

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Факультет прикладної математики
Кафедра системного програмування і
спеціалізованих комп'ютерних систем**

«На правах рукопису»
УДК _____

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Віталій РОМАНКЕВИЧ

«___» _____ 2025 р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
за освітньо-професійною програмою «Системне програмування та
спеціалізовані комп'ютерні системим»
зі спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія»
на тему: «ПОРТАТИВНА КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА КОНТРОЛЮ
ЯКОСТІ ПОВІТРЯ В ТИМЧАСОВО ОБЛАДНАНИХ ПРИМІЩЕННЯХ»**

Виконав:

студент II курсу, групи КВ-41 мп
Кравченко Леонід Олегович

(підпис)

Науковий керівник:

к.т.н., доцент, доцент кафедри системного
програмування
Павловський Володимир Ілліч

(підпис)

Рецензент:

(Посада, науковий ступінь, вчене звання,)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних посилань.
Студент (-ка) _____

Київ – 2025 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет прикладної математики
Кафедра системного програмування і спеціалізованих
комп'ютерних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 123 «Комп'ютерна інженерія»»

Освітньо-професійна програма **«Системне програмування та спеціалізовані комп'ютерні системи»**

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Віталій РОМАНКЕВИЧ

«___» _____ 2025 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

Кравченку Леоніду Олеговичу

1. Тема дисертації **«ПОРТАТИВНА КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА КОНТРОЛЮ ЯКОСТІ ПОВІТРЯ В ТИМЧАСОВО ОБЛАДНАНИХ ПРИМІЩЕННЯХ»**, науковий керівник дисертації Павловський Володимир Ілліч к.т.н., доцент, доцент кафедри системного програмування, затверджені наказом по університету від «06» листопада 2025 р. № 4836-с

2. Термін подання студентом дисертації 22 грудня 2025

3. Об'єктом дослідження є апаратно-програмні комп'ютерні системи збору, обробки та збереження даних про якість повітря.

4. Вихідні дані:

4.1 нормативні вимоги та рекомендації щодо допустимих параметрів якості повітря у тимчасово обладнаних приміщеннях (температура, відносна вологість, концентрація CO₂, PM2.5/PM10, VOC);

4.2 технічні характеристики та експлуатаційні параметри серійних сенсорних модулів контролю якості повітря (PM-сенсори, газові сенсори, датчики температури та вологості);

5. Перелік завдань, які потрібно розробити:

5.1 проаналізувати сучасні підходи та технічні рішення до побудови портативних комп'ютерних систем контролю якості повітря, їх архітектуру, функціональні можливості та обмеження;

5.2 визначити вимоги до апаратної та програмної частин портативної комп'ютерної системи контролю якості повітря з урахуванням умов експлуатації у тимчасово обладнаних приміщеннях;

5.3 обґрунтувати вибір мікроконтролерної платформи та сенсорних модулів для вимірювання параметрів якості повітря (PM2.5/PM10, CO₂, VOC, температура, вологість);

5.4 розробити структурну та функціональну схему портативної комп'ютерної системи контролю якості повітря;

5.5 розробити алгоритми збору, попередньої обробки, збереження та відображення вимірювальних даних;

5.6 реалізувати програмне забезпечення мікроконтролерної системи для керування сенсорами, індикацією та режимами роботи;

5.7 реалізувати експериментальний зразок портативної комп'ютерної системи контролю якості повітря;

5.8 провести експериментальні дослідження з метою оцінки точності вимірювань, стабільності роботи та енергоефективності системи;

5.9 виконати аналіз отриманих результатів та оцінити відповідність розробленої системи поставленим вимогам.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу – презентація 17 сторінок

7. Перелік публікацій:

— ПМК-2025 «Портативна комп'ютерна система контролю якості повітря в тимчасово обладнаних приміщеннях»

— Міжнародна науково-практична конференція «Сучасні тенденції та перспективи розвитку науки, освіти і суспільства» публікація на тему «Портативна комп'ютерна система контролю якості повітря для тимчасових медичних приміщень та укриттів»

8. Дата видачі завдання 25.10.2024

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Узгодження керівника кваліфікаційної роботи (МД) та його затвердження	15.09.2024	
2	Визначення тематики (напряму) дослідження магістерської дисертації	01.12.2024	
3	Визначення структури магістерської дисертації	01.03.2025	
4	Перший розділ МД з висновками (робочі версія). Підготовка тез доповіді для виступу на конференції	15.04.2025	
5	Другий розділ МД з висновками (робочі версія)	15.05.2025	
6	Остаточне формування тематики кваліфікаційної роботи	25.06.2025	
7	Тема магістерської дисертації, заява на ім'я завідувача кафедри з точною назвою МД	10.09.2025	
8	Зміст та вступ до МД (остаточний варіант)	24.09.2025	
9	Реферат до МД (українською мовою) та перший розділ	08.10.2025	

10	Титульний аркуш, завдання та другий розділ МД з висновками	22.10.2025	
11	Залік з науково-дослідної практики	31.10.2025	
12	Попередній захист магістерської дисертації	21.11.22025	
13	Надання керівнику МД остаточного варіанту дисертації для перевірки на запозичення та збіг/ідентичність/схожість	05.12.2025	
16	Здача всіх документів магістерської дисертації секретарю комісії (Бояріновій Ю.Є.)	16.12.2025	

Студент

Леонід КРАВЧЕНКО

Науковий керівник

Володимир ПАВЛОВСЬКИЙ

РЕФЕРАТ

Тема роботи: розроблення портативної системи моніторингу якості повітря для тимчасових медичних приміщень та укриттів. Мета дослідження: створення автономної багатопараметричної системи контролю мікроклімату, здатної забезпечити оперативне виявлення небезпечних відхилень параметрів повітряного середовища в умовах обмеженої вентиляції. Об'єкт дослідження: мікроклімат тимчасових медичних пунктів і укриттів та процеси його контролю. Предмет дослідження: технічні засоби і методи моніторингу якості повітря, зокрема автономна портативна система для контролю параметрів мікроклімату в зазначених умовах. Методи дослідження: аналіз науково-технічної літератури і нормативної бази щодо гранично допустимих параметрів мікроклімату, порівняльний аналіз існуючих пристроїв контролю якості повітря, системне проектування апаратної та програмної архітектури пристрою, експериментальне випробування створеного прототипу в реальних умовах.

Основні результати: встановлено, що підтримання нормального мікроклімату є критично важливим для здоров'я людей і роботи персоналу у мобільних медичних пунктах та сховищах, а існуючі рішення не задовольняють одночасно вимоги автономності, багатопараметричності та доступності. Розроблено концепцію портативної системи контролю, що відстежує концентрації CO₂, eCO₂, PM2.5/PM10, VOC, температуру і вологість повітря; така система має практичну цінність для оперативного попередження про погіршення якості повітря і запобігання негативним наслідкам для пацієнтів і персоналу.

Реалізація системи: створено дослідний зразок на базі мікроконтролера Arduino Nano. Він оснащений лазерним датчиком пилу PMS7003 (для

PM2.5/PM10) та датчиком ENS160 (для CO₂, eCO₂, TVOC) з інтегрованим модулем АНТ21 температури/вологості, OLED-дисплеєм 0,96" для локальної індикації, модулем microSD для журналювання даних і набором DIP-перемикачів для вибору режимів роботи. Прототип живиться від літій-іонного акумулятора з зарядним модулем TP4056, що забезпечує до 10 годин автономної роботи в енергозбережному режимі. Експериментальні випробування підтвердили точність вимірювань ($\pm 0,5$ °C в температурі, $\pm 3\%$ RH у вологості) та ефективність системи в оперативному виявленні перевищення гранично допустимих концентрацій забруднювачів повітря. Результати роботи використано для формулювання рекомендацій щодо оснащення тимчасових медичних укриттів автономними приладами моніторингу повітря.

Перелік публікацій:

1. Кравченко Л.О. Портативна комп'ютерна система контролю якості повітря в тимчасово обладнаних приміщеннях // Матеріали конференції РМК-2025.
2. Кравченко Л.О. Портативна комп'ютерна система контролю якості повітря для тимчасових медичних приміщень та укриттів // Матеріали Міжнародної н/п конференції «Modern Trends and Prospects for the Development of Science, Education and Society».

.

ABSTRACT

Maintaining a healthy microclimate is critically important for patient health and staff performance in temporary medical facilities and shelters. However, in such environments existing portable monitoring devices do not simultaneously satisfy the requirements for autonomy, multi-parameter sensing, and affordability. This gap underscores the relevance of developing a dedicated portable air quality monitoring system tailored to these conditions. The object of the study is the microclimate of temporary medical posts and shelters and the processes for its control. The subject of the research is the technical means and methods of air quality monitoring, specifically an autonomous portable system for controlling microclimate parameters under these conditions.

The aim of the work is to create an autonomous multi-parameter monitoring system capable of promptly detecting dangerous deviations of air parameters in limited-ventilation environments. To achieve this aim, the following tasks were addressed:

1. Analyze existing portable air quality control systems and their architectures.
2. Determine hardware and software requirements for the portable monitoring system in the context of temporary medical facilities.
3. Select and justify a microcontroller platform and sensor modules for measuring CO₂/eCO₂, PM2.5/PM10, VOC, temperature, and humidity.
4. Design the structural and functional architecture of the system.
5. Develop data acquisition and processing algorithms for the measured parameters.
6. Implement the embedded software for sensor management, data logging, display, and operational modes.
7. Build an experimental prototype of the portable monitoring system.

8. Conduct experimental studies to evaluate measurement accuracy, energy efficiency, and operational stability.

The scientific novelty of the work lies in the development of a self-contained, battery-powered multi-sensor monitoring system specifically targeted at emergency medical and shelter environments. In particular, a portable monitoring unit integrating an Arduino Nano controller with multiple commodity sensors (for CO₂/eCO₂, particulate matter, VOC, temperature, and humidity) was conceived, a solution not present in prior work. The proposed system enables timely warning of deteriorating air quality conditions, preventing potential negative health impacts on patients and staff.

The practical significance of the research is high. The developed system can continuously monitor all key air quality parameters without relying on fixed power infrastructure, making it useful for rapidly deployable medical points. Experimental results were used to formulate recommendations for equipping temporary medical shelters with autonomous air-monitoring devices.

Implementation and verification. An experimental prototype was built around an Arduino Nano microcontroller. It is equipped with a PMS7003 laser dust sensor (for PM_{2.5}/PM₁₀) and an ENS160 MOx gas sensor (for CO₂, eCO₂, and total VOC) with an integrated AHT21 temperature/humidity module, as well as a 0.96" OLED display for local indication, a microSD card module for data logging, and a set of DIP switches for mode selection. The unit is powered by a Li-Ion battery with a TP4056 charging module, providing up to 10 hours of operation in a low-power mode. Field tests confirmed the accuracy of the measurements (± 0.5 °C in temperature and $\pm 3\%$ RH in humidity) and demonstrated the system's effectiveness in timely detection of pollutant concentration exceedances.

The results have been disseminated through publications and conference presentations (e.g. in the proceedings of PMK-2025 and at the international "Modern

Trends and Prospects for the Development of Science, Education and Society” conference).

Structure and scope of the work. The master’s thesis consists of an introduction, four chapters, and conclusions. The introduction presents the general background and relevance of the problem and outlines the aim and tasks. Chapter 1 analyzes the role of microclimate in temporary medical premises and shelters, reviews regulatory requirements for air parameters, and surveys existing commercial air-quality monitoring systems. Chapter 2 describes the architectural design of the portable system, including the selection of sensors, power subsystem design, and ergonomic considerations. Chapter 3 covers the development of the embedded software for data acquisition, processing, display, and logging. Chapter 4 reports the experimental study of the prototype, including evaluation of its accuracy, autonomy, and usability. The conclusions summarize the findings, scientific novelty, and practical recommendations.

Keywords: portable system, air quality monitoring, microclimate control, Arduino Nano, CO₂, PM2.5/PM10, VOC, autonomous device.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ	14
ВСТУП	16
1. АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ.....	19
1.1 Роль мікроклімату в тимчасових медичних приміщеннях та укриттях.....	19
1.2 Нормативні вимоги до параметрів мікроклімату.....	23
1.3 Огляд комерційних систем контролю якості повітря.....	26
1.4 Формулювання вимог до портативної системи контролю якості повітря.....	29
Висновки до розділу	36
2. ПРОЄКТУВАННЯ АРХІТЕКТУРИ ПОРТАТИВНОЇ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ЯКОСТІ ПОВІТРЯ	39
2.1 Вибір загальної архітектури системи	39
2.2 Вибір та аналіз сенсорних модулів	43
2.3 Підсистема живлення.....	65
2.4 Конструктивне виконання та ергономіка	69
Висновки до розділу	72
3. РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ	75
3.1 Вимоги до програмного забезпечення та сценаріїв роботи.....	75
3.2 Організація логування даних	79
3.3 Розробка програмного забезпечення	86
Висновки до розділу	93
4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМИ ТА АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ	97
4.1 Відладка і збирання	97
4.2 Оцінка енергоефективності та автономності.....	100

4.3 Оцінка точності та стабільності вимірювань	100
4.4 Аналіз зручності експлуатації та можливостей масштабування...	103
Висновки до розділу	105
ВИСНОВКИ	108
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	115
Додатки	118

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ

CO₂ – діоксид вуглецю (вуглекислий газ).

eCO₂ – еквівалентна концентрація CO₂ (розрахунковий показник на основі VOC).

CO – монооксид вуглецю (чадний газ).

PM_{2.5}, PM₁₀ – тверді частки діаметром до 2,5 мкм та 10 мкм відповідно (дрібнодисперсний аерозольний пил).

VOC – леткі органічні сполуки (Volatile Organic Compounds).

TVOC – сумарна (тотальна) концентрація летких органічних сполук.

RH – відносна вологість (Relative Humidity).

NDIR – *Non-Dispersive Infrared*, недисперсійний інфрачервоний метод вимірювання газів.

MOx – *Metal Oxide*, метал-оксидний напівпровідниковий сенсор газу.

UART – *Universal Asynchronous Receiver–Transmitter*, універсальний асинхронний приймач-передавач (послідовний інтерфейс зв'язку).

I²C – *Inter-Integrated Circuit*, двопровідний послідовний інтерфейс обміну даними.

SPI – *Serial Peripheral Interface*, послідовний периферійний інтерфейс.

USB – *Universal Serial Bus*, універсальна послідовна шина (інтерфейс підключення периферії).

OLED – *Organic Light-Emitting Diode*, технологія дисплея на основі органічних світлодіодів.

TFT – *Thin-Film Transistor*, технологія РК-дисплея з матрицею тонкоплівкових транзисторів.

LED – *Light-Emitting Diode*, напівпровідниковий світлодіод.

Li-Ion – літій-іонний акумулятор.

Li-Po – літій-полімерний акумулятор.

microSD – формат карти флеш-пам'яті Secure Digital компактного розміру.

DIP – *Dual In-line Package* (перемикачі DIP), блок мініатюрних двопозиційних перемикачів для налаштування режимів роботи пристрою.

HEPA – *High Efficiency Particulate Air*, вискоефективний повітряний фільтр для очищення повітря від аерозольних часток.

ДБН – Державні будівельні норми України.

ДСТУ – Державний стандарт України.

ДСанПіН – Державні санітарні правила і норми.

ВООЗ – Всесвітня організація охорони здоров'я (World Health Organization).

ВСТУП

Забезпечення належних параметрів мікроклімату є однією з базових умов безпечного та ефективного функціонування медичних приміщень. Температура, відносна вологість, концентрація діоксиду вуглецю та рівень аерозольних забруднень безпосередньо впливають на фізіологічний стан людини, перебіг лікувального процесу та працездатність медичного персоналу. У стаціонарних лікувальних закладах контроль цих параметрів, як правило, здійснюється централізованими системами вентиляції, кондиціонування та диспетчерського моніторингу. Водночас у тимчасових медичних приміщеннях, польових госпіталях та захисних укриттях забезпечення таких умов є суттєво ускладненим.

Особливістю укриттів та тимчасових медичних приміщень є обмежений об'єм повітря, недостатня або відсутня вентиляція, висока щільність перебування людей та нестабільне електроживлення. За таких умов параметри мікроклімату можуть швидко виходити за межі нормативних значень, що створює ризики як для пацієнтів, так і для персоналу. Водночас контроль якості повітря в подібних об'єктах часто здійснюється епізодично або взагалі відсутній, що унеможлиблює своєчасне виявлення небезпечних відхилень.

Аналіз наявних технічних рішень показує, що більшість побутових пристроїв моніторингу якості повітря орієнтовані на використання в житлових або офісних приміщеннях та не забезпечують вимірювання повного набору параметрів, необхідних для медичного застосування. Професійні ж системи моніторингу характеризуються високою вартістю, значними габаритами та потребою у стаціонарному живленні, що обмежує можливість їх використання в польових умовах. Таким чином, актуальною є задача створення автономної

портативної системи контролю якості повітря, адаптованої до умов експлуатації у тимчасових медичних приміщеннях та укриттях.

Метою даної магістерської роботи є розроблення та експериментальна перевірка портативної автономної системи моніторингу якості повітря, здатної здійснювати контроль основних параметрів мікроклімату в умовах обмеженої інфраструктури та нестабільного електроживлення.

Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно вирішити такі завдання:

- проаналізувати вплив параметрів мікроклімату на стан людини та вимоги нормативних документів щодо допустимих значень у медичних приміщеннях;
- дослідити існуючі технічні засоби моніторингу якості повітря та визначити їхні переваги й обмеження в контексті польового застосування;
- сформулювати вимоги до апаратної та програмної частин портативної системи контролю;
- розробити архітектуру пристрою та обґрунтувати вибір сенсорних модулів;
- реалізувати експериментальний зразок системи та розробити програмне забезпечення для збору, обробки та збереження даних;
- провести експериментальні дослідження з метою оцінки точності вимірювань, стабільності роботи та автономності системи.

Об’єктом дослідження є мікроклімат тимчасових медичних приміщень та захисних укриттів.

Предметом дослідження є апаратно-програмні засоби моніторингу параметрів якості повітря в зазначених умовах.

Методами дослідження є аналіз нормативних і науково-технічних джерел, порівняльний аналіз технічних характеристик сенсорних модулів,

методи системного проєктування електронних пристроїв, а також експериментальні методи оцінки точності та енергоефективності розробленої системи.

Практична цінність роботи полягає у створенні функціонального прототипу портативної системи контролю якості повітря, який може бути використаний для оперативного моніторингу мікроклімату в укриттях і тимчасових медичних приміщеннях, а також слугувати основою для подальшого вдосконалення та масштабування.

.

1. АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

1.1 Роль мікроклімату в тимчасових медичних приміщеннях та укриттях

Мікроклімат приміщення визначається як комплекс фізичних параметрів повітряного середовища, що включає температуру, відносну вологість, швидкість руху повітря, а також показники хімічного та аерозольного складу (чистоту повітря), які в сукупності формують тепловий стан організму людини та умови її життєдіяльності у замкнутому просторі.

Забезпечення нормованих параметрів мікроклімату є необхідною умовою для підтримання гомеостазу людини. Усі перелічені параметри мають безпосередній вплив на фізіологічний стан, працездатність та імунну резистентність організму. Особливої гостроти це питання набуває у контексті функціонування тимчасових медичних приміщень, таких як мобільні пункти сортування поранених, польові медпункти, тимчасові палати інтенсивної терапії, а також об'єктів цивільного захисту - укриттів, які найчастіше облаштовуються у напівпідвальних та підвальних приміщеннях, не пристосованих для тривалого перебування великої кількості людей.

Відхилення параметрів повітряного середовища від фізіологічних норм у таких умовах здатні призвести до критичних наслідків: від погіршення загального самопочуття та зниження когнітивних функцій персоналу до унеможливлення виконання високоточних медичних маніпуляцій. Окрім того, порушення мікрокліматичного режиму негативно впливає на процес стабілізації стану пацієнтів, підвищує ризик післяопераційних ускладнень та прискорює корозійну деградацію або вихід з ладу чутливого електронного медичного обладнання.

1.1.1. Особливості мікроклімату в тимчасових медичних приміщеннях

Специфіка тимчасових медичних пунктів вимагає суворого контролю аерозольного забруднення. Пріоритетним є забезпечення чистоти повітря в імпровізованих опікових палатах та операційних блоках, де ризик інфікування відкритих ранових поверхонь є максимальним.

В умовах розгортання тимчасових госпіталів у непристосованих будівлях, інсталяція повноцінних стаціонарних систем вентиляції та кондиціонування з HEPA-фільтрацією часто є технічно неможливою та/або економічно недоцільною. Застосування мобільних фільтраційних установок, хоча і є частковим вирішенням проблеми, не дозволяє вирішити проблему повністю, оскільки такі установки мають значно меншу продуктивність і вимагають уважного контролю стану фільтруючих елементів що не завжди виявляється можливим в умовах надвисокого навантаження на медичний персонал.

Додатковим фактором ризику є конструктивна негерметичність тимчасових приміщень. Це призводить до неконтрольованої інфільтрації забрудненого зовнішнього повітря, що спричиняє прискорене забивання фільтрувальних елементів пилом та продуктами горіння. У такому контексті впровадження портативної системи моніторингу якості повітря стає критично необхідним інструментом. Вона дозволяє в режимі реального часу детектувати підвищення концентрації зважених часток та надавати персоналу об'єктивні дані для прийняття оперативних рішень про заміну фільтруючих елементів, усунення джерел забруднення.

1.1.2. Мікроклімат в укриттях

Аналіз умов перебування в захисних спорудах дозволяє виділити три ключові проблеми формування мікроклімату:

- **Обмежена вентиляція та гіперкапнія.** Більшість укриттів проектувалися як технічні приміщення і оснащені лише каналами природної вентиляції, пропускна здатність яких є недостатньою. Із числа спеціально спроектованих укриттів, значна кількість не має справних фільтро-вентиляційних установок внаслідок відсутності обслуговування впродовж останніх 30 років. При щільному заповненні приміщення людьми рівень діоксиду вуглецю (CO_2) швидко зростає. [1]
- **Підвищена вологість та біологічна небезпека.** Через відсутність або пошкодження гідроізоляції, а також внаслідок виділення вологи при диханні людей, у підвальних приміщеннях формується середовище з високою відносною вологістю. Це створює ідеальні умови для утворення конденсату («точки роси») на поверхнях та активного розмноження пліснявих грибів, спори яких є сильними алергенами та провокаторами захворювань дихальних шляхів. [2][3]
- **Енергетична залежність.** Укриття часто характеризуються нестабільним електропостачанням або повною його відсутністю. Це унеможлиблює використання стаціонарних газоаналізаторів, що живляться від мережі 220 В. Відповідно, система моніторингу для таких умов повинна проектуватися з урахуванням повної енергонезалежності та тривалої автономної роботи.

1.1.3. Вплив мікроклімату на здоров'я та працездатність

Відхилення параметрів мікроклімату від норми має прямий патофізіологічний вплив на організм людини:

- **Температурний режим.** Зниження температури повітря нижче 16 °C в умовах низької рухливості людей призводить до загального переохолодження, загострення хронічних запальних процесів та зниження імунітету. Підвищення температури понад 30 °C викликає тепловий стрес, порушення водно-сольового балансу та суттєве зниження когнітивних функцій (уваги, швидкості реакції), що є критичним для медичного персоналу. [4]
- **Відносна вологість.** Падіння рівня вологості нижче 30% спричиняє пересихання слизових оболонок верхніх дихальних шляхів, знижуючи їх бар'єрну функцію перед інфекціями. Вологість понад 70%, окрім ризику розвитку плісняви, сприяє довшому виживанню вірусних аерозолів у повітрі та порушує теплообмін організму. [3]
- **Концентрація CO₂.** Рівень 1000 ppm є пороговим для появи відчуття задухи та сонливості. При концентраціях понад 2000 ppm фіксуються головний біль, зниження концентрації уваги та апатія. Значення понад 5000 ppm становлять пряму загрозу інтоксикації та гіпоксії. [1][3]
- **Тверді частки (PM_{2.5} та PM₁₀).** Окрім пацієнтів зі значними опіками, дрібнодисперсний пил становить найбільшу загрозу для осіб із захворюваннями респіраторної та серцево-судинної систем. Частки PM_{2.5} здатні долати біологічні бар'єри, проникаючи в альвеоли та кровотік, провокуючи системні запалення, загострення астми та тромбоутворення. [5]

1.2 Нормативні вимоги до параметрів мікроклімату

Нормативно-правова база України у сфері гігієни праці та будівництва чітко регламентує вимоги до параметрів мікроклімату. Основними регуляторними документами є Державні будівельні норми (ДБН), Державні стандарти України (ДСТУ) та Державні санітарні правила і норми (ДСанПіН). Ці документи встановлюють гранично допустимі та оптимальні значення фізичних показників повітряного середовища (температура, вологість, швидкість руху повітря) та хімічного/аерозольного складу (вміст CO₂, твердих часток, VOC) для приміщень різного призначення.

В контексті об'єкта дослідження - тимчасових медичних пунктів та укриттів - дотримання цих нормативів набуває особливої значущості. Специфіка таких приміщень (обмежений об'єм, висока щільність людей, відсутність стаціонарних систем очищення повітря) створює передумови для швидкого погіршення якості повітря, що вимагає впровадження ефективних засобів інструментального контролю.

Нижче наведено стислий аналіз нормативних вимог.

1.2.1. Температура повітря

Температурний режим є базовим параметром, що визначає теплообмін організму людини з навколишнім середовищем.

Для медичних закладів температурні норми диференціюються залежно від функціонального призначення приміщення. Діючі норми приведено у Таблиця.1 [1]

Таблиця.1.1- Діючі вимоги щодо температури у медичних приміщеннях

Таблиця.1.1

Тип приміщення	Оптимальна температура, °C	Допустиме відхилення (холодний період), °C	Допустиме відхилення (теплий період), °C
Приміщення постійного перебування	20–24	±2	+1 / –3
Приміщення тимчасового перебування	18–22	±2	+1 / –3
Маніпуляційні кабінети	20–22	—	—
Перев'язочні / операційні	22–25	—	—
Палати стаціонару	20–22	—	—

1.2.2. Вміст CO₂ у повітрі

Якість внутрішнього повітря за рівнем вуглекислого газу класифікується згідно з національним стандартом щодо вентиляції та кондиціонування [1]. Для палат та приміщень із постійним перебуванням людей рекомендовано підтримувати якість повітря не нижче категорії IDA 2 або IDA 3:

- Висока якість (IDA 1): перевищення над рівнем зовнішнього повітря ≤ 350 ppm.
- Середня якість (IDA 2): перевищення ≤ 500 ppm.
- Прийнятна якість (IDA 3): перевищення ≤ 800 ppm. Абсолютним гігієнічним лімітом вважається концентрація CO₂ на рівні 1000–1200 ppm, а значення понад 2000 ppm свідчать про незадовільну вентиляцію та вимагають негайних заходів [1].

1.2.3. Концентрація твердих часток (PM2.5 та PM10)

Моніторинг пилового забруднення здійснюється методами, визначеними стандартами серії ISO 16000, а оцінка безпеки базується на новітніх глобальних рекомендаціях ВООЗ щодо якості повітря [6]. Рекомендовані граничні рівні:

- **PM2.5:** середньодобова концентрація $\leq 15 \mu\text{g}/\text{m}^3$ (річна $\leq 5 \mu\text{g}/\text{m}^3$).
- **PM10:** середньодобова концентрація $\leq 45 \mu\text{g}/\text{m}^3$ (річна $\leq 15 \mu\text{g}/\text{m}^3$).

Для спеціалізованих приміщень (опікові центри, операційні блоки) застосовуються жорсткіші інженерні вимоги до чистоти повітря, регламентовані стандартом для чистих приміщень [7]. Для пацієнтів з великими опіками, які є вкрай вразливими до інфекцій, середовище повинно відповідати класу чистоти ISO 7 або ISO 8, що забезпечується використанням фільтрів HEPA (H13–H14) та створенням надлишкового тиску в приміщенні.

1.2.4. Вміст летких органічних сполук (VOC)

Вимірювання вмісту VOC у приміщеннях проводиться згідно з ДСТУ ISO 16000-6. Безпечним рівнем для медичних закладів вважається загальна концентрація летких органічних сполук (TVOC), що не перевищує 300–500 $\mu\text{g}/\text{m}^3$, що узгоджується з рекомендаціями ВООЗ щодо якості повітря всередині приміщень [8].

1.2.5. Вимоги до мікробіологічної чистоти повітря

Вимоги до асептичних умов у медичних закладах регламентуються сучасними будівельними нормами [9], які поділяють приміщення на класи

чистоти (ОЧ - особливо чисті, Ч - чисті тощо). Орієнтовні мікробіологічні критерії для функціонування цих зон (згідно з протоколами інфекційного контролю [10]):

- **Зони суворого режиму асептики (операційні):** ≤ 300 КУО/м³ (клас чистоти ISO 7/8).
- **Палати стаціонару (умовно чисті):** $\leq 500-700$ КУО/м³. У тимчасових спорудах та укриттях, де неможливо забезпечити класичну стерильність, пріоритетом стає контроль запиленості, оскільки тверді частки є основними носіями мікроорганізмів.

1.3 Огляд комерційних систем контролю якості повітря

У цьому розділі представлено аналітичний огляд сучасних комерційних систем моніторингу якості повітря, які є доступними на ринку та можуть бути застосовані у побутових, громадських або спеціалізованих приміщеннях. Огляд має на меті визначення поточного рівня технічного розвитку галузі, виявлення ключових технологічних рішень, а також оцінку відповідності функціональних можливостей існуючих систем специфічним вимогам до моніторингу мікроклімату в тимчасових медичних приміщеннях та укриттях.

Для порівняльного аналізу обрано два репрезентативні зразки, що належать до різних сегментів ринку, але демонструють актуальні підходи до реалізації контролю якості повітря:

1. **Ajax LifeQuality** - як приклад інноваційної, споживчої/професійної IoT-системи з високим рівнем автономності та інтеграції.
2. **TSI AirAssure (8144 series)** - як приклад високоточної, професійної станції моніторингу, що використовується для аудиту та калібрування в лабораторних і промислових умовах.

Методика порівняння включає оцінку параметрів моніторингу, типу сенсорів, вимог до живлення та експлуатаційних характеристик.

1.3.1. Ajax LifeQuality[11]

Система Ajax LifeQuality є інтелектуальним пристроєм, розробленим для моніторингу трьох ключових параметрів: температури , відносної вологості , а також концентрації CO₂. Пристрій орієнтований на сектор «розумний будинок» (Smart Home) та корпоративне використання, однак його ключові характеристики (автономність, компактність, швидкість розгортання) роблять його релевантним для аналізу в контексті укриттів.

Технічні характеристики та функціональні особливості:

- Параметри моніторингу: CO₂, температура, вологість. Важливою відмінністю є відсутність сенсора PM_{2.5}/PM₁₀ та VOC, що є суттєвим обмеженням для медичних приміщень, де контроль аерозольних забруднень є пріоритетом.
- Сенсори : Використовується недисперсійний інфрачервоний сенсор (NDIR), який забезпечує високу точність вимірювання реальної концентрації (на відміну від MOX-сенсорів, що вимірюють еквівалент на основі VOC). Це є значною перевагою для точного контролю ефективності вентиляції в укриттях.
- Живлення та автономність: Пристрій працює від вбудованих батарей CR123A. Завдяки використанню енергоефективного протоколу зв'язку Jeweller, заявлений термін автономної роботи досягає 24–36 місяців. Висока автономність є ключовою перевагою LifeQuality, повністю задовольняючи вимогу до енергонезалежності в укриттях.

- Інтерфейс та інтеграція: Індикація здійснюється за допомогою світлодіодного кільця (залежно від рівня). Взаємодія, логування та налаштування порогів здійснюються через центральний хаб Ajax та мобільний додаток.

1.3.2. TSI AirAssure (8144 series)

TSI AirAssure є професійною модульною станцією моніторингу, що позиціонується у тому числі як професійний засіб для медичних приміщень.

Технічні характеристики та функціональні особливості:

- Параметри моніторингу: Система є багатопараметричною і включає модулі для вимірювання PM1.0, PM2.5, PM10. Це повністю відповідає вимогам до моніторингу у медичних приміщеннях.
- Сенсори: в залежності від моделі комплектується різним набором сенсорів. Базова модель комплектується сенсорами CO2, VOC, PM, атмосферного тиску, температури і вологості повітря.
- Інтерфейс та логування: запис на microSD картку.
- Вимоги до експлуатації: AirAssure є системою, що працює від зовнішнього джерела живлення (мережі). Вимога до постійного живлення є її головним недоліком для польових умов та укриттів, наряду із високою ціною(від 800 долларів США). [12]

1.4 Формулювання вимог до портативної системи контролю якості повітря

1.4.1. Загальні вимоги

Формулювання загальних вимог до портативної системи контролю якості повітря ґрунтується на аналізі умов експлуатації у тимчасових медичних приміщеннях, зокрема імпровізованих опікових блоках, мобільних пунктах стабілізації та перев'язочних, а також у укриттях, де відсутність належної вентиляції та фільтрації повітря створює високі ризики для здоров'я пацієнтів та персоналу. У таких середовищах параметри мікроклімату вимагають підвищеної уваги, тому система повинна забезпечувати безперервний або квазі-безперервний моніторинг фізичних та хімічних характеристик повітря, а також оперативне оповіщення про небезпечні відхилення.

Особливість функціонування тимчасових опікових приміщень полягає у необхідності забезпечення стандартів чистоти повітря, аналогічних до високотехнологічних стаціонарних відділень (операційних блоків, палат інтенсивної терапії), в умовах, які первинно для цього не пристосовані. Якщо у стаціонарних медичних закладах дотримання асептичних норм гарантується складними інженерними системами вентиляції та багатоступеневої фільтрації, то у тимчасових пунктах такі технічні засоби зазвичай відсутні або мають обмежену ефективність. Це створює критичну диспропорцію: надзвичайно високі вимоги до мікроклімату, зумовлені вразливістю пацієнтів із термічними травмами до інфекцій, повинні виконуватися в умовах підвищених ризиків забруднення середовища. У польових умовах, де імпровізовані палати розгортають у приміщеннях, які не мають належної герметизації, стандартів

стерильності або механічної вентиляції, саме портативна система моніторингу стає єдиним інструментом контролю повітряного середовища.

Окремою умовою, що впливає на формулювання вимог, є можливість складання пристроїв волонтерами. Багато зразків обладнання сьогодні виготовляються поза межами промислових підприємств - у волонтерських майстернях, вдома. [13] Це накладає обмеження щодо конструктивної складності, кількості міжмодульних з'єднань, необхідності калібрування та специфічних навичок монтажу. Таким чином, пристрій має бути максимально простим у складанні, інтуїтивним у використанні, невибагливим до обслуговування та не вимагати спеціального обладнання для діагностики чи калібрування.

Обрана архітектура з базовим набором сенсорів (PM, VOC, T/RH) є першочерговою необхідністю для забезпечення асептичних умов у тимчасових опікових палатах, де контроль аерозольного забруднення є критичним для життя пацієнтів. Водночас, завдяки використанню доступної елементної бази та низькій собівартості кінцевого виробу, цей пристрій може стати економічно доцільним рішенням і для масового оснащення об'єктів цивільного захисту (укриттів). Однак специфіка експлуатації в укриттях дещо зміщує пріоритети моніторингу: ризик для здоров'я від дрібнодисперсного пилу в короткостроковій перспективі є менш значущим порівняно з небезпекою гіпоксії (CO_2) або розповсюдження плісняви. У такому контексті постійна робота енергоємного лазерного датчика PM може бути надлишковою. Тому, задля збереження універсальності приладу та максимізації його автономності, необхідно передбачити гнучку логіку роботи, зокрема окремий режим «Укриття». Такий режим дозволить вимикати підсистему моніторингу твердих часток або переводити її в циклічний стан,

фокусуючись на критичних для замкнутих приміщень параметрах вентиляції та вологості.

Узагальнюючи, портативна система моніторингу, призначена для використання як у тимчасових опікових палатах, так і в укриттях, повинна відповідати комплексу технічних та ергономічних вимог, які забезпечують її надійність та функціональність у критичних умовах.

1. Надійний моніторинг ключових параметрів

Система повинна забезпечувати високоточне вимірювання концентрацій PM_{2.5}/PM₁₀, CO₂ (або eCO₂), летких органічних сполук (VOC), температури та вологості. Такий набір параметрів є критичним для повної оцінки стану повітря у закритих просторах, де відсутня припливно-витяжна вентиляція або де використовуються хімічні реагенти. Параметри мають реєструватися з точністю, достатньою для медичних потреб, що дозволяє оперативно виявляти навіть незначні погіршення санітарно-гігієнічних умов.

2. Автономність та незалежність від інфраструктури

Оскільки тимчасові медичні приміщення та укриття часто функціонують в умовах нестабільного або відсутнього електроживлення, система повинна гарантувати тривалу автономну роботу від акумулятора.

3. Мобільність, компактність та легкість розгортання

Пристрій повинен мати мінімальні габарити та вагу, бути придатним до розміщення на обмеженій площі та легко транспортуватися разом з іншим польовим обладнанням. У випадку екстреного переміщення пацієнтів, прилад має бути простим у повторному розгортанні, не вимагаючи тривалого часу на ініціалізацію чи складних налаштувань.

4. Мінімальна складність конструкції для масштабованого виробництва

Зважаючи на потенційну участь волонтерських груп, інженерних гуртків та студентських ініціатив у виготовленні систем, конструкція повинна бути

максимально простою та модульною. Це передбачає: мінімальну кількість внутрішніх дротів та модулів, використання стандартизованих інтерфейсів (I²C, UART, SPI) та відсутність потреби у складному калібруванні при первинному збиранні. Цей підхід забезпечує швидке масштабування виробництва та оперативне постачання приладів.

5. Інтуїтивність інтерфейсу та однозначність індикації

В умовах стресової роботи польового персоналу інтерфейс приладу має бути максимально зрозумілим та ергономічним. [14] Система повинна забезпечувати чітку візуальну та звукову індикацію небезпечних рівнів забруднення, відображення ключових параметрів без необхідності навігації між кількома екранами та можливість оцінки стану повітря за кілька секунд.

6. Стійкість до механічних та середовищних впливів

Експлуатаційна стійкість приладу повинна гарантувати його працездатність у важких польових умовах. Прилад має бути спроектований таким чином, щоб витримувати:

- Можливі механічні удари та вібрації, характерні для транспортування.
- Періодичні переміщення між різними за типом приміщеннями.

Це зумовлює підвищені вимоги до міцності корпусу, якості з'єднань та стабільності метрологічних характеристик сенсорів під час дії зовнішніх чинників.

7. Придатність до довготривалого та безперервного моніторингу

Система має демонструвати високу стабільність роботи протягом тривалого часу без необхідності регулярного втручання оператора. Безперервний контроль є критично важливим як для опікових палат, де стан повітря повинен контролюватися постійно, так і для укриттів при тривалому перебуванні людей.

8. Збереження даних для подальшого аналізу

Система повинна забезпечувати структуроване логування даних у внутрішню пам'ять (наприклад, microSD-карту). Функція логування необхідна не лише для наукового аналізу, а й для документування умов перебування пацієнтів, оцінки ефективності роботи вентиляційних систем та виявлення епізодів забруднення в медичних умовах.

1.4.3. Функціональні вимоги

Функціональні вимоги визначають перелік операцій, які розроблювана портативна система контролю якості повітря повинна здійснювати для забезпечення повноцінного моніторингу.

Вимірювання параметрів повітря в режимі реального часу

Система повинна здійснювати періодичне опитування сенсорів та отримувати значення таких параметрів:

- концентрація твердих часток PM2.5 та PM10;
- концентрація CO₂;
- рівень летких органічних сполук (VOC) та/або CO;
- температура та відносна вологість повітря.

Інтервал опитування встановлюється у межах 0.5–10 с залежно від обраного режиму роботи.

Обробка та фільтрація вимірювальних даних

Система повинна виконувати:

- фільтрацію шумів та імпульсних перешкод (ковзне середнє, медіанне згладжування тощо);

- корекцію показників відповідно до температури та вологості (за наявності відповідних моделей).

Відображення показників

Система повинна забезпечувати виведення на екран:

- поточних значень PM2.5, PM10, CO₂, VOC/CO, температури та вологості;
- статусних повідомлень (норма, попередження, критичне перевищення);
- інформації про режим роботи та рівень заряду батареї.

Оновлення інформації на дисплеї має забезпечувати актуальність даних не нижче ніж один раз на цикл вимірювання.

Можливість ручного вимкнення окремих модулів

Система повинна надавати можливість користувачу вручну вимикати або вмикати окремі підсистеми (наприклад, дисплей, модуль зв'язку, комунікаційний інтерфейс), що дозволяє оптимізувати енергоспоживання та адаптувати роботу приладу до конкретних умов.

Сигналізація про перевищення нормативів

Система повинна автоматично визначати випадки перевищення встановлених порогів параметрів якості повітря та:

- активувати відповідну світлову індикацію;
- вмикати звуковий сигнал;
- формувати відповідні записи у логах.

Автономна робота від акумулятора або powerbank

Система повинна забезпечувати автономну роботу від внутрішнього акумулятора та/або зовнішнього джерела (powerbank).

Програмне забезпечення повинно відслідковувати стан живлення та вживати заходів економії енергії:

- вимкнення або переведення в малопотужний режим дисплея;
- зменшення частоти вимірювань;
- відключення неактивних модулів.

Збереження вимірюваних даних

Система повинна забезпечувати:

- структурований запис даних у локальну пам'ять (наприклад, CSV на microSD);
- формування часових міток для кожного запису;
- автоматичне створення нових файлів або каталогів відповідно до дати/часу;
- захист від втрати або пошкодження даних у разі відключення живлення.

1.4.4. Вимоги до апаратного забезпечення

Виходячи із раніше сформульованих задач розроблюваного комплексу, можна сформулювати вимоги до апаратного забезпечення наступним чином:

1. Усі датчики повинні забезпечувати достатню точність показань без необхідності ручного калібрування.

Допускається автоматичне калібрування при запуску, прогрів, etc. оскільки це зумовлено конструкцією датчиків. Відмова від ручного

калібрування дозволяє виконувати збирання системи непідготовленим персоналом.

2. Набір сенсорів має бути підібраний таким чином, щоб мінімізувати кількість окремих фізичних модулів.
3. У випадку, коли доступні комбіновані сенсори (наприклад, датчик, що одночасно вимірює VOC і CO₂ surrogate, або T/RH), вони можуть бути використані лише за умови відповідності вимогам до точності та наявності достатньої стабільності показів у довгостроковій перспективі. Мінімізація кількості модулів зменшує кількість з'єднань, спрощує конструкцію, підвищує надійність та зменшує енергоспоживання.
3. До складу комплексу повинна входити підсистема автономного живлення.
4. Забезпечення безперебійної роботи особливо важливе з урахуванням того що деякі моделі датчиків вимагають відносно тривалої підготовки до роботи («прогрівання»).
5. Датчики повинні бути обрані в тому числі із урахуванням їх енергоспоживання і надійності, якщо такі дані існують у науковій літературі.

Висновки до розділу 1

У першому розділі магістерської дисертації здійснено комплексний аналіз проблеми забезпечення належного мікроклімату в тимчасових медичних приміщеннях та укриттях, а також обґрунтовано необхідність розроблення спеціалізованої портативної системи контролю якості повітря.

У результаті аналізу показано, що мікроклімат є критично важливим фактором, який безпосередньо впливає на фізіологічний стан людини,

ефективність роботи медичного персоналу та перебіг лікувального процесу. У тимчасових медичних приміщеннях, зокрема імпровізованих опікових палатах і мобільних пунктах стабілізації, відхилення параметрів температури, вологості, газового та аерозольного складу повітря від нормативних значень можуть призводити до зростання ризику інфекційних ускладнень, зниження точності медичних маніпуляцій та погіршення стану пацієнтів. Аналогічно, в укриттях тривале перебування людей за умов обмеженої вентиляції створює загрозу розвитку гіперкапнії, підвищеної вологості та біологічного забруднення.

Встановлено, що специфіка тимчасових споруд полягає у поєднанні високих гігієнічних вимог із обмеженими технічними можливостями їх забезпечення. Відсутність або низька ефективність стаціонарних систем вентиляції, негерметичність приміщень, енергетична нестабільність та висока щільність людей обумовлюють необхідність постійного інструментального контролю параметрів повітряного середовища. Особливу небезпеку становлять підвищені концентрації CO₂, тверді частки PM_{2.5} та PM₁₀, надмірна вологість і леткі органічні сполуки, які є ключовими індикаторами погіршення якості повітря.

Проведений аналіз нормативно-правової бази України та міжнародних рекомендацій ВООЗ дозволив систематизувати гранично допустимі та оптимальні значення параметрів мікроклімату для медичних приміщень. Показано, що чинні нормативи встановлюють достатньо жорсткі вимоги до температури, вологості, вмісту CO₂, аерозольного та мікробіологічного забруднення, однак їх дотримання в умовах тимчасових медичних пунктів та укриттів є проблематичним без застосування спеціалізованих засобів моніторингу.

Огляд сучасних комерційних систем контролю якості повітря засвідчив наявність суттєвого розриву між споживчими IoT-рішеннями та професійними стаціонарними станціями. З одного боку, автономні та компактні пристрої (наприклад, Ajax LifeQuality) не забезпечують контролю повного спектра параметрів, необхідних для медичних умов. З іншого боку, високоточні професійні системи (TSI AirAssure) характеризуються значною вартістю та залежністю від зовнішнього електроживлення, що обмежує їх використання у польових умовах та укриттях. Таким чином, на ринку відсутні рішення, які б одночасно задовольняли вимоги автономності, багатопараметричності, доступності та простоти експлуатації.

На основі проведеного аналізу сформульовано обґрунтовані загальні, функціональні та апаратні вимоги до портативної системи контролю якості повітря. Визначено, що така система повинна забезпечувати надійний моніторинг ключових параметрів мікроклімату (PM_{2.5}/PM₁₀, CO₂, VOC, температура, вологість), тривалу автономну роботу, мобільність і простоту розгортання, інтуїтивний інтерфейс та можливість збереження даних для подальшого аналізу. Окремо наголошено на доцільності гнучкої логіки роботи пристрою з урахуванням різних сценаріїв експлуатації (медичні приміщення та укриття) та обмежень енергоспоживання.

Отже, результати першого розділу дозволили чітко сформулювати науково-технічну задачу дослідження, яка полягає у розробленні автономної, портативної та технологічно простої системи моніторингу якості повітря, здатної забезпечити оперативний контроль мікроклімату в тимчасових медичних приміщеннях і укриттях. Сформульовані вимоги є вихідною базою для подальшого вибору архітектури системи, елементної бази та алгоритмів обробки даних у наступних розділах магістерської роботи.

2. ПРОЄКТУВАННЯ АРХІТЕКТУРИ ПОРТАТИВНОЇ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ЯКОСТІ ПОВІТРЯ

2.1 Вибір загальної архітектури системи

Проєктування загальної архітектури портативної системи контролю якості повітря визначає її функціональні можливості, надійність, масштабованість та придатність до експлуатації у складних умовах. Оскільки система призначена для використання у тимчасових медичних приміщеннях, включно з імпровізованими опіковими палатами, де якість повітря має критичне значення, архітектура повинна забезпечувати безперервний моніторинг найбільш критичних параметрів (PM2.5/PM10, CO₂, VOC, температура, вологість) у режимі реального часу.

При цьому окремо враховано вимогу портативності та автономності, сформульовану в розділі 1.4, а також необхідність простоти складання, що дозволяє виготовляти подібні пристрої волонтерськими командами у разі потреби масового розгортання.

Загальна архітектура системи розглядається як апаратно-програмний комплекс, що включає низку взаємопов'язаних функціональних підсистем.

До її складу входять:

- сенсорна підсистема збору даних;
- модуль попередньої обробки та інтерпретації вимірювань;
- підсистема індикації та тривожних сповіщень;
- підсистема логування та збереження даних;
- модуль автономного живлення;
- програмно-керована логіка режимів роботи.

Архітектура має бути багаторівневою та модульною, що дозволяє адаптувати систему до різних сценаріїв використання, включно з режимами економії енергії та діагностичними режимами, які мінімізують навантаження на сенсори та обчислювальний блок.

Структуру системи представлено на рис. 2.1

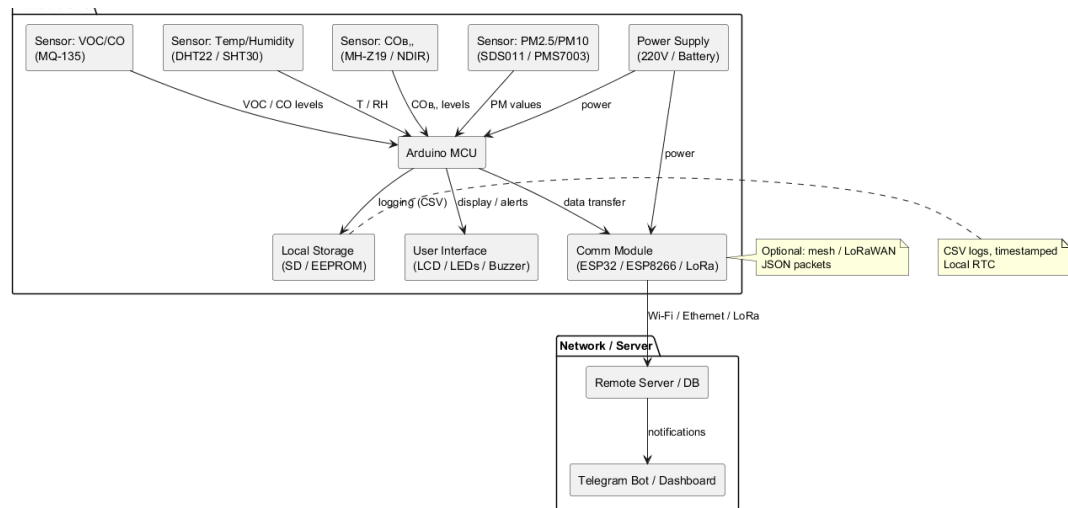


Рисунок - 2.1 – Структура системи контролю якості повітря

Склад системи:

1. Мікроконтролерний модуль (базовий контролер Arduino / ESP32)

Є основним керуючим елементом системи та забезпечує функціонування усієї системи, а саме:

- періодичне опитування сенсорних модулів;
- цифрову та статистичну обробку первинних даних;
- формування локальних логів, службових записів;
- управління індикаторами, звуковими попереджувачами та периферійними елементами;

Контролер виконує роль «центру прийняття рішень» та координує взаємодію всіх інших модулів.

2 Датчики

До складу сенсорної підсистеми входять доступні серійні сенсори, що забезпечують неперервний моніторинг основних параметрів мікроклімату та хімічного складу повітря.

- **лазерний датчик твердих часток PM2.5/PM10**, виконаний за принципом оптичного розсіювання з примусовою аспірацією через відкритий повітряний тракт корпусу приладу;
- **датчик температури та відносної вологості**, які забезпечують корекцію вимірювань та оцінку теплового стану приміщення;
- **датчик летких органічних сполук (VOC), CO₂ та оксиду вуглецю (CO)** для базового контролю токсичних домішок.
- **модуль microSD** - для локального запису даних у форматі CSV з організацією файлової структури «дата/час - значення параметрів».

3. Підсистема інтерфейсу користувача

Складається з:

- компактного дисплея (OLED/TFT) для оперативного відображення ключових параметрів;
- світлодіодних індикаторів режимів роботи та станів тривоги;
- звукового сигналізатора для подання попереджувальних сигналів у разі перевищення встановлених порогових значень;
- апаратних перемикачів (клавіші, тумблери), які забезпечують зміну режимів роботи, ручне вимкнення окремих підсистем.

4. Підсистема живлення

Передбачає:

- роботу від **вбудованого акумулятора** з можливістю заряджання від мережі або повербанка;
- роботу від **зовнішнього адаптера 220 В → 5 В** у стаціонарних умовах;
- інтегровані схеми стабілізації та захисту від перенапруги;
- можливість вибіркового вимкнення енергоспоживчих модулів для збільшення тривалості автономної роботи.

Алгоритм функціонування системи

1. Періодичне зчитування показників сенсорів

Виконується у циклі з інтервалом від 0.5 до 60 секунд (значення встановлюється відповідно до режиму роботи).

2. Попередня обробка даних

Проводиться цифрова фільтрація та усереднення даних для зменшення впливу випадкових шумів, перешкод вентилятора лазерного датчика, а також згладжування короткотривалих сплесків.

3. Запис даних у локальну пам'ять

Параметри зберігаються у вигляді структурованих логів (CSV-формат), із зазначенням часової мітки та службових кодів стану.

4. Аналіз і порівняння з допустимими нормами

Визначаються випадки виходу параметрів за межі нормативних порогів; проводиться класифікація подій (попередження, критичне перевищення, недостовірні дані).

5. Формування сигналів тривоги

У разі виявлення перевищення встановлених нормативів вмикається світлова або звукова індикація.

6. Збереження стану та оновлення циклу

Дані про кожен цикл роботи фіксуються у пам'яті, після чого система переходить до наступного циклу вимірювання.

2.2 Вибір та аналіз сенсорних модулів

У цьому підрозділі проведено аналіз сенсорних модулів, які можуть бути використані у складі розроблюваної системи контролю якості повітря. Аналіз здійснювався на підставі технічних характеристик датчиків, умов їх експлуатації, доступності документації та відповідності вимогам, сформульованим у розділі 1.

2.2.1. Аналіз датчиків твердих часток PM2.5/PM10

Для вимірювання концентрації дрібнодисперсних часток широко застосовуються лазерні оптичні датчики на основі розсіювання світла. Серед доступних модулів за результатами дослідження [15] найбільшої уваги заслуговують модулі серії Plantower PMS та Nova Fitness SDS.

Датчики PMS7003 та PMS5003 характеризуються:

- діапазоном вимірювань 0–500 $\mu\text{g}/\text{m}^3$;
- наявністю вбудованого вентилятора для аспірації повітря;
- інтерфейсом UART;
- доступною технічною документацією.

Датчик SDS011 має аналогічний принцип вимірювання, проте відзначається більшими габаритами та нижчим на 30 міліампер енергоспоживанням.

За результатами дослідження наукової літератури, найкращі параметри показав модуль Plantower PMS7003. Його показники розкиду між окремими модулями і точності вимірювань приведено на рисунку 2.2. [15]

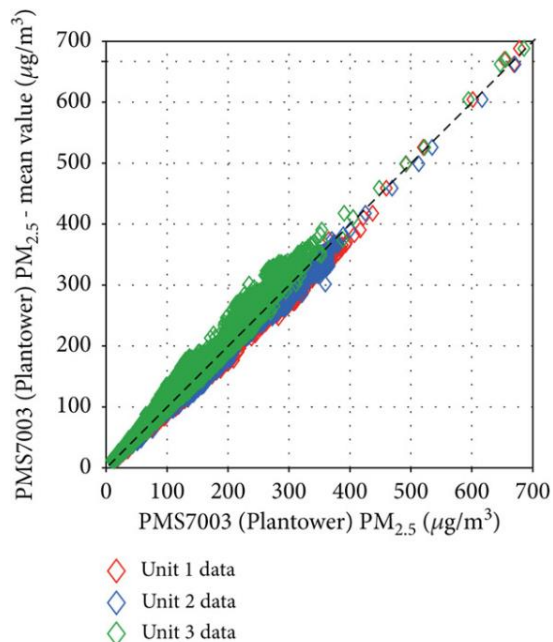


Рисунок. 2.2 - Розкид показань окремих модулів та точність вимірювань PMS7003

Пунктирною лінією представлено еталон.

На рис. 2.3 приведено аналогічні дані для SDS011[15]

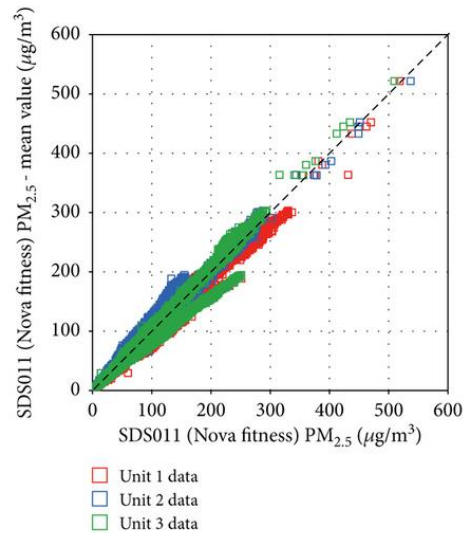


Рисунок. 2.3 - Розкид показань окремих модулів та точність вимірювань SDS011

Як видно з наведених графіків, PMS7003 та SDS011 мають практично ідентичні показники точності вимірювань і розкиду показників, проте PMS7003 дещо точніший. Через це перевагу надано саме йому.

2.2.2. Датчики CO₂

Контроль концентрації діоксиду вуглецю є критично важливим для оцінки ефективності вентиляції у маловентильованих просторах. У рамках проєктованої системи розглядалося два підходи до вимірювання CO₂: використання NDIR-сенсорів (Non-Dispersive Infrared) та застосування сенсорів на основі метал-оксидних структур (MOx) із розрахунком еквівалентного показника eCO₂.

NDIR-сенсори CO₂

NDIR-сенсори забезпечують пряме вимірювання концентрації CO₂ шляхом визначення поглинання інфрачервоного випромінювання газовою сумішшю. Основні переваги цього методу:

- висока точність вимірювання ($\pm(50-100 \text{ ppm} + 3 \%)$);
- довготривала стабільність показників;
- нечутливість до запахів, VOC та побутових газів;
- наявність розширених моделей із вбудованою температурною компенсацією.

До недоліків належать:

- порівняно високе енергоспоживання (40-120 мА);
- більші габарити;
- значно вища вартість у порівнянні з МОх-сенсорами.

Для портативних автономних систем NDIR-сенсори обмежують тривалість роботи від батареї, проте забезпечують найбільш достовірні дані. Саме тому вони є стандартом у професійних медичних і лабораторних комплексах.

МОх-сенсори (eCO₂)

У сенсорах типу ENS160, SGP30 або CCS811 концентрація CO₂ не вимірюється безпосередньо. Замість цього мікросхема оцінює загальний рівень VOC і на основі емпіричної моделі обчислює еквівалентну концентрацію CO₂ (eCO₂). Переваги методу:

- низьке енергоспоживання (3-12 мА);
- швидка інтеграція через інтерфейс I²C;
- компактність та можливість об'єднання з T/RH-сенсором в одному модулі.

Недоліки:

- eCO_2 відображає тенденції, але не є точним фізичним вимірюванням CO_2 ;
- показники залежать від вологості, температури та складу VOC у приміщенні;

Для передбачуваного застосування в укриттях, де головною є динаміка зростання CO_2 , а не абсолютна точність, використання eCO_2 є прийнятним компромісом. Воно дозволяє суттєво зменшити енергоспоживання та підвищити автономність системи.

З огляду на технічні та експлуатаційні вимоги, у складі розроблюваного комплексу застосовано датчик типу ENS160, який забезпечує достатню інформативність щодо зростання концентрації продуктів життєдіяльності людей у приміщенні та дозволяє реалізувати сценарії попередження користувача при перевищенні встановлених порогів. Такий вибір у першу чергу зумовлено наявністю модуля де цей датчик спарено з датчиком температури АНТ21, який своєю чергою було обрано за сукупністю експлуатаційних параметрів, наведених у наступному підпункті.

2.2.3. Датчики температури та відносної вологості

Температура та вологість є базовими фізичними параметрами мікроклімату, які суттєво впливають як на стан людини, так і на коректність вимірювання газових домішок. Тому датчики T/RH є невід'ємним елементом системи контролю якості повітря.

Вимоги до T/RH-датчиків

Опираючись на раніше досліджену нормативну документацію, можна так сформулювати вимоги до точності:

- діапазон температур: $0...50\text{ }^{\circ}\text{C}$;

- похибка температури: не гірше $\pm 0,5$ °C;
- похибка вологості: не гірше $\pm 3\text{--}5$ % RH;
- низька інерційність та стабільність показань.

Аналіз доступних T/RH-датчиків

Серед поширених модулів було розглянуто DHT22, SHT31, АНТ20 та АНТ21. На основі порівняльного аналізу що наведено в Таблиці . , за сукупністю параметрів найоптимальнішим є модуль АНТ21, який має:

- точність вимірювання температури $\pm 0,3$ °C;
- точність вимірювання вологості ± 2 % RH;
- вбудоване калібрування на заводі-виробнику;
- низьке енергоспоживання;
- цифровий інтерфейс I2C.

Особливо важливо, що АНТ21 має вищу термостабільність у порівнянні з DHT22, демонструє менший дрейф, інтерфейс I2C та швидше реагує на зміни параметрів середовища.

Модуль використовується не лише для прямого вимірювання параметрів мікроклімату, а й забезпечує корекцію показників газового сенсора ENS160, що значно підвищує достовірність отриманих значень VOC та eCO₂.

Наочне порівняння модулів приведено у Таблиці 2.1

Таблиця 2.1 Порівняння модулів

Параметр	DHT22 / AM2302	SHT31 (SHT3x-DIS)	AHT20	AHT21 (AHT21B)
Живлення (V)	3.3 ... 6.0	2.15 ... 5.5	2.0 ... 5.5	2.2 ... 5.5
Інтерфейс	Однопровідний цифровий (власний протокол)	I ² C (до 1 МГц)	I ² C	I ² C
Діапазон вологості (%RH)	0 ... 100	0 ... 100	0 ... 100	0 ... 100
Точність вологості (типова)	±2 %RH	±2 %RH	±2 %RH	±3 %RH
Роздільна здатність вологості	0.1 %RH	0.01 %RH	0.024 %RH	0.024 %RH
Час відгуку вологості	~2 с (оновлення даних)	~8 с (τ _{63%})	~8 с (τ _{63%})	<8 с (τ _{63%})

Таблиця 2.1 (продовження)

Параметр	DHT22 / AM2302	SHT31 (SHT3x-DIS)	АНТ20	АНТ21 (АНТ21В)
Діапазон температур (°C)	–40 ... +80	–40 ... +125	–40 ... +85	–40 ... +85
Точність температури (типова)	±0.5 °C	±0.2 °C	±0.3 °C	±0.5 °C
Роздільна здатність температури	0.1 °C	0.01 °C	0.01 °C	0.01 °C
Рекомендований інтервал опитування	≥ 2 с	до 1 Гц (single-shot)	приблизно ≥ 1 с	приблизно ≥ 1 с
Струм споживання (вимірювання)	до ~2.5 мА (імпульс)	~0.6–1.5 мА	~1 мА (типове)	~1 мА (типове)
Струм у standby / idle	~40–60 μА	~0.2 μА	десятки μА	десятки μА

2.2.4. Датчики летких органічних сполук (VOC)

Леткі органічні сполуки (VOC) є важливими індикаторами хімічного забруднення повітря, особливо в умовах:

- роботи дизель-генераторів поруч з укриттям,
- розповсюдження випарів медичного походження,
- можливих задимлень або тління матеріалів,
- великих скупчень людей у замкнутих просторах.
- VOC-сенсори

VOC-сенсори типу MOx (ENS160, SGP30, CCS811) відзначаються:

- чутливістю до широкого спектру органічних молекул: ізопропанол, етанол, толуол, формальдегід та ін.;
- можливістю формування інтегральних індикаторів, таких як TVOC (Total Volatile Organic Compounds);
- автоматичними алгоритмами термостабілізації;
- низьким енергоспоживанням, що є важливим для автономних систем.

У модулі ENS160 реалізовано багатоточкове калібрування, а також температурно-вологісну компенсацію, що забезпечує високу відтворюваність показників та зменшує вплив зовнішніх факторів[16].

Враховуючи баланс між вартістю, енергоспоживанням, точністю та функціональністю, у складі розроблюваної системи застосовано модуль ENS160, який забезпечує:

- вимірювання TVOC,
- оцінку eCO_2 ,
- інтеграцію з АНТ21 для автоматичної корекції.

Таким чином, обраний сенсорний модуль забезпечує достатній рівень інформативності для раннього виявлення небезпечних змін хімічного складу повітря у приміщеннях різного призначення, не збільшуючи складність або енергоспоживання системи.

2.2.5. Допоміжні модулі апаратної частини системи

Окрім сенсорних модулів, у складі портативної системи контролю якості повітря застосовуються допоміжні апаратні компоненти, необхідні для забезпечення автономності, відображення виміряних даних, локального збереження інформації та конфігурації режимів роботи. До таких модулів належать: дисплей, плата заряду акумулятора, модуль зберігання даних

microSD та блок DIP-перемикачів. Усі вони відіграють важливу роль у загальній функціональності системи та визначають зручність її використання.

Дисплей для локального відображення даних

Наявність вбудованого дисплея дозволяє користувачу оперативно отримувати інформацію щодо поточного стану повітря без необхідності підключення до зовнішніх пристроїв. Основні вимоги до дисплея:

- низьке енергоспоживання;
- достатня контрастність та читабельність у умовах низької освітленості;
- мінімальні габарити;
- сумісність із мікроконтролером через I2C.

У проєкті застосовано **OLED-дисплей діагоналю 0.96"**, який забезпечує високий контраст у будь-яких умовах освітленості, низьке споживання енергії завдяки вибіркового підсвічуванню пікселів та стабільну роботу в широкому діапазоні температур.

Плата заряду акумулятора

Для забезпечення мобільності та автономності система живиться від акумулятора типу Li-Ion або Li-Po. Плата заряду виконує декілька функцій. Основний функціонал це керування процесом заряджання акумулятора та формування стабільної напруги для живлення системи. До додаткових функцій належить захист від глибокого розряджання та індикація стану зарядки.

Використовується модуль на основі мікросхеми **TP4056**, що забезпечує струм заряджання 0.5-1 А та підтримує підключення акумулятора у режимі «заряд/робота». Такий компонент дозволяє тривалий час експлуатувати

систему у польових умовах, у тому числі в укриттях або мобільних медичних пунктах.

Модуль зовнішньої пам'яті microSD

Для логування даних у тривалому режимі використовується модуль microSD, підключений через SPI-інтерфейс. Це дозволяє:

- зберігати великі обсяги даних вимірювань;
- проводити ретроспективний аналіз рівнів забруднення;
- переносити дані на комп'ютер без спеціальних інструментів.

Таке рішення є оптимальним для систем, що працюють у середовищах без постійного доступу до Інтернету. Локальна пам'ять забезпечує автономність та дозволяє документувати умови, у яких перебували люди протягом тривалих періодів.

DIP-перемикачі для конфігурації режимів роботи

Оскільки система може працювати у різних сценаріях (економний режим, повне логування, вимкнення окремих сенсорів, калібрування тощо), необхідний апаратний інтерфейс для швидкої зміни конфігурації без перепрошивання контролера. Для цього застосовано DIP-перемикачі, які забезпечують:

- апаратне відключення окремих модулів (наприклад, РМ-сенсора для економії енергії);
- вибір інтенсивності вимірювань і логування (частота запису на microSD);

DIP-перемикачі мають нульове енергоспоживання та не створюють додаткових вимог до обчислювальних ресурсів контролера. Це робить їх доцільним рішенням для портативних автономних систем.

2.2.6. Порівняльний аналіз точності, стабільності та вартості сенсорних модулів

Метою цього підрозділу є проведення системного порівняльного аналізу сенсорних модулів, розглянутих у пунктах 2.2.1-2.2.4, з позицій їхньої точності, стабільності, енергоспоживання, довгострокової надійності та економічної доцільності застосування у складі портативної системи контролю якості повітря. Аналіз здійснено з урахуванням вимог, сформульованих у розділі 1, а також обмежень, пов'язаних із експлуатацією пристрою в умовах тимчасових медичних приміщень, укриттів та маловентильованих просторів.

Порівняльні критерії оцінювання

Для всіх сенсорних модулів розглянуто такі ключові параметри:

1. **Точність вимірювання** - здатність сенсора відтворювати значення параметра з мінімальним відхиленням від еталону.
2. **Стабільність показників** - дрейф даних у часі, чутливість до температури та вологості, необхідність калібрування.
3. **Енергоспоживання** - важливий критерій для автономних систем.
4. **Вартість** - вплив на загальну собівартість пристрою та можливість серійного відтворення.
5. **Доступність технічної документації та практичний досвід експлуатації.**
6. **Складність інтеграції** - вимоги до інтерфейсів, калібрування та умов монтажу.

Порівняльний аналіз

Датчики твердих часток PM2.5/PM10

Розглянуті моделі PMS7003 та SDS011 мають близькі показники точності, однак PMS7003 характеризується вищою точністю та кращою повторюваністю. За результатами незалежних досліджень, PMS7003 демонструє стабільні результати при тривалій роботі та менший розкид між окремими екземплярами. SDS011 мають нижче енергоспоживання, що було наведено раніше, проте різниця не є достатньо вагомою для обґрунтування використання саме цих модулів.

Недоліком обох сенсорів є підвищене енергоспоживання вентилятора.

Вартість PMS7003 є помірною та достатньо низькою для використання у портативному пристрої.

Висновок: PMS7003 є оптимальним за критеріями точності, стабільності та економічної доцільності.

Датчики CO₂

Принцип роботи та фізична точність

NDIR-сенсори - прямий метод

NDIR-сенсори вимірюють поглинання інфрачервоного випромінювання молекулами CO₂ на певній довжині хвилі. Це дає змогу отримувати **фізично обґрунтований, прямий і вибіркового** результат.

Основні характеристики:

- висока селективність конкретно до CO₂;
- стабільність у широкому діапазоні температур і вологості;
- здатність до абсолютного вимірювання без необхідності частих калібрувань.

Обмеження:

- фізичні розміри більші, ніж у MOx-сенсорів;

- вищі вимоги до енергоспоживання (інфрачервоний випромінювач);
- вартість зазвичай значно більша.

МОх-сенсори - непрямий метод $e\text{CO}_2$

МОх-сенсори, такі як ENS160, не вимірюють CO_2 безпосередньо. Їх робота ґрунтується на зміні провідності оксидної плівки у присутності летких органічних сполук та продуктів метаболізму людини. На основі цих змін мікроконтролер обчислює **$e\text{CO}_2$ (equivalent CO_2)** - оціночний показник, що корелює з присутністю людей, але не є справжньою концентрацією CO_2 .

Характерні особливості:

- дуже низьке енергоспоживання;
- компактність і простота інтеграції;
- швидка реакція на зміни забруднень VOC.

Обмеження:

- залежність від сторонніх летких сполук (парфумів, дезінфекторів, чистячих засобів);
- $e\text{CO}_2$ є **оцінкою**, що може істотно відхилятися від реального CO_2 ;
- потребує алгоритмів температурної та вологісної компенсації, які вже виконуються в ENS160, але не повністю усувають похибку.

Стійкість до перешкод та вплив умов експлуатації

NDIR

- Режим роботи майже не залежить від складу VOC у повітрі.
- Стабільність у середовищах, де присутні антисептики, ізопропіловий спирт чи інші хімічні речовини (типово для тимчасових опікових блоків).
- Чутливість до пилу мінімальна, але оптичне вікно потребує базового захисту від конденсату.

МОх

- Дуже чутливі до широкого спектра VOC, що у контексті **медичних приміщень з активним використанням дезінфекційних розчинів** може викликати значні коливання у показнику eCO_2 .
- У польових умовах термічна стабільність сенсора залежить від якісного контролю T/RH.
- В умовах підвищеної вологості (наприклад, у переповнених укриттях) похибка може зростати.

Енергоспоживання та автономність системи

Оскільки портативність і тривала автономна робота є критичними вимогами дисертаційної системи, порівняння має особливе значення.

NDIR

- Споживання - 150 мА у робочому режимі у випадку Winsen MH-Z19B.[17]
- Не підтримує ефективних режимів глибокого сну.
- Використання NDIR скорочує час автономної роботи батареї у 2–4 рази в порівнянні з МОх.

МОх (ENS160)

- Типове споживання - близько -3 мА, що істотно менше.
- Підтримка енергозберігаючих режимів.
- Ідеально підходить для портативного пристрою з можливістю тривалої роботи на акумуляторі.

Корисність для задачі моніторингу у приміщеннях укриттів та тимчасових медичних точках

NDIR забезпечує:

- об’єктивний рівень CO₂, що може бути використаний у регуляторних документах;
- можливість формувати точні тривожні повідомлення;
- високу достовірність у сценаріях, де критичним є контроль саме CO₂ (наприклад, вентиляція палат).

МОх забезпечує:

- інформативний індикатор присутності людей та стану повітря;
- достатню точність для оцінки якості вентиляції у нетипових приміщеннях (укриттях, боксах);
- більшу незалежність від споживання батареї, що є вирішальним для автономних переносних систем.

Висновок: для автономної системи, що працює тривалий час, **вибір МОх-модуля ENS160** є оптимальним компромісом між точністю, стабільністю та енергоспоживанням.

Датчики температури та вологості

Порівняння модулів DHT22, АНТ20, SHT31 та АНТ21 дало змогу всебічно оцінити їхні метрологічні характеристики, функціональні можливості та придатність до використання в системах моніторингу мікрокліматичних параметрів. Представлені сенсори належать до групи цифрових інтегрованих датчиків температури та відносної вологості, однак вирізняються конструктивною реалізацією, точністю, стабільністю вимірювань та вимогами до умов експлуатації.

Датчик DHT22 (AM2302) є одним із найбільш поширених у недорогих системах моніторингу. Його перевагою є доступність і простота інтерфейсу, утім він характеризується відносно низькою швидкістю (оновлення даних раз на ≈ 2 секунди) та помірною точністю. Типова похибка вимірювання вологості

становить близько $\pm 2\% \text{RH}$, а температури — до $\pm 0.5\text{ }^{\circ}\text{C}$. При цьому датчик є менш стабільним за сучасніші аналоги та демонструє більший рівень нелінійності при зміні температури довкілля.

Сенсори АНТ20 та АНТ21 належать [18] до нового покоління інтегрованих датчиків, конструктивно оптимізованих для стабільної роботи в умовах змінної вологості. Обидві моделі містять вбудовані елементи калібрування та використовують інтерфейс I²C. АНТ20 забезпечує типову точність $\pm 2\% \text{RH}$ та $\pm 0.3\text{ }^{\circ}\text{C}$, що є помітним покращенням порівняно з DHT22. Модель АНТ21 має схожі конструктивні властивості, однак демонструє дещо гіршу типову точність за вологістю (приблизно $\pm 3\% \text{RH}$). Обидва датчики характеризуються швидшим відгуком, стабільною роботою при високій вологості та низьким енергоспоживанням, що робить їх придатними для портативних або енергоефективних систем.

Датчик SHT31[19], розроблений компанією Sensirion, належить до професійного класу та демонструє найвищі метрологічні характеристики серед досліджуваних. Він забезпечує точність вимірювання температури до $\pm 0.2\text{ }^{\circ}\text{C}$ та вологості до $\pm 2\% \text{RH}$, а також надзвичайно малу нестабільність упродовж експлуатації. Крім того, SHT31 підтримує режими високої швидкодії, має низький рівень шуму вимірювань і широкий робочий температурний діапазон ($-40\ldots+125\text{ }^{\circ}\text{C}$). Завдяки високій відтворюваності та довготривалій стабільності сенсор широко застосовується у системах контролю клімату, промислових датчиках та наукових вимірювальних комплексах..

Висновок: **АНТ21** демонструє найкращі показники за умов обмеженого бюджету та потреби у тривалому безперервному моніторингу.

Датчики VOC та CO

Найбільш поширеними моделями датчиків є ENS160, SGP30 та CCS811

Попри належність до одного технологічного класу (МОХ-сенсори), досліджувані модулі суттєво відрізняються за конструктивними особливостями, алгоритмами оброблення сигналів, стабільністю показників та придатністю до використання у довготривалих системах моніторингу.

Сенсор **ENS160** представляє нове покоління МОХ-технології та характеризується багатосенсорною архітектурою із чотирма незалежними чутливими елементами. Вбудовані алгоритми компенсації температури та вологості, а також автоматичне управління базовою лінією забезпечують високу стабільність та повторюваність сигналів у широкому діапазоні експлуатаційних умов. ENS160 надає як сирі дані газочутливих елементів, так і повністю оброблені індикатори (TVOC, eCO₂, індекс якості повітря), що дає змогу адаптувати сенсор як до високоточних вимірювальних систем, так і до енергоефективних IoT-рішень. Завдяки підвищеній стійкості до впливу зовнішніх факторів та мінімальному дрейфу ENS160 може використовуватися в задачах тривалого моніторингу без необхідності частих калібрувань.

Датчик **SGP30** також належить до класу цифрових МОХ-сенсорів, однак має більш компактну конструкцію та орієнтований насамперед на побутові і портативні системи контролю мікроклімату. Він формує інтегральні показники TVOC та eCO₂ на основі багатопіксельної сенсорної структури, що забезпечує задовільну чутливість і достатню стабільність для масових застосувань. Проте SGP30 не містить внутрішніх механізмів компенсації температури та вологості, що може призводити до підвищеної варіативності результатів у умовах зміни довкілля та потребує використання зовнішніх компенсаційних моделей. Незважаючи на це, сенсор зберігає популярність завдяки компактності, низькому енергоспоживанню та простоті інтеграції.

Сенсор **CCS811** [20] є одним із ранніх представників цифрових MOX-модулів для побутового моніторингу якості повітря та вирізняється низькою вартістю та простотою експлуатації. Він забезпечує визначення TVOC та eCO_2 на основі вимірювань електричного опору напівпровідникового чутливого шару, але значною мірою залежить від коректності зовнішньої компенсації температури та вологості. Крім того, CCS811 потребує тривалого періоду стабілізації після увімкнення та демонструє помітніший довготривалий дрейф, що може ускладнювати забезпечення стабільності вимірювання в системах, розрахованих на багатомісячну або багаторічну експлуатацію. Таким чином, CCS811 доцільно застосовувати у невимогливих або прототипних рішеннях, де точність не є критичним фактором.

Технічні характеристики наведено у Таблиці 2.2

Таблиця 2.2 – Технічні характеристики

Параметр / характеристика	ENS160	SGP30	CCS811
Тип сенсора	MOX, 4 незалежні елементи + контролер	MOX, multi-pixel	MOX, з мікроконтролером + АЦП
Вимірювані / вихідні дані	TVOC, eCO_2 , AQI, сирі газові сигнали, можливість кастомної обробки	TVOC, eCO_2	TVOC, eCO_2

Таблиця 2.2 (продовження)

Параметр / характеристика	ENS160	SGP30	CCS811
Компенсація температури/ вологості / baseline	Вбудована (температура, вологість, baseline, окиснювачі)	Не вбудована (зовнішня компенсація рекомендована)	Не вбудована (температуру/во логість треба подавати зовнішньо або з NTC)
Інтерфейс зв'язку	I ² C або SPI	I ² C	I ² C
Форм-фактор / корпус	LGA, компактний	DFN 2.45 × 2.45 × 0.9 мм ³	LGA 2.7 × 4.0 × 1.1 мм ³
Початковий прогрів / старт-ап	< 3 хв warm-up, < 1 година повний старт-ап (за документацією))	швидко виходження на роботу (наскільки даташит описує, — minimal delay)	потребує суттєвого часу на калібрування / стабілізацію: після старту — до десятків хвилин, а для baseline — до 24 годин
Стабільність / дрейф / довготривалість	Висока: Sensor- fusion, baseline- управління, компенсації орієнтований на стабільні тривалі системи	Відносно висока (multi- pixel, виробник заявляє low drift)	Нижча: залежність від умов (температура/во логість), потреба у зовнішній компенсації, значний дрейф можливий

Таблиця 2.2 (продовження)

Параметр / характеристика	ENS160	SGP30	CCS811
Складність інтеграції / обробки	Середня-висока (можна працювати на рівні raw сигналів або готових IAQ-метрик)	Низька—середня (вихідні IAQ-показники готові, але без компенсації)	Низька (є готові показники), але треба зовнішня підтримка компенсації температури/вологості
Застосування — переваги	Системи, де потрібна стабільність, точність, довготривале спостереження, можливість кастомізації	Бюджетні IoT / побутові пристрої, компактні рішення, де не критична ідеальна компенсація	Бюджетні пристрої, швидке прототипування, системи з можливістю додати зовнішню компенсацію

Таким чином, ENS160 має:

- нижчий рівень шуму,
- кращу повторюваність показань,
- наявність вбудованих алгоритмів термокомпенсації,
- ширший діапазон та більш стабільну реакцію на зміни концентрацій VOC і CO.

З огляду також на існування серійного модуля з АНТ21 в парі з ENS160, **ENS160** є доцільним вибором для системи, що має працювати у приміщеннях із можливими хімічними домішками або продуктами неповного згорання.

Наочно параметри розглянутих датчиків наведено в Таблиці 2.3

Таблиці 2.3 -Зведена таблиця оцінювання

Параметр	Тип	Точність	Стабільність	Споживання	Вартість	Висновок
PM	PMS7003	висока	висока	середнє	помірна	+
CO ₂ (NDIR)	MH- Z19B тощо	дуже висока	дуже висока	високе	висока	-, автономія , ціна
CO ₂ (MOx)	ENS160	середня	середня/ висока	низьке	низька	+
T/RH	AHT21	висока	висока	низьке	низька	+
VOC/CO	ENS160	висока	висока	низьке	низька	+

2.3 Підсистема живлення

Підсистема живлення забезпечує роботу пристрою у двох основних режимах - **автономному** та **стаціонарному**. Вона має гарантувати стабільну подачу напруги для сенсорів і мікроконтролера, захист від аварійних режимів та достатній час автономної роботи, що є критичним для застосування у тимчасових медичних приміщеннях та укриттях.

2.3.1. Джерела живлення

Автономний режим

У автономному варіанті система живиться від літій-іонного або літій-полімерного акумулятора ємністю 2000-5000 мА·год. Такий вибір обумовлений:

- високою питомою енергоємністю Li-Ion/Li-Po;
- компактністю елементів;

- можливістю забезпечити добову роботу навіть за підвищеного навантаження.

Для заряджання застосовується модуль на базі мікросхеми **TP4056** (або аналогічної), який підтримує алгоритм CC/CV та захист від перезаряду й глибокого розряду. [21] Це дозволяє використовувати пристрій навіть під час заряджання від зовнішнього джерела.

Стационарний режим

При наявності електромережі система може працювати від стандартного адаптера **5 В**, що забезпечує:

- необмежений час роботи;
- одночасне заряджання акумулятора;
- стабільність вимірювань при довготривалому моніторингу.

Всі сенсорні модулі, використані у роботі, підтримують живлення від 5 В, що дозволило уникнути складних перетворювачів і зберегти простоту схеми.

2.3.2. Очікуване енергоспоживання системи

Споживання визначається характеристиками окремих модулів. Орієнтовні значення подані у таблиці 2.4

Таблиця 2.4 – Споживання модулів

Модуль	Споживання	Коментар
PMS7003	80-100 мА	Найбільше навантаження. Вентилятор працює постійно під час вимірювання.
ENS160	12-20 мА	Залежить від режиму роботи МОХ-матриці.

Модуль	Споживання	Коментар
АНТ21	<1 мА	Практично не впливає на загальний баланс.
Мікроконтролер (ESP32/Arduino)	40–80 мА	-
microSD модуль	до 50 мА під час запису	У режимі очікування споживання мінімальне.

Для типового робочого циклу (період вимірювань 60–160 с, дисплей вимкнений) середній сумарний струм перебуває у діапазоні **120–170 мА**.

Час автономної роботи оцінюється за формулою:

$$T \approx \frac{C_{\text{акум}}}{I_{\text{середнє}}}$$

Для акумулятора 3000 мА·год:

$$T \approx \frac{3000}{150} \approx 20 \text{ год}$$

При використанні енергоощадних режимів час роботи може досягати 24–30 годин.

2.3.3. Способи зниження енергоспоживання

З урахуванням того, що основним споживачем є PMS7003, у конструкції передбачено декілька практичних заходів.

Циклічний режим роботи датчиків

Як рекомендовано у специфікаціях, датчик часток може працювати з періодичними вимірюваннями та переходом у режим очікування між ними. Інтервали у 10-60секунд суттєво зменшують середнє споживання електроенергії без помітної втрати інформативності.

Вимкнення непотрібних модулів

На корпусі передбачено DIP-перемикачі, які дозволяють вручну відключити дисплей та окремі сенсори.

Це особливо корисно для чергування або роботи у сховищі, де потрібні лише періодичні вимірювання без активного інтерфейсу.

Режими сну мікроконтролера

Мікроконтролери ESP32 та Arduino підтримують:

- зниження тактової частоти,
- Light Sleep,
- Deep Sleep.

Режим Deep Sleep між циклами дозволяє скоротити споживання контролера у 5-10 разів.

Оптимізація PMS7003

Можливе застосування:

- короткого активного вимірювання (2-5 с);
- вимкнення вентилятора між циклами.

Це майже вдвічі зменшує середнє споживання PMS7003 при збереженні стабільності вимірювань.

Енергоощадне логування

Запис даних на microSD виконується не після кожного вимірювання, а блоками (раз на 1-5 хв).

Це зменшує загальну кількість коротких пікових навантажень.

2.4 Конструктивне виконання та ергономіка

Конструктивне виконання системи визначає її надійність, зручність використання та придатність до експлуатації у тимчасових медичних приміщеннях, укриттях.

Корпус, внутрішнє компонування, вентиляція та інтерфейс взаємодії повинні забезпечувати захист електроніки, стабільність показів сенсорів і простоту повсякденної роботи.

Під час розробки враховано такі принципи:

1. **Простота збирання і розбирання-корпус** складається з двох половинок без прихованих точок кріплення.
2. **Захист та безпека** - корпус повинен запобігати механічним ушкодженням, випадковому торканню контактів.
3. **Стабільність вимірювань** - конструкція має забезпечувати правильний повітряний потік через зони сенсорів та мінімізувати тепловий вплив мікроконтролера і силових елементів.
4. **Простота масового виготовлення** - корпус та кріплення мають бути придатними для 3D-друку або лазерного різання, щоб забезпечити тиражування волонтерами.

Корпус виконано у вигляді компактного прямокутного блока розміром приблизно 120×80×40 мм із входним та вихідним отворами, захищеними від крупних часток механічних забрудників дрібною сіткою. Вентилятор модуля PMS7003 розміщується упритул до отвору корпусу. Датчик VOC і

температури-поруч із вихідним отвором. Нагрівом від мікроконтролера можна знехтувати оскільки вентилятор PMS7003 забезпечує достатню кількість свіжого повітря, а розміщення додаткових датчиків впритул до вихідного отвору PMS7003 спотворюватиме покази через збільшений опір повітря.

Модуль microSD знаходиться поблизу краю корпусу, забезпечуючи доступ користувача без розбирання пристрою.

2.4.3. Інтерфейс користувача та ергономіка

Інтерфейс побудовано максимально простим, інформативним та енергоощадним.

Елементи індикації

- **Світлодіодний індикатор** -світлодіод на верхній панелі що вмикається лише при увімкненні системи для самодіагностики та при перевищенні норм.
- **Звукова сигналізація** подає звуковий сигнал при увімкненні системи та при перевищенні норм.
- **OLED-дисплей**-показує поточні значення вимірюваних параметрів.
- **Органи керування**
- **DIP-перемикачі** для вимкнення дисплея, окремих сенсорних модулів та перемикання між режимами роботи.
- **Кнопка RESET** - для перезавантаження системи.

2.4.6. Параметри експлуатації

З метою забезпечення стабільності вимірювань та довготривалої працездатності пристрою в умовах польового застосування - зокрема у тимчасових медичних приміщеннях та імпровізованих опікових палатах - апаратна частина системи повинна експлуатуватися в межах параметрів, визначених технічними характеристиками встановлених сенсорів та вимогами до захисту електронних компонентів.

До основних параметрів безпечної та коректної експлуатації належать:

- **Робочий діапазон температур:** від $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $+60\text{ }^{\circ}\text{C}$, що відповідає паспортним умовам роботи лазерного сенсора концентрації твердих часток (PMS7003), що в межах даної системи є обмежуючим елементом-решта датчиків мають ширший діапазон експлуатаційних температур. У межах цього діапазону забезпечується коректність індикації та відсутність деградації вимірювальних елементів.
- **Робочий діапазон відносної вологості:** до 95 % без утворення конденсату. Усі застосовані сенсори - зокрема PMS7003, АНТ21 та ENS160 - допускають високу вологість, однак **не повинні контактувати з краплями води**, оскільки це може спричинити тимчасове спотворення показів або механічне пошкодження оптичного блока.
- **Обмеження щодо механічних впливів:** система не повинна зазнавати ударних навантажень та різких вібрацій, які можуть порушити оптичне вирівнювання лазерного датчика або спричинити пошкодження пайки. У корпусі передбачено поглиначі ударів-бруски вспіненого каучуку, які ізолюють датчики від стінок корпусу.

- **Захист від впливу агресивних середовищ:** неприпустиме пряме потрапляння на корпус або всередину пристрою хімічно активних речовин, дезінфекційних розчинів, аерозолів високої щільності чи гарячої водяної пари.

За потреби конструкція корпусу може бути **доповнена змінною фільтр-сіткою**, що встановлюється перед повітрозабірним отвором лазерного сенсора. Такий елемент виконує функцію грубого очищення повітря від великих часток та волокон, не впливаючи суттєво на точність вимірювання PM2.5/PM10 та збільшуючи ресурс оптичної камери.

Сукупність зазначених параметрів експлуатації забезпечує працездатність системи у широкому спектрі реальних умов, характерних для польових медичних застосувань. Це дає змогу підтримувати стабільність показів навіть у разі розміщення пристрою у непристосованих приміщеннях із непередбачуваними коливаннями температури, вологості та аерозольного навантаження.

Висновки до розділу 2

У другому розділі було виконано комплексне проектування апаратно-програмної архітектури портативної системи контролю якості повітря, призначеної для експлуатації у тимчасових медичних приміщеннях та укриттях. На основі сформульованих у першому розділі вимог обґрунтовано вибір модульної структури системи, що включає сенсорну підсистему, обчислювально-керуючий модуль, підсистему індикації, підсистему логування та автономний блок живлення. Такий підхід забезпечує масштабованість, надійність та можливість адаптації під різні сценарії застосування.

Проведений аналіз сенсорних модулів засвідчив, що для забезпечення достовірного контролю параметрів мікроклімату доцільним є використання комбінації лазерного датчика твердих часток, цифрових датчиків температури та вологості та мультисенсорного VOC-модуля. Порівняння доступних сенсорів за критеріями точності, стабільності, енергоспоживання та вартості дозволило обґрунтовано визначити оптимальні компоненти, які забезпечують баланс між метрологічними характеристиками та вимогами автономності системи. Зокрема, застосування датчика ENS160 у поєднанні з АНТ21 підвищує точність оцінки VOC та eCO_2 за рахунок корекції впливу температури та вологості.

Окрему увагу приділено підсистемі живлення, оскільки працездатність системи в умовах нестабільної або відсутньої інфраструктури є ключовою передумовою її ефективності. Проаналізовано можливі варіанти автономного живлення та методи зниження енергоспоживання, що забезпечують тривалий час роботи без підзарядки. Розглянуто конструктивні аспекти пристрою, включно з ергономікою, вимогами до корпусу та оптимальним розміщенням сенсорів задля мінімізації похибок та забезпечення стабільної циркуляції повітря. Представлені вимоги й інженерні рішення узгоджуються з особливостями експлуатації у польових умовах, зокрема за наявності пилового навантаження, високої вологості або температурних коливань.

Узагальнюючи результати розділу, можна стверджувати, що розроблена архітектура портативної системи є технічно обґрунтованою, функціонально повною та придатною для практичної реалізації. Вона забезпечує комплексний моніторинг ключових параметрів якості повітря, гарантує енергоефективність та готовність до роботи в умовах обмеженої інфраструктури, а також дозволяє масштабувати виробництво завдяки конструктивній простоті та використанню доступних компонентів. Таким чином, закладено фундамент для подальшої

розробки програмного забезпечення та експериментального дослідження системи у наступних розділах.

3. РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ

3.1 Вимоги до програмного забезпечення та сценаріїв роботи

Розроблення програмного забезпечення портативної системи контролю якості повітря є ключовим етапом створення апаратно-програмного комплексу, оскільки саме програмна частина забезпечує коректну взаємодію між сенсорними модулями, підсистемами індикації, блоком логування та модулем автономного живлення. На відміну від стаціонарних систем моніторингу, де програмне забезпечення працює в умовах стабільного середовища, у тимчасових медичних та імпровізованих опікових приміщеннях воно має гарантувати передбачуваність і стійкість навіть за наявності коливань мікроклімату, випадкових електромагнітних перешкод, механічних впливів та нерегулярного електроживлення.

Програмне забезпечення формується на основі вимог, визначених у розділі 1 та розділі 2, і має бути узгоджене з архітектурою системи, обмеженнями апаратних модулів та функціональними сценаріями, що впливають з практичних задач експлуатації. У контексті роботи в польових медичних умовах ПЗ повинно забезпечувати не лише точність і швидкість вимірювань, але й мінімізацію повернення помилкових показів, автоматичну адаптацію до стану модулів та раціональне використання енергії. Оскільки частина пристроїв може збиратися волонтерами, а експлуатуватися - персоналом у стані фізичної втоми, ПЗ має бути невибагливим до користувача, не вимагати калібрування і максимально автоматизувати контроль працездатності.

Узагальнені вимоги до програмного забезпечення системи включають такі групи:

3.1.1. Функціональні вимоги

1. Опитування сенсорів у реальному часі.

ПЗ повинно забезпечувати регулярне, синхронізоване опитування всіх сенсорів системи (PM2.5/PM10, eCO₂/TVOC, температура, вологість) відповідно до встановленої частоти вимірювання. У разі активності всіх модулів опитування виконується без затримок, що дозволяє виявляти небезпечні коливання параметрів повітря в мінімальні часові проміжки.

2. Автоматичне регулювання частоти вимірювань.

У випадку вимкнення хоча б одного з апаратних модулів за допомогою DIP-перемикачів, система повинна автоматично переходити на знижену частоту опитування, а лазерний датчик твердих часток переводити в режим сну. Це забезпечує суттєву економію заряду батареї.

3. Визначення станів «норма - тривога».

ПЗ повинно зіставляти виміряні параметри з відповідними порогоми, встановленими для тимчасових медичних приміщень. Тривога активується лише після неперервного перевищення протягом 40 секунд, щоб уникнути хибних сповіщень, спричинених короткочасними змінами аерозольного навантаження.

4. Управління індикацією та звуковими сигналами.

Програмне забезпечення повинно формувати зрозумілу та ненадокучливу індикацію режимів роботи: відображення рівня забруднення, наявності тривоги, стану батареї, активності сенсорів. На компактному дисплеї інформація відображається циклічно з інтервалом 5 секунд, оскільки розмір екрана не дозволяє виводити всі параметри одночасно.

5. Формування журналу подій та логів вимірювань.

Система повинна забезпечувати запис усіх вимірювань на microSD-карту у форматі CSV, включно з часовими мітками, станом модулів, режимом роботи, станом тривоги та рівнем заряду. Програмне забезпечення має виконувати контроль доступності носія та запобігати втраті даних при раптовому вимкненні живлення.

6. Апаратно-програмний контроль працездатності.

ПЗ повинно виконувати регулярну діагностику стану сенсорів та сигналізувати про відсутність даних або вихід сенсора з ладу. Це важливо в умовах обмеженої кількості персоналу, де своєчасна індикація несправності дозволяє уникнути тривалого періоду недостовірних вимірювань.

3.1.2. Нефункціональні вимоги

1. Надійність та відмовостійкість.

ПЗ повинно забезпечувати коректне функціонування навіть за появи нестабільного живлення, короткочасних обривів даних або неповних пакетів від сенсорів. Будь-яка нештатна ситуація обробляється без перезавантаження основного циклу.

2. Енергоефективність.

Ураховуючи можливість тривалої автономної роботи, ПЗ повинно мінімізувати кількість операцій у сплячих режимах, виключати непотрібні обчислення та вчасно переводити модулі в енергозберігальні режими.

3. Модульність та масштабованість.

Архітектура ПЗ повинна дозволяти додавання нових сенсорів або підсистем без зміни основних алгоритмів. Це важливо у випадках, коли волонтерські групи модифікують пристрої у польових умовах.

4. Інформативність користувацького інтерфейсу.

ПЗ повинно чітко передавати користувачеві ключову інформацію, не перевантажуючи інтерфейс. Особливо у випадку персоналу, що працює в засобах захисту або при слабкому освітленні.

5. Простота оновлення та обслуговування.

З огляду на можливість волонтерського складання та обмежену технічну підтримку на місцях, вимоги до складності прошивки повинні бути мінімальними, а структура проєкту - добре документованою.

3.1.3. Режими роботи системи

З урахуванням вимог до автономності, енергоефективності та пріоритетів параметрів повітря у різних сценаріях, передбачено реалізацію кількох режимів функціонування системи. Перемикання режимів здійснюється вручну за допомогою апаратних перемикачів, передбачених конструкцією приладу.

1. Режим повного функціоналу

У даному режимі вимірювання відбуваються один раз на секунду, усі датчики увімкнено. Показники відображаються на дисплеї.

2. Енергозбережні режими

У випадку якщо хоча б один модуль, включаючи дисплей, відімкнено, частота вимірювань знижується до 1 разу на 10 секунд. Згідно документації, PMS7003 має режим сну, у якому споживання падає зі 100 мА до 0,2 мА, що дозволяє суттєво подовжити час автономної роботи. Детекцію відімкнення

модулів реалізовано за допомогою підключення перемикачів до входу мікроконтролеру через резистор. Можливість відімкнення запису логів реалізовано через окремий прермикач.

3. Режим тривоги

Вмикається при перевищенні значень PM2.5, PM10, CO₂, VOC або волого-температурних параметрів понад встановлені пороги.

ПЗ:

- активує світлову індикацію;
- подає звуковий сигнал;
- фіксує подію у журналі з відповідним кодом стану.

Враховуючи різні гранично допустимі норми для опікового відділення і укриття, передбачено окремий перемикач встановлення гранично допустимих показників.

3.2 Організація логування даних

Організація логування даних у системі моніторингу якості повітря є одним зі ключових компонентів забезпечення її функціональної повноти та практичної придатності в умовах експлуатації в тимчасових медичних приміщеннях, укриттях та імпровізованих опікових палатах. Збереження результатів вимірювань дозволяє здійснювати не лише оперативний контроль стану повітря, але й виконувати ретроспективний аналіз, порівнювати умови в різні проміжки часу та проводити оцінку ефективності заходів щодо поліпшення мікроклімату. Для медичного персоналу та організацій, що залучаються до гуманітарних місій, наявність структурованих логів може слугувати доказовою базою щодо фактичних умов перебування людей у тимчасових приміщеннях.

З урахуванням цих потреб, підсистема логування розроблена таким чином, щоб забезпечити надійний, передбачуваний та відмовостійкий запис вимірюваної інформації на змінний носій (microSD-карту), доступний для аналізу без застосування спеціалізованого програмного забезпечення. Архітектура логування враховує обмеженість ресурсів мікроконтролера Arduino Nano, особливості протоколу SPI, а також ризики раптового вимкнення живлення.

3.2.1. Призначення та основні завдання підсистеми логування

Підсистема логування призначена для забезпечення довготривалого зберігання інформації про параметри повітря та службові події, що виникають під час роботи пристрою. Основними завданнями цієї підсистеми є:

- фіксація результатів вимірювань концентрацій твердих часток, показників МОх-сенсора, температури та вологості;
- збереження інформації про режими роботи системи, включаючи економний режим, тривожний стан та зміну конфігурації модулів;
- забезпечення можливості ретроспективного аналізу умов експлуатації пристрою;
- підтримання єдиного формату представлення даних з мінімальними накладними витратами ресурсів;
- підвищення інформативності системи в умовах обмеженого доступу до персоналу технічного обслуговування.

Таким чином, підсистема логування виконує як інформаційні, так і діагностичні функції та забезпечує цілісність інформаційної моделі роботи пристрою.

3.2.3. Формат та структура збережених даних

Журнали даних формуються у текстовому форматі CSV, що забезпечує стандартизовану організацію записів та сумісність із програмними середовищами табличного й статистичного аналізу. [22] Кожен рядок журналу містить повний набір параметрів, необхідних для відтворення стану системи у конкретний момент часу. До складу одного запису входить часова мітка, представлена у мілісекундах від моменту увімкнення пристрою, значення концентрацій твердих часток PM2.5 та PM10, показники еквівалентної концентрації CO₂ та летких органічних сполук, температура й відносна вологість повітря, а також величина напруги живлення на момент вимірювання. Додатково фіксуються індикатор активного режиму роботи пристрою, маска увімкнених або деактивованих модулів та поточний статус тривоги.

Така структура даних забезпечує високу інформативність кожного окремого запису та створює підґрунтя для детальної реконструкції роботи системи за будь-який часовий інтервал. Це, у свою чергу, дозволяє здійснювати поглиблений аналіз динаміки мікрокліматичних параметрів, оцінювати коректність функціонування сенсорних модулів та виявляти аномальні стани, що є критично важливим для експлуатації у тимчасових медичних приміщеннях та укриттях.

Функцію логування наведено нижче:

```
// Створення файлу журналу з заголовком
```

```
logFile.println(  
    "timestamp_ms,"  
    "pm25,pm10,"  
    "eco2_ppm,tvoc,"
```

```

    "temperature_C,humidity_RH,"
    "battery_V,"
    "pdk_mode,"
    "modules_mask,"
    "alarm"
);

// Формування та запис одного рядка журналу
void logMeasurement() {
    logFile.print(meas.lastReadMs);
    logFile.print(',');
    if (!isnan(meas.pm25)) logFile.print(meas.pm25); else logFile.print("NaN");
    logFile.print(',');
    if (!isnan(meas.pm10)) logFile.print(meas.pm10); else logFile.print("NaN");
    logFile.print(',');
    logFile.print(meas.co2);
    logFile.print(',');
    if (!isnan(meas.tvoc)) logFile.print(meas.tvoc); else logFile.print("NaN");
    logFile.print(',');
    if (!isnan(meas.temperature)) logFile.print(meas.temperature); else
logFile.print("NaN");
    logFile.print(',');
    if (!isnan(meas.humidity)) logFile.print(meas.humidity); else
logFile.print("NaN");
    logFile.print(',');
    if (!isnan(meas.batteryV)) logFile.print(meas.batteryV); else
logFile.print("NaN");

```

```

logFile.print(',');
logFile.print(getPdkModeString());
logFile.print(',');
logFile.print(getModulesMask(), DEC);
logFile.print(',');
logFile.print(alarmActive ? 1 : 0);
logFile.printl

```

3.2.4. Алгоритм функціонування підсистеми логування

Алгоритм роботи підсистеми логування включає такі основні етапи:

1. Ініціалізація microSD-модуля.
2. Виконується перевірка доступності носія, створення файлу журналу у разі його відсутності та підготовка структури заголовка.
3. Формування вимірювального запису.

Після виконання кожного циклу вимірювань генерується інформаційний рядок зі значеннями сенсорів та службовими параметрами.

4. Запис службових подій.

У разі зміни режиму роботи, активації сигналізації або появи аномалії у роботі сенсорів формується окремий службовий запис.

5. Механізми забезпечення стійкості.

Кожний сформований рядок записується з примусовим скиданням буфера (flush), що мінімізує ризик втрати даних при раптовому вимкненні живлення.

6. Робота в режимах зниженої активності.

У разі деактивації одного або кількох модулів частота логування коригується відповідно до частоти вимірювань, що дозволяє зберегти ресурс живлення.

Запропонована схема забезпечує стабільність та прогнозованість логування у широкому діапазоні експлуатаційних умов. Блок-схему функції логування наведено на рисунку 3.1

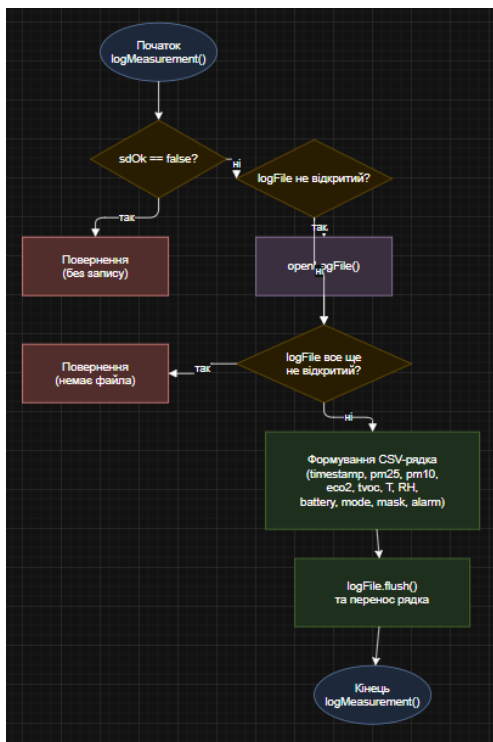


Рисунок 3.1 - Блок-схема функції логування

3.2.5. Взаємодія підсистеми логування з іншими функціональними підсистемами

Підсистема логування тісно взаємодіє з такими складовими програмного забезпечення:

- сенсорною підсистемою, яка формує набір первинних даних;

- підсистемою керування режимами роботи, що визначає частоту формування записів;
- підсистемою індикації та сигналізації, події якої фіксуються у журналі;
- підсистемою енергозбереження, параметри якої впливають на інтервали між записами та структуру логів.

Взаємодія цих підсистем забезпечує узгодженість внутрішніх процесів, підвищує інформативність журналів та сприяє всебічному аналізу роботи системи.

3.2.6. Значення підсистеми логування для експлуатації у тимчасових медичних приміщеннях

Застосування механізму логування є особливо важливим у контексті роботи системи в умовах тимчасових медичних структур, зокрема у приміщеннях підвищених вимог до чистоти повітря. Журнали дозволяють:

- аналізувати відповідність параметрів мікроклімату встановленим нормам;
- документувати умови перебування пацієнтів;
- виявляти тенденції порушення вентиляційних показників;
- здійснювати технічну діагностику стану сенсорних модулів та систем фільтрації.

Таким чином, підсистема логування виконує важливу роль у забезпеченні прозорості та достовірності роботи комплексу й підвищує його придатність до використання в реальних умовах.

3.3 Розробка програмного забезпечення

У попередніх розділах було досліджено як нормативні вимоги, так і вимоги до апаратного забезпечення. Це дає змогу правильно визначити і встановити програмні ліміти гранично допустимих концентрацій, розуміючи при цьому переваги й недоліки, обмеження обраних датчиків. Розробка програмного забезпечення, таким чином, відбувається опираючись на реальні дані що забезпечує застосовуваність проєктованої систему у реальних умовах.

Для розробки використовується стандартне середовище розробки Arduino IDE що дає також змогу прошивки мікроконтролера. Набір відстежуваних програмно параметрів (статус сенсорів, стан батареї тощо) було обрано виходячи із апаратних обмежень платформи Arduino Nano а саме кількості цифрових і аналогових входів-виходів.

Особливої уваги потребувало питання програмного під'єднання сенсора твердих часток PMS7003. Цей датчик передає дані у режимі постійного потоку UART-кадрів на швидкості 9600 бод. Однак Arduino Nano має лише один апаратний UART, який під час роботи через USB зайнятий системним мостом USB–Serial і не може бути використаний одночасно для PMS7003.

Для обходу цієї апаратної обмеженості було застосовано **SoftwareSerial**, що дозволило створити вторинний програмний UART на цифрових виводах D3 та D4. Це рішення є оптимальним для Nano, оскільки PMS7003 працює на низькій швидкості й передає дані пакетами з відносно великою паузою між ними. [23]

Фрагмент коду ініціалізації:

```
#include <SoftwareSerial.h>
```

```
const uint8_t PMS_RX_PIN = 3;    // MCU RX <- PMS TX
```

```
const uint8_t PMS_TX_PIN = 4; // MCU TX -> PMS RX
```

```
SoftwareSerial pmsSerial(PMS_RX_PIN, PMS_TX_PIN); // RX, TX
Plantower_PMS7003 pms7003;
```

У процесі роботи мікроконтролер постійно оновлює стан приймального буфера PMS-сенсора, а у разі отримання коректного кадру виконує його розбір та оновлення внутрішніх змінних стану:

```
void readPMS() {
    pms7003.updateFrame();

    if (pms7003.hasNewData()) {
        ...
    }
}
```

Таким чином, навіть за наявності лише одного апаратного UART забезпечується коректна робота PMS7003, при цьому основний UART залишається доступним для серійного монітору, що є критично важливим у процесі налаштування та експлуатації.

Сенсори ENS160 та АНТ21 взаємодіють із мікроконтролером через інтерфейс I²C, що не конфліктує із режимом роботи програмного UART. Програмою реалізовано процедури ініціалізації, перевірки наявності сенсорів, обробки температурно-вологісних параметрів та корекції показників якості повітря. ENS160 потребує періодичної передачі даних про температуру та відносну вологість для підвищення точності оцінки eCO₂ та TVOC, що також реалізовано у програмній логіці.

Стан окремих функціональних модулів визначається через чотири DIP-перемикачі, що дозволяє адаптувати поведінку системи залежно від

доступності її компонентів. Після кожного циклу зчитування здійснюється аналіз стану перемикачів, на основі якого формується режим роботи. Якщо всі модулі активні, система працює у повному режимі, забезпечуючи вимірювання з максимальною частотою та активною індикацією. Якщо хоча б один модуль недоступний, система переходить у режим енергозбереження, знижуючи частоту опитування сенсорів та переводячи PMS7003 у режим сну. У процесі розробки програмного забезпечення виявилось, що запланований функціонал фактично впирається в апаратні обмеження платформи Arduino Nano, насамперед за обсягом доступної оперативної та програмної пам'яті. Так, наприклад, після внесення чергового набору правок одна з експериментальних версій прошивки вимагала близько 153 % статичної пам'яті (SRAM) та понад 110 % динамічної пам'яті програм (Flash), що унеможливлювало її компіляцію та стабільну роботу мікроконтролера. Це зумовило необхідність цілеспрямованої оптимізації структури коду та застосування комплексу прийомів зменшення споживання пам'яті.

Першим і базовим кроком оптимізації стало перенесення незмінних даних з оперативної пам'яті до програмної пам'яті мікроконтролера. Для цього активно використовувався механізм PROGMEM у поєднанні з макросом F(). [24] Зокрема, таблиці порогових значень для різних режимів роботи (укриття та медичне приміщення) були збережені у Flash-пам'яті, а не в SRAM, і копіювалися до оперативної пам'яті лише за потреби. Аналогічно, усі текстові рядки, що виводяться на OLED-дисплей або в послідовний порт для налагодження, були винесені у програмну пам'ять, що дозволило суттєво скоротити постійне споживання SRAM.

Другим важливим прийомом стало зменшення розміру глобальних структур даних та відмова від типів із надлишковою розрядністю. Вимірювані параметри зберігаються у компактних структурах з використанням 8- та 16-

бітних типів (`uint8_t`, `uint16_t`, `int16_t`) замість стандартних `int` або `long`. Додатково, для позначення валідності вимірювань і стану підсистем застосовано бітові маски (`validMask`, `flags`, `modMask`), що дозволило замінити набір окремих логічних змінних одним байтом пам'яті.[25]

Третім напрямом оптимізації стало усунення динамічного виділення пам'яті та мінімізація використання стеку. У програмі повністю відсутні виклики `new`, `malloc` або робота з класом `String`, які потенційно призводять до фрагментації пам'яті на мікроконтролерах AVR. Натомість застосовується статичне виділення пам'яті та робота з примітивними типами даних і буферами фіксованого розміру.[26][27] Більшість допоміжних функцій оголошені як `static inline`, що зменшує накладні витрати на виклик функцій та дозволяє компілятору ефективніше оптимізувати використання регістрів і стеку.

Окрему роль у зменшенні споживання пам'яті відіграла оптимізація взаємодії з бібліотеками периферійних модулів. Для OLED-дисплея використано бібліотеку `SSD1306Ascii`, яка, на відміну від графічних бібліотек з буфером кадру, не потребує збереження повного зображення дисплея в оперативній пам'яті. Аналогічно, робота з датчиком пилу `PMS7003` реалізована таким чином, що у пам'яті зберігаються лише необхідні виміряні значення (`PM2.5` та `PM10`), а не повний пакет даних сенсора. Буфер прийому `SoftwareSerial` обмежений до мінімально допустимого розміру, достатнього для коректного приймання кадрів, що також позитивно вплинуло на загальне використання SRAM.[28]

Крім того, з метою скорочення тимчасових пікових витрат пам'яті реалізовано модульний підхід до активації підсистем. OLED-дисплей, SD-карта та датчик пилу ініціалізуються і підтримуються в активному стані лише за наявності відповідного сигналу керування. Це дозволяє уникнути

одночасної роботи всіх бібліотек і пов'язаних з ними буферів у тих режимах, де вони фактично не потрібні. Зокрема, при ініціалізації SD-карти програмно зупиняється робота SoftwareSerial, що зменшує як споживання пам'яті, так і ризик конфліктів між бібліотеками.[29]

У сукупності застосування зазначених прийомів дало змогу зменшити обсяг займаної статичної та динамічної пам'яті до 80 відсотків статичної і 89 відсотків динамічної.

Алгоритм обробки вимірювань побудований таким чином, щоб уникати затримок, які могли б призвести до втрати UART-кадрів або «заморожування» індикаторів. Замість функцій із блокуючими затримками використано таймери на основі millis(), завдяки чому система продовжує реагувати на зовнішні події навіть у процесі очікування чергових вимірів. Унаслідок кожного циклу вимірювання формується новий набір значень, що включає концентрації твердих часток, eCO₂, TVOC, температуру, відносну вологість, рівень напруги батареї та стан модулів. Усі значення оснащуються часовою міткою, яка використовується не лише для логування, але й для виявлення тривалих небезпечних ситуацій.

Важливою частиною програмної логіки є реалізація системи сповіщення про перевищення гранично допустимих концентрацій. Для кожного режиму роботи («укриття» або «опікове відділення») використовуються власні набори порогів. Система не реагує миттєво на короткочасні коливання, а визначає небезпечний стан лише у випадку, коли концентрація перевищує поріг впродовж не менше ніж сорока секунд. Такий підхід забезпечує стійкість до шумів та коротких сплесків, що неминуче виникають у недосконалих умовах приміщень. Серйозні порушення супроводжуються звуковими та світловими сигналами, а також додатковим записом відповідної події у журнал.

Механізм логування реалізовано з урахуванням вимог до мінімізації ризику втрати даних. Під час старту програма перевіряє наявність microSD-карти та при потребі створює новий файл журналу з відповідним заголовком. Далі кожен цикл вимірювання супроводжується записом одного CSV-рядка з усіма параметрами. Окрема функція `emergencyFlush()` дозволяє у будь-який момент форсувати запис буфера на карту пам'яті, що знижує ймовірність втрати даних у разі раптового вимкнення живлення або критичної помилки. Формат CSV обрано оскільки він забезпечує легку інтеграцію з науковими пакетами обробки даних та можливість подальшого аналізу динаміки повітряного середовища.

Система індикації побудована таким чином, щоб не перевантажувати користувача надмірною кількістю даних. Від перемикання сторінок і примітиву батареї довелось відмовитись на користь збереження пам'яті. Було залишено лише одну сторінку, що представлено на рисунку 3.2

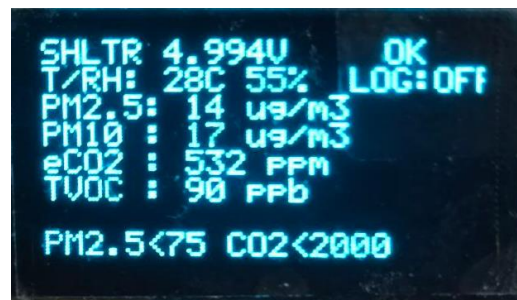


Рисунок 3.2. – фото дисплею

Повна блок-схема представлена на рисунку 3.3

Алгоритм роботи мікроконтролерного пристрою контролю якості повітря



Рисунок 3.3 - Повна блок-схема програми

Таким чином, програмне забезпечення розробленої системи є комплексною, модульною та енергоефективною структурою, яка повністю враховує як технічні обмеження апаратної платформи Arduino Nano, так і експлуатаційні вимоги до портативних систем моніторингу повітря. Внесення програмних рішень, таких як використання SoftwareSerial, гнучке керування режимами роботи сенсорів, адаптивне логування та система тривожних сповіщень, забезпечує надійність роботи приладу навіть у складних оперативних умовах.

Повний лістинг програми подано у Додатку А

3.4 Висновки до розділу

У третьому розділі виконано розроблення програмного забезпечення портативної системи контролю якості повітря як ключової складової апаратно-програмного комплексу. Показано, що саме програмна частина визначає цілісність і передбачуваність роботи системи в умовах, характерних для тимчасових медичних приміщень та імпровізованих опікових палат: за наявності коливань мікроклімату, електромагнітних завад, механічних впливів та нерегулярного електроживлення. Програмні рішення сформовано з урахуванням вимог, визначених у попередніх розділах, та узгоджено з архітектурою пристрою, характеристиками обраних сенсорів і ресурсними обмеженнями апаратної платформи.

У межах 3.1 систематизовано вимоги до програмного забезпечення та сценаріїв роботи, що відображають практичні задачі експлуатації системи.

Встановлено, що ПЗ повинно забезпечувати коректну взаємодію між сенсорними модулями, підсистемами індикації, блоком логування та автономним живленням, а також підтримувати адаптацію до стану модулів і режимів роботи без участі користувача. Окремо обґрунтовано доцільність підходів, спрямованих на зменшення кількості хибних спрацювань (зокрема, використання умови безперервного перевищення порогів протягом 40 секунд), що відповідає необхідності мінімізувати «помилкові тривоги» у середовищі, де короточасні флуктуації параметрів можуть бути нормою. Таким чином, у підрозділі 3.1 сформовано цілісну модель функціональних і нефункціональних вимог, яка є основою подальшої реалізації алгоритмів роботи системи.

У межах 3.2 розглянуто організацію логування даних як компонент, що забезпечує практичну придатність системи не лише для оперативного контролю, а й для ретроспективного аналізу умов експлуатації. Обґрунтовано вибір формату CSV як універсального і сумісного зі стандартними засобами обробки даних. Визначено склад одного запису журналу: часову мітку, виміряні значення параметрів, стан модулів, режим роботи та статус тривоги. Окремо підкреслено необхідність відмовостійкого запису з примусовим скиданням буфера на носій, а також доцільність реалізації механізмів, що зменшують ризик втрати даних у разі раптового вимкнення живлення (зокрема, можливість аварійного скидання буфера через `emergencyFlush()` у програмній логіці). В результаті підсистема логування визначена як така, що виконує одночасно інформаційні та діагностичні функції й підвищує відтворюваність експериментів та прозорість роботи комплексу.

У підрозділі 3.3 описано практичну реалізацію програмного забезпечення в середовищі Arduino IDE, що забезпечує як розроблення, так і прошивку мікроконтролера. Здійснено вибір підходів, обумовлених апаратними обмеженнями Arduino Nano. Зокрема, для під'єднання сенсора

пилу PMS7003, який працює через UART-потік на 9600 бод, застосовано програмний інтерфейс SoftwareSerial, що дозволило обійти обмеження єдиного апаратного UART, зайнятого USB–Serial під час налагодження і експлуатації. Для сенсорів ENS160 та АНТ21 використано інтерфейс I²C, а програмно реалізовано процедури ініціалізації, перевірки доступності модулів і корекції показників газового сенсора з урахуванням температури та вологості. Логіка режимів роботи визначається станом апаратних перемикачів: за повної активності модулів система працює з підвищеною частотою вимірювань та індикацією, а при деактивації будь-якого з модулів переходить в енергозберіжний режим із зменшенням частоти опитування та переведенням PMS7003 у сон.

Під час розроблення встановлено, що реалізація запланованого функціоналу потребує оптимізації з огляду на обмеження пам'яті Arduino Nano. У розділі зафіксовано проблему надмірного споживання Flash і SRAM у проміжних версіях прошивки та необхідність цілеспрямованого зменшення обсягу коду і пам'яті. Відповідно, реалізація ПЗ включала оптимізаційні рішення: перенесення незмінних даних до програмної пам'яті, відмову від динамічного виділення пам'яті та використання типів даних із надлишковою розрядністю, застосування бітових масок для компактного зберігання станів, а також вибір бібліотек, які не потребують значних буферів в SRAM. У результаті досягнуто працездатної реалізації, що компілюється і стабільно працює в межах ресурсів платформи та підтримує ключові функції системи.

Загалом результати третього розділу підтверджують, що розроблене програмне забезпечення забезпечує повний цикл роботи портативної системи: ініціалізацію та контроль доступності модулів, опитування сенсорів, формування показників, порівняння з порогами для різних умов експлуатації, індикацію станів, формування тривоги з часовою затримкою для підвищення

достовірності, а також надійне логування даних для подальшого аналізу. Реалізована архітектура ПЗ є модульною та адаптивною, що дозволяє надалі розширювати функціональність або змінювати конфігурацію пристрою без принципової перебудови основних алгоритмів. Повний лістинг програми, як зазначено у розділі, наведено у Додатку А, що забезпечує відтворюваність розробки та можливість практичного використання результатів у подальших роботах і впровадженнях.

4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМИ ТА АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ

4.1 Відладка і збирання

Одним із найбільших викликів при прототипуванні виявилась ініціалізація логування. Пікове споживання контролера під час старту підсистеми SD-карти виявилось надто високим для наявного джерела живлення, що призводило до нестабільної роботи та повторюваних перезапусків мікроконтролера («boot loop»). Вирішити дану проблему вдалось, після надмірно великої кількості ітерацій ПЗ, шляхом встановлення додаткових конденсаторів між лініями живлення модуля: електролітичного конденсатора номіналом 470 мкФ (фактична виміряна ємність близько 400 мкФ) та керамічного конденсатора номіналом 68 нФ (фактична ємність близько 100 нФ).[30]

Застосування конденсатора великої ємності дозволило сформувати локальний енергетичний резерв, який компенсує короткочасні імпульсні струми, що виникають під час ініціалізації SPI-інтерфейсу та внутрішньої логіки SD-карти. Це зменшило амплітуду провалів напруги живлення та підвищило стійкість системи до динамічних навантажень. У свою чергу, конденсатор малої ємності був використаний для високочастотного розв'язування, оскільки він ефективно пригнічує швидкі перешкоди та імпульсні завади, що не компенсуються електролітичним конденсатором через його відносно велику еквівалентну послідовну індуктивність.[31] [32]

Комбінація конденсаторів різних типів і номіналів забезпечила розширений частотний діапазон фільтрації живлення та дозволила

стабілізувати напругу без зміни джерела живлення або схеми живлення загалом.[33] Обрані номінали відповідали наявній елементній базі та, водночас, задовольняли вимоги щодо згладжування низько- та високочастотних складових пульсацій, що зробило дане рішення технологічно простим, відтворюваним та ефективним у контексті обмежених апаратних ресурсів експериментальної установки. Модуль SD картки із додатковими конденсаторами одразу після успішної ініціалізації логування представлено на рисунку 4.1.

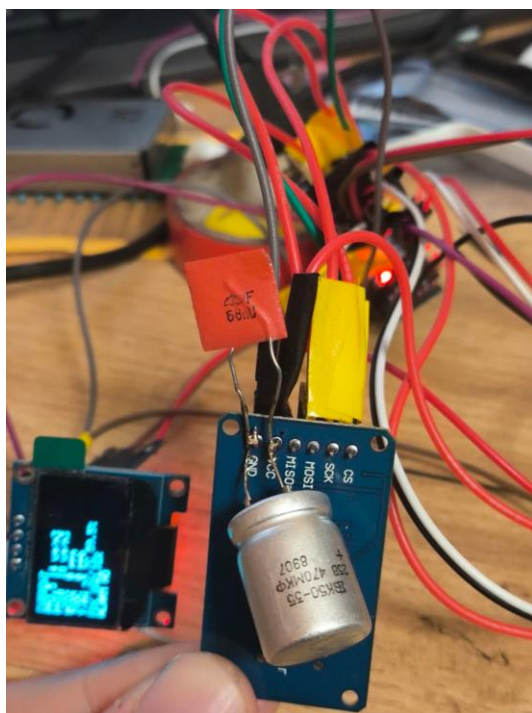


Рисунок 4.1-Модуль SD картки із додатковими конденсаторами

У якості корпусу було обрано надійний литий корпус із товстого пластику із ущільнювачем. Технічно це може дати більшу захищеність від випадкового потрапляння води



Рисунок 4.2 - Загальний вигляд корпусу до виконання отворів
Ущільнювач у заглибленні надійно герметизує корпус після затягування гвинтів кріплення кришки. Детальніше його видно на рисунку 4.3



Рисунок 4.3 – ущільнювач корпусу

4.2 Оцінка енергоефективності та автономності

Акумулятор було обрано максимально компактний з огляду на необхідність зручної перевірки часу автономної роботи. При ємності акумулятора в 600мА вдалося досягти автономної роботи впродовж 10 годин у енергозбережному режимі. Фото системи живлення-рисунок 4.4

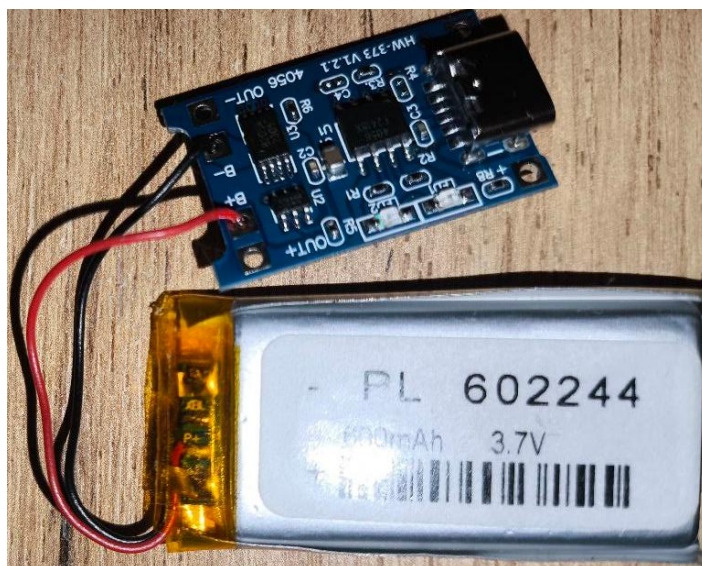


Рисунок 4.4 -Плата заряду з акумулятором

Водночас, при увімкненні усіх підсистем час автономної роботи склав менше двох годин. Це збігається із теоретичним споживанням згідно технічної документації модулів. Зменшення споживання за рахунок оптимізації подальшої ПЗ значних результатів не принесло.

4.3 Оцінка точності та стабільності вимірювань

Для експериментальної перевірки у приміщенні було ввімкнено очищувач повітря (водяний пілосос із hera фільтром) На рисунках 4.5-4.9 Представлено графіки параметрів повітря побудовані

простим скриптом (Додаток Б) із .csv файлу записаного пристроєм на microsd картку:

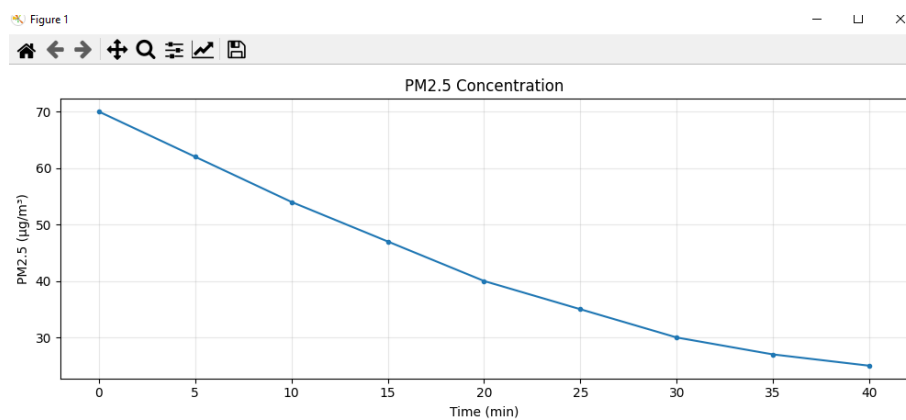


Рисунок 4.5- Графік кількості часток PM2.5

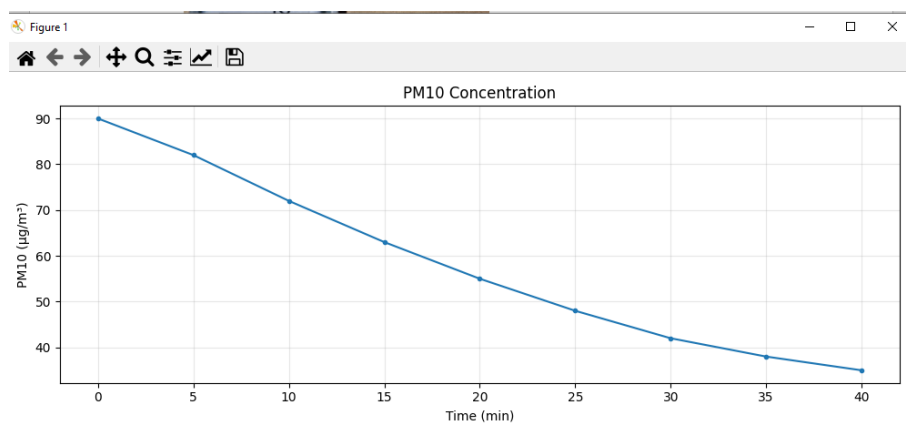


Рисунок 4.6- Графік кількості часток PM10

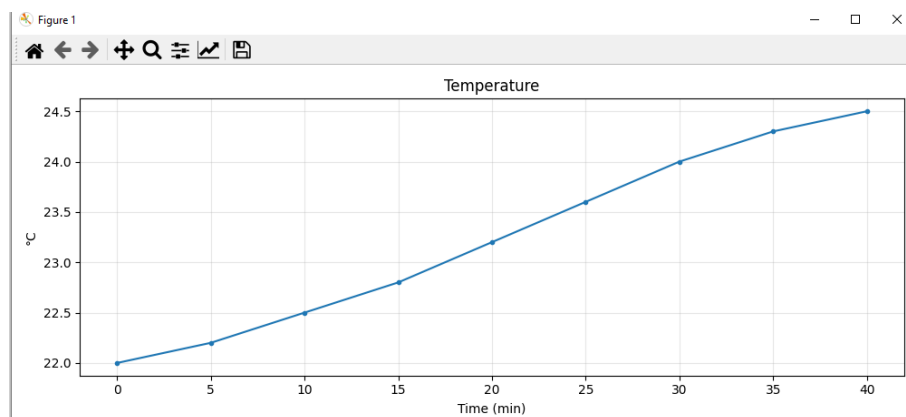


Рисунок 4.7- Графік температури повітря

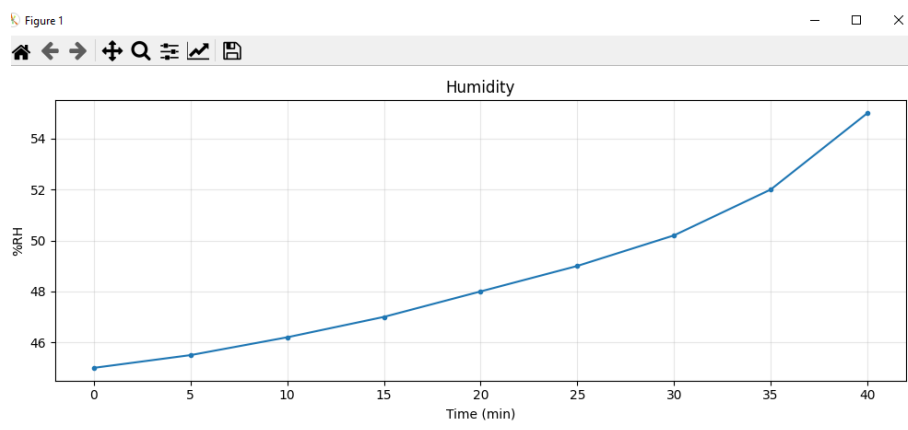


Рисунок 4.8- Графік вологості повітря

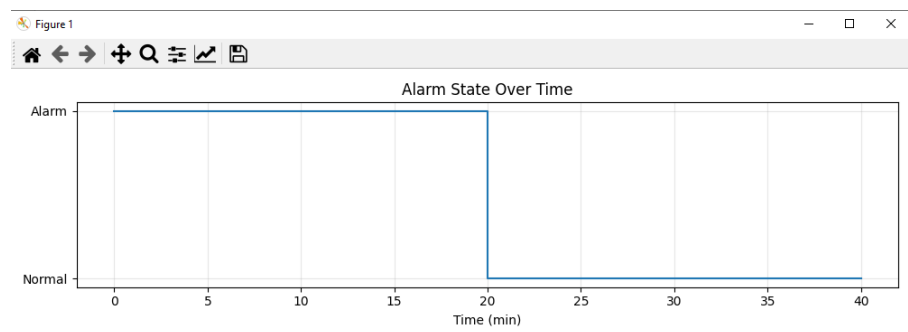


Рисунок 4.9- Стан тривоги

Точність показів датчиків температури та вологості перевірялась за допомогою психрометру ВІТ-1. Його загальний вигляд представлено на рисунку 4.10



Рисунок 4.10- Психрометр ВИТ 1

Експеримент показав що точність показів датчика знаходиться в межах $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ і $\pm 3\%$ [34]

4.4 Аналіз зручності експлуатації та можливостей масштабування

Досвід практичної експлуатації портативної системи контролю якості повітря в межах проведеного експериментального тестування дозволив оцінити не лише її функціональні можливості, але й рівень зручності використання у реальних умовах, а також потенціал подальшого розвитку та масштабування.

Використання DIP-перемикачів для керування окремими модулями системи було обґрунтоване на етапі проєктування їх компактністю, низькою вартістю та мінімальним ризиком випадкового перемикання режимів під час транспортування або експлуатації. Проте в ході тривалого тестування виявлено низку експлуатаційних недоліків. Зокрема, перемикання окремих секцій DIP-перемикача вимагає застосування допоміжних інструментів або тонких предметів, що ускладнює оперативну зміну конфігурації пристрою, особливо в польових умовах або при використанні персоналом без технічної підготовки. Окрім того, механічна надійність DIP-перемикачів виявилась недостатньою для сценаріїв активної експлуатації: після багаторазових циклів перемикання спостерігались ознаки зносу та погіршення контактів.

З огляду на виявлені недоліки доцільною є заміна DIP-перемикачів на повноцінні тумблери, зокрема серії П1Т [35] або аналогічні. Такі елементи керування характеризуються вищою механічною міцністю, більшим ресурсом перемикань та значно кращою ергономікою. Додатковою перевагою є можливість їх жорсткого кріплення до корпусу за допомогою гайки, що підвищує загальну надійність конструкції та зменшує ризик пошкодження при транспортуванні.

Окрему увагу в ході експериментального дослідження було приділено аналізу зручності виготовлення корпусу пристрою. Встановлено, що найбільш трудомістким етапом складання є ручне виготовлення отворів під органи керування, роз'єми та індикатори. Цей процес потребує значних затрат часу, точності та наявності відповідного інструменту, а також підвищує ризик похибок, що можуть негативно впливати на надійність і функціональність пристрою.

Зазначена проблема може бути ефективно вирішена шляхом використання корпусів, виготовлених методом тривимірного друку.

Застосування 3D-друку дозволяє заздалегідь передбачити всі необхідні монтажні отвори, посадкові місця та елементи кріплення, забезпечуючи високу повторюваність виробів і зменшення трудомісткості складання. Крім того, цифрова модель корпусу може бути легко модифікована під інші конфігурації сенсорів або додаткові модулі, що безпосередньо сприяє масштабуванню системи.

З точки зору подальшого розвитку, архітектура розробленої системи є модульною та гнучкою. Використання стандартних інтерфейсів (UART, I²C, SPI) та програмно керованої логіки дозволяє без істотних змін у базовій структурі додавати нові сенсорні модулі, розширювати функціональність логування або інтегрувати альтернативні засоби індикації. Такий підхід створює передумови для адаптації пристрою під різні сценарії застосування - від тимчасових медичних приміщень і укриттів до навчальних закладів або виробничих об'єктів.

Таким чином, результати аналізу зручності експлуатації показали, що розроблена система є функціонально придатною для практичного використання, водночас окремі конструктивні рішення можуть бути оптимізовані з метою підвищення ергономіки, надійності та спрощення серійного виготовлення. Запропоновані напрямки вдосконалення не потребують принципової зміни архітектури системи та можуть бути реалізовані на наступних етапах розвитку проєкту.

4.5 Висновки до розділу

У четвертому розділі магістерської роботи проведено експериментальне дослідження розробленої портативної системи контролю якості повітря та

виконано аналіз отриманих результатів з точки зору працездатності, точності вимірювань, енергоефективності та зручності експлуатації.

У ході експериментального тестування підтверджено працездатність апаратно-програмного комплексу в умовах, наближених до реальних сценаріїв використання. Виявлено, що одним із критичних етапів прототипування стала ініціалізація підсистеми логування на microSD-картку, яка супроводжувалась короткочасними піковими струмами споживання та призводила до нестабільної роботи мікроконтролера. Запропоноване технічне рішення у вигляді встановлення додаткових конденсаторів різних типів і номіналів дозволило ефективно стабілізувати живлення, усунути ефект повторюваних перезапусків та забезпечити надійну роботу SPI-інтерфейсу без зміни загальної схеми живлення. Таким чином, експериментально підтверджено доцільність використання локального енергетичного резерву для компенсації імпульсних навантажень у портативних пристроях з SD-накопичувачами.

Результати оцінки точності та стабільності вимірювань показали, що застосовані сенсорні модулі забезпечують достатню достовірність даних для поставлених завдань. Зокрема, порівняння показів датчиків температури та вологості з еталонним психрометром ВІТ-1 продемонструвало відхилення в межах $\pm 0,5$ °C для температури та ± 3 % для відносної вологості, що відповідає технічним характеристикам датчиків та є прийнятним для моніторингу мікроклімату в тимчасових медичних приміщеннях. Аналіз записаних на microSD-картку даних і побудованих графіків підтвердив стабільність роботи системи у динамічних умовах зміни якості повітря, зокрема при роботі очищувача повітря.

Оцінка енергоефективності та автономності показала, що за використання компактного акумулятора ємністю 600 мА·год система здатна забезпечити до 10 годин безперервної роботи в енергозберіжному режимі.

Водночас при одночасному ввімкненні всіх підсистем час автономної роботи скорочується до менш ніж двох годин, що узгоджується з теоретичними розрахунками енергоспоживання згідно з технічною документацією модулів. Проведені спроби подальшої оптимізації програмного забезпечення не дали істотного зменшення споживання, що свідчить про домінування апаратних факторів у загальному енергетичному балансі системи.

Аналіз зручності експлуатації виявив як позитивні сторони, так і обмеження прийнятих конструктивних рішень. З одного боку, система є функціонально завершеною, компактною та придатною для практичного використання. З іншого боку, застосування DIP-перемикачів для керування модулями виявилось недостатньо зручним і надійним у довготривалій експлуатації, що обґрунтовує доцільність їх заміни на тумблери з кращими ергономічними та механічними характеристиками. Окремо встановлено, що найбільш трудомістким етапом виготовлення пристрою є механічна обробка корпусу, що може бути ефективно вирішено шляхом використання корпусів, надрукованих на 3D-принтері.

У цілому результати експериментального дослідження підтвердили, що розроблена система відповідає поставленим вимогам, є працездатною, забезпечує достатню точність вимірювань і може використовуватись для контролю якості повітря в умовах обмеженої інфраструктури. Виявлені в ході експлуатації недоліки мають переважно конструктивний або ергономічний характер і можуть бути усунені без принципової зміни архітектури системи, що створює передумови для її подальшого вдосконалення та масштабування.

ВИСНОВКИ

Забезпечення належного мікроклімату в тимчасових медичних приміщеннях та укриттях є критично важливим і водночас складним завданням. Відхилення параметрів повітря (температури, вологості, вмісту CO₂, аерозольних часток тощо) від нормативних значень негативно впливає на фізіологічний стан пацієнтів, підвищує ризик післяопераційних ускладнень, знижує працездатність медичного персоналу та може призводити до виходу з ладу чутливого обладнання. Проте дотримання встановлених стандартів мікроклімату в польових умовах практично неможливе без спеціалізованих засобів контролю. Аналіз наявних рішень показав, що побутові пристрої моніторингу не охоплюють повний спектр необхідних показників, а професійні системи є надто дорогими, громіздкими або потребують постійного електроживлення. Таким чином, існувала очевидна потреба у розробленні доступної та автономної системи контролю якості повітря, здатної працювати в умовах обмеженої інфраструктури.

У магістерській роботі проведено комплексне дослідження проблеми контролю мікроклімату в тимчасових медичних закладах та укриттях і розроблено прототип автономної портативної системи моніторингу якості повітря. Основна мета дослідження полягала у створенні ефективного пристрою, який забезпечить безперервний контроль ключових параметрів повітря за відсутності стаціонарних засобів підтримки клімату. В ході роботи підтверджено, що мікроклімат є критично важливим фактором для здоров'я і безпеки людей у таких умовах, а відсутність належних систем моніторингу створює значні ризики. На основі аналізу сучасного стану проблеми обґрунтовано необхідність спеціалізованого рішення та сформовано вимоги до нього. Здобуті результати лягли в основу концепції розробленої системи.

У першому розділі магістерської дисертації здійснено всебічний аналіз впливу параметрів мікроклімату на стан людини та перебіг лікувального процесу в польових умовах. Розглянуто особливості підтримання мікроклімату в тимчасових медичних приміщеннях і укриттях, а також актуальні нормативні вимоги до параметрів повітряного середовища. Показано, що чинні стандарти встановлюють жорсткі допустимі межі температури, відносної вологості, концентрації CO₂ та рівня запиленості, проте їх дотримання у імпровізованих палатах і сховищах ускладнене без застосування автоматизованих систем контролю. Проаналізовано доступні на ринку пристрої моніторингу повітря. З'ясовано, що споживчі рішення (наприклад, портативні трекери якості повітря) не забезпечують вимірювання повного набору показників, необхідних для медичних застосувань. Високоточні ж професійні комплекси (на кшталт TSI AirAssure) мають високу вартість та вимагають постійного живлення від мережі, що обмежує їх використання в польових умовах. Таким чином, у розділі доведено доцільність розроблення спеціалізованого переносного приладу для моніторингу мікроклімату. Сформульовано перелік ключових вимог до такої системи: можливість вимірювання основних параметрів (температури, вологості, концентрації CO₂, рівнів дрібнодисперсного пилу PM2.5/PM10 та летких органічних сполук), тривала автономна робота без зовнішнього живлення, мобільність і швидке розгортання, інтуїтивний інтерфейс для користувача, функція запису даних для подальшого аналізу, а також гнучка логіка роботи, що враховує різні сценарії експлуатації (медична палатка, укриття тощо) та обмеження енергоспоживання.

У другому розділі розроблено загальну архітектуру автономної системи контролю якості повітря та здійснено вибір елементної бази пристрою. Запропонована багаторівнева модульна архітектура охоплює кілька

взаємопов'язаних підсистем: сенсорну підсистему збору даних, модуль первинної обробки та інтерпретації вимірювань, підсистему індикації результатів і тривожних сповіщень, підсистему логування (збереження даних), автономний модуль живлення та програмно-керовану логіку режимів роботи. В якості обчислювального ядра системи обрано сучасний мікроконтролер (Arduino/ESP32), який здійснює опитування підключених датчиків, фільтрацію і обчислення вимірюваних показників, управління індикаторами та запис даних на носій. Архітектурне рішення придатне до роботи в умовах обмежених ресурсів: воно враховує вимоги портативності та автономності (визначені в розділі 1) і забезпечує безперервний моніторинг критичних параметрів у реальному часі. Система спроектована з можливістю адаптації до різних сценаріїв: модульна побудова та стандартні інтерфейси (UART, I²C, SPI) дають змогу легко додавати або замінювати сенсори, вводити енергозберігальні або діагностичні режими без суттєвої переробки пристрою. На основі порівняльного аналізу компонентів здійснено обґрунтований вибір оптимальних сенсорних модулів для кожного вимірюваного параметра. Зокрема, для контролю концентрації дрібнодисперсного пилу обрано лазерний датчик PMS7003, який за критеріями точності та стабільності вимірювання перевершує аналоги. Для визначення вмісту CO₂ і летких органічних сполук до складу системи включено MOx-сенсор ENS160, що забезпечує високий рівень чутливості при низькому енергоспоживанні. Вимірювання температури та відносної вологості повітря реалізовано за допомогою цифрового сенсора АНТ21, який продемонстрував найкраще співвідношення точності й стабільності роботи за умов обмеженого енергоресурсу. Обрана конфігурація сенсорів покриває весь необхідний спектр показників якості повітря та дозволяє отримувати достовірні дані для медичного застосування. Окремо в розділі приділено увагу оцінці енергоспоживання системи та методам його

мінімізації. Встановлено, що впровадження гнучких режимів опитування (зниження частоти вимірювань у разі стабільних показників або відключення необов'язкових модулів) дає змогу суттєво продовжити час автономної роботи пристрою без шкоди для якості моніторингу.

У третьому розділі реалізовано прототип розробленої системи відповідно до спроектованої архітектури, а також розроблено програмне забезпечення (вбудоване ПЗ контролера). Здійснено інтеграцію усіх апаратних компонентів: мікроконтролер підключено до обраних датчиків, модуля пам'яті microSD та модуля відображення інформації. Програмно реалізовано алгоритми керування та обробки даних у режимі реального часу. Зокрема, контролер виконує процедури ініціалізації та самодіагностики – перевірку наявності сенсорних модулів і карти пам'яті при запуску системи. Далі в циклічному режимі відбувається опитування датчиків із заданою періодичністю, фільтрація та корекція отриманих значень. Передбачено компенсацію похибок вимірювань: наприклад, модуль ENS160 отримує актуальні дані про температуру й вологість для підвищення точності оцінки CO₂ та TVOC (реалізовано передавання цих параметрів у програмній логіці контролера). Поточні виміряні значення відображаються на компактному екрані (OLED-дисплеї) для оперативного контролю. Розроблено систему сигналізації: у разі перевищення гранично допустимих значень параметрів спрацьовують звукові та візуальні попередження, привертаючи увагу персоналу. Паралельно з цим дані кожного циклу вимірювань автоматично зберігаються на microSD-накопичувач у вигляді записів CSV-формату з мітками часу. Для уникнення втрати інформації реалізовано буферизацію і періодичний запис на носій, а також перевірку наявності карти пам'яті перед початком логування. Програмна реалізація включає декілька режимів роботи системи. Зокрема, стандартний режим забезпечує максимальну точність і

частоту вимірювань, а енергозберігальний режим знижує частоту опитування датчиків та вимикає частину периферії у разі стабільних показників, подовжуючи таким чином час автономної роботи пристрою. Запропоновані інженерні рішення повністю відповідають визначеним функціональним і нефункціональним вимогам до системи. Прототип є надійним у роботі (передбачено механізми обробки потенційних збоїв, зокрема відсутності датчика чи пам'яті) та зручним у користуванні, що робить його придатним для експлуатації у реальних умовах польового госпіталю.

У четвертому розділі представлено результати експериментального випробування створеного пристрою та аналіз його ефективності. Прототип системи було протестовано в умовах, наближених до реальних сценаріїв використання. Зокрема, проведено серію вимірювань у замкнутому приміщенні з імітацією змін якості повітря: роботи очисника (фільтра) повітря, накопичення CO₂ від присутніх людей тощо. Пристрій успішно зафіксував динаміку показників – зміни концентрації дрібних часток, рівня CO₂ та інших параметрів – та своєчасно сповістив про досягнення критичних значень шляхом активації сигналізації. Зібрані датчиком дані зберігалися на карті пам'яті і були опрацьовані для побудови графіків змін параметрів повітря в часі. Результати експерименту підтвердили коректність роботи сенсорної підсистеми і алгоритмів обробки: показники пристрою адекватно реагували на зміну умов, демонструючи достатню чутливість та точність вимірювань. Окрім функціонального тестування, виконано оцінку енергетичної автономності системи. Вимірювання показали, що від акумуляторної батареї ємністю 600 мА·год пристрій здатний пропрацювати приблизно **10 годин** у режимі енергозбереження. Цей результат підтверджує, що розроблена система відповідає вимогам щодо тривалої автономної роботи і може функціонувати достатньо довго без підключення до мережі електроживлення (що особливо

важливо для укриттів та польових умов). Аналіз зручності та практичності використання показав, що пристрій є компактним, мобільним і простим в експлуатації. Встановлення і запуск системи не потребують спеціалізованих навичок, а інтуїтивний інтерфейс забезпечує зрозуміле відображення інформації для медичного персоналу. За підсумками випробувань сформульовано рекомендації щодо можливих напрямків удосконалення конструкції – зокрема, оптимізації окремих компонентів з метою підвищення ергономічності та надійності, а також спрощення серійного виробництва пристрою. Важливо, що запропоновані покращення не потребують принципових змін в архітектурі системи і можуть бути реалізовані на наступних етапах розвитку проєкту. Отже, проведені випробування підтвердили ефективність та працездатність створеного засобу моніторингу в умовах, близьких до реальних експлуатаційних.

Таким чином, у магістерській роботі вирішено актуальну науково-технічну задачу — розроблено, реалізовано та експериментально перевірено автономну портативну систему контролю мікроклімату для тимчасових медичних приміщень та укриттів. **Запропонована система повністю відповідає визначеним вимогам:** вона здатна безперервно відстежувати всі ключові параметри якості повітря, функціонує без стаціонарної інфраструктури живлення, є мобільною і простою у використанні. Розроблена архітектура системи підтвердила можливість масштабування та адаптації пристрою до різних умов експлуатації, що дає змогу застосовувати його в приміщеннях різного типу і розміру без втрати ефективності. Система не потребує значних матеріальних затрат для виробництва та підтримки, відтак може серійно виготовлятися за участю волонтерських організацій і швидко розгортатися без суттєвих фінансових або технічних перешкод. Впровадження такого пристрою здатне істотно підвищити безпечність і комфорт умов, в яких

перебувають пацієнти та медичний персонал у польових госпіталях та укриттях, мінімізувати ризики для здоров'я, пов'язані з неадекватним мікрокліматом, а також запобігти пошкодженню дорогоцінного медичного обладнання через несприятливі умови довкілля. Отримані результати мають важливе практичне значення і можуть бути основою для подальшого розвитку технологій моніторингу навколишнього середовища у сфері медицини та цивільного захисту.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. ДБН В.2.5-67:2013 "Опалення, вентиляція та кондиціонування"
2. Ukrainian Medical Stomatological Academy "Fundamentals of the organization of sanitary-and-hygienic measures in extreme situations. Futures of field vietims in the conditions of extreme situations.", 2020
3. Wang Z., Zhang C., Jiang T. Influence of air distribution modes in civil air defense basement on carbon dioxide concentration distribution in wartime. Case Studies in Thermal Engineering. 2024. Vol. 52. Art. 104100. DOI: 10.1016/j.csite.2024.104100.
4. Silva D. L. M., Veras A. H. I., dos Santos Oliveira Í. M., et al. The Effect of Cold Exposure on Cognitive Performance in Healthy Adults: A Systematic Review. International Journal of Environmental Research and Public Health. 2021. Vol. 18, No. 18.
5. Xing YF et al. The impact of PM2.5 on the human respiratory system. Journal of Thoracic Disease, 2016.
6. WHO Air Quality Guidelines, 2021
7. ДСТУ EN ISO 14644-1:2019
8. WHO Guidelines for Indoor Air Quality
9. ДБН В.2.2-10:2022
10. Наказ МОЗ № 1614
11. [Electronic resource] <https://ajax.systems/products/lifequality/>
12. [Electronic resource] https://www.bsria.com/uk/product/rNdzdD/tsi_8144_airassure_iaq_air_quality_monitor_c531e0e5
13. Richterich, A. (2020). *When open source design is vital: Critical making of DIY healthcare equipment during the COVID-19 pandemic. Health Sociology Review*, 29(2), 158–167.

14. Zhang, Y., et al. (2017). *Effect of user interface layout on the operators' mental workload in emergency operating procedures in nuclear power plants. Nuclear Engineering and Design*
15. Badura, M., Batog, P., Drzeniecka-Osiadacz, A., & Modzel, P. (2018). *Evaluation of low-cost sensors for ambient PM2.5 monitoring. Journal of Sensors, 2018*, 1–16
16. [Electronic resource] <https://www.sciosense.com/wp-content/uploads/2023/12/ENS160-Datasheet.pdf>
17. [Electronic resource] <https://www.winsen-sensor.com/d/files/MH-Z19B.pdf>
18. [Electronic resource] <https://www.aosong.com/userfiles/files/media/Data%20Sheet%20AHT21.pdf>
19. <https://datasheet4u.com/datasheet/Sensirion/SHT31-1519194>
20. <https://datasheet4u.com/datasheets/ScioSense/CCS811/1597261>
21. <https://www.tp4056.com/datasheet/>
22. **Wang, W., Li, N., Zhang, L., Liu, F., Chen, H., Yang, X., & Zheng, Y. (2025).** *An extensive study on text serialization formats and methods.* arXiv:2505.13478
23. [Electronic resource] https://github.com/jmstriegel/Plantower_PMS7003/tree/master
—
24. **Barnett, R. H., Cox, S., & O’Cull, L. (2006).** *Embedded C Programming and the Atmel AVR.* Cengage Learning.
25. **White, E. (2011).** *Making Embedded Systems: Design Patterns for Great Software.* O’Reilly Media.

26. **Williams, E. (2010).** *AVR Programming: Learning to Write Software for Hardware*. Make: Books / O'Reilly Media.
27. **Meyers, S. (2005).** *Effective C++: 55 Specific Ways to Improve Your Programs and Designs* (3rd ed.). Addison-Wesley.
28. **King, K. N. (2008).** *C Programming: A Modern Approach* (2nd ed.). W. W. Norton & Company.
29. **Gadre, D. (2005).** *Advanced AVR Microcontroller Projects*. Apress.
30. **Horowitz, P., & Hill, W. (2015).** *The Art of Electronics* (3rd ed.). Cambridge University Press.
31. **Sedra, A. S., & Smith, K. C. (2018).** *Microelectronic Circuits* (7th ed.). Oxford University Press.
32. **Alexander, C. K., & Sadiku, M. N. O. (2016).** *Fundamentals of Electric Circuits* (6th ed.). McGraw-Hill Education.
33. **Johnson, H. W., & Graham, M. (1993).** *High-Speed Digital Design: A Handbook of Black Magic*. Prentice Hall.
34. <http://promtehservise.com.ua/ru/Katalog/144/859/>
35. <https://studfile.net/preview/2141049/page:52/>

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

ЛІСТИНГИ ПРОГРАМ

Лістинг файлу aqmonitor.ino

```
#include <Arduino.h>
#include <Wire.h>

// Increase SoftwareSerial buffer
#define _SS_MAX_RX_BUFF 64
#include <SoftwareSerial.h>

#include "SSD1306Ascii.h"
#include "SSD1306AsciiWire.h"

#include "ScioSense_ENS160.h"
#include "Plantower_PMS7003.h"

#include <SPI.h>
#include <SdFat.h>

#if defined(__AVR__)
#include <avr/wdt.h>
#include <avr/pgmspace.h>
#endif

#define ENABLE_SD_LOGGING 1

// ----- PIN MAP -----
static const uint8_t PIN_OLED_SENSE = A0;
static const uint8_t PIN_PMS_SENSE = A1;
static const uint8_t PIN_LOG_SENSE = A3;
static const uint8_t PIN_MODE_A6 = A6;

static const uint8_t LED_PIN = 5;
static const uint8_t BUZZER_PIN = 6;

// Sensor TX -> Arduino Pin 2
// Sensor RX -> Arduino Pin 3
static const uint8_t PMS_RX_PIN = 2;
static const uint8_t PMS_TX_PIN = 3;

static const uint8_t SD_CS_PIN = 9;
static const uint8_t BATTERY_PIN = A7;

// ----- TIMING -----
const unsigned long FULL_READ_INTERVAL_MS = 1000UL;
const unsigned long ECO_READ_INTERVAL_MS = 2000UL;
const unsigned long ALARM_SUSTAIN_MS = 40000UL;

// ----- OLED -----
SSD1306AsciiWire display;
static const uint8_t OLED_I2C_ADDR = 0x3C;
static bool oledReady = false;

// ----- SENSE THRESHOLDS -----
static const uint16_t SENSE_ON = 700;
static const uint16_t SENSE_OFF = 300;

static const uint16_t MODE_ON = 930; // SHELTER
static const uint16_t MODE_OFF = 820; // HOSPITAL

// ----- PDK MODES -----
enum PdkMode : uint8_t { PDK_SHELTER = 0, PDK_HOSPITAL = 1 };

struct Thresholds {
```

```

uint16_t co2_alarm;
uint16_t pm25_alarm;
uint16_t pm10_alarm;
uint16_t tvoc_alarm;
};

#if defined(__AVR__)
static const Thresholds TH_SHELTER PROGMEM = { 2000, 75, 150, 1000 };
static const Thresholds TH_HOSPITAL PROGMEM = { 1200, 15, 45, 500 };
static Thresholds thRam;
#else
static const Thresholds TH_SHELTER = { 2000, 75, 150, 1000 };
static const Thresholds TH_HOSPITAL = { 1200, 15, 45, 500 };
#endif

// ----- MEASUREMENTS -----
struct Measurements {
  int16_t tempC_x10;
  uint16_t rh_x10;
  uint16_t pm25;
  uint16_t pm10;
  uint16_t co2;
  uint16_t tvoc;
  uint16_t batt_mV;
  uint8_t validMask;
};

enum : uint8_t {
  V_PM  = 1 << 0,
  V_TH  = 1 << 1,
  V_ENS = 1 << 2,
  V_BATT = 1 << 3
};

static Measurements meas = {0,0,0,0,0,0,0,0};

// ----- CACHED PMS DATA -----
static uint16_t cache_pm25 = 0;
static uint16_t cache_pm10 = 0;
static bool    hasNewPmsData = false;

// ----- MODULE STATE -----
static uint8_t modMask = 0;
static uint8_t prevModMask = 0;
static uint8_t latchedMask = 0;
static uint16_t adcA0=0, adcA1=0, adcA3=0, adcA6=0;

static PdkMode modeLatched = PDK_SHELTER;
static PdkMode prevModeLatched = PDK_SHELTER;

static uint8_t ahtConsecFails = 0;

// ----- FLAGS -----
static uint8_t flags = 0;
enum : uint8_t {
  F_PMS_SLEEP = 1<<1,
  F_ENS_OK    = 1<<2,
  F_SD_OK     = 1<<3,
  F_ALARM     = 1<<4,
  F_OVER_THR  = 1<<5,
  F_UI_REDRAW = 1<<6,
};

#define FLAG_IS(b) (flags & (b))
#define FLAG_ON(b) (flags |= (b))
#define FLAG_OFF(b) (flags &= (uint8_t)~(b))

// ----- PMS -----
SoftwareSerial pmsSerial(PMS_RX_PIN, PMS_TX_PIN);
Plantower_PMS7003 pms7003;

// ----- ENS160 -----
ScioSense_ENS160 ens160(ENS160_I2CADDR_1);

```

```

// ----- SdFat LOGGING -----
#if ENABLE_SD_LOGGING
static SdFat32 sd;
static File32 logFile;
static const char LOG_FILE_NAME[] = "AQ_LOG.CSV";
static uint16_t sdLinesSinceFlush = 0;
static unsigned long lastFlushMs = 0;
static const uint16_t FLUSH_EVERY_LINES = 12;
static const unsigned long FLUSH_EVERY_MS = 5000UL;
// Lowered speed to reduce init timing/current issues
static const uint32_t SD_SPI_HZ = 400000UL;
#endif

// ----- GLOBAL STATE -----
static unsigned long lastSensorReadMs = 0;
static unsigned long alarmStartMs = 0;

// Forward declarations for SD logging used before definition
#if ENABLE_SD_LOGGING
static inline void sdLogLine();
static bool sdOpenAppend();
static bool sdInitSafe();
#endif

// ----- HELPERS -----
static inline void beepBuzzer(uint16_t ms) {
    digitalWrite(BUZZER_PIN, HIGH);
    delay(ms);
    digitalWrite(BUZZER_PIN, LOW);
}

static inline void setAlarm(bool on) {
    if (on) {
        FLAG_ON(F_ALARM);
        digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
        beepBuzzer(200);
    } else {
        FLAG_OFF(F_ALARM);
        digitalWrite(LED_PIN, LOW);
        digitalWrite(BUZZER_PIN, LOW);
    }
}

static inline uint16_t readBattery_mV() {
    uint16_t raw = (uint16_t)analogRead(BATTERY_PIN);
    uint32_t va7 = (uint32_t)raw * 5000UL / 1023UL;
    return (uint16_t)(va7 * 2UL);
}

static inline bool allFunctionalModulesOn() {
    return (modMask == 0x0F);
}

// ----- ADC -----
static inline uint16_t readAvgADC(uint8_t pin) {
    uint32_t sum = 0;
    for (uint8_t i = 0; i < 8; i++) {
        sum += analogRead(pin);
        delayMicroseconds(150);
    }
    return (uint16_t)(sum / 8);
}

static inline void updateBitHyst(uint8_t bit, uint16_t v, uint16_t onThr, uint16_t offThr) {
    if (v > onThr)    latchedMask |= (1 << bit);
    else if (v < offThr) latchedMask &= ~(1 << bit);
}

static inline void readSenseAndMode() {
    prevModMask = modMask;
    prevModeLatched = modeLatched;

    adcA0 = readAvgADC(PIN_OLED_SENSE);
    adcA1 = readAvgADC(PIN_PMS_SENSE);
}

```

```

adcA3 = readAvgADC(PIN_LOG_SENSE);
adcA6 = readAvgADC(PIN_MODE_A6);

updateBitHyst(0, adcA0, SENSE_ON, SENSE_OFF);
updateBitHyst(1, adcA1, SENSE_ON, SENSE_OFF);
updateBitHyst(3, adcA3, SENSE_ON, SENSE_OFF);

latchedMask |= (1 << 2); // TH always on
modMask = latchedMask;

if (adcA6 > MODE_ON)    modeLatched = PDK_SHELTER;
else if (adcA6 < MODE_OFF) modeLatched = PDK_HOSPITAL;

if (modMask != prevModMask) FLAG_ON(F_UI_REDRAW);
if (modeLatched != prevModeLatched) FLAG_ON(F_UI_REDRAW);

#ifdef DEBUG_SERIAL
Serial.print(F("DBG: adcA6=")); Serial.print(adcA6);
Serial.print(F(" mode=")); Serial.print((modeLatched==PDK_SHELTER)?F("SHLTR"):F("HOSPT"));
Serial.print(F(" adcA0=")); Serial.print(adcA0);
Serial.print(F(" adcA1=")); Serial.print(adcA1);
Serial.print(F(" adcA3=")); Serial.print(adcA3);
Serial.print(F(" modMask=")); Serial.println(modMask, BIN);
#endif
}

static inline bool oledOn() { return modMask & (1 << 0); }
static inline bool pmsOn() { return modMask & (1 << 1); }
static inline bool thOn() { return modMask & (1 << 2); }
static inline bool logOn() { return modMask & (1 << 3); }

static inline const Thresholds& getActiveThresholds() {
#ifdef __AVR__
    if (modeLatched == PDK_SHELTER) memcpy_P(&thRam, &TH_SHELTER, sizeof(thRam));
    else                memcpy_P(&thRam, &TH_HOSPITAL, sizeof(thRam));
    return thRam;
#else
    return (modeLatched == PDK_SHELTER) ? TH_SHELTER : TH_HOSPITAL;
#endif
}

// ----- AHT21 -----
static bool aht21_read(int16_t &tempC_x10, uint16_t &rh_x10) {
    const uint8_t AHT_ADDR = 0x38;
    Wire.beginTransmission(AHT_ADDR);
    Wire.write(0xAC); Wire.write(0x33); Wire.write(0x00);
    if (Wire.endTransmission() != 0) return false;
    delay(80);
    Wire.requestFrom(AHT_ADDR, (uint8_t)6);
    if (Wire.available() < 6) return false;
    (void)Wire.read();
    uint8_t b1 = Wire.read(); uint8_t b2 = Wire.read(); uint8_t b3 = Wire.read();
    uint8_t b4 = Wire.read(); uint8_t b5 = Wire.read();
    uint32_t rawHum = ((uint32_t)b1 << 12) | ((uint32_t)b2 << 4) | ((uint32_t)b3 >> 4) & 0x0F;
    uint32_t rawTemp = ((uint32_t)(b3 & 0x0F) << 16) | ((uint32_t)b4 << 8) | (uint32_t)b5;
    rh_x10 = (uint16_t)((rawHum * 1000UL) >> 20);
    tempC_x10 = (int16_t)((int32_t)(rawTemp * 2000UL) >> 20) - 500;
    return true;
}

// ----- PMS COMMANDS -----
static void sendPMSSleep() {
    static const uint8_t sleepCmd[] = {0x42, 0x4D, 0xE4, 0x00, 0x00, 0x01, 0x73};
    pmsSerial.write(sleepCmd, sizeof(sleepCmd)); pmsSerial.flush();
}
static void sendPMSWake() {
    static const uint8_t wakeCmd[] = {0x42, 0x4D, 0xE4, 0x00, 0x01, 0x01, 0x74};
    pmsSerial.write(wakeCmd, sizeof(wakeCmd)); pmsSerial.flush();
}

// Hard stop/start PMS helpers (to stop SoftwareSerial during SD init)
static void pmsHardStop() {
    // end() will detach interrupts used by SoftwareSerial and stop background activity
    pmsSerial.end();
}

```

```

    FLAG_ON(F_PMS_SLEEP);
    hasNewPmsData = false;
#ifdef DEBUG_SERIAL
    Serial.println(F("DBG: PMS hard stopped"));
#endif
}
static void pmsHardStart() {
    pmsSerial.begin(9600);
    pms7003.init(&pmsSerial);
    sendPMSWake();
    FLAG_OFF(F_PMS_SLEEP);
#ifdef DEBUG_SERIAL
    Serial.println(F("DBG: PMS hard started"));
#endif
}

// ----- SdFat LOGGING -----
#ifdef ENABLE_SD_LOGGING
static inline void sdClose() {
    if (logFile.isOpen()) { logFile.sync(); logFile.close(); }
}

static bool sdOpenAppend() {
    if (!FLAG_IS(F_SD_OK)) return false;
    if (logFile.isOpen()) logFile.close();
    if (!logFile.open(LOG_FILE_NAME, O_CREAT | O_WRITE | O_AT_END)) return false;
    return true;
}

// Safe SD init: reduced SPI speed, try lower speed on failure, handle watchdog, reduce power draw
static bool sdInitSafe() {
    pinMode(10, OUTPUT); digitalWrite(10, HIGH);
    pinMode(SD_CS_PIN, OUTPUT); digitalWrite(SD_CS_PIN, HIGH);
    delay(350);

    SdSpiConfig cfg(SD_CS_PIN, DEDICATED_SPI, SD_SPI_HZ);

#ifdef __AVR__
    wdt_disable();
#endif

    SPI.begin();
    digitalWrite(SD_CS_PIN, HIGH);

    // Put PMS to sleep to lower power draw during SD init (safe even if pmsHardStop already ran)
    sendPMSSleep(); FLAG_ON(F_PMS_SLEEP);
    delay(50);

    const uint32_t speeds[] = { SD_SPI_HZ, 400000UL };
    for (uint8_t s = 0; s < (sizeof(speeds)/sizeof(speeds[0])); s++) {
        SdSpiConfig tryCfg(SD_CS_PIN, DEDICATED_SPI, speeds[s]);
#ifdef __AVR__
        wdt_reset();
#endif
#ifdef if (sd.begin(tryCfg)) {
        #if defined(__AVR__)
            wdt_enable(WDTO_2S);
        #endif
        // Wake PMS now that SD is up
        sendPMSWake(); FLAG_OFF(F_PMS_SLEEP);

        FLAG_ON(F_SD_OK);
        if (!sd.exists(LOG_FILE_NAME)) {
            File32 f;
            if (!f.open(LOG_FILE_NAME, O_CREAT | O_WRITE | O_TRUNC)) {
                FLAG_OFF(F_SD_OK); break;
            }
            f.println(F("timestamp_ms,pm25,pm10,eco2_ppm,tvoc,tempC_x10,rh_x10,batt_mV,pdk,mask,alarm"));
            f.sync(); f.close();
        }
        if (!sdOpenAppend()) { FLAG_OFF(F_SD_OK); break; }
        sdLinesSinceFlush = 0;
        lastFlushMs = millis();
        return true;

```

```

    }
    #if defined(__AVR__)
        wdt_reset();
    #endif
    delay(200);
}

#if defined(__AVR__)
    wdt_enable(WDTO_2S);
#endif
    sendPMSWake(); FLAG_OFF(F_PMS_SLEEP);

    FLAG_OFF(F_SD_OK); sdClose();
    return false;
}

static inline void sdMaybeFlush() {
    if (!FLAG_IS(F_SD_OK) || !logFile.isOpen()) return;
    const unsigned long now = millis();
    if (sdLinesSinceFlush >= FLUSH_EVERY_LINES || (now - lastFlushMs) >= FLUSH_EVERY_MS) {
        logFile.sync(); sdLinesSinceFlush = 0; lastFlushMs = now;
    }
}

// Guarded sdLogLine: print 0 placeholders for invalid ENS readings
static inline void sdLogLine() {
    if (!FLAG_IS(F_SD_OK) || !logOn()) return;

    if (!logFile.isOpen()) { if (!sdOpenAppend()) { FLAG_OFF(F_SD_OK); return; } }

    logFile.print(millis());    logFile.print(',');
    logFile.print(meas.pm25);    logFile.print(',');
    logFile.print(meas.pm10);    logFile.print(',');

    if (meas.validMask & V_ENS) {
        logFile.print(meas.co2);    logFile.print(',');
        logFile.print(meas.tvoc);    logFile.print(',');
    } else {
        logFile.print(0);          logFile.print(',');
        logFile.print(0);          logFile.print(',');
    }

    logFile.print(meas.tempC_x10); logFile.print(',');
    logFile.print(meas.rh_x10);    logFile.print(',');
    logFile.print(meas.batt_mV);   logFile.print(',');

    logFile.print((modeLatched == PDK_SHELTER) ? F("SHELTER") : F("HOSPITAL"));
    logFile.print(',');
    logFile.print(modMask, DEC);   logFile.print(',');
    logFile.println(FLAG_IS(F_ALARM) ? 1 : 0);

    sdLinesSinceFlush++; sdMaybeFlush();
}
#endif

// ----- SENSOR READ -----
static inline void readPMS() {
    if (hasNewPmsData) {
        meas.pm25 = cache_pm25;
        meas.pm10 = cache_pm10;
        meas.validMask |= V_PM;
    }
}

// Safer readTH_and_ENS() with validation of ENS values
static inline void readTH_and_ENS() {
    int16_t t_x10; uint16_t rh_x10;

    if (aht21_read(t_x10, rh_x10)) {
        meas.tempC_x10 = t_x10; meas.rh_x10 = rh_x10;
        meas.validMask |= V_TH; ahtConsecFails = 0;
    } else {
        if (++ahtConsecFails >= 5) meas.validMask &= (uint8_t)~V_TH;
    }
}

```

```

if (!FLAG_IS(F_ENS_OK)) {
    meas.validMask &= (uint8_t)~V_ENS;
    meas.tvoc = 0;
    meas.co2 = 0;
    return;
}

int tC = (int)(meas.tempC_x10 / 10);
int rh = (int)(meas.rh_x10 / 10);
if (!(meas.validMask & V_TH)) { tC = 25; rh = 50; }

ens160.set_envdata(tC, rh);

if (!ens160.available()) {
    meas.validMask &= (uint8_t)~V_ENS;
    meas.tvoc = 0; meas.co2 = 0;
    return;
}

if (ens160.measure(true)) {
    uint32_t tvoc = (uint32_t)ens160.getTVOC();
    uint32_t eco2 = (uint32_t)ens160.geteCO2();

    if (tvoc < 0xFF00 && eco2 < 0xFF00) {
        meas.tvoc = (uint16_t)tvoc;
        meas.co2 = (uint16_t)eco2;
        meas.validMask |= V_ENS;
    } else {
        meas.validMask &= (uint8_t)~V_ENS;
        meas.tvoc = 0; meas.co2 = 0;
    }
} else {
    meas.validMask &= (uint8_t)~V_ENS;
    meas.tvoc = 0; meas.co2 = 0;
}

#ifdef DEBUG_SERIAL
    Serial.print(F("DBG: ENS avail=")); Serial.print(ens160.available());
    Serial.print(F(" eco2=")); Serial.print(meas.co2);
    Serial.print(F(" tvoc=")); Serial.println(meas.tvoc);
#endif
}

static inline void readAllSensors() {
    meas.validMask &= (uint8_t)~(V_PM | V_TH | V_ENS);

    // Only update PMS if it's enabled and not deliberately put to sleep
    if (pmsOn() && !FLAG_IS(F_PMS_SLEEP)) readPMS();

    if (thOn()) readTH_and_ENS();

    meas.batt_mV = readBattery_mV();
    meas.validMask |= V_BATT;

#ifdef ENABLE_SD_LOGGING
    if (FLAG_IS(F_SD_OK)) sdLogLine();
#endif
}

// ----- ALARM CHECK -----
static inline bool checkAnyAlarm(const Thresholds& th) {
    if ((meas.validMask & V_PM) && meas.pm25 >= th.pm25_alarm) return true;
    if ((meas.validMask & V_PM) && meas.pm10 >= th.pm10_alarm) return true;
    if ((meas.validMask & V_ENS) && meas.co2 >= th.co2_alarm) return true;
    if ((meas.validMask & V_ENS) && meas.tvoc >= th.tvoc_alarm) return true;
    return false;
}

// ----- OLED DISPLAY -----
static void drawMainScreen() {
    display.clear();

    display.setCursor(0,0);

```

```

display.print((modeLatched == PDK_SHELTER) ? F("SHLTR") : F("HOSPT"));
display.print(F(" "));

uint16_t mv = meas.batt_mV;
display.print(mv / 1000); display.print('.');
uint16_t frac = mv % 1000;
if (frac < 100) display.print('0');
if (frac < 10) display.print('0');
display.print(frac);
display.print(F("V"));

display.setCursor(100, 0);
if (FLAG_IS(F_ALARM)) display.print(F("!!!")); else display.print(F("OK"));

display.setCursor(0,1);
display.print(F("T/RH: "));
if (meas.validMask & V_TH) {
    display.print(meas.tempC_x10 / 10); display.print(F("C "));
    display.print(meas.rh_x10 / 10); display.print(F("%"));
} else {
    display.print(F("N/A"));
}

#if ENABLE_SD_LOGGING
display.setCursor(90, 1);
display.print(F("LOG:"));
display.print((logOn() && FLAG_IS(F_SD_OK)) ? F("ON") : F("OFF"));
#endif

display.setCursor(0,2);
display.print(F("PM2.5: "));
if (pmsOn()) {
    if (meas.validMask & V_PM) {
        display.print(meas.pm25); display.print(F(" ug/m3"));
    } else display.print(F("WARM"));
    } else display.print(F("OFF"));

display.setCursor(0,3);
display.print(F("PM10 : "));
if (pmsOn()) {
    if (meas.validMask & V_PM) {
        display.print(meas.pm10); display.print(F(" ug/m3"));
    } else display.print(F("WARM"));
    } else display.print(F("OFF"));

display.setCursor(0,4);
display.print(F("eCO2 : "));
if (FLAG_IS(F_ENS_OK)) {
    if (meas.validMask & V_ENS) {
        display.print(meas.co2); display.print(F(" ppm"));
    } else display.print(F("WARM"));
    } else display.print(F("N/A"));

display.setCursor(0,5);
display.print(F("TVOC : "));
if (FLAG_IS(F_ENS_OK)) {
    if (meas.validMask & V_ENS) {
        display.print(meas.tvoc); display.print(F(" ppb"));
    } else display.print(F("WARM"));
    } else display.print(F("N/A"));

display.setCursor(0,7);
const Thresholds& th = getActiveThresholds();

if (FLAG_IS(F_ALARM)) {
    display.print(F("LIMIT: CO2:")); display.print(th.co2_alarm);
} else {
    display.print(F("PM2.5<")); display.print(th.pm25_alarm);
    display.print(F(" CO2<")); display.print(th.co2_alarm);
}
}

static inline void updateDisplay() {
    if (!oledOn() || !oledReady) return;

```

```

    drawMainScreen();
}

static void oledInitIfNeeded() {
    if (!oledOn()) return;
    if (oledReady) return;
    display.begin(&Adafruit128x64, OLED_I2C_ADDR);
    display.setFont(System5x7);
    oledReady = true;
    readAllSensors();
    updateDisplay();
}

// ----- SETUP / LOOP -----
void setup() {
    Wire.begin();
    Wire.setWireTimeout(25000, true);

#ifdef DEBUG_SERIAL
    Serial.begin(115200);
    while (!Serial) { ; }
    Serial.println(F("DEBUG: Serial enabled"));
#endif

#ifdef __AVR__
    wdt_disable();
    wdt_enable(WDTO_2S);
#endif

    pinMode(LED_PIN, OUTPUT); digitalWrite(LED_PIN, LOW);
    pinMode(BUZZER_PIN, OUTPUT); digitalWrite(BUZZER_PIN, LOW);

    pinMode(PIN_OLED_SENSE, INPUT);
    pinMode(PIN_PMS_SENSE, INPUT);
    pinMode(PIN_LOG_SENSE, INPUT);
    pinMode(10, OUTPUT); digitalWrite(10, HIGH);

    latchedMask = 0;
    readSenseAndMode();

    pmsSerial.begin(9600);
    pms7003.init(&pmsSerial);
    sendPMSWake();
    FLAG_OFF(F_PMS_SLEEP);

    ens160.begin();
    if (ens160.available()) {
        FLAG_ON(F_ENS_OK);
        ens160.setMode(ENS160_OPMODE_STD);
    } else {
        FLAG_OFF(F_ENS_OK);
    }

    oledInitIfNeeded();

#ifdef ENABLE_SD_LOGGING
    if (logOn()) {
        if (sdInitSafe()) FLAG_ON(F_SD_OK);
        else FLAG_OFF(F_SD_OK);
    } else {
        FLAG_OFF(F_SD_OK);
    }
#endif

    lastSensorReadMs = millis();
}

void loop() {
#ifdef __AVR__
    wdt_reset();
#endif
    const unsigned long now = millis();

    // 1. CONSTANT POLLING

```

```

// Drain PMS buffer only if PMS is active and not put to sleep
if (pmsOn() && !FLAG_IS(F_PMS_SLEEP)) {
  pms7003.updateFrame();
  if (pms7003.hasNewData()) {
    cache_pm25 = pms7003.getPM_2_5_atmos();
    cache_pm10 = pms7003.getPM_10_0_atmos();
    hasNewPmsData = true;
  }
}

readSenseAndMode();

// OLED Power Management
if (oledOn() && !(prevModMask & (1 << 0))) {
  oledReady = false; oledInitIfNeeded(); FLAG_ON(F_UI_REDRAW);
} else if (!oledOn() && (prevModMask & (1 << 0))) {
  oledReady = false;
}

#ifdef ENABLE_SD_LOGGING
// SD Power Management — when logging is toggled on at runtime, hard-stop PMS/SoftwareSerial
if (logOn() && !(prevModMask & (1 << 3))) {

  // HARD STOP PMS + SOFTWARE SERIAL to avoid SdFat + SoftwareSerial collisions
  pmsHardStop();

#ifdef __AVR__
  wdt_disable();
#endif

  bool ok = sdInitSafe();

#ifdef __AVR__
  wdt_enable(WDTO_2S);
#endif

  if (ok) FLAG_ON(F_SD_OK);
  else FLAG_OFF(F_SD_OK);

  // Restart PMS only after SD is stable
  if (pmsOn()) {
    pmsHardStart();
  }

  FLAG_ON(F_UI_REDRAW);

} else if (!logOn() && (prevModMask & (1 << 3))) {
  // logging turned off: close and mark SD not OK
  sdClose(); FLAG_OFF(F_SD_OK); FLAG_ON(F_UI_REDRAW);
}
#endif

const bool allOn = allFunctionalModulesOn();
const unsigned long interval = allOn ? FULL_READ_INTERVAL_MS : ECO_READ_INTERVAL_MS;

if (now - lastSensorReadMs >= interval) {
  lastSensorReadMs = now;
  readAllSensors();
  updateDisplay();
}

if (FLAG_IS(F_UI_REDRAW)) {
  updateDisplay(); FLAG_OFF(F_UI_REDRAW);
}

const Thresholds& th = getActiveThresholds();
const bool over = checkAnyAlarm(th);

if (over) {
  if (!FLAG_IS(F_OVER_THR)) {
    FLAG_ON(F_OVER_THR); alarmStartMs = now;
  } else if (!FLAG_IS(F_ALARM) && (now - alarmStartMs >= ALARM_SUSTAIN_MS)) {
    setAlarm(true); updateDisplay();
  }
}

```

```
} else {  
    FLAG_OFF(F_OVER_THR);  
    if (FLAG_IS(F_ALARM)) { setAlarm(false); updateDisplay(); }  
}  
}
```

ДОДАТОК Б

ЛІСТИНГИ ПРОГРАМ

Лістинг файлу dataplotter.py

```
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt

# ----- CONFIG -----
CSV_FILE = "AQ_LOG.CSV" # path to your SD card dump
TIME_UNIT = "minutes" # "seconds" or "minutes"
# -----

# Load CSV
df = pd.read_csv(CSV_FILE)

# Convert time
if TIME_UNIT == "seconds":
    df["time"] = df["timestamp_ms"] / 1000.0
    tlabel = "Time (s)"
else:
    df["time"] = df["timestamp_ms"] / 60000.0
    tlabel = "Time (min)"

# Convert scaled values
df["tempC"] = df["tempC_x10"] / 10.0
df["rh"] = df["rh_x10"] / 10.0
df["batt_V"] = df["batt_mV"] / 1000.0

# Replace zeroed ENS values with NaN (invalid readings)
df.loc[df["eco2_ppm"] == 0, "eco2_ppm"] = float("nan")
df.loc[df["tvoc"] == 0, "tvoc"] = float("nan")

# ----- PLOTS -----
plt.figure()
plt.plot(df["time"], df["pm25"])
plt.plot(df["time"], df["pm10"])
plt.xlabel(tlabel)
plt.ylabel("µg/m³")
plt.title("PM2.5 and PM10")
plt.legend(["PM2.5", "PM10"])
plt.grid(True)

plt.figure()
plt.plot(df["time"], df["eco2_ppm"])
plt.xlabel(tlabel)
plt.ylabel("ppm")
plt.title("eCO₂")
plt.grid(True)

plt.figure()
plt.plot(df["time"], df["tvoc"])
plt.xlabel(tlabel)
plt.ylabel("ppb")
plt.title("TVOC")
plt.grid(True)

plt.figure()
plt.plot(df["time"], df["tempC"])
plt.plot(df["time"], df["rh"])
plt.xlabel(tlabel)
plt.title("Temperature & Humidity")
plt.legend(["Temperature (°C)", "RH (%)"])
plt.grid(True)

plt.figure()
plt.plot(df["time"], df["batt_V"])
plt.xlabel(tlabel)
plt.ylabel("V")
plt.title("Battery Voltage")
```

```
plt.grid(True)

# ----- ALARM MARKERS -----
alarm_times = df.loc[df["alarm"] == 1, "time"]

if not alarm_times.empty:
    plt.figure()
    plt.plot(df["time"], df["pm25"])
    for t in alarm_times:
        plt.axvline(t, linestyle="--")
    plt.xlabel(tlabel)
    plt.ylabel("µg/m³")
    plt.title("PM2.5 with Alarm Events")
    plt.grid(True)

plt.show()
```