорівнювати 0%.

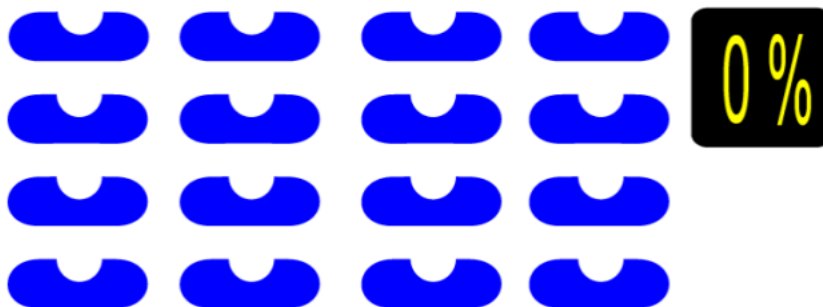


Рис. 1.2. Стан дезоксигенованого гемоглобіну за нульового рівня насичення

За умови, що три чверті загального обсягу гемоглобіну зв'язані з киснем, показник сатурації визначається як 75%. Це означає, що 12 із 16 умовних одиниць білка трансформувалися в оксигемоглобін, забезпечуючи відповідний рівень насичення крові.

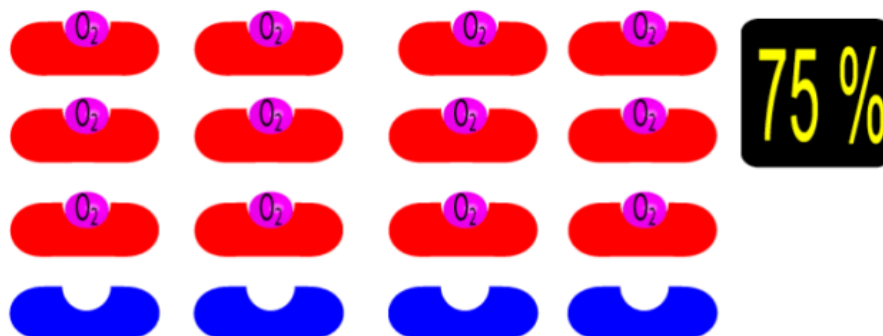


Рис. 1.3. Стан часткового насичення гемоглобіну киснем (рівень сатурації – 75%)

У випадку, коли весь наявний у кровотоці гемоглобін зв'язаний із молекулами кисню, рівень сатурації досягає свого максимуму – 100%. Це свідчить про повну оксигенацію крові, при якій кожна одиниця гемоглобіну задіяна в транспортному процесі, що є ідеальним фізіологічним показником ефективності дихальної системи.

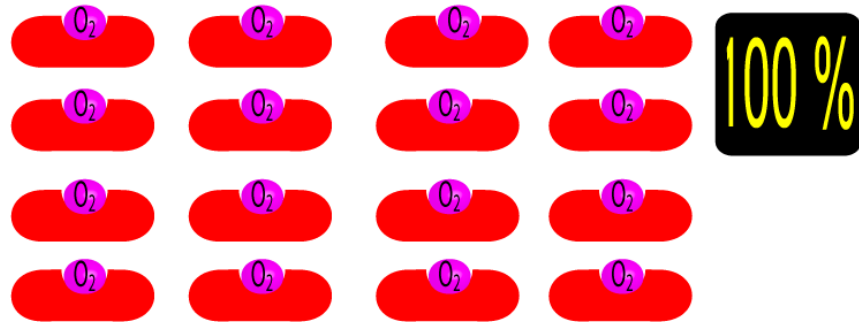


Рис. 1.4. Стан повної оксигенації гемоглобіну (рівень сатурації 100%)

Для здорової людини в стані спокою нормальним вважається показник сатурації в межах 95 – 100%.

*Фізичні основи методу пульсоксиметрії.* В основі пульсоксиметрії лежить використання оптичного випромінювання для кількісного оцінювання рівня сатурації. Принцип дії базується на проходженні світлових хвиль певної довжини від джерела через біологічні тканини до фотодетектора. У процесі транслюмінації (просвічування) частина світлової енергії поглинається компонентами крові, а інтенсивність сигналу, що зафіксована фотоприймачем, дозволяє розрахувати відсотковий вміст оксигенованого гемоглобіну.

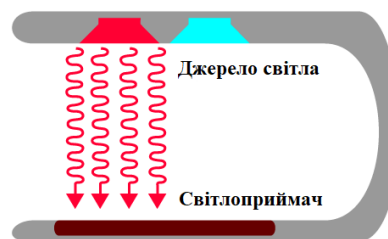


Рис. 1.5. Структурна схема взаємодії оптичних елементів пульсоксиметра:  
випромінювач та фотодетектор

Розміщення пальця в просторі між випромінювачем та фотодетектором змушує світловий потік проходити крізь біологічні тканини. Під час цього процесу частина оптичного випромінювання поглинається структурами

пальця, тоді як решта світлової енергії, що не зазнала абсорбції, досягає чутливої поверхні фотоприймача.

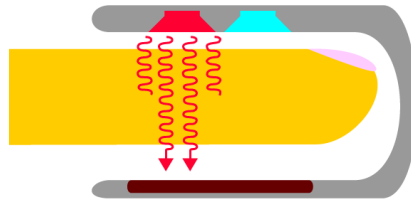


Рис. 1.6. Схема оптичного тракту та механізму проходження світлового випромінювання крізь біологічні тканини пальця в пульсоксиметрії

Обсяг оптичного поглинання в тканинах пальця визначається низкою фізичних параметрів, які покладені в основу алгоритмів обчислення кисневої сатурації. Ключовими чинниками, що впливають на інтенсивність абсорбції світла, є: 1. Концентрація компонентів, які здатні поглинати світлове випромінювання. 2. Дистанція проходження променя (оптичний шлях) крізь досліджуване середовище. 3. Спектральні особливості: оксигемоглобін та дезоксигемоглобін мають відмінні коефіцієнти поглинання у червоному та інфрачервоному діапазонах спектра.

Принцип функціонування пульсоксиметра зручно розглянути на прикладі вимірювального зонда (Рис. 1.7). На ілюстрації зображено палець, зафіксований у пристрої. У верхній частині зонда розташовані оптичні випромінювачі. Внутрішня структура пальця включає артеріальне русло, що є основним об'єктом дослідження для приладу, а також венозну систему. Нижня частина зонда обладнана чутливим елементом – фотоприймачем, який реєструє інтенсивність випромінювання після проходження крізь тканини.

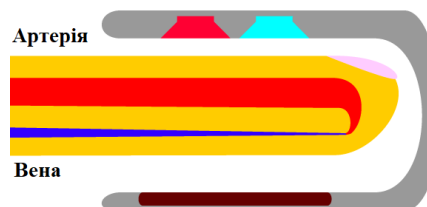


Рис.1.7. Артерія і вена

Рис. 1.7. Схематичне представлення кровоносних судин (артерії та вени) у зоні вимірювання

Оскільки пристрій базується на сенсорі MAX30100, пульсоксиметр фокусується саме на артеріальній крові, оскільки вона має змінну (пульсуючу) складову, на відміну від вен чи інших тканин.

Перша фізична закономірність стверджує, що інтенсивність поглинання світлового потоку прямо залежить від концентрації речовини, що його абсорбує. У контексті пульсоксиметрії такою речовиною є гемоглобін (Hb). Ступінь згасання світла пропорційний вмісту Hb у просвіті судини. Як показано на Рис. 1.8, при ідентичному діаметрі судин у двох випадках, рівень поглинання буде вищим там, де спостерігається більша щільність молекул гемоглобіну на одиницю об'єму крові.

Основою оптичних вимірювань у пульсоксиметрії є закон Бугера-Ламберта-Бера. Згідно з цим фізичним законом, ступінь поглинання світлової енергії прямо залежить від щільності розподілу молекул гемоглобіну в зоні вимірювання. Тобто, збільшення концентрації Hb на одиницю об'єму призводить до пропорційного зростання рівня абсорбції. У фізиці цей закон описує механізм загасання інтенсивності паралельного пучка монохроматичного світла під час його проходження крізь поглинаюче середовище. Згідно із законом Бугера-Ламберта-Бера, рівень абсорбції світлової енергії прямо корелює з концентрацією речовини, що поглинає випромінювання. Аналізуючи інтенсивність світлового потоку, який досягає поверхні фотоприймача, пульсоксиметр розраховує обсяг поглинутого випромінювання. Таким чином, збільшення вмісту гемоглобіну (Hb) у тканинах пальця призводить до пропорційного зростання оптичної щільності середовища та інтенсивності поглинання світла.

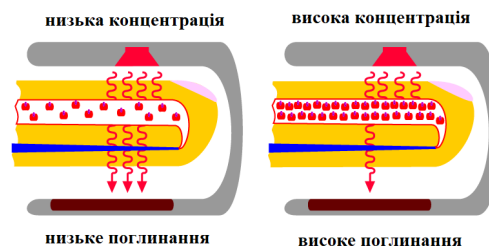


Рис. 1.8. Вплив концентрації гемоглобіну в судинному руслі на інтенсивність абсорбції світлового випромінювання

Друга фізична закономірність: ступінь абсорбції світлового потоку прямо залежить від дистанції, яку він долає у поглинаючому середовищі. На Рис. 1.9 продемонстровано порівняння двох об'єктів із ідентичною концентрацією гемоглобіну (Hb на одиницю об'єму позначено синім маркером). Основна відмінність полягає в геометрії судин: артерія на правому зображенні має більший діаметр, ніж на лівому, що збільшує довжину оптичного шляху.

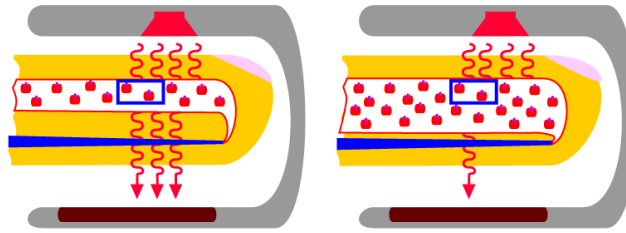


Рис. 1.9. Схематичне порівняння судин різного діаметру за умови ідентичної концентрації гемоглобіну (область аналізу позначена синім маркером)

Оптичне випромінювання від джерела обов'язково перетинає артеріальне русло. У вузькій судині траєкторія променя є коротшою, тоді як у ширшій артерії відстань, яку долає світло, суттєво зростає (візуалізація шляхі проходження наведена на Рис. 1.10 зеленими лініями). Попри ідентичну концентрацію гемоглобіну в обох випадках, у ширшій судині світловий потік взаємодіє з більшою кількістю молекул Hb саме через збільшення довжини оптичного шляху.

Отже, існує пряма залежність між відстанню, яку долає світловий потік у середовищі, та обсягом його поглинання. Ця фізична закономірність відома як закон Ламберта. Згідно з його положеннями, інтенсивність абсорбції світла прямо пропорційна товщині шару речовини (оптичному шляху), крізь яку проходить випромінювання.

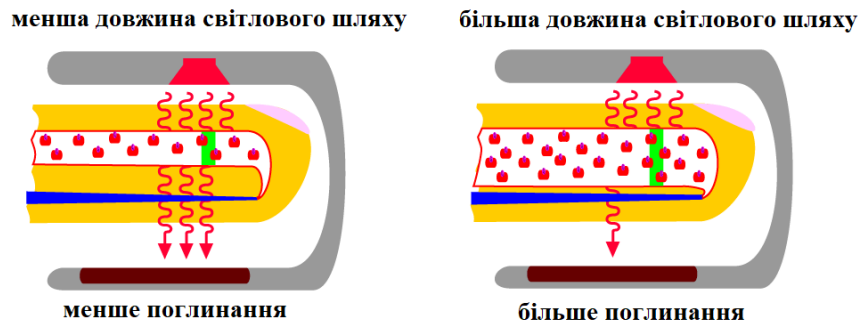


Рис. 1.10. Графічна інтерпретація закону Ламберта: кореляція між дистанцією проходження світлового потоку та рівнем його загасання

Третя фізична закономірність базується на селективному поглинанні випромінювання різними формами гемоглобіну. Оксигемоглобін ( $\text{HbO}_2$ ) виявляє вищу здатність до абсорбції в інфрачервоному діапазоні спектра порівняно з червоним. Натомість дезоксигемоглобін ( $\text{Hb}$ ) інтенсивніше поглинає світло саме червоного спектра. Ця розбіжність у спектральних характеристиках є фундаментом для диференціації рівнів насичення крові киснем.

Окрім впливу концентрації та довжини оптичного шляху, алгоритми пульсоксиметрії базуються на специфічних спектральних характеристиках гемоглобіну. Ключовим аспектом є те, що оксигемоглобін ( $\text{HbO}_2$ ) та дезоксигемоглобін ( $\text{Hb}$ ) мають різну вибірккову здатність до абсорбції світла залежно від його довжини хвилі. Останню визначають як фізичну відстань між сусідніми піками (вершинами) світлової хвилі.



Рис. 1.11. Графічне представлення електромагнітних хвиль із різними спектральними характеристиками (довжиною хвилі)

Світлові хвилі характеризуються надзвичайно малими розмірами, тому для їх вимірювання використовують нанометри (нм), де  $1 \text{ нм} = 10^{-9} \text{ м}$ . Для

порівняння, на Рис. 1.12 представлено дві хвилі з різними параметрами: ліва має довжину 650 нм (червоний спектр), тоді як права характеризується більшою довжиною – 950 нм (інфрачервоний спектр).



Рис. 1.12. Порівняльна схема довжин хвиль випромінювання: червоний спектр (650 нм) та інфрачервоний спектр (950 нм)

Кожній спектральній складовій видимого та невидимого випромінювання відповідає певна довжина хвилі. У контексті оптичної діагностики це означає, що “колір” світла визначається його частотними характеристиками, які безпосередньо впливають на взаємодію фотонів із компонентами крові.

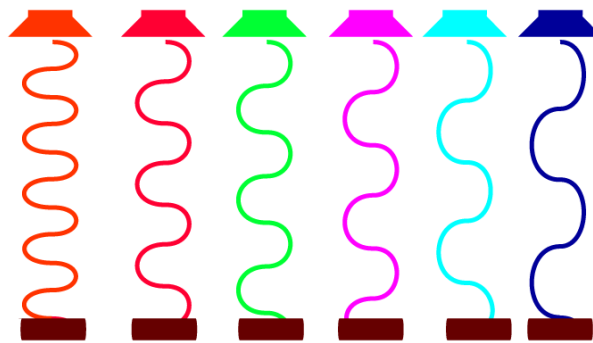


Рис. 1.13. Спектральний розподіл випромінювання: залежність кольору світла від його довжини хвилі

В основі методу пульсоксиметрії лежить явище селективної абсорбції випромінювання оксигемоглобіном та дезоксигемоглобіном. Експериментально цей принцип підтверджується за допомогою спектрофотометричного аналізу. Використовуючи джерело світла з регульованою довжиною хвилі, проводиться послідовне сканування зразка оксигемоглобіну. Фотоприймач фіксує інтенсивність поглинання для кожного

дискретного значення хвилі, що дозволяє побудувати спектральну характеристику речовини.



Рис. 1.14. Схематичне представлення процесу спектрофотометрії: взаємодія випромінювання змінної довжини хвилі зі зразком оксигенованої крові

На Рис. 1.15 наведено спектральну криву абсорбції оксигемоглобіну в залежності від довжини хвилі випромінювання. Аналіз графіка демонструє нелінійний характер поглинання: оксигенована форма гемоглобіну виявляє різну оптичну щільність на різних ділянках спектра, що є ключовим фактором для селективної фотометрії.

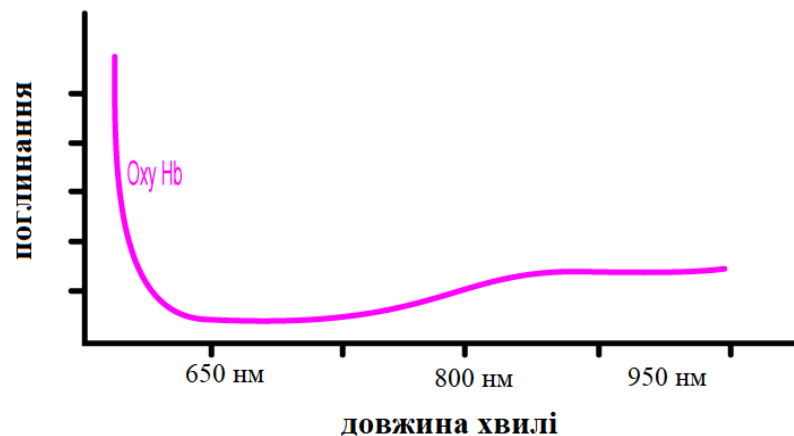


Рис. 1.15. Спектральна характеристика поглинання оксигемоглобіну ( $\text{HbO}_2$ ) у діапазоні видимого та інфрачервоного випромінювання

При проведенні аналогічного дослідження зі зразком дезоксигемоглобіну ( $\text{Hb}$ ) спостерігається кардинально інша картина спектральної абсорбції (Рис.1.16). На відміну від оксигенованої форми, відновлений гемоглобін виявляє значно вищу інтенсивність поглинання в

червоній області спектра, що є фундаментальною відмінністю для диференціальної діагностики.



Рис. 1.16. Схема експериментальної установки для визначення спектральних характеристик поглинання дезоксигемоглобіну (Hb)

Аналіз отриманих даних свідчить, що дезоксигемоглобін, аналогічно до оксигенованої форми, демонструє вибіркочну абсорбцію залежно від спектрального складу випромінювання. Рівень поглинання світла цією сполукою не є константним і суттєво варіюється при зміні довжини хвилі (Рис.1.17).

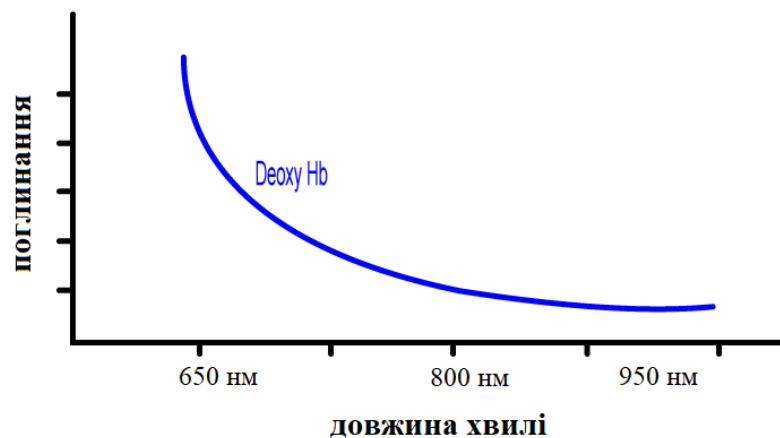


Рис. 1.17. Спектральна характеристика абсорбції дезоксигемоглобіну (Hb) у видимому та близькому інфрачервоному діапазонах

Для розуміння принципів пульсоксиметрії необхідно провести порівняльний аналіз спектрів абсорбції оксигемоглобіну ( $\text{HbO}_2$ ) та дезоксигемоглобіну (Hb). На суміщеному графіку, Рис.1.18, чітко спостерігається диференціація їхніх оптичних властивостей: кожна форма гемоглобіну демонструє унікальну залежність коефіцієнта поглинання від

довжини хвилі випромінювання. Саме ця розбіжність у спектральних “відбитках” дозволяє ідентифікувати ступінь оксигенації артеріальної крові.

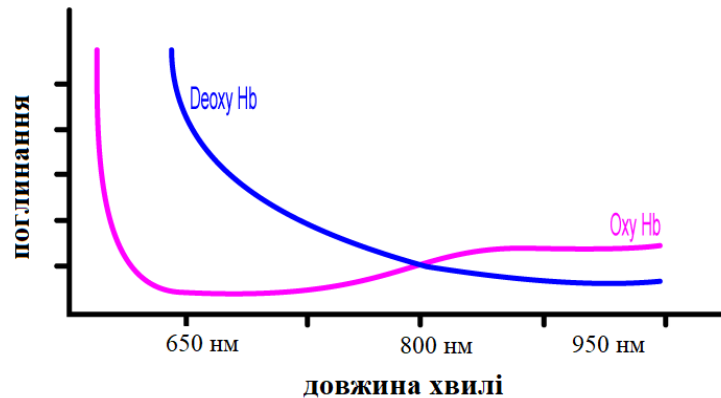


Рис. 1.18. Порівняльна характеристика спектрів поглинання оксигемоглобіну ( $\text{HbO}_2$ ) та дезоксигемоглобіну ( $\text{Hb}$ ) у видимому та інфрачервоному діапазонах

Пульсоксиметр використовує два джерела випромінювання з різними спектральними характеристиками для аналізу гемоглобіну.

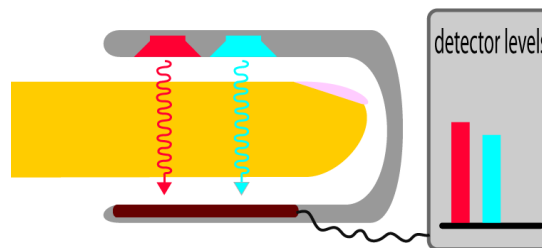


Рис. 1.19. Реєстрація інтенсивності пройшовших крізь тканини червоного (R) та інфрачервоного (IR) світлових потоків фотодетектором

Конструкція пульсоксиметра передбачає використання двох джерел випромінювання з різними спектральними характеристиками. Перший світлодіод генерує видиме червоне світло з довжиною хвилі 650 нм, тоді як другий працює в інфрачервоному діапазоні (950 нм). Оскільки інфрачервоне випромінювання знаходиться поза межами сприйняття людського ока, на наступних схемах воно умовно позначене блакитним кольором для наочності візуалізації оптичних процесів.



Рис. 1.20. Конфігурація оптичних випромінювачів: світлодіод видимого спектра (650 нм) та інфрачервоний діод (950 нм)

Детальний аналіз спектральної кривої оксигемоглобіну ( $\text{HbO}_2$ ) у робочих діапазонах пульсоксиметрії виявляє характерну закономірність: дана сполука має вищий коефіцієнт абсорбції в інфрачервоній області (950 нм) порівняно з червоним сегментом спектра (650 нм). Ця фізична особливість є фундаментальною для розрізнення ступеня насичення крові киснем.

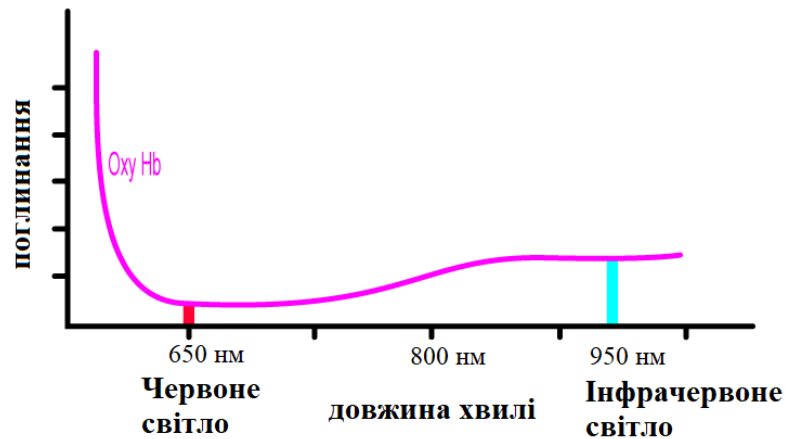


Рис. 1.21. Спектральна селективність оксигемоглобіну ( $\text{HbO}_2$ ): переважання абсорбції в інфрачервоній області (950 нм) порівняно з червоною (650 нм)

На Рис. 1.22 представлено спектральну залежність поглинання дезоксигемоглобіну ( $\text{Hb}$ ). Аналіз графіка свідчить про те, що відновлена форма гемоглобіну має значно вищу оптичну щільність у червоному діапазоні (650 нм) порівняно з інфрачервоним (950 нм). Ця фізична особливість є ключовим маркером для ідентифікації дезоксигенованої крові.

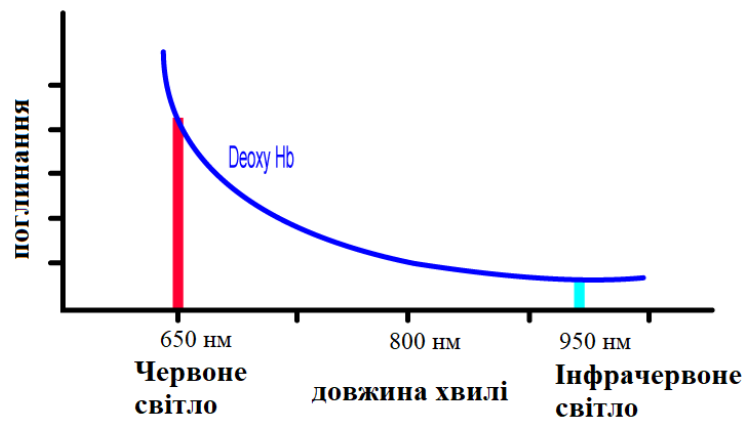


Рис. 1.22. Спектральна характеристика дезоксигемоглобіну (Hb): переважання абсорбції у червоному діапазоні (650 нм) порівняно з інфрачервоним (950 нм)

Для наочного зіставлення оптичних властивостей обох форм гемоглобіну використовується комбінований спектральний графік (Рис. 1.23). Аналіз суміщених кривих абсорбції дозволяє сформулювати ключові висновки, що лежать в основі обчислювальних алгоритмів пристрою:

- Оксигемоглобін ( $\text{HbO}_2$ ): виявляє вищу селективність до інфрачервоного випромінювання (950 нм), тоді як у червоному спектрі (650 нм) його поглинання є мінімальним.
- Дезоксигемоглобін (Hb): демонструє протилежну залежність — інтенсивна абсорбція спостерігається саме в червоній області, із суттєвим зниженням оптичної щільності в інфрачервоному діапазоні.

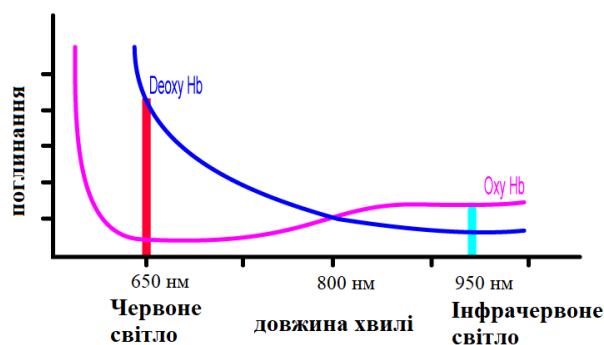


Рис. 1.23. Композиційна діаграма спектрів абсорбції оксигемоглобіну ( $\text{HbO}_2$ ) та дезоксигемоглобіну (Hb), що демонструє диференціацію їхніх оптичних властивостей

Принцип роботи пульсоксиметра базується на диференціальному аналізі поглинання червоного та інфрачервоного випромінювання. Математичне визначення рівня сатурації ( $SpO_2$ ) стає можливим завдяки зміні співвідношення між цими двома потоками: залежно від концентрації оксигемоглобіну та дезоксигемоглобіну в артеріальній крові, змінюється результуюча інтенсивність світла, що досягає фотодетектора.

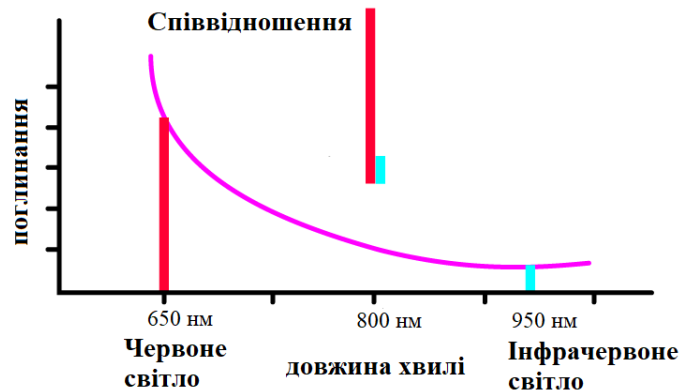


Рис. 1.24. Диференціальна зміна співвідношення інтенсивностей поглинутого випромінювання ( $R/IR$ ) залежно від концентрації оксигенованого та відновленого гемоглобіну

На основі отриманого співвідношення мікроконтролер пристрою обчислює показник сатурації ( $SpO_2$ ), використовуючи емпірично встановлені калібрувальні криві. Це дозволяє перетворити фізичні параметри поглинання світла у відсоткове значення насичення крові киснем у режимі реального часу.



Рис. 1.25. Функціональна залежність рівня сатурації ( $SpO_2$ ) від розрахованого співвідношення інтенсивностей поглинання червоного та інфрачервоного випромінювання

При досягненні максимального рівня сатурації ( $SpO_2=100\%$ ) розрахований коефіцієнт поглинання ідентичний показникам спектральної кривої чистого оксигемоглобіну ( $HbO_2$ ). У цьому стані дезоксигенована форма

гемоглобіну практично відсутня, тому оптичний відгук системи повністю визначається абсорбційними властивостями насиченої киснем крові, що були розглянуті у попередніх розділах.

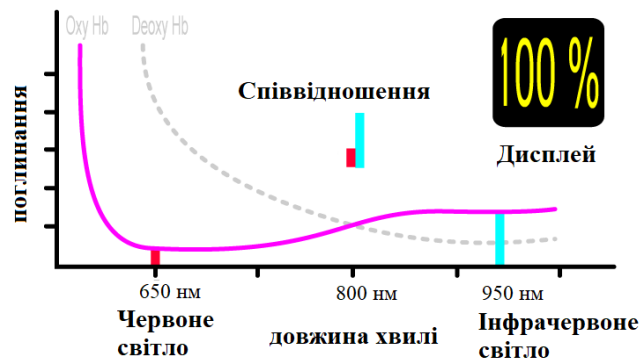


Рис. 1.26. Стан повної оксигенації ( $SpO_2=100\%$ ): відповідність виміряного коефіцієнта поглинання спектральному профілю оксигемоглобіну

У гіпотетичному стані нульової сатурації ( $SpO_2=0\%$ ) артеріальна кров містить виключно дезоксигемоглобін (Hb). Відповідно, розраховане співвідношення абсорбції червоного та інфрачервоного світла у цій точці повністю корелює зі спектральною кривою чистого дезоксигемоглобіну, розглянутою раніше. Це підтверджує, що амплітуда сигналу в червоному каналі буде мінімальною через його максимальне поглинання даною формою гемоглобіну.

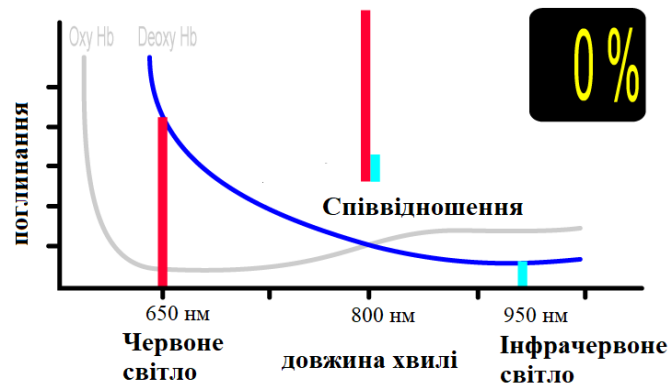


Рис. 1.27. Граничний стан нульової сатурації ( $SpO_2=0\%$ ): повна відповідність коефіцієнта абсорбції спектральній кривій дезоксигемоглобіну (Hb)

Розглядаючи випадок із рівнем сатурації 75%, можна констатувати, що в артеріальній крові одночасно присутні як оксигенована ( $HbO_2$ ), так і відновлена (Hb) форми гемоглобіну. Спектральна картина поглинання у цьому разі є суперпозицією двох еталонних кривих. Отримане співвідношення

амплітуд червоного та інфрачервоного сигналів займає проміжне положення на калібрувальній кривій, що дозволяє обчислювальному алгоритму приладу точно інтерпретувати ці дані як 75% насичення.

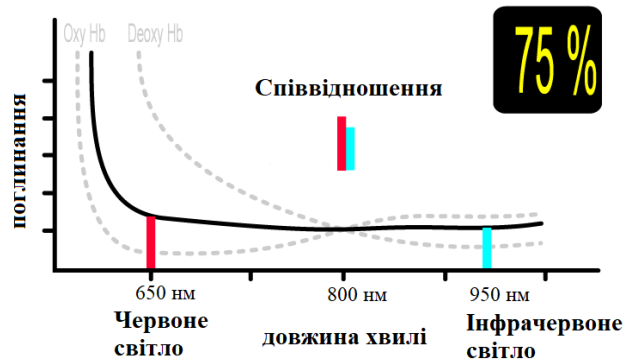


Рис. 1.28. Результуюча крива абсорбції при рівні сатурації 75% як результат суперпозиції спектральних характеристик окси- та дезоксигемоглобіну

З подальшим зниженням рівня сатурації до 50% спектральна картина поглинання зазнає суттєвих змін порівняно з попереднім показником у 75%. Зростання концентрації дезоксигемоглобіну призводить до подальшої інверсії співвідношення амплітуд: поглинання в червоному спектрі стає ще інтенсивнішим, тоді як в інфрачервоному – слабшає. Обчислювальний алгоритм мікроконтролера фіксує це нове значення коефіцієнта  $R_i$ , відповідно до математичної моделі, інтерпретує його як 50% SpO<sub>2</sub>.

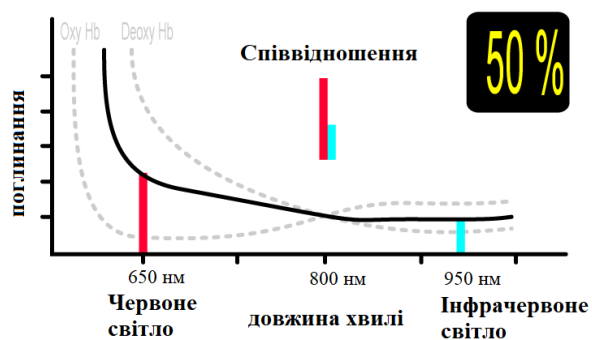


Рис. 1.29. Спектральна характеристика абсорбції при рівні сатурації 50%: рівноважний стан між концентраціями оксигенованої та відновленої форм гемоглобіну

Показник у 25% свідчить про глибоке кисневе голодування (Рис.1.20). Алгоритм обробки сигналу в пульсоксиметрі реєструє нове співвідношення

коефіцієнтів поглинання, де амплітуда сигналу від дезоксигенованої фракції гемоглобіну стає переважною. Використовуючи ці дані, МК обчислює актуальний рівень  $SpO_2$ , який у даному випадку відповідає критично низькій позначці.

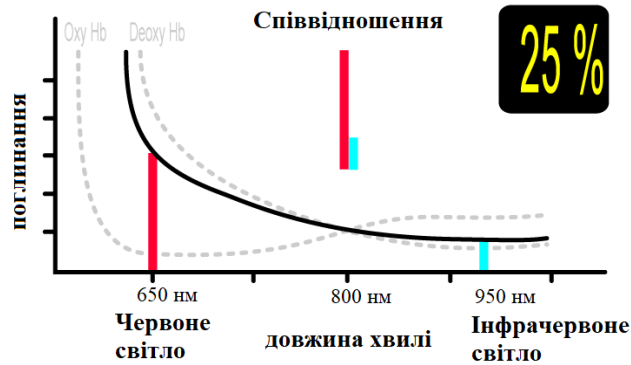


Рис. 1.30. Спектральна картина абсорбції при стані критичної гіпоксії ( $SpO_2=25\%$ ): домінування характеристик дезоксигемоглобіну у підсумковому сигналі

Динаміка змін концентрацій оксигенованого ( $HbO_2$ ) та відновленого (Hb) гемоглобіну безпосередньо впливає на оптичні властивості досліджуваної ділянки. Як продемонстровано на графічній моделі, зміна кількісного балансу між цими формами білка призводить до відповідної трансформації співвідношення інтенсивностей пропущеного червоного та інфрачервоного випромінювання. Саме цей параметр є ключовим для обчислювального алгоритму пульсоксиметра, який на основі отриманих даних визначає підсумковий показник кисневої сатурації.

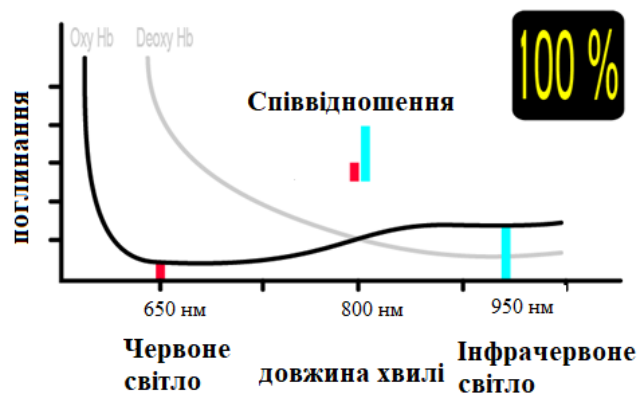


Рис. 1.31. Спектральна характеристика абсолютного насичення гемоглобіну киснем ( $100\% SpO_2$ )

На Рис.1.31 представлено граничний стан оптичної системи, за якого весь гемоглобін перейшов у оксигеновану форму. У цьому випадку поглинання інфрачервоного випромінювання досягає максимуму, тоді як абсорбція у червоному діапазоні спектра є мінімальною. Це співвідношення є еталонним для калібрування алгоритму обчислення сатурації.

Таким чином, метод пульсоксиметрії ґрунтується на аналізі змін світлового потоку залежно від концентрації гемоглобіну, довжини його шляху в середовищі та специфіки поглинання світла молекулами Нb та НbO<sub>2</sub>. Врахування цих закономірностей на програмному рівні дозволяє мікроконтролеру перетворювати сирі оптичні дані у верифікований показник сатурації.

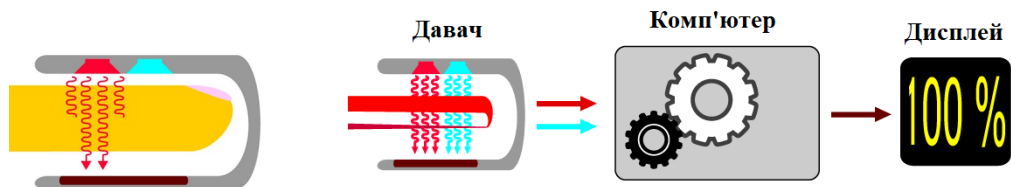


Рис. 1.32. Комплексна модель фізичних чинників, що визначають поглинання світла в пульсоксиметрії: залежність від концентрації гемоглобіну, довжини оптичного шляху та спектральної селективності

Сучасна схемотехніка пульсоксиметрів реалізує два основні методи оптичного зондування: трансмісію та рефлексію. У першому випадку джерело та приймач розташовані на протилежних боках досліджуваної ділянки, а у другому — на одній площині, що дозволяє вимірювати кисневу сатурацію шляхом реєстрації відбитого фотонного потоку. Вибір на користь рефлексійного сенсора, такого як МАХ30100, часто обумовлений компактністю та можливістю розміщення пристрою на будь-якій ділянці тіла.

Модуль МАХ30100 являє собою високоінтегроване рішення для моніторингу частоти серцевих скорочень та рівня сатурації. Конструктивно пристрій об'єднує два світловипромінювальні діоди, фоточутливий приймач, спеціалізовану оптичну систему та малошумний аналоговий тракт обробки сигналів. Така архітектура забезпечує високу точність детекції біометричних

показників. Один із варіантів виконання даного сенсора представлений на Рис. 1.33.



Рис. 1.33. Зовнішній вигляд вимірювального модуля на базі інтегрованого сенсора MAX30100

Попри високу ефективність MAX30100 у задачах оксиметрії, процес отримання даних супроводжується низкою специфічних складнощів. Основним чинником виникнення похибок є чутливість сенсора до точності позиціонування пальця та впливу зовнішнього фонового освітлення. Для забезпечення достовірності результатів необхідно дотримуватися статичного положення об'єкта дослідження, оскільки артефакти руху суттєво спотворюють сигнал. Окрему увагу слід приділити силі притискання: надмірний тиск на чутливий елемент призводить до стискання капілярів і порушення локального кровотоку, що спричиняє некоректне обчислення рівня сатурації та ЧСС.

*Архітектура тракту SpO<sub>2</sub>.* Цифрова обробка даних у каналі оксиметрії сенсора MAX30100 базується на інтегрованій підсистемі, що включає схему компенсації фонового освітлення (ALC), 16-бітний сигма-дельта АЦП та спеціалізований фільтр дискретного часу. Використання сигма-дельта перетворювача забезпечує високу роздільну здатність при частотах дискретизації від 50 Гц до 1 кГц. Вбудована система фільтрації ефективно нівелює вплив мережевих наведень частотою 50/60 Гц, а також мінімізує залишкові низькочастотні завади, що підвищує стабільність вихідних даних.

## 1.2. Порівняльний аналіз сучасних цифрових пульсоксиметрів

Аналіз науково-технічної літератури та спеціалізованих інтернет-ресурсів дозволив систематизувати дані щодо актуальних моделей цифрових пульсоксиметрів від провідних виробників. На сучасному етапі ринок пропонує широкий спектр інженерних рішень для неінвазивного моніторингу сатурації та частоти серцевих скорочень, що відрізняються архітектурою побудови та функціональними можливостями.

Модель Medica+ Cardio Control 7.0 характеризується розширеними функціональними можливостями та високою точністю детекції (Рис.1.34). Діапазон вимірювання сатурації становить 70–99%, а частоти пульсу – від 30 до 254 уд/хв. Пристрій оснащений OLED-дисплеєм з адаптивною орієнтацією зображення (6 режимів повороту). Важливою особливістю є наявність системи звукового сповіщення у разі виходу біометричних показників за межі норми. Енергоспоживання приладу не перевищує 40 мА, а ресурс автономності підтримується функцією автоматичного вимкнення після 8 секунд бездіяльності.



Рис. 1.34. Цифровий пульсоксиметр моделі Medica+ Cardio Control 7.0

Пульсоксиметр моделі PulseControl SE 80 призначений для оперативного моніторингу рівня сатурації крові киснем, що дозволяє своєчасно ідентифікувати патологічні зміни в організмі та запобігти розвитку ускладнень шляхом надання вчасної медичної допомоги (Рис.1.35). Важливою особливістю приладу є наявність індикатора індексу перфузії (PI), який слугує критерієм достовірності отриманих даних як для пацієнта, так і для медичного персоналу. Система живлення пристрою реалізована на базі двох елементів

типу AAA (1,5 В), а поточний стан автономності відображається за допомогою відповідного індикатора на дисплеї.



Рис. 1.35. Портативний цифровий пульсоксиметр моделі PulseControl SE 80

Портативний пульсоксиметр PulseControl SE 80 забезпечує неінвазивне вимірювання сатурації та пульсу з можливістю візуального аналізу пульсової хвилі. Завдяки високій точності ( $\pm 1\%$  для  $SpO_2$ ) та широкому діапазону вимірювання пульсу (до 250 уд/хв), пристрій підходить для клінічного та домашнього використання пацієнтами будь-якого віку. Кольоровий дисплей та інформативні графічні індикатори спрощують інтерпретацію результатів, а функція автоматичного вимкнення сприяє подовженню терміну служби елементів живлення.

Пульсоксиметр Medisana PM 100 реалізований у класичному портативному форм-факторі з кріпленням на палець (Рис.1.36). Пристрій забезпечує моніторинг сатурації ( $SpO_2$ ) у межах 70–99% та частоти пульсу в діапазоні 30–255 уд/хв. Час детекції становить у середньому 12,4 с, а отримані дані візуалізуються на OLED-дисплеї. Апаратна частина містить систему аудіосповіщення та модуль автоматичного енергозбереження. Живлення здійснюється від двох елементів типу AAA (LR03).



Рис. 1.36. Цифровий пульсоксиметр моделі Medisana PM 100

Цифровий пульсоксиметр моделі PulsePro X1 забезпечує високу оперативність детекції біосигналів, необхідних для оцінки стану дихальної та серцево-судинної систем (Рис.1.37). Завдяки алгоритмам обробки даних, пристрій верифікує не лише ЧСС, а й ритмічність пульсових хвиль, що сприяє ранньому виявленню ускладнень у пацієнтів із хронічними станами. Використання даної моделі в клінічній та домашній практиці обумовлено її надійністю та мобільністю.



Рис. 1.37. Портативний цифровий пульсоксиметр ArhiMED PulsePro X1

Цифровий пристрій FaceLake FL400 призначений для неінвазивної детекції ступеня сатурації артеріальної крові ( $SpO_2$ ) та частоти серцевих скорочень (PR), Рис.1.38. Завдяки високій мобільності та швидкодії, дана модель широко застосовується у спортивній медицині для оперативного моніторингу фізіологічних показників під час інтенсивних фізичних навантажень (біг, велоспорт, плавання тощо). Система живлення апаратної частини реалізована на базі двох гальванічних елементів типорозміру AAA, що забезпечує тривалу автономну роботу приладу.



Рис. 1.38. Цифровий портативний пульсоксиметр моделі FaceLake FL400

Аналіз моделі FaceLake FL400 свідчить про її адаптованість до складних умов експлуатації. Зокрема, пристрій демонструє високу інваріантність до

умов освітленості приміщення та здатність коректно обробляти сигнали при слабкому наповненні пульсу (0,5%). Використання енергоефективних LED-індикаторів дозволяє досягти 30 годин безперервної роботи від стандартних елементів живлення.

Innovo Deluxe iP900AP – це спеціалізований діагностичний пристрій, що візуалізує результати вимірювань  $SpO_2$  та частоти пульсу на висококонтрастному OLED-дисплеї з можливістю шестипозиційної орієнтації зображення (Рис.1.39). Ключовою особливістю апаратної реалізації є інтеграція функцій відображення плетизмограми та індексу перфузії (PI), що дозволяє верифікувати достовірність отриманих даних у реальному часі. Модель оптимізована для експлуатації в умовах підвищених фізичних навантажень, зокрема в спортивній медицині та авіації, а також для точкового моніторингу стану організму під час занять альпінізмом або бігом.



Рис. 1.39. Портативний пульсоксиметр преміум-сегмента моделі Innovo Deluxe iP900AP

Пульсоксиметр Innovo Deluxe iP900AP забезпечує високу роздільну здатність вимірювань (1% для сатурації та 1 уд/хв для пульсу). Важливою перевагою моделі є здатність детектувати низькі рівні кисню (від 35%), що значно ширше за стандартні побутові прилади.

Rossmax SA210 – це портативний діагностичний пристрій з наручним кріпленням, призначений для прецизійного вимірювання сатурації артеріальної крові та частоти серцевих скорочень (Рис.1.40). Апаратна реалізація передбачає систему інтелектуальних сповіщень, що спрацьовують при виході біометричних показників за межі встановленої норми, критичному розряді джерела живлення або порушенні цілісності з'єднання з виносним

оптичним сенсором. Наявність інтерфейсу для підключення до ПК дозволяє здійснювати подальший аналіз та архівацію отриманих результатів.



Рис. 1.40. Портативний цифровий пульсоксиметр моделі Rossmax SA210

Rossmax SA210 підтримує роботу з лінійкою взаємозамінних датчиків. Штатний зонд для дорослих (робочий діапазон 20–75 мм) за необхідності може бути замінений на педіатричний або неонатальний варіанти.

Сфера застосування пульсоксиметра Rossmax SA210 охоплює клінічні умови (операційні зали, стаціонари), а також амбулаторний моніторинг. Пристрій реалізує неінвазивну методику детекції концентрації кисню в артеріальній крові та частоти пульсу. Для візуалізації даних використовується РК-дисплей з активним підсвічуванням. У Табл.1.1 наведено основні технічні параметри пульсоксиметра Rossmax SA210.

Таблиця 1.1. Основні технічні параметри пульсоксиметра Rossmax SA210

Характеристика	Технічна реалізація
Об'єм пам'яті	288 комірок запису
Дискретність запису	5, 10, 30, 60 хв або режим без фіксації
Тип індикації	РК-екран з підсвічуванням та індикатором пульсу
Система оповіщення	Програмована звукова сигналізація (тривоги)
Клінічні режими	Скрінінг апное, оксигенотерапія, Continuous monitoring

Пульсоксиметр Rossmax SA210 забезпечує моніторинг насичення крові киснем у широкому діапазоні (35-100%) та реєстрацію пульсу від 30 до 250 bpm. Згідно з паспортними даними, похибка вимірювання сатурації складає  $\pm 2\%$  за умови, що показник перевищує 70%; при нижчих рівнях (<69%) специфікація точності відсутня. Частота пульсу визначається з фіксованою похибкою  $\pm 3$  уд/хв у межах всієї шкали пристрою.

Портативний пульсоксиметр Yimi Life Pulse Oximeter Yimi YM103 забезпечує оперативне визначення частоти серцевих скорочень (ЧСС), рівня сатурації та індексу перфузії, Рис.1.41. Показник насичення крові киснем, що позначається як  $SpO_2$ , вимірюється у відсотках; для здорової людини нормативними вважаються значення в межах 95 – 99%. Параметр PRbpm відображає ритм серцебиття (норма – 60-90 уд/хв). Важливою характеристикою є індекс перфузії (PI), який визначає інтенсивність капілярного кровотоку в зоні контакту з сенсором (референтні значення становлять 4 – 7%). Окрім числових даних, прилад візуалізує динаміку пульсової хвилі на 1,5-дюймовому LED-дисплеї з можливістю регулювання яскравості.



Рис. 1.41. Зовнішній вигляд пульсоксиметра Yimi Life YM103

Пульсоксиметр Yimi YM103 забезпечує комплексний моніторинг стану пацієнта, здійснюючи детекцію рівня сатурації ( $SpO_2$ ), частоти пульсу (PR) та індексу перфузії (PI), що дозволяє оцінити інтенсивність периферичного кровотоку. Пристрій оснащений системою тривожної сигналізації, яка активується при досягненні критичних значень встановлених параметрів. У Табл.1.2 наведено основні технічні параметри пульсоксиметра Yimi Life YM103.

Таблиця 1.2. Технічні характеристики пульсоксиметра Yimi Life YM103

Параметр	Технічне значення
Тип пристрою	Пальцевий пульсоксиметр (Fingertip)
Тип індикації	Графічний OLED-дисплей
Межі вимірювання $SpO_2$	70% – 100%
Похибка $SpO_2$	$\pm 2\%$
Точність вимірювання пульсу	$\pm 2$ уд/хв
Цільова аудиторія	Універсальний (діти, дорослі, літні люди)

Пульсоксиметр Viatom – це прецизійний діагностичний прилад, оснащений 3,5-дюймовим кольоровим TFT LCD-дисплеєм з функцією автоматичної орієнтації зображення (Рис.1.42). Апаратне забезпечення дозволяє в реальному часі визначати рівень сатурації ( $SpO_2$ ), частоту пульсу (PR) та індекс перфузії (PI). Система живлення базується на вбудованому літієвому акумуляторі ємністю 2000 мАг, що гарантує до 18 годин автономної роботи. Пристрій має захищений корпус (клас IP22) та підтримує інтеграцію з ПК за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення.



Рис. 1.42. Портативний пульсоксиметр підвищеної точності Viatom з розширеним об'ємом пам'яті для тривалого моніторингу  $SpO_2$  та PR

Пульсоксиметр C101A2 від компанії IMDK Medical забезпечує розширену діагностику завдяки інтеграції показника індексу перфузії (PI). В контексті роботи приладу, PI відображає силу артеріальної пульсації у зоні вимірювання (фаланга пальця, кінцівки) (Рис.1.43). Наявність бездротового модуля зв'язку у поєднанні з можливістю аналізу сили сигналу робить цей пристрій ефективним вузлом у системах дистанційного медичного спостереження.



Рис. 1.43. Портативний пульсоксиметр IMDK Medical A2 з інтегрованим модулем Bluetooth для дистанційної передачі даних

Пульсоксиметр IMDK Medical C101A2 реалізований у форм-факторі пальцевого датчика та призначений для неінвазивної детекції частоти серцевих скорочень і рівня сатурації артеріальної крові. Пристрій оснащений інтегрованим модулем пам'яті для локальної реєстрації даних тривалістю до 8 годин та LED-дисплеєм для візуалізації поточних показників. Ключовою особливістю апаратної частини є наявність Bluetooth-інтерфейсу, що забезпечує трансляцію вимірюваних параметрів у реальному часі на мобільні термінали. Для синхронізації та подальшого аналізу даних розроблено кросплатформенне ПЗ, сумісне з операційними системами Android та iOS.

Технічна специфікація IMDK Medical C101A2:

- Тип датчика: Оптичний неінвазивний перетворювач.
- Діапазони вимірювань: SpO<sub>2</sub>: 70–99%; PR: 30–254 bpm.
- Похибка: Сатурація ±1...2%; Пульс ±2% або ±2 bpm.
- Дисплей: OLED, поворотний (4 орієнтації).
- Особливості: Гістограма пульсу, звукова тривога, Bluetooth-з'єднання.
- Живлення: 2×AAA, енергоспоживання < 40 мА.

Функціонування пульсоксиметра Contec CMS60D, зображеного на Рис.1.44, базується на методі фотоелектричного детектування оксигемоглобіну в поєднанні з технологією сканування та реєстрації об'ємної пульсації тканин. Цей підхід дозволяє проводити точний моніторинг сатурації (SpO<sub>2</sub>) та частоти серцевих скорочень. Пристрій є універсальним рішенням для

клінічного та домашнього використання, а також для контролю стану спортсменів під час відновлення. Особливістю моделі є комплектація трьома типами датчиків, адаптованими під різні вікові категорії: дорослих, дітей та новонароджених.



Рис. 1.44. Професійний портативний пульсоксиметр Contec CMS60D із виносним датчиком та функцією збереження даних

У Табл.1.4 описано технічний потенціал портативного пульсоксиметра CMS60D.

Таблиця 1.4. Технічний потенціал моделі CMS60D

Функціональна група	Характеристика CMS60D
Графічні можливості	Фотоплетизмограма, гістограма, значення SpO <sub>2</sub> та PR
Система тривоги	Програмовані ліміти даних, індикація низької напруги
Пам'ять та зв'язок	Локальне зберігання, USB-інтерфейс, Real-time трансляція на ПК
Керування живленням	Енергоефективний режим, індикація ємності батареї
Особливості	Зовнішній зонд, вбудований годинник, меню налаштувань

Модель Contec CMS60D оснащена якісним OLED-дисплеєм з роздільною здатністю 160×128, що забезпечує чітке відображення результатів. Апаратна частина дозволяє фіксувати рівень кисню в крові та частоту серцебиття навіть в умовах недостатнього наповнення пульсу (до 0,4%).

Пульсоксиметр SA210 представляє собою універсальний діагностичний пристрій, призначений для прецизійного моніторингу рівня сатурації (SpO<sub>2</sub>) та частоти серцевих скорочень у широкому віковому діапазоні (від неонатального до дорослого), Рис.1.45. У Табл.1.5 наведено технічні характеристики пульсоксиметра SA210.



Рис. 1.45. Компактний медичний пульсоксиметр Finger Monitor SA210 для професійного та побутового моніторингу

Таблиця 1.5. Технічні характеристики пульсоксиметра SA210

Параметр	Значення
Діапазон вимірювання	SpO <sub>2</sub> : 35–100%; PR: 30–250 уд/хв
Похибка	SpO <sub>2</sub> : ±2% (>70%); PR: ±3 уд/хв
Швидкодія	Час оновлення результатів < 2 с
Керування	Сенсорна панель, регулювання гучності
Живлення	4 елементи АА, функція автовимкнення
Стандарти	IEC60601-1-2, EN60601-1, ISO 9919

Модель UT100 від виробника Utech Co. являє собою компактний пульсоксиметр, оснащений кольоровим РК-екраном діагоналлю 2,8 дюйма (Рис.1.46). Пристрій вирізняється гнучкістю налаштувань: користувач може самостійно змінювати параметри системи оповіщення, а також обирати зручну орієнтацію та формат відображення даних. Завдяки місткій внутрішній пам'яті та тривалій автономній роботі (до 20 годин від чотирьох Ni-MH акумуляторів), прилад ідеально підходить для безперервного моніторингу стану пацієнта.



Рис. 1.46. Малогабаритний пульсоксиметр моделі Utech UT100B, розроблений компанією Chongqing University

Пристрій UT100В від Utech забезпечує точне відстеження насичення крові киснем та пульсу у пацієнтів будь-якого віку. Апарат підтримує три режими функціонування (моніторинг, запис, точкова перевірка) та дозволяє ідентифікувати дані пацієнтів у системі. Продуманий інтерфейс із можливістю розвороту екрана на 90 градусів та енергозберігаючий режим роблять експлуатацію максимально комфортною. У Табл.1.6 наведено технічні характеристики пульсоксиметра Utech UT100В.

*Таблиця 1.6. Технічні характеристики пульсоксиметра Utech UT100В*

Параметр	Значення
Вимірювання SpO <sub>2</sub>	0 – 100%
Вимірювання пульсу	30 – 250 уд/хв
Сигналізація	Регульовані пороги; звук 85 дБ
Додаткові сповіщення	Від'єднання датчика, низький заряд, заповнення пам'яті

## РОЗДІЛ 2

### ЗАСОБИ РОЗРОБКИ АПАРАТНОГО ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПУЛЬСОКСИМЕТРА

#### 2.1. Особливості середовища автоматизованого проєктування та симуляції Proteus

Proteus Design Suite являє собою багатофункціональний програмний комплекс, призначений для наскрізного проєктування електронних систем, зокрема тих, що базуються на мікроконтролерному керуванні. Основними функціональними можливостями даної САПР є:

- Проєктування схемотехнічних рішень: формування принципів електричних схем за допомогою інтерактивного графічного редактора.
- Віртуальна апробація та аналіз: проведення комплексного моделювання роботи пристрою із залученням широкого спектра контрольних-вимірювальних інструментів.
- Трасування друкованих плат: перехід від схем до розробки топології ПЛ, що супроводжується можливістю об'ємної (3D) візуалізації готового модуля.

Proteus Design Suite надає потужні засоби для тестування мікропрограмного забезпечення. Користувач може імітувати взаємодію контролера з оточуючим обладнанням, виконуючи програму в інтерактивному режимі. Наявність функцій відстеження вмісту пам'яті та регістрів дозволяє швидко знаходити помилки на рівні вихідного коду (Assembler, C тощо). Важливою перевагою є універсальність середовища, яке працює з різноманітними сімействами МК: від простих 8-бітних PIC та AVR до складніших 32-бітних систем на базі ARM7, причому база підтримуваних компонентів постійно оновлюється.

До ключових переваг використання САПР Proteus належать:

- Наскрізний цикл проєктування: реалізація всіх стадій створення мікроконтролерного пристрою в межах єдиної програмної платформи.

- Випереджальна розробка ПЗ: можливість написання, налагодження та верифікації мікропрограм до моменту створення фізичного прототипу системи.
- Глибока діагностика помилок: аналіз системних повідомлень про непередбачувані команди або некоректну роботу периферії, що дозволяє локалізувати програмні дефекти на ранніх етапах.
- Оптимізація тайм-менеджменту: суттєве скорочення термінів розробки та тестування електронних модулів.
- Інтеграція з апаратним забезпеченням: підтримка взаємодії віртуальної моделі з реальними фізичними пристроями через порти введення-виведення ПК.

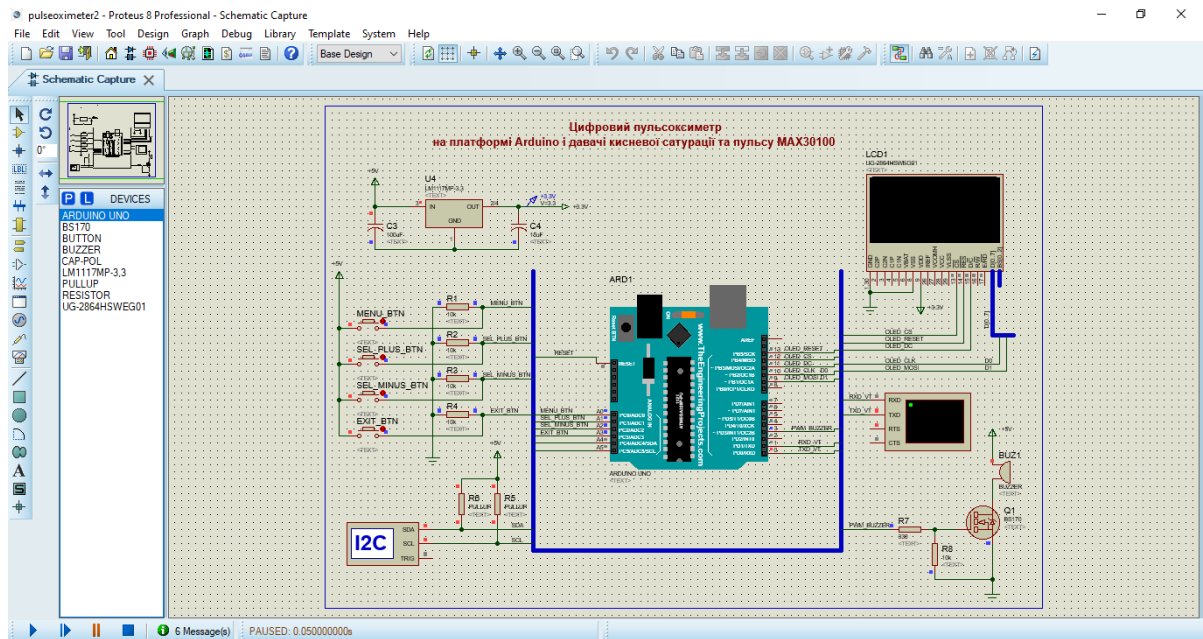


Рис. 2.1. Графічний інтерфейс модуля ISIS для розробки та симуляції схем

## 2.2. Огляд інструментарію розробки Arduino IDE

Інтерфейс середовища Arduino IDE об'єднує в собі всі необхідні інструменти для роботи з мікроконтролерами: редактор вихідного коду, панель швидкого доступу до основних команд, консоль та область статусних повідомлень (Рис.2.2). Дане ПЗ виконує роль сполучної ланки між ПК та модулем Arduino, забезпечуючи процес прошивки контролера та подальшу взаємодію з пристроєм через послідовний інтерфейс.

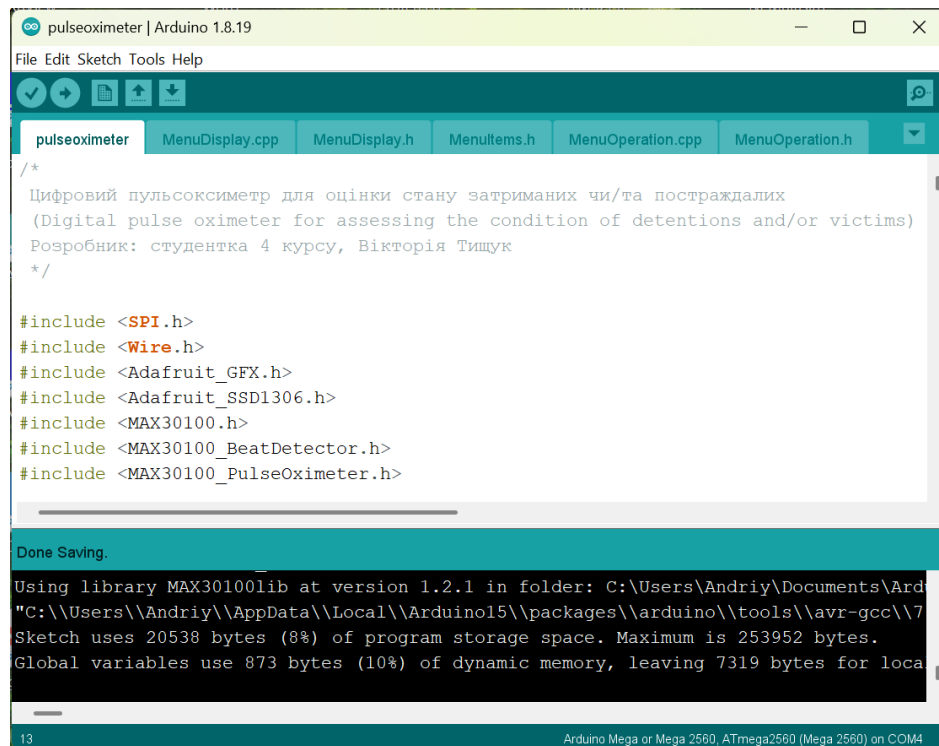


Рис. 2.2. Інтерфейс інтегрованого середовища розробки (IDE) Arduino







Програмний код для Arduino створюється у формі скетчів, що мають формат файлів .ino. Інтегрований текстовий редактор підтримує стандартний набір операцій з текстом (копіювання, вставка, пошук). Важливою частиною інтерфейсу є діалогове вікно повідомлень, яке в реальному часі інформує про успішність експорту коду або наявність синтаксичних і логічних помилок, що виникли під час підготовки програми до запису в МК.

Уся службова інформація та сповіщення про помилки в процесі роботи виводяться в текстову консоль у нижній частині екрана. Для швидкої перевірки налаштувань достатньо поглянути на нижній правий кут вікна програми – там завжди вказано тип плати Arduino, з якою ведеться робота, та номер порту, через який встановлено зв'язок із комп'ютером.

За допомогою панелі інструментів користувач може керувати життєвим циклом програми: від створення та збереження до запису прошивки в апаратну частину. Також одним натисканням можна активувати засіб моніторингу послідовного порту. Цікавою особливістю є підтримка старих скетчів: файли з розширенням .pde, створені в середовищі до версії 1.0, відкриваються без помилок, проте IDE запропонує оновити їхній формат до .ino при першій же

спробі збереження. У Табл.2.1 описано функціональні елементи панелі інструментів.

*Таблиця 2.1. Опис функціональних елементів панелі інструментів*

Кнопка	Функціональне призначення
 Verify	Компіляція та пошук помилок у синтаксисі коду.
 Upload	Прошивка контролера. У поєднанні з “Shift” активує режим запису через зовнішній програматор.
 New	Генерація нового шаблону програми.
 Open	Перегляд та завантаження раніше створених скетчів із поточної бібліотеки.
 Save	Резервування поточної версії програми у файловій системі.
 Serial Monitor	Візуалізація обміну даними через послідовний інтерфейс.

Розширений перелік інструментів та операцій доступний через головне меню, що включає розділи: File (Файл), Edit (Правка), Sketch (Скетч), Tools (Інструменти) та Help (Довідка). Слід зазначити, що інтерфейс є контекстно-залежним: активними залишаються лише ті команди, виконання яких є логічно можливим для поточної операції або виділеної ділянки програмного коду. Функціональні можливості меню “Edit” (Правка): 1. Copy for Forum: експорт коду у форматі, оптимізованому для форумів, що підтримує візуальне виділення операторів та структур. 2. Copy as HTML: генерування HTML-коду на основі скетчу для його подальшого розміщення в інтернет-публікаціях або блогах. Окрім стандартних операцій, меню “Edit” містить інструменти для поширення коду. Зокрема, функція Copy for Forum дозволяє підготувати текст програми для публікації в спільнотах Arduino з повноцінною підсвіткою коду. Схожий принцип має команда Copy as HTML, яка перетворює скетч на набір HTML-інструкцій, готових до вставки на будь-який сайт.

Меню “Sketch” відповідає за внутрішню структуру та перевірку вашої програми. За допомогою команди Verify/Compile можна переконатися, що в кодї немає помилок. Команда Show Sketch Folder допомагає швидко знайти файли проєкту на диску. Якщо ваш проєкт складається з кількох частин, функція Add File допоможе об'єднати їх у єдиному вікні (у вигляді вкладок). Також цей розділ меню є ключовим для розширення можливостей Arduino

через Import Library, що дозволяє легко додавати готові бібліотеки, зокрема шляхом завантаження ZIP-архівів.

Меню Tools містить службові команди для налагодження та підготовки обладнання. Функція Auto Format допомагає зробити код читабельним, вирівнюючи всі відступи. Якщо потрібно передати проєкт або зробити резервну копію, команда Archive Sketch швидко створить архів прямо у папці зі скетчем. Налаштування зв'язку з пристроєм відбувається через вибір плати та відповідного порту. Для складніших завдань, як-от заміна мікроконтролера на новий, передбачені функції вибору програматора та запису завантажувача. Вся робота користувача зосереджена в папці Sketchbook. Це “сховище”, де Arduino IDE за замовчуванням тримає всі ваші напрацювання. Хоча старі проєкти мали розширення .pde, нове середовище працює з форматом .ino, але легко відкриває і старі версії файлів, перетворюючи їх на актуальний формат.

Для зручності розробки об'ємних проєктів у Arduino IDE передбачена можливість роботи з декількома вкладками. Це дозволяє розбити велику програму на окремі логічні блоки або модулі. Проєкт може поєднувати в собі основні файли Arduino разом із файлами мов C та C++, а також службовими заголовними файлами з розширенням .h. Така структура значно полегшує відлагодження та подальше супроводження програмного забезпечення.

*Процедура завантаження програмного забезпечення в МК.* Для успішної прошивки Arduino важливо переконатися, що в налаштуваннях середовища обрано вірну плату та порт. У середовищі Windows номер порту (COM) легко знайти через системний моніторинг обладнання, тоді як у Linux та Mac вони мають специфічні шляхи в директорії /dev/. Сучасні плати підтримують автоскидання, що робить процес прошивки повністю автоматичним після натискання кнопки завантаження. Ключову роль відіграє завантажувач – це невелика програма в пам'яті мікроконтролера, яка “слухає” вхідні дані при кожному включенні пристрою. Якщо нових даних не надходить, він запускає попередньо збережений скетч. Це усуває потребу у використанні додаткових апаратних засобів для кожної зміни коду.

*Використання зовнішніх бібліотек у середовищі Arduino.* Бібліотеки призначені для розширення функціональних можливостей програмного забезпечення, надаючи готові інструменти для взаємодії з апаратною частиною та алгоритми обробки даних. Інтеграція бібліотеки здійснюється через меню Sketch -> Import Library, після чого середовище автоматично додає директиву `#include` у заголовок скетчу. Слід враховувати, що бібліотечний код компілюється разом із основним проектом, що призводить до збільшення об'єму пам'яті МК, яку займає програма. Для оптимізації ресурсів непотрібні бібліотеки можна виключити з проекту, просто видаливши відповідний рядок `#include`. Окрім стандартного набору модулів, що постачаються разом із IDE, користувач може встановлювати сторонні рішення, зокрема шляхом імпорту ZIP-архівів (доступно з версії 1.0.5).

*Плати сторонніх виробників.* Arduino IDE дозволяє легко розширювати список підтримуваних пристроїв, додаючи описи плат від інших виробників. Для цього в робочій папці (скетчбуці) використовується каталог `hardware`. Всередині нього створюється папка з назвою виробника, куди копіюються всі необхідні ресурси: від параметрів вибору програм до файлів “бутлоадера”. Головне правило — не називати цю папку «arduino», щоб не пошкодити системні файли самої платформи. Якщо потреба в роботі з цим обладнанням зникне, підтримку можна видалити, просто видаливши папку з файлами виробника.

*Інструмент моніторингу послідовного порта.* Інструмент Serial Monitor є незамінним засобом налагодження, оскільки він дозволяє бачити “відповіді” мікроконтролера у текстовому вигляді. Користувач може не лише приймати дані, а й відправляти власні через рядок вводу. Головне – переконатися, що обрана швидкість з'єднання в нижній частині вікна збігається з налаштуваннями у коді програми. Варто пам'ятати, що при кожному запуску монітора на системах Mac і Linux плата автоматично перезавантажується, і виконання програми починається з нуля. Також існують сторонні платформи

(наприклад, Processing), які дозволяють будувати графіки або складні інтерфейси на основі даних з Arduino.

*Налаштування параметрів середовища.* Для адаптації середовища під потреби розробника використовується вікно налаштувань. У більшості операційних систем воно знаходиться в меню “Файл” (File), а для користувачів Mac – у меню “Arduino”. Якщо стандартних опцій недостатньо, можна звернутися до файлу конфігурації.

Arduino IDE – це багатомовна платформа, яка намагається підлаштуватися під користувача автоматично. На Windows та Linux програма орієнтується не на мову системи, а на налаштування регіону. Якщо потрібно змінити мову вручну, це можна зробити у вікні параметрів (поле Editor Language). Після вибору мови програму слід закрити та відкрити знову. Якщо хочемо, щоб IDE знову сама обирала мову згідно з налаштуваннями комп’ютера, достатньо вибрати пункт System Default і перезапустити програму.

Коректний вибір моделі Arduino у списку обладнання необхідний для того, щоб програма “розуміла”, для якого саме пристрою готується код. Це дозволяє правильно налаштувати частоту роботи процесора та швидкість передачі даних. Крім того, ці налаштування містять інформацію про ф’юз-біти, які записуються в пам’ять контролера разом із завантажувачем і визначають його базову поведінку. У Табл.2.2 наведено технічні характеристики та параметри конфігурування плат Arduino.

*Таблиця 2.2. Характеристики та параметри конфігурування плат Arduino*

Модель плати	Мікроконтролер	Частота	Особливості/Завантажувач
Uno/Mini (328)	ATmega328	16 МГц	Optiboot, 115200 бод
Mega 2560	ATmega2560	16 МГц	Протокол stk500v2
Leonardo	ATmega32u4	16 МГц	Вбудований USB, автоскидання
Nano	ATmega328/168	16 МГц	8 аналогових входів
LilyPad/Fio	ATmega328/168	8 МГц	Живлення 3.3В, вн. генератор (LilyPad)
BT (Bluetooth)	ATmega328/168	16 МГц	Завантажувач 4 КБ з ініціалізацією BT
NG/Older	ATmega168/8	16 МГц	Без автоскидання, довгий таймаут

## РОЗДІЛ 3

### АПАРАТНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПУЛЬСОКСИМЕТРА

Під час розробки спеціалізованого пристрою для моніторингу стану затриманих та надання допомоги постраждалим співробітниками поліції, було визначено оптимальний набір апаратних засобів. До складу системи увійшли наступні компоненти:

- Керуючий модуль: Використано мікроконтролерну платформу Arduino Micro, побудовану на базі чипа ATmega32u4, що забезпечує компактність та необхідну обчислювальну потужність.
- Сенсорний блок: Для вимірювання частоти скорочень серця та рівня кисню в артеріальній крові (SpO<sub>2</sub>) обрано інтегрований датчик MAX30100.
- Інтерфейс виведення даних: Візуалізація показників здійснюється за допомогою компактного OLED-дисплея з діагоналлю 0,96 дюйма, роздільною здатністю 128×64 пікселів та драйвером SSD1306.
- Елементи керування: Для взаємодії з пристроєм передбачено чотири тактові кнопки (двоконтактні, на чотири виводи).

#### 3.1. Огляд плати Arduino Micro на МК ATmega32u4

Платформа Arduino Micro є результатом спільної розробки команд Arduino та Adafruit, в основі якої лежить мікроконтролер ATmega32u4. Архітектура пристрою забезпечує повний набір інструментів для взаємодії з периферією: передбачено 20 універсальних цифрових портів введення-виведення. Функціонально вони розподілені так: 12 каналів можуть виступати в ролі аналогових входів, а 7 — підтримують режим широтно-імпульсної модуляції (ШИМ). Стабільну роботу системи забезпечує кварцовий генератор із тактовою частотою 16 МГц. Конструктивною особливістю є наявність інтерфейсу microUSB для програмування та живлення, роз'єму ICSP для низькорівневої прошивки, а також інтегрованої кнопки скидання (Reset).

Завдяки форм-фактору, модуль оптимізовано для використання з безпайковими макетними платами (Рис.3.1).

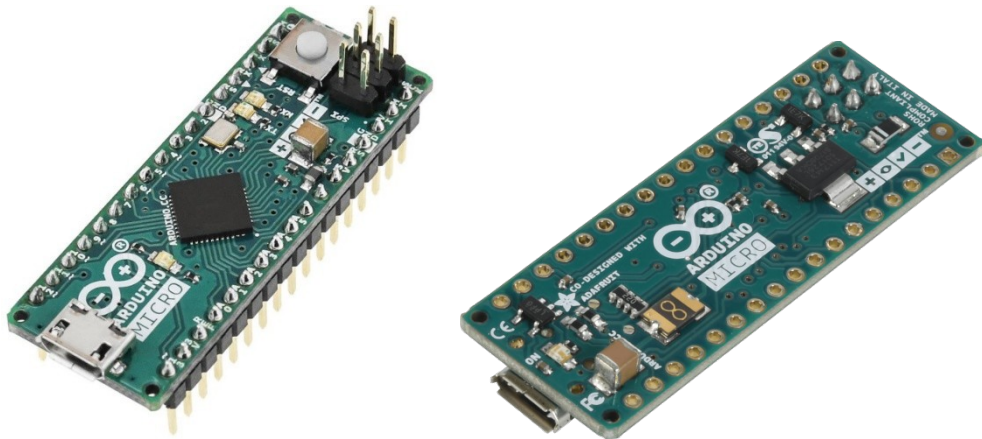


Рис. 3.1. Зовнішній вигляд контролера Arduino Micro (лицьова та тильна сторони)

Завдяки інтегрованій підтримці USB у мікроконтролері ATmega32u4, модулі Arduino Micro та Leonardo не потребують допоміжних інтерфейсних чіпів. Таке конструктивне рішення дозволяє операційній системі ідентифікувати пристрій як стандартну периферію – наприклад, клавіатуру чи мишу (HID-пристрій), або як віртуальний послідовний порт. Водночас наявність вбудованого USB-контролера зумовлює певні специфічні особливості у функціонуванні та програмному забезпеченні плати. У Табл.3.1 наведено технічні параметри модуля Arduino Micro.

Таблиця 3.1. Технічні параметри модуля Arduino Micro

Параметр	Значення
Обчислювальне ядро	ATmega32u4
Номінальна робоча напруга	5 В
Діапазон вхідної напруги (рекомендований)	7–12 В
Допустимі межі живлення (пікові)	6–20 В
Загальна кількість цифрових портів	20
Кількість каналів із підтримкою ШІМ	7
Кількість аналогових інтерфейсів	12
Граничний струм на один I/O вивід	40 мА
Навантажувальна здатність виходу 3.3 В	50 мА
Об'єм Flash-пам'яті	32 КБ (з них 4 КБ зарезервовано під bootloader)
Оперативна пам'ять (SRAM)	2,5 КБ
Енергонезалежна пам'ять (EEPROM)	1 КБ
Робоча тактова частота	16 МГц

Система живлення Arduino Micro підтримує два режими: через інтерфейс USB або від стороннього джерела з автоматичним перемиканням пріоритету. Як зовнішній ресурс (DC) можна використовувати акумулятори або блоки живлення, підключивши їх до контактів Vin та Gnd. Хоча апаратна частина витримує вхідну напругу в діапазоні 6–20 В, експлуатація при значенні нижче 7 В не рекомендується через ризик падіння напруги на внутрішніх шинах (вивід 5 В), що спричиняє збої в роботі. Водночас перевищення порогу 12 В загрожує термічним перевантаженням стабілізатора та пошкодженням модуля. Оптимальним для стабільного функціонування є діапазон 7-12 В. У Табл.3.2 наведено функціональне призначення виводів живлення плати Arduino Micro.

*Таблиця 3.2. Функціональне призначення виводів живлення Arduino Micro*

Назва виводу	Функціональна роль та характеристики
Vin	Вхідний порт для зовнішнього джерела живлення постійного струму.
5V	Основна силова шина для живлення МК та периферії. Формується внутрішнім стабілізатором або подається через USB.
3.3V	Допоміжне джерело живлення для периферійних пристроїв. Обмеження по струму – 50 мА.
Gnd	Виводи заземлення, що формують нульовий потенціал схеми.

Мікроконтролер ATmega32U4, інтегрований у плату, володіє флеш-пам'яттю об'ємом 32 КБ, причому 4 КБ із цього простору зарезервовано для функціонування завантажувача (bootloader). Для зберігання динамічних даних передбачено 2,5 КБ оперативної пам'яті (SRAM). Також доступний 1 КБ енергонезалежної пам'яті EEPROM, робота з якою в середовищі Arduino реалізується за допомогою однойменної стандартної бібліотеки.

*Цифрові інтерфейси введення-виведення:* Плата оснащена 20 цифровими портами, конфігурація яких (на вхід або вихід) здійснюється програмно за допомогою функцій `pinMode()`, `digitalWrite()` та `digitalRead()`. Логічні рівні виводів відповідають напрузі 5 В. Допустиме струмове навантаження на кожен окремий пін обмежене значенням 40 мА, що слід враховувати при підключенні зовнішніх компонентів. Крім того, кожен

вивід має інтегрований підтягувальний резистор (pull-up) номіналом 20–50 кОм, який за замовчуванням деактивовано.

*Спеціалізовані функції портів введення-виведення.* Окрім базових операцій, ряд виводів Arduino Micro має додатковий функціонал для роботи з інтерфейсами та периферією, який наведено у Табл.3.3.

Таблиця 3.3. Специфікація додаткових можливостей виводів Arduino Micro

Функція	Виводи (Піни)	Програмна підтримка/Особливості
UART (Serial1)	0 (RX), 1 (TX)	Апаратний обмін через клас Serial1
I2C/TWI	2 (SDA), 3 (SCL)	Бібліотека Wire
ШІМ (PWM)	3, 5, 6, 9, 10, 11, 13	8-бітний дозвіл (analogWrite)
Аналогові входи	A0-A11	10-бітне АЦП, діапазон 0-5В (AREF)
SPI	MISO, MOSI, SCK, SS	Виведені окремо на ICSP-роз'єм
Переривання	0, 1, 2, 3	Функція attachInterrupt()

Крім основних інтерфейсів, Arduino Micro має вивід AREF, який дозволяє точно налаштувати еталонну напругу для аналогових вимірювань через функцію `analogReference()`. Також присутній вивід Reset, необхідний для скидання мікроконтролера. Його зазвичай виводять на зовнішні кнопки в складних проектах або на платах розширення, щоб забезпечити швидке перезавантаження системи без відключення живлення.

На Рис.3.2 представлено розпіновку (pinout) плати Arduino Micro. Кожен контакт плати позначено відповідно до його основного та альтернативного призначення, включаючи канали АЦП, ШІМ-виходи та інтерфейси передачі даних (I2C, SPI, UART).

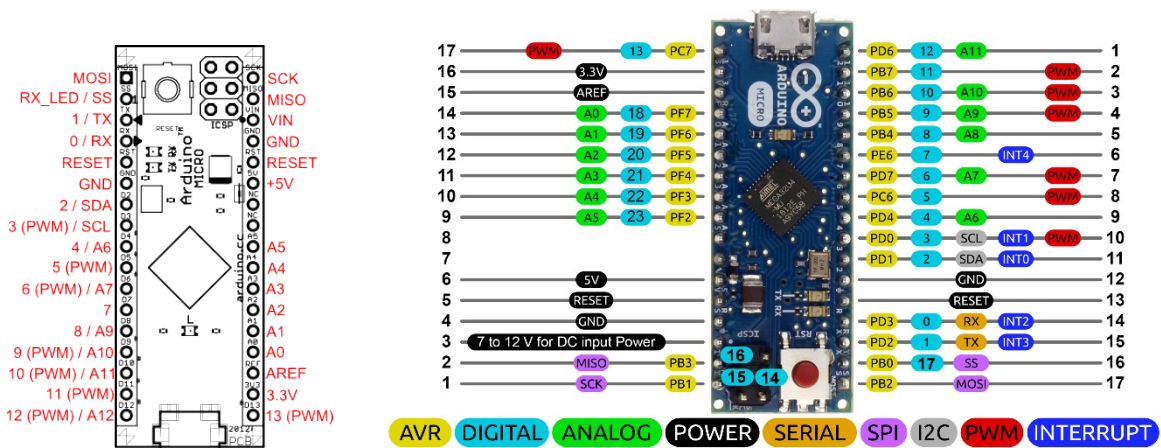


Рис. 3.2. Схема розташування та функціональна специфікація виводів  
Arduino Micro

Arduino Micro забезпечує широкий спектр комунікаційних інтерфейсів для обміну даними з ПК, іншими модулями Arduino або сторонніми мікроконтролерами. Апаратна база ATmega32u4 включає вбудований трансивер UART, що реалізує послідовне з'єднання через цифрові порти 0 (RX) та 1 (TX). Завдяки інтегрованій підтримці протоколу USB (клас CDC), пристрій ідентифікується операційною системою комп'ютера як віртуальний послідовний порт. Взаємодія здійснюється через стандартні драйвери USB-COM у режимі USB 2.0 Full Speed, що гарантує стабільну передачу інформації.

*Особливості програмної взаємодії та індикації.* Для коректної взаємодії Arduino Micro з операційною системою Windows достатньо інсталяції відповідного .inf-файлу. Стандартне середовище розробки Arduino містить утиліту (Serial Monitor), призначену для обміну текстовими повідомленнями з контролером. Візуальний контроль процесу передачі даних через USB-інтерфейс забезпечується світлодіодними індикаторами RX та TX. Варто зауважити, що ці індикатори також активуються під час апаратного обміну даними через цифрові порти 0 та 1. Крім того, за допомогою бібліотеки SoftwareSerial можливо організувати послідовне з'єднання на будь-яких довільних цифрових виводах Arduino Micro.

Апаратні ресурси мікроконтролера ATmega32U4 забезпечують повноцінну підтримку послідовних протоколів I2C (TWI) та SPI. Для спрощення взаємодії з шиною I2C у середовищі розробки передбачено стандартну бібліотеку Wire, тоді як для роботи з інтерфейсом SPI застосовується однойменна бібліотека SPI. Завдяки особливостям архітектури, плата Arduino Micro здатна емулювати стандартні HID-пристрої, такі як клавіатура чи миша. Використання спеціалізованих бібліотек Keyboard та Mouse дозволяє розробнику програмувати алгоритми керування вводом безпосередньо через мікроконтролер.

*Програмування Arduino Micro.* Для програмування платформи використовується стандартний інструментарій Arduino IDE. Процес завантаження коду спрощується завдяки наявності заводського завантажувача в чіпі ATmega32U4, що забезпечує обмін даними за протоколом AVR109 безпосередньо через USB. Це нівелює потребу у зовнішніх пристроях для запису програм. Водночас для досвідчених користувачів та специфічних задач зберігається можливість внутрішньосхемного програмування за допомогою роз'єму ICSP.

*Механізм автоматичного скидання та ініціалізації завантажувача.* Для зручності користувача в Arduino Micro реалізовано технологію автоматичного скидання. Вона базується на моніторингу швидкості COM-порту: перехід на 1200 бод слугує сигналом для перезавантаження мікроконтролера. Після цього завантажувач залишається активним упродовж 8 секунд для отримання нової прошивки. Якщо ви звикли до ручного скидання на інших платформах, зверніть увагу, що Micro найкраще працює в автоматичному режимі. Проте ручне скидання кнопкою залишається доступним як резервний метод у разі виникнення помилок зв'язку з програмним забезпеченням.

*Система захисту інтерфейсу USB.* Безпека експлуатації Arduino Micro підвищується завдяки вбудованому захисту USB-інтерфейсу. Спеціальний відновлюваний запобіжник контролює силу струму, що надходить від комп'ютера. Якщо підключена периферія починає споживати понад 500 мА (наприклад, при помилковому замиканні контактів), захисний елемент миттєво обмежує живлення. Це дозволяє уникнути виходу з ладу портів комп'ютера, створюючи надійний дублюючий механізм захисту навіть для систем, що вже мають власні контролери живлення.

*Фізичне виконання та форм-фактор Arduino Micro.* Модуль реалізовано у компактному форм-факторі з максимальною довжиною 48 мм та шириною 17,7 мм (включно з інтерфейсним роз'ємом USB). Завдяки вузькому профілю та кроку виводів, пристрій ідеально сумісний із безпайковими макетними

платами, залишаючи достатньо місця для підключення з'єднувальних дротів та периферійних компонентів.

### 3.2. Огляд сенсора кисневої сатурації та серцевого ритму MAX30100

Модуль MAX30100 являє собою інтегровану систему для пульсоксиметрії та моніторингу серцевого ритму. Конструкція сенсора включає два випромінювальні діоди та фотодетектор, що працюють у поєднанні з малошумним аналоговим інтерфейсом для точної реєстрації біометричних сигналів. Пристрій вирізняється гнучкістю живлення (діапазон 1,8-3,3 В) та наявністю функцій енергозбереження. Основними сферами експлуатації є портативні медичні прилади та мобільні системи спостереження за показниками здоров'я.



Рис. 3.3. Зовнішній вигляд модуля пульсоксиметра на базі мікросхеми MAX30100

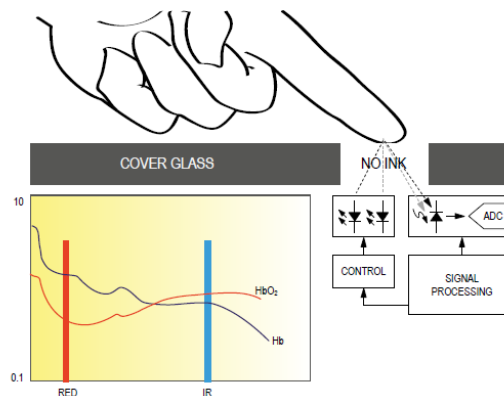


Рис.3.4. Графічне представлення внутрішньої логіки обробки сигналів у MAX30100

На Рис.3.5. показано конфігурацію виводів мікросхеми MAX30100.

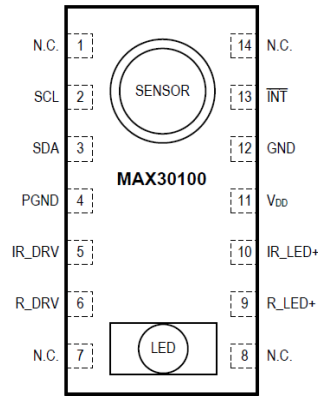


Рис. 3.5. Конфігурація виводів мікросхеми MAX30100

У Табл.3.4 описано функціональне призначення виводів мікросхеми MAX30100.

Таблиця 3.4. Функціональне призначення виводів мікросхеми MAX30100

№ виводу	Позначення	Тип та призначення
1, 7, 8, 14	N/C	Немає внутрішнього з'єднання
2	SCL	Вхід синхронізації I2C
3	SDA	Шина даних I2C
4	PGND	Заземлення драйверів LED-випромінювачів
5	IR_DRV	Катод ІЧ-діода (NC)
6	R_DRV	Катод червоного діода (NC)
9	R_LED+	Анод червоного світлодіода (Power)
10	IR_LED+	Анод ІЧ-світлодіода (Power)
11	VDD	Напруга живлення аналогових блоків
12	GND	Спільний провід (земля)
13	INT	Апаратне переривання (Open-drain)

На Рис.3.6 зображено взаємодію апаратних блоків та вузлів керування мікросхеми MAX30100.

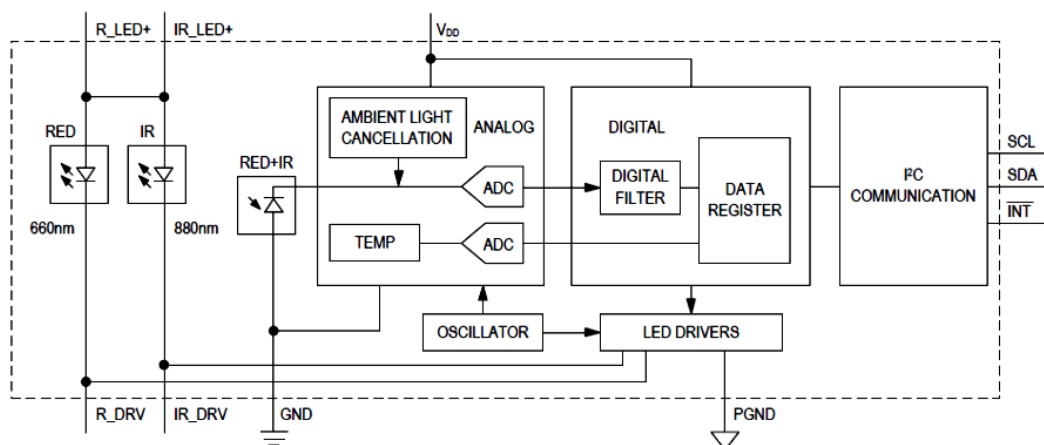


Рис. 3.6. Взаємодія апаратних блоків та вузлів керування мікросхеми MAX30100

Керування роботою MAX30100 здійснюється шляхом конфігурування його внутрішніх регістрів. Отримані цифрові значення накопичуються у буфері FIFO, розрахованому на 16 комірок. Наявність такого буфера дозволяє сенсору ефективно взаємодіяти з мікроконтролером через спільну шину, позбавляючи систему потреби у безперервному опитуванні регістрів та знижуючи навантаження на центральний процесор.

Підсистема вимірювання SpO<sub>2</sub> у MAX30100 реалізована на основі 16-бітного сигма-дельта АЦП із програмованою частотою перетворення (від 50 Гц до 1 кГц). Для підвищення стабільності показників у широкому діапазоні температур мікросхема використовує внутрішній температурний датчик, що забезпечує необхідну компенсацію похибок.

Для керування режимами вимірювання пульсу та сатурації (SpO<sub>2</sub>) у мікросхемі MAX30100 реалізовано драйвер інфрачервоного світлодіода, що працює в імпульсному режимі. Параметри драйвера піддаються гнучкому налаштуванню: силу струму випромінювачів можна змінювати в діапазоні 0–50 мА, а часовий інтервал імпульсів – від 200 мкс до 1600 мкс. Це дозволяє адаптувати роботу сенсора для досягнення максимальної точності зчитування даних. У Табл.3.5 перераховано та описано призначення внутрішніх керуючих регістрів мікросхеми MAX30100.

*Таблиця 3.5. Перелік внутрішніх керуючих регістрів мікросхеми MAX30100*

Адреса	Позначення	Функціональна роль
0x00	INT_STATUS	Статус апаратних переривань
0x01	INT_ENABLE	Керування маскою переривань
0x02–0x05	FIFO_REGS	Група регістрів керування буфером даних
0x06	MODE_CONFIG	Вибір активного режиму вимірювання
0x07	SPO2_CONFIG	Налаштування частоти дискретизації та ширини імпульсу
0x09	LED_CONFIG	Налаштування амплітуди струму ІЧ та червоного LED
0x16–0x17	TEMP_DATA	Реєстри вихідних даних температурного датчика
0xFE–0xFF	ID_REGS	Регістри ідентифікації пристрою

Архітектура MAX30100 передбачає використання п'яти джерел переривань. Скидання відповідних прапорів відбувається автоматично після звернення до регістру статусу переривань або після зчитування даних із

регістру, що ініціював запит. Зокрема, якщо підсистема SpO2 генерує переривання після завершення циклу перетворення, то звернення до регістру FIFO призведе до автоматичного обнулення відповідних бітів у регістрі статусу.

Для моніторингу стану MAX30100 використовується спеціалізований регістр переривань. Зокрема, біт EN\_A\_FULL сигналізує про необхідність зчитування буфера FIFO, щоб уникнути переповнення. Біти EN\_HR\_RDY та EN\_SpO2\_RDY інформують систему про готовність нових біометричних значень, причому ці прапорці деактивуються автоматично. Стан температурного датчика контролюється бітом EN\_TEMP\_RDY, а загальна готовність приладу до вимірювань – бітом EN\_PWR\_RDY. Усі інші розряди регістра є резервними. У Табл.3.6 наведено конфігурацію регістра дозволу переривань (Interrupt Enable).

*Таблиця 3.6. Конфігурація регістра дозволу переривань (Interrupt Enable)*

Біт	Назва	Функціональне призначення
7	EN_A_FULL	Дозвіл переривання при заповненні FIFO (залишилась 1 вільна комірка)
6	EN_TEMP_RDY	Активация сповіщення про готовність даних температурного сенсора
5	EN_HR_RDY	Дозвіл генерації переривання при готовності даних пульсометрії
4	EN_SpO2_RDY	Дозвіл генерації переривання при готовності оксиметричних даних
0	EN_PWR_RDY	Активация переривання при завершенні ініціалізації живлення
1, 2, 3	Reserved	Не використовуються (зарезервовані виробником)

Функціонування пам'яті MAX30100 базується на кільцевому буфері FIFO, робота якого координується групою спеціалізованих регістрів. Вказівник запису (FIFO\_WR\_PTR) позначає адресу для розміщення результатів майбутньої ітерації вимірювання, тоді як вказівник зчитування (FIFO\_RD\_PTR) фіксує позицію даних, що підлягають передачі на запит ведучого пристрою (МК). У разі критичної затримки зчитування, коли буфер заповнюється повністю, лічильник OVF\_COUNTER реєструє кількість втрачених пакетів. Кожна одиниця вимірювання (проба) інкапсулюється у 4-

байтний пакет, доступ до якого відкривається через регістр FIFO\_DATA. Більшість процесів оновлення вказівників виконуються апаратно, що мінімізує втручання розробника у роботу інтерфейсу. У Табл.3.7 описано функціональне призначення керуючих регістрів буфера FIFO.

Таблиця 3.7. Опис керуючих регістрів буфера FIFO (адреси 0x02-0x05)

Адреса (Hex)	Назва регістру	Функціональне призначення
0x02	FIFO_WR_PTR	Вказівник запису: визначає адресу, за якою будуть записані наступні дані у FIFO.
0x03	OVF_COUNTER	Лічильник переповнення: фіксує кількість втрачених вибірок при повному буфері.
0x04	FIFO_RD_PTR	Вказівник зчитування: вказує на адресу поточної вибірки, яку має прочитати МК.
0x05	FIFO_DATA	Регістр даних: безпосередній доступ до вмісту буфера для зчитування результатів.

Для забезпечення коректності вимірювань при ініціалізації нового циклу оксиметрії (SpO<sub>2</sub>) або пульсометрії рекомендується виконувати скидання вказівників запису (FIFO\_WR\_PTR), зчитування (FIFO\_RD\_PTR) та лічильника переповнення (OVF\_COUNTER). Це дозволяє уникнути накладання застарілих даних на нові результати. Слід зауважити, що вказівник зчитування автоматично інкрементується мікросхемою після кожної успішної транзакції передачі даних через буфер FIFO.

*Зчитування даних з буфера FIFO.* Для зчитування масиву регістрів MAX30100 використовується стандартний автоінкремент адреси I2C. Проте для роботи з буфером FIFO (0x05) цей механізм вимкнено: адресний вказівник залишається незмінним, що дозволяє вилучати всі 4 байти поточної вибірки за один сеанс зв'язку. Іншим винятком є гранична адреса 0xFF, за якою автоматичний перехід на нульову адресу не передбачений, що робить безперервне читання за межами цього регістра некоректним.

*Структура буфера FIFO.* Структура буфера обміну Буфер FIFO містить до 16 вимірювальних вибірок (проб) загальним об'ємом 64 байти. Кожна вибірка (проба) включає дані двох каналів (IR та RED), представлені у вигляді 4-байтового пакету.

- вирівнювання: лівостороннє (MSB у 15-й позиції);

- механізм доступу: вказівник адреси інкрементується автоматично після зчитування повного 4-байтового пакету;
- режим HR: структура пакету зберігається, дані RED-каналу (байти 3-4) обнуляються.

ADC RESOLUTION	IR [15]	IR [14]	IR [13]	IR [12]	IR [11]	IR [10]	IR [9]	IR [8]	IR [7]	IR [6]	IR [5]	IR [4]	IR [3]	IR [2]	IR [1]	IR [0]
16-bit																
14-bit																
12-bit																
10-bit																

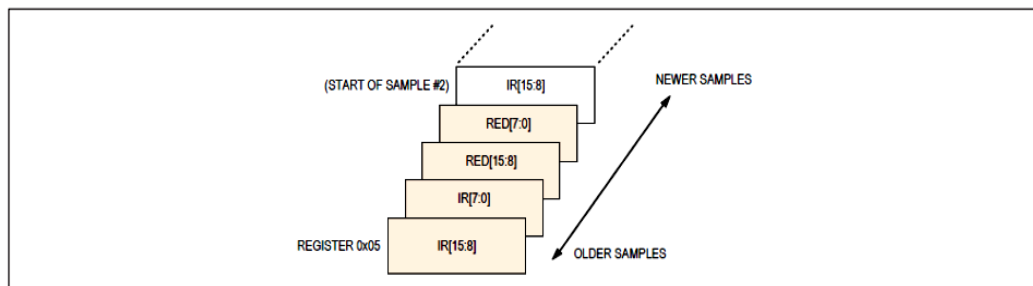


Рис. 3.7. Структура вибірки даних у реєстрі FIFO

У мікросхемі MAX30100 реалізовано динамічне керування стеком даних через систему вказівників. Автоінкремент запису та читання забезпечує безперервну циклічну роботу буфера. Можливість маніпулювання реєстром FIFO\_RD\_PTR є критично важливою для верифікації даних при нестабільному I2C-з'єднанні. Хоча програмна зміна режимів роботи сенсора супроводжується скиданням вказівників для очищення буфера від артефактів попередніх вимірювань, апаратне скидання (Reset) гарантується лише при просіданні напруги живлення нижче критичного рівня  $V_{UVLO}$ .

*Алгоритм першої транзакції: Отримання вказівника запису.* Для отримання значення FIFO\_WR\_PTR (адреса реєстра 0x02) необхідно виконати запис адреси реєстра, а потім зчитати один байт даних.

```
#include <Wire.h>
// Визначення адрес (відповідно до Табл. 3.4)
#define MAX30100_ADDRESS 0x57 // Стандартна I2C адреса сенсора
#define FIFO_WR_PTR 0x02 // Реєстр вказівника запису
#define FIFO_RD_PTR 0x04 // Реєстр вказівника зчитування
uint8_t getWritePointer() {
    uint8_t wr_ptr = 0;
    // 1. Встановлюємо вказівник на реєстр 0x02
    Wire.beginTransmission(MAX30100_ADDRESS); Wire.write(FIFO_WR_PTR);
    Wire.endTransmission(false); // Рестарт шини для читання
```

```
// 2. Запитуємо 1 байт даних
Wire.requestFrom(MAX30100_ADDRESS, 1);
if (Wire.available() {
    wr_ptr = Wire.read(); }
return wr_ptr;
}
```

*Друга транзакція масового зчитування даних FIFO.* Для отримання масиву вимірювань МК ініціює тривалу I2C-транзакцію до регістра FIFO\_DATA (0x05). Кожна вибірка складається з 4 байтів: перші два байти відповідають інфрачервоному каналу (IR), наступні два – червоному (RED). Особливістю цієї транзакції є те, що адреса регістра 0x05 залишається незмінною протягом усього циклу читання, тоді як внутрішній вказівник FIFO\_RD\_PTR інкрементується автоматично після кожного 4-байтового пакету. Це дозволяє за один сеанс зв'язку вивантажити весь вміст буфера, мінімізуючи накладні витрати на передачу службових команд.

*Третя транзакція: Корекція вказівника FIFO\_RD\_PTR (0x04).* Дана операція є умовною і виконується лише у разі потреби повторного доступу до даних. За умови штатного завершення другої транзакції (пакетного читання), внутрішня логіка MAX30100 автоматично інкрементує FIFO\_RD\_PTR, встановлюючи його на наступну доступну вибірку. У такому сценарії третя транзакція не є необхідною. Проте, якщо під час зчитування було виявлено помилку контрольної суми або збій на шині I2C, процесор ініціює запис у регістр 0x04, повертаючи вказівник на попередню позицію для проведення повторного сеансу зчитування тих самих даних. У Табл.3.8 наведено структуру регістра конфігурації режимів (MODE\_CONFIG).

*Таблиця 3.8. Структура регістра конфігурації режимів (MODE\_CONFIG, адреса 0x06)*

Біт	Назва	Значення	Опис функціонального стану
7	SHDN	0/1	Режим сну (Shutdown). 1 – вимкнення всіх вимірювань
6	RESET	0/1	Програмне скидання. 1 – повернення всіх регістрів до стану за замовчуванням
5, 4	-	0	Зарезервовано (мають бути встановлені в 0)
3	TEMP_EN	0/1	Одноразовий запуск вимірювання температури (автоскидання).
2:0	MODE	010/011	Вибір режиму: 010 – тільки пульс (HR); 011 – пульс

			та оксиметрія (SpO <sub>2</sub> )
--	--	--	-----------------------------------

У Табл.3.9 описано керування режимами вимірювання (MODE[2:0]). Для вимірювання частоти пульсу використовується режим 010, а для вимірювання сатурації (SpO<sub>2</sub>) – 011.

Таблиця 3.9. Значення бітів керування режимами вимірювання (MODE[2:0])

Бінарний код	Режим	Опис функціонування
010	Heart Rate only	Активовано лише інфрачервоний (IR) канал. Використовується для вимірювання пульсу з мінімальним споживанням енергії.
011	SpO <sub>2</sub>	Почергова активація інфрачервоного (IR) та червоного (RED) каналів. Дозволяє обчислювати рівень сатурації та пульс.
Інші комбінації	Reserved	Зарезервовано виробником. Використання не рекомендується, оскільки це може призвести до некоректної роботи АЦП.

Регістр конфігурації SpO<sub>2</sub> (0x07) дозволяє адаптувати роботу сенсора під конкретні вимоги до точності та швидкодії. Зокрема, комбінація бітів LED\_PW безпосередньо впливає на інтегруючу здатність АЦП: при мінімальній ширині імпульсу (200 мкс) роздільна здатність становить 13 біт, тоді як при максимальній (1600 мкс) вона сягає 16 біт. Параметр частоти дискретизації (SPO2\_SR) дозволяє оптимізувати обсяг даних, що надходять у FIFO, залежно від динаміки фізіологічних показників користувача. Призначення бітів регістра конфігурації SpO<sub>2</sub> (0x07) наведено у Табл.3.10.

Таблиця 3.10. Конфігурація параметрів системи SpO<sub>2</sub> (адреса 0x07)

Біт	Назва	Опис функціонального призначення
6:5	SPO2_HI_RES_EN	Дозвіл високої роздільної здатності (завжди встановл. в 1)
4:2	SPO2_SR	Налаштування частоти дискретизації (Sample Rate)
1:0	LED_PW	Керування шириною імпульсу та роздільною здатністю АЦП

Для оптимізації роботи системи та балансу між енергоспоживанням і точністю вимірювань використовується параметр частоти дискретизації (SPO2\_SR), що описано у Табл.3.11.

Таблиця 3.11. Налаштування частоти дискретизації SpO<sub>2</sub> (SPO2\_SR)

Значення бітів [4:2]	Частота дискретизації (Гц)	Кількість вимірювань за секунду
000	50 Гц	50 вибірок/с

001	100 Гц	100 вибірок/с
010	167 Гц	167 вибірок/с
011	200 Гц	200 вибірок/с
100	400 Гц	400 вибірок/с
101	600 Гц	600 вибірок/с
110	800 Гц	800 вибірок/с
111	1000 Гц	1000 вибірок/с

Регулювання тривалості імпульсу (LED\_PW) у сенсорі MAX30100 безпосередньо впливає на метрологічні характеристики системи. Оскільки АЦП пристрою працює за принципом інтегрування, довший час роботи світлодіода дозволяє системі “зібрати” більше фотонів, що автоматично підвищує розрядність оцифрованого значення. У Табл.3.12 наведено управління тривалістю імпульсів світлодіодів.

*Таблиця 3.12. Керування тривалістю імпульсу світлодіодів та роздільною здатністю АЦП*

Значення бітів [1:0]	Тривалість імпульсу LED ( $\mu$ s)	Роздільна здатність АЦП (біт)
00	200 $\mu$ s	13 біт
01	400 $\mu$ s	14 біт
10	800 $\mu$ s	15 біт
11	1600 $\mu$ s	16 біт

Регістр LED\_CONFIG (0x09) забезпечує незалежне регулювання яскравості обох світлодіодів. Кожен канал (RED та IR) має 4-бітну роздільну здатність, що дозволяє обрати один із 16 рівнів струму. Правильне налаштування амплітуди струму є критичним для запобігання насиченню фотодіода. У Табл.3.13 наведено управління рівнем струму світлодіодів.

*Таблиця 3.13. Конфігурація струму світлодіодів (LED\_CONFIG, адреса 0x09)*

Біт	Назва	Функціональне призначення
7:4	RED_PA	Керування амплітудою струму червоного світлодіода (RED LED)
3:0	IR_PA	Керування амплітудою струму інфрачервоного світлодіода (IR LED)

Параметри RED\_PA[7:4] для RED- та IR\_PA[3:0] для IR-світлодіодів визначають реальну силу струму, що проходить через світлодіоди, і є критичними для налаштування пристрою під різні типи шкіри та умови вимірювання.

Таблиця 3.14. Значення струму світлодіодів (RED\_PA та IR\_PA)

Код (Hex)	Код (Binary)	Типове значення струму (мА)
0x0	0000	0,0 мА
0x1	0001	4,4 мА
0x2	0010	7,6 мА
0x3	0011	11,0 мА
0x4	0100	14,2 мА
0x5	0101	17,4 мА
0x6	0110	20,8 мА
0x7	0111	24,0 мА
0x8	1000	27,1 мА
0xC	1100	40,2 мА
0xF	1111	50,0 мА

Мікросхема MAX30100 обладнана вбудованим температурним датчиком, який використовується для компенсації температурної залежності параметрів  $\text{SpO}_2$ . Дані про температуру зберігаються у двох регістрах обсягом по одному байту кожен (Табл.3.13). По адресі (0x16) знаходиться ціле значення температури ( $T_{int}$ ), а по адресу (0x17) – дробова частина ( $T_{frac}$ ) (Табл.3.14, 3.15). Дробова частина має роздільну здатність  $0,0625^\circ\text{C}$  на одиницю молодшого розряду (LSB). Для отримання значення реальної температури ( $T_{real}$ ) у градусах Цельсія використовується наступна формула:

$$T_{real} = T_{int} + (T_{frac} \times 0,0625) \quad (3.1)$$

Таблиця 3.15. Регістри даних температурного датчика (0x16 – 0x17)

Адреса	Назва	Опис вмісту	Формат даних
0x16	TEMP_INTEGER	Ціла частина значення температури	Знакове ціле (2's complement)
0x17	TEMP_FRACTION	Дробова частина значення температури	Крок $0,0625^\circ\text{C}$ (4 біти)

Таблиця 3.16. Відповідність між кодом регістра 0x16 та цілим значенням температури

Значення регістра (Hex)	Значення регістра (Binary)	Десяткове значення ( $T_{int}$ )
0x7F	0111 1111	+127 °C
0x64	0110 0100	+100 °C
0x19	0001 1001	+25 °C
0x01	0000 0001	+1 °C
0x00	0000 0000	0 °C

0xFF	1111 1111	-1 °C
0xFE	1111 1110	-2 °C
0xF0	1111 0000	-16 °C
0xD8	1101 1000	-40 °C
0x80	1000 0000	-128 °C

*Таблиця 3.17. Приклади формування значень температури з урахуванням дробової частини*

Ціла частина (0x16)	Дробова частина (0x17)	Розрахунок	Реальна температура
0x19 (+25)	0x1 (1×0,0625)	25+0,0625	+25,0625 °C
0x00 (0)	0x8 (8×0,0625)	0+0,5	+0,5 °C
0xFF (-1)	0x4 (4×0,0625)	-1+0,25	-0,75 °C
0xD8 (-40)	0xC (12×0,0625)	-40+0,75	-39,25 °C
0x80 (-128)	0x8 (8×0,0625)	-128+0,5	-127,5 °C

Мікросхема MAX30100 оснащена 16-бітним АЦП сигма-дельта типу. Користувач може регулювати темп зняття показників у межах 50–1000 Гц. Ключовим фактором тут є взаємозв'язок між шириною імпульсу та точністю: якщо за 200 мкс досягається роздільна здатність 13 біт (із частотою до 1000 проб/с), то при розширенні імпульсу до 1600 мкс швидкість роботи падає до 10–50 проб/с. У режимі SpO2 працюють обидва світлодіоди (Червоний та ІЧ). Через необхідність послідовного включення двох випромінювачів у кожному циклі вимірювання, часові обмеження є найбільш жорсткими (Табл.3.18).

*Таблиця 3.18. Дозволені налаштування для режиму SpO2*

Тривалість імпульсу (LED_PW), мкс	Роздільна здатність АЦП, біт	Дозволена частота дискретизації (SPO2_SR), Гц
200	13	50, 100, 167, 200, 400, 600, 800, 1000
400	14	50, 100, 167, 200, 400, 600, 800, 1000
800	15	50, 100, 167, 200, 400, 600
1600	16	50, 100

У режимі пульсометрії активний лише інфрачервоний світлодіод. Це звільняє часовий ресурс усередині циклу дискретизації, дозволяючи використовувати вищі частоти при більшій ширині імпульсу.

*Таблиця 3.19. Дозволені налаштування для режиму серцевого ритму (HR)*

Тривалість імпульсу (LED_PW), мкс	Роздільна здатність АЦП, біт	Дозволена частота дискретизації (SPO2_SR), Гц
200	13	50, 100, 167, 200, 400, 600, 800, 1000
400	14	50, 100, 167, 200, 400, 600, 800, 1000
800	15	50, 100, 167, 200, 400, 600, 800, 1000

1600	16	50, 100, 167, 200, 400, 600, 800, 1000
------	----	--

*Режим низького енергоспоживання (Heart Rate Mode).* Переведення сенсора MAX30100 у режим вимірювання пульсу ініціює вимкнення червоного світлодіода. Оптичні дані знімаються лише в ІЧ-спектрі, що забезпечує достатню точність для визначення ЧСС при одночасному заощадженні ресурсу джерела живлення. Економічний ефект досягається за рахунок: відсутності імпульсів струму через RED LED (до 50 мА у піку); зменшення навантаження на обчислювальне ядро сенсора; зниження обсягу даних, що передаються по шині I2C. Детальні показники енергоспоживання залежно від обраної частоти дискретизації та ширини імпульсу наведено в таблицях характеристик нижче.

*Таблиця 3.20. Режим SpO2: Середній струм цифрової частини  $I_{DD}$  (мкА).*

*Параметри: RED\_PA=0x3, IR\_PA=0x3*

Частота (Гц)\LED_PW	200 мкс	400 мкс	800 мкс	1600 мкс
50	400	400	410	420
100	410	420	440	470
200	440	470	500	-
600	600	700	-	-

*Таблиця 3.21. Режим SpO2: Середній струм світлодіодів  $I_{LED}$  (мА)*

*Параметри: RED\_PA=0x3, IR\_PA=0x3*

Частота (Гц)\LED_PW	200 мкс	400 мкс	800 мкс	1600 мкс
50	0,2	0,4	0,8	1,7
100	0,4	0,8	1,7	3,3
200	0,8	1,7	3,3	-
600	2,4	4,8	-	-

*Таблиця 3.22. Режим HR (Серцевий ритм): Середній струм  $I_{DD}$  (мкА)*

*Параметри: IR\_PA=0x3 (червоний світлодіод вимкнено)*

Частота (Гц)\LED_PW	200 мкс	400 мкс	800 мкс	1600 мкс
50	400	400	400	410
100	400	410	420	430
200	420	430	440	480
600	500	550	660	850

*Таблиця 3.23. Режим HR: Середній струм світлодіода  $I_{LED}$  (мА)*

*Параметри: IR\_PA=0x3*

Частота (Гц)\LED_PW	200 мкс	400 мкс	800 мкс	1600 мкс
50	0,1	0,2	0,4	0,8
100	0,2	0,4	0,8	1,7
200	0,4	0,8	1,7	3,3
600	1,2	2,4	4,8	10,0

*Організація апаратних переривань та обробка даних.* Для роботи зовнішнього переривання використовується логічний нуль, при цьому вивід необхідно підтягнути до шини живлення (+5 В) через резистор 4,7 кОм. Завдяки наявності буфера FIFO на 16 значень, МК; може зчитувати дані пакетами, що знижує навантаження на систему. Дані про температуру є критичними лише для обчислення SpO<sub>2</sub>, тому їх оновлення достатньо проводити раз на 1-2 секунди. У режимі звичайного пульсометра температурна компенсація не потрібна.

*Термокомпенсація вимірювального тракту.* Для забезпечення високої точності вимірювання SpO<sub>2</sub> в умовах змінних температур необхідно впроваджувати алгоритм корекції амплітуди струму. Це пов'язано з тим, що при нагріванні квантова ефективність напівпровідникового кристала падає, що візуально відображається як зменшення амплітуди фотоплетизмограми.

*Таблиця 3.24. Корекція струму червоного світлодіода (RED\_PA) залежно від температури*

Діапазон температури, °С	Значення регістра 0x09 (bits 7:4)	Номинальний струм, мА	Вплив на вимірювання
<25	0x2 (0010)	7,6	Базовий рівень для низьких температур
25...45	0x3 (0011)	11,0	Стандартний режим (номинальна яскравість)
45...60	0x4 (0100)	14,2	Компенсація термічного падіння потужності
>60	0x5 (0101)	17,4	Максимальна корекція при інтенсивному нагріві

У режимі SpO<sub>2</sub> один повний цикл вимірювання складається з активації обох світлодіодів по черзі (Табл.3.25). Це необхідно для отримання даних про поглинання світла різної довжини хвилі.

*Таблиця 3.25. Послідовність подій у режимі SpO<sub>2</sub> (двоканальний режим)*

Крок	Подія	Стан	Опис процесу

1	Експозиція IR	IR LED: ON	Активація інфрачервоного світлодіода на час LED_PW
2	Оцифрування IR	ADC: Active	АЦП інтегрує сигнал від фотодіода (ІЧ-канал)
3	Пауза (Dead time)	LEDs: OFF	Короткий інтервал для виключення взаємного впливу каналів.
4	Експозиція RED	RED LED: ON	Активація червоного світлодіода на час LED_PW
5	Оцифрування RED	ADC: Active	АЦП інтегрує сигнал від фотодіода (червоний канал).
6	Запис у FIFO	-	Дані (4 байти: 2 IR + 2 RED) записуються в буфер.
7	Переривання (опц.)	INT: Low	Якщо FIFO заповнено до порогу, генерується сигнал для МК.

У режимі серцевого ритму (HR) цикл значно спрощується, оскільки червоний світлодіод залишається вимкненим (Табл.3.26). Це дозволяє економити енергію та проводити заміри швидше.

Таблиця 3.26. Послідовність подій у режимі серцевого ритму

Крок	Подія	Стан активності	Опис процесу
1	Експозиція IR	IR LED: ON	Активація інфрачервоного світлодіода на час LED_PW
2	Оцифрування IR	ADC: Active	АЦП інтегрує сигнал від фотодіода
3	Опрацювання	-	Внутрішня логіка готує дані до запису
4	Запис у FIFO	-	Дані (2 байти IR) записуються в буфер
5	Очікування	Sleep	Сенсор переходить у стан низького споживання до наступного циклу

Взаємодія МК з MAX30100 реалізована через двопровідний інтерфейс I2C, що складається з ліній передачі даних (SDA) та тактування (SCL).

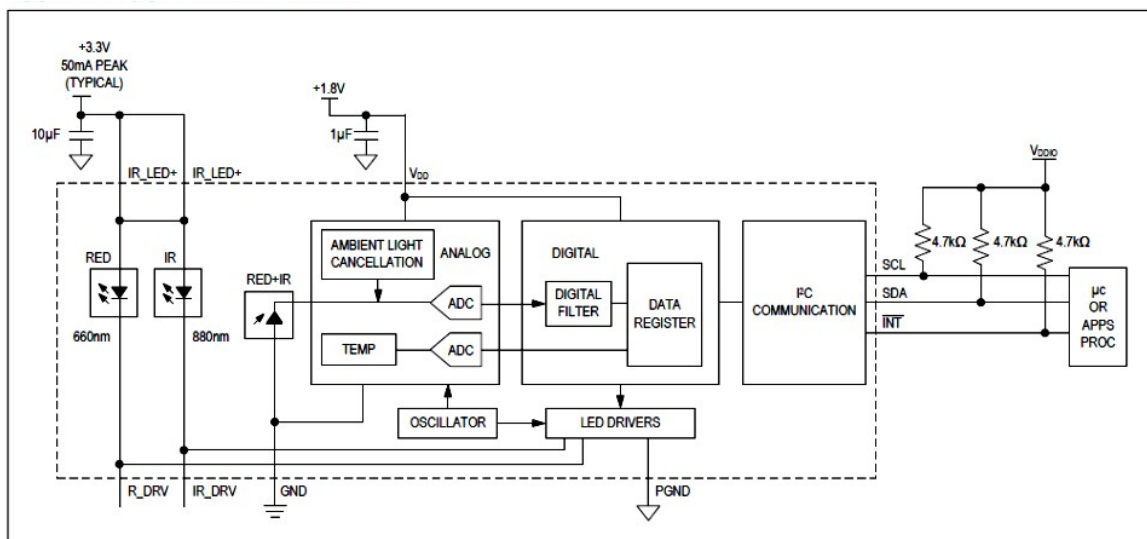


Рис. 3.8. Схема підключення мікросхеми MAX30100 до МК

Протокол I2C MAX30100 підтримує швидкість обміну до 400 кГц. Ведучим пристроєм (Master) завжди виступає МК, який ініціює сеанс зв'язку за допомогою умов START (S) або REPEATED START (Sr) та завершує його умовою STOP (P). Передача інформації здійснюється 8-бітними словами, кожне з яких підтверджується дев'ятим імпульсом АСК. Важливою умовою стабільності зв'язку є незмінність рівня на лінії SDA під час високої фази SCL; будь-яка зміна стану SDA при логічній одиниці на SCL інтерпретується системою як керуючий сигнал.

### **3.3. Огляд модуля OLED-дисплею на базі драйвера SSD1306**

На сучасному ринку електроніки значного поширення набули малогабаритні модулі, виготовлені за технологією OLED (Organic Light-Emitting Diode). Конструктивна специфіка таких екранів полягає у використанні масиву органічних світлодіодів, які є самовипромінювальними елементами. На відміну від РК-панелей (LCD), вони не потребують додаткового блоку фонових підсвічування. Ця особливість забезпечує OLED-матрицям суттєві переваги: виняткову контрастність, максимально широкі кути огляду та низький рівень енергоспоживання. Проте існують і певні обмеження, зокрема вища вартість порівняно з базовими LCD та схильність органічних компонентів до деградації (обмежений термін служби). Водночас за ціновим критерієм вони є доступнішими, ніж повноколірні TFT-рішення. OLED-дисплей представляє собою сукупність окремо керованих пікселів. Можливість повного вимкнення кожного світлодіода забезпечує ідеально чорний фон, на якому інформація виглядає максимально розбірливо. Матрична конфігурація підтримує відображення будь-якої растрової графіки – від простих символів до деталізованих аватарів. У розробці портативної електроніки на базі мікроконтролерів OLED-технологія є надзвичайно ефективною, оскільки дозволяє інтегрувати інформативний інтерфейс у пристрої з обмеженим внутрішнім простором.



Рис. 3.9. Зовнішній вигляд та конфігурація OLED-модуля з роздільною здатністю 128×64 точок під керуванням драйвера SSD1306

Наведений на Рис. 3.9 модуль є графічним OLED-екраном з роздільною здатністю 128×64 точок, інтегрованим із контролером SSD1306. Апаратний інтерфейс реалізовано через 7-піновий роз'єм, що підтримує передачу даних за протоколом SPI (лінії SCK, SDA, CS, DC, RES та живлення). Характерною рисою пристрою є його зонна монохромність: верхня частина матриці (16 пікселів заввишки) має жовте світіння, тоді як решта 48 рядків – блакитне. Для ідентифікації типу матриці виробники використовують кольорове маркування: червона наклейка вказує на двоколірну (жовто-блакитну) модель, а зелена – на повноколірну версію. Технічні параметри OLED-дисплея SSD1306 наведено у Табл.3.27.

Таблиця 3.27. Технічні параметри OLED-дисплея SSD1306

Параметр	Значення
Керуючий чіп	SSD1306
Комунікаційні протоколи	I2C, 3-х та 4-провідний SPI
Живлення та логічні рівні	3,3 В
Роздільна здатність матриці	128× 64 пікселів
Діагональ екрана	0,96 дюйма
Колірна гама	Двоколірна (жовтий та синій сегменти)
Оглядовість	Понад 160°
Габаритні розміри модуля	33×33,5 мм
Температурний режим роботи	від -20 °С до +70 °С

У Табл.3.28 наведено детальний опис функціонального призначення кожного контакту 8-пінового OLED-модуля.

Таблиця 3.28. Конфігурація виводів OLED-модуля SSD1306

№	Назва	Тип	Опис функціоналу
1	VCC	Живлення	Вхідна напруга (діапазон від 3,3 В до 5 В)
2	GND	Живлення	Спільний вивід (земля)

3	NC	-	Не підключено (No Connection)
4	DIN (SDA)	Вхід	Лінія послідовних даних для інтерфейсу SPI/I2C
5	CLK (SCL)	Вхід	Шина тактових сигналів
6	CS	Вхід	Вибір пристрою на шині (активується низьким рівнем)
7	D/C	Вхід	Перемикач режимів: “0” – команда, “1” – дані
8	RES	Вхід	Апаратне скидання контролера (активний низький рівень)

У сучасних проектах на базі Arduino найчастіше зустрічаються компактні OLED-дисплеї з діагоналлю 0,96 дюйма. Хоча на ринку представлені варіанти 128×32 та 128×64, саме останні є найбільш затребуваними, особливо у парі з драйвером SSD1306. Обрана для проекту модель цікава своїм двоколірним виконанням: інформація у верхній частині екрана (16 рядків) відображається жовтим кольором, а в основній зоні — світло-блакитним. Швидка передача даних забезпечується завдяки використанню SPI-протоколу. У Табл.3.29 наведено налаштування виводів вибору інтерфейсу та відповідність інформаційних ліній для різних протоколів зв'язку.

*Таблиця 3.29. Режими налаштування інтерфейсу керування*

Протокол передачі даних	Стан перемикачів (BS0/BS1)	Лінія даних (Data)	Тактування (Clock)
3-wire SPI	1/0	MOSI	SCLK
4-wire SPI	0/0	MOSI	SCLK
I2C	0/1	SDA	SCL

Комутація OLED-індикатора з контролером Arduino Micro (протокол SPI) виконується за схемою:

- MOSI/SCK: підключення до ліній Data та Clk відповідно.
- Control Pins: вивід D/C під'єднано до D6, Reset (RES) – до D8, а Chip Select (CS) – до D7 (або D5).
- Power: лінія живлення (3V3) підключається до джерела 3-5В, лінія GND – до загальної шини живлення.

### **3.4. Комп'ютерне проектування цифрового пульсоксиметра в Proteus**

Проектований пульсоксиметр, призначений для оперативної оцінки фізичного стану затриманих осіб та постраждалих, повинен забезпечувати моніторинг показників сатурації ( $SpO_2$  у відсотках) та частоти серцевих скорочень (у ударах за хвилину, bpm). Функціонал пристрою передбачає візуалізацію вимірних даних та побудову графіків у режимі реального часу на двоколірному OLED-індикаторі діагоналю 0,96 дюйма (128×64 точок, драйвер SSD1306). На Рис. 3.10 представлена архітектура розробленого цифрового пульсоксиметра, яка об'єднує апаратну та програмну складові. Технічна частина пристрою реалізована на базі мікроконтролера ATmega32u4 (платформа Arduino Micro). Для зняття біометричних показників використано спеціалізований сенсор MAX30100, що вимірює рівень сатурації та частоту серцевих скорочень. Візуалізація результатів, графічного меню та сервісних повідомлень здійснюється за допомогою двоколірного OLED-модуля з роздільною здатністю 128×64 точок (драйвер SSD1306).

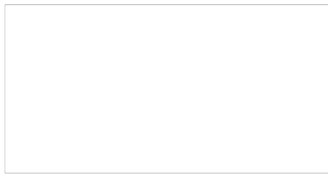


Рис. 3.10. Архітектура цифрового пульсоксиметра (схема взаємодії основних вузлів: МК Arduino, датчик MAX30100, OLED-дисплей)

Обчислювальне ядро системи на базі мікроконтролера ATmega32u4 здійснює циклічне опитування сенсора MAX30100 та програмну обробку отриманих біометричних сигналів. Після дешифрації даних показники артеріальної сатурації та частоти серцевих скорочень передаються на графічний OLED-індикатор (SSD1306, роздільна здатність 128×64 точок), який завдяки своїй двоколірній структурі забезпечує наочне представлення результатів вимірювання.

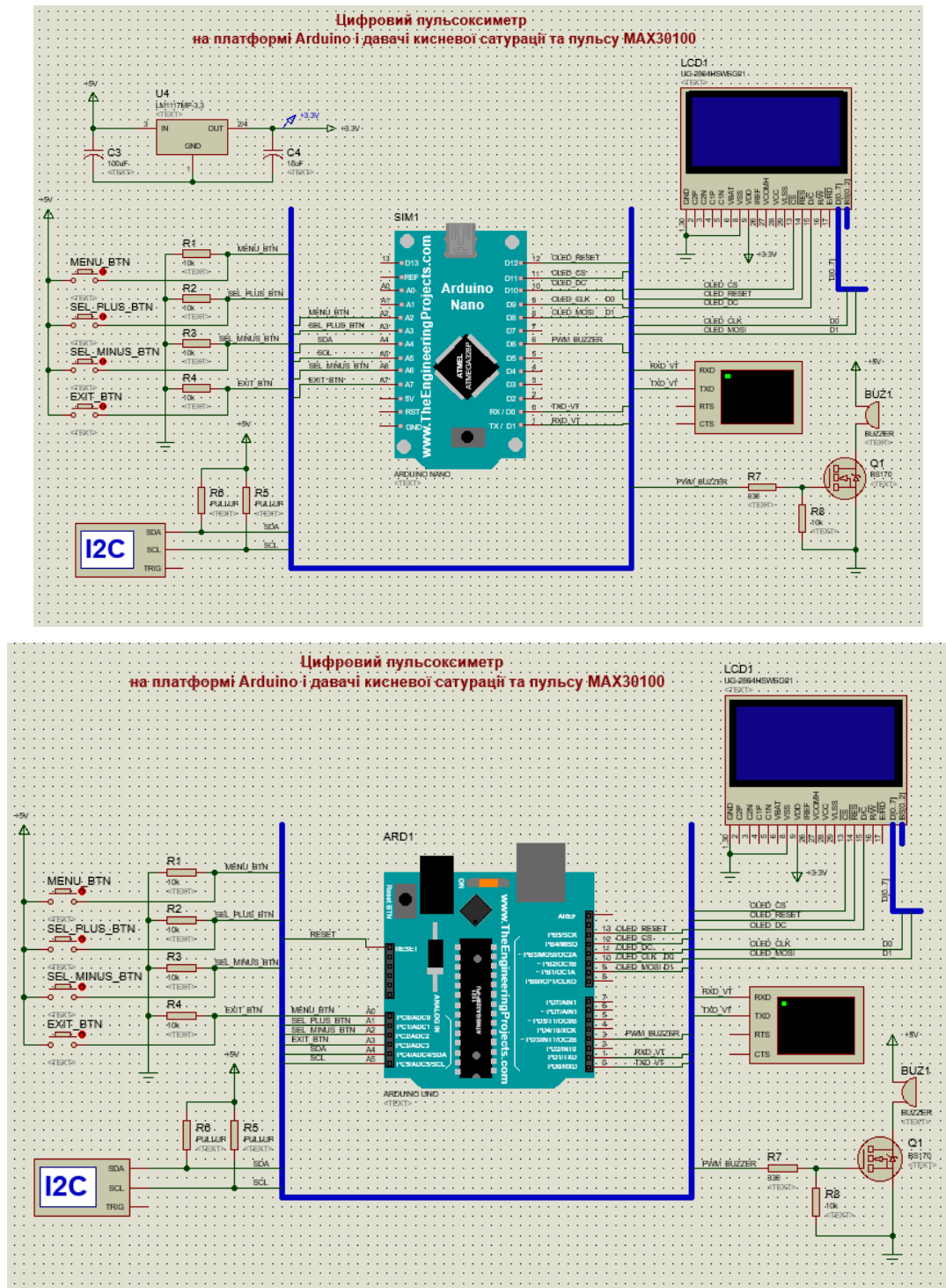


Рис. 3.11. Схемотехнічна модель пульсоксиметра в середовищі Proteus

На Рис. 3.11 представлено результати проектування апаратної частини цифрового пульсоксиметра в середовищі Proteus. Інтеграція сенсора MAX30100 з обчислювальною платформою здійснюється через послідовну шину I2C. У випадку використання Arduino Micro (МК ATmega32u4) лінія синхронізації (SCL) підключається до цифрового виводу 3 (PD0), а лінія даних (SDA) – до виводу 2 (PD1). Для порівняння, при реалізації системи на базі

Arduino Uno (МК ATmega328P), обмін даними за протоколом I2C відбувається через аналогові входи A5 (SCL/PC5) та A4 (SDA/PC4), що відповідають 19-му та 18-му пінам у середовищі проектування.

При моделюванні системи на базі Arduino Nano встановлено, що обмін даними з датчиком MAX30100 здійснюється за допомогою апаратних виводів шини I2C. Зокрема, лінію тактування (SCL) підключено до 19-го піна контролера (аналоговий вхід A5/PC5), а лінію передачі даних (SDA) – до 18-го піна (аналоговий вхід A4/PC4). Для відображення даних у проекті використано OLED-модуль (128×64 пікселі) під керуванням драйвера SSD1306. Взаємодія з МК здійснюється через трьохпровідний інтерфейс SPI. При використанні платформи Arduino Micro конфігурація керуючих сигналів (Data/Command, Chip Select та Reset) задається на програмному рівні. Для інших платформ, таких як Arduino Uno та Arduino Nano, у моделі Proteus застосовано програмну або альтернативну розпіновку шини SPI. Зокрема, для Uno лініям передачі даних (MOSI) та синхронізації (CLK) призначено піни 9 та 10 відповідно. У моделі на базі Nano використано зміщену схему підключення, де керуючі виводи починаються з 8-го цифрового піна. Комунікація між мікроконтролером Arduino Micro та OLED-модулем реалізована через апаратну шину SPI. Лінія тактування дисплея (SCK) з'єднана з 15-м піном плати (порт PB1), а вхід даних (MOSI) – з 14-м піном (порт PB2). Хоча дисплей працює переважно на приймання, лінія MISO відповідає 16-му піну (PB3), а сигнал SS – 17-му піну (PB0).

Для керування логікою роботи драйвера використані цифрові виходи: вибір режиму “дані/команди” (D/C) підключено до піна 6 (PD7), а сигнал скидання (RES) – до піна 8 (PB4). Активація модуля здійснюється через пін CS (Chip Select), з'єднаний із 5-м піном (PC6) Arduino Micro; низький логічний рівень на цій лінії переводить дисплей у робочий стан. Живлення забезпечується шляхом підключення виводів VCC та GND до відповідних шин 5V та заземлення мікроконтролера. Для взаємодії з інтерфейсом користувача в пристрої задіяно 4 тактові кнопки, підключені до цифрових портів Arduino

Micro. Клавiша входу до основного меню (MENU\_SELECT) комутується з піном 7 (порт PE6). Навігація та корегування значень здійснюються кнопками UP (пін 19, порт PF6) та DOWN (пін 20, порт PF5). Повернення до основного режиму моніторингу виконується за допомогою кнопки EXIT, яка під'єднана до піна 21 (порт PF4) МК. При реалізації моделі на базі Arduino Uno схема підключення органів керування зазнала певних змін. Кнопку виклику головного меню (MENU\_SELECT) під'єднано до цифрового піна 2, який підтримує зовнішні переривання (PD2/INT0). Кнопки навігації UP (збільшення) та DOWN (зменшення) підключені до аналогових входів A1 (PC1) та A2 (PC2) відповідно. Кнопка EXIT, що відповідає за повернення до режиму моніторингу, задіяна на пині A3 (PC3).

## РОЗДІЛ 4

### ПРОГРАМНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

#### ПУЛЬСОКСИМЕТРА

#### 4.1. Розроблення алгоритму роботи МК-системи пульсоксиметрії

На Рис.4.1 представлено блок-схему алгоритму роботи цифрового пульсоксиметра, реалізованого на базі мікроконтролера ATmega32u4 (платформа Arduino). На початковому етапі виконання програми здійснюється конфігурування системних ресурсів мікроконтролера ATmega32u4. Алгоритм передбачає ініціалізацію периферійних модулів, перевірку готовності сенсора MAX30100 до роботи, а також завантаження стартових налаштувань графічного інтерфейсу OLED-дисплея.

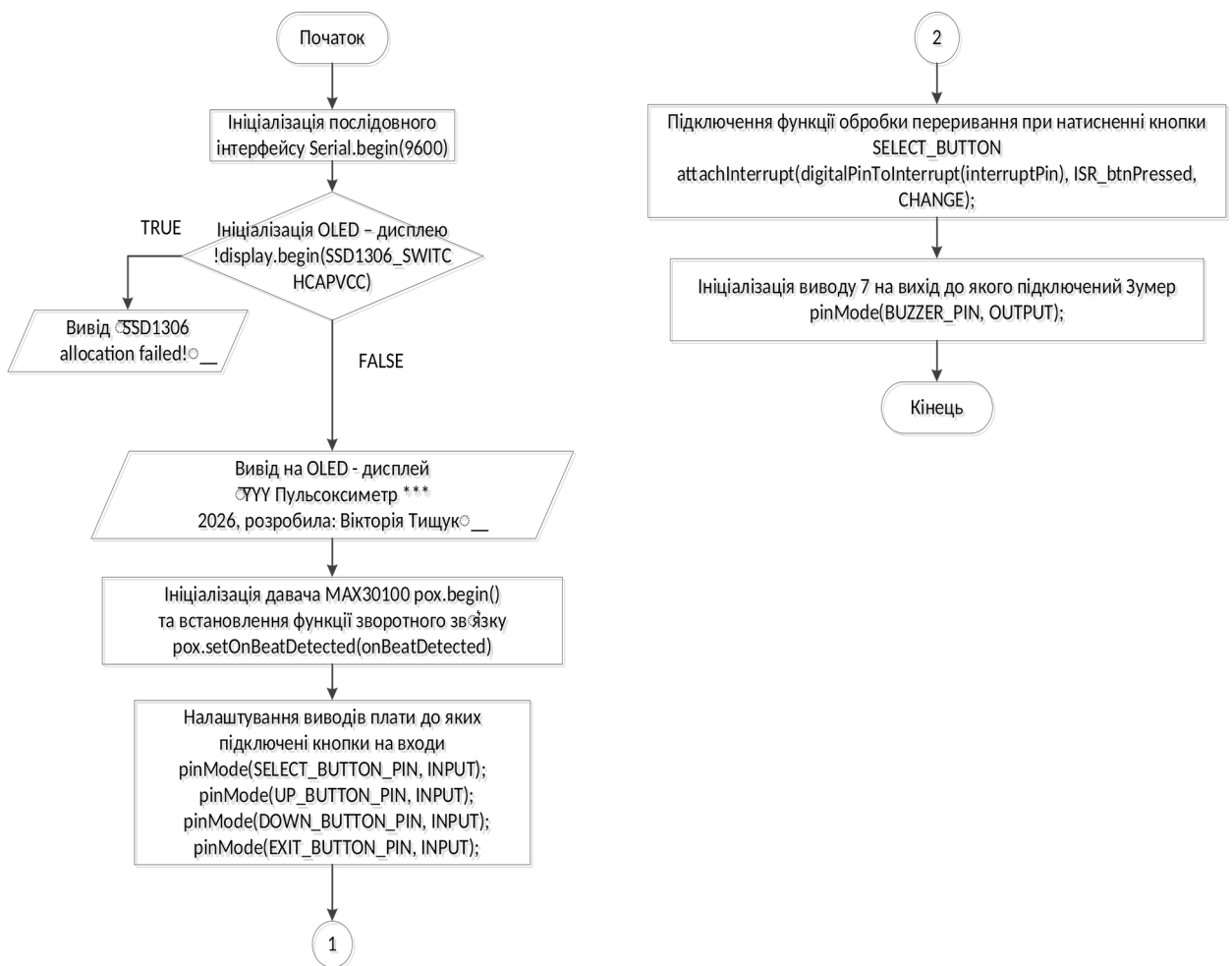


Рис. 4.1. Алгоритм процедури ініціалізації та самодіагностики цифрового пульсоксиметра.



Рис. 4.2. Логічна структура циклу обробки біометричних сигналів  $SpO_2$  та ЧСС

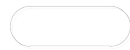


Рис. 4.3. Логіка роботи підпрограми `averageValuesCalculation` обчислення середніх значень пульсу та рівня  $SpO_2$

Процес функціонування пульсоксиметра розпочинається з виконання вбудованого програмного забезпечення (прошивки), збереженого в незалежній флеш-пам'яті мікроконтролера. На початковому етапі здійснюється ініціалізація внутрішніх змінних та конфігурація параметрів графічного інтерфейсу. Зокрема, задаються константи роздільної здатності OLED-дисплея (`SCREEN_WIDTH = 128` та `SCREEN_HEIGHT = 64` пікселів). Взаємодія з дисплейним модулем через апаратний інтерфейс SPI реалізується шляхом визначення відповідних керуючих пінів платформи Arduino Micro (`OLED_DC`, `OLED_CS`, `OLED_RESET`). Для програмного керування візуалізацією створюється екземпляр `display` класу `Adafruit_SSD1306`. Паралельно ініціалізується об'єкт `menu` класу `MenuOperation`, який відповідає за логіку побудови та обробки користувацького меню пристрою.

На наступному етапі програмної реалізації визначено конфігурацію портів введення-виведення та ініціалізовано ключові змінні системи. Для управління інтерфейсом користувача задіяно чотири цифрові входи (`SELECT_BUTTON_PIN`, `UP_BUTTON_PIN`, `DOWN_BUTTON_PIN`, `EXIT_BUTTON_PIN`), що відповідають за навігацію та вихід з інженерного меню. Звукова індикація подій реалізована через вивід `BUZZER_PIN`.

Математичний апарат обробки сигналів базується на використанні фільтрації (коефіцієнт `filter_weight`) та накопиченні вибірки з `numberOfSamples` замірів. Для стабілізації показників і виключення випадкових похибок у пам'яті резервуються змінні для збереження середніх значень частоти серцевих скорочень (`average_beat`) та рівня сатурації (`average_SpO2`). Стан системи контролюється за допомогою логічних прапорців ініціалізації, процесу обчислень та активації зумера. Візуалізація пульсової хвилі на графічному дисплеї забезпечується через відстеження поточних та попередніх координат графіка (`x`, `lastx`, `lasty`).

У головній функції конфігурування `setup()` здійснюється первинна ініціалізація апаратних ресурсів пристрою. Перш за все, встановлюється зв'язок із послідовним інтерфейсом (UART) на швидкості 9600 бод для

забезпечення можливості налагодження системи. Далі виконується ініціалізація графічного модуля за допомогою методу `begin()` об'єкта `display` (клас `Adafruit_SSD1306`). У програмі передбачено перевірку коректності підключення: якщо контролеру `SSD1306` не вдається виділити необхідний обсяг динамічної пам'яті для буфера екрана, у послідовний порт виводиться повідомлення про помилку, а виконання програми зупиняється у нескінченному циклі.

Після успішної ініціалізації апаратної частини алгоритм передбачає виведення заставки з інформацією про назву пристрою та його автора. Процедура візуалізації включає очищення буфера дисплея методом `clearDisplay()` та налаштування параметрів шрифту. Для коректного відображення кирилических символів у текстових рядках використано функцію декодування `utf8cyr()`. Інформаційний блок, що містить назву проєкту ("Пульсоксиметр") та дані розробника, залишається на екрані протягом 3 секунд завдяки функції затримки `delay(3000)`, що забезпечує достатній час для ознайомлення з даними при старті системи.

Після завершення візуалізації заставки програма переходить до конфігурування вимірювального модуля. За допомогою методу `roh.begin()` ініціалізується сенсор `MAX30100`. Для забезпечення оперативної реакції системи на кожне серцеве скорочення реєструється функція зворотного виклику (callback) – `onBeatDetected`. Це дозволяє програмі автоматично виконувати визначений алгоритм дій (наприклад, подачу звукового сигналу чи оновлення графіка) у момент виявлення пульсової хвилі.

На завершальному етапі функції `setup()` виконується конфігурування портів введення-виведення для периферійних пристроїв. Чотири цифрові піни, до яких підключені кнопки керування інтерфейсом, переведені в режим входів (`INPUT`). Для забезпечення миттєвої реакції системи на дії користувача реалізовано механізм апаратних переривань: за допомогою функції `attachInterrupt()` до відповідного піна прив'язаний обробник

`ISR_btnPressed`. Переривання налаштоване на спрацювання при будь-якій зміні логічного рівня (`CHANGE`), що дозволяє гнучко відстежувати стан клавіші вибору. Також виконано ініціалізацію виходу для звукового індикатора (зумера) шляхом встановлення відповідного піна в режим `OUTPUT`.

Програмне забезпечення використовує функцію `millis()` для неблокуючого відстеження часу, що дозволяє уникнути використання `delay()` та забезпечити паралельну обробку сигналів від датчика. Функція `displayInit()` відповідає за початкову взаємодію з користувачем. Логіка її роботи побудована на наступних етапах: умовне виконання: завдяки логічній змінній `initialized`, функція виконує свій тіл лише під час першого циклу опитування; конфігурація виводу: встановлення координат курсора (20 пікселів по вертикалі) та розміру шрифту для зручного зчитування вказівки “Please, place your finger on the sensor...”; завершення ініціалізації: після оновлення вмісту екрана прапорець `initialized` набуває значення `true`, що блокує повторне виведення повідомлення у поточному сеансі роботи.

Для візуалізації результатів вимірювань розроблено функцію `displayValues()`, яка забезпечує вивід поточних показників частоти серцевих скорочень та рівня сатурації на OLED-індикатор. Алгоритм роботи функції передбачає конвертацію числових даних у рядковий формат класу `String` з додаванням відповідних одиниць вимірювання (“bpm” та “%”). Окрім оновлення графічного інтерфейсу, функція дублює отримані значення у послідовний порт для можливості моніторингу через термінал ПК. Вивід на дисплей здійснюється з використанням збільшеного шрифту (`setTextSize(2)`) для забезпечення чіткості та зручності зчитування даних користувачем.

Програмне забезпечення використовує подійно-орієнтований підхід для обробки даних із сенсора. При кожній реєстрації пульсу функція `onBeatDetected` фіксує час події, а функція `beatView` виводить символний графік у консоль. Основні обчислення зосереджені у функції

`averageValuesCalculation`, яка проводить валідацію вхідних даних, розраховує середні значення сатурації та ЧСС за допомогою цифрового фільтра та в реальному часі відмальовує криву пульсу на OLED-дисплеї. Після накопичення необхідного обсягу даних (100 ітерацій) система автоматично переходить до режиму відображення підсумкових результатів.

Основна логіка функціонування пристрою зосереджена в нескінченному циклі `loop()`. Вона базується на постійному оновленні даних із сенсора та періодичній обробці отриманих значень. За допомогою методу `roh.update()` здійснюється низькорівневе зчитування сигналів із датчика MAX30100. Для стабілізації частоти дискретизації в програмі реалізовано часовий фільтр на базі функції `millis()`. Нові значення пульсу та сатурації передаються на обробку до функції `averageValuesCalculation` лише за умови, що з моменту попереднього вимірювання минуло понад 100 мс (визначено константою `REPORTING_PERIOD_MS`). Також у циклі передбачено механізм автоматичного скидання: якщо протягом 10 с не було зареєстровано жодного удару серця (різниця між поточним часом та `last_beat`), система обнуляє середні показники та повертається до початкового стану ініціалізації. Окрім вимірювань, цикл контролює стан прапорця `mainMenuInvoke`, що дозволяє миттєво перемикає інтерфейс у режим налаштувань. Для забезпечення миттєвого відгуку пристрою на дії користувача реалізовано механізм апаратних переривань. Функція-обробник `ISR_btnPressed()` активується при зміні стану на відповідному вході мікроконтролера. Основним завданням цієї функції є перемикання прапорця `mainMenuInvoke` у стан `true`, що сигналізує головному циклу програми про необхідність переходу до виконання функції `mainMenu()`. Для запобігання конфліктам під час ініціалізації інтерфейсу в обробнику передбачено тимчасове відключення переривання за допомогою `detachInterrupt()`.

## **4.2. Розроблення програмного забезпечення для взаємодії з модулем MAX30100**

Для забезпечення коректної роботи мікроконтролера з сенсором MAX30100 було розроблено модульну бібліотеку, що складається з набору спеціалізованих заголовних файлів. Архітектура бібліотеки розділена на рівні: безпосередня взаємодія з регістрами (Registers.h), цифрова фільтрація (Filters.h), детекція пульсових подій (BeatDetector.h) та високорівневий розрахунок сатурації (SpO2Calculator.h).

Ключовим компонентом є клас MAX30100, який реалізує протокол обміну даними по шині I2C на швидкості 400 кбіт/с. Програмний інтерфейс (API) класу дозволяє гнучко налаштовувати режими роботи датчика, включаючи регулювання струму світлодіодів, частоти дискретизації та ширини імпульсів. Для оптимізації обробки даних використовується кільцевий буфер (CircularBuffer), що дозволяє зберігати сирі значення інфрачервоного та червоного спектрів без втрати продуктивності основної програми.

## **4.3. Організація візуального інтерфейсу на базі OLED-дисплею SSD1306**

Для реалізації візуального інтерфейсу пристрою використано об'єктно-орієнтований підхід, що базується на програмному забезпеченні компанії Adafruit. Архітектура графічного виводу побудована на успадкуванні класу Adafruit\_SSD1306 від базового класу Adafruit\_GFX. Це дозволяє використовувати уніфіковані методи графічного рендерингу (малювання ліній, точок, вивід тексту) безпосередньо для специфічного заліза OLED-матриці. Клас Adafruit\_SSD1306 забезпечує низькорівневе керування дисплеєм через інтерфейси I2C або SPI. Програмний інтерфейс (API) підтримує гнучке налаштування роздільної здатності (w, h) та апаратних ліній керування (DC, CS, RESET). Важливою особливістю бібліотеки є використання внутрішнього буфера оперативної пам'яті: всі операції малювання виконуються спочатку в буфері, а фінальне відображення

ініціюється методом `display()`, що значно підвищує швидкість оновлення екрана.

#### 4.4. Програмна реалізація функціональних модулів пульсоксиметра

Програмний комплекс пульсоксиметра побудований за принципом скінченного автомата, де перехід між станами залежить від наявності сигналу з сенсора та часових інтервалів. Модуль ініціалізації та очікування (`initial_display`): При запуску система перевіряє готовність периферії та виводить запрошення для користувача. Стан `initialized` контролює одноразове виведення сервісних повідомлень у консоль та на дисплей.

Обробка подій у реальному часі (`onBeatDetected`, `viewBeat`): Використання Callback-функції дозволяє асинхронно фіксувати кожен удар серця. Метод `viewBeat` реалізує візуальну пульсацію в терміналі, що слугує індикатором коректного розміщення пальця на сенсорі.

Алгоритм накопичення та фільтрації (`calculate_average`): Це ядро системи, що здійснює валідацію вхідних даних ( $30 < HR < 220$ ). Застосовано метод рекурсивного середнього з ваговим коефіцієнтом `filterweight`, що дозволяє відсікати випадкові шуми під час вимірювання. Стан вимірювання візуалізується функцією `display_calculating`, яка динамічно відображає прогрес заповнення вибірки.

Модуль фіналізації та скидання: Після завершення циклу обчислень (`calculation_complete`) викликається функція `display_values`. Важливою особливістю є захисний таймер у головному циклі: якщо сигнал відсутній понад 10 секунд, система автоматично скидає накопичені змінні та повертається до стану очікування.

#### 4.5. Програмне моделювання цифрового пульсоксиметра в Proteus ISIS

Етап налагодження цифрового пульсоксиметра передбачає обов'язкову перевірку стабільності прошивки у віртуальному середовищі. Використання Proteus ISIS дозволяє імітувати реальні умови роботи пристрою, обробляючи скомпільований hex-файл без необхідності складання прототипу. Це ПЗ вирізняється можливістю високоефективного моделювання змішаних схем, що містять цифрові блоки та аналогові сенсори. У межах цього дослідження в Proteus була створена віртуальна копія пристрою, призначеного для використання співробітниками поліції при первинній оцінці стану здоров'я затриманих та постраждалих. Середовище Proteus ISIS забезпечує повний цикл інтерактивного відлагодження, дозволяючи в реальному часі спостерігати за обміном даними по шинах I2C та SPI. Під час моделювання особлива увага приділялася аналізу часових затримок при зчитуванні показників із сенсора MAX30100 та коректності оновлення графічного буфера OLED-дисплея. Результати віртуального тестування підтвердили стабільність роботи ПЗ та відповідність вихідних параметрів заданим технічним вимогам. На Рис.4.4 представлено етап ініціалізації пристрою, під час якого на OLED-дисплей виводяться метадані про програмне забезпечення та його розробника. Даний функціонал реалізовано за допомогою методів бібліотеки Adafruit\_SSD1306 та функції перетворення кодування для коректного відображення кирилиці. Моделювання підтверджує правильність компонування графічних елементів на екрані та дотримання часових інтервалів (3 секунди), відведених на відображення заставки перед переходом до робочого режиму.

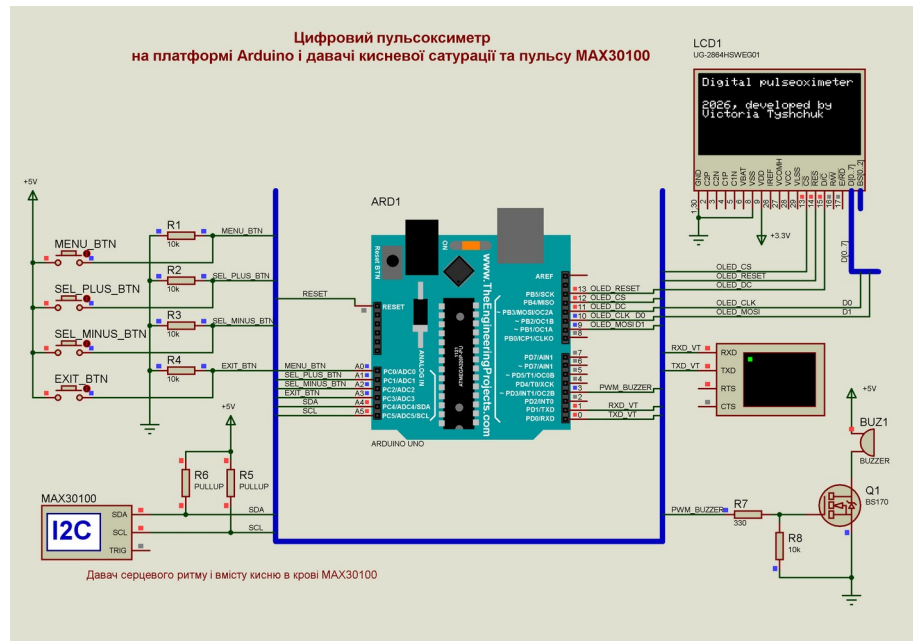


Рис. 4.4. Візуалізація інформаційного вікна про авторство розробки в середовищі Proteus ISIS

На Рис. 4.5 зафіксовано стан системи під час виконання процедури самотестування після подачі живлення. На OLED-дисплеї відображається службове повідомлення про запуск драйвера сенсора MAX30100. Моделювання в Proteus ISIS дозволяє підтвердити успішне встановлення логічного зв'язку між МК та сенсором по шині I2C. Тільки після отримання позитивної відповіді від контролера датчика програма переходить до основного робочого циклу (Рис.4.6).

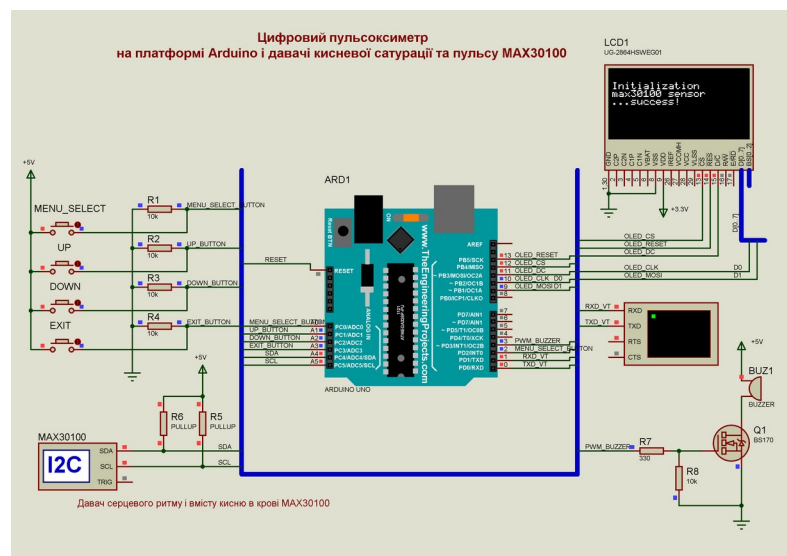


Рис. 4.5. Візуалізація результатів симуляції роботи цифрового пульсоксиметра в програмному середовищі Proteus ISIS: ініціалізація

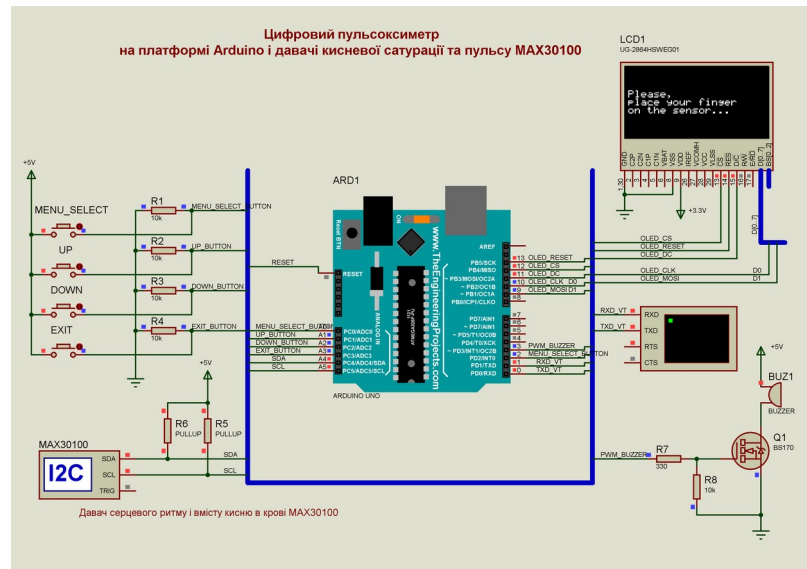


Рис. 4.6. Візуалізація результатів симуляції роботи цифрового пульсоксиметра в програмному середовищі Proteus ISIS

На Рис. 4.7 представлено результати імітаційного моделювання цифрового пульсоксиметра в Proteus ISIS. На моделі продемонстровано стабільну взаємодію МК з периферійними пристроями: через віртуальний термінал (Virtual Terminal) відстежується потік діагностичних даних, а на графічному OLED-модулі SSD1306 відображаються поточні показники частоти пульсу та рівня кисню. Моделювання підтверджує коректність роботи шин обміну даними та алгоритмів візуалізації.

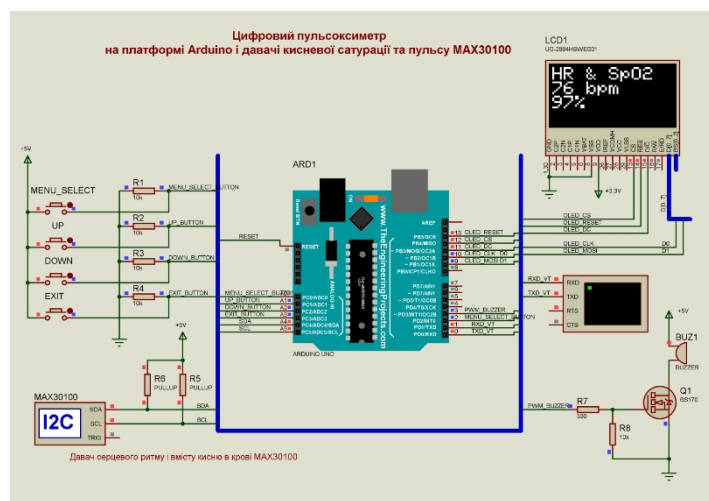


Рис. 4.7. Візуалізація результатів симуляції роботи цифрового пульсоксиметра в програмному середовищі Proteus ISIS

На Рис. 4.8 продемонстровано роботу програмного модуля MenuOperation. Головне меню дозволяє оператору здійснювати навігацію між

основними режимами роботи: початком вимірювання, переглядом збережених результатів та налаштуванням порогових значень тривоги. Використання інверсного виділення активного пункту забезпечує зручність керування пристроєм за допомогою кнопок навігації в умовах обмеженої освітленості.

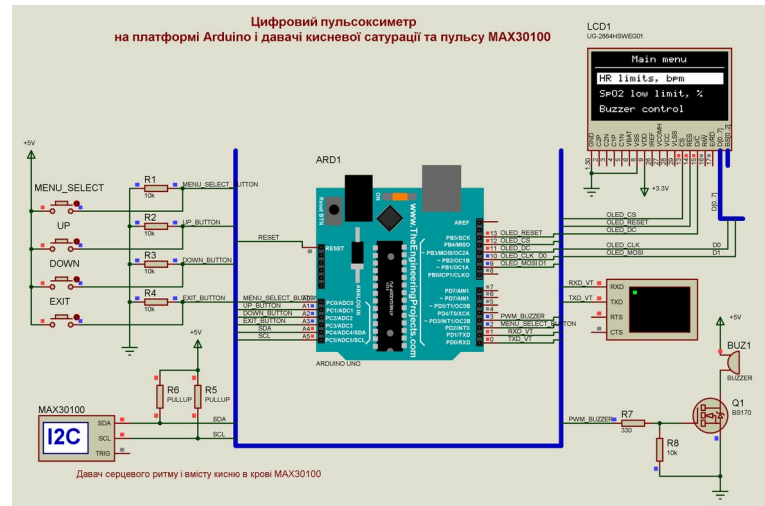


Рис. 4.8. Візуалізація головного меню пристрою в середовищі Proteus ISIS

На Рис. 4.9 продемонстровано режим конфігурування граничних значень частоти серцевих скорочень (ЧСС). Дана функція є критично важливою для автоматизованого моніторингу стану осіб: при виході показників пульсу за встановлені межі (мінімальну або максимальну) система ініціює звуковий сигнал тривоги за допомогою зумера. Моделювання підтверджує можливість оперативного коригування параметрів у польових умовах без необхідності перепрошивки мікроконтролера.

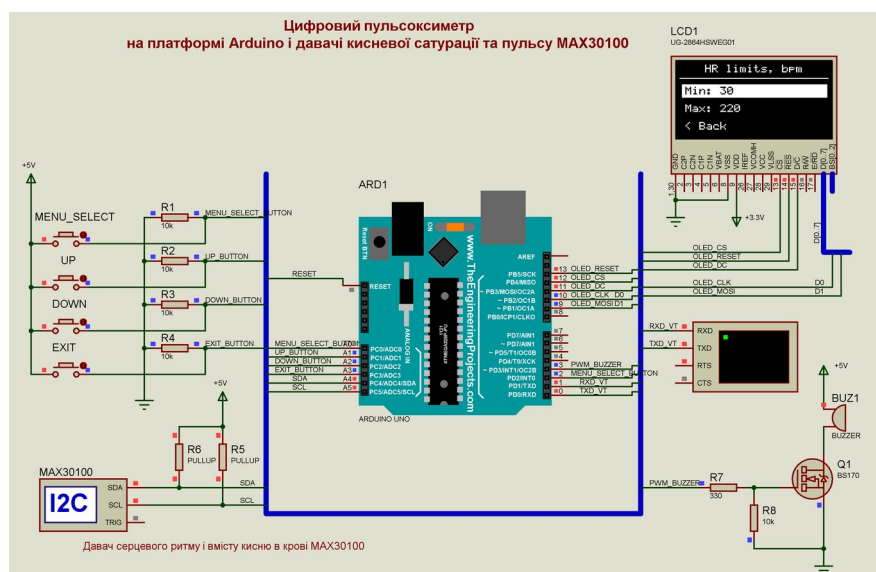


Рис. 4.9. Користувачький інтерфейс для встановлення критичних порогів частоти серцевих скорочень

На Рис.4.10 продемонстровано процес встановлення нижньої допустимої межі вмісту кисню в крові. Даний параметр є ключовим для виявлення гіпоксії у постраждалих або затриманих. Програмна логіка передбачає, що при падінні показника нижче встановленого рівня (наприклад, 90%), пристрій негайно активує візуальне та звукове сповіщення. Моделювання в Proteus ISIS підтверджує коректність зчитування та збереження цього ліміту в пам'яті контролера.

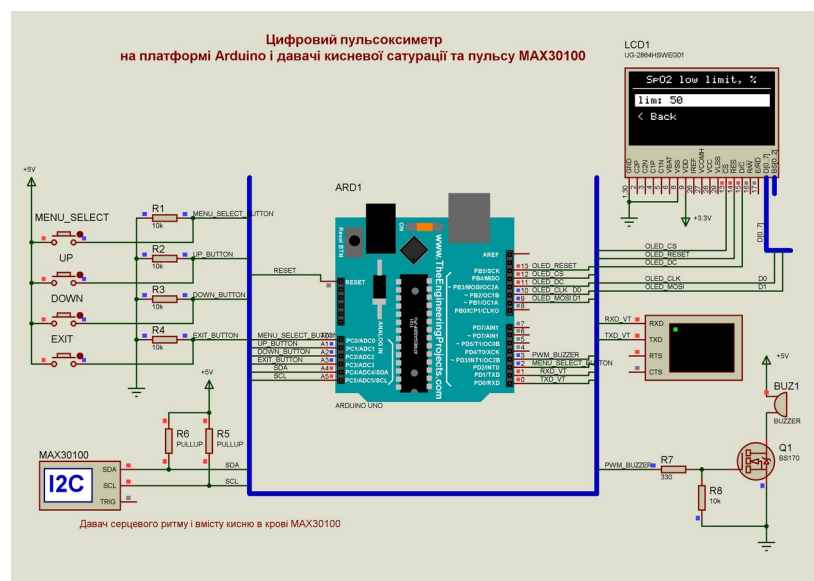


Рис. 4.10. Інтерфейс налаштування критичного порогу кисневої сатурації (SpO2)

На Рис. 4.11 представлено меню налаштування активності звукового випромінювача (зумера). Дана функція дозволяє оператору гнучко адаптувати пристрій до умов використання: увімкнути звукову індикацію для оперативного реагування на критичні стани (брадикардію, тахікардію або гіпоксію) або перевести пристрій у беззвучний режим для забезпечення прихованості чи спокою постраждалого. Програмна логіка забезпечує збереження обраного стану в пам'яті мікроконтролера.

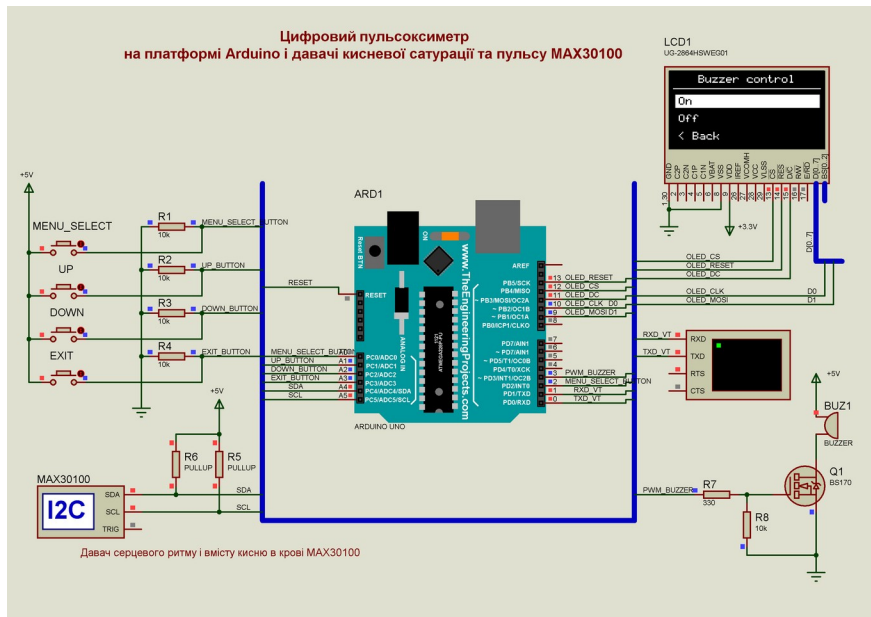
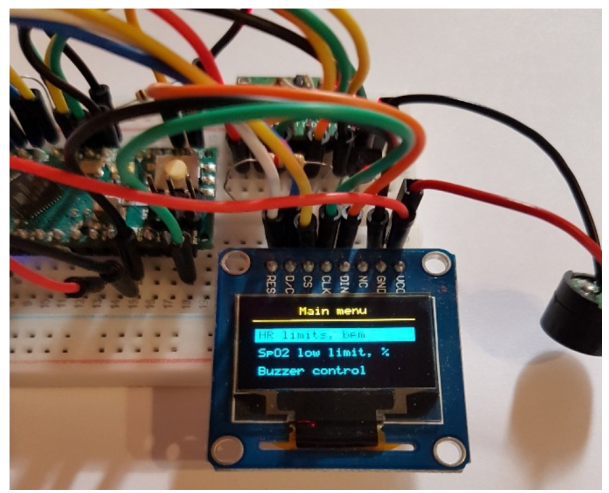
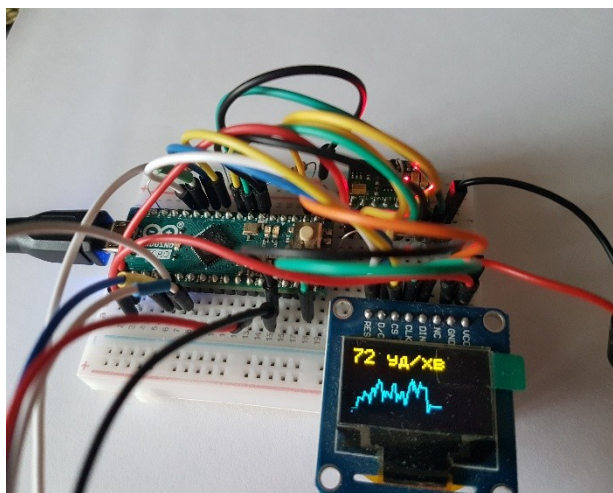
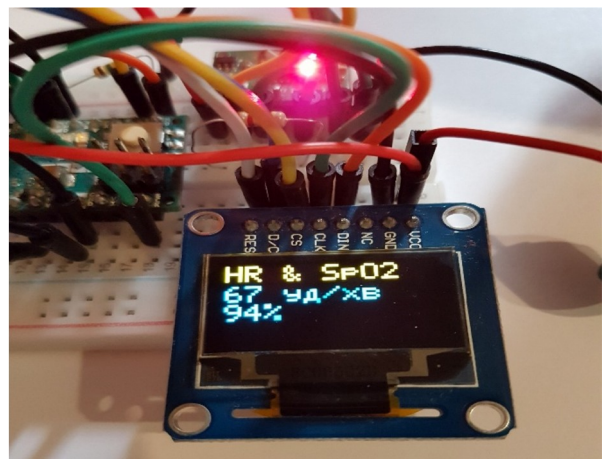
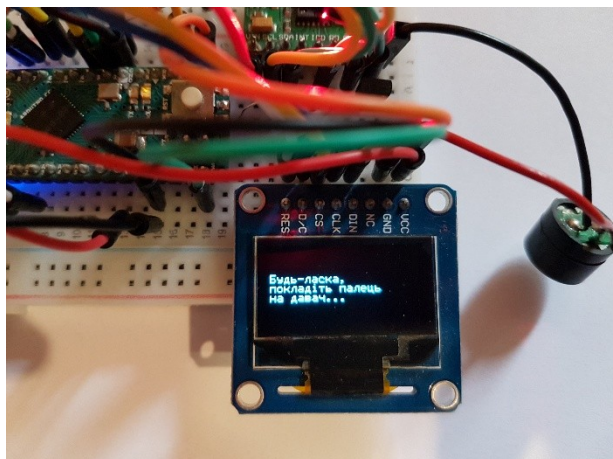


Рис. 4.11. Інтерфейс керування режимами звукового супроводження.

На Рис. 4.1 показано тестування зібраного макета цифрового пульсоксиметра.



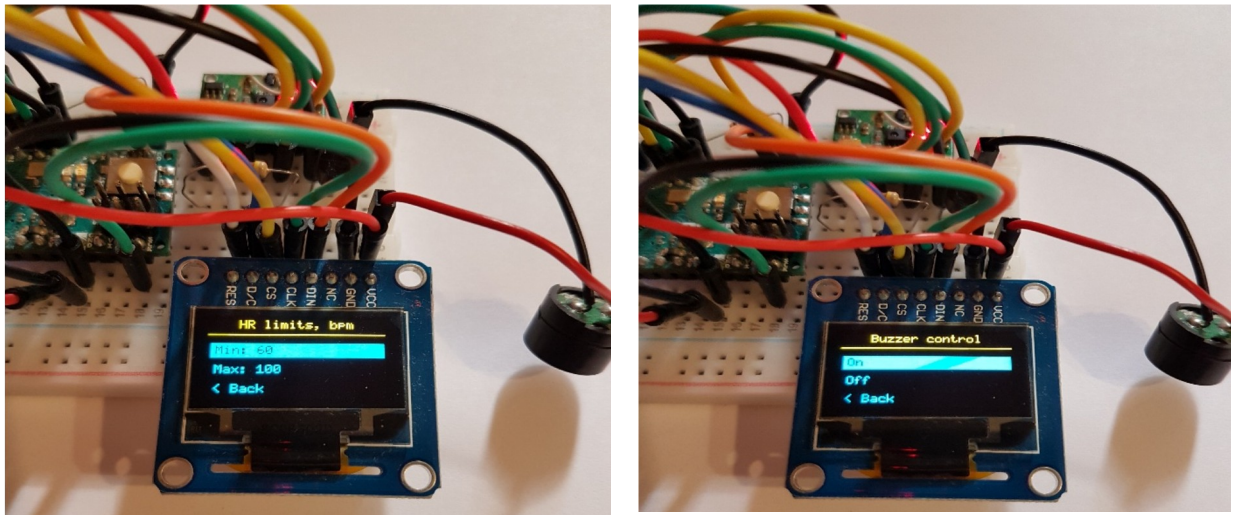


Рис. 4.12. Загальний вигляд зібраного макета цифрового пульсоксиметра

На Рис.4.13 представлено процес виведення результатів вимірювання частоти серцевих скорочень та рівня сатурації ( $SpO_2$ ) у вікно Serial Monitor. Даний функціонал забезпечує дублювання інформації з OLED-дисплея, що необхідно для проведення поглибленого аналізу даних на ПК. Використання швидкості обміну 115200 бод дозволяє передавати дані в реальному часі без затримок, забезпечуючи розробнику можливість оперативного відстеження динаміки зміни показників під час тестування алгоритму.

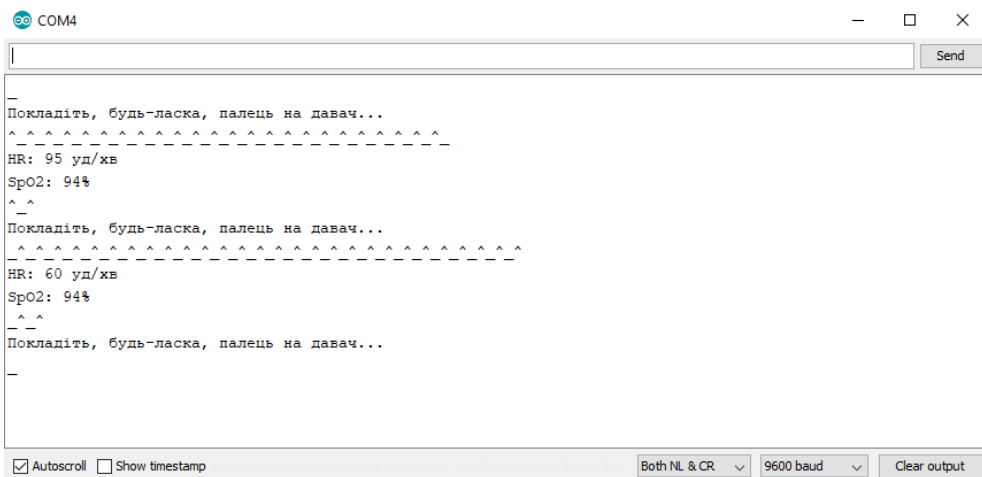


Рис. 4.13. Верифікація обчислених біометричних параметрів у терміналі послідовного порту

## ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі реалізовано комплексне апаратне та програмне забезпечення цифрового пульсоксиметра, призначеного для оперативного моніторингу стану затриманих та постраждалих осіб у діяльності підрозділів поліції. Система побудована на базі МК Arduino Micro (ATmega32u4) та високоточного оптичного сенсора MAX30100. Розроблений пристрій забезпечує неінвазивне вимірювання рівня сатурації ( $SpO_2$ ) та частоти серцевих скорочень (HR). Візуалізація результатів, включаючи побудову фотоплетизмограми в реальному часі, здійснюється на двоколірному OLED-дисплеї. Відмінною рисою розробки є наявність меню налаштувань, яке дозволяє встановлювати індивідуальні пороги тривоги та керувати режимами звукового оповіщення, що гарантує адаптивність приладу до складних умов експлуатації. Вибрана елементна база (Arduino Micro, MAX30100, SSD1306) дозволила створити надійний малогабаритний пристрій, адаптований для потреб поліції. Використання цифрового датчика MAX30100 мінімізує вплив зовнішніх завад на результат вимірювання сатурації, а двоколірний OLED-дисплей покращує ергономіку інтерфейсу, розділяючи зони відображення критичних показників. Дана сукупність компонентів забезпечує необхідну швидкість обробки даних у реальному часі та високу автономність приладу. У роботі представлено результати проектування та моделювання цифрового пульсоксиметра. Засобами САПР Proteus розроблено електричну схему та віртуальну модель пристрою. Програмна реалізація алгоритму виконана в середовищі Arduino IDE мовою C. Етап моделювання в Proteus ISIS підтвердив працездатність обраних технічних рішень, відповідність алгоритму поставленим завданням та коректність візуалізації медичних показників на дисплеї. Робота над проектом дозволила поглибити знання у сфері архітектури МК-пристроїв та вдосконалити навички програмування низькорівневого ПЗ. Окрему увагу було приділено циклам тестування та відлагодження програмних модулів у складних програмно-апаратних комплексах.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Banzi M., Shiloh M. Getting Started With Arduino: The Open Source Electronics Prototyping Platform. 4th ed. Make Community, LLC, 2022. 285p.
2. Hassan S., Maruf M. H. Arduino Programming for Absolute Beginners: Master Arduino from Scratch with Easy-to-Follow Projects and Examples. Kindle Edition, 2024. 478 p.
3. Gibson G. Arduino: A Beginner's Guide to Arduino Programming. Kindle Edition, 2023. 111 p.
4. Monk S. Programming Arduino Next Steps: Going Further with Sketches. 2nd ed. McGraw Hill TAB, 2018. 320 p.
5. Purdum J. Beginning C for Arduino: Learn C Programming for the Arduino. 2nd ed. Apress, 2015. 414 p.
6. Blum R. Arduino Programming in 24 Hours, Sams Teach Yourself. 1st ed. Sams Publishing, 2014. 434 p.
7. Fitzgerald S., Shiloh M. Arduino Projects Book. Arduino, 2013. 177 p.
8. ATmega16U4/32U4 8-bit AVR Microcontroller: Datasheet. Microchip Technology Inc. URL: [https://ww1.microchip.com/downloads/en/device-doc/atmel-7766-8-bit-avr-atmega16u4-32u4\\_datasheet.pdf](https://ww1.microchip.com/downloads/en/device-doc/atmel-7766-8-bit-avr-atmega16u4-32u4_datasheet.pdf).
9. MAX30100 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC: Datasheet. Maxim Integrated. URL: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX-30100.pdf>.
10. SSD1306 Dot Matrix OLED/PLED Segment/Common Driver with Controller: Datasheet. Solomon Systech. URL: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1179026/ETC2/SSD1306.html>.
11. Arduino Micro Product Page. Arduino Official Store. URL: <https://store.arduino.cc/arduino-micro>.
12. Arduino Software (IDE). Official Website. URL: <https://www.arduino.cc/en/Main/Software>.
13. Proteus VSM (ECAD). Labcenter Electronics Downloads. URL: <https://www.labcenter.com/downloads/>.

14. How Pulse Oximetry Works. Physics for FRCA. URL: <https://physics4frca.com/2017/09/05/pulse-oximetry/>.
15. Pulse Oximeter Function and Block Diagram. Studypool. URL: <https://www.studypool.com/documents/23660460/-pulse-oximeter-function-and-block-diagram->.
16. Interfacing MAX30100 Pulse Oximeter Sensor with Arduino. How2Electronics. URL: <https://how2electronics.com/interfacing-max30100-pulse-oximeter-sensor-arduino/>.
17. Connecting a 128x64 OLED display with SSD1306 driver to an Arduino. The Solar Universe. URL: <https://thesolaruniverse.wordpress.com/2019/08/20/-connecting-a-128x64-oled-display-with-ssd1306-driver-to-an-arduino-with-a-spi-interface/>.

## **ДОДАТКИ**

## Додаток 1

### Фрагмент головного програмного модуля пульсоксиметра

```

/* Проект: Цифровий пульсоксиметр для оцінки стану затриманих та постраждалих
Платформа: Arduino Micro (МК ATmega32u4)
Периферія: Давач MAX30100, OLED SSD1306 (128x64)
Розробила: студентка 4 курсу, Вікторія Тищук */

#include <Wire.h>
#include <SPI.h>
#include <MAX30100_PulseOximeter.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
// Параметри дисплея OLED 128x64 (інтерфейс SPI)
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 64
#define OLED_DC 6 #define OLED_CS 7 #define OLED_RESET 8

Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &SPI, OLED_DC, OLED_RESET,
OLED_CS);
// Константи та змінні для обробки сигналів
#define REPORTING_PERIOD_MS 500 // Період оновлення даних (мс)
PulseOximeter pox; // Об'єкт сенсора MAX30100
uint32_t tsLastReport = 0; // Час останнього звіту
uint32_t last_beat = 0; // Таймер останнього детектування пульсу
const int numReadings = 10; // Кількість ітерацій для усереднення результату
float filterweight = 0.5; // Коефіцієнт експоненціального згладжування
int readIndex = 0; // Індекс поточного вимірювання
int average_beat = 0; // Усереднена частота пульсу
int average_SpO2 = 0; // Усереднена сатурація
bool calculation_complete = false; // Прапор завершення циклу обчислень
bool initialized = false; // Прапор ініціалізації інтерфейсу
byte beat = 0; // Стан візуалізації серцебиття
// Функція зворотного виклику при детектуванні серцебиття
void onBeatDetected() {
    viewBeat(); last_beat = millis();}

// Візуалізація пульсу (символьна індикація в Serial)
void viewBeat() {
    if (beat == 0) {
        Serial.print("_"); beat = 1;
    } else { Serial.print("^"); beat = 0; }}

// Функція відображення початкового стану
void initial_display() {
    if (!initialized) {
        viewBeat();
        Serial.println(F("\n--- MAX30100 Pulse Oximeter Ready ---"));
        Serial.println(F("Place your finger on the sensor"));
        display.clearDisplay(); display.setCursor(0, 0);
        display.setTextSize(1); display.println(F("SYSTEM READY"));
        display.println(F("Place your finger")); display.println(F("on the sensor..."));
    }
}

```

```

    display.display(); initialized = true;
  } }

// Візуалізація процесу вимірювання (прогрес-бар)
void display_calculating(int j) {
  viewBeat();
  Serial.println(F("Measuring..."));
  display.clearDisplay(); display.setCursor(0, 0);
  display.setTextSize(2); display.println(F("Measuring"));
  // Візуалізація прогресу крапками
  for (int i = 0; i <= j; i++) {
    display.print(F(".")); } display.display();}

// Виведення фінальних результатів моніторингу
void display_values() {
  Serial.print(F("\nResult: ")); Serial.print(average_beat);
  Serial.print(F(" BPM | SpO2: ")); Serial.print(average_SpO2);
  Serial.println(F("%")); display.clearDisplay(); display.setCursor(0, 0);
  display.setTextSize(2); display.println(F("HR & SpO2"));
  String beat_str = String(average_beat) + " bpm";
  String spo2_str = String(average_SpO2) + "%";
  display.println(beat_str); display.println(spo2_str); display.display();}

// Алгоритм обробки та валідації даних
void calculate_average(int beat_val, int SpO2_val) {
  if (readIndex == numReadings) {
    calculation_complete = true;
    initialized = false; readIndex = 0; display_values();
    return; }
  // Програмна фільтрація некоректних значень (артефактів)
  if (!calculation_complete && beat_val > 30 && beat_val < 220 && SpO2_val > 50) {
    average_beat = filterweight * (beat_val) + (1 - filterweight) * average_beat;
    average_SpO2 = filterweight * (SpO2_val) + (1 - filterweight) * average_SpO2;
    readIndex++;
    display_calculating(readIndex); }}

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  // Ініціалізація OLED дисплея
  if (!display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC)) {
    Serial.println(F("SSD1306 allocation failed"));
    for (;;) // Зупинка при помилці виділення пам'яті
  }
  display.display();
  delay(2000); // Заставка розробника
  display.clearDisplay(); display.setTextColor(SSD1306_WHITE);
  display.setCursor(0, 0); display.setTextSize(2);
  display.println(F("Initialize")); display.setTextSize(1);
  display.println(F("max30100 sensor...")); display.display();
  // Запуск сенсора та налаштування переривань
  if (!pox.begin()) {
    display.println(F("FAILED!")); display.display();

```

```
    for (;;) {  
    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);  
    display.println(F("success!")); display.display();  
  
void loop() {  
    pox.update(); // Постійне опитування сенсора  
    // Збір статистичних даних через REPORTING_PERIOD_MS  
    if ((millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) && (!calculation_complete)) {  
        calculate_average(pox.getHeartRate(), pox.getSpO2());  
        tsLastReport = millis();  
    }  
    // Автоматичне скидання при втраті сигналу (палець знято більше 10с)  
    if (millis() - last_beat > 10000) {  
        calculation_complete = false;  
        average_beat = 0; average_SpO2 = 0; initial_display();  
    }  
}
```