

**КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА**  
**ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ**  
Кафедра радіотехніки та радіоелектронних систем  
«На правах рукопису»

Робота допущена до захисту в ЕК  
рішенням кафедри радіотехніки та радіоелектронних систем  
від \_\_\_\_\_ червня 2025 року, протокол № \_\_\_\_\_.  
Завідувач кафедри доктор фіз.-мат. наук, професор  
\_\_\_\_\_ Ігор АНІСІМОВ

**КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА БАКАЛАВРА**  
на тему:

**ВДОСКОНАЛЕНА СИСТЕМА ЗБИРАННЯ ДАНИХ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ  
ЗМІН ПАРАМЕТРІВ ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВОТОКУ ЛЮДИНИ**

**Виконав:**

студент 3-го курсу  
денної форми навчання  
спеціальності 172- Телекомунікації та радіотехніка  
ОПП «Інформаційна безпека телекомунікаційних систем і мереж»  
Тулюпа Роман Олександрович \_\_\_\_\_

**Науковий керівник:**

канд. фіз.-мат. наук, доцент,  
доцент кафедри радіотехніки та радіоелектронних систем,  
Бех Ігор Іванович \_\_\_\_\_

**Рецензент:**

к.ф.м.н, доцент, доцент кафедри комп'ютерної інженерії  
Загороднюк Сергій Петрович \_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цій бакалаврській роботі  
немає запозичень з праць інших авторів без  
відповідних посилань  
Студент \_\_\_\_\_ Роман ТУЛЮПА

Київ 2025

## РЕФЕРАТ

Дипломна робота: 38 ст., 15 рис., 1 табл., 2 дод. (6 ст.), 20 джерел.

КРОВОТОК, ОКСИГЕМОГЛОБІН, КАРБОКСИГЕМОГЛОБІН,  
ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМА, ЧАСТОТА ДИСКРЕТИЗАЦІЇ.

Мета роботи- вдосконалення системи збирання даних для моніторингу змін параметрів периферійного кровотоку людини. Основна увага приділена підвищенню точності та інформативності вимірювань шляхом використання сучасної елементної бази аналогової та цифрової електроніки та оптимізації програмного коду.

Одним із важливих досягнень проєкту є вдосконалення системи збору фотоплетизмографічних сигналів, зокрема підвищення частоти їх дискретизації до 400 Гц. Це дозволить значно покращити роздільну здатність у часовій області, забезпечити точніше виявлення фаз кардіоциклу та розширити набір параметрів, доступних для аналізу стану судинної системи. Запропонований в роботі програмний код апаратної частини комплексу для контролю змін периферійного кровотоку здатний забезпечити вимірювання таких ключових параметрів, як відносний вміст оксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові, рівень венозного кисню та визначення зміни об'єму периферичної крові. Крім того, реалізація трьохвильового режиму дозволяє покращити діагностичну чутливість системи щодо змін оксигенації крові.

Результати роботи можуть бути використані для створення портативних пристроїв моніторингу, застосовані в медичній діагностиці, фізіології праці, спортивній медицині та телемедичних системах.

## ЗМІСТ

РЕФЕРАТ .....	2
ВСТУП.....	4
1. ОСНОВНІ МЕТОДИ МОНІТОРИНГУ ЗМІН ПАРАМЕТРІВ ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВОТОКУ ЛЮДИНИ.....	5
1.1 Фотоплетизмографія (ФПГ).....	5
1.2 Термографія .....	6
1.3 Капіляроскопія .....	8
1.4 Пульсоксиметрія .....	9
2. КОМПОНЕНТНА БАЗА ТА ІНСТРУМЕНТИ, ВИКОРИСТАНІ В РОБОТІ. 11	
2.1 Аналіз контролерів сімейства ESP32 .....	11
2.1.1 Різновиди мікроконтролерів ESP32 .....	11
2.1.2 Контролер ESP32-S2 Mini .....	11
2.1.3 Контролер ESP32-C3 .....	12
2.1.4 Контролер ESP32-C2 .....	13
2.1.5 Контролер ESP32-C6 Mini .....	14
2.1.6 Контролер ESP32-H2 .....	15
2.1.7 Контролер ESP32-S3.....	15
2.2 Пульсоксиметричні датчики .....	16
2.2.1 Датчик МАХ30100 .....	16
2.2.2 Датчик МАХ30101 .....	17
2.2.3 Датчик МАХ30102.....	18
2.2.4 Датчик МАХ30105.....	19
2.3 Середовище розробки та використані програмні застосунки .....	20
3. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	22
3.1 Аналіз оригінального коду апаратної частини комплексу для контролю змін периферійного кровотоку .....	22
3.2 Модифікація коду апаратної частини комплексу для контролю змін периферійного кровотоку.....	24
ВИСНОВКИ.....	30
ДОДАТОК 1.....	33
ДОДАТОК 2.....	36

## ВСТУП

Проблематика раннього виявлення та ефективного контролю серцево-судинних захворювань залишається однією з пріоритетних у сучасній медицині. Враховуючи високу поширеність цих захворювань, особливо серед осіб віком старше 30 років, постає необхідність у створенні високоточних, чутливих і водночас неінвазійних засобів моніторингу стану серцево-судинної системи. Одним із ключових параметрів, який потребує постійного контролю, є стан периферійного кровотоку.

Серед сучасних методів діагностики особливе місце займає фотоплетизмографія (ФПГ) — оптичний метод, що базується на реєстрації змін об'ємного кровонаповнення тканин [1-4]. У медичній практиці часто використовують усереднені значення насичення артеріальної крові киснем ( $\text{SaO}_2$ ), що розраховуються за 8–16 серцевими циклами, що спрощує вимоги до апаратної частини системи збору даних [2]. Однак у випадках, коли необхідно визначити зміну об'єму периферичної крові, концентрацію карбоксигемоглобіну або венозного кисню, така точність є недостатньою. В попередніх розробках для цих цілей використовувались системи з частотою дискретизації 200–250 Гц [3, 4]. Недосконалість таких рішень проявлялася у недостатній деталізації пульсової хвилі та обмежених можливостях аналізу тонких змін у гемодинаміці.

Метою даної дипломної роботи є вдосконалення системи збирання даних для моніторингу змін параметрів периферійного кровотоку людини, здатної з високою точністю реєструвати фотоплетизмографічні сигнали, аналізувати їх у реальному часі та бути інтегрованою в сучасні медичні або мобільні платформи. В ході виконання роботи було вдосконалено систему збору фотоплетизмографічних сигналів на трьох довжинах хвиль, підвищивши частоту їх дискретизації до 400 Гц. Це дозволило значно покращити якість сигналу, підвищити точність виявлення фаз кардіоциклу, а також розширити спектр інформативних параметрів, що використовуються для аналізу стану судин.

## 1. ОСНОВНІ МЕТОДИ МОНІТОРИНГУ ЗМІН ПАРАМЕТРІВ ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВотоКУ ЛЮДИНИ

Методи моніторингу змін параметрів периферійного кровотоку людини поділяються на інвазійні та неінвазійні. Найбільш актуальні для сучасної медицини — неінвазійні методи, які дозволяють оцінити кровонаповнення периферичних судин без порушення цілісності шкірного покриву. Основні неінвазійні методи визначення рівня насичення крові киснем схематично зображено на рис. 1.1.

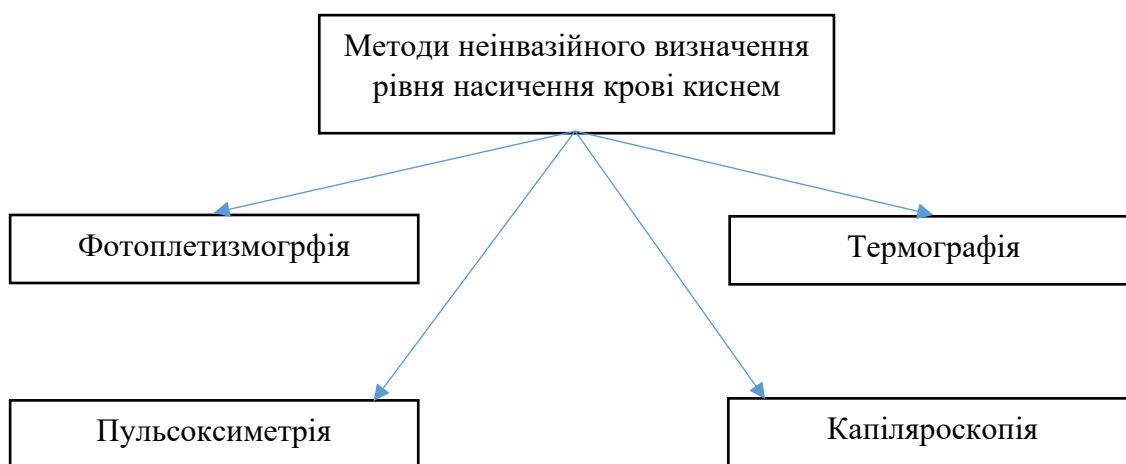


Рисунок 1.1 - Основні неінвазійні методи визначення рівня насичення крові киснем.

### 1.1 Фотоплетизмографія (ФПГ)

Фотоплетизмографія (ФПГ) — це неінвазійний оптичний метод реєстрації змін кровонаповнення судинної системи, головним чином артеріол і капілярів, які виникають у результаті серцевих скорочень. Цей метод активно використовується для вимірювання частоти серцевих скорочень, оцінки насичення артеріальної крові киснем ( $\text{SaO}_2$ ), аналізу варіабельності пульсу та вивчення змін судинного тонуусу [2].

Принцип дії фотоплетизмографії базується на залежності оптичних властивостей біологічних тканин від ступеня їх кровонаповнення. Під час кожного серцевого скорочення кров надходить до периферичних судин, що спричиняє зміну поглинання та розсіювання світла. Ці зміни реєструються

фотодетектором, створюючи фотоплетизмографічний сигнал. Зазвичай використовуються світлодіоди з довжинами хвиль у червоній (~660 нм), інфрачервоній (~880–940 нм) або зеленій (~530 нм) частині спектра [3].

Сигнал фотоплетизмограми складається з двох компонентів:

- АС-компонента (пульсова) — змінна частина сигналу, пов'язана з кожним ударом серця;
- ДС-компонента (базова) — постійна частина, яка відображає середній рівень кровонаповнення та властивості тканин.

На основі фотоплетизмографічного сигналу можна отримати низку важливих фізіологічних параметрів:

- частоту серцевих скорочень (ЧСС);
- насичення крові киснем ( $\text{SaO}_2$ );
- судинний тонус;
- індекси дикротичної та діастолічної фази;
- тривалість фаз кардіоциклу.

Існують дві основні схеми реалізації ФПГ:

- прохідна (transmission) — джерело світла і детектор розміщуються по обидва боки тканини (наприклад, палець);
- відбивальна (reflective) — світло відбивається назад до детектора, розміщеного поряд із джерелом випромінювання.

Для підвищення інформативності ФПГ-сигналу застосовується двох- або трьоххвильове освітлення. У двоххвильовій конфігурації (червоне + ІЧ) можливо розраховувати  $\text{SaO}_2$  за співвідношенням поглинання на різних довжинах хвиль. Трьоххвильова схема має зелений канал, що дозволяє покращити визначення серцевого ритму та вивчати мікроциркуляцію.

## 1.2 Термографія

Термографія — це метод неінвазійного дослідження, що полягає у вимірюванні та візуалізації температурного розподілу на поверхні тіла. Основою методу є реєстрація інфрачервоного випромінювання, яке випускають біологічні тканини відповідно до своєї температури. У медичній практиці термографія

використовується для оцінки стану периферійного кровообігу, запальних процесів, судинних патологій, новоутворень та інших фізіологічних змін [6].

У медичній термографії особливу увагу приділяють симетричному аналізу температури, порівнянню лівої і правої частини тіла, а також вивченню динаміки температурних змін у часі. У нормальному стані температурне поле людини є симетричним; порушення симетрії може свідчити про патологічний процес. Зокрема, зниження температури в ділянці кінцівок може вказувати на порушення периферійного кровотоку, а підвищення температури — на запальні або онкологічні зміни.

До переваг термографії належать:

- абсолютна безконтактність і безпека;
- можливість багаторазового повторення без шкоди для організму;
- чутливість до ранніх фізіологічних змін.

Недоліками методу є висока чутливість до зовнішніх впливів (температура приміщення, вологість, протяги) та обмеження по глибині аналізу — метод оцінює лише температуру поверхні, не дозволяючи робити висновки про стан глибших структур.

Термографія може використовуватись для непрямого оцінювання ефективності периферійного кровообігу, оскільки температура шкірних покривів прямо залежить від інтенсивності мікроциркуляції. Зокрема, зниження температури кінцівок може сигналізувати про вазоспазм, оклюзію судин, вегетосудинні порушення.

Хоча точність методу поступається фотоплетизмографії чи доплерографії, термографія є зручною у скринінгових дослідженнях, де важливий візуальний контроль великих ділянок тіла без контакту з пацієнтом [7].

У рамках розробки систем моніторингу периферійного кровотоку термографія може застосовуватись як допоміжний інструмент, особливо в поєднанні з іншими методами (ФПГ, ЕКГ, реоплетизмографія), підвищуючи загальну діагностичну інформативність.

### 1.3 Капіляроскопія

Капіляроскопія — це мікроскопічний метод дослідження, який дозволяє вивчати стан капілярів шкіри, переважно в ділянці нігтьового ложа пальців рук, у режимі реального часу. Метод використовується для візуалізації мікроциркуляції, оцінки морфології капілярів, їх кількості, розміру, форми та динаміки кровотоку, що дає змогу виявити ранні ознаки порушень периферійного кровообігу, а також судинних та ревматичних захворювань [8].

Метод базується на спостереженні за капілярами в прозорих ділянках шкіри, де вони розташовані паралельно до поверхні епідермісу. Для цього використовується капіляроскоп — прилад, що складається з оптичної системи (збільшення зазвичай від  $\times 100$  до  $\times 600$ ), джерела світла та іноді цифрової камери для фіксації зображення.

Найчастіше дослідження проводиться в області нігтьового ложа 4-го пальця руки, оскільки тут капіляри мають петлеподібну форму, легко візуалізуються, та розташовані на мінімальній глибині. Перед дослідженням шкіру змащують занурювальним середовищем (наприклад, іммерсійною олією) для зменшення заломлення світла і покращення якості зображення.

Капіляроскопія є важливим методом у ранній діагностиці мікроциркуляторних порушень, дозволяючи виявити функціональні та структурні зміни ще до появи клінічних симптомів. Вона є особливо цінною в ревматології (наприклад, у диференціальній діагностиці феномена Рейно), ендокринології, дерматології, а також у спорті та реабілітації для оцінки адаптації організму до фізичних навантажень.

У рамках досліджень систем периферійного кровотоку капіляроскопія виконує роль локального візуального індикатора стану мікроциркуляції, доповнюючи інші методи, такі як фотоплетизмографія або термографія. Її поєднання з цифровими технологіями та автоматизованим аналізом відкриває перспективи для широкого застосування в дистанційній діагностиці та телемедицині.

## 1.4 Пульсоксиметрія

Пульсоксиметрія — це неінвазійний метод функціональної діагностики, який дозволяє в режимі реального часу оцінити насичення артеріальної крові киснем ( $SpO_2$ ), а також частоту серцевих скорочень (ЧСС). Метод широко використовується в медичній практиці, анестезіології, пульмонології, реаніматології, спортивній медицині та телеметрії [9].

Пульсоксиметрія базується на фотоплетизмографії з використанням двох довжин хвиль світла — червоного (~660 нм) і інфрачервоного (~940 нм). Ці довжини хвиль вибрані тому, що оксигемоглобін ( $HbO_2$ ) і дезоксигемоглобін ( $Hb$ ) мають різну здатність поглинати світло на зазначених частотах.

Світлодіоди у пульсоксиметрії по черзі випромінюють світло обох довжин хвиль, яке проходить через тканини (наприклад, палець, вухо) або відбивається від них. Фотодетектор фіксує інтенсивність поглиненого світла, а вбудований процесор на основі співвідношення поглинання червоного та інфрачервоного світла розраховує значення  $SpO_2$  за емпіричною формулою або через таблиці калібрування.

Рівень насичення киснем обчислюється за формулою [2]:

$$SpO_2 = A - B \cdot R,$$

де:

- $R$  — відношення амплітудних значень ФПГ на червоній та ІЧ довжині хвилі (AC/DC співвідношення);
  - $A, B$  — емпіричні коефіцієнти, отримані з клінічних калібрувань.
- Основні параметри, що вимірюються:
- $SpO_2$  — насичення гемоглобіну киснем, в нормі становить 95–100%;
  - ЧСС (пульс) — визначається за частотою пульсових хвиль.

Переваги методу:

- повна неінвазивність;
- миттєвий результат;
- можливість тривалого моніторингу;
- висока чутливість до змін кисневого балансу;

- застосовність у широкому колі клінічних ситуацій (від педіатрії до інтенсивної терапії).

Обмеження методу:

- точність може знижуватись при низькій перфузії, гіпотермії, рухах пацієнта, високому рівні карбоксигемоглобіну або метгемоглобіну;
- не дає уявлення про реальний парціальний тиск кисню ( $P_{aO_2}$ );
- не відображає насичення венозної крові.

Сучасні пульсоксиметри можуть бути:

- стаціонарними — частина багатофункціональних моніторів у реанімації;
- портативними — компактні пристрої для домашнього або амбулаторного використання;
- вбудованими у носимі пристрої — фітнес-трекери, смарт-годинники (наприклад, Apple Watch, Huawei Band, тощо).

Деякі промислово виготовлені оптичні сенсори, наприклад, MAX30102 чи MAX30105, дозволяють реалізувати повноцінну пульсоксиметрію на базі мікроконтролерів (ESP32, STM32), що відкриває можливість створення індивідуальних систем моніторингу здоров'я або вбудовування в телемедичні платформи.

## 2. КОМПОНЕНТНА БАЗА ТА ІНСТРУМЕНТИ, ВИКОРИСТАНІ В РОБОТІ

### 2.1 Аналіз контролерів сімейства ESP32

ESP32 — це недорогий, продуктивний мікроконтролер з підтримкою Wi-Fi та Bluetooth, розроблений компанією Espressif Systems. Він широко використовується в електроніці, IoT-проектах та пристроях для моніторингу здоров'я. У серії ESP32 використовується мікропроцесор Tensilica Xtensa LX6 в двоядерних та одноядерних варіаціях та включає вбудовані антенні перемикачі, радіочастотний модуль, підсилювач потужності, приймач з низьким рівнем шумів, фільтри та модулі керування живленням [10].

#### 2.1.1 Різновиди мікроконтролерів ESP32

Сімейство ESP32 має велику кількість різновидів, які відрізняються процесором, обсягом пам'яті, наявністю периферійних інтерфейсів, енергоспоживанням, розмірами та спеціальними функціями. На рис. 2.1 наведено зображення основних видів мікроконтролерів сімейства ESP32.

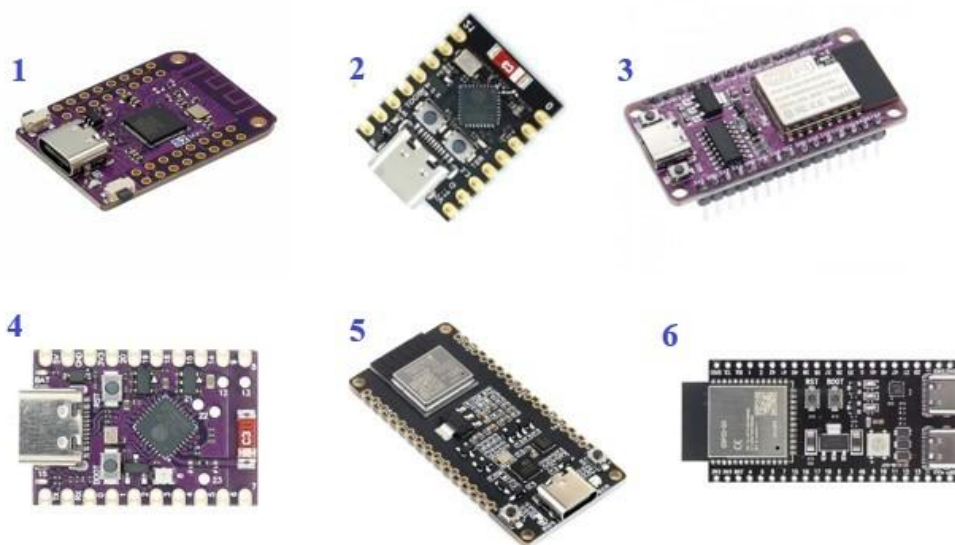


Рисунок 2.1 - Зображення основних видів мікроконтролерів сімейства ESP32.

1- ESP32-S2 Mini, 2- ESP32-C3, 3- ESP32-C2, 4- ESP32-C6 Mini,  
5- ESP32-H2, 6- ESP32-S3.

#### 2.1.2 Контролер ESP32-S2 Mini

Мікроконтролер ESP32-S2 Mini (рис. 2.2) є представником серії ESP32 від компанії Espressif Systems, розроблений спеціально для вбудованих систем з

підвищеними вимогами до енергоспоживання, безпеки та підключення до Wi-Fi. Це однокристальний мікроконтролер, який поєднує високу продуктивність, багатий набір периферії та невеликі габарити, що робить його ідеальним для компактних пристроїв Інтернету речей (IoT), сенсорних інтерфейсів, систем автоматизації та медичних пристроїв.



Рисунок 2.2 - Зовнішній вигляд мікроконтролера ESP32-S2 Mini [11].

ESP32-S2 Mini базується на 32-бітному процесорі Xtensa® LX7 з тактовою частотою до 240 МГц і має до 320 кБ SRAM. На відміну від класичного ESP32, він має лише один ядро, але натомість забезпечує нижче енергоспоживання та вдосконалені можливості безпеки (шифрування Flash, Secure Boot, HMAC, цифрові підписи) [11].

### 2.1.3 Контролер ESP32-C3

ESP32-C3 — це енергоефективний мікроконтролер від компанії Espressif Systems, побудований на основі RISC-V архітектури (рис. 2.3).



Рисунок 2.3 - Зовнішній вигляд мікроконтролера ESP32-C3 [12].

На відміну від інших моделей ESP32, цей чіп має одне ядро RISC-V 32-bit з тактовою частотою до 160 МГц, що робить його перспективним для розробки безпечних IoT-рішень. ESP32-C3 підтримує Wi-Fi 802.11 b/g/n та Bluetooth Low Energy (BLE) 5.0, що дозволяє йому працювати в енергозберігаючих бездротових мережах. Мікроконтролер має 400 КБ SRAM, підтримку зовнішньої Flash-пам'яті та до 22 доступних GPIO. Особливістю є наявність апаратної підтримки криптографії, включно з AES, SHA-2, RSA та HMAC, що забезпечує високий рівень захисту даних.

Завдяки вбудованому USB CDC, ESP32-C3 може програмуватись безпосередньо через USB без потреби в окремому UART-конвертері. Пристрій має низьке споживання енергії та підтримує Deep Sleep, що критично для автономних систем збору даних [12]. Платформа сумісна з ESP-IDF, Arduino IDE, а також підтримує MicroPython, що спрощує програмування та інтеграцію в системи. Його компактність і функціональність роблять ESP32-C3 ідеальним вибором для портативних медичних, промислових і домашніх IoT-пристроїв.

#### **2.1.4 Контролер ESP32-C2**

На рис. 2.4 наведено зображення мікроконтролера ESP32-C2 — компактного і енергоефективного мікроконтролера від Espressif Systems, створеного для бюджетних IoT-рішень з базовими потребами у підключенні.



Рисунок 2.4 - Зовнішній вигляд мікроконтролера ESP32-C2 [13].

Він побудований на 32-бітній RISC-V архітектурі з тактовою частотою до 120 МГц. Мікроконтролер підтримує Wi-Fi 802.11 b/g/n (2.4 ГГц) та Bluetooth 5 (LE), що дозволяє реалізовувати прості бездротові пристрої. Обсяг вбудованої пам'яті складає 272 КБ SRAM, також підтримується зовнішня Flash-пам'ять [13].

Завдяки наявності апаратної криптографії (AES, SHA, RNG), ESP32-C2 забезпечує базовий рівень безпеки. Пристрій підтримує стандартні периферійні інтерфейси, зокрема SPI, I2C, UART, PWM, ADC. Максимальна кількість доступних GPIO — до 14, що достатньо для простих сенсорних або виконавчих систем. Його підтримують середовища ESP-IDF та Arduino IDE, що забезпечує зручну розробку. У дипломному проєкті ESP32-C2 використовується як контролер для зчитування сигналів із сенсорів та передачі даних до мобільного застосунку через Wi-Fi.

### 2.1.5 Контролер ESP32-C6 Mini

ESP32-C6 Mini — це сучасний мікроконтролер від Espressif Systems, який поєднує в собі підтримку Wi-Fi 6, Bluetooth 5 (LE) та Thread/Zigbee у компактному корпусі (рис. 2.5).

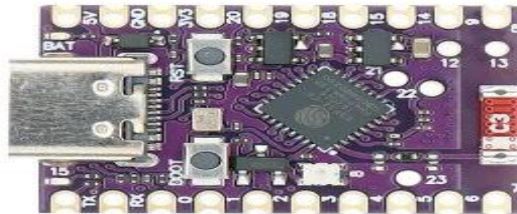


Рисунок 2.5 - Зовнішній вигляд мікроконтролера ESP32-C6 Mini [14].

Даний пристрій побудований на 32-бітному RISC-V процесорі з тактовою частотою до 160 МГц, що забезпечує ефективну обробку даних при низькому енергоспоживанні [14]. Він має 512 КБ SRAM та підтримує зовнішню Flash-пам'ять, що дозволяє працювати з більш складними програмами.

Завдяки підтримці Wi-Fi 6 (802.11ax), ESP32-C6 Mini забезпечує стабільнішу передачу даних у перевантажених мережах і нижчу затримку. Крім того, вбудована апаратна криптографія (AES, RSA, SHA, HMAC) забезпечує безпечну роботу з персональними даними. Контролер має до 23 GPIO, а також інтерфейси UART, SPI, I2C, PWM, ADC, що дозволяє підключати широкий спектр датчиків. Підтримка Matter та Zigbee/Thread робить його актуальним для пристроїв розумного дому. Сумісність із ESP-IDF і Arduino IDE значно спрощує розробку програмного забезпечення. У дипломному проєкті ESP32-C6 Mini

використовується як багатofункціональний контролер для збору та безпечної передачі фізіологічних даних користувача через сучасні бездротові протоколи.

### 2.1.6 Контролер ESP32-H2

Плата ESP32-H2 — це мікроконтролер нового покоління від Espressif Systems (рис. 2.6), розроблений спеціально для енергоефективних IoT-пристроїв із підтримкою Thread, Zigbee та Bluetooth 5 (LE). Він побудований на базі 32-бітного RISC-V процесора з тактовою частотою до 96 МГц, що дозволяє ефективно виконувати завдання з обробки даних при низькому енергоспоживанні. Пристрій має 320 КБ SRAM, підтримку зовнішньої Flash-пам'яті та до 19 GPIO, що достатньо для більшості базових застосунків.



Рисунок 2.6 - Зовнішній вигляд мікроконтролера ESP32-H2 [15].

ESP32-H2 не має Wi-Fi, натомість він зосереджений на IEEE 802.15.4 (Thread/Zigbee), що робить його придатним для створення розумних мереж з малою пропускнуою здатністю. Він підтримує апаратне шифрування (AES-128, SHA-256, ECC), що гарантує безпеку передавання даних у бездротових мережах [15]. Підтримка протоколу Matter дозволяє інтегрувати мікроконтролер у сучасні екосистеми "розумного дому". Він також сумісний з ESP-IDF, що надає розробникам зручні інструменти для програмування. ESP32-H2 використовується як енергоефективний вузол для збирання та передачі даних сенсорів у мережі Thread, наприклад у медичних або побутових пристроях.

### 2.1.7 Контролер ESP32-S3

ESP32-S3 — це потужний мікроконтролер від Espressif Systems, призначений для реалізації систем штучного інтелекту на периферії (edge AI) з

підтримкою Wi-Fi та Bluetooth Low Energy 5.0 (рис. 2.7). Він побудований на основі двоядерного процесора Xtensa® LX7, що працює на частоті до 240 МГц, і має 512 КБ SRAM та підтримку зовнішньої Flash-пам'яті. Особливістю ESP32-S3 є наявність векторного прискорювача для AI-обчислень, наприклад, для обробки зображень, розпізнавання голосу тощо [16].



Рисунок 2.7 - Зовнішній вигляд мікроконтролера ESP32-S3 [16].

Даний мікроконтролер підтримує до 44 GPIO та інтерфейси SPI, I2C, UART, ADC, DAC, що дозволяє підключати широкий спектр датчиків і модулів. Завдяки вбудованій апаратній криптографії (AES, SHA, RSA, HMAC), ESP32-S3 підходить для безпечних медичних і промислових застосунків. Модуль також підтримує USB-OTG та має функції глибокого сну, що знижує енергоспоживання у портативних пристроях. Сумісність з ESP-IDF, Arduino IDE та TensorFlow Lite значно розширює можливості для розробників.

## 2.2 Пульсоксиметричні датчики

### 2.2.1 Датчик MAX30100

Датчик MAX30100 — це інтегрований оптичний модуль, який поєднує пульсоксиметр і датчик частоти серцевих скорочень (ЧСС) в одному корпусі (рис. 2.8). Він використовує два світлодіоди (червоний і інфрачервоний) та фотодіод для вимірювання змін у поглинанні світла, що відповідає пульсовим хвилям крові [17]. Модуль підтримує інтерфейс I<sup>2</sup>C, що дозволяє легко інтегрувати його з мікроконтролерами, зокрема ESP32 та Arduino.

MAX30100 має вбудований АЦП та цифрову обробку сигналу, що підвищує точність вимірювань. Напруга живлення датчика становить 1.8 В для ядра і 3.3 В для логіки, а споживання струму перебуває в межах кількох

мікроампер у режимі очікування. Діапазон вимірювання частоти пульсу — приблизно від 30 до 240 уд./хв. Модуль забезпечує високу чутливість до змін у кровообігу, що дозволяє точно фіксувати фізіологічні параметри в режимі реального часу. Розміри пристрою компактні, що робить його придатним для застосування в портативних медичних пристроях. MAX30100 часто використовується у фітнес-трекерах, медичних браслетах і мобільних системах моніторингу.



Рисунок 2.8 - Зовнішній вигляд датчика MAX30100 [17].

### 2.2.2 Датчик MAX30101

Датчик MAX30101 (рис. 2.9) — це вдосконалена версія оптичного сенсора для вимірювання частоти серцевих скорочень, насичення крові киснем ( $SpO_2$ ) та пульсової оксиметрії [18]. Він має три вбудовані світлодіоди (червоний, інфрачервоний і зелений) та фотодетектор, що дозволяє здійснювати високоточні вимірювання як у стані спокою, так і при русі. MAX30101 оснащений вбудованим 18-бітним АЦП і цифровими фільтрами, що зменшують вплив шумів від навколишнього освітлення.

Датчик підтримує інтерфейс I<sup>2</sup>C і працює від джерел живлення 1.8 В (логіка) та 3.3 В (світлодіоди). Його компактний корпус (5.6 мм × 3.3 мм × 1.55 мм) дозволяє інтегрувати пристрій у фітнес-браслети, медичні трекери та інші портативні системи. MAX30101 забезпечує більш широкий динамічний діапазон і покращену продуктивність у порівнянні з попередніми версіями, зокрема MAX30100. Він також має низьке енергоспоживання завдяки оптимізованим режимам роботи, включно зі збереженням енергії під час неактивності. Цей

датчик активно використовується в системах моніторингу здоров'я людини, зокрема для безперервного відстеження життєвих показників.



Рисунок 2.9 - Зовнішній вигляд датчика MAX30101 [18].

Отримані від фотодетектора дані передаються та аналізуються мікросхемою MAX32664, в яку вбудовано алгоритми для визначення частоти серцевих скорочень і насичення крові киснем ( $SpO_2$ ) у вигляді відсотку гемоглобіну, насиченого киснем.

### 2.2.3 Датчик MAX30102

На рис. 2.10 показано зовнішній вигляд датчика MAX30102. Датчик серцевого ритму (пульсу) MAX30102 - інтегральний датчик пульсу і насичення крові киснем [19].



Рисунок 2.10 - Зовнішній вигляд датчика MAX30102 [19].

Датчик MAX30102 — це інтегрований оптичний модуль для вимірювання частоти серцевих скорочень (ЧСС) та насичення крові киснем ( $\text{SaO}_2$ ), що є покращеною версією MAX30100. Він містить два світлодіоди (червоний і інфрачервоний) і фотодіод, які працюють за принципом фотоплетизмографії для реєстрації пульсових хвиль.

MAX30102 оснащений вбудованим АЦП і цифровою обробкою сигналів, що забезпечує високу точність вимірювань навіть при рухах користувача. Датчик має інтерфейс I<sup>2</sup>C для простого підключення до мікроконтролерів і підтримує живлення 1.8 В для ядра та 3.3 В для логіки. Його компактний корпус (5.6 мм × 3.3 мм × 1.55 мм) робить пристрій ідеальним для використання у портативних медичних приладах і носимих гаджетах. MAX30102 має низьке енергоспоживання і підтримує кілька режимів роботи, що дозволяє оптимізувати витрати енергії. Він також включає температурний сенсор для компенсації впливу температурних коливань на точність вимірювань. Датчик широко застосовується у фітнес-трекерах, медичних моніторах та системах здоров'я.

#### **2.2.4 Датчик MAX30105**

У своїй роботі я використовую датчик MAX30105 (рис. 2.11), який є високочутливим оптичним сенсором, призначеним для вимірювання пульсу, насичення крові киснем ( $\text{SaO}_2$ ), а також для виявлення частинок у повітрі, таких як дим або пил. Цей датчик поєднує в собі три світлодіоди (червоний, інфрачервоний і зелений) і фотодіод, що дозволяє отримувати мультиспектральні дані про світло, відбите від тканин або частинок [20].

Принцип роботи датчика базується на фотоплетизмографії — методі, який дозволяє визначати зміни кровотоку в тканинах за допомогою аналізу інтенсивності світла, що проходить через або відбивається від них. Світлодіоди датчика випромінюють світло на різних довжинах хвиль, які поглинаються гемоглобіном залежно від насичення киснем. Фотодіод реєструє ці зміни інтенсивності світла, що дає змогу визначати пульс і рівень  $\text{SaO}_2$ .

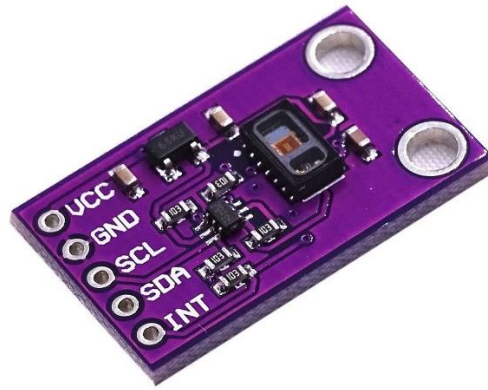


Рисунок 2.11 - Зовнішній вигляд датчика MAX30105 [20].

Для зручності підключення та збору даних я використовую інтерфейс I<sup>2</sup>C, який підтримує MAX30105. Завдяки компактним розмірам і низькому енергоспоживанню, цей датчик є оптимальним вибором для портативних пристроїв моніторингу здоров'я, включаючи фітнес-браслети та медичні пристрої.

Таким чином, використання MAX30105 у моєму проєкті дозволяє забезпечити точне та надійне вимірювання основних біометричних параметрів, необхідних для подальшого аналізу стану здоров'я користувача.

Недоліками сенсора MAX30105 є чутливість вихідного сигналу до рухових артефактів, вплив зовнішнього освітлення та залежність отримуваних результатів від правильного розміщення датчика. Проте використання фільтрації сигналу, інтелектуальних алгоритмів обробки та високої частоти дискретизації значно знижує ці обмеження.

На підставі аналізу вищевикладеного матеріалу у якості компонентів для виконання поставленої задачі було обрано:

- плату ESP32-C6 Mini;
- датчик MAX30105.

### **2.3 Середовище розробки та використані програмні застосунки**

В ході виконання поставленої задачі, для написання на налагодження коду апаратної частини комплексу для контролю змін периферійного кровотоку було використано середовище розробки Arduino IDE.

Потік даних з виходу апаратної частини для їхньої візуалізації і подальшого аналізу фіксувався за допомогою програмного застосунку PuTTY.

PuTTY — це універсальний клієнтський інструмент, призначений для встановлення віддалених з'єднань між комп'ютерами через різні мережеві протоколи, зокрема SSH, Telnet, rlogin, а також для роботи з послідовним портом. Програма є популярною серед системних адміністраторів, розробників та інженерів завдяки своїй простоті, швидкодії та можливості запуску під операційною системою Windows. Вона дозволяє здійснювати керування віддаленими серверами, взаємодіяти з вбудованими системами через COM-порт, а також здійснювати безпечну передачу команд у текстовому режимі.

Основна функціональність PuTTY полягає у відкритті термінального сеансу між локальним та віддаленим пристроєм. Програма підтримує як стандартні незахищені протоколи (Telnet), так і сучасні безпечні рішення (SSH), які забезпечують шифрування переданих даних. Також передбачено налаштування шрифтів, кольорів, збереження сесій та використання SSH-ключів для авторизації.

Завдяки відкритому коду і вільному розповсюдженню, PuTTY активно використовується як у корпоративних, так і в освітніх цілях.

### 3. ОСНОВНА ЧАСТИНА

#### 3.1 Аналіз оригінального коду апаратної частини комплексу для контролю змін периферійного кровотоку

Оригінальний код, наведений в ДОДАТКУ 1, є основою для роботи оптичного сенсора МАХ30102 [4], призначеного для аналізу змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну. Основна мета коду — збір даних з червоного та інфрачервоного (ІЧ) каналів сенсора. Ці дані є критично важливими для подальшої обробки та аналізу, наприклад, у спеціалізованих програмах, що дозволяє вимірювати рівень кисню в крові (сатурацію) та частоту серцевих скорочень.

Після ініціалізації пристрою та отримання команди '0' з персонального комп'ютера (ПК) через послідовний порт, код переходить до детального налаштування параметрів сенсора, яке включає встановлення рівня яскравості світлодіодів, тривалості імпульсу на кожній довжині хвилі, вибір режиму вимірювання, визначення частоти вибірки та розрядності вбудованого в датчик АЦП.

За цим слідує етап автоматичного калібрування. Програма ітеративно зчитує значення сигналу з червоного каналу і динамічно адаптує яскравість світлодіодів. Цей процес триває доти, доки сигнал не потрапить у заздалегідь визначений оптимальний діапазон значень. Таке автоматичне калібрування є вкрай важливим для забезпечення високої якості вимірювань, компенсуючи вплив змінних умов зовнішнього освітлення або індивідуальних особливостей шкіри користувача.

Після успішного завершення калібрування починається основний цикл збору даних. Код безперервно виводить отримані значення з червоного та ІЧ-каналів через послідовний порт на ПК, забезпечуючи потік необроблених вимірювань. Цей процес триває до моменту отримання команди '1' з ПК, яка слугує сигналом для припинення вимірювань. В кінці циклу, хоча це і закоментовано в поточному коді, передбачена можливість переведення сенсора в енергоощадний сплячий режим (shutDown) для економії заряду.

Цей код є фундаментальною програмною основою для розробки компактних і високоточних медичних пристроїв. Він реалізує ключові етапи роботи з оптичним сенсором, від початкового налаштування та калібрування до безперервного збору фотоплетизмографічних даних, що в подальшому можуть бути використані для комплексного аналізу стану здоров'я пацієнта. Проте, як показав детальний аналіз отриманих результатів, оригінальний код має істотний недолік.

На рис. 2.1 наведено фрагмент графіка залежності інтенсивності вибірок фотоплетизмограми червоного каналу датчика MAX30105 від їх номера, отриманий з використанням оригінального коду. Пульс – порядку 60 уд/хв (тривалість кардіоциклу близько 1 с).

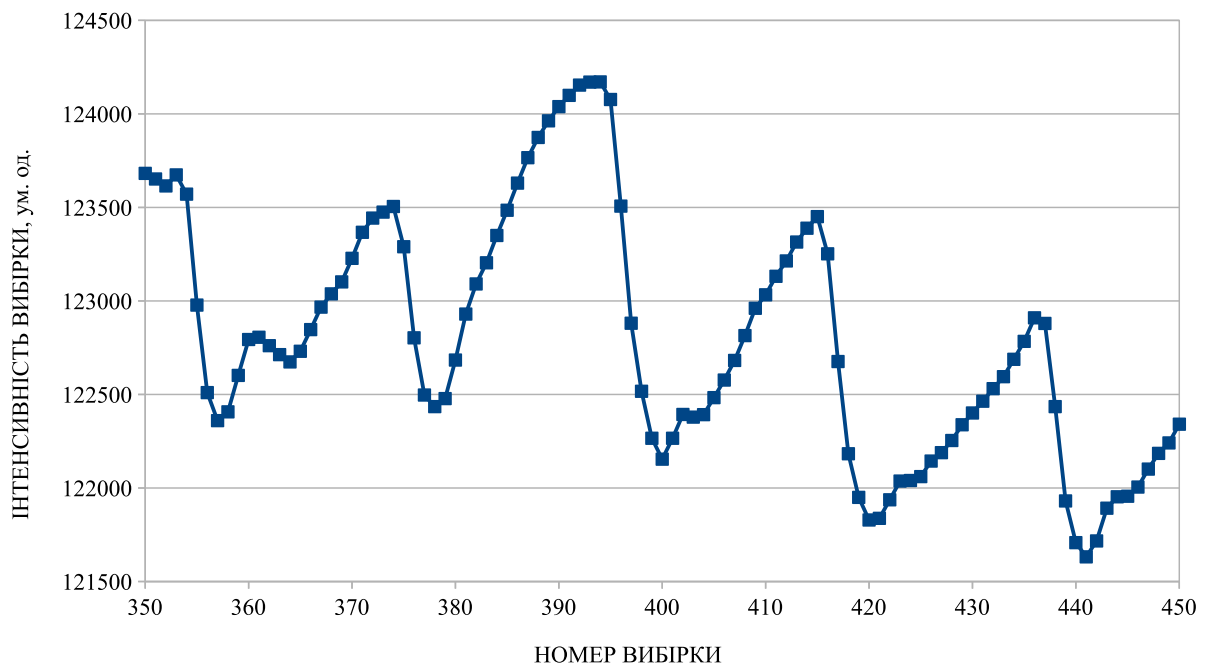


Рисунок 3.1 – Фрагмент графіка залежності інтенсивності вибірок фотоплетизмограми червоного каналу датчика MAX30102 від їх номера, отриманий з використанням оригінального коду. Пульс – порядку 60 уд/хв.

Як видно із графіка, показаного на рис. 3.1, кількість вибірок на один кардіоцикл становить близько 21, тобто частота дискретизації сигналу фотоплетизмограми не перевищує 25 Гц.

### 3.2 Модифікація коду апаратної частини комплексу для контролю змін периферійного кровотоку

Отже головним завданням в процесі вдосконалення існуючого рішення стало підвищення кількості вибірок на кардіоцикл до рівня 250-400 на кожен оптичний канал. Для цього було ретельно проаналізовано технічну документацію на компоненти апаратного модуля пристрою, описаного в [4], та бібліотек для MAX30105, Arduino UNO, ESP32.

В оригінальному коді значення частоти вибірки задається в блоці конфігурації, параметр "sampleRate":

```
byte ledBrightness = 30;
byte sampleAverage = 1;
byte ledMode = 2;
int sampleRate = 400;
int pulseWidth = 118;
int adcRange = 16384.
```

Аналіз результатів, отриманих за допомогою численних версій оригінального коду та апаратних конфігурацій показав, що параметр "sampleRate" дійсно виставляє обмеження по частоті дискретизації, але на практиці на неї мають вплив інші фактори, починаючи від конкретного апаратного рішення, і закінчуючи іншими параметрами конфігурації датчика. В ході роботи було визначено, що частота дискретизації деградує під впливом багатьох чинників. Ось деякі з них:

- параметр ledMode - при збільшенні на одиницю спостерігається зменшення частоти на 20%-70%;
- параметр pulseWidth - збільшення ширини імпульсу допомагає отримати більш чіткі значення, але фізично впливає на частоту дискретизації та навантажує мікроконтролер;
- параметр adcRange - частковий вплив – зменшення на 10-15%.

Спираючись на отримані результати було прийнято рішення спочатку визначити оптимальні параметри налаштування датчика, а потім зробити рефакторинг функцій по збору даних мікроконтролером.

Експериментальним шляхом було визначено оптимальні параметри та сформована табл. 3.1 відповідності ідеальних значень параметрів конфігурації датчика їх реальним значенням.

Таблиця 3.1 - Таблиця відповідності ідеальних значень параметрів конфігурації датчика їх реальним значенням.

№	pulse Width (мкс)	adc Range	sample Rate (Гц)	Ідеальна максимальна можлива частота дискретизації (Гц)	Практична максимальна можлива частота дискретизації (Гц)
1	69	15-bit	50	50	50
2	69	15-bit	100	100	100
3	69	15-bit	200	200	180
4	69	15-bit	400	400	280
5	69	15-bit	800	800	400
6	69	15-bit	1000	1000	400
7	69	15-bit	1600	1600	500
8	69	15-bit	3200	3200	500
9	118	16-bit	200	200	180
10	118	16-bit	800	800	400
11	215	17-bit	3200	Не можливо (макс ~4651)	30 нестабільна робота
12	411	18-bit	3200	Не можливо (макс ~2432)	14 нестабільна робота
13	411	18-bit	1600	1600	40
14	411	18-bit	1000	1000	80
15	411	18-bit	800	800	130
16	411	18-bit	400	400	180
17	411	18-bit	200	200	200

Згідно з визначених даних було визначено, що оптимальні параметри:

```
byte ledBrightness = 30;
byte sampleAverage = 1;
byte ledMode = 2;
int sampleRate = 400;
int pulseWidth = 118;
int adcRange = 8172;
```

Основна і принципова різниця між оригінальною та запропонованою в цій роботі версією коду, яка дозволила значно збільшити частоту зчитування даних (з 25 Гц майже до 400 Гц), полягає у зміні механізмі отримання даних з датчика MAX30105.

У оригінальному коді використовувався метод `getRed()` або аналогічний, який зчитував лише один останній відлік з датчика, що могло призводити до втрати даних, якщо мікроконтролер не встигав зчитати їх до того, як датчик генерував новий відлік. Це обмежує ефективну частоту зчитування.

У використаному в роботі датчику MAX30105 наявний FIFO-буфер (First-In, First-Out), інтегрований у сам датчик. Вимірні відліки накопичуються у цьому буфері, і їх можна зчитувати пакетами.

#### Оригінальний код

```
while(true) {
  byte incoming = Serial.read();
  if (incoming == 49) {
    break; }
  Serial.print(particleSensor.getRed());
  Serial.print(" ");
  Serial.println(particleSensor.getIR());
  delay(1); }
//particleSensor.shutdown(); } }
```

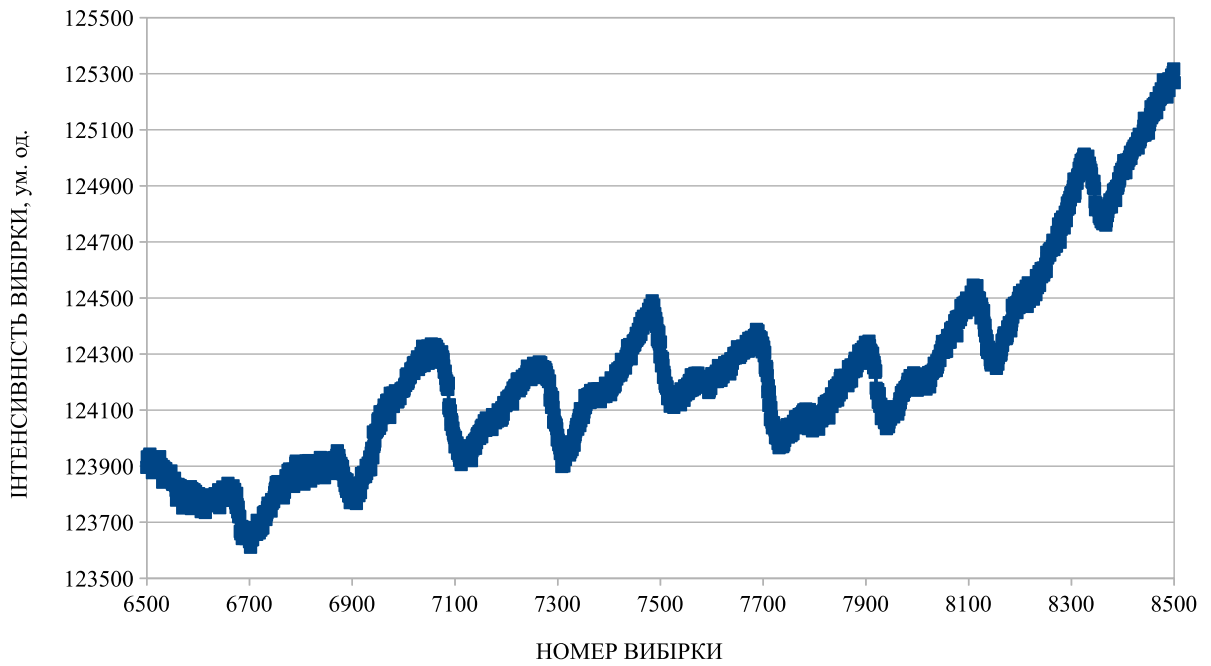
#### Запропоноване рішення

```
particleSensor.check();
while (particleSensor.available()) {
  long red =
  particleSensor.getFIFORed();
  long ir = particleSensor.getFIFOIR();
  Serial.print(red);
  Serial.print(" ");
  Serial.println(ir);
  particleSensor.nextSample();
  samplesTaken++;
}
```

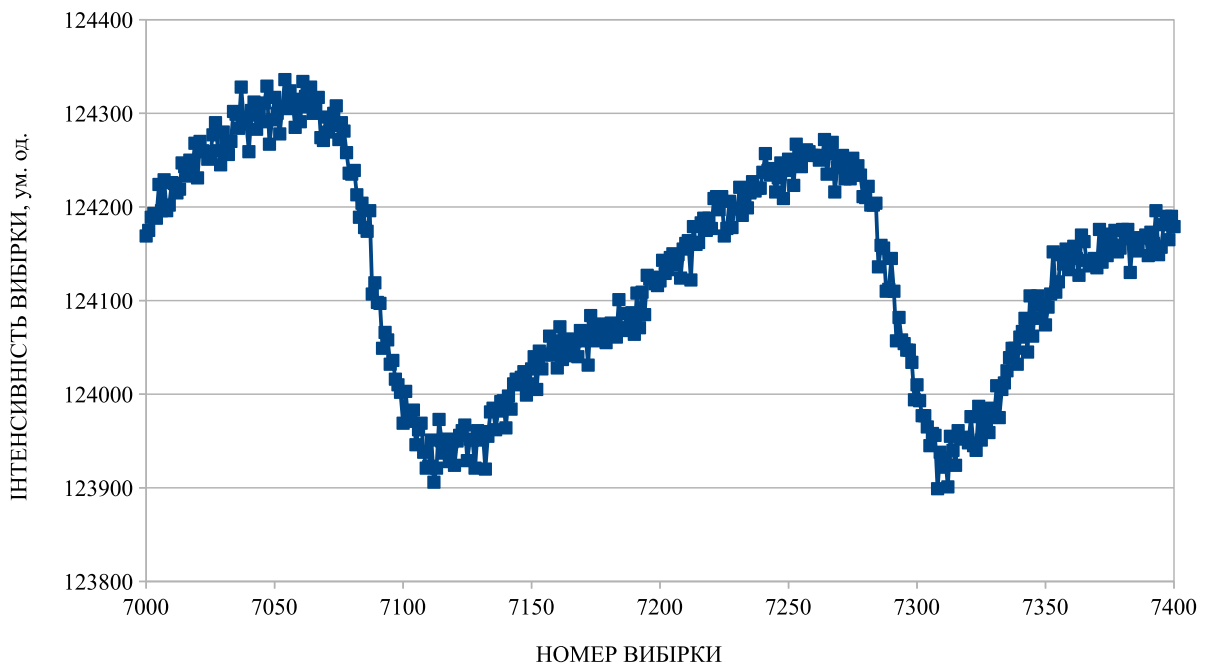
#### Ключові зміни:

- `particleSensor.check()`: ця функція перевіряє, чи є нові дані в FIFO-буфері датчика;
- `while (particleSensor.available())`: замість зчитування по одному відліку, розпочинається цикл `while`, який виконується доти, доки у FIFO-буфері є доступні дані. Це означає, що за один "прохід" циклу `loop()` можна зчитати декілька (або навіть багато) відліків, які накопичилися в буфері датчика;
- `particleSensor.getFIFORed()` та `particleSensor.getFIFOIR()`: ці функції безпосередньо зчитують значення сигналу червоного та інфрачервоного каналів з FIFO-буфера;
- `particleSensor.nextSample()`: після зчитування поточного відліку, ця функція пересуває "вказівник" на наступний зразок у FIFO-буфері, дозволяючи обробляти їх послідовно.

Таким чином, використовуючи оптимальні параметри налаштування датчика та ключові зміни у програмному коді, було сформовано фінальну версію модифікованого коду апаратної частини комплексу для контролю змін периферійного кровотоку, наведену у ДОДАТКУ 2.

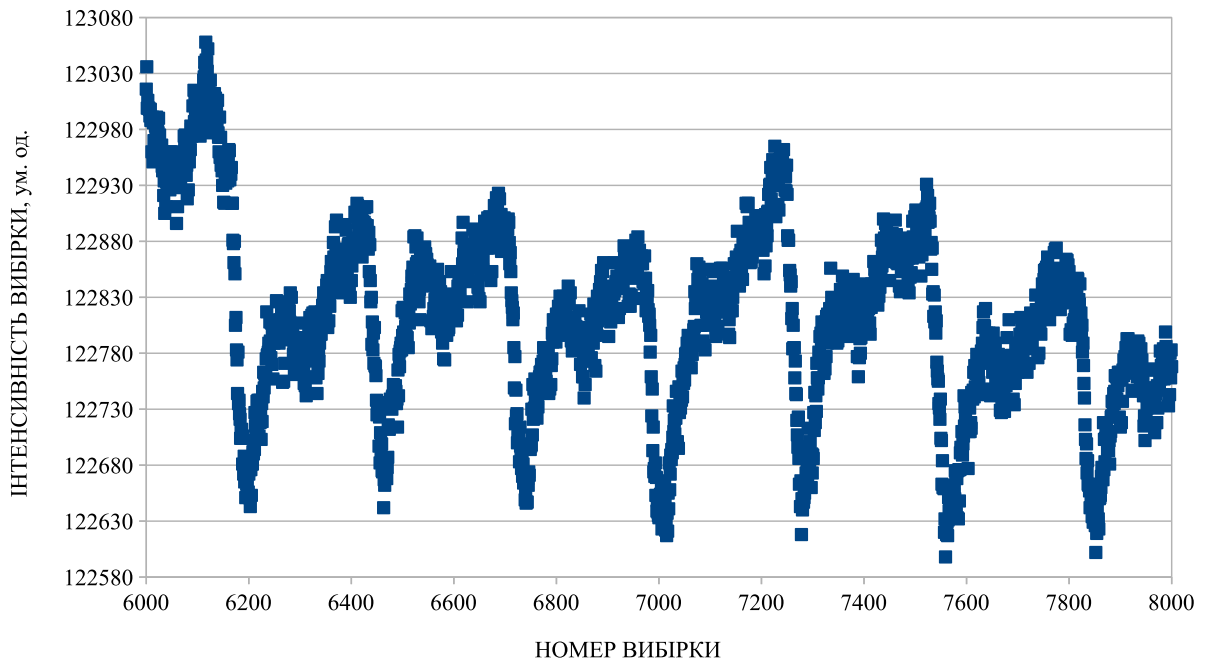


а)

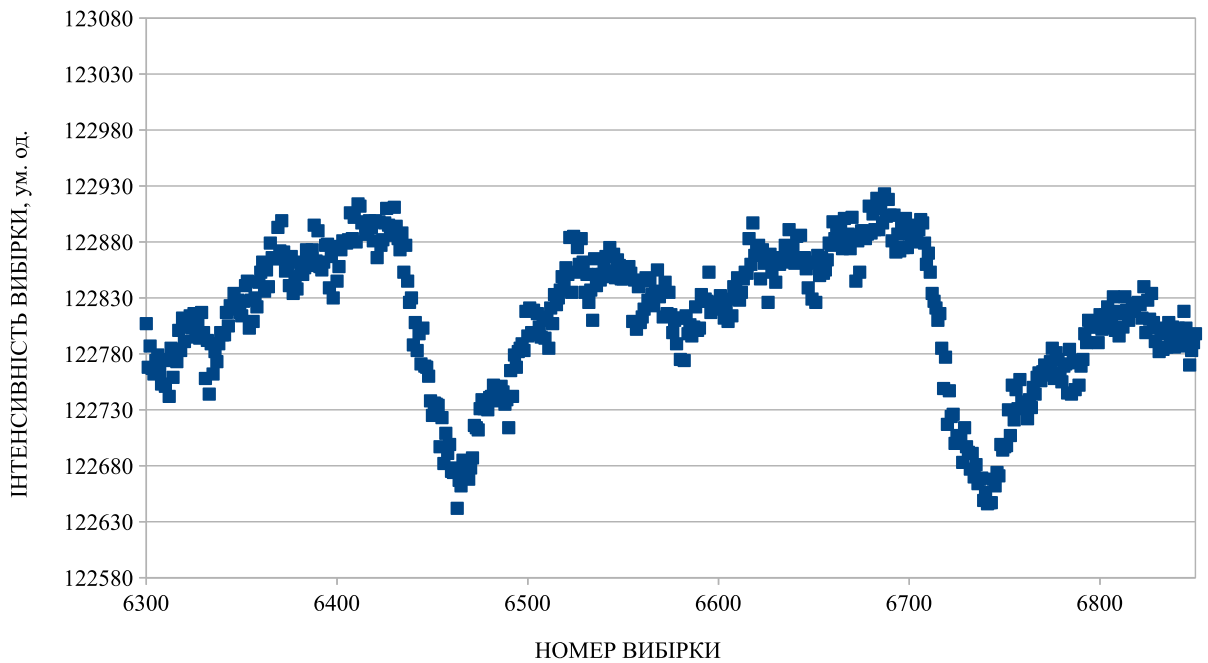


б)

Рисунок 3.2 – Фрагмент графіка залежності інтенсивності вибірок фотоплетизмограми червоного каналу датчика МАХ30105 від їх номера, отриманого з використанням модифікованого коду (а) та два кардіоцикли цієї ж залежності (б). Пульс – порядку 60 уд/хв.



а)



б)

Рисунок 3.3 – Фрагмент графіка залежності інтенсивності вибірок фотоплетизмограми червоного каналу датчика MAX30105 від їх номера, отриманого з використанням модифікованого коду (а) та два кардіоцикли цієї ж залежності (б). Пульс – порядку 85 уд/хв.

На рис. 3.2 наведено фрагменти графіка залежності інтенсивності вибірок фотоплетизмограми червоного каналу датчика MAX30105 від їх номера, отримані з використанням однієї із проміжних версій модифікованого коду. Пульс – порядку 62 уд/хв (тривалість кардіоциклу близько 1 с).

Підрахунок кількості вибірок на один кардіоцикл показує, що частота дискретизації сигналу фотоплетизмограми в цьому випадку становить близько 200 Гц.

На рис. 3.3 наведено фрагменти графіків залежності інтенсивності вибірок фотоплетизмограми червоного каналу датчика MAX30105 від їх номера, отриманих з використанням фінальної версії модифікованого коду. Пульс – порядку 85 уд/хв (тривалість кардіоциклу близько 0,7 с).

Підрахунок кількості вибірок на один кардіоцикл показує, що частота дискретизації сигналу фотоплетизмограми в цьому випадку сягає 385 Гц.

## ВИСНОВКИ

1. Огляд наукової літератури за темою дипломної роботи показав, що:
  - серед сучасних методів неінвазивного контролю стану серцево-судинної системи фотоплетизмографія займає ключове місце завдяки своїй інформативності та простоті реалізації;
  - більшість доступних на ринку пульсоксиметричних пристроїв використовують двохвильову методику (660 нм та 940 нм), що є недостатнім для виявлення тонких змін у гемодинаміці та трансформаціях оксигемоглобіну;
  - удосконалення фотоплетизмографічного комплексу, зокрема шляхом збільшення частоти дискретизації та використання трьохвильового режиму, відкриває можливості для підвищення точності та розширення діагностичних параметрів, що актуалізує створення нового компактного пристрою збору даних.
2. Експериментально показано можливість використання сучасної елементної бази - мікроконтролера ESP32-C6 та сенсора MAX30105 - для побудови системи збору фотоплетизмографічних сигналів із частотою дискретизації до 400 Гц, що у майбутньому дозволить якісно фіксувати швидкі зміни у фазах кардіоциклу та забезпечити вимірювання таких ключових параметрів, як відносний вміст оксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові, рівень венозного кисню та визначення зміни об'єму периферичної крові.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. V. I. Kravchenko, S. A. Mamilov, Yu. S. Plaksiy, S. S. Yesman, N.S. Kazak and A.A. Ryzhevich. Noninvasive optical method for determining the scattering coefficients and the specific volume of the blood in biological tissue in vivo. *Journal of Applied Spectroscopy*, V. 72, №1, 2005, p. 126-131.
2. S. O. Mamilov, S. S. Esman, D. V. Veligodski, M. M. Asimov, A. I. Gisbreht. Wavelength Dependence of the Efficiency of in vivo Photolysis of Carboxyhemoglobin *Journal of Applied Spectroscopy* 81(3):432-436
3. S. S. Yesman, S. A. Mamilov, M. M. Asimov, A. I. Gisbreht Noninvasive methods of measuring oxygen saturation in venous blood. *Journal of Applied Spectroscopy*, July 2011, Volume 78, Issue 3, pp 406-413
4. Igor BEKH, Alexandra OSTAPENKO, Mykola ILIUKHA, Serge MAMILOV, Konstantin YANISHEVSKIY. Hardware and software complex for monitoring the parameters of the peripheral blood flow and the dynamics of the transformation of hbo2 molecules during laser irradiation in dentistry. // *Proceedings of the “XXVIII International scientific conference “Electronics and applied physics”*, Kiev, Ukraine, 2022, pp. 83- 85.
5. M.M. Asimov, R.M. Asimov, A.N. Rubinov, S.A. Mamilov, Yu.S. Plaksiy. High sensitive pulseoximeter-spectrophotometer for laser optical dosimetry in biology and medicine. *Proceeding of SPIE*, 2006, Vol. 6251, p. 147-154
6. Ring E.F.J., Ammer K. Infrared thermal imaging in medicine. *Physiological Measurement*, 2012, 33(3), pp. R33–R46. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/3/R33>
7. Sillero-Quintana M., Gómez-Carmona P., Yunta R., García-Romero J. Use of Infrared Thermography in the Assessment of Skin Temperature Response to Physical Activity in Sport and Health Fields: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2020, 17(6), 2101. <https://doi.org/10.3390/ijerph17062101>
8. Cutolo M., Sulli A., Smith V. How to perform and interpret capillaroscopy. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 2013, Vol. 27(2), pp. 237–248. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2013.03.001>
9. Jubran A. Pulse oximetry. *Critical Care*, 2015, 19(1), 272. <https://doi.org/10.1186/s13054-015-0984-8>
10. [Introduction to ESP32 | Specifications, ESP32 DevKit Board, Layout](#), ( дата звернення 18.05.2025)
11. Espressif Systems. ESP32-S2 Technical Reference Manual. [Online]. Available: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-s2\\_technical\\_reference\\_manual\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-s2_technical_reference_manual_en.pdf)

12. Espressif Systems. ESP32-C3 Technical Reference Manual. [Online]. Available: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-c3\\_technical\\_reference\\_manual\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-c3_technical_reference_manual_en.pdf)
13. Espressif Systems. ESP32-C2 Datasheet [Online]. Available: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-c2\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-c2_datasheet_en.pdf) (дата звернення 17.05.2025)
14. Espressif Systems. ESP32-C6 Datasheet [Online]. Available: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-c6\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-c6_datasheet_en.pdf)
15. Espressif Systems. ESP32-H2 Datasheet [Online]. Available: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-h2\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-h2_datasheet_en.pdf) (дата звернення 18.05.2025)
16. [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-s3-wroom-1\\_wroom-1u\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-s3-wroom-1_wroom-1u_datasheet_en.pdf)
17. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/max30100.pdf> (дата звернення 20.05.2025)
18. [MAX30101 Datasheet and Product Info | Analog Devices](#) (дата звернення 22.05.2025)
19. [MAX30102 Datasheet\(PDF\)- Maxim Integrated Products](#) (дата звернення 23.05.2025)
20. [MAX30105 Datasheet and Product Info | Analog Devices](#) (дата звернення 25.05.2025)

## ДОДАТОК 1

### Оригінальний код апаратної частини комплексу для контролю змін периферійного кровотоку

```

#include <Wire.h>
// Підключення бібліотеки для I2C-зв'язку.
#include "MAX30105.h"
// Підключення бібліотеки для роботи з датчиком MAX30105.
MAX30105 particleSensor;
// Створення об'єкта для роботи з сенсором.
#define MAX_BRIGHTNESS 255
// Максимальна яскравість світлодіодів (від 0 до 255).
const int numReadings = 5;
// Кількість зчитувань для калібрування.
int calibrateReadings[numReadings];
// Масив для збереження значень калібрування (не використовується у коді).
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  // Встановлення швидкості серійного порту.
  particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST);
  // Ініціалізація сенсора через швидкий I2C.
  //particleSensor.shutdown();
  // Переведення сенсора в сплячий режим (неактивно).
}
void loop()
{
  byte incoming = Serial.read();
  // Зчитування байта з комп'ютера.
  if (incoming == 48) // символ '0'
  {
    byte ledMode = 2;
    byte ledBrightness = 30;
    int pulseWidth = 118;
    int sampleRate = ;
    int adcRange = 8192;
    byte sampleAverage = 1;
    long average_8192 = 131000;
  }
}

```

```

long average_min_8192 = 124000;
long average_max_8192 = 138000;
// Типові значення для калібрування АЦП.
particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate,
pulseWidth, adcRange);
// Передача налаштувань до сенсора.
while(true)
{
delay(1000);
long red_read = particleSensor.getRed();
// Зчитування значення з червоного каналу.
if (red_read <= average_min_8192)
{
ledBrightness += 2;
particleSensor.setup(ledBrightness);
// Підвищення яскравості, якщо сигнал надто слабкий.
continue;
}
else if (red_read >= average_max_8192)
{
ledBrightness -= 2;
particleSensor.setup(ledBrightness);
// Зменшення яскравості, якщо сигнал занадто сильний.
continue;
}
else
{
break;
// Значення в межах – завершення калібрування.
}
}
while(true)
{
byte incoming = Serial.read();
// Перевірка команди з ПК (наприклад, завершити зчитування).
if (incoming == 49) // символ '1'
{
break;
// Вихід з циклу, якщо прийшла команда.
}
}

```

```
}  
Serial.print(particleSensor.getRed());  
Serial.print(" ");  
Serial.println(particleSensor.getIR());  
// Виведення значень червоного та ІЧ-каналів.  
delay(1);  
// Невелика затримка для стабільності.  
}  
//particleSensor.shutdown();  
// Перехід сенсора в сплячий режим після вимірювання.  
}  
}
```

## ДОДАТОК 2

### Модифікований код апаратної частини комплексу для контролю змін периферійного кровотоку

```

//#include <BluetoothSerial.h> // Закоментована бібліотека Bluetooth, наразі не
використовується.
#include <Wire.h> // Підключення бібліотеки для I2C-зв'язку.
#include "MAX30105.h" // Підключення бібліотеки для роботи з датчиком
MAX30105.
MAX30105 particleSensor; // Створення об'єкта для роботи з сенсором.
#define MAX_BRIGHTNESS 255 // Максимальне значення струму через
світлодіоди (від 1 до 255).
const int numReadings = 5; // Кількість зчитувань для калібрування (не
використовується у поточному коді).
int calibrateReadings[numReadings]; // Масив для збереження значень
калібрування (не використовується).
void setup()
{
  //MAX30105 init
  Serial.begin(115200); // Задання швидкості передачі по послідовному порту для
зв'язку з ПК.
  particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST); // Ініціалізація сенсора через
швидкий I2C.
  //particleSensor.shutdown(); // Закоментовано: переведення датчика у "сплячий
режим".
}
void loop()
{
  byte incoming = Serial.read(); // Очікування та читання байту даних, отриманих
по послідовному порту від ПК.
  if (incoming == 48) // Якщо прийшла початкова команда (символ '0').
  {
    byte ledMode = 2; // Режим роботи світлодіодів (наприклад, SaO2 режим).
    byte ledBrightness = 30; // Початкова яскравість світлодіодів.
    int pulseWidth = 118; // Ширина імпульсу світлодіодів (мікросекунди).
    int sampleRate = 800; // Частота дискретизації (кількість зразків на секунду).
  }
}

```

```

int adcRange = 8192; // Діапазон АЦП (analog-to-digital converter) для
зчитування даних.
byte sampleAverage = 1; // Кількість зразків для усереднення.
long average = 131000; // Типове значення для калібрування АЦП.
long average_min = 124000; // Мінімальний поріг для калібрування.
long average_max = 138000; // Максимальний поріг для калібрування.
particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate,
pulseWidth, adcRange); // Задання параметрів датчика та їх передача до нього.
// Калібрування яскравості
while (true) { // Цикл для автоматичного калібрування яскравості світлодіодів.
delay(100); // Невелика затримка для стабілізації перед перевіркою.
particleSensor.check(); // Перевірка наявності нових даних у буфері FIFO
датчика.
if (particleSensor.available()) { // Якщо є доступні дані для зчитування.
long red = particleSensor.getFIFOred(); // Зчитування значення червоного каналу
з буфера FIFO.
particleSensor.nextSample(); // Перехід до наступного зразка у буфері FIFO.
//Serial.print("RED: "); Serial.println(red); // Закоментовано: виведення значення
червоного каналу для відладки.
if (red <= average_min) { // Якщо значення червоного каналу нижче
мінімального порогу.
ledBrightness = min(ledBrightness + 2, MAX_BRIGHTNESS); // Збільшення
яскравості на 2, обмежуючи до MAX_BRIGHTNESS.
particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate,
pulseWidth, adcRange); // Застосування нових налаштувань яскравості.
} else if (red >= average_max) { // Якщо значення червоного каналу вище
максимального порогу.
ledBrightness = max(ledBrightness- 2, 1); // Зменшення яскравості на 2,
обмежуючи до мінімального значення 1.
particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate,
pulseWidth, adcRange); // Застосування нових налаштувань яскравості.
} else { // Якщо значення червоного каналу знаходиться в оптимальному
діапазоні.
//Serial.println("Калібрування завершено."); // Закоментовано: повідомлення про
завершення калібрування.
break; // Завершення циклу калібрування.
}
}
}
}
}

```

```

// Основний режим вимірювання
//Serial.println("Вимірювання сигналу..."); // Закоментовано: повідомлення про
початок вимірювань.
unsigned long startTime = millis(); // Збереження часу початку вимірювань для
розрахунку частоти.
unsigned long samplesTaken = 0; // Лічильник зразків.
while (true) { // Безкінечний цикл для постійного зчитування даних.
byte incoming = Serial.read(); // Перевірка команд з ПК.
if (incoming == '1') { // Якщо прийшла команда зупинки (символ '1').
Serial.println("Зупинка вимірювань."); // Повідомлення про зупинку.
break; // Вихід з циклу вимірювання.
}
particleSensor.check(); // Перевірка наявності нових даних у буфері FIFO.
while (particleSensor.available()) { // ***Принципова відмінність: Читання всіх
доступних даних з FIFO***
long red = particleSensor.getFIFORed(); // Зчитування значення червоного каналу
з FIFO.
long ir = particleSensor.getFIFOIR(); // Зчитування значення інфрачервоного
каналу з FIFO.
//Serial.print("RED: ");
Serial.print(red); // Виведення значення червоного каналу.
Serial.print(" "); // Роздільник.
Serial.println(ir); // Виведення значення інфрачервоного каналу.
//Serial.print(" Hz: ");
//Serial.println((float)samplesTaken / ((millis()- startTime) / 1000.0), 2); //
Закоментовано: розрахунок та виведення поточної частоти.

particleSensor.nextSample(); // Перехід до наступного зразка у буфері FIFO.
samplesTaken++; // Збільшення лічильника зразків.
}
}
}
}
}

```