

КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ

Кафедра радіотехніки та радіоелектронних систем

«На правах рукопису»

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

ДИПЛОМНА РОБОТА МАГІСТРА

на тему:

**ВДОСКОНАЛЕНИЙ АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ
ВИМІРЮВАННЯ ВІДНОСНОГО РІВНЯ МОНООКСИДУ ВУГЛЕЦЮ
У ВИДИХУ ЛЮДИНИ**

Виконав:

студент 2-го курсу магістратури
денної форми навчання
спеціальності 172 - Телекомунікації та радіотехніка
ОНП «Інформаційна безпека телекомунікаційних систем і мереж»
Порозінський Ілля Анатолійович _____

Науковий керівник:

кандидат фіз.-мат. наук, доцент кафедри радіотехніки
та радіоелектронних систем, доцент
Бех Ігор Іванович _____

Рецензент:

доктор фіз.-мат. наук, с.н.с., зав. відділу Теорії магнітних явищ та магнітної
динаміки конденсованих середовищ Інституту магнетизму імені В.Г. Бар'яхтара
Національної академії наук України.
Голуб Володимир Олегович _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань

Студент _____ Ілля ПОРОЗІНСЬКИЙ

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота магістра, 42 с., 23 рис. , 2 табл., 1 дод., 16 джерел.

Ключові слова: апаратно-програмний комплекс, видих, монооксид вуглецю, електрохімічний датчик, мікроконтролер, операційний підсилювач.

Об'єкт дослідження — динаміка зміни відносної концентрації монооксиду вуглецю у видиху людини за різних умов.

Мета роботи — вдосконалення раніше створеного прототипу пристрою для вимірювання відносної концентрації монооксиду вуглецю у видиху людини з метою підвищення точності вимірювань та чутливості до малих концентрацій СО. Проведення тестування вдосконаленого пристрою за участі волонтерів.

У роботі було вдосконалено апаратно-програмний комплекс для вимірювання відносної концентрації монооксиду вуглецю у видиху людини на базі електрохімічного сенсора TGS5042. Результати, отримані в ході виконання роботи, дозволяють зробити такі висновки:

1. Вдосконалення апаратної частини пристрою із застосуванням сучасної компонентної бази дало змогу підвищити точність вимірювання малих концентрацій монооксиду вуглецю у видиху.

2. Результати, отримані під час експериментальних вимірювань із залученням трьох груп волонтерів: осіб, які не палять, палять традиційні цигарки та електронні цигарки, продемонстрували чітку кореляцію між способом життя та рівнем СО у видиху:

- у осіб, які не палять, рівень СО стабільно низький (до 3 ppm);
- у осіб, які палять традиційні цигарки, фіксуються різко підвищені значення (до 230 ppm);
- у осіб, які палять електронні цигарки, рівень СО стабільно низький (до 3 ppm), на рівні значень осіб, які не палять.

ЗМІСТ

РЕФЕРАТ.....	2
ВСТУП.....	4
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....	6
1.1 Актуальність діагностики зовнішнього дихання	6
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ І МАТЕРІАЛИ	11
2.1 Вдосконалений апаратно-програмний комплекс на базі датчика TGS5042 .	11
2.1.1. Вдосконалення апаратного модуля.	11
2.1.2 Мікроконтролер ESP32-C6	14
2.1.3 Нові функції у ВЕБ-інтерфейсі.....	15
2.1.4. Виготовлення друкованої плати для вдосконаленого апаратного модуля	20
2.2 Методика експериментальних вимірювань відносного рівня монооксиду вуглецю у видиху людини	21
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ВИМІРЮВАНЬ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ.....	24
3.1 Результати експериментальних вимірювань.....	24
ВИСНОВКИ	37
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	38
ДОДАТОК 1	40

ВСТУП

У сучасному світі питання оцінки та моніторингу стану здоров'я людини є украй актуальними. Проте завдяки впровадженню та реалізації сучасних діагностичних технологій та ефективній обробці отриманих даних, ці завдання все краще вирішуються.

За останні два десятиліття аналіз повітря, яке видихає людина, привернув величезну увагу в галузі медичної діагностики та моніторингу різноманітних захворювань. Швидкий, нешкідливий, економічно ефективний і точковий процес моніторингу стану здоров'я та оцінки впливу навколишнього середовища на людей є перспективним напрямком наукової роботи і має великий потенціал для діагностики захворювань неінвазійним шляхом. Деякі леткі сполуки, що містяться у видихуваному людиною повітрі, є біомаркерами різних захворювань, і їх присутність у надмірній кількості свідчить про розвиток хвороби, отже аналіз продуктів дихання має потенціал для раннього виявлення захворювань [1].

Серед поточних загроз для здоров'я людини особливу небезпеку становить отруєння чадним газом, яке сьогодні трапляється навіть частіше за алкогольне. Монооксид вуглецю вже давно визнаний токсичною речовиною через велику кількість зафіксованих отруєнь як у побуті, так і на різних виробництвах. Серйозну небезпеку представляє здатність СО швидко й сильно зв'язуватись із гемоглобіном, витісняючи кисень і утворюючи карбоксигемоглобін [2]. Це призводить до того, що кров більше не здатна забезпечувати органи та тканини киснем, що викликає гіпоксію, ураження мозку та інших критично важливих органів. Знання внутрішніх процесів дії СО на людину та його небезпечні концентрації дозволяє ефективно розробляти засоби індивідуального захисту та визначати правила безпечної поведінки.

Сучасні прилади для аналізу видихуваного повітря [1, 3 - 6] зазвичай дозволяють точно визначати вміст кисню та вуглекислого газу. Однак більшість із них не забезпечують вимірювання рівня оксиду вуглецю, що є важливим

показником функціонування організму, зокрема насичення крові гемоглобіном. Крім того, такі пристрої часто є громіздкими та дорогими.

На кафедрі радіотехніки та радіоелектронних систем Київського національного університету було розроблено прототип мобільного та доступного пристрою [7] для вимірювання відносного рівня монооксиду вуглецю в видиху людини та проведено його попереднє тестування. Проте він мав цілу низку недоліків, головним з яких була низька чутливість до малих концентрацій CO.

Тому, враховуючи недоліки та проблеми, які були виявлені під час тестування попередньої версії пристрою [7], переді мною було поставлено завдання вдосконалити розроблений пристрій, у першу чергу з метою підвищення точності отриманих результатів.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Актуальність діагностики зовнішнього дихання

В сучасному світі для забезпечення нормального функціонування організму людини надзвичайно важливе постійне постачання кисню (O_2) та постійне виведення вуглекислого газу (CO_2), який накопичується під час обміну речовин. Кисень, який доставляється до тканин, використовується в клітинних процесах окиснення, що відбуваються на мітохондріях з участю специфічних ферментів, які знаходяться на внутрішній мембрані мітохондрій. Газовий обмін залежить від оптимального співвідношення вентиляції (дихання) та перфузії (кровотоку). Дослідження газового обміну вимагає визначення концентрації газів у крові артерій. Концентрація кисню в крові людини визначається парціальним тиском кисню та його зв'язком з гемоглобіном. Для нормального проходження окиснювальних обмінних процесів у клітинах необхідно, щоб тиск кисню в області мітохондрій був не нижче 0,1 - 1 мм рт. ст. (13,3 - 133,3 кПа) [1].

Автори роботи [1] розробили автоматизований програмно-апаратний комплекс для оцінки стану здоров'я людини в режимі реального часу, який дозволяє вимірювати основні параметри дихальної системи. Запропонований в цій роботі комплекс автоматизованого програмного та апаратного забезпечення вимірює концентрацію основних газових маркерів у видихуваному повітрі, а також інші важливі параметри дихальної системи людини. Головною перевагою цього пристрою є використання високочутливих електрохімічних датчиків газів, зокрема кисню, монооксиду вуглецю та діоксиду вуглецю.

В роботі [1] представлено розробку автоматизованого програмно-апаратного комплексу для неінвазійної діагностики зовнішнього дихання людини. Метою дослідження було точне та мобільне вимірювання газового складу видихуваного повітря (кисню, вуглекислого газу та чадного газу), а також оцінка різних параметрів респіраторної системи людини в режимі реального часу. У рамках роботи [1] було створено прилад, що включає сенсорний блок із вбудованим

мікроконтролером, модулі для реєстрації газових концентрацій, а також датчики температури, вологості та швидкості повітряного потоку. Основною технічною особливістю пристрою є застосування високочутливих електрохімічних сенсорів з малим часом відгуку, а також використання методики sidestream (капнометрії) для визначення концентрації альвеолярного CO₂. Розроблене програмне забезпечення забезпечує фільтрацію, аналіз і візуалізацію отриманих даних, включаючи обробку зашумлених сигналів. Пристрій підтримує бездротову передачу даних через Bluetooth і може функціонувати як у стаціонарних, так і в мобільних умовах. Експериментальні випробування показали високу точність вимірювання та можливість одночасного аналізу кількох газів в одній пробі. Також можливе отримання комплексної інформації про стан дихальної системи. Прилад пройшов державну метрологічну атестацію за параметрами кисню та вуглекислого газу. Завдяки простоті у використанні, компактності, низькій собівартості та неінвазійному методу, пристрій може бути ефективно застосований у клінічній практиці.

В роботі [3] для експериментальних досліджень використовувався мультисенсорний газоаналізатор, який дозволяє неінвазійно вимірювати склад газової суміші у видиху людини. Ця методика дозволяє визначити коефіцієнт газообміну (КГО) шляхом обробки отриманих даних. У дослідженні було охоплено групу з 45 здорових осіб різного віку та статі. Результати показали, що отриманий КГО для всієї групи знаходиться в діапазоні між 0,838 і 0,882, що вважається нормальним для середньої дорослої людини. Цей прилад може бути використаний для вимірювання складу газової суміші в легенях людини та кількісних показників дихання з метою подальшої діагностики. Проте, для отримання більш точних результатів, необхідно збільшити об'єм вибірки та розширити діапазон досліджень, включаючи нозологічні форми. Знання про нормальні межі КГО дозволяє вчасно виявляти відхилення у системі газообміну та рекомендувати заходи для стабілізації дихальної системи [3].

Виявлення оксиду вуглецю (CO) у видихуваному диханні стає усталеним методом оцінки нещодавнього поглинання екзогенного CO, наприклад, внаслідок

паління [8] або впливу забрудненого повітря [9]. Вимірювання ендогенної продукції CO за допомогою видиху менш поширене, але може мати високу діагностичну та клінічну цінність, наприклад, коли йдеться про неінвазивну оцінку респіраторних захворювань [10, 11]. Однак для успішного визначення ендогенних концентрацій CO потрібні чутливі та точні аналітичні методи, а також врахування змін видихуваного CO викликану природними причинами та проб дихання. В роботі [12] було досліджено вплив умов відбору зразків дихання, включаючи швидкість потоку видиху, CO навколишнього повітря та шлях видиху (рот/ніс), на параметри ендогенного CO, такі як CO в кінці дихання, CO дихальних шляхів і альвеолярна дифузійна здатність CO. Вимірювання проводились в режимі реального часу за допомогою лазерної абсорбційної спектроскопії шляхом отримання профілів одного видиху з рота та носа при трьох швидкостях потоку видиху. Не спостерігалось суттєвої різниці між видихом через рот і ніс, і не було виявлено жодних доказів ендогенного утворення CO у дихальних шляхах у здорових суб'єктів, але параметри чітко показали залежність від швидкості потоку видиху [12].

Забезпечення органів дихання киснем збагаченого повітрям сприяє підвищенню працездатності людини. Тому контроль за вмістом компонентів повітря, яке вдихається та видихається, дозволяє оцінювати рівень працездатності та загальний стан організму. Розробка апаратури та методики для віддаленого контролю стану здоров'я людини з використанням мікропроцесорної техніки є важливим напрямком у медицині, оскільки сприяє покращенню ефективності діагностики. І, як уже зазначалося, аналіз повітря, яке видихає пацієнт, належить до неінвазивних методів діагностики, що є предметом підвищеного інтересу дослідників [13].

Робота [4] присвячена розробці приладу для вимірювання та впровадження функцій аналізу зовнішнього дихання — фракційного захоплення чадного газу в кінці видиху. У роботі було створено прототип пристрою, який здійснює автоматичний відбір останніх 60 см³ повітря в кінці кожного видиху, визначає концентрацію CO за допомогою недисперсійного інфрачервоного

спектрофотометра і розраховує відносну величину захоплення газу без потреби в калібруванні. Управління здійснюється через мікрокомп'ютер з RS-232 інтерфейсом. Було проведено тестування точності та валідність вимірювань: експерименти показали, що пристрій утримує стабільне значення CO протягом аналізу. Відносне стандартне відхилення для серії вимірювань становило лише 1,1%, що значно краще за традиційні методи. Таким чином, розроблений прилад є простим у використанні, портативним, дозволяє проводити високоточні вимірювання без участі спеціально навченого співробітника та має потенціал для клінічного застосування.

У цій роботі [5] описано оцінку портативного аналізатора Bedfont EC50 для вимірювання вмісту чадного газу у повітрі, що видихається особою, яка палить. Проведено порівняння нового пристрою з аналізатором Ecolyzer. Було встановлено, що прилади Bedfont EC50 та Ecolyzer дають дуже схожі результати, але є зручнішим у використанні, менш дорогим, точнішим при низьких порогових значеннях CO та менш чутливим до фонових змін. Автори дійшли висновку, що EC50 є ефективним, надійним та доступним засобом для польових і клінічних досліджень, зокрема для класифікації осіб, що палять. В експерименті взяли участь 138 осіб віком 40–59 років, з яких 43% були активно палили. Середні значення концентрації CO серед осіб, що палять, становили $24,5 \pm 14,2$ ppm (parts per million - частки на мільйон) для Bedfont EC50 і $23,5 \pm 16,3$ ppm для Ecolyzer, тоді як у осіб, що не палять ці значення становили відповідно $2,7 \pm 1,7$ ppm і $2,4 \pm 1,9$ ppm [5]. Фонові концентрації CO для EC50 становили в середньому 1,3 ppm, а для Ecolyzer — 1,7 ppm. Встановлено високу схожість між результатами обох пристроїв ($r = 0,96$, $P < 0,001$), причому регресійна лінія мала нахил 1,00 та зсув -0,60, що свідчить про майже повну узгодженість даних. При використанні порогових значень 4, 8 та 12 ppm для класифікації осіб, що палять, Bedfont EC50 показав кращу точність: наприклад, при 8 ppm він правильно ідентифікував 86,3% осіб, що палять і 98,6% осіб, що не палять. Крім того, Bedfont EC50 виявився більш стабільним упродовж дня, менш залежним від фонових коливань CO, не потребував частого калібрування

і був менш чутливим до зовнішніх впливів, таких як алкоголь чи вологість. Максимальні значення ppm сягали приблизно 80 ppm.

У статті [6] представлено результати дослідження, спрямованого на оцінку точності та ефективності використання мобільного пристрою для вимірювання рівня оксиду вуглецю в видиху і порівнювали з вже визнаним еталонним пристроєм — Smokerlyzer. У дослідженні брали участь три групи осіб: особи, що палять регулярно, особи з невисокою частотою паління та особи, що не палять. Всі учасники проходили декілька вимірювань концентрації CO в видиху за допомогою обох пристроїв.

Результати показали, що середні концентрації CO, виміряні мобільним пристроєм, становили 29.9 ppm для осіб, які палять регулярно, 13.0 ppm для осіб, які палять інколи, і 3.2 ppm для осіб, що не палять. Отримані за допомогою Smokerlyzer концентрації CO були вищими — 43.5 ppm для осіб, що палять регулярно, 13.8 ppm для осіб, які палять інколи і 4.2 ppm для осіб, що не палять. Максимальні значення CO, зафіксовані серед учасників, сягали 43.5 ppm. Це спостерігалось у групі регулярних осіб, що палять регулярно, при використанні Smokerlyzer. Обидва пристрої демонстрували високу кореляцію між вимірюваннями ($r = 0.96$), а також надійність повторних вимірювань ($r > 0.98$ для кожного пристрою окремо). Отримані результати показали, що середній рівень CO у видиху склав 20,4 ppm. Максимальні зафіксовані значення досягали 95 ppm.

Крім вимірювань, дослідження також включало аналіз чутливості при різних порогових значеннях. Для мобільного пристрою найкращим порогом виявилось значення ≤ 6 ppm, а для Smokerlyzer — ≤ 9 ppm. Обидва пристрої показали високі значення, що свідчить про високу точність у визначенні осіб, що палять і осіб, що не палять.

РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ І МАТЕРІАЛИ

2.1 Вдосконалений апаратно-програмний комплекс на базі датчика TGS5042

2.1.1. Вдосконалення апаратного модуля.

У роботі [7] було представлено прототип мобільного та доступного пристрою для вимірювання відносного рівня монооксиду вуглецю в видиху людини. Аналіз даних, отриманих за допомогою створеного пристрою показав:

- концентрація CO у видиху людини, яка не палить, лежить в діапазоні $1 \div 2$ ppm, що відповідає значенням, наведеним в літературі [2, 4-6];
- графік залежності відгуку датчика (в ppm) від часу вимірювання в атмосфері одного глибокого видиху людини через 5 хв. після паління цигарки має чітко виражені максимуми, а концентрація CO у видиху у середньому на 12 ppm вища, ніж до паління.

На рис. 2.1. зображено структурну схему вдосконаленого апаратного модуля пристрою.



Рис. 2.1. Структурна схема вдосконаленого пристрою.

Внаслідок цілого ряду причин, створена раніше система [7] демонструвала низьку точність вимірювання малих концентрацій чадного газу у повітрі. По-перше, висока напруга зсуву операційного підсилювача MCP602 (не менше за

1 мВ), використаного у схемі перетворювача «струм-напруга», заважала отримувати точні значення ppm при малих концентраціях CO у видиху людини, тому було прийнято рішення замінити його на AD8605 [14], напруга зсуву якого (65 мкВ) набагато менше ніж у MCP602. По-друге, слабкий сигнал від датчика при гранично малих концентраціях CO. Використання мікросхеми MCP6S21 [15] з керованим коефіцієнтом підсилення дозволило:

- підвищити значення відгуку сенсора до рівня, який може бути коректно оброблений аналого-цифровим перетворювачем;
- забезпечити програмно-кероване регулювання коефіцієнта підсилення, що зробило пристрій більш універсальним для різних умов вимірювання

AD8605 — це точний, малошумний, енергоефективний одноканальний операційний підсилювач від фірми Analog Device. Має дуже малу напругу зміщення і дуже низький вхідний струм, що робить його ідеальним для роботи з чутливими сенсорами, включаючи електрохімічні.

Основні характеристики :

- кількість каналів: 1;
- тип виходу: Rail-to-rail;
- напруга живлення: 2.7 В – 5.5 В;
- напруга зміщення (input offset):: ± 65 мкВ;
- струм зміщення (Input Bias Current): ~ 1 пА;
- смуга пропускання : ≈ 10 МГц;
- струм споживання: ~ 400 μ А;
- низький рівень шуму: 8 нВ/Гц при 1 кГц;
- робоча температура: -40°C до $+125^\circ\text{C}$;
- корпус: SOIC-8;

MCP6S21 — це програмно керована мікросхема, яка включає в себе операційний підсилювач з SPI-інтерфейсом, який дозволяє змінювати коефіцієнт підсилення за допомогою мікроконтролера. Вона має 1 аналоговий вхід і дає змогу

гнучко налаштувати підсилення сигналу перед подачею його на АЦП, що зручно для обробки аналогових сигналів зі змінною амплітудою.

Основні характеристики:

- кількість входів: 1 канал (CH0);
- коефіцієнти підсилення: x1, x2, x4, x5, x8, x10, x16, x32;
- вбудований інтерфейс: SPI (до 10 МГц);
- напруга живлення: 2.7 В – 5.5 В;
- смуга пропускання (при G=1): ≈ 2.5 МГц;
- тип виходу: Rail-to-rail;
- Напруга зміщення (input offset): $\sim \pm 275$ мкВ;
- робоча температура: -40°C до $+125^{\circ}\text{C}$;
- корпус: PDIP-8;

На рис. 2.2 зображено принципову схему вдосконаленого апаратного модуля пристрою.

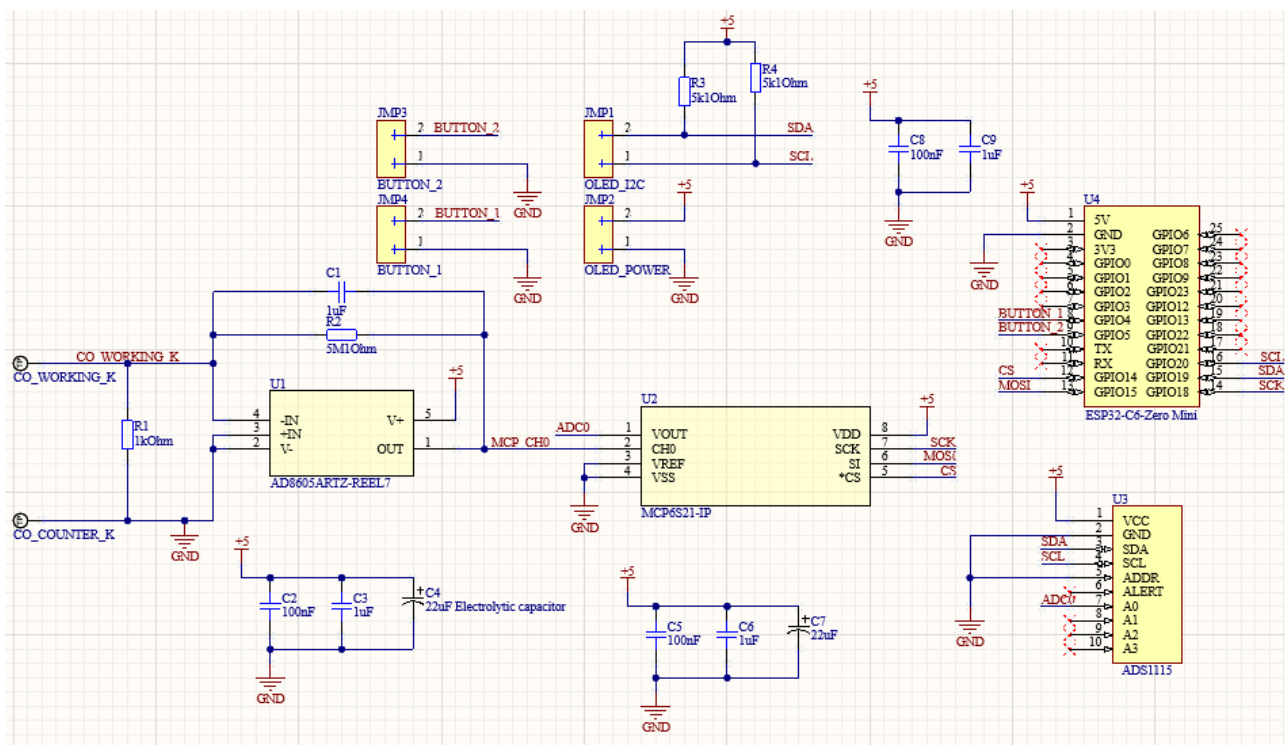


Рис. 2.2. Принципова схема вдосконаленого апаратного модуля пристрою.

Сигнал від сенсора CO проходить через перетворювач струм-напруга на операційному підсилювачі AD8605, потрапляє на вхід підсилювального каскаду на операційному підсилювачі MCP6S21, де підсилюється до рівня, необхідного для точного аналізу, і, через АЦП ADS1115, передається на мікроконтролер ESP32-C6 [16] для подальшої обробки.

2.1.2 Мікроконтролер ESP32-C6

У процесі вдосконалення апаратного модуля було використано більш сучасний мікроконтролер ESP32-C6 (рис. 2.3), який замінив попередню платформу ESP32-WROOM, використану в [7].

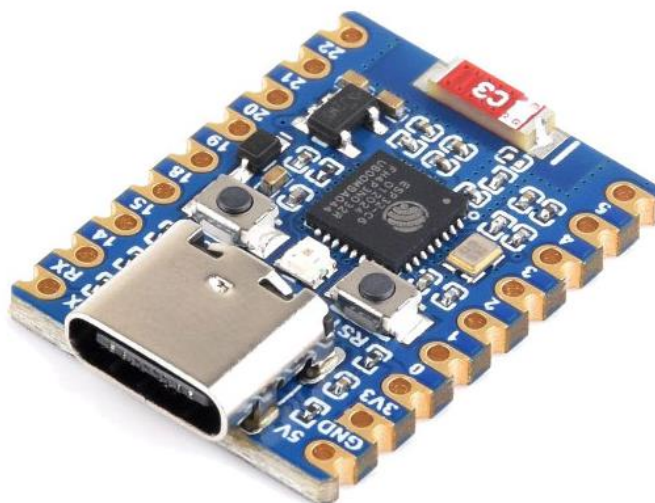


Рис. 2.3. Зовнішній вигляд мікроконтролера ESP32-C6 [16].

Це рішення забезпечило значне підвищення функціональних можливостей пристрою завдяки потужнішому процесору RISC-V, зниженому енергоспоживанню та більш сучасним інтегрованим модулям Wi-Fi і Bluetooth, що дозволяють здійснювати надійну передачу даних по бездротових каналах. В табл. 2.1 наведено технічні характеристики мікроконтролера.

Табл. 2.1. Характеристики мікроконтролера ESP32-C6

Параметр	Значення
Ядро	32-біт RISC-V (одне ядро)
Частота роботи	До 160 МГц
Оперативна пам'ять (RAM)	~320 КБ SRAM
Флеш-пам'ять	До 4 МБ вбудованої flash
Wi-Fi	Wi-Fi 6 (802.11ax), 2.4 ГГц
Bluetooth	Bluetooth 5.0 LE
Інтерфейси	SPI, I2C, I2S, UART, PWM, ADC, GPIO
GPIO	До 22 виводи GPIO (деякі з них мультифункціональні)
ADC	12-біт, до 6 каналів
Напруга живлення	3.0–3.6 В (зазвичай 3.3 В)
Споживання енергії	Дуже низьке (підтримка deep sleep)
Корпус	QFN

2.1.3 Нові функції у ВЕБ-інтерфейсі

Як вже зазначалося, у процесі вдосконалення апаратного модуля з'явилася можливість програмного керування коефіцієнтом підсилення сигналу (рис. 2.2), що стало важливим кроком у підвищенні його функціональності та адаптивності. Ця функція реалізована завдяки використанню у схемі програмно-керованого підсилювача MCP6S21, що дозволяє змінювати коефіцієнт підсилення через SPI-інтерфейс без необхідності фізичного втручання в схему. Тому ВЕБ-інтерфейс для роботи з апаратним модулем також зазнав змін, як це показано на рис. 2.4.

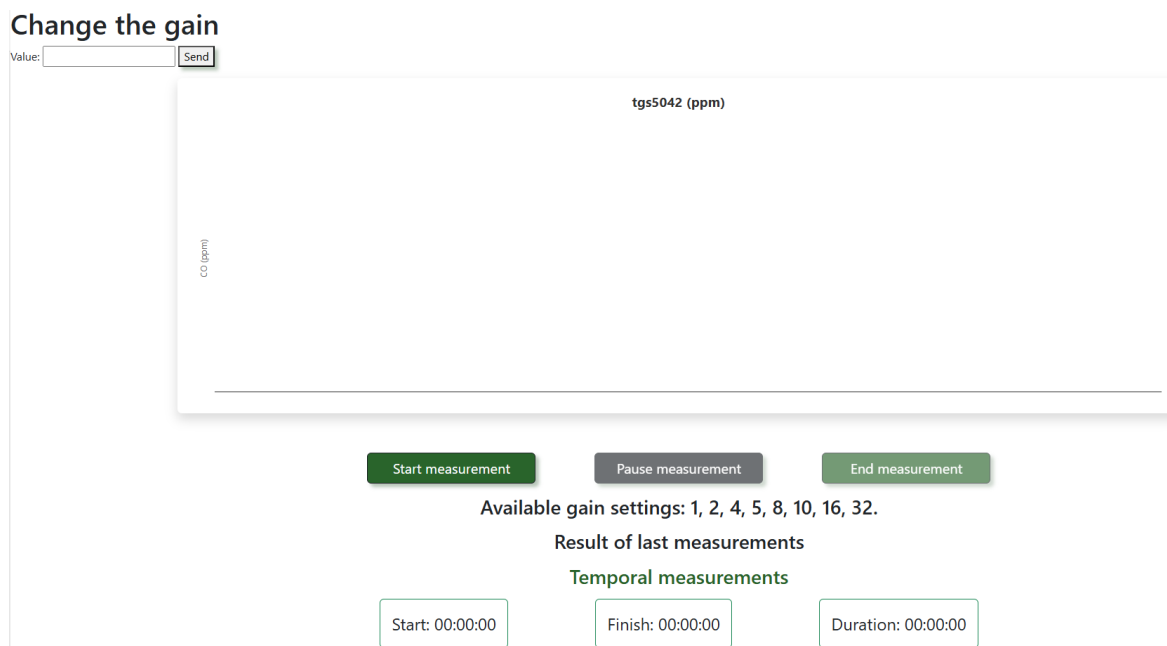


Рис. 2.4. Фото екрану персонального комп'ютера - зовнішній вигляд ВЕБ-інтерфейсу користувача.

Дане рішення значно спрощує роботу з пристроєм, оскільки користувач може легко адаптувати його до різних умов використання та виконувати калібрування в реальному часі. Така модифікація дозволяє користувачу налаштовувати підсилювальний каскад залежно від рівня сигналу, який надходить від сенсора, що є особливо важливим для роботи в умовах різної концентрації CO у видиху людини. Керування коефіцієнтом підсилення забезпечує можливість точнішого вимірювання навіть при слабких сигналах, зменшує вплив електронних шумів та підвищує загальну стабільність системи.

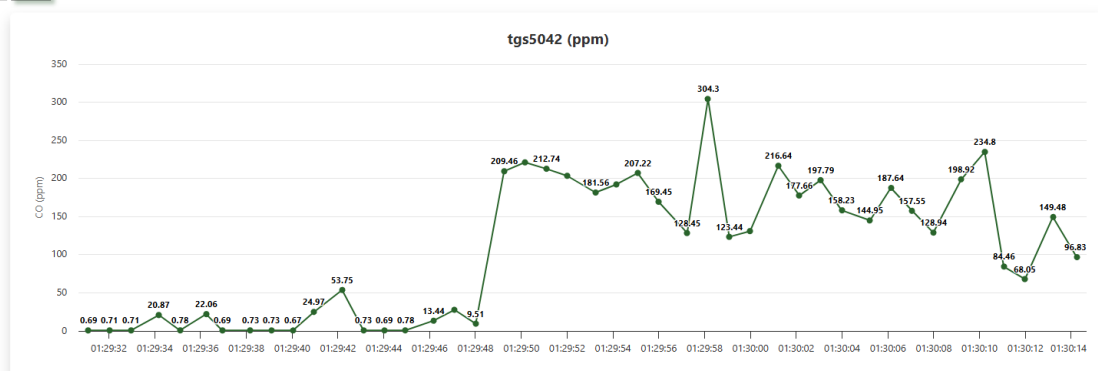
Запровадження регулювання коефіцієнта підсилення стало значним кроком вперед у вдосконаленні апаратного модуля, оскільки воно дозволило не лише підвищити точність і чутливість системи, але й зробило її більш універсальною для застосування у різних середовищах. Завдяки цій функції пристрій отримав можливість працювати ефективніше як у лабораторних умовах, так і в реальних сценаріях використання, забезпечуючи стабільну якість отримуваних результатів. Програмний код для мікроконтролера вдосконаленого апаратного модуля наведено в Додатку 1.

У ході тестування вдосконаленої схеми було перевірено роботу підсилювального каскаду з програмно-керованим коефіцієнтом підсилення, реалізованого на основі операційного підсилювача MCP6S21.

На рис. 2.5 зображено часову залежність концентрації CO (ppm) в атмосфері палаючого паперу при коефіцієнті підсилення $K = 1$.

Change the gain

value:



Start simulation

Pause measurement

End measurement

Available gain settings: 1, 2, 4, 5, 8, 10, 16, 32.

Result of last measurements

Temporal measurements

Start: 00:00:00

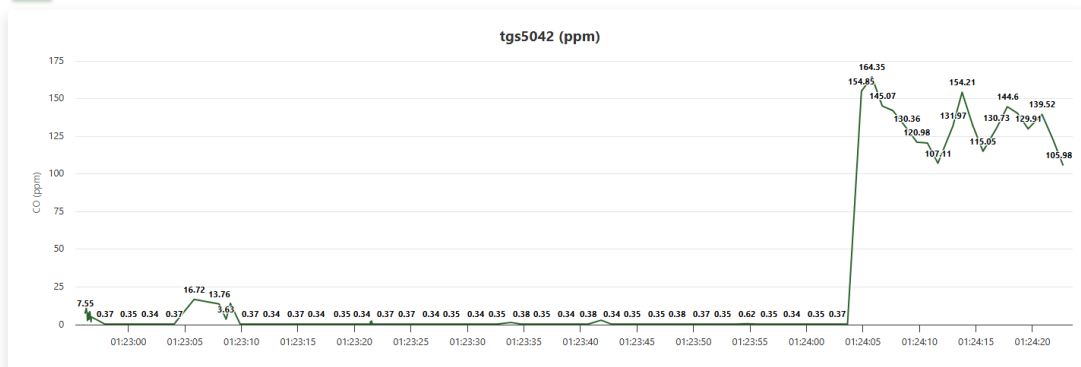
Finish: 00:00:00

Duration: 00:00:00

Рис. 2.5. Часова залежність концентрації CO в атмосфері палаючого паперу при коефіцієнті підсилення $K = 1$.

На графіку зображено зміну концентрації CO у повітрі в реальному часі. Діапазон концентрацій CO в повітрі при коефіцієнті підсилення $K = 1$ становить від 0 ppm до 350 ppm. На рис. 2.6, 2.7, 2.8 та 2.9 наведені часові залежності концентрації CO в атмосфері палаючого паперу при різних коефіцієнтах підсилення.

Change the gain

Value: 

Available gain settings: 1, 2, 4, 5, 8, 10, 16, 32.

Result of last measurements

Temporal measurements

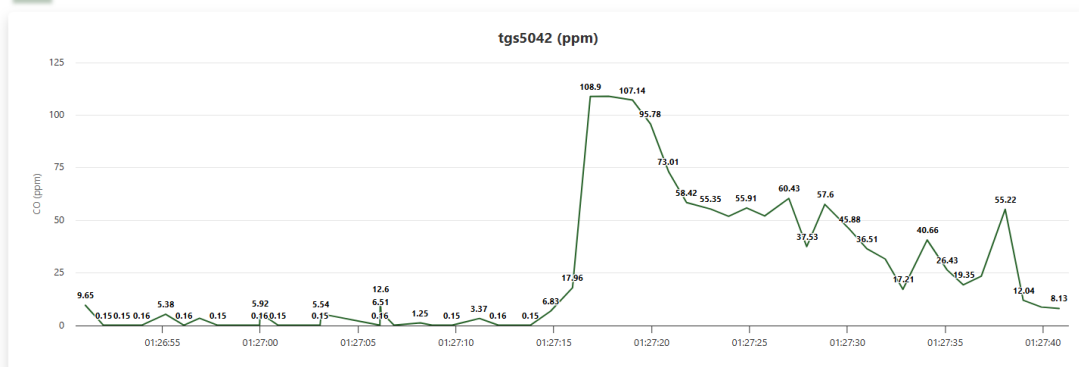
Start: 00:00:00

Finish: 00:00:00

Duration: 00:00:00

Рис. 2.6. Часова залежність концентрації СО в атмосфері палаючого паперу при коефіцієнті підсилення $K = 2$.

Change the gain

Value: 

Available gain settings: 1, 2, 4, 5, 8, 10, 16, 32.

Result of last measurements

Temporal measurements

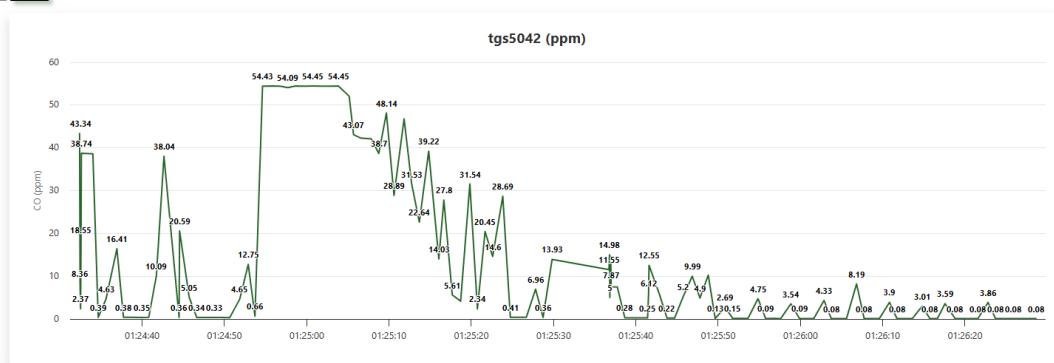
Start: 00:00:00

Finish: 00:00:00

Duration: 00:00:00

Рис. 2.7. Часова залежність концентрації СО в атмосфері палаючого паперу при коефіцієнті підсилення $K = 5$.

Change the gain

Value: 

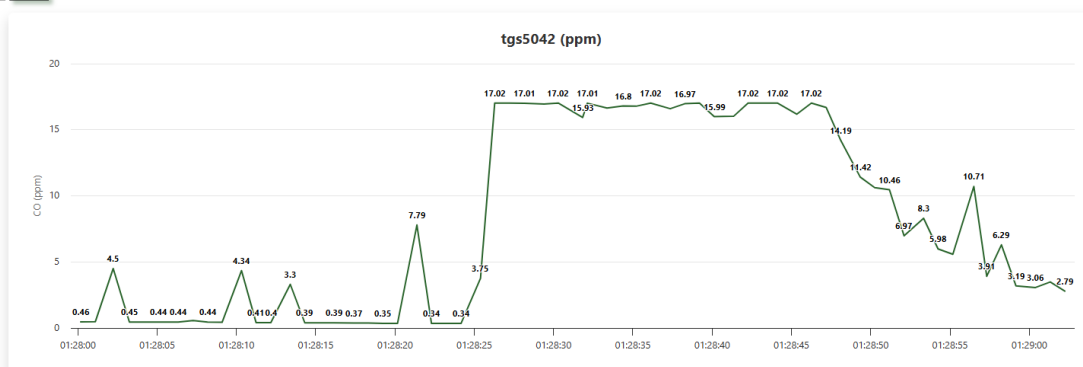
Available gain settings: 1, 2, 4, 5, 8, 10, 16, 32.

Result of last measurements

Temporal measurements

Рис. 2.8. Часова залежність концентрації СО в атмосфері палаючого паперу при коефіцієнті підсилення $K = 10$.

Change the gain

Value: 

Available gain settings: 1, 2, 4, 5, 8, 10, 16, 32.

Result of last measurements

Temporal measurements

Рис. 2.9. Часова залежність концентрації СО в атмосфері палаючого паперу при коефіцієнті підсилення $K = 32$.

Як видно з наведених графіків, збільшення коефіцієнта підсилення зменшує діапазон вимірюваних значень концентрації СО. Наприклад для коефіцієнта

підсилення $K = 5$ її діапазон становить $0 - 125$ ppm, тоді як для $K = 10$ – це $0 - 60$ ppm, а при максимальному коефіцієнті - це $0 - 20$ ppm. Таким чином збільшення коефіцієнта підсилення дозволяє збільшити точність вимірювання малих концентрацій CO шляхом зміни межі шкали по осі ординат.

2.1.4. Виготовлення друкованої плати для вдосконаленого апаратного модуля

На основі розробленої принципової електричної схеми вдосконаленого апаратного модуля було спроектовано друковану плату. Розводка плати виконувалась із врахуванням електромагнітної сумісності, мінімізації довжин аналогових з'єднань, а також чіткого поділу цифрових і аналогових сигналів.

У принципову схему (рис. 2.2) було додано конденсатори, розміщені поруч із виводами живлення мікросхем. Вони забезпечують локальну стабілізацію напруги живлення, пригнічують високочастотні перешкоди та запобігають дестабілізації роботи мікросхем, що особливо важливо при роботі з чутливими аналоговими сигналами та швидкими цифровими інтерфейсами.

Після завершення трасування друкованої плати було сформовано гербер-файли для її подальшого виготовлення.

На рис. 2.10. зображено фото апаратної частини пристрою, зібраної на друкованій платі.



Рис. 2.10. Фото апаратного модуля, зібраного на друкованій платі.

2.2 Методика експериментальних вимірювань відносного рівня монооксиду вуглецю у видиху людини

Головна мета експерименту – визначити, наскільки ефективно датчик TGS5042 вимірює відносний рівень монооксиду вуглецю (CO) у видиху.

Основною змінною є рівень CO у видихуваному повітрі.

Для забезпечення надійності та порівнюваності даних було сформовано три групи по 5–8 осіб у кожній:

- контрольна група (особи, що не палять);
- тестова група 1 (особи, які палять традиційні цигарки);
- тестова група 2 (користувачі електронних сигарет).

Додатково враховано:

- стан волонтера (палить, не палить, користувач електронних сигарет, час після останнього паління);
- умови вимірювання (температура, вологість, час доби);
- тривалість видиху (яка може впливати на концентрацію CO у зразку).

До участі у експерименті не допускалися особи з респіраторними захворюваннями, оскільки це може вплинути на результати.

Перед кожним вимірюванням датчик калібрувався на чистому повітрі із врахуванням його інерційності (затримка реакції 2 – 5 секунд).

Процедура вимірювання включала такі етапи:

1. Підготовка волонтерів:

- не вживати їжу/рідину за 30 хв до вимірювань;
- особи, що палять традиційні цигарки, не палять мінімум 1 годину до тесту (фіксується точний час останньої сигарети);
- фіксується температура та вологість у приміщенні;

2. Проведення вимірювання:

1. Волонтер глибоко вдихає, затримує дихання на 20 – 30 секунд і повільно видихає через мундштук у сенсор.
2. Після стабілізації показника (3–7 секунд) фіксується рівень CO.

3. Кожен волонтер проходить 2–3 повторних вимірювань.
4. Для осіб, що палять додатково вимірюється СО через 15–20 хв. після цигарки для оцінки динаміки виведення СО.
5. Результатом є середнє значення.

Після тесту волонтери заповнюють анкету (тип сигарет, частота паління тощо).

3. Обробка даних:

Розраховується середнє значення та стандартне відхилення по групах. Результати візуалізуються у вигляді графіків. Аналізується ступінь перекривання рівнів СО між особами, які палять, та тими, хто не палить, для оцінки чутливості сенсора. У разі значних перекривань або варіацій в показниках розглядаються корекції (зміна фільтрації, повторне калібрування, тощо).

Через можливий вплив вологості на результати вимірювань виникає необхідність її фільтрації. Варіанти фільтрації наведені в табл. 2.2.

Табл. 2.2. Варіанти фільтрація вологи.

Осушувач	Переваги	Недоліки /Примітки
Силікагель	Доступний, ефективний, не впливає на СО	Потребує регулярного нагрівання для регенерації
Nafion мембрани	Висока ефективність, вибіркова проникність	Висока вартість, складність монтажу
CaCl ₂ десиканти	Добре поглинають вологу	Можуть виділяти іони, що впливають на чутливість
Тефлонові мембрани	Блокують краплі вологи, зручні як перший фільтр	Не поглинають пар, діють лише як механічний бар'єр

Для дослідів був обраний варіант фільтрації із застосуванням силікагелю, який зображений на рис. 2.11. Додатковою перевагою силікагелю є регенерація, яка досягається шляхом його просушування при 100–150 °С.



Рис. 2.11. Фото системи збирання видиху - прозорий мішок із силікагелем між мундштуком і пристроєм.

Така конструкція дозволяє мінімізувати похибки під час вимірювань, які спричинені вологістю, та підвищити достовірність результатів у дослідженні вмісту монооксиду вуглецю у видиху.

РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ВИМІРЮВАНЬ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Для оцінки ефективності розробленого апаратно-програмного комплексу було проведено серію експериментальних вимірювань рівня монооксиду вуглецю (СО) у видиху людини за участі волонтерів та розраховано середні значення концентрації для кожного виміру. У дослідженні брали участь три групи волонтерів, характеристики яких описані у п. 2.2.

Для кожного волонтера було проведено три вимірювання:

1. Перше вимірювання одразу після початку дослідження.
2. Друге вимірювання через короткий інтервал часу (5–10 хв).
3. Третє вимірювання через 15–20 хв після другого.

3.1 Результати експериментальних вимірювань

Група 1: Волонтери, які не палять.

На рис. 3.1. наведено графік залежності концентрації СО у видиху волонтерів 1 групи (особи, що не палять) від номера волонтера, отриманий при першому вимірюванні.

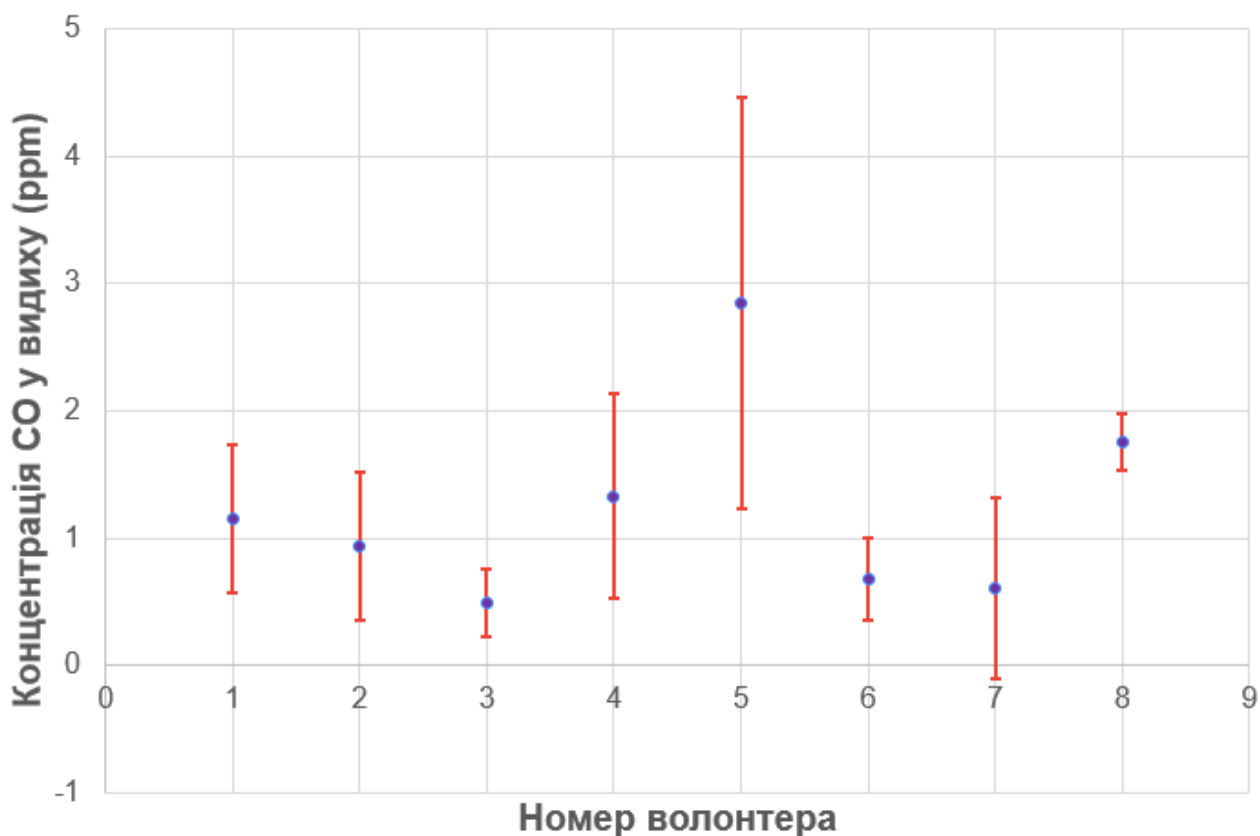


Рис. 3.1. Графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 1 групи (перше вимірювання) від номера волонтера.

З графіку можна побачити, що значення рівня CO у видиху не перевищує 3 ppm, що відповідає нормальному рівню, зазначеному в літературі [2, 4-6]. Спостерігається незначна варіативність значень, яка може бути обумовлена індивідуальними особливостями обміну речовин у окремих волонтерів.

На рис. 3.2. наведено графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 1 групи від номера волонтера, отриманий при другому вимірюванні.

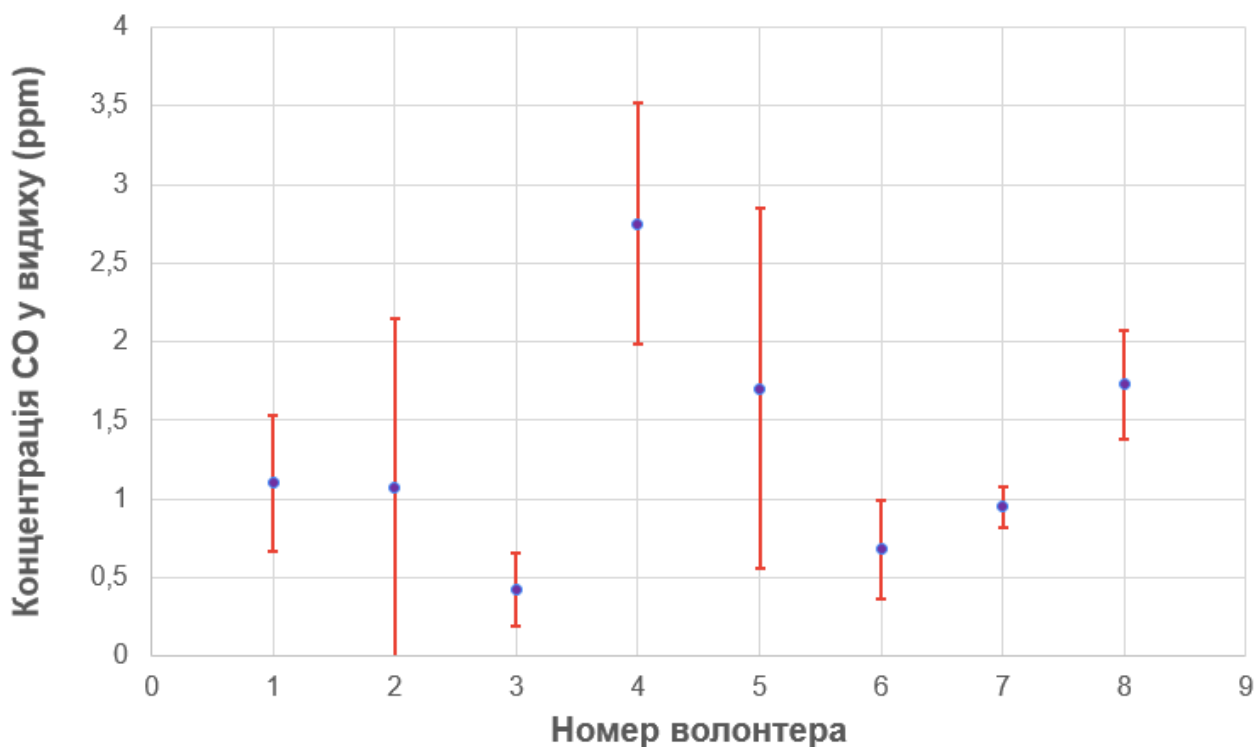


Рис. 3.2. Графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 1 групи (друге вимірювання) від номера волонтера.

Отримані дані залишаються подібними до даних першого виміру. У деяких учасників спостерігається незначне зростання або зниження концентрацій CO, але усі вони залишаються в межах норми для осіб, що не палять.

На рис. 3.3. наведено графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 1 групи від номера волонтера, отриманий при третьому вимірюванні через 15–20 хвилин після перших двох.

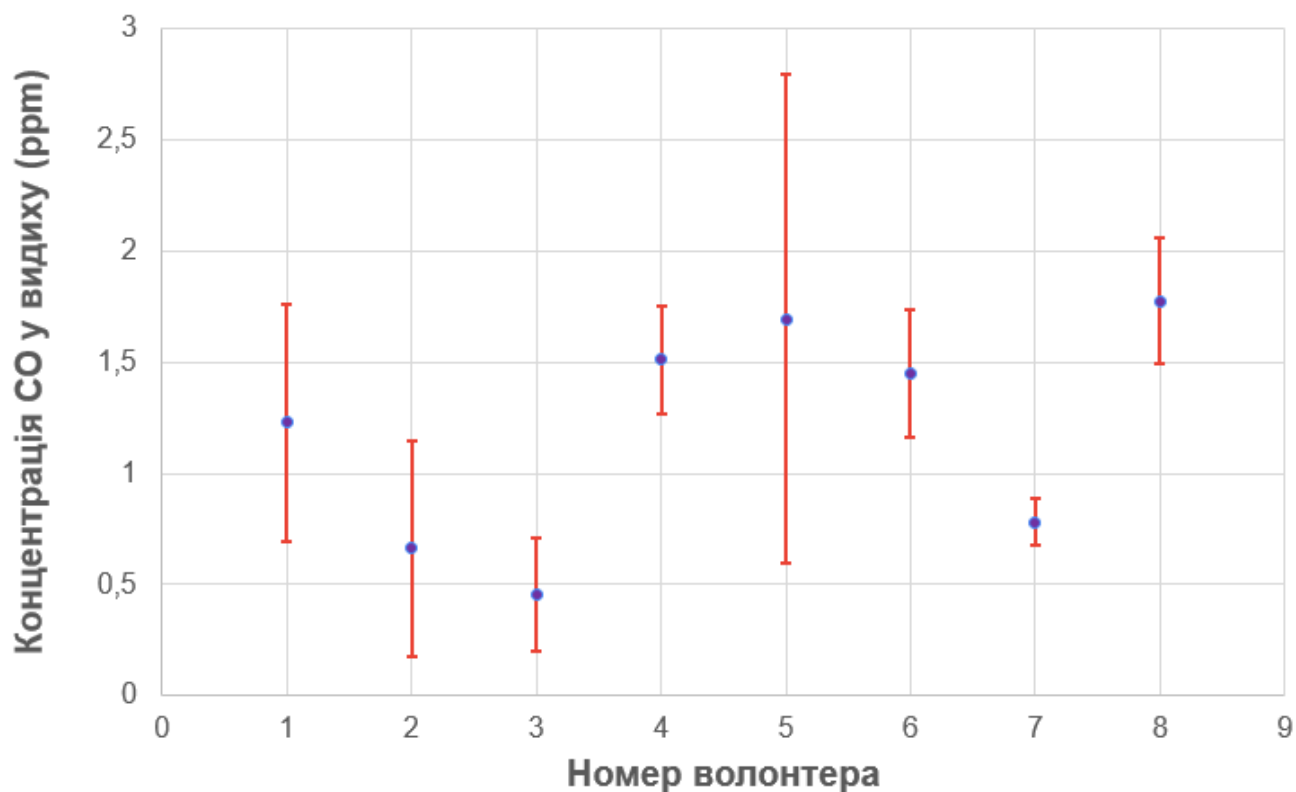


Рис. 3.3. Графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 1 групи (третє вимірювання) від номера волонтера.

Порівняння графіків, наведених на рис. 3.1 - 3.3 показує, що суттєвої різниці між даними окремих вимірювань немає.

На рис. 3.4. наведено графік залежності усередненого за трьома вимірами концентрації CO у видиху волонтерів 1 групи від номера волонтера.

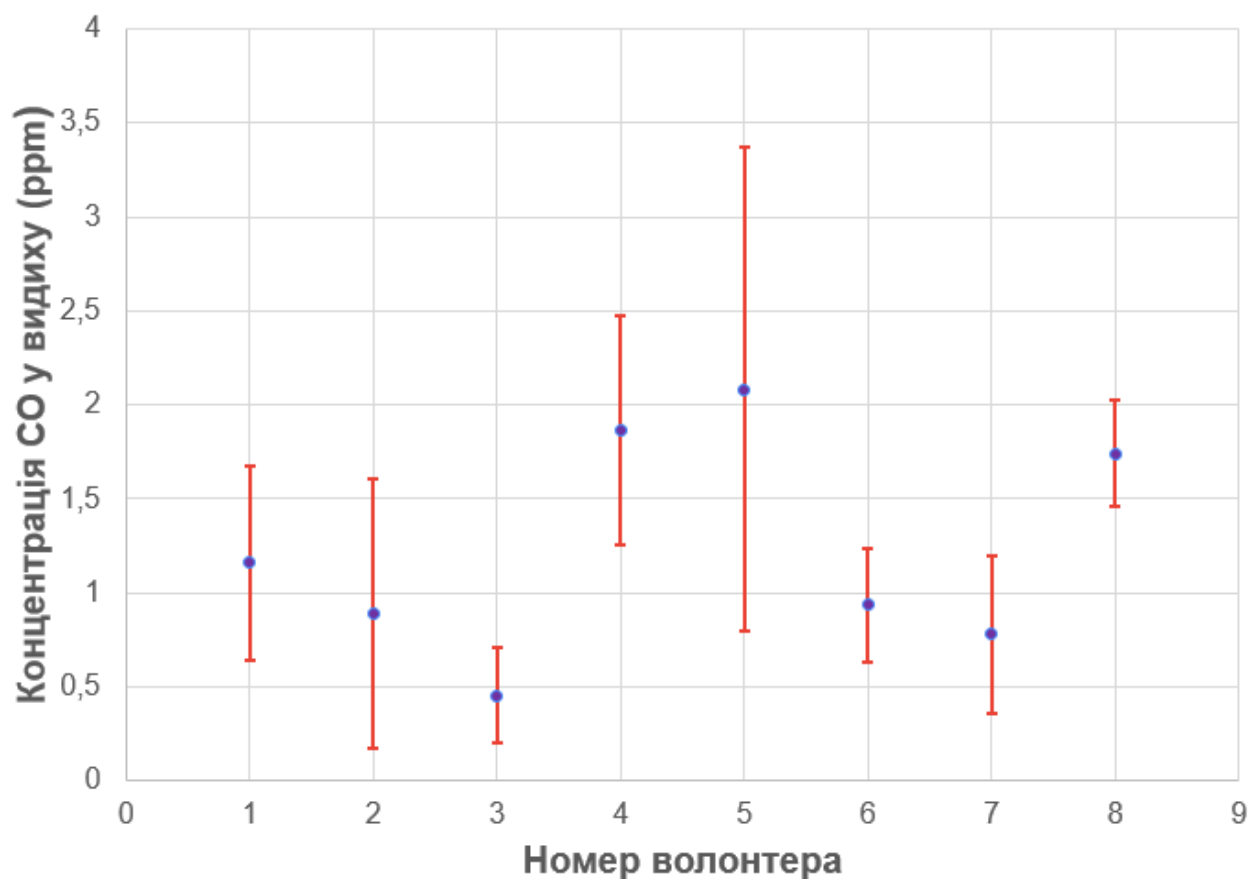


Рис. 3.4. Графік залежності концентрації СО у видиху волонтерів 1 групи (середнє за трьома вимірами) від номера волонтера.

Отримане середнє значення рівня СО у видиху кожного учасника 1 групи підтверджує попередні висновки.

Група 2: Волонтери, які палять традиційні цигарки.

У табл. 3.1 наведено час, що минув після останнього паління та середню кількість випалених сигарет протягом дня для кожного волонтера 2 групи.

Табл. 3.1 Час, що минув після останнього паління та середню кількість випалених сигарет протягом дня для кожного волонтера 2 групи.

№ Волонтера	Час останнього паління	К-сть сигарет на день
1	40 хв	14
2	50 хв	17
3	1 год 15 хв	12
4	2 год	19
5	4 год	11
6	1 год	16
7	1 год	10
8	2 год	7

На рис. 3.5 наведено графік залежності концентрації СО у видиху волонтерів 2 групи (особи, що палять традиційні цигарки) від номера волонтера, отриманий при першому вимірюванні.

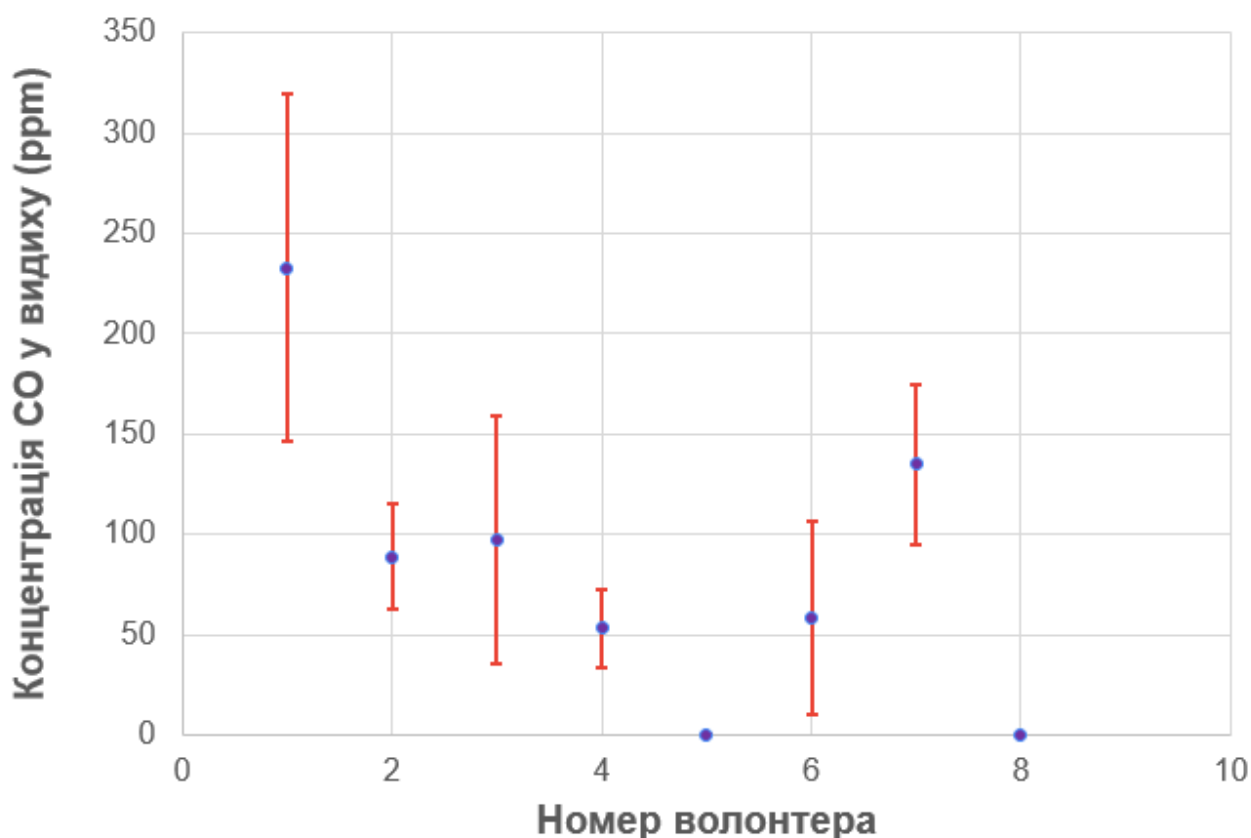


Рис. 3.5. Графік залежності концентрації СО у видиху волонтерів 2 групи (перше вимірювання) від номера волонтера.

При першому вимірюванні у більшості волонтерів 2-ї групи спостерігається значне підвищення рівня СО у видиху порівняно із фоновим значенням. Деякі значення перевищують 200 ppm, що вказує на активне або нещодавнє паління і корелює даними наведеними в табл. 3.1. У волонтерів під номерами 5 і 8 суттєва реакція відсутня. Це може бути пов'язано з достатньо тривалим часом, який минув після останньої випаленої сигарети.

На рис. 3.6 наведено графік залежності концентрації СО у видиху волонтерів 2 групи від номера волонтера, отриманий при другому вимірюванні.

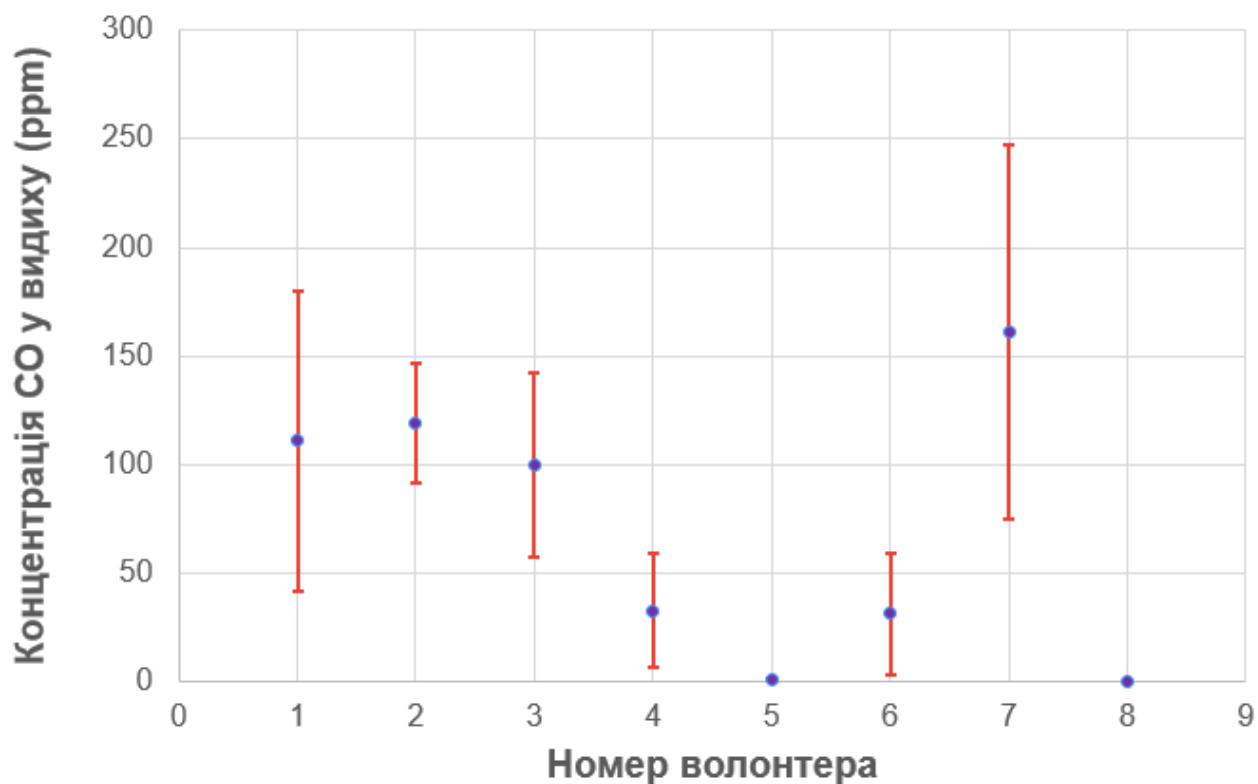


Рис. 3.6. Графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 2 групи (друге вимірювання) від номера волонтера.

У деяких волонтерів рівень CO у видиху збільшився, тоді як у інших — зменшився. Середня зміна рівня CO становила приблизно 30 ppm.

На рис. 3.7 наведено графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 2 групи від номера волонтера, отриманий при третьому вимірюванні через 15–20 хвилин після перших двох.

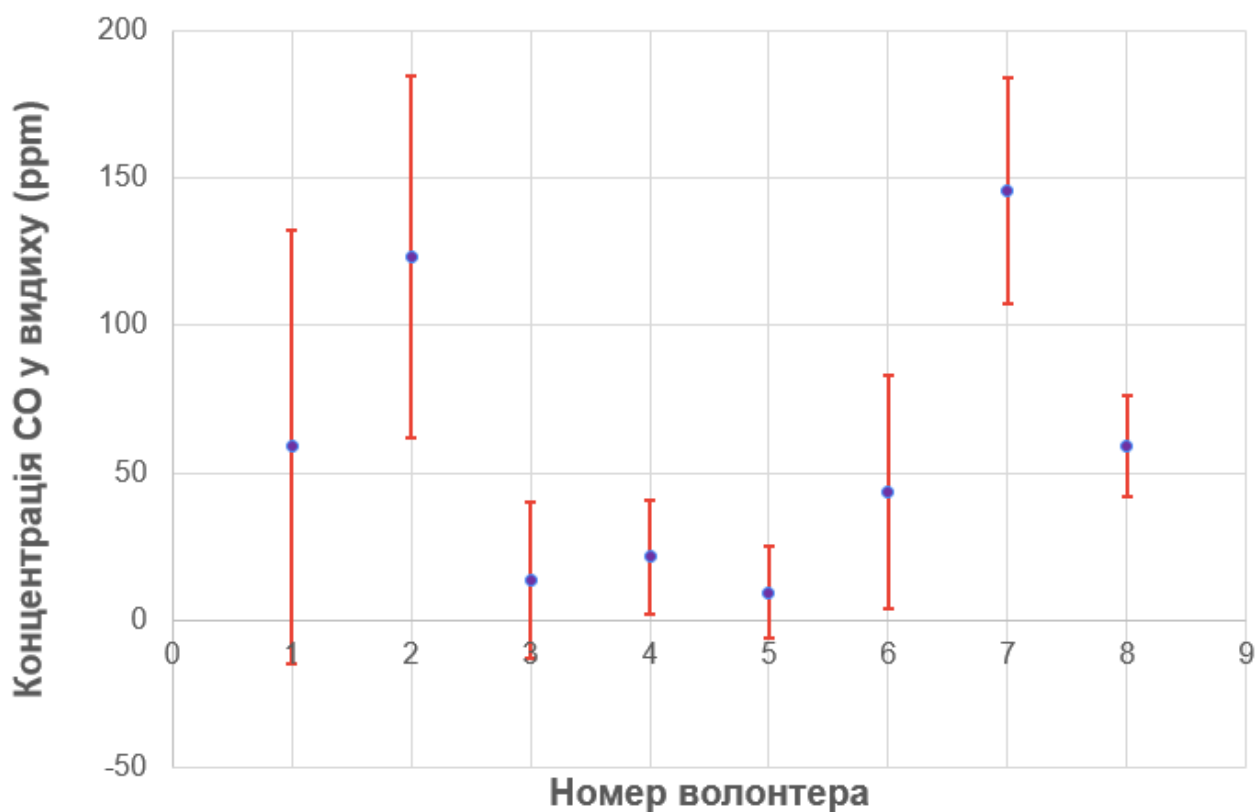


Рис. 3.7 Графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 2 групи (третє вимірювання) від номера волонтера.

Спостерігається чітка тенденція до зниження рівня CO. Деякі значення знижуються більш ніж удвічі порівняно з початковим рівнем, однак все ще залишаються значно вищими, ніж у контрольної групи (особи, які не палять). Також у волонтерів під номерами 5 і 8 зафіксовано набагато вищий рівень CO порівняно з попередніми двома вимірюваннями.

На рис. 3.8 наведено графік залежності усередненого за трьома вимірами концентрації CO у видиху волонтерів 2 групи від номера волонтера.

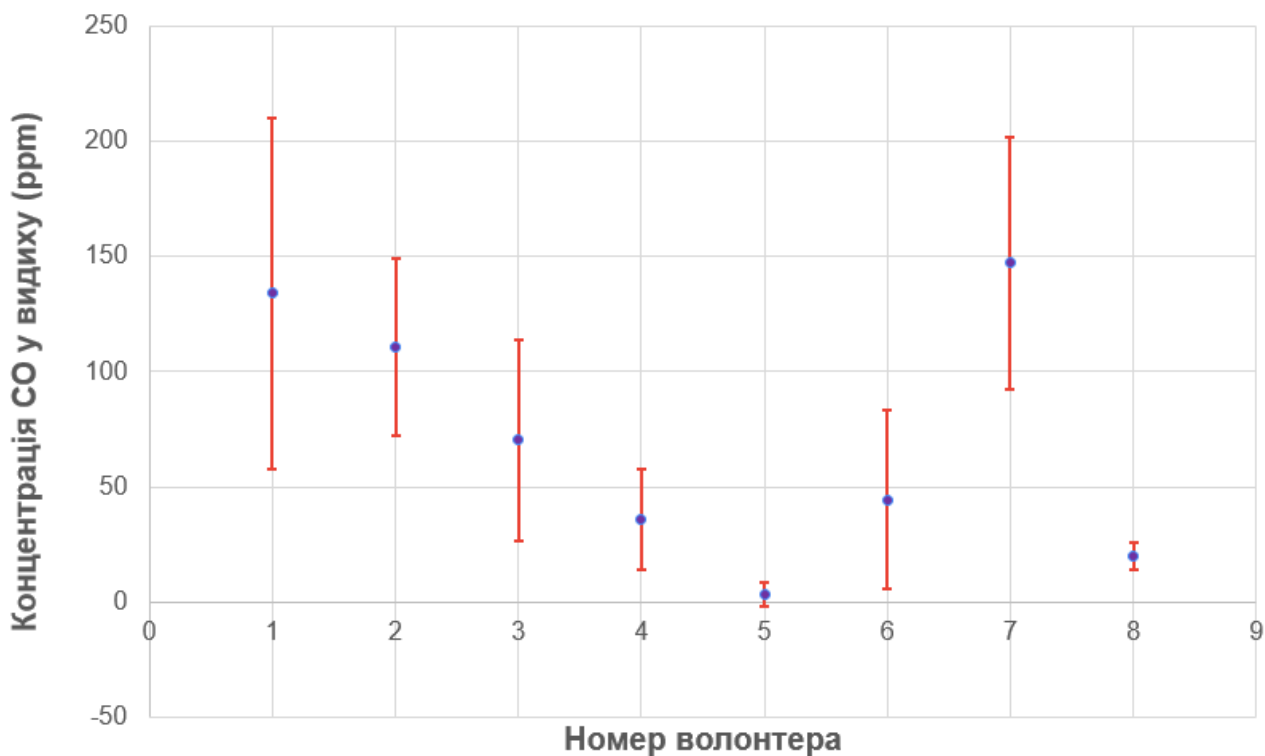


Рис. 3.8. Графік залежності концентрації СО у видиху волонтерів 2 групи (середнє за трьома вимірами) від номера волонтера.

Середні значення для всіх попередніх вимірів підтверджують, що волонтери, які палять традиційні цигарки, мають істотно вищий рівень СО у видиху порівняно із особами, що не палять.

Група 3: Волонтери які палять електронні цигарки.

У табл. 3.2 наведено час останнього паління електронної цигарки та середню кількість таких підходів.

Табл. 3.2. Час останнього паління електронної цигарки та середня кількість вживань на день.

№ Волонтера	Час останнього паління	К-сть вживань на день
1	30 хв	18
2	45 хв	22
3	1 год	12
4	25 хв	15
5	35 хв	25

На рис. 3.9. наведено графік залежності концентрації СО у видиху волонтерів 3 групи (особи, що палять електронні цигарки) від номера волонтера, отриманий при першому вимірюванні.

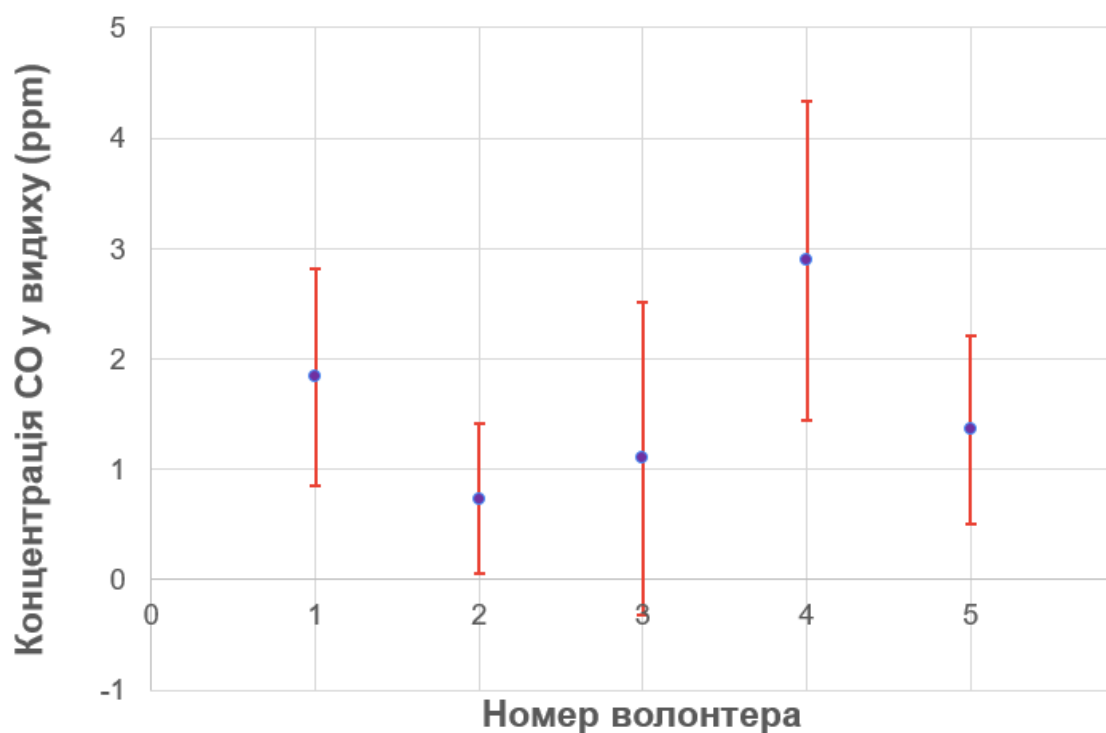


Рис. 3.9. Графік залежності концентрації СО у видиху волонтерів 3 групи (перше вимірювання) від номера волонтера.

Як видно із наведеного графіка, у користувачів електронних сигарет спостерігається низький рівень CO у видиху, сумірний із рівнем CO у осіб, що не палять. Окремі значення варіюються від 0,73 до 2,89 ppm, що відповідає рівню осіб, які не палять (0,42 – 2,75 ppm).

На рис. 3.10 наведено графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 3 групи від номера волонтера, отриманий при другому вимірюванні.

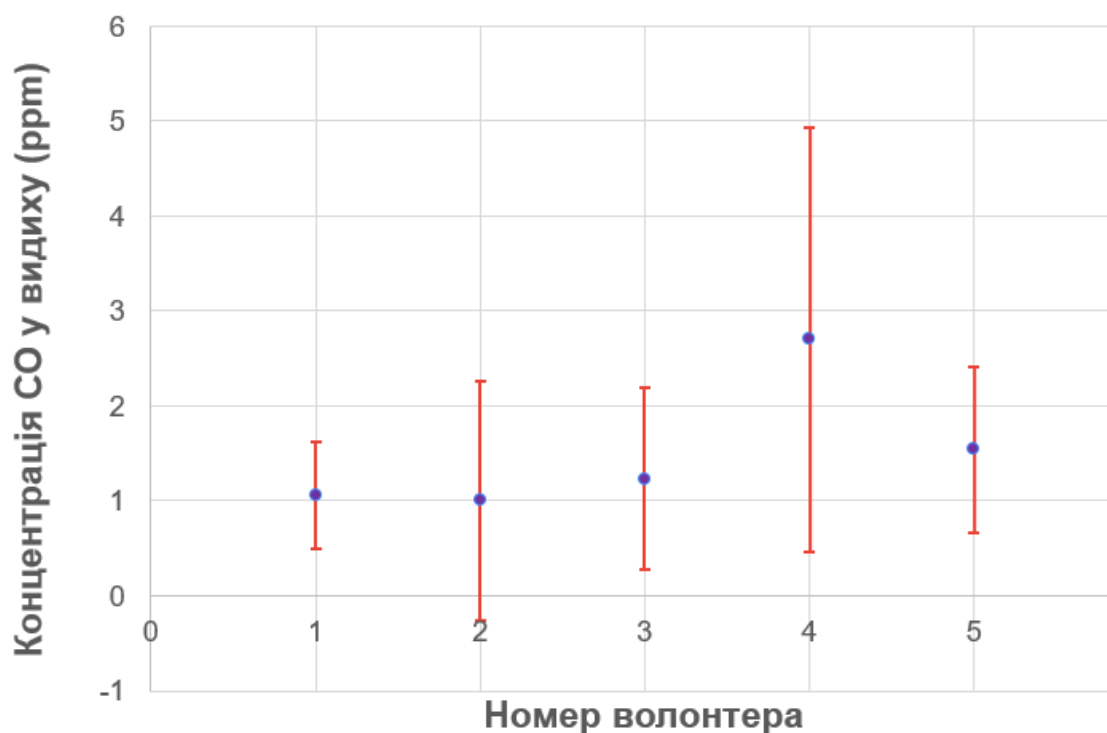


Рис. 3.10. Графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 3 групи (друге вимірювання) від номера волонтера.

У більшості випадків значення або залишаються стабільними, або дещо знижуються. Наприклад, у волонтера № 1 рівень знижується з 1,84 до 1,06 ppm, а у № 4 – з 2,89 до 2,70 ppm.

На рис. 3.11 наведено графік залежності усередненого за двома вимірами концентрації CO у видиху волонтерів 3 групи від номера волонтера.

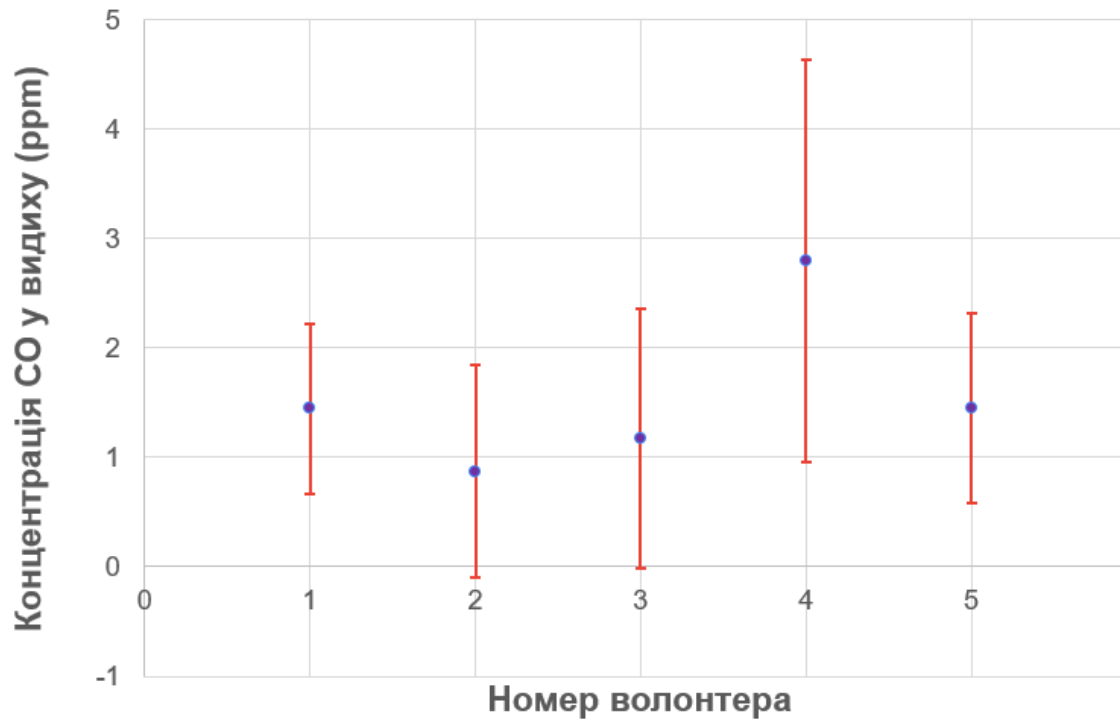


Рис. 3.11. Графік залежності концентрації CO у видиху волонтерів 3 групи (середнє за двома вимірами) від номера волонтера.

Отримані результати свідчать про те, що рівень CO у видиху волонтерів 3 групи перебуває на рівні, характерному для осіб, що не палять. Середні значення не перевищують 3 ppm.

ВИСНОВКИ

У результаті виконання дослідження було, вдосконалено та експериментально перевірено апаратно-програмний комплекс, призначений для неінвазивного визначення концентрації монооксиду вуглецю (CO) у видиху людини. Результати, отримані в ході виконання роботи, дозволяють зробити такі висновки:

1. Вдосконалення апаратної частини пристрою із застосуванням сучасної компонентної бази дало змогу підвищити точність вимірювання малих концентрацій монооксиду вуглецю у видиху.

2. Результати, отримані під час експериментальних вимірювань із залученням трьох груп волонтерів: осіб, які не палять, палять традиційні цигарки та електронні цигарки, продемонстрували чітку кореляцію між способом життя та рівнем CO у видиху:

- у осіб, які не палять, рівень CO стабільно низький (до 3 ppm);
- у осіб, які палять традиційні цигарки, фіксуються різко підвищені значення (до 230 ppm);
- у осіб, які палять електронні цигарки, рівень CO стабільно низький (до 3 ppm), на рівні значень осіб, які не палять.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Лукаш С.І., Будник М.М., Фролов Ю.О., Вакал Л.П., Лукаш Л.Л. Прилад для діагностики зовнішнього дихання. *Комп'ютерні засоби, мережі та системи*. 2016. № 15. С. 38-39.
2. Опара Н.М., Дударь Н.І. Чадний газ: вплив на організм людини, способи індивідуального захисту і безпечної поведінки. Аспекти безпеки праці, життя та довкілля людини: тези доповідей VI регіональної міжвузівської науково-практичної конференції (Полтава, 28 березня 2013 р.). Полтава: ПДАА. 2013. С. 42-45.
3. Ходаковський М.І., Будник М.М., Кобзар Т.А., Крячок Т.В. Використання мультисенсорного газоаналізатора для тестування складу повітря при диханні люди. Системи керування та комп'ютери. 2019. № 3. С. 60-62.
4. Craine, B. L., & Craine, E. R. (1996). *Microcomputer based instrument for measuring a novel pulmonary function test*. *Review of Scientific Instruments*, 67(8), 2910–2913. DOI: [10.1063/1.1147071](https://doi.org/10.1063/1.1147071).
5. Irving, J. M., Clark, E. C., Crombie, I. K., & Smith, W. C. S. (1988). *Evaluation of a portable measure of expired-air carbon monoxide*. *Preventive Medicine*, 17(1), 109–115.
6. Meredith, S. E., Robinson, A., Erb, P., Spieler, C. A., Klugman, N., Dutta, P., & Dallery, J. (2014). A mobile-phone-based breath carbon monoxide meter to detect cigarette smoking. *Nicotine & Tobacco Research*, 16(6), 766–773.
7. Igor Bekh, Serge Mamilov, Dmytro Velyhotskyi, Illya Porozinski and Igor Yashan. 2024 IEEE 42nd INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTRONICS AND NANOTECHNOLOGY (ELNANO). *Prototype Device for Measuring Carbon Monoxide Levels in Human Exhalation*. 2024. С. 364-368.
8. Satoshi Fukuda, Yosuke Niimi, Clark R. Andersen, Ennert R. Manyeza, Jose D. Rojas, Donald S. Prough, Perenlei Enkhbaatar (2020) Blood carboxyhemoglobin elimination curve, half-lifetime, and arterial-venous differences in acute phase of carbon

monoxide poisoning in ovine smoke inhalation injury model. *Biochemical and Biophysical Research Communications* 526(1):141-146.

<https://doi.org/10.1016/j.bbrc.2020.03.048>

9. Lawin H., Fanou L. A., Hinson V., Wanjiku J., Ukwaja N. K., Gordon S. B., Fayomi B., Balmes J R, Houngebegnon P. and Avokpaho E. (2017) Exhaled carbon monoxide: a non-invasive biomarker of short-term exposure to outdoor air pollution. *BMC Public Health* 17:320

10. Owens E.O. (2010) Endogenous carbon monoxide production in disease. *Clin. Biochem.* 43:1183–1188

11. Ryter S.W. and Choi A.M. (2013) Carbon monoxide in exhaled breath testing and therapeutics. *J. Breath Res.* 7:017111

12. Ramin Ghorbani et al. (2020) Impact of breath sampling on exhaled carbon monoxide. *J. Breath Res.* 14:047105 <https://doi.org/10.1088/1752-7163/abb479>

13. Лукаш С.І., Вакал Л.П. Розробка методики вимірів маркерних газів у повітрі дихання. *Комп'ютерні засоби, мережі та системи.* № 11. 2012. С. 83-85.

14. AD8605 Operational Amplifier Data Sheet [Електронний ресурс]. – 2008. – URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8605.pdf> – Дата звернення: 20.03.2025.

15. Microchip Technology Inc. PICmicro Mid-Range MCU Family Reference Manual [Електронний ресурс]. – Ч. 14. – 2002. – URL: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/21117b.pdf> Дата звернення: 21.11.2024.

16. Espressif Systems. ESP32-C6 Series Datasheet [Електронний ресурс]. – Версія 1.4. – 2023. – URL: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-c6_datasheet_en.pdf – Дата звернення: 25.02.2025.

ДОДАТОК 1

```

#include <SPI.h>
#include <WiFi.h>
#include <ESPAsyncWebServer.h>
#include <SPIFFS.h>
#include <Adafruit_ADS1X15.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>

const int potPin = 4;
const char* ssid = "CO_MONITOR";
const char* password = "";

#define SPI_MOSI 15
#define SPI_SCK 18
#define CS 14

#define I2C_SDA 20
#define I2C_SCL 19

#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 64
#define OLED_RESET -1
#define SCREEN_ADDRESS 0x3C

#define gain1 B00000000
#define gain2 B00000001
#define gain4 B00000010
#define gain5 B00000011
#define gain8 B00000100
#define gain10 B00000101
#define gain16 B00000110
#define gain32 B00000111

Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);
Adafruit_ADS1115 ads;
AsyncWebServer server(80);

char currentGain = gain2;
String receivedValue = "";

String GetPpm(int8_t currentGain) {
  float gainCode;
  switch (currentGain) {
    case B00000000: gainCode = 1.0; break;
    case B00000001: gainCode = 2.0; break;
    case B00000010: gainCode = 4.0; break;
    case B00000011: gainCode = 5.0; break;
    case B00000100: gainCode = 8.0; break;
    case B00000101: gainCode = 10.0; break;
    case B00000110: gainCode = 16.0; break;
    case B00000111: gainCode = 32.0; break;
    default: gainCode = 1.0; break;
  }
}

int16_t adc0 = ads.readADC_SingleEnded(0);
float volts0 = ads.computeVolts(adc0);

```

```

float volts_def = volts0 / gainCode;
double ppm = (volts_def / (5.1e6)) / (1658e-12);

if (isnan(volts0)) {
    Serial.println("Failed to initialize ADS.");
    return "";
}

Serial.print("volts: ");
Serial.print(volts0, 5);
Serial.print(" def_volts: ");
Serial.print(volts_def, 7);
Serial.print(" ppm: ");
Serial.println(ppm);

return String(ppm);
}

void ChangeGainMCP(char gain) {
    pinMode(CS, OUTPUT);
    SPI.begin(SPI_SCK, -1, SPI_MOSI);
    SPI.setBitOrder(MSBFIRST);
    SPI.setDataMode(SPI_MODE0);
    SPI.setClockDivider(SPI_CLOCK_DIV4);
    digitalWrite(CS, LOW);
    SPI.transfer(B01000000);
    SPI.transfer(gain);
    digitalWrite(CS, HIGH);
    SPI.end();
}

int8_t StringToGain(String gain) {
    if (gain == "1") return gain1;
    else if (gain == "2") return gain2;
    else if (gain == "4") return gain4;
    else if (gain == "5") return gain5;
    else if (gain == "8") return gain8;
    else if (gain == "10") return gain10;
    else if (gain == "16") return gain16;
    else if (gain == "32") return gain32;
    else return gain1;
}

void drawText(String text) {
    display.clearDisplay();
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(SSD1306_WHITE);
    display.setCursor(0, 0);
    display.println("Connected!");
    display.setCursor(0, 10);
    display.println("IP:");
    display.setCursor(0, 20);
    display.println(text);
    display.display();
}

void setup() {
    Serial.begin(115200);
}

```

```

Wire.begin(I2C_SDA, I2C_SCL);

if (!display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, SCREEN_ADDRESS)) {
  Serial.println(F("SSD1306 allocation failed"));
  while (true);
}

display.clearDisplay();
display.display();

if (!ads.begin()) {
  Serial.println("Failed to initialize ADS.");
  while (true);
}

if (!SPIFFS.begin()) {
  Serial.println("An Error has occurred while mounting SPIFFS");
  return;
}

WiFi.begin(ssid, password);
while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
  delay(1000);
  Serial.println("Connecting to WiFi..");
}

Serial.println(WiFi.localIP());
drawText(WiFi.localIP().toString());

server.on("/", HTTP_GET, [] (AsyncWebServerRequest *request) {
  request->send(SPIFFS, "/index.html");
});

server.on("/ppm", HTTP_GET, [] (AsyncWebServerRequest *request) {
  request->send_P(200, "text/plain", GetPpm(currentGain).c_str());
});

server.on("/submit", HTTP_POST, [] (AsyncWebServerRequest* request) {
  if (request->hasParam("value", true)) {
    receivedValue = request->getParam("value", true)->value();
    Serial.println("Received Value: " + receivedValue);
    currentGain = StringToGain(receivedValue);
    ChangeGainMCP(currentGain);
    request->send(200, "text/plain", "Value received successfully!");
  } else {
    request->send(400, "text/plain", "Missing 'value' parameter!");
  }
});

server.begin();
}

void loop() {}

```