

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____Владислав ШЛИКОВ

«___» _____2026 р.

**Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія» спеціальності
163 «Біомедична інженерія»
на тему: «Система моніторингу ознак апное під час сну»**

Виконала:

студентка IV курсу, групи БМ-21

Гвоздєва Анастасія Григорівна _____

Керівник:

Д.т.н., доц., завідувач кафедри БМІ

Шликов Владислав Валентинович _____

Консультант з охорони праці:

Доцент кафедри ОПЦБ, к.т.н.

Демчук Гліб Вікторович _____

Рецензент:

Проф. каф. ББЗЛ, д.мед.н.

Вовк Олег Юрійович _____

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

Студент(-ка) _____

Київ – 2026 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені
Ігоря Сікорського»**

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Владислав ШЛИКОВ

(підпис)

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

«__» _____ 2026 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Гвоздєва Анастасія Григорівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: «Система моніторингу ознак апное під час сну»
керівник роботи Шликов В.В. д.т.н., доц., завідувач каф. БМІ,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом по університету від «27» травня 2026 р. № 1924-с
2. Термін подання студентом роботи: «7» червня 2026 р
3. Вихідні дані до роботи: науково-технічна література, технічні характеристики сенсорних модулів та мікроконтролерної плати, програмні середовища Fritzing, Arduino IDE та Python.
4. Зміст роботи (пояснювальної записки): здійснити огляд літератури щодо апное сну та фізіологічних параметрів, які використовуються для його моніторингу; провести аналіз існуючих рішень для моніторингу сну та ознак апное; обґрунтувати вибір компонентів системи; розробити функціональну схему програмно-апаратної системи; створити макет системи моніторингу ознак апное під час сну; реалізувати програмну частину для зчитування, візуалізації та запису даних; провести тестування системи в реальному часі та проаналізувати отримані результати.
5. Перелік ілюстративного матеріалу: презентація у форматі MS Power Point

6. Консультанти розділів роботи (проєкту)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Демчук Г. В., доц. каф. ОПЦБ		

7. Дата видачі завдання «27» травня 2026р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Літературний та патентний пошук	20.04.2026 – 26.04.2026	
2	Підбір компонентів, розробка структурної схеми та алгоритму роботи системи	27.04.2026 – 03.05.2026	
3	Збір макета та його налаштування	04.05.2026 – 10.05.2026	
4	Тестування програмно-апаратної системи	11.05.2026 – 17.05.2026	
5	Оформлення розділу «Охорона праці»	24.05.2026 – 28.05.2026	
6	Подання роботи на нормконтроль	03.06.2026	
7	Отримання відгуку та рецензії	06.06.2026	
8	Захист ДР	17.06.2026	

Студент

(підпис)Анастасія ГВОЗДЄВА

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи

(підпис)Владислав ШЛИКОВ

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Система моніторингу ознак апное під час сну»

Обсяг дипломної роботи становить 67 сторінок, містить 22 ілюстрації, 11 таблиць та 1 формулу. Додаток А становить 2 сторінки. Додаток Б становить 6 сторінок. Загалом опрацьовано 37 джерел.

Актуальність: Порушення дихання під час сну можуть тривалий час залишатися непоміченими, однак впливати на якість сну, рівень насичення крові киснем, роботу серцево-судинної системи та загальний стан людини. Клінічним методом дослідження сну є полісомнографія, проте її проведення потребує спеціалізованого обладнання, участі медичного персоналу та клінічних умов. Тому актуальним є створення доступних програмно-апаратних систем попереднього моніторингу, які можуть реєструвати основні фізіологічні параметри в режимі реального часу. У даній роботі запропоновано навчально-дослідний макет системи, що поєднує реєстрацію дихального сигналу, оптичних сигналів та рухової активності користувача.

Мета дипломної роботи: Вдосконалення інформаційної системи взаємодії з пацієнтом у системі моніторингу ознак апное сну.

Завдання для виконання мети:

1. Проаналізувати існуючі системи моніторингу апное сну.
2. Обґрунтувати вибір фізіологічних параметрів і компонентів системи та побудувати функціональну схему.
3. Реалізувати програмну частину для візуалізації, запису даних і формування попередження.
4. Зібрати й протестувати макет системи в реальному часі та оцінити отримані результати.

Ключові слова: моніторинг ознак апное сну, програмно-апаратний макет, дихальний сигнал, Arduino UNO, MPXV7002, MAX30102, MPU6050, фотоплетизмографія, SpO_2 , акселерометрія, візуалізація даних у реальному часі.

ANNOTATION

The topic of the bachelor's thesis: "A System for Monitoring Signs of Sleep Apnea"

The bachelor's thesis comprises 67 pages and includes 22 illustrations, 11 tables, and 1 formula. Appendix A consists of 2 pages. Appendix B consists of 6 pages. A total of 37 sources were reviewed.

Relevance: Sleep-related breathing disorders may remain unnoticed for a long time; however, they can affect sleep quality, blood oxygen saturation, cardiovascular function, and the general condition of a person. Polysomnography is the clinical method used for sleep assessment, but its application requires specialized equipment, the involvement of medical personnel, and clinical conditions. Therefore, the development of accessible hardware and software systems for preliminary monitoring is relevant, as such systems can record key physiological parameters in real time. This thesis proposes an educational and research prototype of a system that combines the registration of a respiratory signal, optical signals, and the user's motor activity.

The aim of the bachelor's thesis is to improve the information system of patient interaction within a system for monitoring signs of sleep apnea.

Tasks to achieve the aim:

1. To analyze existing systems for sleep apnea monitoring.
2. To justify the selection of physiological parameters and system components and to develop a functional scheme.
3. To implement the software part for data visualization, data recording, and warning generation.
4. To assemble and test the system prototype in real time and evaluate the obtained results.

Keywords: sleep apnea sign monitoring, hardware and software prototype, respiratory signal, Arduino UNO, MPXV7002, MAX30102, MPU6050, photoplethysmography, SpO₂, accelerometry, real-time data visualization.

ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1 Апноє сну як медико-біологічна проблема	10
1.2 Фізіологічні зміни під час епізодів апноє	12
1.3 Обґрунтування вибору параметрів для розроблюваної системи моніторингу..	13
Висновок до розділу 1	13
РОЗДІЛ 2 АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ СНУ ТА ОЗНАК АПНОЄ	15
2.1 Полісомнографія як клінічний метод дослідження сну	15
2.2 Домашні та носимі системи моніторингу сну	17
2.3 Порівняльний аналіз переваг і обмежень існуючих рішень	22
Висновок до розділу 2.....	23
РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА ТА ТЕСТУВАННЯ ПРОГРАМНО-АПАРATНОЇ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ОЗНАК АПНОЄ ПІД ЧАС СНУ	25
3.1 Функціональна схема та принцип роботи системи	25
3.2 Технічні характеристики компонентів системи.....	27
___ 3.2.1 Датчик диференціального тиску MPXV7002	27
___ 3.2.2 Оптичний модуль MAX30102.....	28
___ 3.2.3 Інерційний модуль MPU6050.....	30
___ 3.2.4 Мікроконтролер Arduino UNO R3	32
3.3 Схема підключення та збирання програмно-апаратного макета системи	33
___ 3.3.1 Макет системи у середовищі Fritzing.....	33
___ 3.3.2 Фізична модель програмно-апаратного макета системи	36
___ 3.3.3 Розміщення сенсорних модулів на тілі користувача.....	37
3.4 Програмна реалізація системи	39
3.5 Тестування системи та аналіз отриманих результатів	44
3.6 Обмеження прототипу та напрями подальшого вдосконалення.....	48
Висновок до розділу 3.....	50
РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ	51

4.1 Характеристика системи моніторингу ознак апное під час сну.....	51
4.1.1 Характеристика компонентів системи.....	51
4.1.2 Складові частини системи.....	53
4.1.3 Характер взаємодії об'єкта в системі «людина – об'єкт».....	54
4.2 Оцінювання потенційних небезпек та заходи їх усунення.....	55
4.2.1 Небезпека ураження електричним струмом.....	55
4.2.2 Пожежна небезпека.....	57
4.2.3 Санітарно-біологічна небезпека	57
4.3 Інструкція з техніки безпеки при експлуатації системи моніторингу ознак апное під час сну	58
Висновок до розділу 4.....	62
ВИСНОВКИ.....	63
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	64
ДОДАТОК А.....	68
ДОДАТОК Б.....	70

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

ДСТУ – державний стандарт України

ЕЕГ – електроенцефалограма

ЕКГ – електрокардіограма

ЕМГ – електроміограма

ЕОГ – електроокулограма

ПК – персональний комп'ютер

ПЗ – програмне забезпечення

CSV – формат файлу з розділенням значень комами

IP – ступінь захисту оболонки обладнання

IR – інфрачервоний оптичний канал

OSA – обструктивне апное сну

PPG – фотоплетизмографія

PSG – полісомнографія

RED – червоний оптичний канал

USB – універсальна послідовна шина

ВСТУП

Актуальність моніторингу ознак апное під час сну зумовлена тим, що порушення дихання можуть тривалий час залишатися непоміченими, але при цьому впливати на якість сну, рівень насичення крові киснем, роботу серцево-судинної системи та загальний стан людини [1].

Для діагностики таких порушень застосовують спеціалізовані медичні системи, зокрема полісомнографію, яка дозволяє одночасно реєструвати декілька фізіологічних параметрів. Водночас полісомнографія потребує спеціального обладнання, клінічних умов проведення та подальшої інтерпретації результатів. Це ускладнює її застосування для частого або тривалого домашнього моніторингу. Тому актуальним є розроблення простіших систем попереднього моніторингу, які можуть працювати в реальному часі та реєструвати основні параметри, пов'язані з можливими апное-подібними станами [2].

Одним із можливих підходів є використання доступних сенсорних модулів і мікроконтролерів. У такій системі можна окремо реєструвати дихальний сигнал, оптичні сигнали для орієнтовного визначення SpO_2 та рухову активність користувача. Таке рішення не замінює клінічну діагностику, але підходить для створення навчально-дослідного макета попереднього моніторингу ознак апное під час сну [5].

Метою даної дипломної роботи є вдосконалення інформаційної системи взаємодії з пацієнтом у системі моніторингу ознак апное сну.

Задачі дипломної роботи:

1. Проаналізувати існуючі системи моніторингу апное сну.
2. Обґрунтувати вибір фізіологічних параметрів і компонентів системи та побудувати функціональну схему.
3. Реалізувати програмну частину для візуалізації, запису даних і формування попередження.
4. Зібрати й протестувати макет системи в реальному часі та оцінити отримані результати.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Апноє сну як медико-біологічна проблема

Апноє сну належить до порушень дихання під час сну і характеризується повторними епізодами тимчасового припинення або значного зниження дихального потоку. Такі епізоди можуть виникати багаторазово протягом ночі та призводити до порушення нормальної вентиляції, зниження якості сну, зміни рівня насичення крові киснем і додаткового навантаження на серцево-судинну систему. У клінічній практиці порушення дихання під час сну розглядають не лише як окремий нічний симптом, а як стан, що може впливати на загальне самопочуття людини, її працездатність, рівень денної втоми, концентрацію уваги та якість життя. Основна складність полягає в тому, що більшість епізодів апноє виникає саме під час сну, тому людина може не усвідомлювати наявності проблеми, а звернення до лікаря часто відбувається вже після появи виражених симптомів, зокрема денної сонливості, ранкового головного болю, частих пробуджень, хрипіння або відчуття нестачі повітря вночі [1].

За механізмом виникнення розрізняють обструктивне, центральне та змішане апноє сну (рисунок 1.1). Обструктивне апноє сну є найбільш поширеним варіантом і виникає тоді, коли під час сну відбувається часткове або повне звуження верхніх дихальних шляхів, унаслідок чого повітряний потік різко зменшується або тимчасово припиняється. При цьому дихальні зусилля з боку грудної клітки та дихальної мускулатури можуть зберігатися, однак через механічну перешкоду повітря не проходить у достатньому обсязі. Центральне апноє має інший механізм: воно пов'язане не з перекриттям дихальних шляхів, а з тимчасовим порушенням центральної регуляції дихання, коли дихальні зусилля зменшуються або припиняються. Змішане апноє поєднує ознаки обох механізмів: епізод може починатися як центральний, тобто без дихального зусилля, а потім переходити в

обструктивний компонент із порушенням проходження повітря через верхні дихальні шляхи [3].

Окремо від апное розглядають гіпопное – стан, при якому дихальний потік не припиняється повністю, а суттєво знижується. При цьому дихання зберігається, однак такий стан також може супроводжуватися зниженням SpO_2 , фрагментацією сну або короткими пробудженнями. Тому під час оцінювання порушень дихання уві сні враховують не лише повні епізоди апное, а й епізоди гіпопное. У межах цієї роботи йдеться не про встановлення діагнозу, а про попереднє виявлення можливих апное-подібних станів за змінами контрольованих параметрів [1], [2].

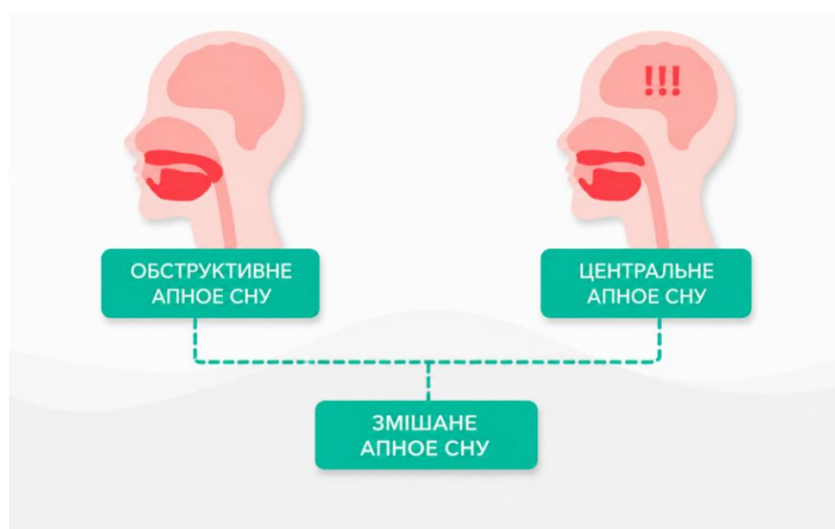


Рисунок 1.1 – Основні типи апное сну [33]

Наведені типи порушень дихання мають різні механізми виникнення, однак у межах попереднього моніторингу важливим є насамперед виявлення зменшення або відсутності дихального потоку. Повноцінне розрізнення обструктивного, центрального та змішаного апное потребує клінічних методів дослідження сну, тому в цій роботі система розглядається як макет для виявлення можливих апное-подібних станів, а не як засіб встановлення діагнозу [1], [3].

Наслідки апное сну пов'язані не лише з окремими епізодами порушення дихання, а й з їх повторюваністю протягом ночі. Такі епізоди можуть порушувати безперервність сну, спричиняти короткі пробудження або зміну його глибини, а також супроводжуватися коливаннями рівня кисню в крові. У результаті сон стає менш відновлювальним, навіть якщо його тривалість здається достатньою. Людина

може прокидатися з відчуттям втоми, відчувати сонливість протягом дня, мати знижену концентрацію уваги та погіршення працездатності. За тривалого перебігу апное сну може створювати додаткове навантаження на серцево-судинну систему через повторні епізоди зниження оксигенації та активації організму під час сну [2], [3].

1.2 Фізіологічні зміни під час епізодів апное

Моніторинг ознак апное сну ґрунтується на аналізі параметрів, які змінюються під час порушення дихання або відображають реакцію організму на такі епізоди. У реальних умовах одного сигналу часто недостатньо, оскільки на результати можуть впливати рухи користувача, положення тіла, якість контакту сенсорів зі шкірою та артефакти. Крім того, зниження SpO_2 може з'являтися не одразу після початку дихальної паузи [1], [5], [6].

У клінічній практиці комплексне оцінювання стану людини під час сну виконують за допомогою полісомнографії. Водночас для домашніх, портативних або навчально-дослідних систем зазвичай обирають обмежений набір параметрів, які можна зареєструвати простішими сенсорами в режимі реального часу. Такі системи не замінюють клінічну діагностику, але можуть використовуватися для попереднього спостереження за змінами фізіологічних сигналів. Узагальнену характеристику основних фізіологічних параметрів, які застосовуються для моніторингу ознак апное сну, наведено в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Фізіологічні параметри, що використовуються для моніторингу ознак апное сну

Параметр	Реєстрований показник	Методи або сенсори
Дихальний потік	Наявність і амплітуда дихального потоку	Назальна канюля, термістор, датчик тиску
SpO_2	Насичення крові киснем	Пульсоксиметрія, PPG-сенсори
Частота серцевих скорочень	Пульс, зміни серцевого ритму	ЕКГ, PPG-сенсори
Рухова активність і положення тіла	Рухи тіла, зміна пози	Акселерометр, гіроскоп
Електрофізіологічні сигнали	Активність мозку, рухи очей, м'язовий тонус	ЕЕГ, ЕОГ, ЕМГ
Акустичні сигнали	Хропіння, шуми дихання	Мікрофон, акустичний аналіз

Отже, для моніторингу ознак апное сну використовують різні групи фізіологічних параметрів: дихальні, пульсоксиметричні, серцеві, рухові, електрофізіологічні та акустичні. Вони відображають різні прояви стану людини під час сну: зміну дихання, насичення крові киснем, реакцію серцево-судинної системи, рухи тіла, стадії сну та звукові прояви дихання. Тому для оцінювання порушень дихання під час сну ці параметри часто розглядають у поєднанні [4], [6], [7].

1.3 Обґрунтування вибору параметрів для розроблюваної системи моніторингу

Дихальний сигнал обрано як основний параметр, оскільки апное безпосередньо пов'язане зі зменшенням або тимчасовою відсутністю дихального потоку. Для цієї роботи важливим є не повне клінічне розрізнення типів апное, а фіксація наявності або відсутності виражених дихальних коливань під час моніторингу.

Оптичні сигнали використовуються для орієнтовного оцінювання SpO_2 . Цей показник не є самостійним критерієм апное, але дозволяє враховувати можливе зниження насичення крові киснем після епізодів порушення дихання. У межах цієї роботи SpO_2 розглядається як допоміжний показник, оскільки його значення може залежати від якості оптичного сигналу, контакту сенсора зі шкірою та рухових артефактів.

Рухова активність обрана як допоміжний параметр, що дозволяє враховувати рухи користувача під час сну. Такі рухи можуть бути пов'язані з короткими пробудженнями або дискомфортом, а також можуть створювати артефакти в інших сигналах. Тому руховий канал потрібний не для самостійного виявлення апное, а для кращої інтерпретації отриманих даних.

Висновок до розділу 1

У першому розділі розглянуто апное сну як медико-біологічну проблему, що пов'язана з повторними епізодами зменшення або тимчасового припинення дихального потоку під час сну. Визначено основні типи апное сну, зокрема обструктивне, центральне та змішане, а також описано особливості гіпопное як стану,

при якому дихальний потік не припиняється повністю, але суттєво знижується. Показано, що порушення дихання під час сну можуть впливати не лише на якість сну, а й на рівень насичення крові киснем, роботу серцево-судинної системи, денну активність, концентрацію уваги та загальний стан людини.

На основі аналізу фізіологічних змін під час епізодів апное обґрунтовано вибір параметрів для розроблюваної системи моніторингу. Основним параметром визначено дихальний сигнал, оскільки він безпосередньо відображає наявність або відсутність виражених дихальних коливань. Оптичні сигнали для орієнтовного оцінювання SpO_2 та дані рухової активності обрано як допоміжні параметри, що дозволяють повніше інтерпретувати стан користувача під час моніторингу. Отже, матеріал першого розділу показує, що апное сну є комплексним станом, який проявляється не лише змінами дихання, а й можливими змінами оксигенації та рухової активності. Саме тому для подальшої розробки системи було обрано поєднання кількох параметрів, а не контроль лише одного сигналу.

РОЗДІЛ 2

АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ СНУ ТА ОЗНАК АПНОЕ

2.1 Полісомнографія як клінічний метод дослідження сну

Полісомнографія є одним із найбільш повних клінічних методів дослідження сну. Її особливість полягає в тому, що під час одного обстеження можна одночасно реєструвати показники дихання, серцевої активності, рухів, положення тіла та електрофізіологічної активності організму. Для діагностики апное сну цей метод має важливе значення, оскільки дозволяє оцінювати не лише наявність респіраторних подій, а й їх тривалість, частоту та зв'язок зі зниженням SpO_2 , пробудженнями й змінами серцевої активності. Саме завдяки багатоканальній реєстрації полісомнографія використовується як еталонний метод, з яким часто порівнюють домашні та носимі системи моніторингу сну [1], [2].

Під час полісомнографічного дослідження можуть реєструватися дихальний потік, дихальні зусилля грудної клітки та живота, рівень насичення крові киснем SpO_2 , частота серцевих скорочень, електрокардіограма, електроенцефалограма, електроміограма, електроокулограма, положення тіла та рухова активність. Дихальний потік зазвичай оцінюють за допомогою ороназального датчика або канюлі, рухи грудної клітки й живота – за допомогою респіраторних поясів, а насичення крові киснем – методом пульсоксиметрії. Електроенцефалограма, електроокулограма та електроміограма потрібні для аналізу стадій сну, рухів очей, м'язового тону та коротких пробуджень. На рисунку 2.1 наведено приклад розміщення основних датчиків і каналів реєстрації під час полісомнографії [2], [3], [16].

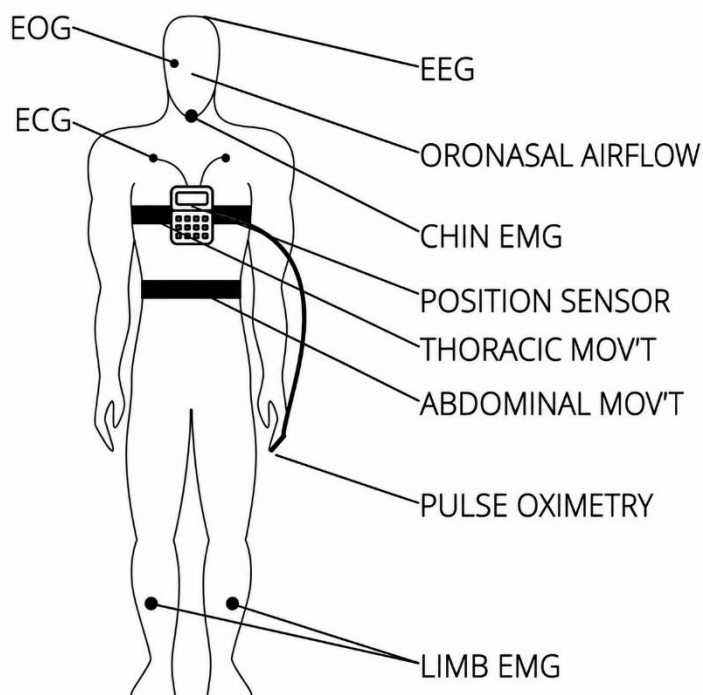


Рисунок 2.1 – Розміщення основних датчиків і каналів реєстрації під час полісомнографії [16]

Завдяки одночасній реєстрації кількох каналів полісомнографія дозволяє відрізняти різні типи респіраторних подій і оцінювати їхній вплив на стан людини під час сну. Наприклад, поєднання даних про дихальний потік і дихальні зусилля допомагає відрізняти обструктивні події від центральних, оскільки при обструктивному апное дихальні зусилля можуть зберігатися, а при центральному – зменшуватися або зникати. Одночасна реєстрація SpO_2 дозволяє встановити, чи супроводжується респіраторна подія зниженням насичення крові киснем, а аналіз електрофізіологічних сигналів дає змогу враховувати пробудження та зміну структури сну. Саме поєднання цих даних робить полісомнографію інформативною для клінічного аналізу порушень дихання під час сну [1], [2].

Водночас полісомнографія має обмеження для частого або тривалого моніторингу. Проведення такого дослідження потребує спеціалізованого обладнання, підготовленого персоналу, правильного розміщення датчиків і електродів, а також подальшої професійної інтерпретації результатів. Крім того, обстеження зазвичай виконується протягом обмеженого часу, найчастіше в умовах лабораторії сну або медичного закладу, тому не завжди повністю відображає звичні умови сну вдома.

Велика кількість сенсорів, електродів і з'єднувальних елементів також може створювати дискомфорт для пацієнта та впливати на природність сну [2], [3]. Через це для попереднього спостереження, повторних вимірювань або тривалішого домашнього контролю доцільно розглядати простіші домашні та носимі системи моніторингу, які не замінюють клінічну діагностику, але можуть реєструвати окремі фізіологічні показники у звичних умовах. Такі рішення розглянуто в наступному підрозділі.

2.2 Домашні та носимі системи моніторингу сну

Домашні та носимі системи моніторингу сну використовуються для спостереження за окремими фізіологічними показниками поза лабораторією сну. На відміну від полісомнографії, вони зазвичай мають меншу кількість каналів, але є зручнішими для повторних або триваліших вимірювань у звичних умовах. До таких рішень належать портативні домашні тести сну, смартгодинники, фітнес-браслети, смартфон-додатки, акустичні системи, смартматраци, підматрацні сенсори та мультисенсорні носимі пристрої. Вони відрізняються за способом реєстрації сигналів, розміщенням сенсорів, точністю та рівнем клінічної перевірки [5]–[9].

Одним із найбільш наближених до клінічного підходу варіантів є портативні домашні системи тестування сну. Вони займають проміжне місце між повною полісомнографією та споживчими носимими пристроями, оскільки можуть реєструвати не лише загальну активність або пульс, а й окремі респіраторні параметри. У таких системах зазвичай використовують датчики дихального потоку, пульсоксиметрію, реєстрацію частоти серцевих скорочень, положення тіла або дихальних зусиль. Комерційним прикладом такого типу пристроїв є *ResMed ApneaLink Air* (рисунок 2.2), який належить до систем домашнього тестування сну та використовується для реєстрації кількох показників, пов'язаних із диханням і насиченням крові киснем [34].



Рисунок 2.2 – Портативна система домашнього тестування сну *ResMed ApneaLink Air* [34]

Найпоширенішими засобами щоденного моніторингу сну є смартгодинники та фітнес-браслети. Їхня популярність пояснюється тим, що користувачеві не потрібно окремо встановлювати датчики або змінювати звичний режим сну: пристрій розміщується на зап'ясті й автоматично накопичує дані протягом ночі. Зазвичай такі системи використовують акселерометричні дані, фотоплетизмографічний сигнал, частоту серцевих скорочень, іноді SpO_2 , а також власні алгоритми оцінювання тривалості та фаз сну. Як приклад можна навести *Apple Watch* (рисунок 2.3), у якому передбачено функції аналізу порушень дихання під час сну та сповіщення про можливі ознаки помірною або тяжкого апное [35]. Для загального спостереження за режимом сну такі пристрої є зручними, однак при аналізі апное-подібних станів їхні дані потрібно трактувати обережно, оскільки вони переважно відображають непрямі зміни фізіологічного стану [7], [8].

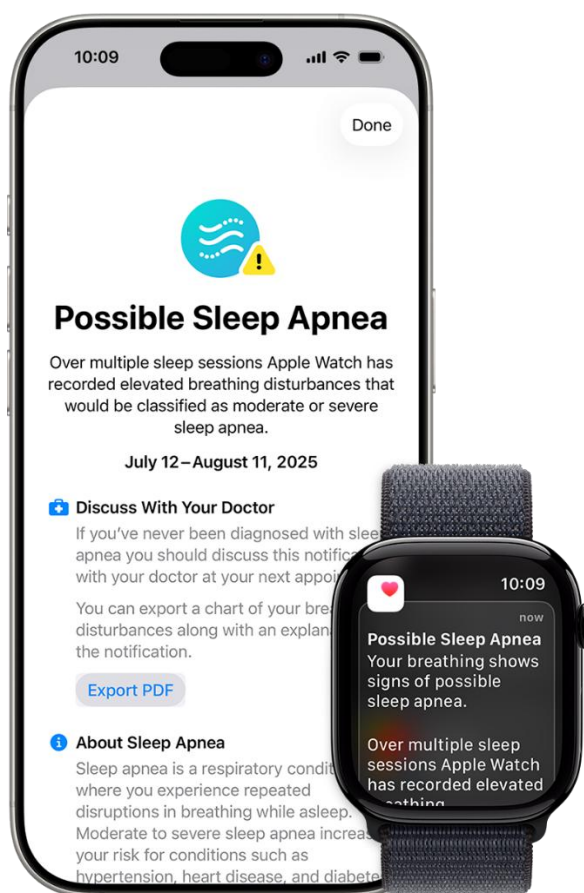


Рисунок 2.3 – Приклад використання *Apple Watch* для виявлення можливих ознак апное сну [35]

Акустичний аналіз сну суттєво залежить від умов приміщення, тому смартфон-додатки та системи, що працюють із шумами дихання або хропінням, мають обмежену інформативність. Водночас вони залишаються доступним варіантом початкового спостереження, оскільки можуть працювати без додаткового медичного обладнання. Смартфон або окремий акустичний пристрій розміщується біля ліжка і фіксує хропіння, паузи у звуковій активності, шумне дихання або загальну тривалість сну. Прикладом такого підходу є застосунок *SnoreLab* (рисунок 2.4), призначений для запису, вимірювання та відстеження хропіння під час сну [36]. Основна складність цього методу полягає в тому, що на результат впливають сторонні звуки, відстань до користувача, положення телефону, акустичні властивості кімнати та наявність іншої людини поруч [5], [7].



Рисунок 2.4 – Приклад смартфон-додатку *ShoreLab* для акустичного аналізу сну та дихання [36]

До окремої групи належать смартматраци та підматрацні сенсори. Їхня головна відмінність від носимих пристроїв полягає в тому, що користувач не закріплює сенсор безпосередньо на тілі. Такі системи можуть реєструвати рухи, зміну тиску на поверхню ліжка, дихальні рухи або серцево-дихальні коливання через матрац. Це зменшує дискомфорт під час нічного моніторингу, однак якість сигналів залежить від положення людини, типу матраца, механічних властивостей ліжка та рухів іншої людини поруч. Комерційним прикладом є *Withings Sleep Analyzer* (рисунок 2.5) – підматрацний сенсор, який використовується для аналізу сну, хропіння, частоти серцевих скорочень і виявлення ознак апное сну [37].

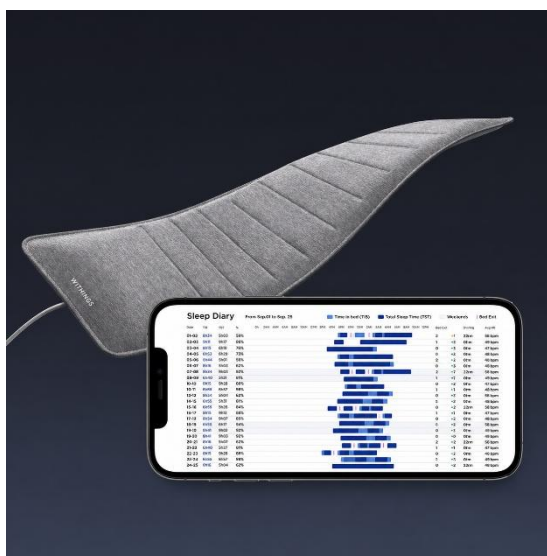


Рисунок 2.5 – Підматрацний сенсор *Withings Sleep Analyzer* для моніторингу сну [37]

Окремий напрям становлять мультисенсорні носимі системи моніторингу сну. На відміну від пристроїв, які спираються переважно на один канал, такі системи поєднують декілька фізіологічних і поведінкових показників: SpO_2 , частоту серцевих скорочень, рухову активність, положення тіла, акустичні сигнали або дихальні параметри. Для аналізу апное-подібних епізодів це має важливе значення, оскільки порушення дихання під час сну зазвичай проявляється не ізольовано, а через комплекс змін: зменшення або паузу дихального потоку, зміну насичення крові киснем, реакцію серцево-судинної системи та можливі рухи або пробудження [6], [9].

Прикладом такого підходу є мультисенсорна носима система *SOUNDI* (рисунок 2.6), яка використовується для нічного моніторингу обструктивного апное сну та одночасної реєстрації кількох фізіологічних сигналів. У цьому випадку *SOUNDI* доцільно розглядати не як єдиний можливий варіант, а як приклад сучасної тенденції до поєднання кількох сенсорних каналів в одному носимому пристрої. Такий підхід дозволяє оцінювати стан користувача не лише за окремими змінами пульсу, рухів або акустичного сигналу, а за сукупністю показників, пов'язаних зі сном і можливими порушеннями дихання. Приклад мультисенсорної носимої системи *SOUNDI* наведено на рисунку 2.6 [10].

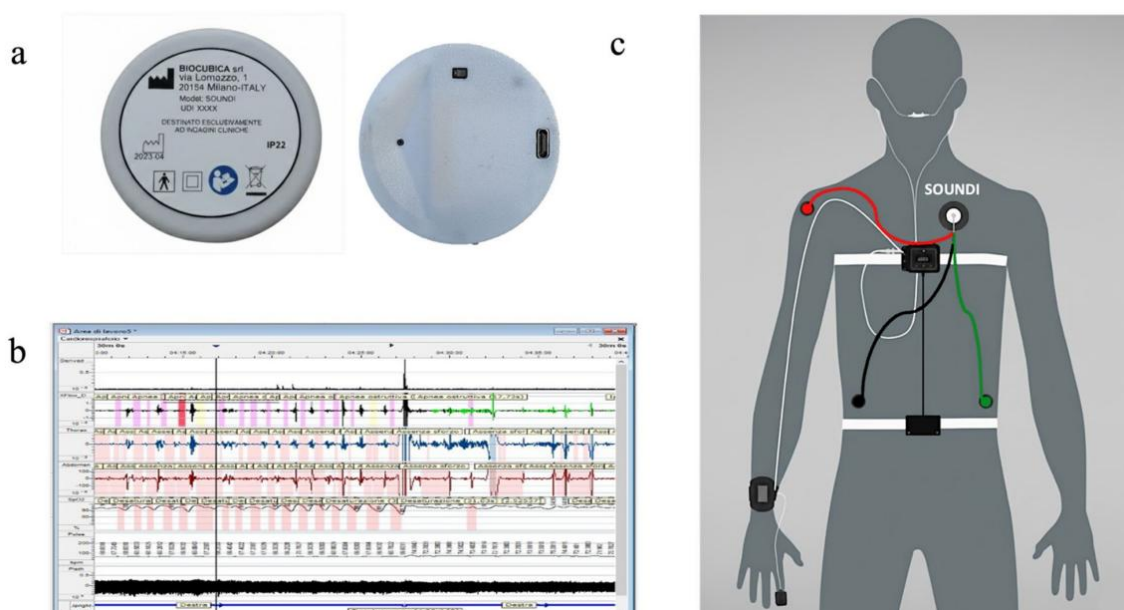


Рисунок 2.6 – Система *SOUNDI*: а) записувальний модуль *SOUNDI*; б) приклад виведення фізіологічних сигналів у програмі *SOUNDI*; в) схема розміщення сенсорів на тілі пацієнта [10]

Для домашнього моніторингу мультисенсорний підхід є найбільш близьким до логіки клінічного багатоканального дослідження, але реалізується простішими технічними засобами. Його ефективність залежить не лише від кількості сенсорів, а й від стабільності контакту з тілом, якості сигналів, стійкості до рухових артефактів і алгоритмів обробки даних. Саме тому під час розроблення власної системи доцільно орієнтуватися не на один окремий показник, а на поєднання дихального, оптичного та рухового каналів.

Отже, домашні та носимі системи моніторингу сну відрізняються за рівнем складності та інформативності: від простих смартфон-додатків до мультисенсорних носимих пристроїв. Їхній аналіз показує, що для попереднього виявлення ознак апное сну найбільш обґрунтованим є мультипараметричний підхід. У межах цієї дипломної роботи він реалізується через поєднання окремого дихального сигналу, оптичних показників для орієнтовного оцінювання SpO_2 та даних про рухову активність користувача.

2.3 Порівняльний аналіз переваг і обмежень існуючих рішень

Після аналізу клінічних, домашніх і носимих систем доцільно узагальнити їхні основні характеристики. Порівняння у таблиці 2.1 виконано за типом пристрою, прикладом реалізації, основними реєстрованими параметрами, перевагами та обмеженнями.

Таблиця 2.1 – Порівняння існуючих рішень для моніторингу сну та ознак апное

Тип рішення	Приклад	Основні параметри	Переваги	Основні обмеження
Полісомнографія	Клінічна система <i>PSG</i>	Дихальний потік; SpO_2 ; ЕКГ; ЕЕГ; ЕМГ; ЕОГ; дихальні зусилля; рухи; положення тіла	Найповніший набір сигналів; аналіз структури сну та респіраторних подій	Лабораторні умови; велика кількість датчиків; участь медичного персоналу
Домашні тести сну	<i>ResMed ApneaLink Air</i>	Дихальний потік; SpO_2 ; пульс; дихальні зусилля; храпіння	Реєстрація респіраторних показників удома	Менше каналів, ніж у <i>PSG</i> ; обмежений аналіз структури сну

Продовження таблиці 2.1

Смартгодинники та фітнес-браслети	<i>Apple Watch</i>	Рухова активність; пульс; <i>PPG</i> -сигнал; <i>SpO₂</i> або показники порушень дихання	Постійне носіння; автоматичне накопичення даних	Непряме оцінювання; залежність від контакту зі шкірою та алгоритмів
Смартфон-додатки та акустичні системи	<i>SnoreLab</i>	Хропіння; шуми дихання; паузи у звуковій активності	Просте використання; відсутність окремих сенсорів	Сторонні шуми; положення телефона; акустичні умови приміщення
Смартматраци та підматрачні сенсори	<i>Withings Sleep Analyzer</i>	Рухи тіла; тиск на поверхню ліжка; дихальні та серцево-дихальні коливання	Безконтактна або малоконтактна реєстрація	Тип матраца; положення тіла; рухи іншої людини поруч
Мультисенсорні носимі системи	<i>SOUNDI</i>	Оптичні сигнали; акустичні сигнали; акселерометричні дані; інші фізіологічні показники	Поєднання кількох каналів; краща інтерпретація епізодів	Якість сигналів; правильне розміщення сенсорів; валідація алгоритмів

З таблиці 2.1 видно, що полісомнографія залишається найбільш інформативним методом, але її складно використовувати для регулярного домашнього моніторингу. Домашні та носимі системи зручніші для користувача, однак значна частина таких рішень оцінює порушення сну непрямо – за рухами, пульсом, хропінням або алгоритмічно обробленими сигналами.

Для розроблюваної системи найбільш доцільним є мультипараметричний підхід. Він дозволяє поєднати окремий дихальний сигнал, оптичні показники для орієнтовного оцінювання *SpO₂* та дані про рухову активність. Така структура не відтворює повну полісомнографію, але є технічно простішою та придатною для навчально-дослідного макета попереднього моніторингу ознак апное сну.

Висновок до розділу 2

У другому розділі проведено аналіз існуючих рішень для моніторингу сну та ознак апное. Розглянуто полісомнографію як найбільш інформативний клінічний

метод дослідження сну, який дозволяє одночасно реєструвати дихальні, серцеві, електрофізіологічні та рухові параметри. Встановлено, що саме багатоканальна реєстрація робить цей метод ефективним для клінічного аналізу порушень дихання під час сну та оцінювання їхнього впливу на організм.

Водночас визначено, що полісомнографія має обмеження для частого або тривалого домашнього моніторингу, оскільки потребує спеціалізованого обладнання, клінічних умов проведення, участі медичного персоналу та професійної інтерпретації результатів. Також проаналізовано домашні та носимі системи моніторингу сну, які є зручнішими для користувача, але часто оцінюють стан сну непрямими методами та можуть залежати від якості контакту сенсорів, рухових артефактів, положення тіла й алгоритмів обробки сигналів.

За результатами аналізу підтверджено доцільність використання мультипараметричного підходу для розроблюваної системи. Поєднання окремого дихального каналу, оптичних сигналів та даних рухової активності дозволяє отримати більш повну інформацію про стан користувача, ніж використання лише одного параметра. Така структура не замінює клінічну діагностику, але є технічно простішою, доступнішою та придатною для створення навчально-дослідного макета попереднього моніторингу ознак апное під час сну.

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБКА ТА ТЕСТУВАННЯ ПРОГРАМНО-АПАРATНОЇ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ОЗНАК АПНОЕ ПІД ЧАС СНУ

3.1 Функціональна схема та принцип роботи системи

На основі результатів медико-біологічного обґрунтування та аналізу існуючих рішень було розроблено загальну структуру програмно-апаратної системи моніторингу ознак апное під час сну. Система побудована за принципом багатоканального контролю, оскільки для попереднього виявлення можливих апное-подібних станів доцільно враховувати сукупність взаємопов'язаних сигналів: дихальний сигнал, оптичні сигнали для орієнтовного оцінювання SpO_2 та дані про рухову активність користувача [1], [2], [6]. У межах даної роботи система розглядається як навчально-дослідний програмно-апаратний макет, призначений для реєстрації дихального, оптичного та рухового каналів у реальному часі, передавання даних на комп'ютер, їх відображення, збереження та формування попередження при можливих ознаках порушення дихання.

Функціонально система складається із сенсорного блока, мікроконтролерного блока збору даних, каналу передавання даних та програмного блока обробки результатів. До сенсорного блока входять датчик *MPXV7002* для отримання дихального сигналу, модуль *MAX30102* для реєстрації оптичних сигналів, пов'язаних із пульсоксиметрією, та модуль *MPU6050* для оцінювання рухової активності. Центральним елементом системи є мікроконтролерна плата *Arduino UNO R3*, яка зчитує сигнали з сенсорних модулів і передає сформований набір даних на персональний комп'ютер через *USB-з'єднання*. Подальша обробка виконується у середовищі *Python*, де дані приймаються з послідовного порту, розподіляються за каналами, відображаються у вигляді графіків у реальному часі та зберігаються у файлі формату *CSV*. Використання *Arduino UNO R3* як центрального вузла збору даних є доцільним для навчально-дослідного макета, оскільки ця плата має аналогові входи, цифрові лінії введення-виведення та *USB-з'єднання* з комп'ютером [12].

Загальну функціональну схему системи моніторингу ознак апное під час сну наведено на рисунку 3.1. На схемі показано послідовність проходження даних від сенсорних модулів до комп'ютера: сигнали реєструються відповідними сенсорами, надходять до *Arduino UNO R3*, після чого передаються до програмної частини для подальшої обробки. Така побудова є зручною для прототипу, оскільки апаратна частина виконує первинний збір даних, а обчислювальна та візуалізаційна частина реалізується на комп'ютері без ускладнення мікроконтролерної програми.

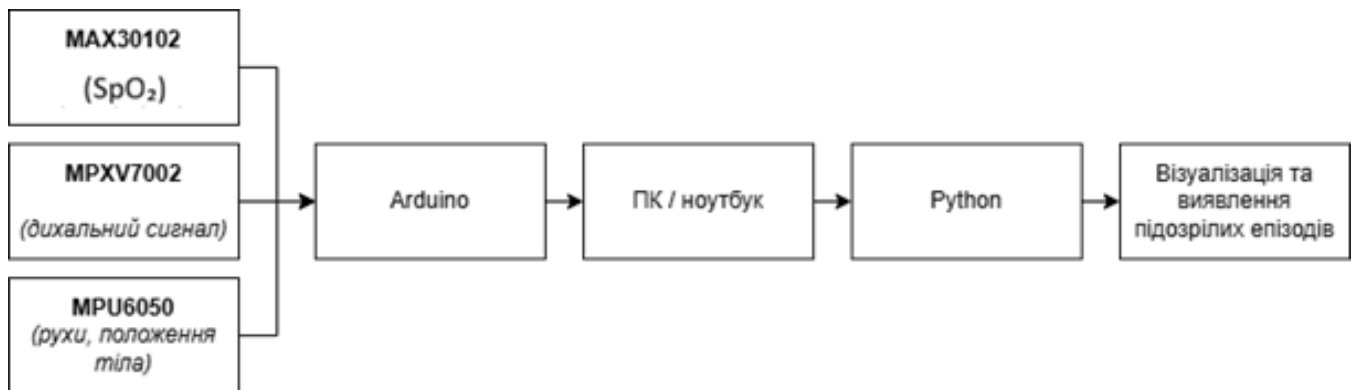


Рисунок 3.1 – Функціональна схема системи моніторингу ознак апное під час сну на базі *Arduino UNO R3*

Принцип роботи системи полягає у циклічному зчитуванні даних із трьох сенсорних каналів, їх передаванні на комп'ютер та подальшій програмній обробці. *Arduino UNO R3* формує послідовний рядок даних, який містить значення дихального сигналу, оптичних каналів та прискорення по трьох осях. У програмі на *Python* ці значення використовуються для побудови графіків, запису результатів моніторингу та визначення поточного стану системи. Якщо дихальний сигнал протягом заданого часу не виходить за межі діапазону спокою, програмна частина формує попередження про можливе порушення дихання. Детальні технічні характеристики компонентів, схема їх підключення, алгоритм обробки сигналів та програмна реалізація наведені у наступних підрозділах.

3.2 Технічні характеристики компонентів системи

3.2.1 Датчик диференціального тиску MPXV7002

Датчик *MPXV7002* використовується в системі для реєстрації дихального сигналу. Він вимірює різницю тиску між двома портами, тому може застосовуватися для фіксації змін повітряного потоку під час вдиху та видиху. У розробленому макеті цей датчик є основним сенсорним елементом дихального каналу, оскільки саме зміна дихання є головною ознакою можливого апное-подібного стану. Зовнішній вигляд датчика *MPXV7002* наведено на рисунку 3.2.

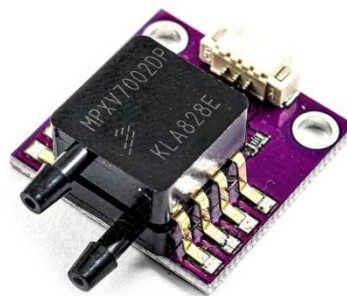


Рисунок 3.2 – Зовнішній вигляд датчика диференціального тиску *MPXV7002*

MPXV7002 є інтегрованим кремнієвим датчиком диференціального тиску з п'єзорезистивним принципом роботи. Його вихідний сигнал формується у вигляді аналогової напруги, пропорційної прикладеному тиску. Це дає змогу підключити датчик до аналогового входу мікроконтролера без використання додаткового цифрового інтерфейсу. У даній системі сигнал з *MPXV7002* зчитується платою *Arduino UNO R3* як аналогове значення, що надалі передається на комп'ютер для програмної обробки [13].

Технічні характеристики датчика *MPXV7002* наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Технічні характеристики датчика *MPXV7002* [13]

Характеристика	Опис
Тип компонента	Датчик диференціального тиску
Призначення в системі	Реєстрація дихального сигналу
Принцип роботи	П'єзорезистивний
Параметр, що реєструється	Різниця тиску
Інтерфейс передавання даних	Аналоговий вихід
Тип вихідних даних	Аналогова напруга

Продовження таблиці 3.1

Напруга живлення	5 В
Робочий діапазон	від -2 кПа до $+2$ кПа
Частотні характеристики датчика	Час відгуку $1,0$ мс; окрема смуга пропускання в технічній документації не нормується
Частотний діапазон сигналу, що реєструється	Орієнтовно $0,1-0,5$ Гц для дихального сигналу
Температурні характеристики	Температурна компенсація від $+10$ °C до $+60$ °C
Особливості	Температурна компенсація, калібрування

Для розроблюваної системи важливими є невеликий діапазон вимірювання тиску, аналоговий тип вихідного сигналу та можливість роботи від напруги 5 В. Діапазон від -2 кПа до $+2$ кПа підходить для реєстрації малих змін тиску, які виникають під час дихання. Аналоговий вихід спрощує підключення до *Arduino UNO R3*, оскільки сигнал може бути поданий безпосередньо на аналоговий вхід *A0*. У програмній частині значення датчика використовується не як тиск у кілопаскалях, а як сире значення аналого-цифрового перетворення мікроконтролера. Такий підхід є достатнім для макета, основним завданням якого є не точне вимірювання тиску, а виявлення наявності або відсутності виражених дихальних коливань.

У технічній документації для *MPXV7002* наведено час відгуку $1,0$ мс, однак окрема смуга пропускання датчика в герцах не нормується. Оскільки в даній роботі аналізується низькочастотний дихальний сигнал, характеристику швидкодії датчика враховано через час відгуку, без додаткового перерахунку в частотний діапазон. Частота дихального сигналу, що реєструється в межах макета, орієнтовно належить до діапазону $0,1-0,5$ Гц, тому датчик може використовуватися для фіксації дихальних змін під час моніторингу. Отже, *MPXV7002* за своїми характеристиками підходить для використання в розробленій системі як сенсор дихального каналу. У поєднанні з носовою канюлею та аналоговим входом *Arduino UNO R3* він дозволяє отримувати сигнал, пов'язаний зі змінами повітряного потоку під час вдиху та видиху.

3.2.2 Оптичний модуль MAX30102

Оптичний модуль *MAX30102* використовується в системі для отримання оптичних сигналів, на основі яких виконується орієнтовне оцінювання SpO_2 . У

розробленому макеті цей модуль є сенсорним елементом пульсоксиметричного каналу, оскільки зміна рівня насичення крові киснем може бути додатковою ознакою порушення дихання під час сну. Зовнішній вигляд модуля *MAX30102* наведено на рисунку 3.3.



Рисунок 3.3 – Зовнішній вигляд оптичного модуля *MAX30102*

MAX30102 є інтегрованим оптичним модулем для пульсоксиметрії та моніторингу частоти серцевих скорочень. Модуль містить червоний та інфрачервоний світлодіоди, фотодетектор, оптичні елементи та електронний блок обробки сигналу. Передавання даних до мікроконтролера здійснюється через цифровий інтерфейс *I²C*. У даній системі значення з каналів *IR* та *RED* зчитуються платою *Arduino UNO R3* і надалі використовуються у програмній частині для орієнтовного розрахунку *SpO₂* [14].

Хоча модуль *MAX30102* технічно може використовуватися також для оцінювання частоти серцевих скорочень, у межах даного макета основний акцент зроблено на отриманні оптичних сигналів *IR* та *RED* для орієнтовного розрахунку *SpO₂*. Окремий алгоритм визначення ЧСС у програмній реалізації не передбачався.

Технічні характеристики модуля *MAX30102* наведено в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Технічні характеристики модуля *MAX30102* [14]

Характеристика	Опис
Тип компонента	Інтегрований оптичний сенсорний модуль
Призначення в системі	Отримання оптичних сигналів для орієнтовного оцінювання <i>SpO₂</i>
Принцип роботи	Фотоплетизмографія
Параметр, що реєструється	Оптичні сигнали <i>IR</i> та <i>RED</i>
Інтерфейс передавання даних	<i>I²C</i>
Тип вихідних даних	Цифрові дані
Напруга живлення	1,8 В для мікросхеми; 3,3 В для світлодіодів
Робочий діапазон	Визначається програмованими параметрами оптичного вимірювання

Продовження таблиці 3.2

Частотні характеристики датчика	Частота вихідних даних АЦП від 50 до 3200 вибірок/с
Частотний діапазон сигналу, що реєструється	Орієнтовно 0,5–4 Гц для пульсової складової PPG-сигналу
Температурні характеристики	від $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $+85\text{ }^{\circ}\text{C}$
Особливості	Червоний та інфрачервоний оптичні канали, пригнічення зовнішнього освітлення, режим енергозбереження

Для розроблюваної системи важливими є наявність двох оптичних каналів, цифровий тип вихідних даних та підтримка інтерфейсу I^2C . Завдяки цьому модуль *MAX30102* може підключатися до *Arduino UNO R3* разом з іншими цифровими сенсорами та не займає аналогові входи мікроконтролера. У програмній частині значення *IR* та *RED* використовуються як вхідні дані для орієнтовного визначення SpO_2 .

У технічній документації для *MAX30102* не наведено окремий час відгуку датчика, тому для оцінювання швидкодії використано частоту вихідних даних АЦП. Вона може програмуватися в діапазоні від 50 до 3200 вибірок/с, що є достатнім для реєстрації пульсової складової PPG-сигналу. У межах даного макета значення SpO_2 розглядається як орієнтовний показник, оскільки його точність залежить від якості контакту сенсора зі шкірою, рівня зовнішнього освітлення та рухових артефактів. Отже, *MAX30102* підходить для використання в розробленій системі як оптичний сенсорний модуль для отримання сигналів *IR* та *RED*. У поєднанні з програмною обробкою ці сигнали використовуються для орієнтовного оцінювання SpO_2 під час моніторингу ознак апное сну.

3.2.3 Інерційний модуль MPU6050

Інерційний модуль *MPU6050* використовується в системі для оцінювання рухової активності користувача під час сну. Він поєднує трьохосьовий акселерометр і трьохосьовий гіроскоп, тому дає змогу реєструвати лінійне прискорення та кутову швидкість. У розробленому макеті цей модуль виконує роль сенсорного елемента рухового каналу. Дані з нього потрібні для фіксації рухів користувача та врахування

можливих рухових артефактів, які можуть впливати на дихальний і оптичний сигнали. Зовнішній вигляд модуля *MPU6050* наведено на рисунку 3.4.

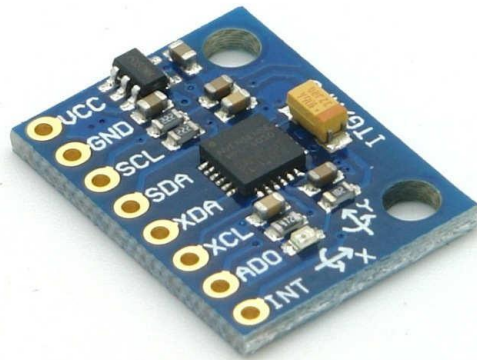


Рисунок 3.4 – Зовнішній вигляд інерційного модуля *MPU6050*

MPU6050 є 6-осьовим інерційним сенсорним модулем. Він містить 3-осьовий акселерометр, 3-осьовий гіроскоп та внутрішній блок цифрової обробки руху. Для передавання даних використовується інтерфейс *I²C*, що дозволяє підключити модуль до плати *Arduino UNO R3* разом з іншими цифровими сенсорами. У даній системі з модуля *MPU6050* використовуються насамперед дані прискорення, на основі яких у програмній частині розраховується рівень рухової активності користувача [15].

Технічні характеристики модуля *MPU6050* наведено в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 – Технічні характеристики модуля *MPU6050* [15]

Характеристика	Опис
Тип компонента	6-осьовий інерційний сенсорний модуль
Призначення в системі	Оцінювання рухової активності
Принцип роботи	Реєстрація прискорення та кутової швидкості
Параметр, що реєструється	Лінійне прискорення, кутова швидкість
Інтерфейс передавання даних	<i>I²C</i>
Тип вихідних даних	Цифрові дані
Напруга живлення	2,375–3,46 В для мікросхеми
Робочий діапазон	Акселерометр: $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, $\pm 16g$; гіроскоп: ± 250 , ± 500 , ± 1000 , ± 2000 °/с
Частотні характеристики датчика	Акселерометр – до 1 кГц; гіроскоп – до 8 кГц
Частотний діапазон сигналу, що реєструється	Орієнтовно 0,1–20 Гц для рухової активності тіла
Температурні характеристики	від -40 °C до $+85$ °C
Особливості	16-бітні дані для кожного каналу, внутрішній цифровий процесор руху

Для розроблюваної системи важливими є наявність акселерометра, цифровий тип вихідних даних та підтримка інтерфейсу *I²C*. Завдяки цьому *MPU6050* може

працювати разом із модулем *MAX30102* на спільній шині даних і не займає аналогові входи мікроконтролера. У програмній частині значення прискорення використовуються для розрахунку показника рухової активності, який дає змогу відрізнити стан спокою від малих або активних рухів користувача.

Частотні характеристики *MPU6050* перевищують частотний діапазон рухів тіла, які враховуються у даній системі. Тому для задачі попереднього моніторингу ознак апное сну модуль використовується не для детального біомеханічного аналізу рухів, а як допоміжний канал оцінювання рухової активності та можливих артефактів. Отже, *MPU6050* підходить для використання в розробленому макеті як сенсорний модуль рухового каналу.

3.2.4 Мікроконтролер Arduino UNO R3

Мікроконтролерна плата *Arduino UNO R3* використовується в системі як центральний блок збору даних. До неї підключаються сенсорні модулі *MPXV7002*, *MAX30102* та *MPU6050*, а отримані сигнали передаються на комп'ютер через *USB*-з'єднання. У розробленому макеті *Arduino UNO R3* забезпечує зчитування аналогового дихального сигналу, приймання цифрових даних із сенсорів та передавання результатів у програмну частину системи. Зовнішній вигляд плати *Arduino UNO R3* наведено на рисунку 3.5.



Рисунок 3.5 – Зовнішній вигляд мікроконтролерної плати *Arduino UNO R3*

Arduino UNO R3 побудована на базі мікроконтролера *ATmega328P*. Плата має цифрові входи-виходи, аналогові входи, апаратні інтерфейси зв'язку та *USB*-порт для підключення до комп'ютера. У даній системі аналоговий вхід *A0* використовується для зчитування сигналу з датчика *MPXV7002*, а інтерфейс *I²C* – для обміну даними з модулями *MAX30102* та *MPU6050* [12].

Технічні характеристики мікроконтролерної плати *Arduino UNO R3* наведено в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 – Технічні характеристики мікроконтролерної плати *Arduino UNO R3* [12]

Характеристика	Опис
Тип компонента	Мікроконтролерна плата
Призначення в системі	Збір даних із сенсорних модулів
Мікроконтролер	<i>ATmega328P</i>
Робоча напруга	5 В
Рекомендована вхідна напруга через зовнішній роз'єм	7–12 В
Кількість цифрових входів-виходів	14
Кількість аналогових входів	6
Розрядність АЦП	10 біт
Максимальний струм через один вивід вводу-виводу	20 мА
<i>Flash</i> -пам'ять	32 КБ
Оперативна пам'ять	2 КБ
Тактова частота	16 МГц
Інтерфейси передавання даних	<i>USB, UART, I²C, SPI</i>

Для розроблюваної системи важливими є наявність аналогових входів, підтримка інтерфейсу *I²C* та можливість передавання даних на комп'ютер через *USB*. Завдяки цьому *Arduino UNO R3* дозволяє одночасно працювати з аналоговим датчиком *MPXV7002* та цифровими модулями *MAX30102* і *MPU6050*. Плата також є зручною для навчально-дослідного макета, оскільки забезпечує підключення одного аналогового датчика, роботу з цифровими модулями через *I²C* та передавання даних на комп'ютер через *USB*.

3.3 Схема підключення та збирання програмно-апаратного макета системи

3.3.1 Макет системи у середовищі *Fritzing*

Для моделювання електричного підключення компонентів системи було використано середовище *Fritzing*. Це програмне середовище дає змогу наочно

представити розташування електронних модулів, контактів живлення, сигнальних ліній та з'єднувальних проводів перед складанням фізичного макета [17]. У межах роботи було створено макет підключення плати *Arduino UNO R3*, датчика диференціального тиску *MPXV7002*, оптичного модуля *MAX30102* та інерційного модуля *MPU6050*. Макет системи моніторингу ознак апное під час сну у середовищі *Fritzing* наведено на рисунку 3.6.

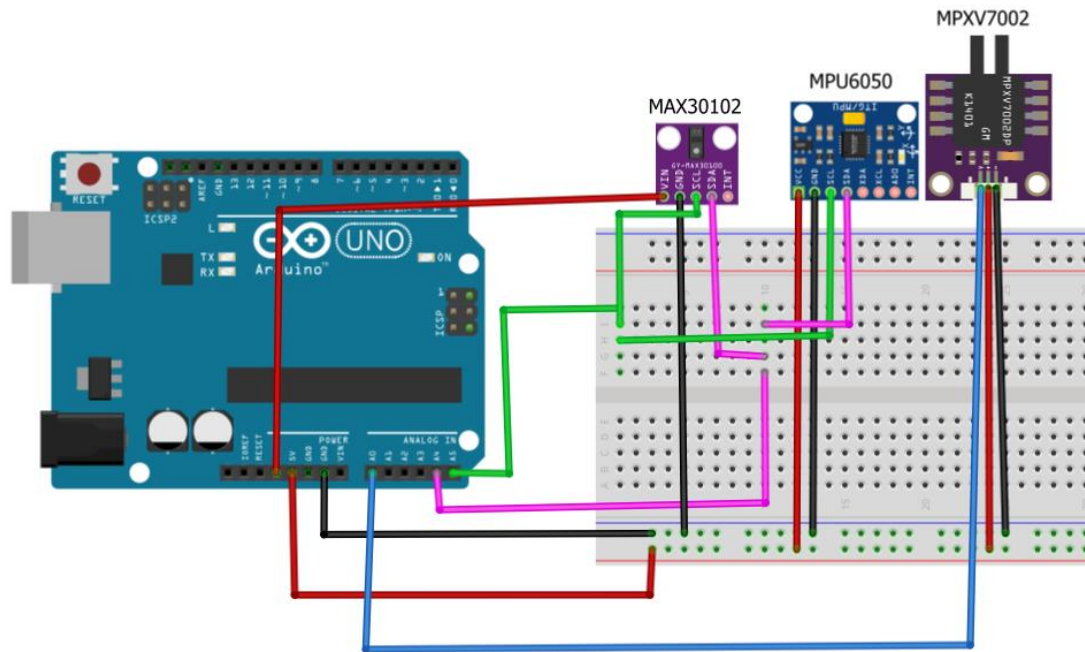


Рисунок 3.6 – Макет системи моніторингу ознак апное під час сну у середовищі Fritzing

На рисунку 3.6 показано загальну логіку з'єднання основних компонентів системи. Центральним елементом макета є плата *Arduino UNO R3*, до якої підключено три сенсорні модулі. Датчик *MPXV7002* підключений до аналогового входу *A0*, оскільки його вихідний сигнал формується у вигляді аналогової напруги [13]. Оптичний модуль *MAX30102* та інерційний модуль *MPU6050* підключені до спільної шини *I²C* за допомогою ліній *SDA* та *SCL* плати *Arduino UNO R3* [14], [15]. Усі модулі мають спільне підключення до лінії *GND* та відповідних ліній живлення.

У цьому ж середовищі було створено принципову схему системи, яка демонструє електричні зв'язки між основними функціональними компонентами

пристрою. Принципову схему підключення компонентів системи у середовищі *Fritzing* наведено на рисунку 3.7.

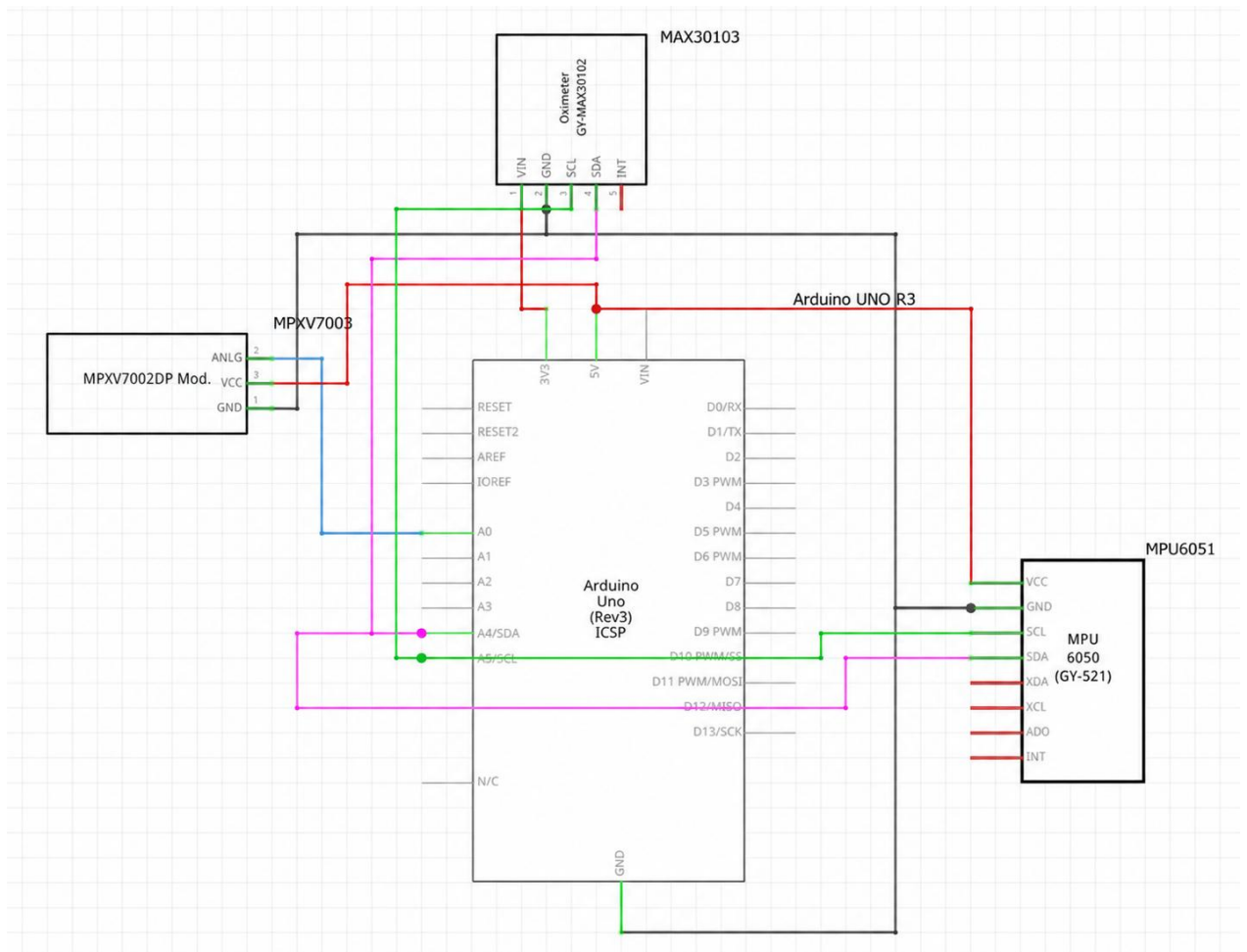


Рисунок 3.7 – Принципова схема підключення компонентів системи у середовищі Fritzing

На рисунку 3.7 детальніше показано підключення сигнальних ліній, ліній живлення та спільної лінії *GND*. Датчик *MPXV7002* отримує живлення від плати *Arduino UNO R3*, а його аналоговий вихід підключений до входу *A0*. Модулі *MAX30102* та *MPU6050* підключені паралельно до шини *I²C*, що дозволяє використовувати спільні лінії *SDA* та *SCL* для передавання цифрових даних [14], [15]. Передавання даних із плати *Arduino UNO R3* на комп'ютер здійснюється через *USB*-з'єднання, що відповідає можливостям цієї мікроконтролерної плати [12]. Отримана схема була використана як основа для подальшого складання фізичного макета системи.

3.3.2 Фізична модель програмно-апаратного макета системи

Після розроблення схеми підключення у середовищі *Fritzing* було зібрано фізичну модель програмно-апаратного макета системи. Основні компоненти системи були підключені до плати *Arduino UNO R3* за допомогою з'єднувальних проводів. Для розміщення частини елементів використано макетну плату, що дозволяє виконувати підключення без паяння та змінювати конфігурацію з'єднань у процесі налагодження [17].

Зовнішній вигляд фізичної моделі програмно-апаратного макета системи наведено на рисунку 3.8.

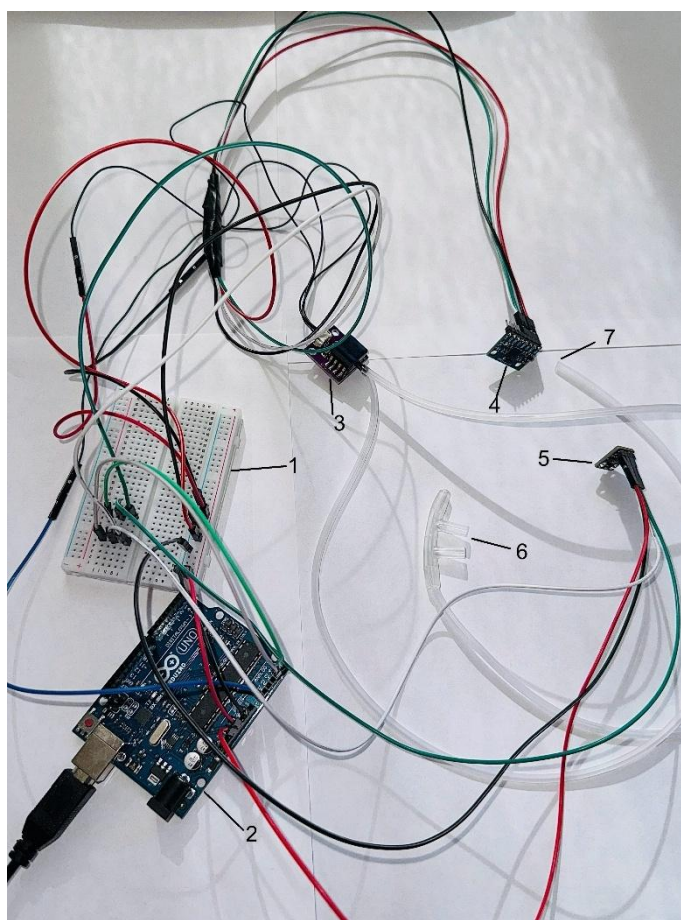


Рисунок 3.8 – Зовнішній вигляд фізичної моделі програмно-апаратного макета системи: 1 – макетна плата; 2 – мікроконтролерна плата *Arduino UNO R3*; 3 – датчик *MPXV7002*; 4 – модуль *MPU6050*; 5 – модуль *MAX30102*; 6 – носова канюля; 7 – трубка для передавання зміни тиску повітря до датчика

На рисунку 3.8 показано зібраний макет системи, до складу якого входять мікроконтролерна плата *Arduino UNO R3*, датчик диференціального тиску *MPXV7002*,

оптичний модуль *MAX30102*, інерційний модуль *MPU6050*, носова канюля та з'єднувальна трубка. Датчик *MPXV7002* підключено до аналогового входу плати, а модулі *MAX30102* і *MPU6050* підключено через цифрову шину *I²C* [13]–[15]. Усі компоненти мають спільне підключення до лінії *GND*, що необхідно для коректної роботи електричної схеми.

Живлення макета та передавання даних здійснюється через *USB*-з'єднання між платою *Arduino UNO R3* і комп'ютером [12]. У такій конфігурації плата виконує роль центрального вузла, який приймає сигнали від сенсорних модулів і передає їх до програмної частини системи для подальшої обробки.

3.3.3 Розміщення сенсорних модулів на тілі користувача

Оскільки розроблена система призначена для моніторингу ознак апное під час сну, важливим етапом є правильне розміщення сенсорних модулів на тілі користувача. Від розташування сенсорів залежить стабільність отриманих сигналів, зменшення артефактів руху та можливість одночасної реєстрації дихального сигналу, орієнтовного значення *SpO₂* і рухової активності. Використання кількох сенсорних каналів відповідає сучасному підходу до домашнього та носимого моніторингу сну [5]–[9].

Для реєстрації дихального сигналу використовується датчик диференціального тиску *MPXV7002*, який з'єднується з носовою канюлею через гнучку трубку. Носова канюля розміщується біля носових ходів користувача, що дозволяє фіксувати зміни повітряного потоку під час вдиху та видиху. Один порт датчика з'єднується з канюлею, а другий використовується як опорний і залишається відкритим до атмосферного тиску. Сам датчик не закріплюється безпосередньо на обличчі, а розташовується поряд із макетом системи, оскільки до нього передається зміна тиску повітря через трубку [13]. Розміщення носової канюлі для реєстрації дихального сигналу наведено на рисунку 3.9.



Рисунок 3.9 – Розміщення носової канюлі для реєстрації дихального сигналу датчиком *MPXV7002*

Оптичний модуль *MAX30102* розміщується на пальці користувача. Таке розташування обране тому, що палець є зручною ділянкою для реєстрації фотоплетизмографічного сигналу, який використовується для орієнтовного оцінювання SpO_2 . Для зменшення впливу рухів модуль необхідно фіксувати так, щоб він щільно прилягав до шкіри, але не створював надмірного тиску на палець [14]. Розміщення модуля *MAX30102* на пальці користувача наведено на рисунку 3.10.

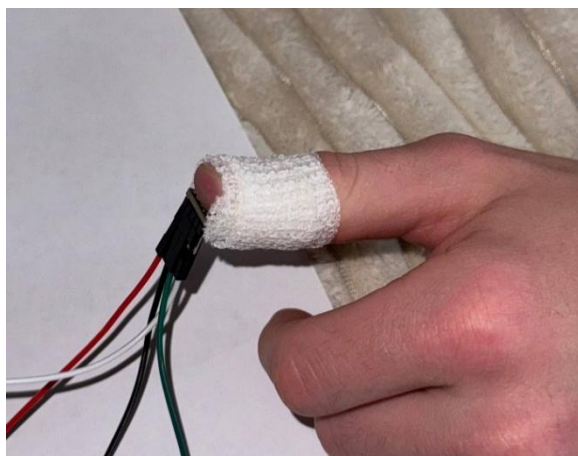


Рисунок 3.10 – Розміщення оптичного модуля *MAX30102* на пальці користувача

Інерційний модуль *MPU6050* розміщується на грудній клітці користувача. Таке положення дає змогу реєструвати рухову активність тіла під час сну та враховувати можливі рухові артефакти. Для фіксації модуля може використовуватися еластичний бинт або інший м'який фіксувальний елемент, який не обмежує дихання та не створює дискомфорту [15]. Розміщення модуля *MPU6050* на грудній клітці користувача наведено на рисунку 3.11.

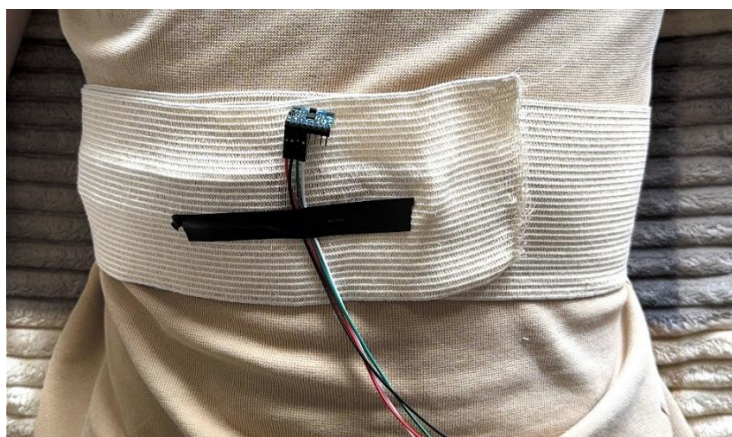


Рисунок 3.11 – Розміщення інерційного модуля *MPU6050* на грудній клітці користувача

Обране розміщення сенсорних модулів дозволяє одночасно отримувати дані з трьох каналів моніторингу: дихального, оптичного та рухового. Така конфігурація є зручною для навчально-дослідного макета, оскільки не потребує складного кріплення сенсорів і дає змогу перевірити роботу системи в умовах, наближених до реального моніторингу під час сну.

3.4 Програмна реалізація системи

Програмна реалізація системи складається з двох частин: програми для мікроконтролерної плати *Arduino UNO R3* та програми для обробки даних у середовищі *Python*. На рівні *Arduino* виконується зчитування сигналів із сенсорних модулів і передавання даних на комп'ютер через послідовний порт. На рівні *Python* реалізовано приймання даних, їх обробку, візуалізацію в реальному часі, запис у файл формату *CSV* та формування попередження при можливій відсутності виражених дихальних коливань [12], [18], [20], [21].

До плати *Arduino UNO R3* підключено датчик диференціального тиску *MPXV7002*, оптичний модуль *MAX30102* та інерційний модуль *MPU6050*. Датчик *MPXV7002* зчитується через аналоговий вхід *A0*, оскільки його вихідний сигнал є аналоговою напругою [13]. Модулі *MAX30102* та *MPU6050* працюють через інтерфейс *I²C*, що відповідає їхнім технічним характеристикам [14], [15].

У програмі для *Arduino* зчитування основних сигналів реалізовано таким чином:

```
int flow = analogRead(flowPin);
```

```

long ir = maxSensor.getIR();
long r = maxSensor.getRed();
readMPU();

```

У цьому фрагменті змінна `flow` містить сире значення дихального сигналу з датчика *MPXV7002*. Значення `ir` і `r` відповідають інфрачервоному та червоному каналам модуля *MAX30102*. Функція `readMPU()` використовується для отримання даних прискорення з модуля *MPU6050* по трьох осях.

Після зчитування сигналів *Arduino UNO R3* формує один рядок даних і передає його через послідовний порт. У цьому рядку містяться шість значень: сигнал *MPXV7002*, значення *IR* і *RED* з модуля *MAX30102*, а також сирі цифрові значення з модуля *MPU6050* по осях *X*, *Y* і *Z*.

```

Serial.print(flow);
Serial.print(",");
Serial.print(ir);
Serial.print(",");
Serial.print(r);
Serial.print(",");
Serial.print(ax);
Serial.print(",");
Serial.print(ay);
Serial.print(",");
Serial.println(az);

```

Такий формат передавання є зручним для подальшої обробки, оскільки значення розділяються комами. Це дає змогу програмі *Python* приймати рядок і розділяти його на окремі числові канали.

Приймання даних у *Python* реалізовано за допомогою бібліотеки *pySerial*, яка використовується для роботи з послідовним портом [18]. У програмі відкривається порт *COM5* зі швидкістю 9600 бод, після чого рядки даних надходять від *Arduino UNO R3* до комп'ютера.

```

PORT = "COM5"
BAUD = 9600

ser = serial.Serial(PORT, BAUD, timeout=0.1)
time.sleep(2)
ser.reset_input_buffer()

```

Кожен прийнятий рядок декодується та розділяється за комами. Якщо кількість отриманих елементів не дорівнює шести, такий рядок вважається некоректним і не використовується для подальшої обробки.

```
raw = ser.readline().decode("utf-8", errors="ignore").strip()
parts = raw.split(",")

if len(parts) != 6:
    print("некоректні дані:", raw)
    continue
```

Після перевірки коректності рядка дані перетворюються у числовий формат. Окремо виділяються дихальний сигнал, оптичні сигнали та сирі значення прискорення.

```
flow_val = int(parts[0])
ir_val   = int(parts[1])
red_val  = int(parts[2])
ax_raw   = int(parts[3])
ay_raw   = int(parts[4])
az_raw   = int(parts[5])
```

Для аналізу дихального сигналу використовується експериментально підібраний діапазон спокою. У фінальній програмній реалізації нижня межа становить 554, верхня межа – 560. Поточне значення дихального сигналу у наведеному фрагменті позначено як `f`; у повному коді програми це значення відповідає змінній `flow_val`. Якщо сигнал виходить за межі діапазону 554–560, система визначає наявність дихальної зміни. Якщо сигнал залишається в межах цього діапазону, починається відлік часу без виражених дихальних коливань.

```
if f < 554 or f > 560:
    b_status = "BREATHING"
    no_breath_start = None
else:
    if no_breath_start is None:
        no_breath_start = time.time()

    elapsed = time.time() - no_breath_start

    if elapsed >= 10:
        b_status = "APNEA WARNING"
    else:
```

```
b_status = "NO BREATH"
```

У цьому фрагменті стан `BREATHING` встановлюється тоді, коли значення дихального сигналу виходить за межі 554–560. Якщо сигнал залишається в цьому діапазоні, програма визначає стан `NO BREATH`. Якщо такий стан триває 10 с або більше, формується повідомлення `APNEA WARNING`. У межах даного макета це повідомлення не є клінічним діагнозом, а лише попередженням про можливий підозрілий епізод. Часовий інтервал 10 с обрано з урахуванням того, що у діагностичних підходах епізод апное пов'язують із припиненням або значним зменшенням дихального потоку тривалістю не менше 10 с [1]–[3].

Орієнтовне значення SpO_2 розраховується на основі сигналів *IR* та *RED*. Для цього використовуються середні значення та стандартні відхилення оптичних сигналів, обчислені за допомогою бібліотеки *NumPy* [19].

```
ir_dc = np.mean(ir_arr)
red_dc = np.mean(red_arr)
ir_ac = np.std(ir_arr)
red_ac = np.std(red_arr)
```

На основі отриманих значень розраховується відношення змінних і постійних складових червоного та інфрачервоного сигналів. У даному макеті значення SpO_2 є орієнтовним, оскільки точність такого розрахунку залежить від стабільності контакту оптичного модуля зі шкірою, рівня зовнішнього освітлення та рухових артефактів.

Рівень рухової активності визначається за даними акселерометра *MPU6050*. Сирі значення прискорення переводяться у м/с² з урахуванням діапазону $\pm 2g$, після чого обчислюється відхилення модуля прискорення від прискорення вільного падіння (3.1):

$$M = |\sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} - g|, \quad (3.1)$$

де a_x , a_y , a_z – прискорення по осях X , Y і Z ; g – прискорення вільного падіння;

M – рівень рухової активності.

У програмному коді цей розрахунок реалізовано таким рядком:

```
motion_val = abs(math.sqrt(ax_g**2 + ay_g**2 + az_g**2) - g)
```

Отримане значення використовується для оцінювання стану рухової активності користувача. У програмі передбачено три стани: `REST`, `SMALL MOVEMENT` та `ACTIVE`

MOVEMENT. Це дозволяє враховувати можливі рухи користувача, які можуть впливати на якість дихального або оптичного сигналу.

Запис результатів реалізовано у файл формату CSV. У файл заносяться час вимірювання, значення дихального сигналу, оптичні сигнали *IR* і *RED*, орієнтовне значення *SpO₂*, рівень руху та поточні стани системи. Для цього використовується стандартний модуль *csv* мови *Python* [20].

```
writer.writerow([
    round(current_time, 2),
    flow_val, ir_val, red_val,
    "" if spo2_val is None else round(spo2_val, 1),
    round(motion_val, 2),
    breathing_status, motion_status, spo2_status
])
```

Для зменшення навантаження на операції запису у файл у програмі передбачено примусове збереження буфера не частіше одного разу на секунду. Для цього використовується змінна *last_flush_time*, яка зберігає час останнього виконання операції *flush()*.

```
if time.time() - last_flush_time >= 1.0:
    f_out.flush()
    last_flush_time = time.time()
```

Таким чином, результати моніторингу поступово записуються у файл CSV, а оновлення збереженого вмісту файлу виконується з інтервалом приблизно 1 с.

Візуалізація даних у реальному часі реалізована за допомогою бібліотеки *Matplotlib*. Для стабільного оновлення графіків лінії створюються один раз, а під час роботи програми змінюються тільки їхні дані. Такий підхід дозволяє відображати поточні значення без повного очищення графічного вікна в кожному циклі [21].

```
line_flow.set_data(list(t_buf), list(flow_buf))
line_spo2.set_data(list(t_buf), list(spo2_buf))
line_mot.set_data(list(t_buf), list(mot_buf))
```

Отже, програмна реалізація системи забезпечує повний цикл роботи макета: зчитування сигналів із трьох сенсорних модулів, передавання даних із *Arduino UNO R3* на комп'ютер, приймання та обробку даних у середовищі *Python*, візуалізацію сигналів у реальному часі, запис результатів у файл CSV та формування попередження *APNEA WARNING* за дихальним каналом. Основні фрагменти програмної

реалізації для *Arduino UNO R3* наведено в тексті підрозділу, а повний код програми для приймання, візуалізації, аналізу та запису даних у середовищі *Python* наведено в додатку Б.

Окремою складовою програмної частини є візуальний інтерфейс моніторингу, який забезпечує відображення дихального сигналу, орієнтовного значення SpO_2 , рівня рухової активності та поточного стану системи в режимі реального часу. Приклади роботи цього інтерфейсу під час тестування наведено в підрозділі 3.5.

3.5 Тестування системи та аналіз отриманих результатів

Перед тестуванням повної програмно-апаратної системи було окремо перевірено роботу сенсорних модулів *MPXV7002*, *MAX30102* та *MPU6050*. Для цього використовувалися прості тестові програми в середовищі *Arduino IDE*, які дозволяли переконатися, що кожен модуль коректно підключений, передає дані та реагує на зміну відповідного сигналу. Коди для первинної перевірки роботи сенсорних модулів наведено в додатку А.

Після збирання програмно-апаратного макета та реалізації програмної частини було проведено тестування системи в режимі реального часу. Метою тестування була перевірка одночасного зчитування даних із трьох сенсорних модулів, передавання даних із плати *Arduino UNO R3* на комп'ютер, візуалізації сигналів у середовищі *Python*, запису результатів у файл формату *CSV* та формування попередження за дихальним каналом.

Під час тестового запуску датчик *MPXV7002* використовувався для реєстрації дихального сигналу, модуль *MAX30102* – для отримання оптичних сигналів *IR* та *RED*, а модуль *MPU6050* – для оцінювання рухової активності користувача. Дані з усіх сенсорів надходили до плати *Arduino UNO R3*, після чого передавалися на комп'ютер через *USB*-з'єднання та оброблялися у програмі *Python*.

Окремо під час тестування перевірялася робота візуального інтерфейсу моніторингу. Інтерфейс реалізовано у вигляді графічного вікна, у верхній частині якого відображається поточний стан системи, а нижче наведено три графічні області

для основних сенсорних каналів. Перший графік відображає дихальний сигнал із датчика *MPXV7002* у вигляді аналогового значення АЦП. Другий графік показує орієнтовне значення SpO_2 , отримане за даними оптичного модуля *MAX30102*. Третій графік відображає рівень рухової активності, розрахований за даними акселерометра *MPU6050*. Така структура інтерфейсу дозволяє одночасно контролювати дихальний, оптичний і руховий канали системи в режимі реального часу.

Перший режим тестування був пов'язаний із перевіркою формування попередження за дихальним каналом. У фінальній програмній реалізації для сигналу *MPXV7002* використано експериментально підібраний діапазон спокою 554–560. Якщо значення сигналу виходило за межі цього діапазону, система визначала наявність дихальних коливань. Якщо сигнал залишався у межах 554–560 протягом 10 с, формувалося попередження *APNEA WARNING*. У межах даного макета це попередження є індикацією можливого підозрілого епізоду, а не клінічним діагнозом [1]–[3]. Приклад роботи візуального інтерфейсу при формуванні попередження *APNEA WARNING* наведено на рисунку 3.12.

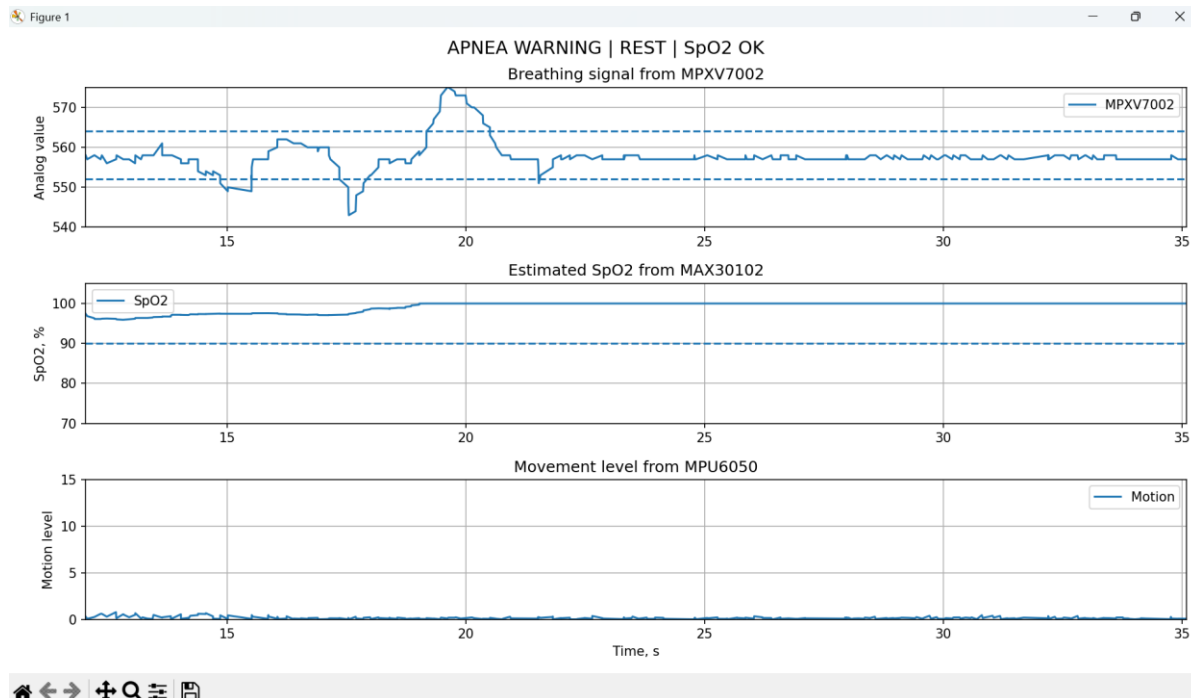


Рисунок 3.12 – Робота візуального інтерфейсу при формуванні попередження *APNEA WARNING*

На рисунку 3.12 показано стан системи, за якого дихальний сигнал не має виражених коливань протягом заданого часу, тому програма формує попередження

APNEA WARNING. Такий режим демонструє роботу програмного зворотного зв'язку: користувач або оператор системи може одразу побачити повідомлення про можливу відсутність виражених дихальних змін. При цьому графіки інших каналів залишаються доступними для спостереження, що дозволяє додатково оцінювати орієнтовне значення SpO_2 та рівень рухової активності.

Другий режим тестування відповідав ситуації, коли система реєструє наявність дихальних коливань і рухову активність користувача. У цьому випадку у верхній частині інтерфейсу відображається статус *BREATHING*, що вказує на вихід дихального сигналу за межі діапазону спокою та наявність дихальних змін. Додатково в інтерфейсі відображається рівень рухової активності, наприклад *SMALL MOVEMENT*, а також стан орієнтовного показника SpO_2 . Приклад роботи системи під час реєстрації дихання та рухової активності користувача наведено на рисунку 3.13.

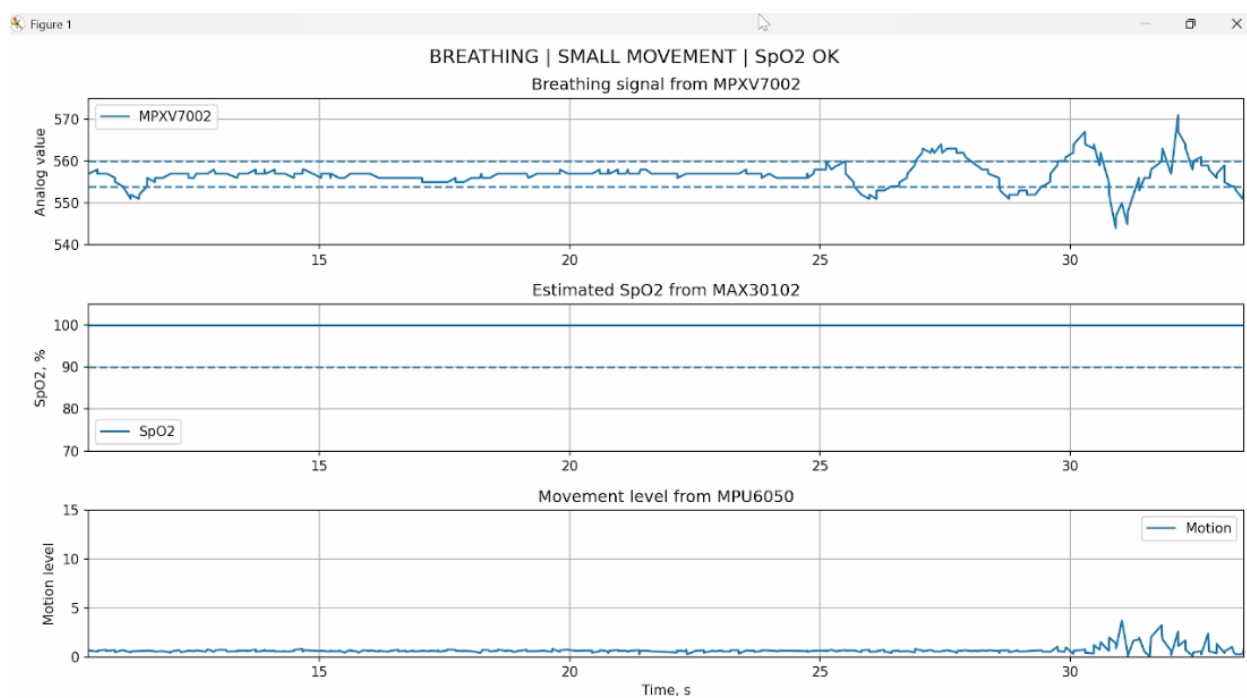


Рисунок 3.13 – Робота візуального інтерфейсу під час реєстрації дихання та рухової активності користувача

На рисунку 3.13 видно, що дихальний сигнал із датчика *MPXV7002* змінюється у часі та виходить за межі діапазону спокою. Це підтверджує здатність дихального каналу реагувати на зміну повітряного потоку. Орієнтовне значення SpO_2 у процесі тестування відображалось на окремому графіку, що дозволяє контролювати оптичний

канал системи. Рівень рухової активності, отриманий за даними *MPU6050*, також змінювався під час рухів користувача, що підтверджує працездатність рухового каналу.

Оптичний модуль *MAX30102* забезпечував отримання сигналів *IR* та *RED*, на основі яких у програмі розраховувалося орієнтовне значення SpO_2 . Під час аналізу результатів цей показник розглядався як допоміжний, оскільки його точність залежить від контакту сенсора зі шкірою, рухів пальця та якості оптичного сигналу [14]. Дані з модуля *MPU6050* використовувалися для оцінювання рухової активності. У стані спокою рівень руху залишався низьким, а при зміні положення або русі користувача значення рухового показника зростало, що дозволяє враховувати можливі рухові артефакти [15].

Окремо було перевірено збереження результатів моніторингу у файл формату *CSV*. У файл записувалися час вимірювання, значення сигналу *MPXV7002*, оптичні сигнали *IR* і *RED*, орієнтовне значення SpO_2 , рівень рухової активності, стан дихального каналу, стан руху та статус SpO_2 . У фінальній версії програми рядки даних формуються під час надходження значень із мікроконтролера, а примусове збереження буфера файлу виконується з інтервалом приблизно 1 с. Приклад збереження результатів моніторингу у файлі формату *CSV*, відкритому в *Microsoft Excel*, наведено на рисунку 3.14.

4.43	549	133400	107223	94.6	0.36	BREATHIN REST	SpO2 OK
5.43	555	133056	107088	97	0.41	NO BREAT REST	SpO2 OK
6.43	560	133091	107063	97.5	0.38	NO BREAT REST	SpO2 OK
7.58	549	132616	106965	97.7	0.45	BREATHIN REST	SpO2 OK
8.59	553	132917	107104	98	0.31	NO BREAT REST	SpO2 OK
9.6	550	133243	107141	97.9	0.82	BREATHIN SMALL MC	SpO2 OK
10.79	556	133058	107060	97.9	0.67	NO BREAT SMALL MC	SpO2 OK
11.94	556	133353	107188	99.2	0.45	NO BREAT REST	SpO2 OK
13.04	563	133473	107238	100	0.48	NO BREAT REST	SpO2 OK
14.06	546	133509	107245	100	0.37	BREATHIN REST	SpO2 OK

Рисунок 3.14 – Приклад збереження результатів моніторингу у файлі формату *CSV*, відкритому в *Microsoft Excel*

За результатами тестування було підтверджено, що розроблена система виконує основні функції програмно-апаратного макета: приймає дані з трьох сенсорних каналів, відображає їх у вигляді графіків у реальному часі, записує результати у файл

CSV та формує попередження *APNEA WARNING* за дихальним сигналом. Дихальний канал реагував на зміну сигналу *MPXV7002*, руховий канал фіксував зміну рівня активності при русі користувача, а файл CSV містив послідовні записи часу, сенсорних значень і поточних статусів системи.

Отримані результати підтверджують працездатність макета та можливість його подальшого вдосконалення для стабільнішого кріплення сенсорів, зменшення шумів і уточнення порогових значень. Водночас результати тестування мають навчально-дослідний характер, тому розроблена система не розглядається як засіб клінічної діагностики апное сну, а використовується для перевірки принципу попереднього моніторингу дихального, оптичного та рухового сигналів у режимі реального часу.

3.6 Обмеження прототипу та напрями подальшого вдосконалення

Розроблений програмно-апаратний макет системи моніторингу ознак апное під час сну підтвердив можливість одночасного зчитування дихального сигналу, оптичних сигналів для орієнтовного оцінювання SpO_2 та даних про рухову активність користувача. Водночас система є навчально-дослідним прототипом і не може розглядатися як сертифікований медичний прилад для діагностики апное сну. Для клінічного підтвердження порушень дихання під час сну використовуються стандартизовані діагностичні методи та спеціалізоване обладнання, зокрема полісомнографія або інші валідовані методи дослідження сну [1]–[3].

Основним обмеженням дихального каналу є те, що сигнал із датчика *MPXV7002* аналізується як сире значення АЦП, без перерахунку в одиниці тиску. Такий підхід є достатнім для перевірки принципу роботи макета, оскільки дозволяє визначати наявність або відсутність виражених дихальних змін. Проте для точнішого аналізу необхідно виконати калібрування дихального каналу, стабілізувати механічне з'єднання трубки з датчиком і покращити розміщення носової канюлі. Також потрібно враховувати, що використані межі дихального сигналу 554–560 були підібрані експериментально для конкретних умов тестування. У подальшому ці межі

доцільно уточнювати на основі більшої кількості тестових записів, різних положень тіла та різної інтенсивності дихання.

Окремим обмеженням є орієнтовний характер визначення SpO_2 за допомогою модуля *MAX30102*. На якість оптичного сигналу впливають щільність контакту сенсора зі шкірою, рухи пальця, зовнішнє освітлення та індивідуальні особливості кровопостачання. Через це отримане значення SpO_2 не слід розглядати як клінічно точний показник. Для подальшого вдосконалення необхідно покращити фіксацію модуля *MAX30102*, зменшити вплив рухових артефактів, виконати порівняння отриманих значень із еталонним пульсоксиметром та уточнити алгоритм розрахунку SpO_2 на основі сигналів *IR* і *RED* [14].

Дані з модуля *MPU6050* у поточній реалізації мають допоміжний характер. Вони дозволяють оцінювати загальний рівень рухової активності, але не забезпечують повного аналізу положення тіла під час сну. У подальшому доцільно розширити аналіз рухового каналу для точнішого врахування положення тіла та рухових артефактів [15].

Програмна частина системи також потребує подальшого вдосконалення. У поточній реалізації попередження *APNEA WARNING* формується за простою пороговою логікою: якщо дихальний сигнал залишається в межах діапазону спокою протягом 10 с, система виводить попередження. Такий підхід є зрозумілим і придатним для навчально-дослідного макета, однак для практичного використання необхідно додати фільтрацію шумів, адаптивне визначення базового рівня дихального сигналу, точніше виділення дихальних циклів і комплексний аналіз кількох параметрів одночасно. Зокрема, доцільно враховувати не лише сигнал *MPXV7002*, а й зміну SpO_2 , рівень рухової активності та стабільність контакту сенсорів. Такий підхід відповідає загальній тенденції розвитку домашніх і носимих систем моніторингу сну, у яких для оцінювання стану користувача поєднуються декілька сенсорних каналів [5]–[9].

Висновок до розділу 3

У третьому розділі представлено процес розробки, збирання та тестування програмно-апаратної системи моніторингу ознак апное під час сну. Розроблена система являє собою навчально-дослідний макет на базі мікроконтролерної плати *Arduino UNO R3* із підключеними сенсорними модулями *MPXV7002*, *MAX30102* та *MPU6050*. Датчик диференціального тиску *MPXV7002* використовується для реєстрації дихального сигналу, оптичний модуль *MAX30102* – для отримання сигналів, пов'язаних із пульсоксиметричними показниками, а інерційний модуль *MPU6050* – для оцінювання рухової активності користувача.

У розділі описано функціональну схему системи, технічні характеристики основних компонентів, схему підключення, макет у середовищі *Fritzing*, фізичну модель програмно-апаратного макета та спосіб розміщення сенсорних модулів на тілі користувача. Програмна частина системи забезпечує приймання даних із мікроконтролера, їх обробку, візуалізацію в режимі реального часу, запис результатів у файл формату *CSV* та формування попередження *APNEA WARNING* за дихальним каналом. Це дозволяє не лише спостерігати за сигналами під час роботи системи, а й зберігати отримані дані для подальшого аналізу.

Результати тестування підтвердили працездатність окремих сенсорних модулів і системи загалом у режимі реального часу. Було перевірено зчитування даних із модулів *MPXV7002*, *MAX30102* та *MPU6050*, передавання інформації з плати *Arduino UNO R3* на комп'ютер, побудову графіків та запис результатів моніторингу. Водночас визначено обмеження прототипу, пов'язані з фіксацією сенсорів, шумами, руховими артефактами, нестабільністю розрахунку SpO_2 та необхідністю уточнення порогових значень. Ці обмеження не є критичними для навчально-дослідного макета та можуть бути усунені під час подальшого вдосконалення системи.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ

Дипломна робота присвячена розробленню системи моніторингу ознак апное під час сну в реальному часі. У розділі охорони праці розглядається навчально-дослідний програмно-апаратний макет, до складу якого входять блок реєстрації дихального сигналу, блок оптичного зчитування сигналів для орієнтовного визначення SpO_2 , блок оцінювання рухової активності, мікроконтролер Arduino UNO R3 та ноутбук із програмною обробкою даних.

Розділ виконано за тематичним планом №1: «Виявлення та оцінка потенційно небезпечних і шкідливих виробничих факторів, що створюються конструкцією об'єкта, який проєктується, та заходи їх усунення», оскільки основні ризики пов'язані з конструкцією макета, живленням через USB, відкритими контактами, способом кріплення сенсорів і контактом окремих елементів із тілом людини [22], [23]. З урахуванням умов складання, налаштування та тестування системи розглянуто три ключові групи небезпек: ураження електричним струмом, пожежну безпеку, а також санітарно-біологічні фактори. [22-25].

4.1 Характеристика системи моніторингу ознак апное під час сну

4.1.1 Характеристика компонентів системи

До складу системи входять мікроконтролер Arduino UNO R3, датчик диференціального тиску MPXV7002, оптичний модуль MAX30102, інерційний модуль MPU6050, макетна плата, USB-кабель або відповідний блок живлення, ноутбук із програмною обробкою даних, носова канюля, медичний пластир та еластичний бинт. Основні характеристики компонентів, що мають значення для охорони праці, наведено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Характеристика компонентів системи

№	Компонент	Основні характеристики компонентів комплексу	Кількість
1	Мікроконтролер Arduino UNO R3	Клас виробу за ступенем захисту (IP): IP20*. Робоча напруга: 5 В через USB; рекомендована вхідна напруга через зовнішній роз'єм: 7–12 В.	1

		Аналогові входи: A0–A5. Інтерфейси: UART, I ² C, SPI. Функція в системі: зчитування сигналів із сенсорів і передавання даних на ноутбук [12].	
2	Датчик диференціального тиску MPXV7002	Клас виробу за ступенем захисту (IP): IP20*. Напруга живлення: 5 В постійного струму. Діапазон вимірювання тиску: від –2 кПа до +2 кПа. Вихідний сигнал: аналогова напруга. Функція в системі: реєстрація зміни тиску повітря під час вдиху та видиху через носову канюлю [13].	1
3	Модуль MAX30102	Клас виробу за ступенем захисту (IP): IP20*. Інтегрований оптичний сенсор для пульсоксиметрії, що містить світлодіоди, фотодетектор та електроніку обробки сигналу. Напруга живлення мікросхеми: 1,8 В; напруга живлення світлодіодів: 3,3 В. Інтерфейс передавання даних: I ² C. Функція в системі: отримання оптичних сигналів для орієнтовного визначення SpO ₂ [14].	1
4	Модуль MPU6050	Клас виробу за ступенем захисту (IP): IP20*. 6-осьовий інерційний сенсорний модуль, що містить 3-осьовий акселерометр і 3-осьовий гіроскоп. Напруга живлення мікросхеми: 2,375–3,46 В. Інтерфейс передавання даних: I ² C. Функція в системі: оцінювання рухової активності під час сну [15].	1
5	Макетна плата та з'єднувальні провідники	Клас виробу за ступенем захисту (IP): IP20*. Використовуються для з'єднання сенсорів із мікроконтролером Arduino та формування низьковольтних шин 3,3–5 В [12-15]. При пошкодженні ізоляції, неправильному підключенні або випадковому зміщенні переминок можливі коротке замикання, нестабільна робота системи чи вихід з ладу окремих модулів [30].	1 комплект
6	USB-кабель / живлення	Клас виробу за ступенем захисту (IP): IP20*. Забезпечує живлення Arduino UNO напругою 5 В постійного струму через USB та передавання даних між мікроконтролером і ноутбуком [12]. Пошкодження кабелю, роз'єму або ізоляції може спричинити нестабільну роботу системи, коротке замикання або перегрів контактів [30].	1
7	Ноутбук із програмним забезпеченням Python	Клас виробу за ступенем захисту (IP): IP20*. Забезпечує приймання сигналів через USB, візуалізацію даних у реальному часі, CSV-запис і формування програмного попередження при можливих ознаках порушення дихання. Основні ризики пов'язані з тривалою роботою за екраном, електричним живленням, перегрівом пристрою та ергономічним навантаженням оператора [26], [30].	1
8	Носова канюля, медичний пластр,	Допоміжні контактні елементи системи. Канюля використовується для передавання зміни тиску	1 комплект

	еластичний бинт	повітря до датчика MPXV7002; медичний пластр – для фіксації MAX30102 на пальці; еластичний бинт або стрічка – для закріплення MPU6050 на грудній клітці. Основні ризики: забруднення, місцеве подразнення шкіри, алергічна реакція, надмірне стискання тканин або дискомфорт під час тривалого використання [29].	
--	-----------------	---	--

* Примітка щодо класу захисту IP20: значна частина використаних електронних компонентів системи не має власного захисту від впливу пилу та вологи, оскільки макет виконано на відкритій платі з використанням з'єднувальних провідників. Відповідно до класифікації ступенів захисту, що надаються оболонками електрообладнання, згідно з вимогами ДСТУ ІЕС 60529:2019, клас захисту IP20 забезпечує захист від твердих об'єктів розміром понад 12,5 мм і не гарантує захисту від вологи [31]. З метою підвищення безпеки експлуатації доцільним є розміщення електронних компонентів у захисному діелектричному корпусі, ізоляція відкритих контактів і використання кабельних вводів, що зменшить ризик випадкового дотику, короткого замикання та механічного пошкодження провідників [30].

Класифікація компонентів за критеріями безпеки здійснюється відповідно до положень ДСТУ EN 61010-1:2014, який встановлює загальні вимоги до електрообладнання, призначеного для вимірювання, контролю та лабораторного використання [32].

4.1.2 Складові частини системи

Функціонально система зазначена на рисунку 4.1 складається з блоку реєстрації дихального сигналу на базі MPXV7002, блоку реєстрації оптичних сигналів на базі MAX30102, блоку оцінювання рухової активності на базі MPU6050, блоку збору й передавання даних на базі Arduino UNO R3, а також програмного блоку на ноутбучі. Програмний блок забезпечує приймання даних, побудову графіків у реальному часі, запис результатів у CSV-файл і формування попередження при можливих ознаках порушення дихання.

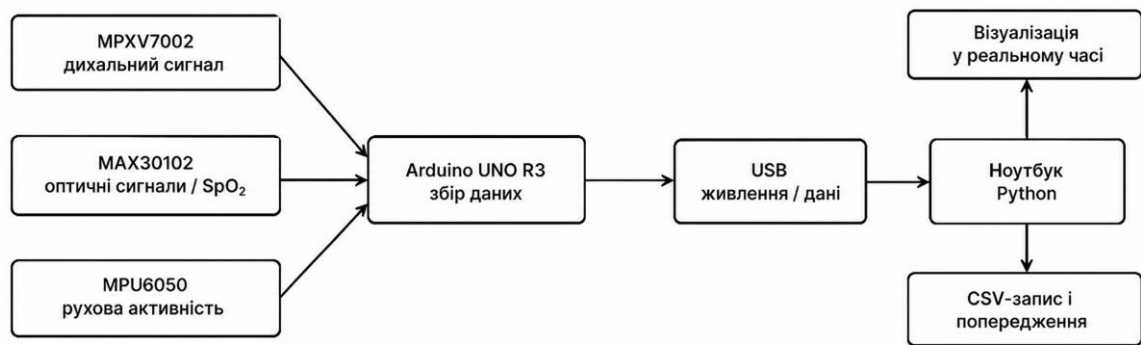


Рисунок 4.1 – Функціональна схема системи моніторингу ознак апное під час сну

Сигнали з трьох сенсорних модулів надходять до мікроконтролера Arduino UNO R3, після чого через USB-канал передаються на ноутбук. На комп'ютері виконується програмна обробка, візуалізація та збереження результатів. Така побудова знижує складність апаратної частини, але робить критичними безпечність USB-живлення, правильність монтажу макетної плати та санітарний стан контактних елементів [12-15].

4.1.3 Характер взаємодії об'єкта в системі «людина – об'єкт»

Під час роботи з макетом користувач або оператор виконує фіксацію сенсорів, контролює правильність підключення, запускає програму на ноутбуці, спостерігає за сигналами у реальному часі та припиняє тест при виникненні аварійної або дискомфортної ситуації. Особливістю системи є те, що електронні модулі Arduino UNO R3, USB-кабель і макетна плата не контактують безпосередньо з тілом користувача, тоді як носова канюля, модуль MAX30102 і кріплення MPU6050 розміщуються на тілі або біля нього. Основні елементи взаємодії користувача з макетом системи наведено у таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Характер взаємодії «людина – об'єкт»

№	Найменування	Вид відображення інформації	Кількість
1	Мікроконтролер Arduino UNO R3	Індикатор підключення та роботи плати – світлодіод на платі; передавання даних через послідовний порт	1
2	Датчик диференціального тиску MPXV7002	Відображення дихального сигналу на графіку в програмному середовищі Python	1

3	Модуль MAX30102	Відображення оптичних сигналів IR/RED та орієнтовного значення SpO ₂ у програмному середовищі Python	1
4	Модуль MPU6050	Відображення рівня рухової активності у програмному середовищі Python	1
5	Ноутбук із програмним забезпеченням Python	Візуалізація сигналів у реальному часі, запис результатів у CSV-файл і формування програмного попередження при можливих ознаках порушення дихання	1
6	USB-кабель	Передавання даних між Arduino UNO R3 та ноутбуком, а також подавання живлення на мікроконтролер	1

4.2 Оцінювання потенційних небезпек та заходи їх усунення

З урахуванням конструкції та реальних умов використання прототипу проаналізовано чотири основні групи факторів: електричну небезпеку, пожежну небезпеку, санітарно-біологічні ризики та ергономічні й психофізіологічні фактори. Іонізуюче випромінювання, високі температури поверхонь, потужні механічні рухомі частини та високий надлишковий тиск для цього макета не є визначальними.

4.2.1 Небезпека ураження електричним струмом

Більшість елементів макета працює від низької постійної напруги, проте електробезпека залишається важливим питанням через відкрите макетне виконання, наявність з'єднувальних провідників, живлення через USB та використання ноутбука, який може підключатися до мережі 220 В через зарядний пристрій. Безпечність системи забезпечується правильним монтажем, справністю кабелів, сухими умовами роботи та недопущенням контакту електронних компонентів із вологою [12–15], [30–32]. Основні джерела електричної небезпеки та заходи захисту наведено у таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Оцінювання електричної небезпеки та заходи захисту

Джерело небезпеки	Реальні умови для макета	Нормативна вимога	Можливі наслідки	Заходи усунення
Живлення Arduino UNO R3 та сенсорних модулів	Система працює від низьковольтного живлення 3,3–5 В постійного	Використання безпечної низької напруги без прямого підключення макета	Нестабільна робота системи, пошкодження мікроконтролера або сенсорів при	Перевіряти правильність підключення живлення перед запуском; не

	струму через USB-з'єднання з ноутбуком [12–15]	до мережі 220 В [30], [32]	неправильному підключенні	змінювати з'єднання під час роботи системи
Макетна плата та з'єднувальні провідники	Наявні відкриті контакти, перемички та провідники без сертифікованого корпусу	Відкриті струмопровідні частини мають бути захищені від випадкового дотику, зміщення та короткого замикання [30], [32]	Коротке замикання, перегрів елементів, вихід з ладу окремих модулів	Ізолювати відкриті контакти, фіксувати провідники, перевіряти цілісність з'єднань перед початком роботи
USB-кабель / роз'єм живлення	Живлення та передавання даних здійснюються через USB-кабель; можливе пошкодження ізоляції або роз'єму	Кабелі та роз'єми повинні бути справними, без оголених ділянок, перегріву та механічних пошкоджень [30]	Нестабільне живлення, втрата даних, перегрів роз'єму, коротке замикання	Використовувати справний USB-кабель, не допускати його перегину, пошкодження або натягу під час роботи
Потрапляння вологи на електронні компоненти	Макет виконано на відкритій платі; клас захисту електронних компонентів у макетному виконанні – IP20*	Компоненти з IP20 не забезпечують захисту від вологи, тому експлуатація має проводитися лише в сухому приміщенні [31]	Коротке замикання, пошкодження електронних модулів, некоректна робота системи	Не використовувати систему у вологому середовищі; не допускати контакту електроніки з рідиною; після роботи знеструмлювати макет
Ноутбук і мережеве живлення	Ноутбук приймає дані через USB; за потреби може працювати від мережевого адаптера	Мережеве обладнання має використовуватися лише у справному стані, з цілим кабелем живлення та без пошкоджень корпусу [30], [32]	Перегрів блока живлення, нестабільна робота ноутбука, ризик ураження струмом у разі несправності адаптера	Використовувати справний ноутбук і блок живлення; не працювати з пошкодженими кабелями; не залишати систему без нагляду у ввімкненому стані

Отже, електричний ризик у системі є невисоким через використання низьковольтного живлення 3,3–5 В. Основну увагу під час експлуатації потрібно приділяти не рівню напруги, а стану USB-кабелю, правильності підключення провідників, ізоляції відкритих контактів і захисту електронних модулів від вологи. Дотримання цих вимог дозволяє зменшити ризик короткого замикання, перегріву елементів і нестабільної роботи системи.

4.2.2 Пожежна безпека

Пожежний ризик у системі пов'язаний не з високою потужністю навантаження, а з поєднанням відкритої макетної електроніки, кабелів, зарядного пристрою ноутбука та можливого розміщення системи поблизу горючих матеріалів під час тестів у спальні. Особливо небезпечними є пошкоджені кабелі, погане охолодження ноутбука, близькість текстилю та залишення працюючої системи без контролю [25]. Оцінка пожежної небезпеки та заходи захисту наведені у таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Оцінювання пожежної небезпеки та заходи захисту

Джерело небезпеки	Реальні умови для макета	Нормативна вимога	Можливі наслідки	Заходи усунення
Пошкоджений USB-кабель, адаптер або розетка	Можливі зношення ізоляції або ненадійний контакт.	Заборонено використовувати пошкоджені кабелі, розетки та саморобні подовжувачі [25].	Локальний перегрів, іскріння, займання.	Огляд перед вмиканням, використання лише справних заводських виробів.
Макетна плата поблизу горючих матеріалів	Макет може випадково розміщуватися біля паперу, серветок, постільної білизни.	Обладнання з низьким ступенем захисту розміщують не ближче 1 м до горючих матеріалів [25].	Поширення займання на текстиль або папір.	Розміщення на твердій негорючій або важкогорючій поверхні, відстань не менше 1 м до текстилю.
Ноутбук із перекритими вентиляційними отворами	Можливе розміщення на м'якій поверхні або під тканиною.	Обладнання має експлуатуватися відповідно до вимог виробника та без умов перегріву.	Перегрів, відмова електроніки, посилення пожежного ризику.	Ноутбук ставити на тверду поверхню, не перекривати вентиляцію, не накривати тканиною.
Тривала робота без нагляду	Нічний тест може тривати довше, ніж короткий лабораторний запуск.	Після закінчення роботи електрообладнання відключають, якщо воно не потребує безперервної роботи [25].	Пізнє виявлення запаху гару, диму або перегріву.	Попередній короткий тест, періодичний контроль стану, повне вимкнення після завершення.

4.2.3 Санітарно-біологічна безпека

Санітарно-біологічний ризик зумовлений наявністю елементів, що контактують зі шкірою користувача або з ділянкою носових ходів. До таких елементів належать

носова канюля, контактна поверхня МАХ30102, а також модуль МРU6050, який фіксується на грудній клітці за допомогою пластиру або еластичного бинта. Основну небезпеку становлять перехресне забруднення, недостатня гігієна рук, повторне використання контактних елементів без очищення та місцеве подразнення шкіри [27]. Оцінювання санітарно-біологічних факторів та заходи захисту наведено у таблиці 4.5.

Таблиця 4.5 – Оцінювання санітарно-біологічних факторів та заходи захисту

Джерело небезпеки	Реальні умови для макета	Нормативна вимога	Можливі наслідки	Заходи усунення
Носова канюля	Контакт із ділянкою носових ходів.	Переважа надається індивідуальній або одноразовій канюлі; спільне використання без очищення не допускається.	Контамінація, дискомфорт, локальне подразнення.	Індивідуалізація канюлі, очищення або заміна після тесту, зберігання окремо.
МАХ30102 на пальці	Контактна поверхня торкається шкіри.	Контактні поверхні очищують до та після використання; руки обробляють згідно з гігієнічними рекомендаціями [27].	Перенесення забруднення, подразнення шкіри.	Очищення сенсора, миття рук не менше 20 с або антисептик із вмістом спирту не менше 60% [27].
Пластир і еластичний бинт	Тривалий контакт зі шкірою та механічний тиск.	Безпечний стан – відсутність болю, оніміння, вираженого почервоніння або побіління шкіри.	Місцевий тиск, почервоніння, алергічна реакція.	М'яка фіксація, гіпоалергенний пластир за потреби, огляд шкіри після тесту.
Руки оператора та поверхні	Дотик до сенсорів, дротів і контактних елементів.	Перед монтажем і після демонтажу виконують гігієнічну обробку рук [27].	Перенесення мікроорганізмів на сенсори та шкіру.	Миття рук, антисептик, за потреби одноразові рукавички під час очищення.

4.3 Інструкція з техніки безпеки при експлуатації системи моніторингу ознак апное під час сну

1. Загальні положення стосовно прав і обов'язків обслуговуючого персоналу щодо виконання вимог безпеки

Обслуговуючий персонал або оператор, який працює із системою моніторингу ознак апное під час сну, повинен дотримуватися вимог охорони праці,

електробезпеки, пожежної безпеки та санітарно-гігієнічних правил. Система використовується як навчально-дослідний програмно-апаратний макет і не є сертифікованим клінічним приладом для діагностики апное сну.

До роботи із системою допускається особа, яка:

- ознайомлена зі схемою з'єднання компонентів;
- знає призначення датчиків MPXV7002, MAX30102 та MPU6050;
- розуміє правила роботи з низьковольтними електронними модулями;
- пройшла інструктаж з охорони праці та техніки безпеки;
- не допускає використання несправних кабелів, роз'ємів, плат або сенсорних модулів [24], [30], [32].

Оператор зобов'язаний працювати лише у сухому приміщенні, перевіряти справність макета перед запуском, не змінювати електричні з'єднання під час роботи системи, не залишати ввімкнену систему без нагляду та стежити за відсутністю перегріву, запаху гару або нестабільної роботи електронних компонентів.

2. Положення, що стосуються прав і обов'язків користувача щодо дотримання вимог охорони праці та техніки безпеки

Користувач, на якому проводиться тестування системи, повинен бути попередньо ознайомлений із метою дослідження, способом розміщення сенсорів та можливими факторами дискомфорту. Використання системи допускається лише після пояснення правил безпечного розміщення носової канюлі, модуля MAX30102 на пальці та MPU6050 на грудній клітці.

Користувач має право припинити тестування у разі появи дискомфорту, подразнення шкіри, надмірного стискання пальця або грудної клітки, утруднення дихання через неправильне положення канюлі чи погіршення самопочуття. Оператор у такому випадку повинен негайно припинити тест і зняти контактні елементи системи.

Користувачу забороняється самотійно змінювати електричні з'єднання, торкатися макетної плати вологими руками, різко тягнути кабелі або переміщувати електронні модулі під час роботи системи.

3. Технологічні вимоги щодо дотримання заходів безпеки перед початком роботи, під час роботи, після закінчення роботи та в умовах аварійної ситуації

Перед початком роботи необхідно:

- перевірити цілісність Arduino UNO R3, макетної плати, з'єднувальних провідників і USB-кабелю;
- переконатися у правильності підключення сенсорів до мікроконтролера;
- розмістити ноутбук на стійкій поверхні та не перекривати його вентиляційні отвори;
- підготувати чисту або індивідуальну носову канюлю, медичний пластир та еластичний бинт;
- очистити контактні поверхні сенсорів і обробити руки відповідно до гігієнічних рекомендацій [27];
- переконатися, що електронні компоненти не контактують із вологою.

Під час роботи необхідно:

- не змінювати електричні з'єднання під напругою;
- не торкатися макетної плати, контактів і провідників вологими руками;
- не розміщувати макет на ліжку, під подушкою, під ковдрою або біля легкозаймистих матеріалів;
- контролювати, щоб носова канюля не була перегнута;
- стежити, щоб кабелі не натягували сенсори та не обмежували рух користувача;
- не фіксувати MAX30102 і MPU6050 надмірно щільно;
- під час роботи з ноутбуком робити короткі перерви, підтримувати зручне положення тіла та уникати тривалого напруження зору [26];
- у разі появи дискомфорту, подразнення шкіри, запаху гару, диму або аномального нагрівання негайно припинити тестування.

Після завершення роботи необхідно:

- зупинити програму на ноутбуці та зберегти результати вимірювання;
- від'єднати USB-живлення або адаптер від джерела живлення;
- обережно зняти носову канюлю, пластир, еластичний бинт і сенсорні модулі;
- оглянути шкіру користувача в місцях фіксації сенсорів;

- очистити контактні поверхні сенсорів;
- утилізувати одноразову канюлю або зберігати її окремо лише для того самого користувача;
- зберігати електронні компоненти в сухому місці, захищеному від механічних пошкоджень.

У разі аварійної ситуації необхідно:

- негайно відключити живлення системи;
- від'єднати USB-кабель або адаптер від джерела живлення, якщо це безпечно;
- зняти контактні сенсори з користувача;
- при появі диму, запаху гару або займання діяти відповідно до правил пожежної безпеки та використовувати наявні первинні засоби пожежогасіння [25];
- при вираженій шкірній реакції або погіршенні самопочуття користувача припинити тестування та за потреби звернутися по медичну допомогу.

4. Особливості обслуговування системи моніторингу ознак апное під час сну

Обслуговування системи полягає у перевірці електронної частини та елементів, які контактують із користувачем. Перед кожним запуском потрібно оглянути USB-кабель, макетну плату, провідники, роз'єми та сенсорні модулі. Якщо є пошкодження, перегрів, нестабільне живлення або неправильна робота одного з датчиків, систему не можна використовувати до усунення несправності.

Після тестування необхідно очистити контактні поверхні сенсорів, перевірити стан носової канюлі, пластиру та еластичного бинта. Оскільки ці елементи розміщуються на тілі або біля дихальних шляхів, їх слід використовувати індивідуально та не допускати забруднення. Для тривалого нічного моніторингу систему доцільно застосовувати тільки після короткого пробного тесту, під час якого перевіряється стабільність роботи макета та комфорт користувача. У разі подальшого вдосконалення макета до рівня дослідного медичного зразка необхідно додатково провести оцінювання ризиків і біологічної сумісності контактних матеріалів відповідно до профільних стандартів [28], [29].

Висновок до розділу 4

У четвертому розділі розглянуто питання охорони праці під час експлуатації навчально-дослідного програмно-апаратного макета системи моніторингу ознак апное під час сну. Проведено характеристику основних компонентів системи, визначено її складові частини та описано характер взаємодії в системі «людина – об'єкт». Оскільки макет передбачає контакт окремих сенсорних елементів зі шкірою користувача, підключення електронних модулів до мікроконтролера та роботу з персональним комп'ютером, було проаналізовано потенційні небезпеки, пов'язані з електробезпекою, пожежною безпекою та санітарно-біологічними факторами.

За результатами аналізу визначено основні заходи безпечної експлуатації системи: перевірка справності провідників і з'єднань перед використанням, недопущення контакту електронних компонентів із вологою, використання справного джерела живлення, контроль нагрівання елементів, дотримання санітарно-гігієнічних вимог та очищення контактних поверхонь сенсорів. Також сформовано інструкцію з техніки безпеки при експлуатації системи. Дотримання цих вимог дозволяє зменшити ризик ураження електричним струмом, пожежної небезпеки, подразнення шкіри та перенесення забруднень під час роботи з макетом.

ВИСНОВКИ

У результаті виконання дипломної роботи розроблено навчально-дослідний програмно-апаратний макет системи моніторингу ознак апное під час сну, який забезпечує зчитування та передавання даних на комп'ютер, візуалізацію сигналів у реальному часі, запис результатів у CSV-файл і формування попередження про можливе порушення дихання.

Поставлені задачі виконано у повному обсязі:

1. Проаналізовано існуючі системи моніторингу апное: полісомнографію, домашні тести сну, носимі пристрої та мультисенсорні системи. За результатами аналізу обрано мультипараметричний підхід із трьома каналами вимірювання.
2. Обґрунтовано вибір компонентів системи. Для дихального каналу використано *MPXV7002*, для оптичного – *MAX30102*, для рухового – *MPU6050*, а центральним блоком збору даних обрано *Arduino UNO R3*.
3. Розроблено схему підключення у середовищі *Fritzing* та зібрано фізичний макет системи. Модулі *MAX30102* і *MPU6050* підключено через шину *I²C*, а датчик *MPXV7002* – до аналогового входу *A0*. Для реєстрації дихального сигналу використано носову канюлю.
4. Реалізовано програмну частину у середовищі *Python*: побудову графіків у реальному часі, запис результатів у CSV-файл і формування попередження *APNEA WARNING* за пороговою логікою.
5. Проведено тестування макета в режимі реального часу. Підтверджено роботу трьох сенсорних каналів: дихальний канал реагував на зміну сигналу з *MPXV7002*, оптичний канал забезпечував зчитування сигналів *IR* і *RED*, а руховий канал фіксував зміну активності користувача.
6. Визначено основні обмеження макета: відсутність калібрування дихального каналу, орієнтовний характер розрахунку *SpO₂* та проста порогова логіка формування попередження. Подальше вдосконалення може включати калібрування каналів, зменшення шумів і порівняння результатів із сертифікованими приладами.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. 2024 Position Statement on the Use of Different Diagnostic Methods for Sleep Disorders in Adults – Brazilian Sleep Association / L. O. Palombini, M. Assis, L. F. Drager et al. // *Sleep Science*. – 2024. – Vol. 17, № 4. – P. e476–e492. – doi: 10.1055/s-0044-1800887.
2. Australasian Sleep Association 2024 Guidelines for Sleep Studies in Adults / C. M. Ellender, W. R. Ruehland, B. Duce et al. // *Sleep*. – 2024. – Vol. 47, № 10. – doi: 10.1093/sleep/zsae107.
3. Merck Manual Professional Edition. Obstructive Sleep Apnea (OSA) [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.msdmanuals.com/professional/pulmonary-disorders/sleep-apnea/obstructive-sleep-apnea-osa>.
4. Interactions of Obstructive Sleep Apnea With the Pathophysiology of Cardiovascular Disease, Part 1: JACC State-of-the-Art Review / S. Javaheri, S. Javaheri, V. K. Somers et al. // *Journal of the American College of Cardiology*. – 2024. – Vol. 84, № 13. – P. 1208–1223. – doi: 10.1016/j.jacc.2024.02.059.
5. A Comprehensive Review of Home Sleep Monitoring Technologies: Smartphone Apps, Smartwatches, and Smart Mattresses / B. M. Mathunjwa, R. Y. J. Kor, W. Ngarnkuekool, Y.-L. Hsu // *Sensors*. – 2025. – Vol. 25, № 6. – Article 1771. – doi: 10.3390/s25061771.
6. Wearable Sensors and Artificial Intelligence for Sleep Apnea Detection: A Systematic Review / A. Osa-Sanchez, J. Ramos-Martinez-de-Soria, A. Mendez-Zorrilla, I. Oleagordia Ruiz, B. Garcia-Zapirain // *Journal of Medical Systems*. – 2025. – Vol. 49. – doi: 10.1007/s10916-025-02199-8.
7. OSA Diagnosis Goes Wearable: Are the Latest Devices Ready to Shine? / A. A. Chiang, E. Jerkins, S. Holfinger et al. // *Journal of Clinical Sleep Medicine*. – 2024. – Vol. 20, № 11. – P. 1823–1838. – doi: 10.5664/jcsm.11290.
8. A Performance Validation of Six Commercial Wrist-Worn Wearable Sleep-Tracking Devices for Sleep Stage Scoring Compared to Polysomnography / A.-M.

Schyvens, B. Peters, N. C. Van Oost et al. // Sleep Advances. – 2025. – Vol. 6, № 2. – doi: 10.1093/sleepadvances/zpaf021.

9. Detection of Sleep Apnea Using Wearable AI: Systematic Review and Meta-Analysis / A. Abd-alrazaq, H. Aslam, R. AlSaad et al. // Journal of Medical Internet Research. – 2024. – Vol. 26. – Article e58187. – doi: 10.2196/58187.

10. Clinical Validation of a Multisensor Wearable Device (SOUNDI) for the Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea (OSA) / C. Salito, D. Bovio, C. Lombardi // Scientific Reports. – 2026. – Vol. 16. – Article 5806. – doi: 10.1038/s41598-026-36290-y.

11. Validation of a Wearable Medical Device for Automatic Diagnosis of OSA against Standard PSG / J. Sanchez Gomez, R. X. A. Pramono, A. Imtiaz et al. // Journal of Clinical Medicine. – 2024. – Vol. 13, № 2. – Article 571. – doi: 10.3390/jcm13020571.

12. Arduino Documentation. Arduino UNO Rev3 [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3/>.

13. NXP Semiconductors. MPXV7002 Series: Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated. Data Sheet [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MPXV7002.pdf>.

14. Analog Devices. MAX30102: High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health. Data Sheet [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/max30102.pdf>.

15. TDK InvenSense. MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification. Revision 3.4 [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.cdiweb.com/datasheets/invensense/mpu-6050_datasheet_v3%204.pdf.

16. Artificial Intelligence Models for the Automation of Standard Diagnostics in Sleep Medicine – A Systematic Review / M. Alattar, A. Govind, S. Mainali // Bioengineering. – 2024. – Vol. 11, № 3. – Article 206. – doi: 10.3390/bioengineering11030206.

17. Fritzing. Electronics Made Easy [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://fritzing.org/>.
18. pySerial Documentation. Welcome to pySerial's documentation [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://pyserial.readthedocs.io/>.
19. NumPy Documentation. Mathematical functions: numpy.mean, numpy.std [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://numpy.org/doc/stable/reference/routines.statistics.html>.
20. Python Software Foundation. csv – CSV File Reading and Writing [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://docs.python.org/3/library/csv.html>.
21. Matplotlib Documentation. matplotlib.animation.FuncAnimation [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://matplotlib.org/stable/api/_as_gen/matplotlib.animation.FuncAnimation.html.
22. Охорона праці в дипломних проектах (роботах): настанови до виконання розділу : навч. посіб. для здобувачів ступеня бакалавра спеціальностей 122, 151, 152, 163, 172. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019.
23. Охорона праці в індивідуальних дипломних проектах (роботах): методичні вказівки до виконання розділу : навч. посіб. для здобувачів ступеня бакалавра спеціальності 163 Біомедична інженерія. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022.
24. Про охорону праці : Закон України від 14.10.1992 № 2694-XII [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/2694-12>.
25. Про затвердження Правил пожежної безпеки в Україні : наказ МВС України від 30.12.2014 № 1417 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0252-15>.
26. Occupational Safety and Health Administration. Computer Workstations eTool [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.osha.gov/etools/computer-workstations>.

27. Centers for Disease Control and Prevention. About Handwashing. Clean Hands [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.cdc.gov/clean-hands/about/index.html>.

28. ISO 14971:2019. Medical devices – Application of risk management to medical devices.

29. ISO 10993-1:2018. Biological evaluation of medical devices – Part 1: Evaluation and testing within a risk management process.

30. ДСТУ EN 61140:2019. Захист проти ураження електричним струмом. Загальні аспекти щодо установок та обладнання. – Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2019.

31. ДСТУ ІЕС 60529:2019. Ступені захисту, забезпечувані корпусами (ІР-код) (ІЕС 60529:2013, IDT). – Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2019.

32. ДСТУ EN 61010-1:2014. Вимоги щодо безпечності контрольно-вимірювального та лабораторного електричного устаткування. Частина 1. Загальні вимоги. – Київ : Мінекономрозвитку України, 2014.

33. CLM Sleep. What Causes Sleep Apnea? [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.clmsleep.com/what-causes-sleep-apnea/>.

34. ResMed. ApneaLink Air Home Sleep Testing Device [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.resmed.com/en-us/health-professionals/products/home-sleep-testing/apnealink-air/>.

35. Apple Support. Sleep Apnea Notifications on Your Apple Watch [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://support.apple.com/en-us/120031>.

36. SnoreLab. Record Your Snoring [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.snorelab.com/>.

37. Withings. Sleep Analyzer [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.withings.com/eu/en/sleep-analyzer>.

ДОДАТОК А

Коди для перевірки роботи сенсорних модулів у середовищі *Arduino IDE*

А.1 Код для перевірки роботи модуля *MPU6050*

```
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_MPU6050.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>

Adafruit_MPU6050 mpu;

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

  if (!mpu.begin()) {
    Serial.println("ERROR: MPU6050 not found");
    while (1) {
      delay(10);
    }
  }

  Serial.println("ax,ay,az,gx,gy,gz,temp");
}

void loop() {
  sensors_event_t a, g, temp;
  mpu.getEvent(&a, &g, &temp);

  Serial.print(a.acceleration.x);
  Serial.print(",");
  Serial.print(a.acceleration.y);
  Serial.print(",");
  Serial.print(a.acceleration.z);
  Serial.print(",");
  Serial.print(g.gyro.x);
  Serial.print(",");
  Serial.print(g.gyro.y);
  Serial.print(",");
  Serial.print(g.gyro.z);
  Serial.print(",");
  Serial.println(temp.temperature);
  delay(200);
}
```

A.2 Код для перевірки роботи модуля *MAX30102*

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"

MAX30105 maxSensor;

void setup() {
  Serial.begin(9600);

  if (!maxSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_STANDARD)) {
    Serial.println("Sensor not found");
    while (1);
  }

  maxSensor.setup();
  Serial.println("IR, RED");
}

void loop() {
  Serial.print(maxSensor.getIR());
  Serial.print(", ");
  Serial.println(maxSensor.getRed());

  delay(100);
}
```

A.3 Код для перевірки роботи датчика *MPXV7002*

```
const int pressurePin = A0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  int rawValue = analogRead(pressurePin);

  Serial.println(rawValue);

  delay(100);
}
```

ДОДАТОК Б

Код програми для Python:

```
import serial
import time
import math
import csv
from collections import deque
from datetime import datetime

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib.animation import FuncAnimation

try:
    import winsound
    BEEP = True
except:
    BEEP = False

PORT = "COM5"
BAUD = 9600

#межі для визначення дихання (підібрані експериментально)
LOW = 554
HIGH = 560

#якщо 10 секунд немає дихання - апное
APNEA_TIME = 10

ser = serial.Serial(PORT, BAUD, timeout=0.1)
time.sleep(2)
ser.reset_input_buffer()

fname = "results_" + datetime.now().strftime("%Y-%m-%d_%H-%M-%S") + ".csv"
f_out = open(fname, "w", newline="")
writer = csv.writer(f_out)
writer.writerow(["time_s", "MPXV7002", "IR", "RED", "SpO2", "Motion", "Breathing", "Motion_status", "SpO2_status"])

N = 300
t_buf = deque(maxlen=N)
```

```

flow_buf = deque(maxlen=N)
ir_buf = deque(maxlen=N)
red_buf = deque(maxlen=N)
spo2_buf = deque(maxlen=N)
mot_buf = deque(maxlen=N)

t0 = time.time()
no_breath_since = None
last_beep_time = 0
last_flush_time = 0

breathing_status = "START"
motion_status = "REST"
spo2_status = "WAITING"

def calculate_spo2():
    if len(ir_buf) < 50:
        return None, "WAITING"

    ir_arr = np.array(ir_buf)[-100:]
    red_arr = np.array(red_buf)[-100:]

    ir_dc = np.mean(ir_arr)
    red_dc = np.mean(red_arr)
    ir_ac = np.std(ir_arr)
    red_ac = np.std(red_arr)

    #перевіряємо чи датчик нормально одягнутий
    if ir_dc < 8000 or red_dc < 1000 or ir_ac == 0 or red_ac == 0:
        return None, "BAD SIGNAL"

    #розрахунок за спрощеною формулою
    R = (red_ac / red_dc) / (ir_ac / ir_dc)
    spo2_val = max(70, min(100, 110 - 25 * R))

    if spo2_val < 90:
        return spo2_val, "LOW SpO2"
    return spo2_val, "SpO2 OK"

fig, axs = plt.subplots(3, 1, figsize=(11, 7))

```

```

line_flow, = axs[0].plot([], [], label="MPXV7002")
line_spo2, = axs[1].plot([], [], label="SpO2")
line_mot, = axs[2].plot([], [], label="Motion")

axs[0].axhline(LOW, linestyle="--")
axs[0].axhline(HIGH, linestyle="--")
axs[0].set_title("Дихання (MPXV7002)")
axs[0].set_ylabel("ADC value")
axs[0].set_ylim(540, 575)
axs[0].grid(True)
axs[0].legend()

axs[1].axhline(90, linestyle="--")
axs[1].set_title("SpO2 (MAX30102)")
axs[1].set_ylabel("SpO2 %")
axs[1].set_ylim(70, 105)
axs[1].grid(True)
axs[1].legend()

axs[2].set_title("Рух (MPU6050)")
axs[2].set_xlabel("Час, с")
axs[2].set_ylabel("Рівень руху")
axs[2].set_ylim(0, 15)
axs[2].grid(True)
axs[2].legend()

def update(frame):
    global no_breath_since, last_beep_time, last_flush_time
    global breathing_status, motion_status, spo2_status

    try:
        while ser.in_waiting > 0:
            raw = ser.readline().decode("utf-8", errors="ignore").strip()
            if not raw:
                continue

            parts = raw.split(",")
            if len(parts) != 6:
                print("некоректні дані:", raw)
                continue

```

```

flow_val = int(parts[0])
ir_val = int(parts[1])
red_val = int(parts[2])
ax_raw = int(parts[3])
ay_raw = int(parts[4])
az_raw = int(parts[5])

current_time = time.time() - t0

#визначаємо стан дихання
if flow_val < LOW or flow_val > HIGH:
    breathing_status = "BREATHING"
    no_breath_since = None
else:
    if no_breath_since is None:
        no_breath_since = time.time()

time_without_breath = time.time() - no_breath_since

if time_without_breath >= APNEA_TIME:
    breathing_status = "APNEA WARNING"
    if time.time() - last_beep_time > 2:
        print("!!! немає дихання вже 10 секунд !!!")
        if BEEP:
            winsound.Beep(1000, 500)
            last_beep_time = time.time()
    else:
        breathing_status = "NO BREATH"

g = 9.8
ax_g = ax_raw / 16384.0 * g
ay_g = ay_raw / 16384.0 * g
az_g = az_raw / 16384.0 * g

#відхилення від сили тяжіння = рівень руху
motion_val = abs(math.sqrt(ax_g**2 + ay_g**2 + az_g**2) - g)

if motion_val < 0.5:
    motion_status = "REST"
elif motion_val < 2.0:
    motion_status = "SMALL MOVEMENT"

```

```

else:
    motion_status = "ACTIVE MOVEMENT"

t_buf.append(current_time)
flow_buf.append(flow_val)
ir_buf.append(ir_val)
red_buf.append(red_val)
mot_buf.append(motion_val)

spo2_val, spo2_status = calculate_spo2()
spo2_buf.append(np.nan if spo2_val is None else spo2_val)

writer.writerow([
    round(current_time, 2),
    flow_val, ir_val, red_val,
    "" if spo2_val is None else round(spo2_val, 1),
    round(motion_val, 2),
    breathing_status, motion_status, spo2_status
])
#зберігаємо файл не частіше ніж раз на секунду
if time.time() - last_flush_time >= 1.0:
    f_out.flush()
    last_flush_time = time.time()

print(
    f"t={round(current_time, 1)}s | "
    f"flow={flow_val} | IR={ir_val} | RED={red_val} | "
    f"SpO2={'-' if spo2_val is None else round(spo2_val, 1)} | "
    f"pyx={round(motion_val, 2)} | {breathing_status} | {motion_status} | {spo2_status}"
)

if len(t_buf) > 1:
    for ax in axs:
        ax.set_xlim(t_buf[0], t_buf[-1])

line_flow.set_data(list(t_buf), list(flow_buf))
line_spo2.set_data(list(t_buf), list(spo2_buf))
line_mot.set_data(list(t_buf), list(mot_buf))

fig.suptitle(
    f"{breathing_status} | {motion_status} | {spo2_status}",
    fontsize=14

```

```
)
```

```
except Exception as e:
```

```
    print("помилка:", e)
```

```
    return line_flow, line_spo2, line_mot
```

```
ani = FuncAnimation(fig, update, interval=100, blit=False)
```

```
try:
```

```
    plt.tight_layout(rect=[0, 0, 1, 0.96])
```

```
    plt.show()
```

```
finally:
```

```
    ser.close()
```

```
    f_out.close()
```

```
    print("готово, результати збережено в:", fname)
```