

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

**Факультет електроніки
Кафедра мікроелектроніки**

«На правах рукопису»
УДК _____

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
_____ Дмитро ТАТАРЧУК
«__» _____ 20__ р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
за освітньо-професійною програмою «Мікро- та наноелектроніка»
зі спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка»
на тему: «Мікроелектронні сенсори в пристроях діагностики дихання»**

Виконав (-ла):
студент (-ка) II курсу, групи ДП-21мп
Стеценко Назар Тимофійович _____

Науковий керівник: Проф. каф. МЕ, к.т.н., проф.,
Борисов Олександр Васильович _____

Консультант з нормоконтролю: доц.каф.МЕ, к.ф.-м.н., с.н.с.,
Свєчніков Георгій Сергійович _____

Консультант з інформаційних питань: доц.каф.МЕ, к.т.н., доц.,
Діденко Юрій Вікторович _____

Рецензент: Посада, науковий ступінь, вчене звання,
Прізвище, ім'я, по батькові _____

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

Київ – 2023 року

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

Факультет електроніки

Кафедра мікроелектроніки

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 153 «Мікро- та наносистемна техніка»

Освітньо-професійна програма «Мікро- та наноелектроніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Дмитро ТАТАРЧУК

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Стеценку Назару Тимофійовичу

1. Тема дисертації «Мікроелектронні сенсори в пристроях діагностики дихання», науковий керівник дисертації Борисов Олександр Васильович, к.т.н., проф., затверджені наказом по університету від «__» _____ 20__ р. № _____

2. Термін подання студентом дисертації _____ 25.12.2023

3. Об'єкт дослідження:

Мікроелектронні сенсори для моніторингу та діагностики функції дихання людини.

4. Вихідні дані:

Мікроелектронна система реєстрації та аналізу біомедичних сигналів про стан системи дихання людини з використанням напівпровідникових мікромеханічних сенсорів тиску.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити:

- провести аналіз науково-технічної літератури за обраною темою;
- аргументовано вибрати елементну базу для розробки макетів діагностичних вузлів;
- запропонувати структуру дослідного стенду та виконати постановку власного експерименту;
- виконати експериментальні дослідження макетного зразка, спроектованого на основі сучасних комерційно доступних мікромеханічних сенсорних та мікроконтролерних вузлів, включаючи автоматизовану обробку отриманого сигналу сучасними апаратними та програмними засобами;

- розробити рекомендації стосовно подальшого напрямку розробок з ефективним використанням функціональності сучасних сенсорних пристроїв.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу:

79 сторінок, 30 рисунків, 23 таблиці, 1 презентація

7. Орієнтовний перелік публікацій

8. Консультанти розділів дисертації*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розділ 1	Луцина Б.І. ст. викл. каф. МЕ		
Розділ 2	Луцина Б.І. ст. викл. каф. МЕ		
Розділ 3	Луцина Б.І. ст. викл. каф. МЕ		
Розділ 4	Луцина Б.І. ст. викл. каф. МЕ		

9. Дата видачі завдання 1 вересня 2023

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Аналіз науково-технічної літератури за обраною темою;	1.09.2023-25.09.2023	
2	Вибір елементної бази для розробки макетів діагностичних вузлів;	26.09.2023-10.10.2023	
3	Розробка структури дослідного стенду та виконати постановку власного експерименту;	11.10.2023-05.11.2023	
4	Експериментальні дослідження макетного зразка, спроектованого на основі сучасних комерційно доступних мікромеханічних сенсорних та мікроконтролерних вузлів, включаючи автоматизовану обробку отриманого сигналу сучасними апаратними та програмними засобами;	06.11.2023-5.12.2023	

* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено наукового керівника магістерської дисертації.

Продовження таблиці

5	Оформлення магістерської дисертації, розробка рекомендацій стосовно подальшого напрямку досліджень з розширенням функціональності сучасних сенсорних пристроїв.	6.12.2023-23.12.2023	
---	---	----------------------	--

Студент

Назар СТЕЦЕНКО

Науковий керівник

Олександр БОРИСОВ

РЕФЕРАТ

Роботу викладено на 79 сторінках і містить 5 розділи, 30 ілюстрацій, 23 таблиці, 16 джерел в переліку посилань, схему електричну принципову, 1 додаток.

Метою даного дослідження є розробка та експериментальне дослідження макету пристрою для діагностики функції дихання людини на основі сучасних мікроелектронних сенсорів.

Керуючись метою роботи сформульовано наступні задачі дослідження:

- провести аналіз науково-технічної літератури за обраною темою;
- аргументовано вибрати елементну базу для розробки макетів діагностичних вузлів;
- запропонувати структуру дослідного стенду та виконати постановку власного експерименту;
- виконати експериментальні дослідження макетного зразка, спроектованого на основі сучасних комерційно доступних мікромеханічних сенсорних та мікроконтролерних вузлів, включаючи автоматизовану обробку отриманого сигналу сучасними апаратними та програмними засобами;
- розробити рекомендації стосовно подальшого напрямку розробок з ефективним використанням функціональності сучасних сенсорних пристроїв..

Об'єктом дослідження є мікроелектронні сенсори для моніторингу та діагностики функції дихання людини.

Предметом дослідження є структура та комплекс вимірювальних характеристик сучасних електронних сенсорних пристроїв та їх ефективне використання з метою розширення функціональності діагностичної апаратури.

Ключові слова: *мікроелектромеханічний сенсор диференціального тиску, перетворювач повітряного потоку, сенсор об'ємних витрат, функція зовнішнього дихання, газообмін.*

ABSTRACT

The thesis is presented on 79 pages and contains 5 chapters, 30 illustrations, 23 tables, 16 references in the list of references, an electrical schematic diagram, and 1 appendix.

The purpose of this research is the development and experimental research of a layout of a device for diagnosing the function of human breathing based on modern microelectronic sensors.

Guided by the purpose of the work, the following research tasks were formulated:

- conduct an analysis of scientific and technical literature on the selected topic;
- justify the choice of components for the development of diagnostic module prototypes;
- propose the structure of the experimental stand and perform the setting of an own experiment;
- carry out experimental studies of the prototype sample, designed based on modern commercially available micromechanical sensor and microcontroller units, including the automated processing of the received signal by modern hardware and software;
- develop recommendations regarding the further direction of developments with effective use of the functionality of modern sensor devices.

The object of research is microelectronic sensors for monitoring and diagnostics of human respiratory function.

The subject of the study is the structure and complex of measuring characteristics of modern electronic sensor devices and their effective use to expand the functionality of diagnostic equipment.

Keywords: *micromechanical differential pressure sensor, air flow transducer, volume flow sensor, external respiratory function, gas exchange.*

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	9
ВСТУП	10
РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ ДІАГНОСТИКИ І МОНІТОРИНГУ ЗОВНІШНЬОГО ДИХАННЯ ЛЮДИНИ, ЇХ СИСТЕМАТИЗАЦІЯ.....	11
1.1 Систематизація способів відстеження зовнішнього дихання	12
1.2 Спірометрія, основні показники механіки зовнішнього дихання.....	14
1.3 . Оксиметрія та капнометрія як методи відстеження газообміну в дихальній системі організму людини.....	17
Висновки до розділу	24
РОЗДІЛ 2. ТЕНДЕНЦІЇ РОЗВИТКУ ПЕРВИННИХ СИГНАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ДЛЯ СЕНСОРНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ ПРИСТРОЇВ.....	26
2.1 П'єзоелектричні мікроелектромеханічні системи (МЕМС)	26
2.2 Тензометричний сенсор.....	29
2.3 Теплові витратоміри, структура чутливого елемента вимірювального перетворювача.	30
2.3.1 Сенсор змінного перепаду тиску	30
2.3.2 Сенсори теплопровідності	31
2.3.3 Ультразвуковий сенсор	32
Висновки до розділу	33
РОЗДІЛ 3. МІКРОЕЛЕКТРОННІ СЕНСОРИ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНОГО ТИСКУ І ОБ'ЄМНИХ ВИТРАТ ГАЗІВ.....	34
3.1 Сенсори диференціального тиску та витратоміри.....	34
3.1.1 Датчики з мембраною для вимірювання диференціального тиску .	35
3.1.2 Мембранні датчики диференціального тиску на п'єзорезистивній основі	36
3.1.3 Капацитивні датчики диференціального тиску	38

3.1.4 П'єзоелектричні мембранні датчики диференціального тиску	39
3.1.5 Оптичні та акустичні сенсори диференціального тиску.....	40
3.2. Витратоміри для вимірювання об'єму	41
Висновки до розділу	43
РОЗДІЛ 4. ВИБІР ОБЛАДНАННЯ ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ ВИКОНАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ ЧАСТИНИ РОБОТИ.....	44
4.1 Мікроконтролер Arduino UNO та програмне середовище Arduino IDE	44
4.2 Перетворювач повітряного потоку типу Ліллі	46
4.3 Сенсор OMRON D6F-PH0505AD3	48
4.4 Сенсор концентрації вуглекислого газу	53
4.5 Експериментальні результати роботи.....	56
Висновки до розділу	63
РОЗДІЛ 5. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ	64
5.1 Опис ідеї проєкту	64
5.2 Технологічний аудит ідеї проєкту	65
5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту.....	65
5.4 Розроблення ринкової стратегії проєкту	68
5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проєкту.....	70
5.6 Висновки	72
ВИСНОВКИ.....	73
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ	75
ДОДАТОК А.....	77

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

МЕМС – мікроелектромеханічні системи

ХОЗЛ – хронічне обструктивне захворювання легень

ІЧ – інфрачервоний

КТ – комп'ютерна томографія

ЖЄЛ – життєва ємність легень

ФЖЄЛ – форсована життєва ємність легень

ПШВ – пікова швидкість видиху)

ОФВ1 – об'єм форсованого видиху за першу секунду

ВСТУП

Важливість використання мікроелектронних сенсорів у сучасних медичних технологіях не можна недооцінювати, особливо в контексті розробки медичних приладів для діагностики і моніторингу зовнішнього дихання. Наукова спільнота значною мірою зосереджена на покращенні цих технологій, що підтверджується численними науковими дослідженнями, технічними розробками, а також новими продуктами, які регулярно з'являються на ринку. Зважаючи на значний і стійкий прогрес в галузі медичної сенсорики, залишаються актуальними питання щодо підвищення функціональності, точності, надійності діагностичних приладів та систем відповідно до доступності сучасної високотехнологічної елементної бази.

У цій роботі ми фокусуємося на аналізі та повнофункціональному використанні нових мікроелектронних сенсорів, методів та технологій їх використання в діагностиці дихання, визначаючи поточний стан цієї області та виявляючи ключові напрямки, які потребують розвитку. Основна увага приділяється новітнім розробкам та інноваціям, що можуть внести вагомий вклад у поліпшення функціональності і інформативності медичного обладнання та методик діагностики.

Основною метою цієї роботи є виявлення та аналіз невирішених задач у даній області, формулювання пропозицій щодо їх вирішення та визначення перспективних напрямків подальших досліджень. Даний підхід дозволить не лише глибше зрозуміти фізичні процеси в структурах мікроелектронних сенсорів і методиках обробки вимірювального сигналу, а також стан та потенціал у медичній діагностиці, сприятиме розвитку ефективніших та доступніших інженерних рішень для клінічного застосування.

Результати даної роботи можуть стати фундаментом для подальших інновацій та покращень у сфері медичного приладобудування, спрямованих на покращення якості обслуговування пацієнтів та ефективності медичної допомоги, що засвідчує актуальність та необхідність подальших досліджень у вибраному напрямку.

РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ ДІАГНОСТИКИ І МОНІТОРИНГУ ЗОВНІШНЬОГО ДИХАННЯ ЛЮДИНИ, ЇХ СИСТЕМАТИЗАЦІЯ

Дихання представляє собою послідовні процеси, що забезпечують організм киснем та виділенням вуглекислого газу. Цей процес необхідний для біологічного окислення органічних речовин, яке вивільняє енергію для життєдіяльності. Утворення вуглекислого газу в результаті біологічного окислення вимагає його виведення з організму. Примусове припинення дихання спричиняє перше ураження нервових клітин, а згодом всіх інших.

У клінічних умовах, проведення моніторингу зовнішнього дихання стає актуальним через зростання складності та тривалості хірургічних втручань, погіршення функціональних розладів у хворих та ускладнення технічних засобів, що застосовуються у клінічній практиці. Цей процес відіграє важливу роль у вчасному виявленні порушень та уникненні серйозних ускладнень, зокрема зупинки серця та дихання. Використання його у клінічній практиці дозволяє не лише отримувати ключову інформацію про стан пацієнта, а й стежити за змінами у дихальному процесі в часі для відповідних висновків. Крім того, він сприяє вдосконаленню тактики інтенсивної терапії та підвищенню ефективності лікування.

Процес дихання у людини охоплює:

- зовнішнє дихання – це загальний термін, що описує переміщення повітря через дихальні шляхи (рис. 1), розподіл його у легенях та обмін газів між повітрям та кров'ю в обидва напрямки;
- клітинне дихання представляє собою послідовні біохімічні реакції, що відбуваються у живих організмах в клітинах під час окислення вуглеводів, ліпідів та амінокислот.

У процесі дослідження зовнішнього дихання на практиці виникає необхідність вибору методу, оскільки є різноманітні завдання для їх застосування, враховуючи умови експлуатації. Звідси, виникає потреба у систематизації цих методів, що повністю охоплює весь спектр методів та сенсорів, на яких вони

базуються. При цьому важливо враховувати особливості методів та їх залежність від фізичного процесу, на якому вони ґрунтуються, а також конкретні реалізації приладів.

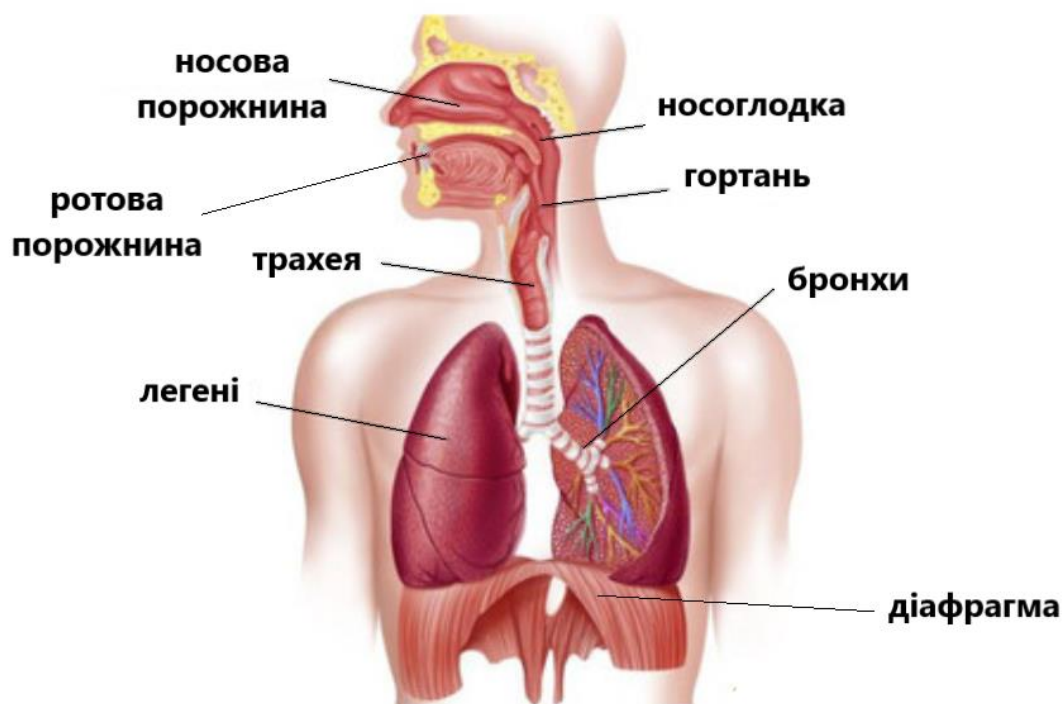


Рисунок 1 – Система органів дихання [2]

1.1 Систематизація способів відстеження зовнішнього дихання

Повний аналіз функції зовнішнього дихання включає в себе дослідження різних аспектів цього процесу за допомогою різноманітних методів. Серед цих методів – спірометрія, пікфлуометрія, оксиметрія, пневмотахографія та пневмотахометрія, бодіплетизмографія, капнометрія, а також моніторинг напруги кисню в крові.

На рисунку 2 – зображено систематизацію методів відстеження зовнішнього дихання.

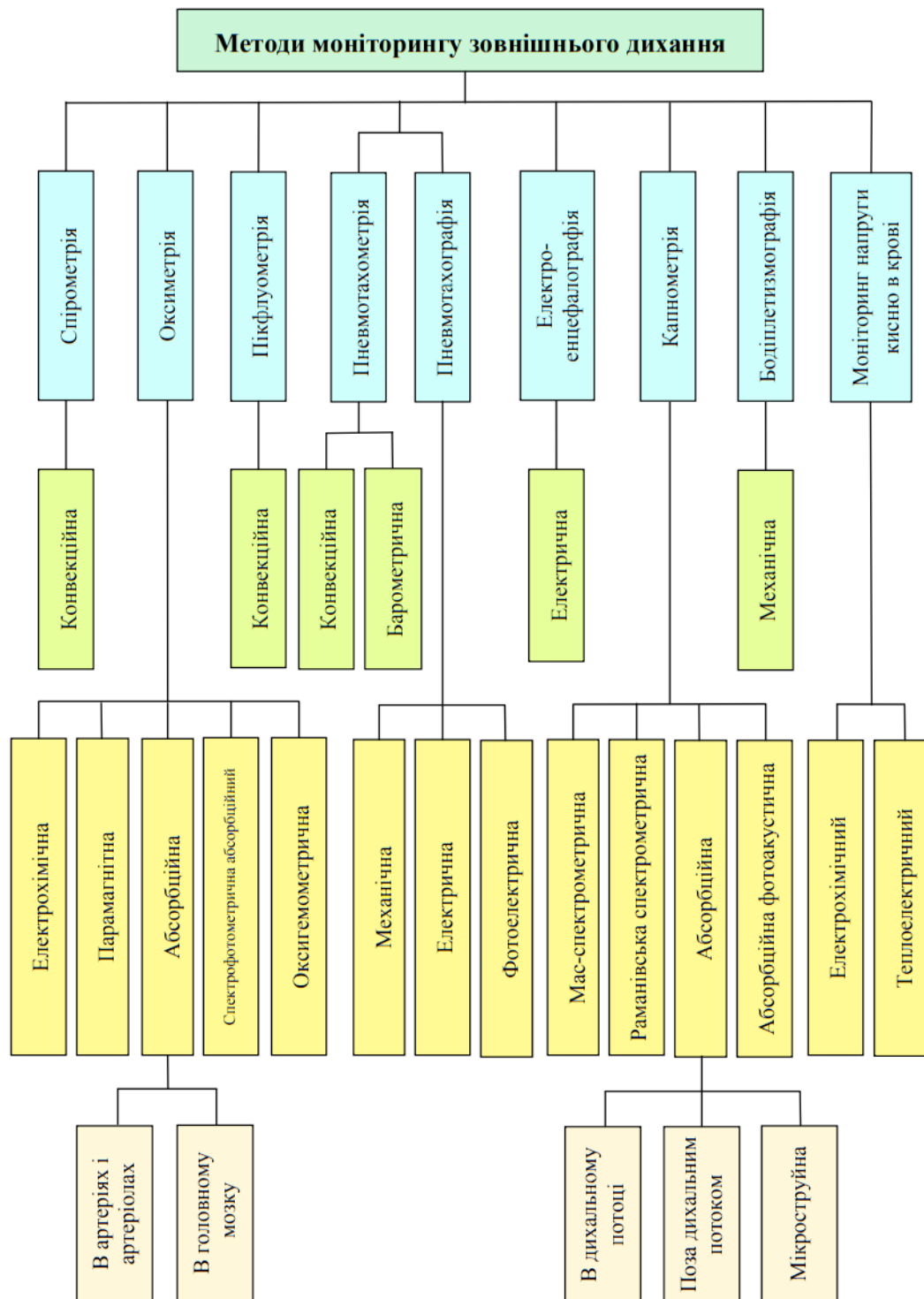


Рисунок 2 – Систематизація методів відстеження зовнішнього дихання [1]

Далі розглянемо основні методи діагностики дихання.

1.2 Спірометрія, основні показники механіки зовнішнього дихання

Спірометрія - це метод, який реєструє зміни об'єму легенів під час дихальних рухів протягом певного часу. Цей метод оцінює механічну ефективність вентиляції легенів як у спокійному, так і у форсованому диханні, ґрунтуючись на конвекції. Відповідно, спірометр – це медичний прилад (рис. 3), що застосовується для вимірювання об'ємних витрат і характерних часових інтервалів окремих дихальних циклів з метою наступного обчислення об'ємів повітря на вдиху і газових сумішей на видиху. Його використання дозволяє оцінити об'єми та швидкість газових потоків в дихальних рухах людини та діагностувати захворювання дихальної системи.



Рисунок 3 – Портативний спірометр із функціональною клавіатурою для перегляду цифрових та графічних результатів вимірювань [4]

Спірометрія має такі додаткові можливості:

- прогнозування перебігу захворювань;
- оцінка ризику перед операцією;
- об'єктивна оцінка симптомів, патологічних результатів лабораторних тестів;
- визначення впливу захворювань на роботу легенів;
- виявлення осіб, які мають ризик захворювання легень;
- визначення стану здоров'я перед значними фізичними навантаженнями.

Проте застосування спірометрії неприпустиме при наявності інфаркту міокарда, інсульті, пневмонії та туберкульозу[2].

Основні показники, що враховуються під час проведення спірометрії, включають наступне:

- **ЖЄЛ (життєва ємність легень)** – різниця між обсягом повітря в легенях після повного вдиху та повного видиху;
- **ФЖЄЛ (форсована життєва ємність легень)** – це відмінність між обсягом повітря в легенях на початку та в кінці форсованого видиху;
- **ОФВ1 (об'єм форсованого видиху за першу секунду)** – це кількість повітря, яка видихається за першу секунду форсованого видиху;
- **ОФВ1/ЖЄЛ (Індекс Тіффно)** – це відношення ОФВ1 до ЖЄЛ, виражене у відсотках. Він є чутливим показником пропускання дихальних шляхів;
- **ПШВ (пікова швидкість видиху)** – максимальний потік повітря, який досягається під час видиху;
- **МОШ (миттєві об'ємні швидкості)** – це швидкість повітряного потоку, що вимірюється в певний момент видиху в різних частинах легенів, таких як 25%, 50% та 75% їхнього об'єму.

Пікфлоуметрія – це спосіб вимірювання пікової швидкості видиху (ПШВ) у літрах на секунду, який використовується для оцінки ступеня обструкції дихальних шляхів, і ґрунтується на конвекційному методі. Можливість моніторингу ПШВ з'явилася після розробки пристрою – пікфлоуметра, який є доступним та простим у використанні й може використовуватися самими пацієнтами. Проте цей метод має один недолік: результати вимірювань залежать від самостійних зусиль пацієнта. Тому важливо чітко інструктувати хворого щодо правильного виконання форсованого видиху.

Головними цілями вимірювання пікової швидкості видиху є:

- виявлення професійної астми;
- планування терапії обструктивних захворювань легень.
- оцінка результативності лікування бронходилататорами та глюкокортикостероїдами, введеними через інгалятор;

- прогнозування можливих загострень бронхіальної астми;
- визначення ступеня зворотності бронхіальної обструкції;
- виявлення причин, що спричиняють бронхіальний спазм.

Вимірювання ПШВ можна використовувати як у плані амбулаторного лікування, так і для нагляду за пацієнтами у лікарні з метою покращення терапії. Також пацієнти можуть використовувати цей метод для самоконтролю й відповідно до запланованої терапії.

Чутливі способи моніторингу зовнішнього дихання включають в себе пневмотахометрію та пневмотахографію. Пневмотахометрія використовується за допомогою конвекційного та барометричного методів, тоді як пневмотахографія використовує механічний, електричний та фотоелектричний підходи.

Пневмотахометрія дозволяє виміряти максимальну швидкість потоку повітря під час вдиху та видиху. Пацієнт, користуючись спеціальною трубкою, з'єднаною з манометром, виконує форсований вдих або видих. За шкалою манометра визначається об'ємна швидкість вдиху та видиху, які зазвичай у жінок становлять 4–6 л/с, а у чоловіків – 5–8 л/с[1].

Метод має свої недоліки, оскільки існує певна тенденція до зниження максимальних значень параметрів дихання, які мають певний рівень варіації. Це може спричинити значний розкид у вимірах пневмотахометрії та знизити стабільність їхніх показників.

Пневмотахографія надає більш повну інформацію про механіку дихання. Цей метод дозволяє виміряти об'ємні швидкості та тиски, що виникають у різні фази спокійного та форсованого дихання, а також точніше оцінити прохідність бронхів. Нинішні пневмотахографи автоматично розраховують результати на кожному відрізку кривої у відсотках від належного значення. Наприклад, зменшення вказаних швидкісних показників до 40% вважається несуттєвим, від 39% до 20% – значним, а менше 20% – різким[1].

Бодіплетізмографія – це метод вивчення зовнішнього дихання, зокрема бронхіального опору, за допомогою порівняння показників пневмотахометрії і механічних коливань грудної клітки в момент дихального циклу.

Цей метод дозволяє визначити всі об'єми легенів, включаючи залишковий об'єм легень (ЗОЛ) – конкретний об'єм повітря (1000–1500 мл), що залишається в легенях вслід максимального глибокого видиху. Крім того, визначається загальна ємність легень (ЗЄЛ), що включає ЗОЛ та ЖЄЛ. Під час бодіплетізмографії також обчислюють специфічний та загальний ефективний бронхіальний опір.

Бодіплетізмографія, у відміну від пневмотахометрії та пневмотахографії, вивчає функцію зовнішнього дихання, не потребуючи активної участі пацієнта, та надає найбільш достовірні результати.

1.3 . Оксиметрія та капнометрія як методи відстеження газообміну в дихальній системі організму людини

Оксиметрія визначає рівень кисню в різних середовищах, як у рідині, так і у газоподібному стані. Попри важливість контролю за рівнем кисню, оксиметрія стала широко використовуватися лише в останні два десятиліття. Ця затримка головним чином пов'язана з серйозними технічними труднощами, які було вирішено відносно недавно. Оксиметрія поділяється на повільний та швидкий методи. Перший використовує електрохімічні принципи, а другий базується на парамагнітному ефекті.

Повільна оксиметрія має обмежену швидкість реакції на зміни концентрації кисню: типовий час відгуку – від 2 до 3 секунд (іноді до 15 секунд). Дуже рідко зустрічаються моделі з часом відгуку 0,6–1 секунди. Основна мета цих оксиметрів – контроль за рівнем кисню у вдиханому та видиханому повітрі, тому повільна оксиметрія в основному використовується для моніторингу наркозодихальної апаратури та не надає додаткової інформації про стан пацієнта. Однак попри це, повільна оксиметрія має свої переваги – вона відносно доступна за ціною, компактна, дуже зручна у використанні та може своєчасно виявляти зміни концентрації кисню у дихальній суміші.

Швидкий метод оксиметрії, на відміну від повільної, не лише виконує її всі функції, а й надає значно більше додаткової інформації. Цей метод виявляє розлади газообміну швидше в десятки разів, ніж капнографи та пульсоксиметри . Головне

завдання полягає в парамагнітному принципі. За допомогою оксиграми можна контролювати частоту дихання, їх ритм, а також зміни альвеолярної вентиляції та вентиляційно-перфузійні відношення. Через свою високу швидкодію, метод швидкої оксиметрії за останні роки широко впроваджується у приміщеннях операційних залів та інтенсивної терапії. Крім того, важливо відзначити методи абсорбційної, спектрофотометричної та оксигемометричної оксиметрії.

Абсорбційна оксиметрія дозволяє моніторити зовнішнє дихання, фіксуючи його в артеріях, артеріолах (у вигляді пульсоксиметрії) та у головному мозку (церебральна). У методі пульсоксиметрії гемоглобін крові поглинає світло певної довжини хвилі.

Пульсоксиметри є пристроями, які відрізняються своєю простотою в експлуатації, зручністю в користуванні, портативністю та безпечністю як для пацієнта, так і медичного персоналу. Не потребують калібрування, можуть одразу надавати вимірювання після підключення, а отримана інформація дозволяє швидко оцінити рівень оксигенації (вентиляції) та гемодинаміку. Сучасні пульсоксиметри мають достатню точність для надійної роботи. Похибка в визначенні рівня кисню складає 1–2%. Найвища точність приладів виявляється в діапазоні кисню (O_2) від 100 до 80 відсотків.

Пульсоксиметри, хоча і широко використовувані, мають свої обмеження та недоліки. Температура оточуючого середовища може впливати на їх точність: в низькотемпературних умовах сенсор може перестати працювати через периферійну вазоконстрикцію, а висока температура може призвести до утворення вологи на пальці, що також спричинить неправильні вимірювання. Деякі артефакти, які виникають під час використання пульсоксиметрів, пов'язані з освітленістю, рухами пацієнта, пульсацією вен, а також позицією сенсора. Цей метод не є ідеальним у випадках низької кровообігу, сильної анемії, а також високого опору в периферичних судинах. Окрім того, пульсоксиметри не можуть точно виявити гіпоксію або гіпероксію на рівні тканин.

Церебральна оксиметрія - це неінвазивний спосіб визначення рівня кисню в головному мозку. Цей спосіб базується на виявленні параінфрачервоного

випромінювання (на довжинах хвиль 730 і 810 нм) двома фотодіодами. Цей унікальний технічний метод, що передбачає розділення фотодіодів, використовується для виявлення сигналу від мозку, ізольованого від сигналів, що виникають від тканин поза межами мозку. Головною перевагою церебральної оксиметрії є безпечність і відсутність необхідності втручання в організм. Цей простий у застосуванні метод дозволяє вимірювати кисневий рівень у мозку під час проведення різних короткочасних процедур. Проте використання цієї методики може бути обмеженим через можливість виникнення артефактів, пов'язаних з розміщенням сенсорів та наявністю крові за межами мозку.

Спектрофотометрична оксиметрія крові застосовується у волоконно-оптичних оксиметрах для оцінки оксигенації венозної крові [1]. У цій методиці використовують спеціальні катетери, що вставляються в підключичну вену чи легеневу артерію. Ці катетери мають два відокремлені оптичні волокна й використовуються не лише для оцінки внутрішньосерцевої гемодинаміки, але й для оцінювання оксигенації венозної крові. Дане оцінювання проводиться спільно з визначенням серцевого викиду за методом термодилуції та є важливим етапом у грудній хірургії для прийняття рішень у післяопераційному періоді. Цей метод також використовується у церебральних оксиметрах для контролю рівня сатурації крові у судинах мозку. Для визначення насиченості крові використовується інфрачервоне випромінювання в діапазоні 650...1100 нм, яке проникає на значну глибину в тканини. Цей метод дозволяє використовувати датчики, які застосовуються на шкірі лоба пацієнта. Зважаючи на фізіологічні особливості, більшість судин в мозку становлять венозні (75 %), тому дані про сатурацію крові відображають середні значення, близькі до сатурації венозної крові, яка прямує з мозку.

Оксигеметрія – це метод, який використовується для оцінювання, наскільки кров насичена киснем, щоб оцінити функцію зовнішнього дихання. Цей метод ґрунтується на різниці у спектрах поглинання оксигемоглобіну та відновленого гемоглобіну. Відновлений гемоглобін поглинає червоне світло ($\lambda_{\text{ч}} = 620...680$ нм) у розчинах набагато ефективніше, ніж оксигемоглобін. Обидва типи

гемоглобіну однаково поглинають інфрачервоне випромінювання ($\lambda_{\text{ПЧ}} = 810 \text{ нм}$). Щоб визначити оксигемоглобін у зразку крові (0,4 мл)[16], застосовують кюветні оксигемометри. Вони мають перевагу у наданні абсолютних значень концентрації оксигемоглобіну, але одночасно обмеженість полягає в обмеженій часовій придатності взятих кров'яних зразків.

Методи, які мають високу чутливість для моніторингу зовнішнього дихання, включають пневмотахометрію і пневмотахографію. Пневмотахометрія використовує конвекційний та барометричний підходи, а пневмотахографія оперує механічним, електричним та фотоелектричними методами.

Спосіб моніторингу напруги кисню в крові поділяється на теплоелектричний і електрохімічний. Електрохімічний метод оцінки кисню в артеріях використовує аналіз електричних параметрів крові. Тут величина зареєстрованого струму пропорційна кількості O_2 у дослідженій пробі крові.

Теплоелектричний метод вимірює рівень O_2 за допомогою мембранних сенсорів, які під час нагрівання дозволяють кисню з капілярних судин проникнути у шкіру, а потім - у електролітичну комірку для подальшого вимірювання. Порівняльний аналіз вимірювачів O_2 з пульсоксиметрами свідчить, що перші мають більшу чутливість до важкої гіпоксемії і працюють швидше (в 5–8 разів). Але для ефективної роботи вони потребують постійного обслуговування сенсорів. Також варто відзначити, що значення рівня O_2 є більш точним показником при гіпероксемії, ніж показники сатурації кисню.

Капнометрія – це метод, який включає вимірювання та цифрове відображення концентрації або парціального тиску вуглекислого газу у газовій суміші, що вдихається та видихається[1].

Застосування капнометрії включає в себе:

- оцінка вмісту вуглекислого газу в газовій суміші проводиться під час вдиху та на завершальній стадії видиху.
- визначення частоти дихальних рухів;
- аналіз капнограми дозволяє виявляти різноманітні відхилення в роботі метаболічних, серцево-судинних і дихальних систем, крім цього своєчасно має

змогу виявляти певні ускладнення під час проведення анестезії, інтенсивної терапії та штучної вентиляції легень.

Існує кілька методів капнометрії, таких як , раманівська спектрометрична, мас-спектрометрична, абсорбційна та абсорбційно-фотоакустична.

Метод мас-спектрометрії базується на відмінностях між газами з однаковою молекулярною масою (N_2O та CO_2) за їхніми іонними фрагментами, утвореними при електронному ударі. Кожен потік цих іонів буде сприйматися спеціальним приладом.

Хоч мас-спектрометри мають свої недоліки – досить висока вартість, складність в управлінні та повільність роботи, проте головною перевагою є надзвичайна точність вимірювань та здатність одночасно визначати всі компоненти газової суміші. У сучасному світі мас-спектрометри переважно застосовуються у наукових лабораторіях.

Як можливу заміну газоаналізу була запропонована раманівська спектроскопія, яка дозволяє визначати гази та їх концентрацію шляхом вивчення світлового випромінювання молекул після впливу лазерного променя. Унікальний "раманівський" хвильовий зсув для кожного газу дозволяє встановлювати їхню ідентифікацію в зразку. Концентрація газу вимірюється за інтенсивністю вторинного випромінювання. Як і в мас-спектрометрії, Раманівська спектроскопія, як і у мас-спектрометрії, здатна визначити концентрацію всіх газових компонентів. Іншими словами, результати цих двох методів мають подібну точність, хоча технічно вони відрізняються. Однак раманівська спектроскопія виграє у швидкості отримання даних та можливості самокалібрування.

У сучасний час оптичні газоаналізатори на основі абсорбції, особливо інфрачервоні, відіграють визначальну роль на ринку медичних капнографів. Це пояснюється кількома ключовими факторами:

- вартість цих моніторів набагато нижча порівняно з мас-спектрометрами та раманівськими спектроскопами;
- стабільні, надійні та прості у використанні;

- коректність вимірювань трохи менша у порівнянні зі спектральними аналізаторами, проте вона все ж достатня для клінічного застосування;
- швидкість отримання даних;
- забезпечення постійного контролю концентрації CO_2 для точного відтворення капнограми на екрані.
- мають менші розміри й вагу у порівнянні з мас-спектрометрами та раманівськими спектроскопами.

В медичній практиці велике поширення отримали капнографи, які базуються на інфрачервоному оптичному аналізі. Цей спосіб ґрунтується на властивості несиметричних газових молекул, таких як вуглекислий газ, закис азоту, пари води та летючі анестетики, поглинати інфрачервоне випромінювання. Існують два способи інфрачервоної оптичної капнометрії для вимірювання концентрації CO_2 . Один метод капнометрії проводить вимірювання прямо в потоці дихання, тоді як інший вимірює гази за межами дихального потоку, постійно відбираючи проби для аналізу.

Газоаналізатори, які використовуються у потоці вдихуваного повітря, мають спеціальний датчик для безпосереднього вимірювання концентрації CO_2 вдихуваного повітря. Реакція на зміни концентрації CO_2 у цьому випадку відбувається дуже швидко (30–60 мс) через непрямий контакт сенсора з потоком повітря. Цей метод виявляється оптимальним для анестезії в закритому контурі, оскільки не потребує постійного відбору проб газу чи використання помп. До того ж не вимагає витягування води з газової суміші.

Проте, даний метод має значні недоліки:

- адаптери, які використовуються для основного потоку та сам сенсор, виявляються важкими та громіздкими, у такий спосіб не забезпечують комфорт пацієнтам, особливо для дітей та немовлят;
- значна маса адаптера та сенсора може призвести до перегину трубок для інтубації;
- габарити адаптера призводять до збільшення мертвого простору;

- наявний постійний ризик пошкодження датчика, особливо під час екстрених процедур, адже вартість сенсорів часто сягає 1200–1500 доларів США;
- неспромога визначення інших складових газової суміші, окрім CO₂;
- відсутність можливості використовувати різноманітні адаптери;
- дорожочінність витратних матеріалів, особливо сенсорів;
- необхідність систематичного очищення адаптера;
- стерилізація між застосуваннями адаптерів.

За методом капнометрії, частка газу з потоку вдихання та видихання безперервно видаляється за допомогою спеціальної помпи через тонку пластикову трубку. Цей газ подається до вимірювальної камери всередині монітору. Такий підхід дає змогу вимірювати концентрацію CO₂ одночасно з кількома іншими газами в одній пробі. Також, застосування різноманітних пристосувань для різноманітних клінічних умов та різних вікових категорій хворих є набагато економнішим, ніж купівля цілого комплекту капнографів для контролю дихального потоку.

Проте, цей спосіб має свої слабкі місця:

- потреба висушування газової проби;
- обмеження можливості застосування цього методу у новонароджених та маленьких дітей, через велику швидкість забору газової проби (150–200 мл/хв);
- фільтри та водопастки, які вбудовані у деякі моделі, можуть забруднювати сенсори через неправильну якість фільтрації;
- блокування трубок через утворення капель конденсату та мокроти, може створити турбулентність в потоці, що в свою чергу може спричинити спотворення форми капнограми та отримання некоректних даних;
- часті випадки виходу з ладу газової помпи;
- безперервні витрати на різноманітні матеріали (адаптери, трубки, фільтри, калібрувальний газ).

Відмінність мікроструйної капнометрії в тому, що в цьому типі капнографів потік інфрачервоного випромінювання, специфічного для CO₂, направляється лише на вимірювальну камеру із досліджуваним газом. Це призвело до відміни

непотрібних фільтрів і крильчатки-переривача потоку, який обертається. Цей ефект досягнуто внаслідок заміни традиційного інфрачервоного джерела на невеликий лазерний пристрій, що випромінює світло лише однієї частоти. Зменшення шляху світлового потоку до вимірювальної камери дозволило зменшити розміри камери до 15 мкм³, внаслідок чого швидкість відкачки тест-газу зменшилась до 50 мл/год.

Використання лазерного джерела інфрачервоного випромінювання зменшило спектр інфрачервоного потоку до 0,15 мікрометра, що в 135 разів менше, ніж у традиційних капнографів. Використання вузького діапазону інфрачервоного випромінювання вирішило проблему перехресної чутливості, яка була характерною для широкоспектральних інфрачервоних променів, що поглинаються не лише CO₂, але й N₂O, летючими анестетиками та водяною парою. Також, необхідність калібрування монітора зникла.

Абсорбційний фотоакустичний аналіз ґрунтується на процесі переходу молекул газу в збуджений стан, який виникає під впливом інфрачервоних хвиль. Кожному газу притаманна своя унікальна довжина хвилі інфрачервоного випромінювання, при якій відбувається цей перехід молекул. Супроводжує цей процес поява звукових хвиль. Амплітуда цього звуку залежить від концентрації вказаного газу у суміші. Ця методика характеризується високою точністю вимірювання, дозволяючи визначати концентрацію CO₂, N₂O та різних летючих анестетиків.

Висновки до розділу

У цьому розділі розглянуто й систематизовано наявні методи діагностики і моніторингу дихання людини. Основні методи ретельно проаналізовані з акцентом на їхню інформативність, чисельні показники та зв'язок з фізіологічними процесами, які лежать в основі процесів дихання. Встановлено, що спірометричне обстеження як метод діагностики механічних показників дихання (визначення об'ємних витрат, часових параметрів, об'ємів на вдиху і видиху) є найбільш популярною і метрологічно підтвердженою методикою діагностики зовнішнього дихання. Для оцінки газотранспортних і газообмінних процесів дихання з метою

вимірювання рівня кисню в крові найточнішим є метод плетизмографії, але його використання вимагає складного та точного обладнання. Парамагнітна оксиметрія, завдяки високій продуктивності, стає все більш популярною. Щодо контролю за рівнем вуглекислого газу, мас-спектрометрична та раманівська спектрометрична капнометрія відзначаються винятковою точністю, але використання цих методів зменшується через складність, величину та вартість пристроїв. Мікроструйна абсорбційна капнометрія виявляється найбільш оптимальним методом вимірювання рівня CO_2 через свою простоту, швидкість та інформативність.

Загальний порівняльний аналіз відомих методів контролю зовнішнього дихання відображає повноту та актуальність розробленої класифікації, враховуючи основні методи та пристрої, що застосовуються в даній області.

РОЗДІЛ 2. ТЕНДЕНЦІЇ РОЗВИТКУ ПЕРВИННИХ СИГНАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ДЛЯ СЕНСОРНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ ПРИСТРОЇВ

2.1 П'єзоелектричні мікроелектромеханічні системи (МЕМС)

Одним з ключових напрямків розвитку електроніки є мікромініатюризація, застосовуючи при цьому нові технології під час виготовлення мікропристроїв. Технологія МЕМС (мікроелектромеханічні системи) відображає новий шлях у виробництві складних інтегральних пристроїв і систем. Вона поєднує в собі мікроелектронні й мікромеханічні компоненти.

Принципово, МЕМС здійснюється на кремнієвій підкладці, що подібно до технології виготовлення однокристальних інтегральних мікросхем. Елементи мікромеханіки в МЕМС мають розміри від 1 до 100 мкм, у той час як розміри самої мікросхеми від 20 мкм до 1 мм[5].

Мікроелектромеханічні системи - це інтегральні пристрої, які узгоджують електричні та механічні компоненти на кристалі чи підкладці. Ці системи охоплюють різні етапи від сенсора до виконавчого пристрою на одному чіпі через інтегровані мікротехнології.

МЕМС відрізняються малими розмірами, високою продуктивністю, низьким споживанням енергії, малою вартістю і водночас високою стійкістю до зовнішніх впливів. Вони здатні управляти механічними процесами в мікомасштабі, працювати окремо або разом, формуючи комплексні функції.

Мікротехнологія дозволяє створювати пристрої, які можуть виконувати прості завдання окремо, а в поєднанні – складні функції. МЕМС застосовуються у різних сферах, від мікрофонів для телефонів до гіроскопів і систем управління транспортом. Вони знаходять застосування в електроніці, медицині, авіації, енергетиці, безпеці, вимірюваннях та моніторингу.

Сьогоденний розвиток сенсорних електронних систем значно залежить від прогресивних технологій мікропроцесорів. Широке використання новітніх мікропроцесорів розширює можливості та підвищує ефективність мікроелектронних сенсорів. Воно дозволяє розширювати їх функціональність і

забезпечує сумісність для створення вимірювально-діагностичних систем. Розвивається напрямок "інтелектуальних" сенсорів, які мають вищий рівень функціональності. Міжнародний стандарт IEEE 1451 визначає критерії та параметри для інтелектуалізації процесу вимірювання фізичних параметрів середовища та вимоги до мікроелектронних засобів, що це забезпечують. Розробляються зручні і ефективні інтерфейси, які дозволяють підключати сенсори до комп'ютеризованих систем збору даних. Особлива увага приділяється зниженню витрат енергії пристроїв і забезпеченню їх роботи з низьковольтними джерелами живлення.

На рисунку 4 узагальнено функціональну структуру інтелектуального MEMS-пристрою на основі таких компонентів:

- MEMS-сенсор, представлений фото-сенсорами, звуковими, сенсорами тиску, хімічно чутливими датчиками або температурними сенсорами;
- блок обробки вхідних аналогових сигналів;
- блок обробки цифрових сигналів;
- блок формування вихідних аналогових сигналів;
- MEMS-актюатор, що відповідає за механічну дію, відображення результатів, генерацію електроенергії або інші функції;
- оптичний або електричний зв'язок для передачі інформації.

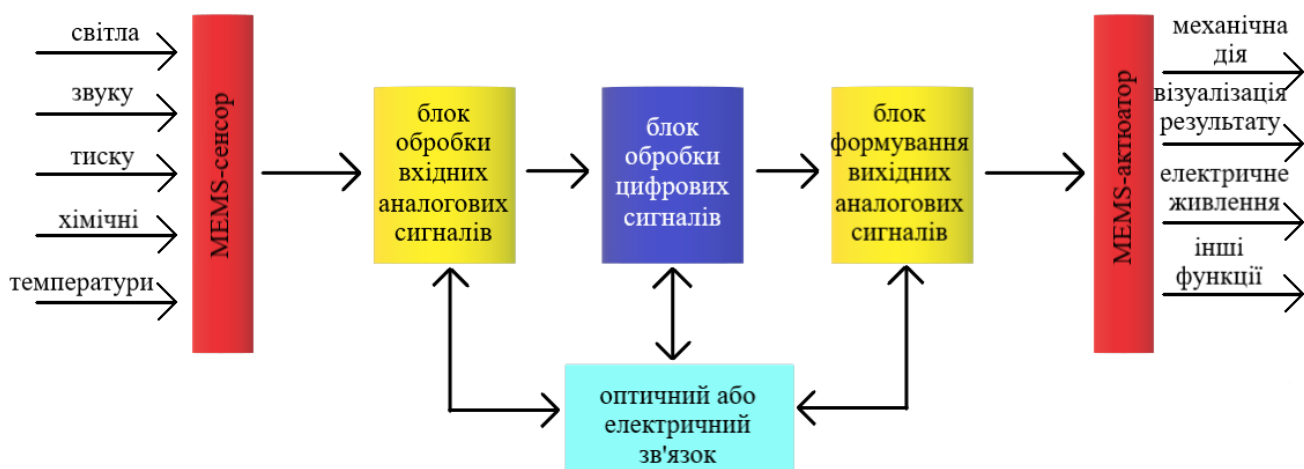


Рисунок 4 – Функціональна схема інтелектуального MEMS пристрою [6]

У порівнянні з сенсорами, що вимірюють температуру, магнітне поле, механічне напруження, вологість та інше, сенсори для вимірювання тиску наразі ще розвиваються на етапі вдосконалення методів та засобів для їхньої інтелектуалізації. Навіть якщо процес вимірювання електричного сигналу, такий як у мостових термоанемометрах для вимірювання потоку, здається відносно простим, забезпечення всіх потреб сучасної інтелектуальної електроніки представляє значно складніші завдання. Розглянемо цей аспект у контексті методів, які використовуються у сигнальних перетворювачах для потоку теплових сенсорів.

Основні способи та підходи для розуміння сенсорів вимірювання потоку включають:

- покращення точності перетворення вимірювань за допомогою спеціальних схемотехнічних рішень;
- адаптація режимів роботи перетворювачів відповідно до умов вимірювання та параметрів потоку;
- ефективне використання енергії та можливість роботи з низьковольтними джерелами живлення;
- інтеграція з сучасними операційними системами комп'ютерної техніки для збору та відображення результатів вимірювання.

На рисунку 5 представлено загальну структуру потоку сенсора, яка включає в себе кілька компонентів: первинний перетворювач, сигнальний аналоговий перетворювач (вторинний перетворювач), аналого-цифровий перетворювач, мікроконтролер і інтерфейс.

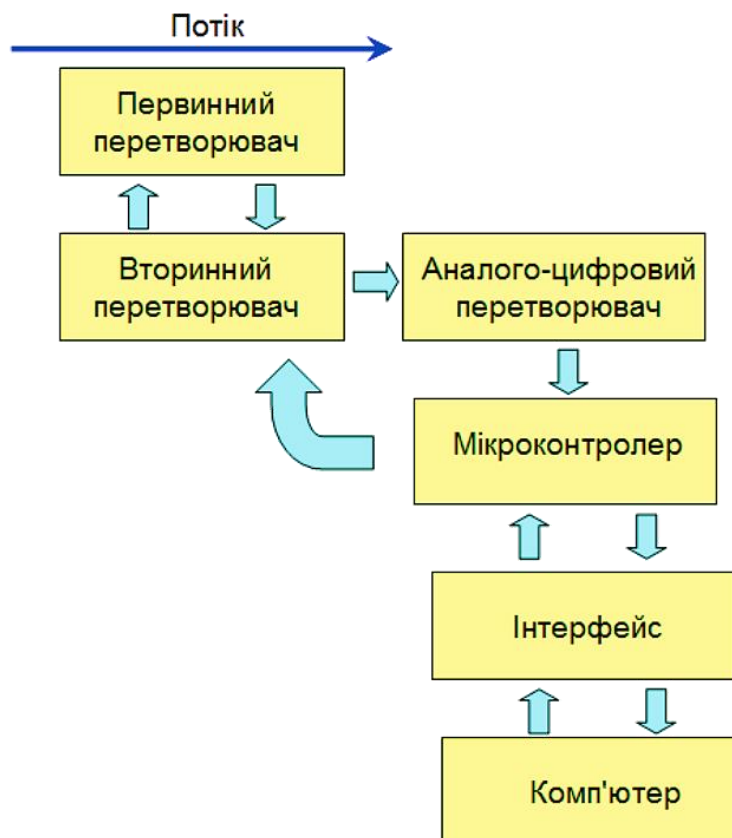


Рисунок 5 – Функціональна схема інтелектуального сенсора потоку [6]

2.2 Тензометричний сенсор

Діафрагма у пристрої виготовлена як гнучка, тонка мембрана з центральним отвором, її товщина становить 0,1 мм. Під час дії динамічного тиску повітряного потоку мембрана згинається, що призводить до виникнення розтягувальних та стискаючих напруг у напівпровідникових тензорезисторах, розташованих на мембрані в місці її приєднання до корпусу пристрою. Опір тензорезисторів, включених до вимірювальних електричних схем, змінюється залежно від обсягу газу, що протікає – це основний принцип роботи цього пристрою. Загалом, ці сенсори мають нелінійні характеристики. При $\frac{Q_{max}}{Q_{min}} \approx 10$, зазвичай, нелінійність датчиків становить близько 5% від обсягу повітря (позначеного як Q).

2.3 Теплові витратоміри, структура чутливого елемента вимірювального перетворювача.

«Hot wire» – це назва датчиків у англійській мові, що означає «гарячий дріт». Вони використовують нагрітий термістор у потоці повітря. При збільшенні швидкості потоку термістор охолоджується/нагрівається. У зв'язку зі швидкістю повітряного потоку відбувається зміна опору термістора.

Термокондуктометричні сенсори мають свої недоліки: нелінійність передачі сигналу, висока інерційність, низьку точність, чутливість та складність визначення напрямку потоку повітря. Матеріал терморезистора також не стійкий до дезінфекції та може легко пошкодитися.

Серед переваг цих датчиків — мінімальний опір для повітряного потоку. Ці сенсори широко використовуються у медичних пристроях для анестезіології, зокрема в апаратах від фірми Draeger.

2.3.1 Сенсор змінного перепаду тиску

Головними складовими датчика (рис. 6) є перетворювач, що викликає зміну тиску (наприклад, за допомогою трубок, сітки, діафрагми тощо), а також два сенсори тиску. Наразі перетворювачі серійно виготовляються у вигляді компактного вузла, який працює як диференціальний манометр.

Недолік, пов'язаний з використанням трубок Флейш та Ліллі, полягає у конденсації на опірному елементі. Щоб уникнути цього, датчик нагрівається за допомогою нагрівального елемента до температури 35-40°C.

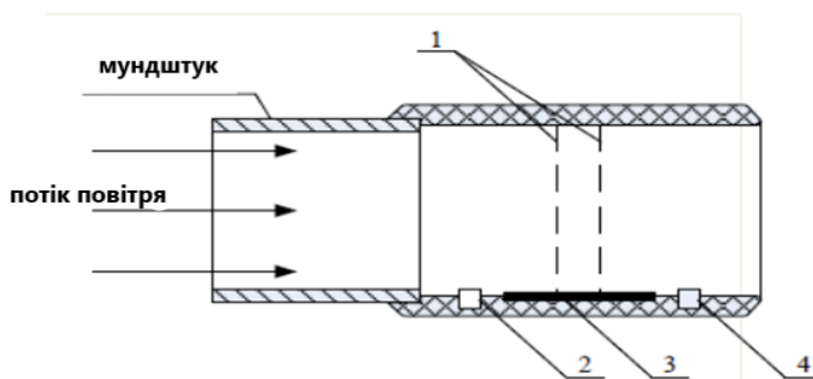


Рисунок 6 – Сенсор змінного перепаду тиску. 1 – перетворювач; 2,4 - сенсори тиску; 3 - нагрівальний елемент [7]

Внаслідок появи електронних датчиків тиску, які володіють високою чутливістю, використання перетворювачів з низьким пневматичним опором у вимірювальних каналах (таких як сопла Вентурі, трубка Піто) стає все більш поширеним.

Сенсори перепаду тиску також мають перевагу у визначенні спрямованого повітряного потоку. Однак основна похибка акустичних приладів становить постійне $\pm 1\%$ від показників потоку. Постійна часу має залежність через конкретну конструкцію і коливається в діапазоні від 2 до 30 мілісекунд.

Регулярна санітарна обробка або накопичення слизу на опірному елементі призводить до значного зменшення надійності сенсора. Крім того, неоднорідність його передавальної характеристики ускладнює аналіз результатів вимірювань.

2.3.2 Сенсори теплопровідності

Датчики теплопровідності не так часто використовуються в апаратурі для функціональної діагностики. Їх принцип роботи базується на ефекті зміни електричного опору нагрітого термістора, який охолоджується повітряним потоком. Схема сенсора теплопровідності зображено на рисунку 7, де 1 – термістор, який нагрівається імпульсним струмом. Його передавальну характеристику можна одержати за рівнянням теплопередачі:

$$I^2 R = S \cdot \Delta T (\alpha + b Q^c) \quad (1)$$

де, S – площа охолодження термістора; ΔT – температурна різниця; I – ефективне значення струму; R – значення опору термістора; a, b, c – калібрувальні константи.

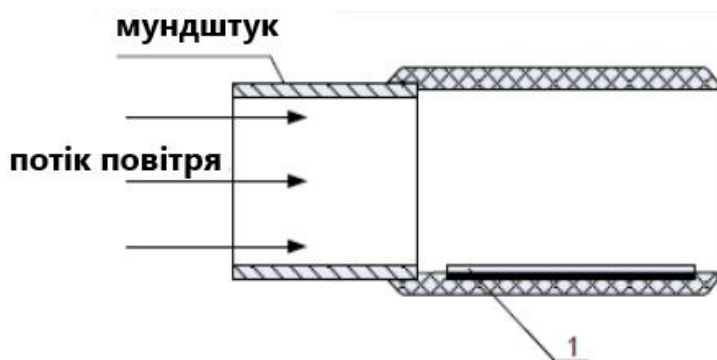


Рисунок 7– Сенсор теплопровідності. 1 – термістор [7]

До недоліків термокондуктометричного датчика належать нелінійність передавальної характеристики, значна затримка реакції та неможливість визначення напрямку руху повітряного потоку. Більше того, матеріал терморезистора дуже нестійкий до дезінфекції та механічних пошкоджень, тому датчик не є досить надійним. На сьогодні існують серійно виготовлені датчики, розміщені в корпусі, де площа охолодження досягає кількох міліметрів. Це значно зменшує постійну часу, але ще більше ускладнює процес дезінфекції. До переваг датчиків цього типу належить надзвичайно низький опір потоку повітря, який можна порівняти з опором ділянки гладкостенної труби[.]

2.3.3 Ультразвуковий сенсор

Наразі виникають спроби використання ультразвукових датчиків у діагностичній спірометрії. Робота цих датчиків базується на взаємозв'язку між швидкістю потоку та швидкістю поширення ультразвукових коливань між двома точками трубки.

П'єзокерамічні кільця використовуються як засоби випромінювання та сприймання ультразвуку, розташовані перпендикулярно до вимірювального каналу на певній відстані одне від одного (рис. 8).

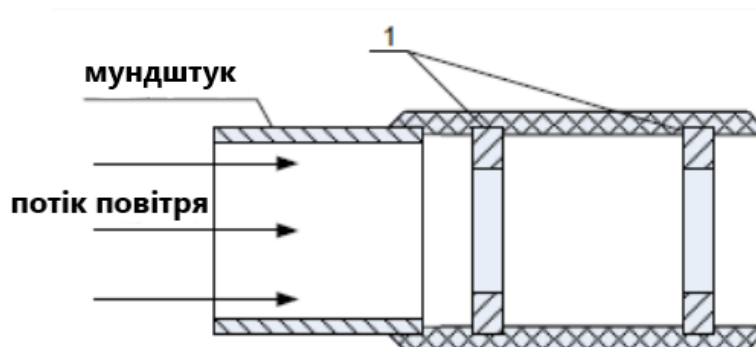


Рисунок 8 – Ультразвуковий сенсор. 1 – п'єзокерамічні кільця [7]

Головним недоліком ультразвукових сенсорів є їх мала точність та чутливість при взаємодії з газами, особливо при низькій їх концентрації. До того ж, у таких датчиків спостерігається нелінійна передавальна характеристика, яка, як правило, апроксимується поліномом високого порядку.

Перевагами є високі динамічні характеристики та низький опір потоку. Більше того, цей тип датчика забезпечує легку дезінфекцію та санітарію, а також змоги встановлення напрямку руху повітря.

Однією з перспективних напрямків варто відзначити датчики потоку, які вбудовані на волоконно-оптичних перетворювачах тиску. Робочий принцип таких датчиків ґрунтується на зміні кута відбиття світлового променя від рухомого дзеркала, що виконане у вигляді мембрани [7]. На сьогодні область застосування цих датчиків обмежена дуже малим діапазоном вимірюваних потоків.

Проводячи порівняння позитивних та негативних аспектів зазначених сенсорів для визначення витрат, можна зробити висновок, що для використання в стаціонарному обладнанні для функціональних досліджень дихальних функцій доцільно використовувати датчик потоку, що ґрунтується на реєстрації перепаду тиску в дифузорі, такому як Насадка Вентури та інші обмежувальні пристрої. Дані перетворювачі характеризуються низьким пневматичним опором та високою повторюваністю у обох напрямках потоку повітря.

Висновки до розділу

У сфері сенсорної електроніки, мікромініатюризація і використання МЕМС забезпечують важливий прогрес, пропонуючи компактні розміри, високу продуктивність, економію енергії та коштів. Це доповнюється розвитком інтелектуальних сенсорів, які, завдяки інтеграції з новітніми мікропроцесорами, покращують функціональність діагностичних систем. Водночас, існування різних типів сенсорів, таких як п'єзоелектричні МЕМС, тензометричні, теплові та ультразвукові, з їх специфічними перевагами та обмеженнями, визначає їх придатність для різноманітних застосувань у медицині та діагностиці.

РОЗДІЛ 3. МІКРОЕЛЕКТРОННІ СЕНСОРИ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНОГО ТИСКУ І ОБ'ЄМНИХ ВИТРАТ ГАЗІВ

3.1 Сенсори диференціального тиску та витратоміри

Датчики для вимірювання диференційного тиску спрямовані на визначення різниці тиску між двома точками або середовищами. Вони застосовуються для контролю тиску, вимірювання рівнів рідин або газів і виявлення потоків цих речовин. Різноманітні принципи роботи можуть використовувати мембрани, які реагують на тиск і змінюють свою форму, перетворюючи це на електричний сигнал через вбудовані тензорезистори. Інші види використовують різні електричні, оптичні або акустичні методи для вимірювання диференційного тиску.

У медичному обладнанні такі датчики широко використовуються для моніторингу тиску та діагностики, включаючи контроль носового дихання. Вони дозволяють точно вимірювати та контролювати різницю тиску між двома точками, що є ключовим у визначенні прохідності дихальних шляхів людини.

Пропускна здатність дихальних шляхів оцінює вільний потік повітря через систему дихання під час вдиху та видиху. Це характеризує легкість протікання повітря крізь бронхи, гортань, носові шляхи, трахею і інші частини дихальної системи.

Різні одиниці вимірювання використовуються для оцінки пропускної здатності дихальних шляхів в залежності від їх типу та методики вимірювань. Базові величини включають:

- літр на хвилину (л/хв): вимірювання визначає об'єм повітря, що проходить через дихальні шляхи протягом однієї хвилини. Часто використовується для оцінювання обсягу повітря, який може пройти через легені під час максимального вдиху чи видиху.

- одиниця метр кубічний на годину ($\text{м}^3/\text{год}$) застосовується для визначення кількості повітря, що проходить через легені та інші частини дихальної системи протягом певного часового проміжку. Цей параметр є важливим при аналізі обсягу

повітря, який людина вдихає та видихає під час спокійного дихання або у періоди інтенсивних фізичних навантажень.

- зміни тиску в дихальних органах під час вдиху та видиху часто вимірюються у таких одиницях, як паскалі (Па) або сантиметри водяного стовпа (см вод. ст.). Обидві ці метрики є стандартними для визначення тискових параметрів і використовуються з метою оцінки легеневої функції. Такі вимірювання є критично важливими у сферах медицини та пульмонології для аналізу тиску, що виникає в дихальних шляхах.

Паскаль (Па) – одиниця вимірювання тиску в системі SI (Міжнародна система одиниць). Ця одиниця описує тиск, що виникає в результаті дії сили, рівної одному ньютону, на площу розміром один квадратний метр.

Сантиметр водяного стовпа (см вод. ст.) - одиниця вимірювання тиску, що визначає висоту колони рідини, що важить на 1 см, переважно води. Різниця тиску в дихальних шляхах може бути виражена в сантиметрах водяного стовпа, де 1 см вод. ст. становить приблизно 98,0665 Па [8].

3.1.1 Датчики з мембраною для вимірювання диференціального тиску

Ключовим елементом датчиків диференціального тиску з мембраною є еластична мембрана, яка відчуває зміни тиску та рухається відповідно до цих змін. Зміщення цієї мембрани трансформується у вимірювальний сигнал, зазвичай в електричній формі, за допомогою різних технологічних методів. Одним з поширених методів вимірювання є використання тензорезисторів. У конструкції мембранного датчика вбудовано тензорезистивний елемент, який зазнає змін у електричному опорі відповідно до рівня його деформації. Коли на мембрану діє тиск, опір тензорезистора змінюється, що призводить до варіацій в електричному сигналі, які можна вимірювати та аналізувати.

Існують інші підходи до вимірювання диференціального тиску у мембранних датчиках, серед яких - використання п'єзорезистивних, ємнісних, п'єзоелектричних, а також терморезистивних технологій. Кожен із цих методів володіє своїми

унікальними перевагами та обмеженнями, які визначаються специфічними вимогами до їх застосування.

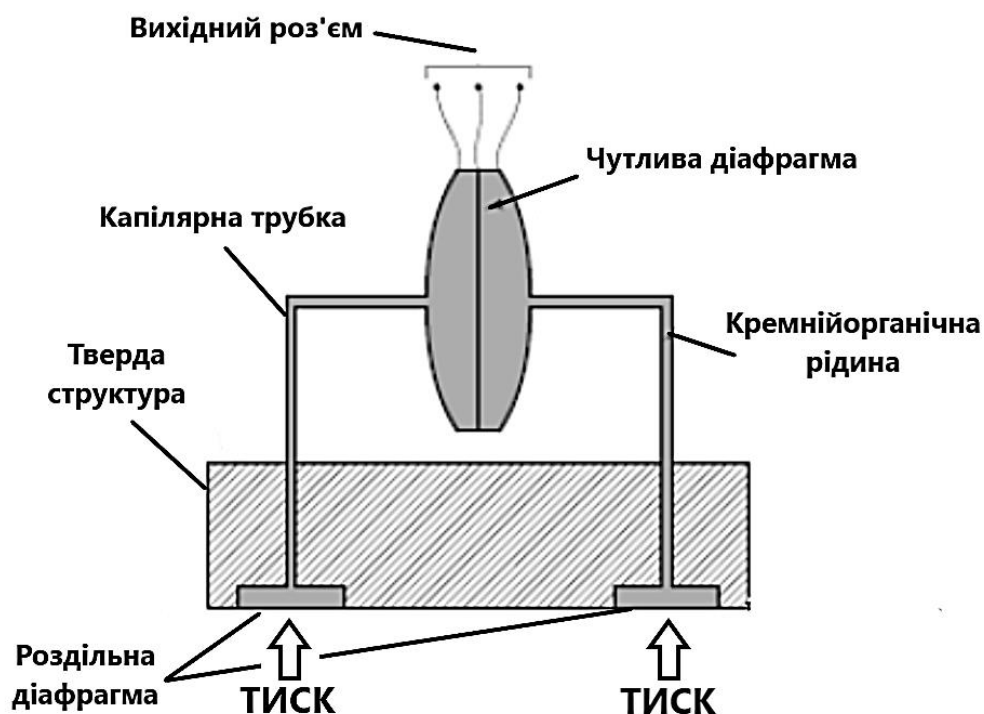


Рисунок 9 – Зразок датчика диференціального тиску з мембраною [8]

3.1.2 Мембранні датчики диференціального тиску на п'єзореzystивній основі

У п'єзореzystивних мембранних датчиках знаходяться спеціальні п'єзореzystивні елементи. Ці елементи є резисторами, які змінюють свою електричну опірність під впливом зміщення або деформації. Коли на мембрану діє тиск, вона починає згинатися або змінює свою форму, що впливає на опір п'єзореzystивних компонентів. Цей зсув у значенні опору стає основою для формування сигналу, який можна використовувати для вимірювання.

Сенсори диференціального тиску з мембраною на основі п'єзореzystивної технології володіють численними перевагами. Серед них – висока точність у вимірюванні, широкий діапазон операцій, швидкість реакції та компактність. Такі датчики можуть бути стійкими до впливу шумів і вібрацій. Крім цього,

п'єзорезистивні датчики дозволяють вимірювати як статичний, так і динамічний тиск, досягаючи при цьому високої чутливості.

П'єзорезистивні сенсори зазвичай охарактеризовані як монокристалічні кремнієві датчики, де кремнієва мембрана є пружним елементом. Вона виготовлена з монокристалічного кремнію та закріплена на діелектричній основі, застосовуючи анодне зрощування або легкоплавке скло (рис. 10). П'єзорезистори, утворені методом дифузії на мембрані, створюють міст Вінстона. Вони розташовані таким чином на кремнієвій мембрані, щоб поздовжні і поперечні коефіцієнти тензочутливості мали протилежні значення, що призводить до протилежних змін у опорі резисторів. Один з п'єзорезисторів орієнтований паралельно до сітки мембрани, тоді як інші розташовані перпендикулярно.

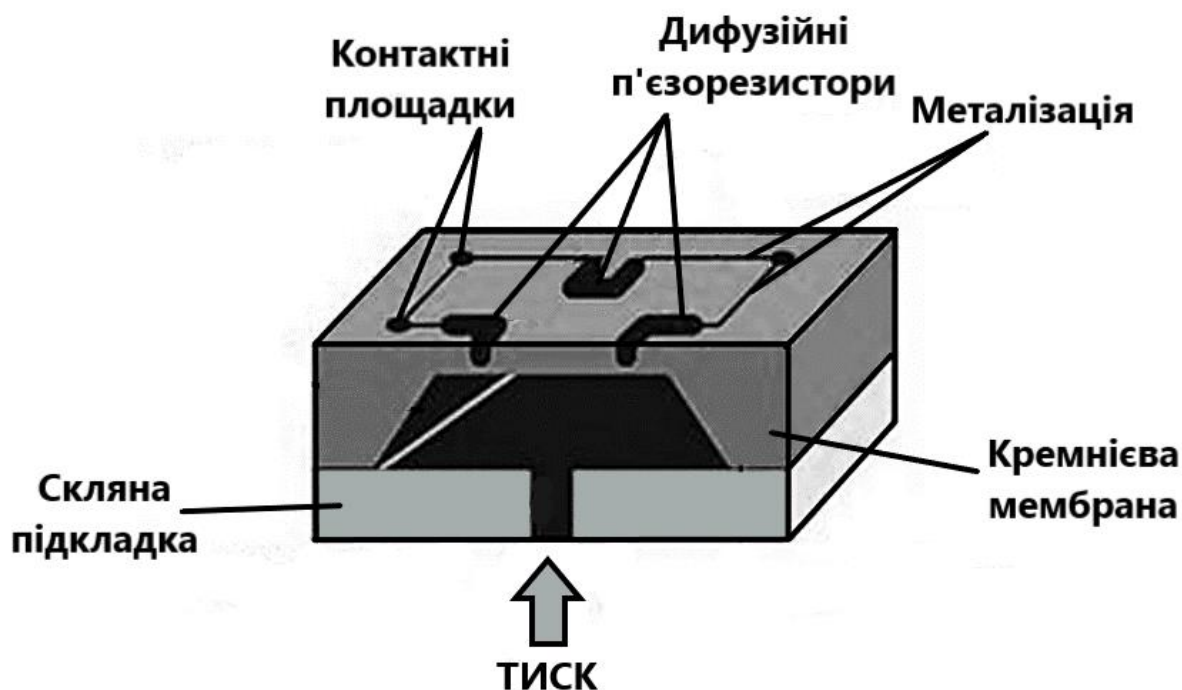


Рисунок 10 – П'єзоелектричний резистивний перетворювач [9]

Зміна опору п'єзорезисторів унаслідок деформації викликає нерівновагу моста Вінстона, (рис. 11) Цей дисбаланс прямопропорційний ступеню деформації резисторів та, відповідно, прикладеному тиску. Напруга на виході мостової схеми зазвичай складає лише кілька сотень мілівольт, тому часто для підсилення сигналу

використовують підсилювачі на виході датчиків. Оскільки кремнієві п'єзореzystори дуже чутливі до змін температури, конструюючи датчики на їхній основі, важливо враховувати схеми температурної компенсації. Для діапазону температур від 0 до 85 °С, можна використовувати прості терморезистивні схеми, такі як R_t , реалізовані на тому ж кристалі (рис. 11). Однак, для більш широкого діапазону температур, наприклад від -40 до +125 °С, потрібна складніша схема компенсації.

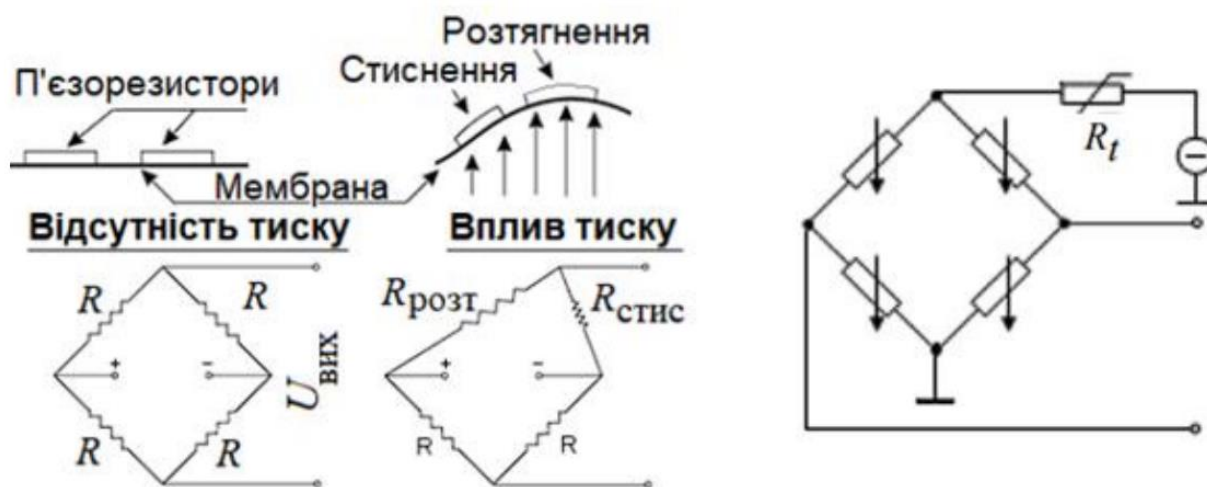


Рисунок 11 – Схеми мостового з'єднання для вимірювання різниці тиску [9]

3.1.3 Капацитивні датчики диференціального тиску

У датчиках з ємнісною мембраною, сама мембрана виступає як один із двох електродів у конденсаторі, тоді як інший електрод розташований на стінках корпусу датчика. Коли тиск діє на мембрану, вона переміщується, змінюючи проміжок між собою та стінками корпусу. Це призводить до зміни електричної ємності конденсатора, оскільки ємність пропорційна площі електродів та обернено пропорційна відстані між ними.

Електронні схеми використовуються для вимірювання зміни ємності та подальшого перетворення її на сигнал, який може бути аналоговим або цифровим. Різні методи вимірювання ємності, такі як зарядкове зчитування або перетворення ємності на напругу чи струм, застосовуються залежно від конкретної реалізації. Датчики з ємнісною мембраною для вимірювання диференціального тиску мають

свої переваги: вони відзначаються високою чутливістю, мають низьке споживання енергії і охоплюють широкий діапазон вимірювання. Крім того, вони можуть бути компактними та відзначаються механічною стійкістю. Але їх характеристики можуть бути вразливими до впливу зовнішніх факторів, таких як вологість чи температура.

3.1.4 П'єзоелектричні мембранні датчики диференціального тиску

П'єзоелектричні мембранні датчики диференціального тиску використовуються для вимірювання різниці тиску між двома точками. Зазвичай вони складаються з мембрани, часто зробленої з п'єзоелектричних матеріалів, таких як кварц або кераміка. Під впливом зміни тиску мембрана деформується, що призводить до зміни електричного заряду. Цей сигнал вимірюється і використовується для оцінки тиску.

Такий тип датчиків надає можливість вимірювати тиск в одній точці відносно іншої, що важливо для точних вимірювань у випадках, коли потрібна саме різниця тиску. Вони мають високу чутливість, широкий діапазон вимірювання та стійкість до різних впливів, таких як шуми, вібрації, а також агресивні середовища. Такі датчики реагують на навіть невеликі зміни тиску завдяки принципу п'єзоелектричного ефекту, що базується на здатності матеріалів генерувати електричний заряд або змінювати механічні характеристики під впливом механічних або електричних сил.

П'єзоефект можна описати кількісно через п'єзомодуль K_d , що визначає залежність між силою, яка застосовується, і зарядом, що утворюється в результаті цієї сили:

$$Q = K_d F \quad (2)$$

Найбільш поширеним серед п'єзоматеріалів є кварц. Це пояснюється його відмінними п'єзоелектричними властивостями, високим опором, стійкістю до температурно-вологісних впливів, а також великою механічною міцністю. Кварц характеризується низьким коефіцієнтом лінійного розширення. Його п'єзомодуль, який становить $2,3 \cdot 10^{-12}$ Кл/Н, практично не змінюється при температурах до 200

°C, трохи коливається у діапазоні 200...500 °C, але при досягненні 573 °C стає рівним нулю. Питомий електричний опір кварцу складає близько 10^{16} Ом·м, а його модуль пружності становить $E = 7,7 \cdot 10^{10}$ Па [10].

Зазвичай п'єзочутливий елемент виготовляють з кристалу кварцу у формі пластини, яка має форму паралелепіпеда зі сторонами, що розташовані паралельно до осей кристала (рис. 12 а).

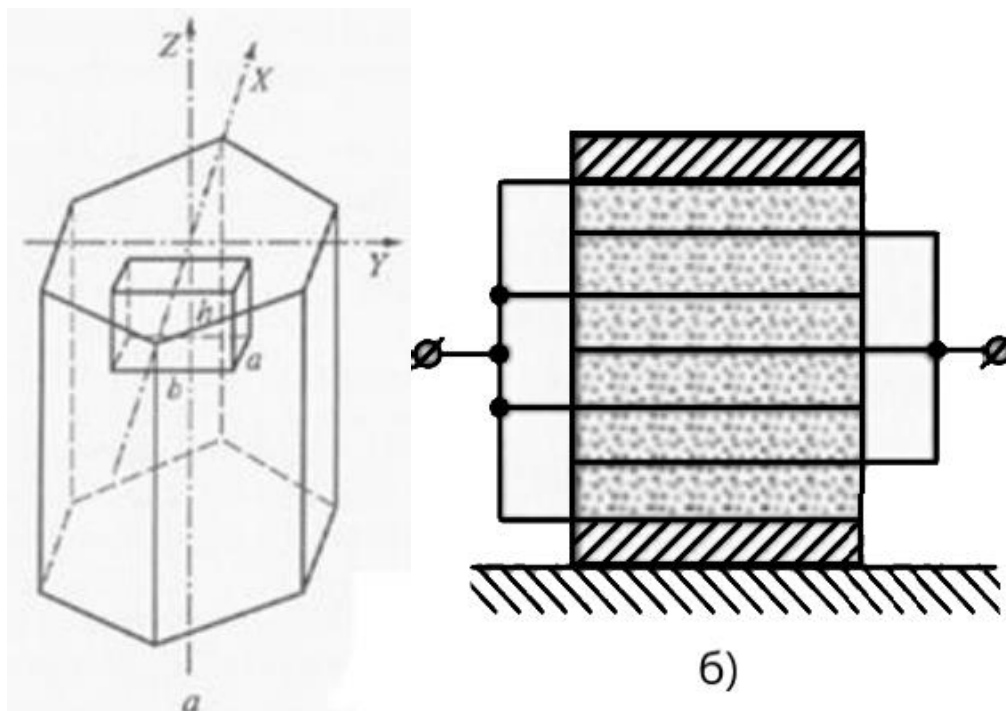


Рисунок 12 – Кристал, що реагує на п'єзоефект. П'єзочутливий компонент (а) та перетворювач (б) [11]

3.1.5 Оптичні та акустичні сенсори диференціального тиску.

Оптичні сенсори для вимірювання диференціального тиску - це пристрої, які застосовують оптичні методи для фіксації відмінностей тиску між двома різними місцями чи середовищами. Ці датчики використовують світло як засіб передачі інформації, і будь-які зміни у світлових характеристиках, викликані тиском, реєструються та обробляються для визначення різниці в тиску.

Одним із видів цих датчиків є волоконно-оптичні сенсори. Дані пристрої формуються з двох або більше оптичних волокон, які використовуються для передачі світлових сигналів. Ці волокна зв'язані між собою та реагують на тиск, змінюючи свою геометрію або оптичні властивості. Це призводить до зміни

параметрів світлового сигналу, який пройшов через них. Такі зміни в світловому сигналі вимірюються та аналізуються, щоб визначити різницю тиску між точками або середовищами, які спостерігаються цими датчиками.

Оптичні датчики диференціального тиску відрізняються декількома перевагами: вони відзначаються високою точністю вимірювань, мають широкий діапазон вимірювання, відповідні для вимірювань у вибухонебезпечних або хімічно активних середовищах і стійкі до зовнішніх впливів, таких як електромагнітна інтерференція.

Акустичні датчики диференціального тиску використовуються для вимірювання тиску, викликаного звуковими хвилями. Їхні основні принципи полягають у здатності перетворювати звуковий тиск на електричний сигнал. Ці датчики здатні вимірювати тиск, викликаний акустичними хвилями, і використовуються у багатьох сферах, включаючи акустичні дослідження, медицину, техніку та наукові дослідження.

Звукові хвилі можуть викликати тиск, і акустичні датчики диференціального тиску призначені для вимірювання цього тиску. Вони можуть перетворювати звуковий тиск у вимірювальний електричний сигнал.

Акустичні датчики диференціального тиску можуть базуватися на різних принципах. Один з типів таких датчиків використовує п'єзоелектричний матеріал, який перетворює механічний тиск на акустичні хвилі. Ці хвилі можна виміряти за допомогою мікрофону або іншого приймача.

Інший підхід використовує принцип резонансу. Такі датчики створюють акустичні хвилі, використовуючи резонансні структури, і вимірюють зміни резонансної частоти чи амплітуди хвиль під впливом різниці тиску.

3.2. Витратоміри для вимірювання об'єму

Об'ємні витратоміри використовуються для точного визначення об'єму рідини чи газу, що протікає через них за певний період часу. Зазвичай дані пристрої мають індикатор або дисплей для показу виміряних значень об'ємної витрати.

Різні конструкції та принципи дії об'ємних вимірювачів витрат, в залежності від використання, використовують зубчасті колеса, поршні, спіральні ротори та інші механізми для вимірювання об'єму речовини. Проте, для вимірювання повітряного потоку задіяно чотири ключові види датчиків.

Перший тип – пневматичний вимірювач – використовує диференціальний перетворювач тиску, який вимірює тиск на резистивному елементі, що вимірює тиск на опорі, коли потік повітря проходить крізь нього. Ця зміна тиску конвертується в сигнал, який відображає швидкість потоку повітря.

Другий тип – анемометр – визначає зміни в опорі, які відбуваються у нагрітому проводі. Потік повітря охолоджує нагрітий дріт, за допомогою зміни його електричного опору, що є пропорційною до потоку.

Третій тип – турбінний вимірювач витрат – застосовує турбіну чи повітряний гвинт; цифровий механізм розраховує кількість оборотів на одиницю часу для встановлення швидкості та об'ємного потоку.

Четвертий вид ґрунтується на концепції вихрових потоків. Газ, що рухається через трубку, утворює вихрові потоки, які вимірюються ультразвуковим датчиком. Кожне завихрення відповідає певному об'єму газу(рис. 13).

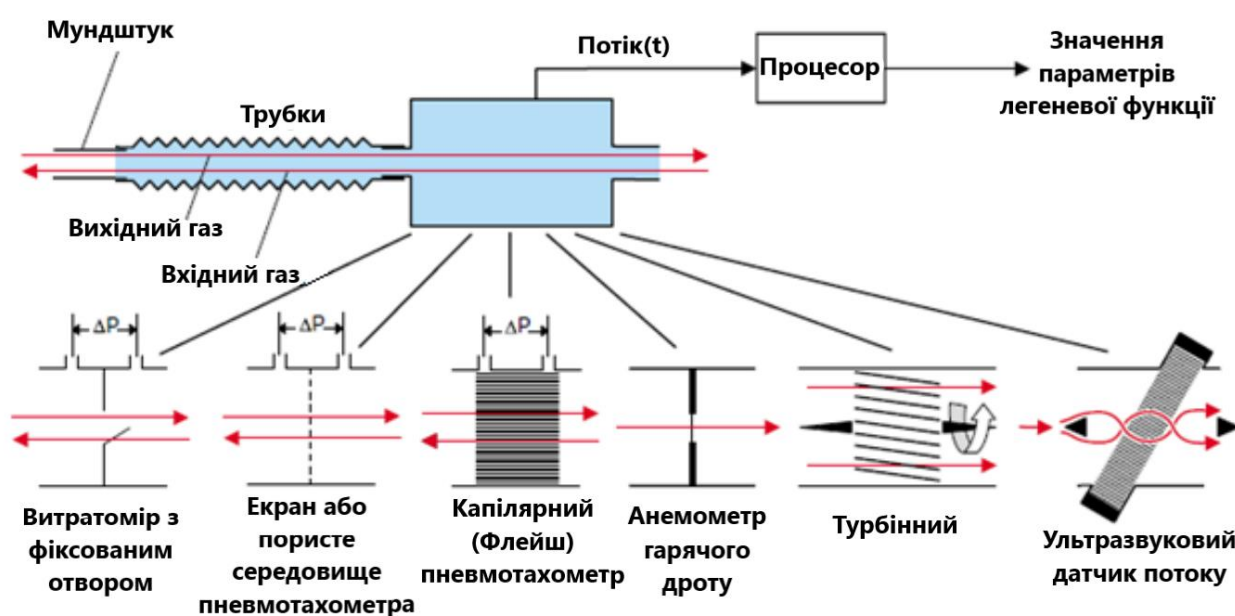


Рисунок 13 – Пристрої для вимірювання об'ємного потоку газів [7]

Висновки до розділу

Аналіз основних типів первинних перетворювачів для діагностики функції дихання показує, що сенсори диференціального тиску, спроектовані та виготовлені відповідно до технології мікроелектромеханічних систем, мають низку переваг за метрологічними та експлуатаційними показниками. Вони інформативні, енергоефективні, конструктивно зручні, метрологічно привабливі з точки зору широкого динамічного діапазону, найпростіше інтегруються у портативні вимірювальні електронні блоки, в тому числі з бездротовим інтерфейсом.

РОЗДІЛ 4. ВИБІР ОБЛАДНАННЯ ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ ВИКОНАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ ЧАСТИНИ РОБОТИ

4.1 Мікроконтролер Arduino UNO та програмне середовище Arduino IDE

Arduino Uno – плата з мікроконтролером, розробленим компанією Arduino.cc, яка з'явилася на ринку у 2010 році. Вона базується на мікроконтролері Microchip ATmega328P і відома своїм відкритим кодом. Ця плата має набір цифрових і аналогових входів-виходів, що дозволяє підключати до неї різноманітні розширювальні модулі та елементи схем(рис. 14). Arduino Uno має в собі 14 цифрових пінів (з яких 6 можуть виводити ШІМ-сигнали), а також 6 аналогових входів-виходів (пінів)(рис. 15). Для програмування використовується Arduino IDE, яке підключається до плати через USB-кабель типу B. Живиться ця плата від USB або від роз'єму, який отримує напругу від 7 до 20 вольт, наприклад, від 9-вольтової батареї. Arduino Uno використовує той же мікроконтролер, що і плата Arduino Nano, а також має сумісність з роз'ємами, що використовуються на платі Leonardo. Ліцензія Creative Commons Attribution Share-Alike 2.5 покриває еталонний дизайн апаратного забезпечення, що доступний на веб-сайті Arduino, разом із файлами макетів і робочих документів для деяких версій апаратного забезпечення.

Плата Uno була за випуском наступна після Duemilanove та стала дев'ятою версією в лінійці плат Arduino, які працюють через USB. Arduino IDE версії 1.0, призначена для плати Arduino Uno, тепер пройшла ряд оновлень. Мікроконтролер ATmega328, який міститься на платі, має попередньо завантажений загрузчик, що дозволяє оновлювати програмне забезпечення без залучення зовнішнього програматора.

Хоч Uno використовує оригінальний протокол STK500 для зв'язку, він відрізняється від усіх попередніх плат тим, що не використовує послідовний чіп FTDI USB-to-UART. Натомість, для цієї ролі використовується Atmega16U2 (до версії R2 - Atmega8U2), який програмується як USB-to-Serial конвертер.

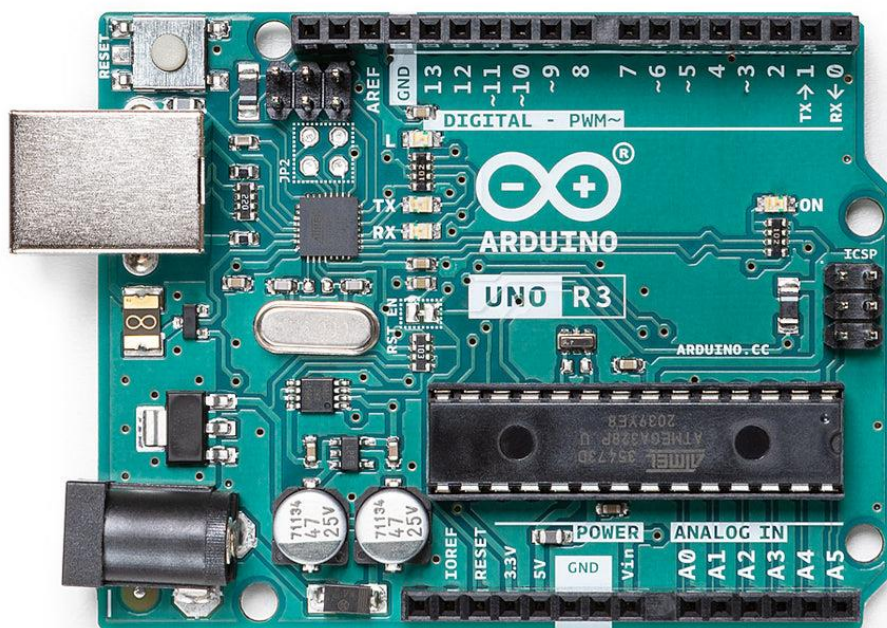


Рисунок 14 – Arduino UNO SMD R3 з мікроконтролером ATmega328P [12]

Ця плата стала однією з найпопулярніших у лінійці Arduino через свою простоту використання, досить широкі можливості та підтримку великої спільноти розробників.

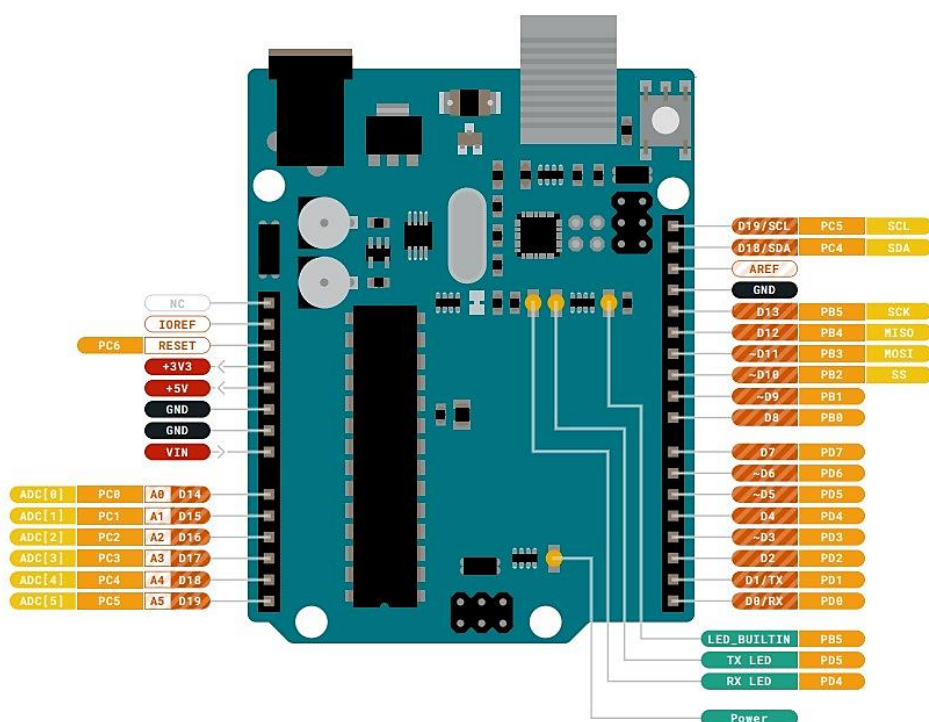


Рисунок 15 – Схема пінування Arduino UNO [12]

Arduino IDE

Програмне забезпечення Arduino IDE (Integrated Development Environment) – це середовище програмування, створене спеціально для платформи Arduino. Arduino – це відкрита платформа для створення простих до складних електронних пристроїв і систем, яка використовує мікроконтролери і набори для створення інтерактивних проектів.

Arduino IDE дозволяє писати код для Arduino у мові програмування C/C++, завантажувати його на плату Arduino та виконувати його. Основні функції даного програмного забезпечення включають в себе:

1. Редактор коду: Це місце, де ви пишете код для своїх проектів Arduino. Він має вбудовані функції для автоматичного завершення коду, розфарбування синтаксису та інші зручності.

2. Компіляція коду: Після написання коду ви можете скомпілювати його в бінарний файл, який можна завантажити на плату Arduino.

3. Завантаження коду на плату: Після компіляції коду ви можете завантажити його на плату Arduino через USB-підключення для виконання вашої програми.

4. Серійний монітор: Arduino IDE має інструмент для моніторингу даних, що надходять з плати Arduino через послідовний порт, що дозволяє вам виводити інформацію для відладки чи виводити результати вашої програми.

5. Бібліотеки: Є багато готових бібліотек, які розширюють можливості Arduino для різних датчиків, пристроїв та функцій, що спрощують розробку.

Arduino IDE є досить легким у використанні для початківців, але в той же час має достатньо функцій для розробників з досвідом. Воно є безкоштовним і доступним для завантаження з веб-сайту Arduino.

4.2 Перетворювач повітряного потоку типу Ліллі

Перетворювач повітряного потоку типу Ліллі — це механічний пристрій, який використовується для визначення об'ємних витрат газових сумішей методом вимірювання диференціального тиску на сітчастому пневматичному опорі, вмонтованому в канал перетворювача. Пневмоперетворювач Ліллі

використовується для діагностики різних дихальних захворювань, таких як астма, обструктивне дихання уві сні та хронічна обструктивна хвороба легень (ХОЗЛ). Він також використовується для моніторингу прогресу лікування цих захворювань.

Пневматичний перетворювач на типу Ліллі складається з роз'ємної трубки, сітчастого пневматичного опору, вмонтованого в неї на силіконові герметизуючі ущільнення, штуцерів відбору тиску, багаторазового стерильного пластмасового мундштука (або одноразового паперового), спірометричного сенсора диференціального тиску, який постачається окремо і зручно під'єднується до трубки. Після використання трубки кожним пацієнтом рекомендується всі компоненти багаторазового використання продезінфікувати для уникнення ризику перехресного зараження інфекціями між пацієнтами.

Щоб використовувати пневмотахометр Ліллі, пацієнт повинен сісти або лягти в комфортне положення. Мундштук слід вставити в рот або ніс пацієнта так, щоб він був герметично закритий. Пацієнт повинен спокійно дихати через мундштук протягом 15 секунд. Манометр покаже швидкість дихання пацієнта в літрах на хвилину.

Частота дихання — це кількість циклів спокійного вдиху-видиху людини за хвилину. Нормальна швидкість дихання для дорослої людини становить від 12 до 20 разів на хвилину. Швидкість дихання може бути вищою або нижчою за норму у людей з дихальними захворюваннями.

Пневмотахометр Ліллі відносно простий і недорогий прилад, який є важливим інструментом для діагностики та моніторингу дихальних захворювань. Він може допомогти лікарям діагностувати дихальні захворювання, а також відстежувати прогрес лікування цих захворювань.

Принцип роботи даного пристрою ґрунтується на залежності диференціального тиску, що виникає на пневматичному опорі у потоці повітря (рис. 16). Даний пристрій широко використовуються завдяки майже лінійним характеристикам та можливості проведення вимірів з прийнятною точністю.

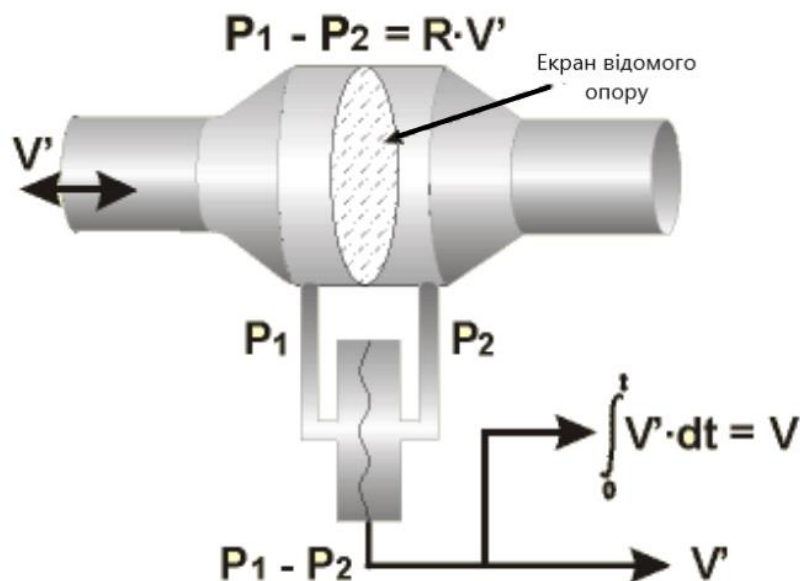


Рисунок 16 – Принцип роботи пневмотахометра Ліллі [7]

При пропусканні потоку повітря через перешкоду (наприклад, сітку чи вузьку трубку) виникає різниця тиску у потоці, що залежить від швидкості цього потоку.

4.3 Сенсор OMRON D6F-PH0505AD3

Сенсор OMRON D6F-PH0505AD3 – це пристрій, що призначений для вимірювання тиску та температури повітря. Його функціональні можливості дозволяють використовувати його в різноманітних сферах, таких як контроль клімату, вентиляція, промислові процеси та автоматизація.

Цей датчик має високу точність вимірювань тиску і температури. Його надійність і компактні розміри роблять його зручним для встановлення навіть в обмежених просторах. Він широко використовується для моніторингу і контролю параметрів оточуючого середовища в різних областях, де потрібно точно виміряти тиск і температуру повітря.

Структура

На рисунку 17 показана внутрішня поперечна структура датчика диференційного тиску D6F-PH MEMS. Повітря проникатиме через один вхід та

виходитиме через інший, проходячи над поверхнею MEMS-чіпу потоку. Цей чіп може виміряти об'єм повітря, коли воно протікає над ним.

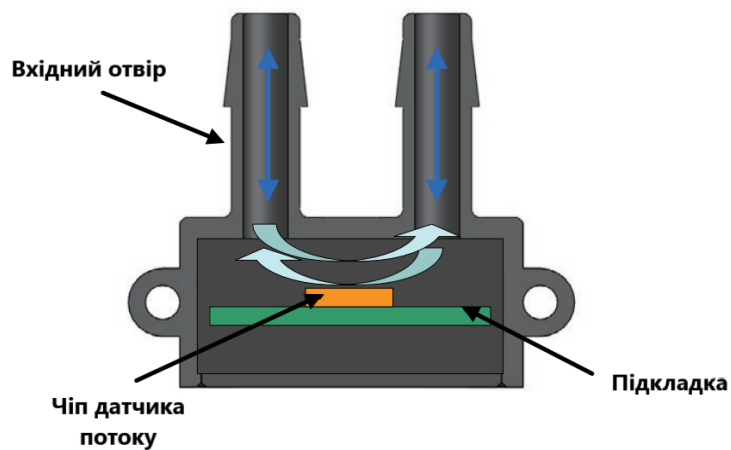
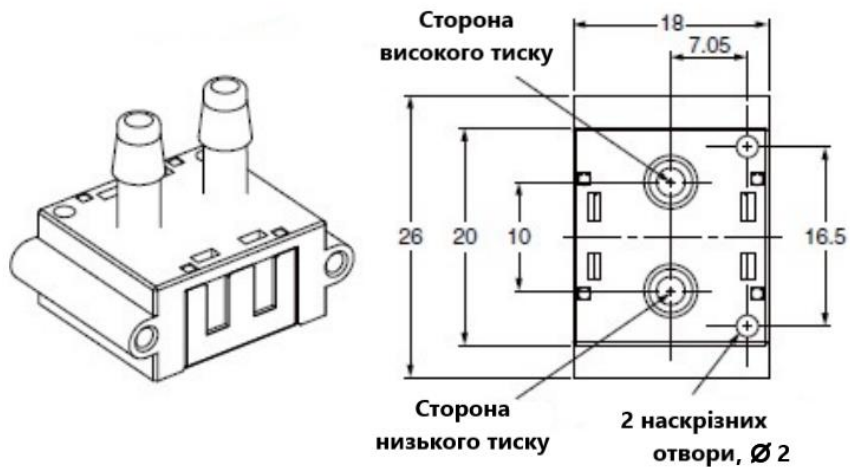


Рисунок 17 – Внутрішній переріз датчика перепаду тиску D6F-PH MEMS [13]

Розміри

D6F-PH0505AD3



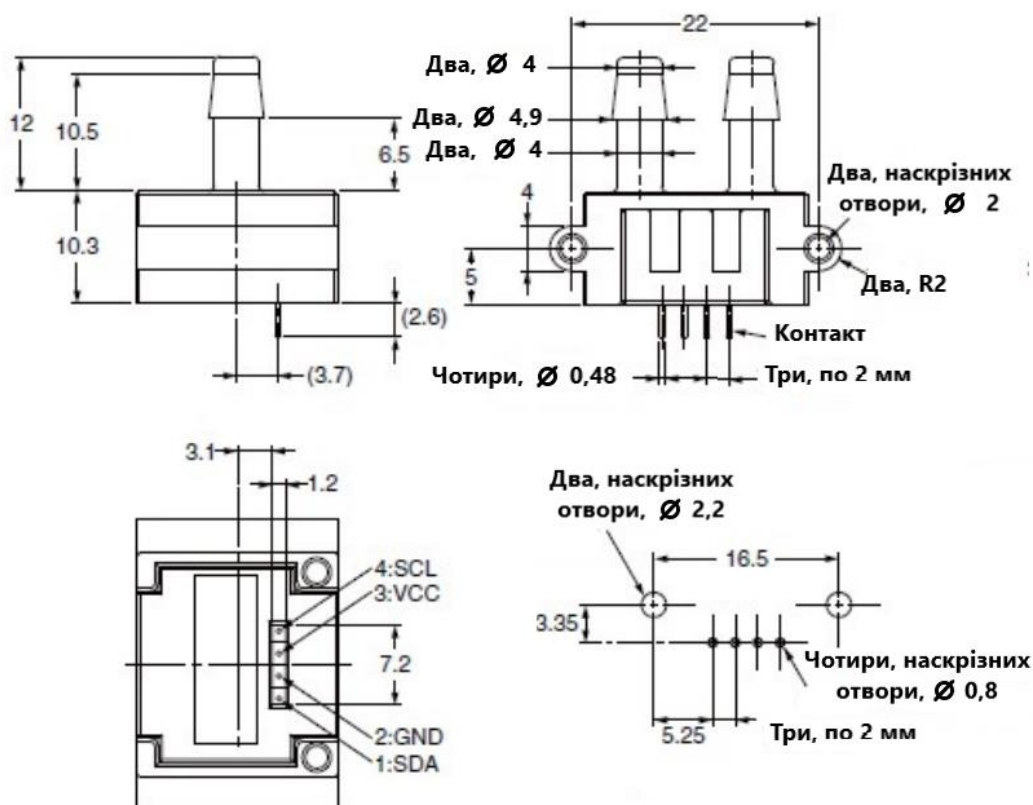


Рисунок 18 – Габаритні розміри D6F-PH0505AD3 [13]

З'єднувальні пневматичні магістралі (трубки).

Встановіть трубки з таких матеріалів, як гума, уретан або нейлон, щоб вони щільно прилягали до корпусу сенсора. Для уретанових трубок рекомендуються трубки із зовнішнім діаметром 6 мм та внутрішнім 4 мм.

Умови пайки

Використовуйте паяльник протягом 5 секунд при температурі 350 °С.

Принцип виявлення тиску

Завдяки використанню теплового датчика масового потоку датчик диференціального тиску D6F-PH MEMS компанії Omron може виявляти тонкі зміни диференціального тиску.

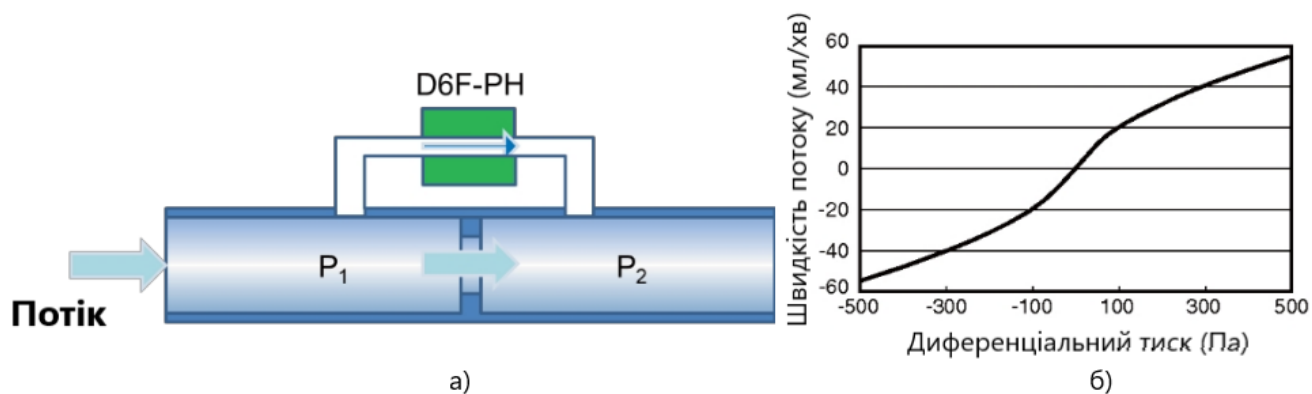


Рисунок 19– Принцип роботи датчика перепаду тиску (а) та залежність між витратою та перепадом тиску (б) [13]

Особливості функціонування.

Використовуючи метод теплового масового потоку (метод теплового потоку), датчик диференціального тиску D6F-PH MEMS компанії OMRON може виявляти зміни в діапазоні низького тиску з більш високою чутливістю в порівнянні з датчиками диференціального тиску мембранного типу.

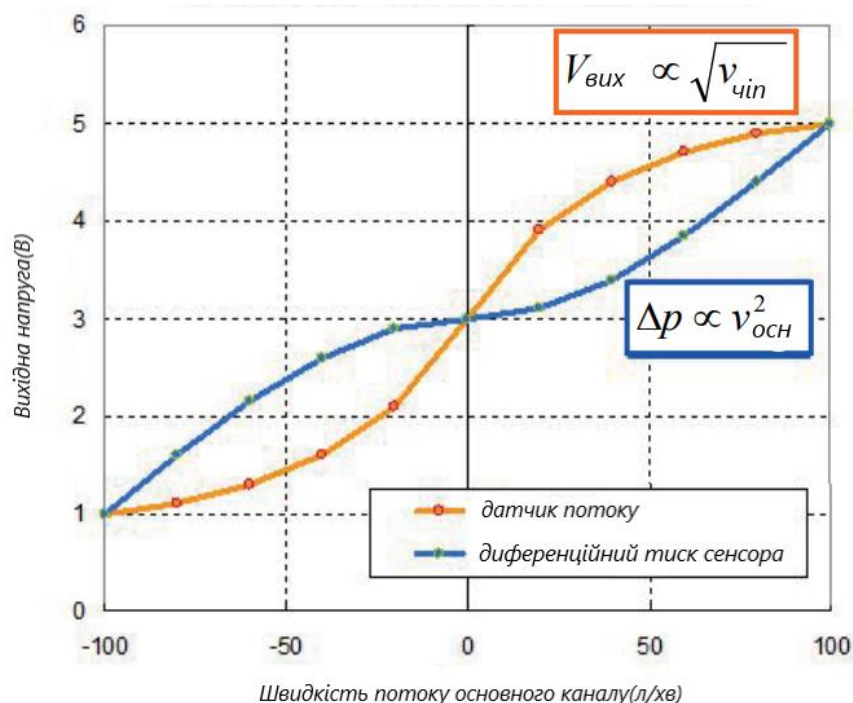


Рисунок 20 – Порівняння між мембранним методом і методом теплової масової витрати.
Тепломасовий метод (—), мембранний метод (—) [13]

Тепломасовий метод

Вихідний сигнал датчика Omron пропорційний кореню квадратному зі швидкості потоку газу через поверхню мікросхеми датчика.

Мембранний метод

Вихід звичайного датчика пропорційний квадрату швидкості потоку газу через основний канал.

Таблиця 1. Технічні характеристики сенсора D6F-PH0505AD3 [13]

Пункт	Параметри				
	Мінімальне значення	Типове значення	Максимальне значення	Одиниця вимірювання	Примітка
Діапазон диференціального тиску	-50	-	50	Па	D6F-PH0505AD3
Роздільна здатність	-	12	-	Біт	-
Допуск нульової точки	-0,2	-	+0,2	Па	-
Час відгуку	-	33	50	мс	Роздільна здатність 12 біт
Робоча температура	-20	-	80	°C	Без заморожування та утворення конденсату
Температура зберігання	-40	-	80	°C	Без заморожування та утворення конденсату
Робоча вологість	35	-	85	%	Без заморожування та утворення конденсату
Вологість при зберіганні	35	-	85	%	Без заморожування та утворення конденсату
Напруга живлення	2,3	3,3	3,6	В	-
Споживання струму	-	-	6	мА	Vcc=3,3В, 25°C
Частота SCL	-	-	400	кГц	Швидкий режим

4.4 Сенсор концентрації вуглекислого газу

Сенсор SprintIR-R – це інфрачервоний (ІЧ) датчик, розроблений для вимірювання рівнів вуглекислого газу (CO_2) в різних застосуваннях. Основні характеристики цього сенсора включають компактні розміри, низьке споживання енергії та високу точність вимірювання концентрації CO_2 .



Рисунок 21 – Сенсор SprintIR-R [14]

Сенсор SprintIR-R є найшвидшим датчиком CO_2 на ринку (на основі швидкості потоку 0,1 літра на хвилину та зміни концентрації CO_2 на 0-10%), розроблений спеціально для швидких послідовних вимірювань. Даний сенсор вражає здатністю здійснювати 50 вимірів за секунду, що робить його ідеальним для швидкісного аналізу та вимірювання стрімко змінюючихся рівнів CO_2 . Основне використання цього сенсора – це сфери охорони здоров'я та наукові дослідження у спорті, де його швидкісні можливості виявляються найважливішими.

SprintIR-R може точно вимірювати концентрацію CO_2 до 100% і постачається з проточним адаптером для зручності у використанні. Цей датчик відзначається своєю простотою: взаємодія з ним відбувається через простий інтерфейс UART, спрощуючи процес роботи з ним.

Завдяки компактному дизайну SprintIR-R легко вбудовується в системи вимірювання та моніторингу. Його низьке енергоспоживання робить його ідеальним вибором для пристроїв, що живляться від акумулятора, включаючи портативні та переносні пристрої, оскільки для його роботи достатньо лише 3,3 В. Ця ефективність дозволяє використовувати його в різних умовах, не переймаючись великими витратами електроенергії.

Розміри

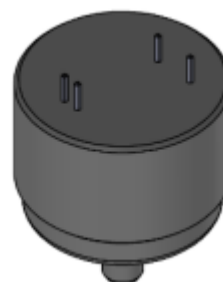
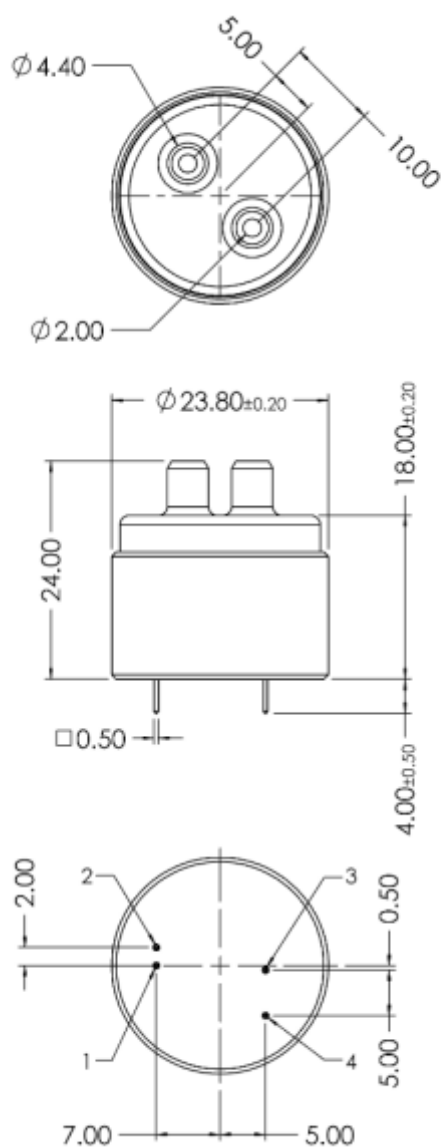


Рисунок 22 – Габаритні розміри SprintIR-R [15]

Таблиця 2. Відповідність контактів їх призначенню [15]

Пін	Назва контакту	Пояснення
1	Rx IN	UART Rx до датчика, який використовується для налаштування
2	Tx OUT	UART Tx від сенсора
3	GND	Земля
4	VCC	Позитивне джерело живлення

Таблиця 3. Технічні характеристики сенсора SprintIR-R [14]

Технічні характеристики датчика CO₂	
Діапазони вимірювання	0-5%, 0-20%, 0-60%, 0-100%
Точність	0-60% $\pm(70\text{ppm} + 5\%$ від показань) 0-100% $\pm(300\text{ppm} + 5\%$ від показань)
Час до 1-го зчитування	<0,2 секунди
Час реакції	Залежить від витрати
Зчитувань за секунду	50
Зразок	Твердотільний світлодіод NDIR Difusion
Електричні та механічні характеристики	
Протокол передачі даних	UART
Напруга живлення	3,25 В до 5,5 В
Споживана потужність	100 мВт при 3,3 В
Розміри та вага	ø23,8 мм x 24 мм, 7,5 г
Умови експлуатації	
Температура	від 0°C до 50°C
Вологість	0-95% Rh, без конденсації
Температурні умови зберігання	від -30°C до +70°C
Діапазон тиску	від 500 мбар до 2 бар
Термін служби датчика	>15 років

4.5 Експериментальні результати роботи

Тестовий стенд та вимірювання

Для проведення експерименту нам потрібно зібрати тестовий стенд, який складається з плати Arduino UNO SMD R3 з мікроконтроллером ATmega328P, пневмотахометра Ліллі та мікроелектронного сенсора D6F-PH0505AD3. Для обробки даних використаємо програмне забезпечення Arduino IDE. Нижче наведено фото матеріалів обладнання, що будуть використовуватись в експерименті.

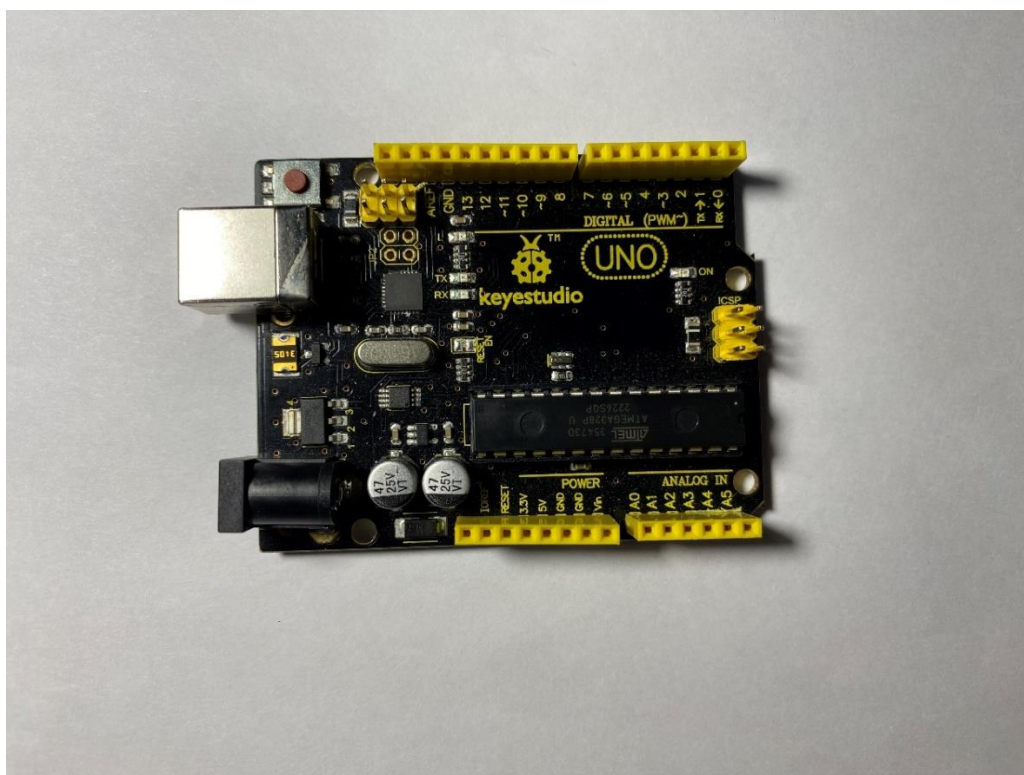


Рисунок 23 – Arduino UNO



Рисунок 24 – Складова трубки Ліллі



Рисунок 25– Сенсор D6F-PH0505AD3

Опис проведення експерименту з сенсорами

Схема вимірювальної установки передбачає наявність двох сенсорів: SprintIR-R та OMRON D6F-PH0505AD3. Через певні технічні труднощі вимірювань показів з сенсора CO₂ проведено не було. Тому експеримент був проведений за допомогою лише одного сенсора OMRON D6F-PH0505AD3.

Послідовність вимірювань наступна. Спочатку, підключаємо Arduino UNO до ПК за допомогою USB-кабелю. Це дозволить нам збирати та відправляти дані між Arduino та комп'ютером.

Потім підключаємо сенсор D6F-PH0505AD3 до пневмотахометра Ліллі за допомогою трубок, після чого під'єднуємо датчик до Arduino UNO за схемою(рис. 24). Для підключення використовуємо дроти з'єднання. Важливо правильно під'єднати кожен елемент до відповідних пінів на Arduino, згідно з їхньою документацією. Подаємо напругу 3.3 В, ні в якому разі напруга не має бути вищою.

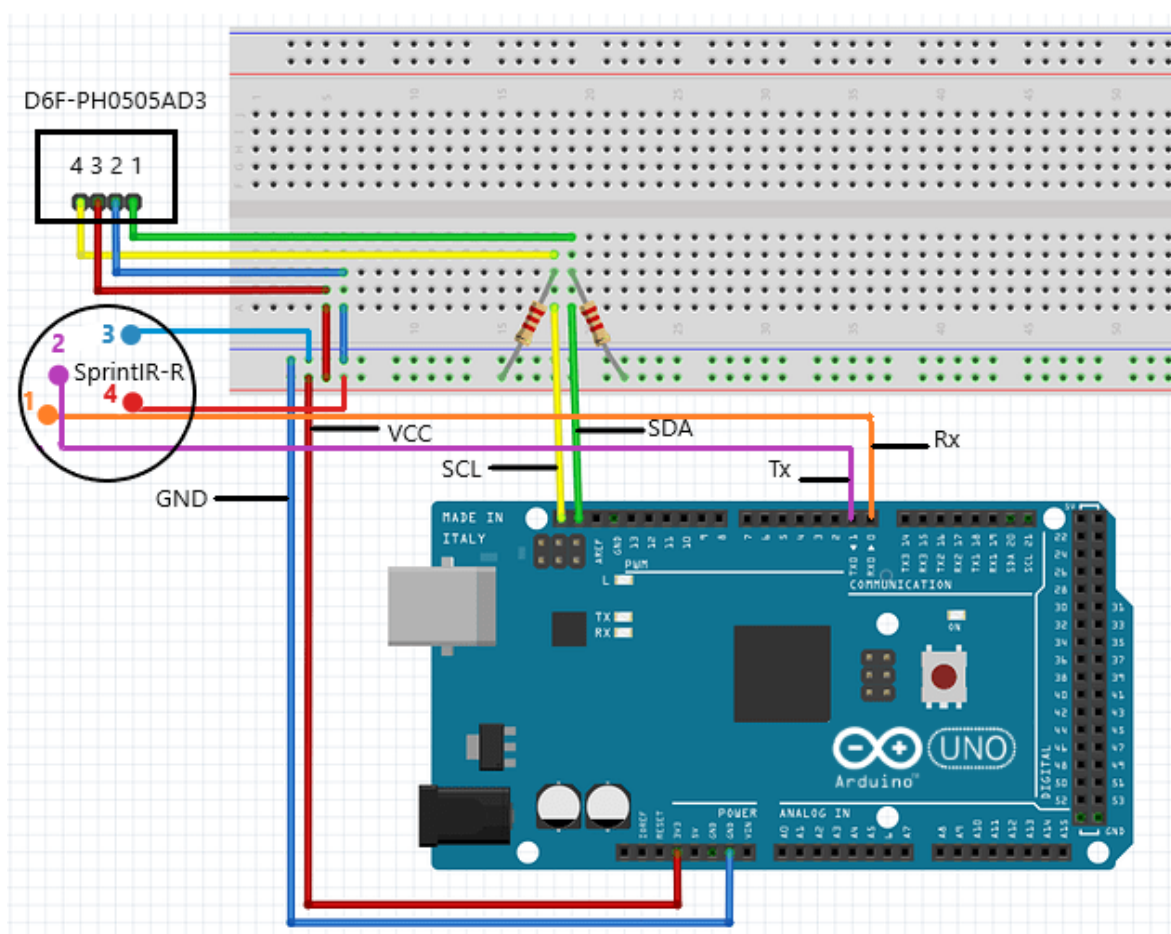


Рисунок 26 – Схема вимірювальної установки

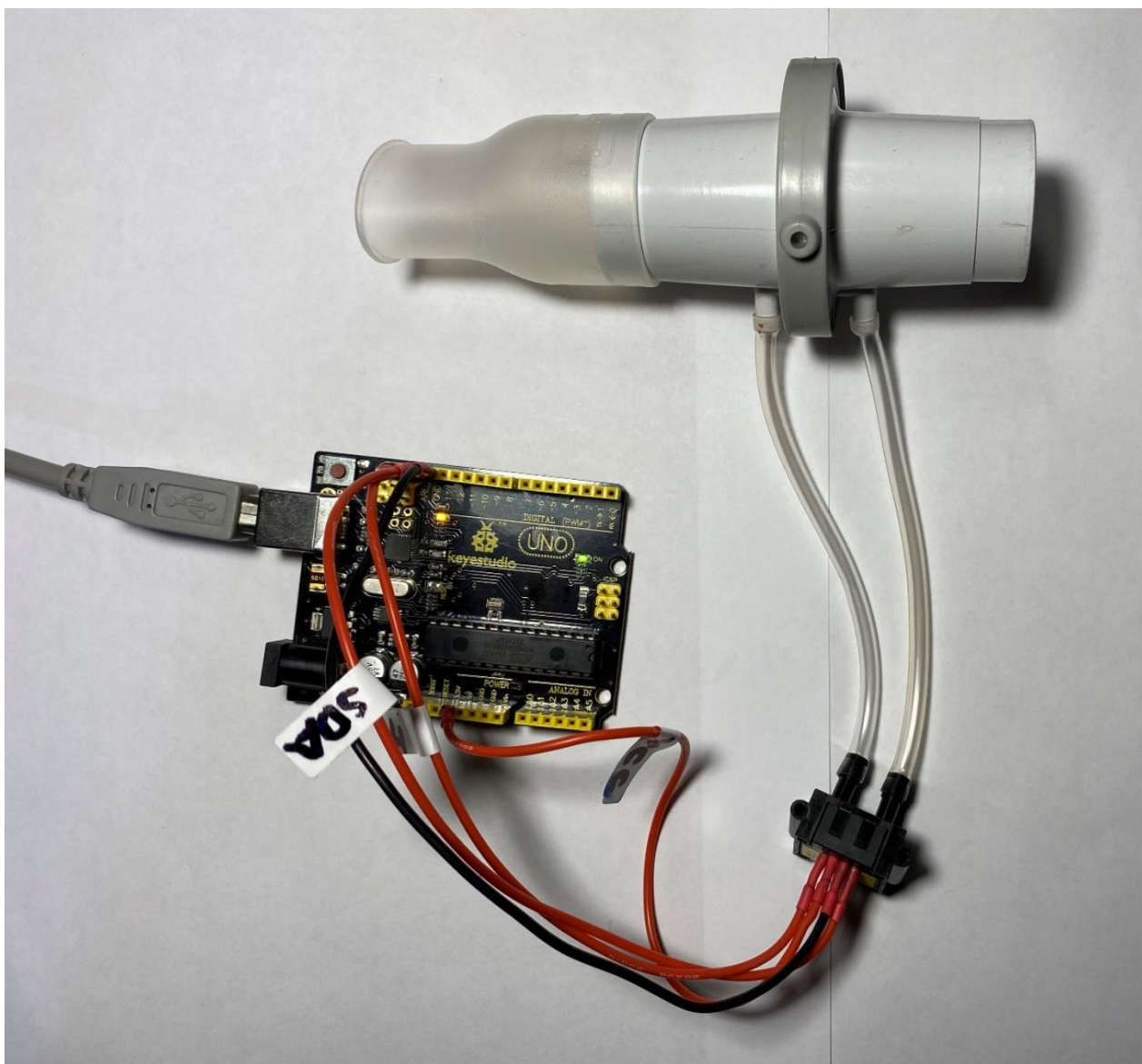


Рисунок 27 – Готовий тестовий стенд для вимірювання тиску через трубку Лілі

Завантажуємо та встановлюємо Arduino IDE на комп'ютер. Це інтегроване середовище розробки, яке дозволить нам писати, компілювати та завантажувати програми на плату Arduino.

Після підключення Arduino до ПК, ми ініціалізуємо його та встановлюємо необхідну бібліотеку в програмі Arduino IDE. Створюємо новий проект, обравши код для програмування нашого сенсора. Перевіряємо коректність коду, на наявність помилок, компілюємо. У вкладці "Інструменти" обираємо "Монітор послідовного порту" (Serial Monitor) для відображення даних та їхнього аналізу.



Рисунок 28 – Проведення вимірювань з використанням

Вимірювання за допомогою тестової установки

Проведемо 2 тести, перший буде зі спокійним диханням, а другий з форсованим.

Спокійне дихання

Під'єднавши сенсор до трубки Ліллі, вдихаємо та видихаємо повітря протягом 15 секунд. Отримуємо графік:

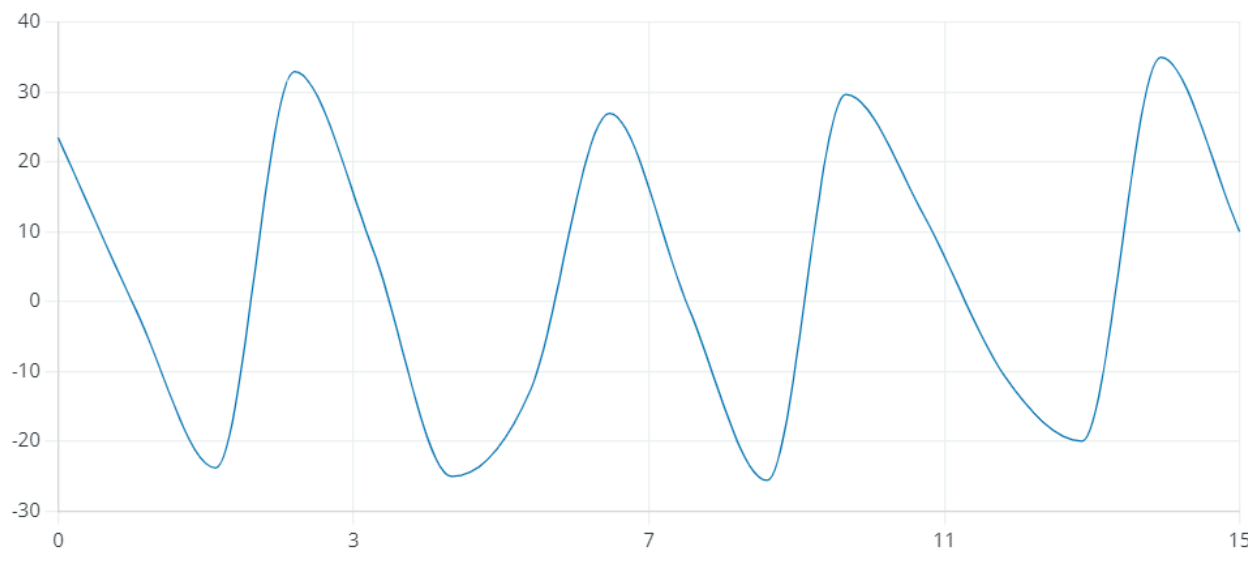


Рисунок 29 – Графік при спокійному диханні

З вищенаведеного графіку бачимо, як при спокійному диханні крива сигналу подібна до синусоїди, практично повторюючи себе в пікових точках. Це свідчить про незмінність вимірювального каналу. Сталість каналу може бути корисною при оцінюванні стану верхніх дихальних шляхів для діагностики.

На графіку видно, що частота дихання становить 4 вдихи за 15 секунд, тобто 16 вдихів за хвилину, а об'єм дихання становить 500 мл за вдих. Ці значення в межах норми, оскільки нормальна частота дихання у дорослої людини становить від 12 до 20 вдихів за хвилину. Нормальний об'єм дихання у дорослої людини становить від 500 до 700 мл за вдих.

Якщо частота дихання або об'єм дихання нижче або вище норми, це може бути ознакою проблеми з дихальною системою.

Форсоване дихання

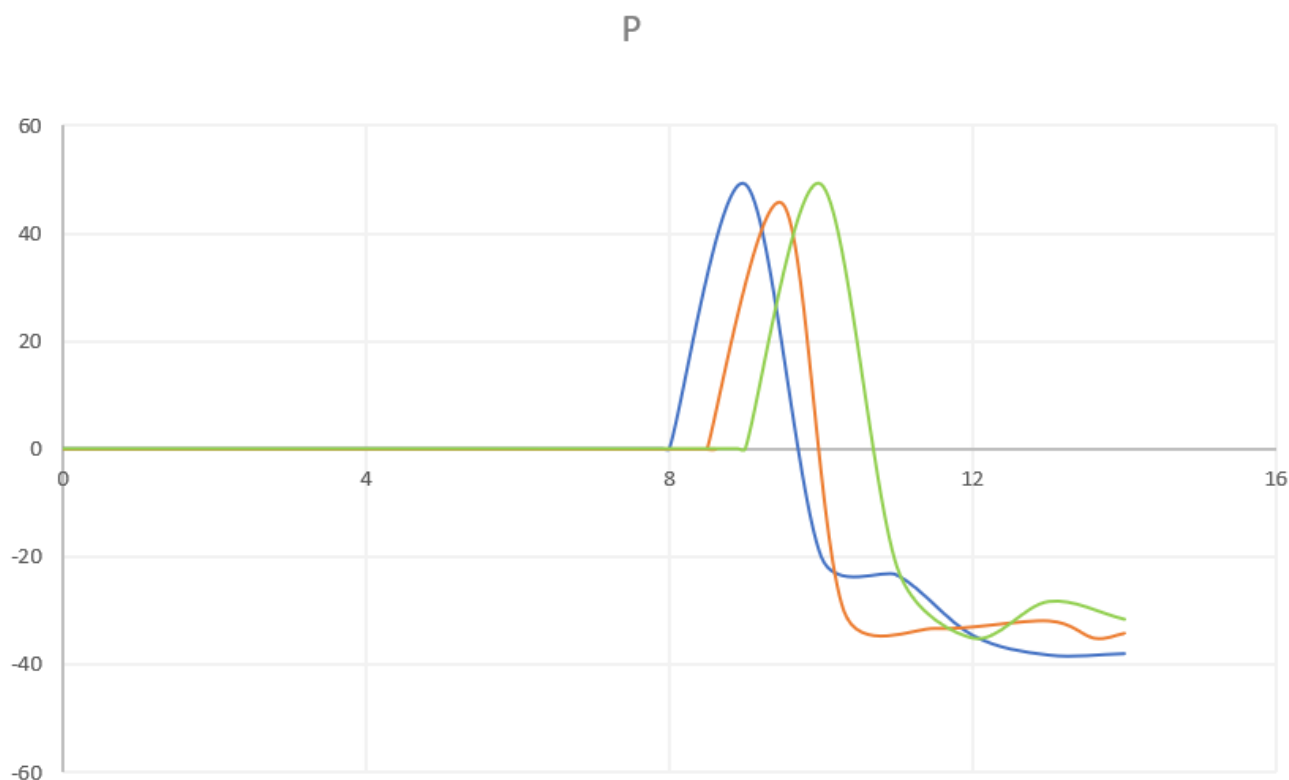


Рисунок 30 – Графіки форсованих видихів

При форсованому диханні, графік показав більшу волатильність. Загалом, експеримент підтвердив ефективність використання сенсорів для точного вимірювання параметрів дихання, що є важливим для діагностичних досліджень у медичній сфері.

На графіку показані результати форсованого дихання, проведеного 3 рази. Криві накладені одна на одну, щоб полегшити порівняння.

На графіку видно, що в першій спробі максимальний об'єм форсованого видиху (FVC) становить 4,2 літри, а пікова швидкість видиху (FEV1) - 3,3 літри за секунду. У другій спробі FVC становить 4,1 літра, а FEV1 - 3,2 літра за секунду. У третій спробі FVC становить 4,0 літра, а FEV1 - 3,1 літра за секунду.

Загалом, результати форсованого дихання в межах норми (для чоловіків молодого віку – 3,5-4,5л, для жінок – 2,5-3,5л). Однак, можна помітити, що FEV1 трохи нижче норми. Це може свідчити про наявність певних проблем з дихальною системою.

Різниця між кривими може бути використана для оцінки ступеня порушення функції дихальної системи. У цьому випадку різниця незначна, що може знову ж таки вказувати на незначні проблеми з дихальною системою.

Щоб отримати більш точний діагноз, необхідно провести додаткові дослідження, такі як рентгенографія органів грудної клітки або комп'ютерна томографія (КТ).

Висновки до розділу

Експеримент проводився для вимірювання характеристик дихання за допомогою вимірювального стенду, який складався з Arduino UNO, пневмотахометра Lilli та сенсора OMRON D6F-PH0505AD3. Було проведено два види дихальних тестів: спокійне та форсоване дихання. Результати тесту спокійного дихання були в межах норми, показуючи синусоїдальну криву сигналу та стандартний обсяг і частоту дихання. Тест на форсоване дихання показав більшу мінливість, що свідчить про ефективність датчика у вимірюванні параметрів дихання, важливих для медичної діагностики. Однак незначне відхилення максимальної швидкості видиху вказує на можливі проблеми з дихальною системою, що вимагає подальшого дослідження за допомогою додаткових методів медичного зображення.

РОЗДІЛ 5. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ

5.1 Опис ідеї проєкту

Таблиця 1. Опис ідеї стартап-проєкту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Розробка компактного портативного приладу, який використовує мікроелектронні сенсори для аналізу дихання. Цей пристрій може вимірювати такі показники, як швидкість та глибину дихання, концентрацію вуглекислого газу, інформацію про вологість повітря.	1. Персональне використання	Підвищення обізнаності про стан здоров'я через регулярний контроль дихання.
	2. Медичні установки	Полегшування процесу медичної діагностики у пацієнтів.
	3. Спортсмени	Допомога спортсменам у відстеженні ефективності дихання під час фізичних вправ.

Таблиця 2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проєкту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів		W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проєкт	Конкурент			
1	Інноваційність	Використання передових мікроелектронних сенсорів для аналізу дихання	Використання передових мікроелектронних сенсорів для аналізу дихання			+
2	Мобільність та зручність	Портативність пристрою, що дозволяє користувачам використовувати його в будь-якому місці.	Портативність пристрою, що дозволяє користувачам використовувати його в будь-якому місці.		+	
3	Точність	Висока точність вимірювань	Помірна точність вимірювань.			+
4	Цінова доступність	Прагнення до розробки доступного продукту.	Завищена собівартість.		+	

Продовження таблиці 2

5	Інтеграція з мобільними додатками	Смартфон та ПК	В більшості випадків смартфон			+
---	-----------------------------------	----------------	-------------------------------	--	--	---

5.2 Технологічний аудит ідеї проєкту

Таблиця 3. Технологічна здійсненність ідеї проєкту

№ п/п	Ідея проєкту	Технологія реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Розробка компактного портативного приладу, що використовує мікроелектронні сенсори для аналізу дихання.	Використання мікроелектронних сенсорів та мікроконтролерів для вимірювання та обробки даних дихання.	Мікроелектронні сенсори та обробні технології доступні на ринку.	Компоненти широко доступні у постачальників, адаптація існуючих технологій можлива.
Обрана технологія реалізації ідеї проєкту полягає у використанні мікроелектронних сенсорів для вимірювання параметрів дихання та мікроконтролерів для обробки даних, з інтерфейсом користувача для зручного відображення результатів.				

5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту

Таблиця 4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проєкту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од.	5
2	Загальний обсяг продаж, ум.од./рік	100 тис. ум. од.
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Постійно зростає
4	Наявність обмежень для входу	Відсутня
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Відсутні
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	80%

Таблиця 5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проєкту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Моніторинг та аналіз дихання для покращення здоров'я та	Медичні установи, спортсмени, люди, що займаються фітнесом, індивідуальні	Медичні установи зосереджені на точності та надійності, спортсмени на	Висока точність вимірювань, простота у використанні,

Продовження таблиці 5

	фізичної активності.	користувачі, які піклуються про своє здоров'я	ефективності використання під час тренувань, індивідуальні користувачі на зручності та простоті використання.	портативність, інтеграція з мобільними додатками.
--	----------------------	---	---	---

Таблиця 6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Технологічні зміни	Швидке застарівання технологій може зробити продукт неконкурентоспроможним.	Інвестування в дослідження та розвиток для постійного оновлення продукту.
2	Конкуренція	Нові конкуренти можуть вийти на ринок з подібними або кращими продуктами.	Розробка унікальних функцій продукту та стратегій маркетингу для відрізнення від конкурентів.
3	Зміни в законодавстві	Нові законодавчі вимоги можуть вимагати змін у продукті або додаткові витрати.	Відстеження законодавчих змін та адаптація продукту відповідно до них.

Таблиця 7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Технологічний прогрес	Використання новітніх технологій для покращення продукту.	Інвестування в дослідження для інтеграції передових технологій.
2	Зростання усвідомленості здоров'я	Підвищення попиту на продукти для моніторингу здоров'я.	Розробка маркетингових кампаній, спрямованих на здоровий спосіб життя.
3	Глобалізація ринків	Розширення ринку за рахунок міжнародної торгівлі.	Пошук нових міжнародних ринків і партнерів для експорту.

Таблиця 8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
--------------------------------------	---	--

Продовження таблиці 8

1. Тип конкуренції – пряма/непряма	Пряма конкуренція з іншими виробниками медичних дихальних пристроїв; непряма конкуренція з альтернативними методами моніторингу здоров'я.	Розробка унікальних особливостей продукту для виділення серед конкурентів.
2. За рівнем конкурентної боротьби – Високий/середній/низький	Залежно від кількості та сили конкурентів на ринку.	Агресивна маркетингова стратегія та інновації у висококонкурентному середовищі.
3. За галузевою ознакою – медичні пристрої/Технології здоров'я	Конкуренція з іншими компаніями, що пропонують аналогічні медичні пристрої або технології для моніторингу здоров'я.	Фокус на інноваційність та диференціацію продукту, співпраця з медичними установами.
4. За видами товарів – портативні дихальні аналізатори	Конкуренція із схожими портативними пристроями на ринку.	Вплив на діяльність: Розробка продукту з вищою точністю, зручністю використання, інтеграцією з смарт-пристроями.
5. За характером конкурентних переваг – технологічна перевага, бренд, ціна	Відрізнення від конкурентів за рахунок передових технологій, сильного бренду, або конкурентної ціни.	Інвестування в дослідження та розвиток, маркетинг та цінову стратегію.
6. За інтенсивністю – Висока/Середня/Низька	Залежить від активності конкурентів на ринку та швидкості впровадження нововведень.	Адаптація стратегій залежно від інтенсивності конкуренції, можливо, з фокусом на швидку інновацію або галузевий ринок.

Таблиця 9. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Інноваційність продукту.	Передові технології мікроелектронних сенсорів і мікроконтролерів, які виокремлюють продукт від конкурентів.
2	Якість та точність вимірювань	Висока точність і надійність даних забезпечують довіру споживачів і перевагу перед менш точними аналогами.
3	Цінова стратегія	Конкурентоспроможна ціна, що відповідає якості та функціональності продукту, забезпечує привабливість для широкого кола споживачів.
4	Бренд та репутація	Сильний бренд і добра репутація компанії на ринку створюють довіру до продукту та сприяють лояльності клієнтів.

Таблиця 10. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «назва проекту»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Інноваційність продукту	18						+	
2	Цінова конкурентоспроможність	15				+			
3	Якість та точність продукту	17			+				
4	Доступність та зручність використання	16					+		
5	Бренд та репутація на ринку	12		+					

Таблиця 11. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: -Інноваційність технологій. -Висока точність та надійність продукту. -Портативність та зручність використання.	Слабкі сторони: -Відсутність впізнаваного бренду на ринку. -Обмежений бюджет на маркетинг та розвиток. -Необхідність сертифікації та дотримання регулятивних вимог.
Можливості: -Зростаючий попит на продукти для моніторингу здоров'я. -Розширення ринкових можливостей через цифрову інтеграцію. -Співпраця з медичними установами та спортивними організаціями.	Загрози: -Швидке застарівання технологій. -Конкуренція з великими виробниками медичного обладнання. -Зміни в законодавстві, що можуть вплинути на продукт.

Таблиця 12. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Прямий продаж через власний онлайн-магазин.	Висока	6-12 місяців
2	Розподіл через партнерства з медичними установами.	Середня	12-18 місяців
3	Співпраця з дистриб'юторами медичного обладнання.	Середня до високої	18-24 місяці

5.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Таблиця 13. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
-------	--	---	---	--------------------------------------	--------------------------

Продовження таблиці 13

1	Медичні установи (лікарні, клініки)	Висока (необхідність у точних діагностичних інструментах)	Великий (постійна потреба в оновленні медичного обладнання)	Висока (численні виробники медичного обладнання)	Складна (вимоги до сертифікації та довіра медичних установ)
2	Спортсмени та тренери	Середня (інтерес до вдосконалення тренувань)	Середній (потреба у вдосконаленні спортивних практик)	Середня (наявність альтернативних способів моніторингу)	Помірна (наявність спортивних мереж та спільнот)
Які цільові групи обрано: 1 та 2					

Таблиця 14. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проєкту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентноспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1	Співпраця з медичними установами	Партнерство з лікарнями та клініками для використання продукту у діагностичних цілях.	Висока точність продукту, надійність, інтеграція з медичними системами.	Розвиток продукту з акцентом на медичне застосування, зосередження на якості та точності.
2	Прямий продаж споживачам	Продаж через власний веб-сайт, онлайн-маркетплейси.	Зручність використання, доступна ціна, інтеграція зі смартфонами.	Розробка споживчої версії продукту з акцентом на простоту використання та цінову доступність.

Таблиця 15. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проєкт «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
	Ні, але пропонує значні удосконалення порівняно з	Компанія буде зосереджена на привабленні нових споживачів,	Ідентифікація ключових переваг конкурентів та	Фокус на інноваційності та диференціації продукту, розробка маркетингових стратегій

Продовження таблиці 15

	існуючими продуктами.	пропонуючи унікальні переваги продукту.	вдосконалення власного продукту з урахуванням цих переваг.	для приваблення уваги нових споживачів, використання передових технологій для підвищення конкурентоспроможності.
--	-----------------------	---	--	--

Таблиця 16. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентноспроможні позиції власного стартап-проєкту	Вибір асоціацій які мають сформулювати комплексну позицію власного проєкту (три ключових)
1	Інтеграція з іншими медичними та спортивними пристроями.	Розробка модульної системи, що дозволяє легко інтегруватися з іншими пристроями.	Гнучкість використання, сумісність з різними платформами, висока конфігурованість.	Технологічна гнучкість, інноваційність, універсальність.

5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проєкту

Таблиця 17. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку товар пропонує	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Моніторинг здоров'я та дихання.	Покращене розуміння стану здоров'я через точний аналіз дихання.	Вища точність вимірювань, інтеграція з смарт-пристроями, портативність.
2	Легкість використання та доступність.	Зручність та простота використання для непрофесійних користувачів.	Простий інтерфейс, доступна ціна, широкий функціонал.

Таблиця 18. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
I. Товар за задумом	Інноваційний портативний прилад для аналізу дихання, розроблений для точного вимірювання параметрів дихання та здоров'я. Задум включає в себе використання передових мікроелектронних сенсорів та інтеграцію з мобільними додатками.

Продовження таблиці 18

II. Товар у реальному виконанні	Фізичний пристрій з усіма необхідними компонентами для функціонування, включаючи сенсори, мікроконтролери, дисплей/інтерфейс користувача, а також програмне забезпечення для обробки та відображення даних.
III. Товар із підкріпленням	Додаткові послуги та підтримка, які супроводжують основний продукт. Це може включати сервісне обслуговування, гарантії, навчальні матеріали, онлайн-підтримку та оновлення програмного забезпечення.
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: -Використання патентованих технологій у ключових компонентах та процесах. -Унікальна інтеграція апаратного та програмного забезпечення, яка важко відтворювана. -Неперервні інновації та оновлення продукту, щоб залишатися на крок попереду конкурентів.	

Таблиця 19. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Медичні установи, які шукають надійні та точні діагностичні інструменти	Надання детальної інформації про продукт, демонстрації, технічна підтримка.	Посередники, такі як медичні дистриб'ютори або спеціалізовані торгові представники.	Прямі продажі через спеціалізовані канали та партнерства з медичними установами.
2	Індивідуальні користувачі, які шукають зручні та доступні засоби для моніторингу свого здоров'я.	Онлайн продажі, маркетингові кампанії, логістична підтримка.	Електронна комерція, роздрібні магазини.	Комбінація онлайн продажів та роздрібної дистрибуції.

Таблиця 20. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Медичні установи, які шукають надійні та інноваційні	Професійні медичні журнали, медичні	Висока точність та надійність продукту, інноваційність, використання	Підкреслити високу точність та надійність продукту, демонструвати	"Революційний підхід у діагностиці здоров'я – ваш надійний

Продовження таблиці 20

	технології для діагностики.	виставки, ділові зустрічі.	передових технологій.	його інноваційність та переваги.	партнер у медичних вимірюваннях".
2	Індивідуальні користувачі, зацікавлені у моніторингу свого здоров'я.	Соціальні мережі, блоги про здоров'я, онлайн реклама.	Доступність, легкість у використанні, інтеграція зі смарт-пристроями.	Показати, як просто та зручно використовувати продукт для моніторингу здоров'я.	"Ваше здоров'я у ваших руках – інтелектуальне рішення для кожного".

5.6 Висновки

Стартап-проект, що зосереджений на розробці інноваційного портативного приладу для аналізу дихання, відрізняється своєю технологічною передовістю та високою точністю. Продукт націлений на зростаючий попит в сфері медичного моніторингу та особистого контролю за здоров'ям, пропонуючи якісне та зручне рішення для користувачів. Виокремлюючись завдяки інноваційності та інтеграції з сучасними технологіями, проект має значний потенціал на ринку, незважаючи на конкуренцію. Основна стратегія полягає у впровадженні ефективних збутових та маркетингових підходів та забезпеченні захисту інтелектуальної власності.

ВИСНОВКИ

В магістерській дисертації розглянуто сучасний стан та перспективи розвитку мікроелектронних сенсорів у перспективі їх подальшого використання в пристроях діагностики дихання. Проаналізовано методи діагностики і моніторингу зовнішнього дихання людини з точки зору їх інформативності, чисельних показників та зв'язку з фізіологічними процесами в організмі людини. Встановлено, що спірометричне обстеження є найпопулярнішою методикою для діагностики механічних параметрів зовнішнього дихання, в той час як оксиметрія та капнометрія є ключовими для вимірювання газообміну.

Особлива увага була приділена мікроелектронним інтегральним сенсорам, п'єзоелектричним та терморезистивним мікроелектромеханічним системам (MEMS), які є новаторськими в сфері точності вимірювань та мініатюризації обладнання. Ці технології відкривають нові можливості для створення більш точних та доступних медичних пристроїв.

В роботі зосереджено увагу на тенденціях розвитку первинних перетворювачів для діагностичних пристроїв. Розглядаючи різні типи сенсорів, таких як мембранні сенсори диференціального тиску, ультразвукові, оптичні і теплові витратоміри, ми визначили, що технологічні та конструктивні інновації в цій галузі MEMS відіграють вирішальну роль у підвищенні точності та надійності діагностики дихальних захворювань.

В експериментальній частині виконано вибір обладнання та програмного забезпечення, необхідного для розробки та ефективного використання сучасних діагностичних пристроїв. Особлива увага була звернута на використання мікроконтролерів Arduino UNO, що суттєво підвищують функціональність, гнучкість та адаптивність прототипів медичних діагностичних систем.

Результати проведеного дослідження показують, що мікроелектронні сенсори є ключовими компонентами і відіграють базову роль у розвитку сучасних методів діагностики дихання. Наш аналіз підкреслює важливість продовження досліджень у цій області, а також необхідність глибокої інтеграції новітніх технологій у клінічну практику.

У майбутніх дослідженнях необхідно зосередитися на розробці більш точних та доступних сенсорних технологій, які можуть покращити діагностику та лікування дихальних захворювань. Розширення можливостей мікроелектронних сенсорів та їх інтеграція з іншими медичними технологіями має потенціал значного підвищення якості життя та зробити медичний догляд за пацієнтами більш ефективним та доступним.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1. ВНТУ. Класифікація методів моніторингу зовнішнього дихання людини. Режим доступу URL: <http://ir.lib.vntu.edu.ua/handle/123456789/23252> (дата звернення: [21.10.2023]).
2. Будова і функції органів дихання. Режим доступу URL: <http://surl.li/orbvww> (дата звернення: [21.10.2023]).
3. Wright, B.M. A miniature Wright peak-flow meter / B.M. Wright // Br. Med. J. – 1978. – Vol. 2. – P. 1627–1628.
4. Epikriz. Спірометр Spirobank II Advanced. Режим доступу URL: <https://epikriz.com.ua/uk/spirometr-spirobank-ii-advanced.html> (дата звернення: [25.10.2023]).
5. Богорош, О. Т., Воронов С.О., Котовський В.Й. Нові речовини. Частина 2. П'єзоелектричні та сегнетоелектричні матеріали [<https://ela.kpi.ua/handle/123456789/21520>]; НТУУ «КПІ», 2015. – 455 с. (дата звернення: [5.11.2023]).
6. ВНТУ. Особливості проектування теплових сенсорів потоку біомедичного призначення. Режим доступу URL: <http://ir.lib.vntu.edu.ua/handle/123456789/36601> (дата звернення: [5.11.2023]).
7. Панчошний Д.О., Мікроелектронний перетворювач з бездротовим інтерфейсом для реєстрації параметрів дихання людини: магістерська дисертація, Київ, 2020. – 84 с.
8. Головченко Я.О. Електронні сенсори для діагностики носового дихання людини : дипломна робота бакалавра, – Київ, 2023. – 50 с.
9. Василенко М.П. та ін. Дослідження мікроелектромеханічних систем. НАУ, 2019, – 115 с.
10. Заміховський Л.М, Добров Є.Є. Елементи і пристрої автоматики: Конспект лекцій. Івано-Франківськ: Факел, 2010, – 192 с.

11. US Patent 5137026, Int. Cl. A61B 5/091. Personal spirometer Charles K. Waterson, Frederick A. Ebeling. – №461089; filed Jan. 4, 1990; date of patent Aug. 11, 1992.
12. Arduino cc. Arduino Uno. URL: <https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3?queryID=undefined> (дата звернення: [2.12.2023]).
13. OMRON D6F-PH. MEMS Differential pressure Sensor. Datasheet. Режим доступу URL: https://omronfs.omron.com/en_US/ecb/products/pdf/en-D6F-PH_users_manual.pdf (дата звернення: [4.12.2023]).
14. SprintIR-R. CO2 Sensors. Datasheet. Режим доступу URL: https://www.processsensing.com/docs/datasheet/DS0158rev1_CO2_SprintIR-R.pdf (дата звернення: [5.12.2023]).
15. Very High Speed CO2 Sensor. SprintIR-R manual. Режим доступу URL: <https://www.processsensing.com/docs/manual/SprintIR-R-Manual.pdf> (дата звернення: [5.12.2023]).
16. Церебральный оксиметр INVOS-3100. Somanetics Corp. (1990). Michigan, USA.

ДОДАТОК А

Лістинг програми для виведення даних з сенсора на ПК через Arduino:

```
/*
 * MIT License
 * Copyright (c) 2019 - present OMRON Corporation
 * All rights reserved.
 *
 * Permission is hereby granted, free of charge, to any person obtaining a
 * copy of this software and associated documentation files (the "Software"),
 * to deal in the Software without restriction, including without limitation
 * the rights to use, copy, modify, merge, publish, distribute, sublicense,
 * and/or sell copies of the Software, and to permit persons to whom the
 * Software is furnished to do so, subject to the following conditions:
 *
 * The above copyright notice and this permission notice shall be included in
 * all copies or substantial portions of the Software.
 *
 * THE SOFTWARE IS PROVIDED "AS IS", WITHOUT WARRANTY OF ANY KIND, EXPRESS OR
 * IMPLIED, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO THE WARRANTIES OF MERCHANTABILITY,
 * FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE AND NONINFRINGEMENT. IN NO EVENT SHALL THE
 * AUTHORS OR COPYRIGHT HOLDERS BE LIABLE FOR ANY CLAIM, DAMAGES OR OTHER
 * LIABILITY, WHETHER IN AN ACTION OF CONTRACT, TORT OR OTHERWISE, ARISING
 * FROM, OUT OF OR IN CONNECTION WITH THE SOFTWARE OR THE USE OR OTHER
 * DEALINGS IN THE SOFTWARE.
 */
/* includes */
#include <Wire.h>
/* defines */
#define D6F_ADDR 0x6C // D6F-PH I2C client address at 7bit expression
uint8_t conv16_u8_h(int16_t a) {
    return (uint8_t)(a >> 8);
}
uint8_t conv16_u8_l(int16_t a) {
    return (uint8_t)(a & 0xFF);
}
uint16_t conv8us_u16_be(uint8_t* buf) {
    return (uint16_t)((((uint32_t)buf[0] << 8) | (uint32_t)buf[1]));
}
/** <!-- i2c_write_reg16 {{{1 --> I2C write bytes with a 16bit register.
 */
bool i2c_write_reg16(uint8_t slave_addr, uint16_t register_addr,
    uint8_t *write_buff, uint8_t len) {
    Wire.beginTransaction(slave_addr);
    Wire.write(conv16_u8_h(register_addr));
    Wire.write(conv16_u8_l(register_addr));
    if (len != 0) {
        for (uint8_t i = 0; i < len; i++) {
```

```

        Wire.write(write_buff[i]);
    }
}
Wire.endTransmission();
return false;
}
/** <!-- i2c_read_reg8 {{{1 --> I2C read bytes with a 8bit register.
*/
bool i2c_read_reg8(uint8_t slave_addr, uint8_t register_addr,
                  uint8_t *read_buff, uint8_t len) {
    Wire.beginTransaction(slave_addr);
    Wire.write(register_addr);
    Wire.endTransmission();
    Wire.requestFrom(slave_addr, len);
    if (Wire.available() != len) {
        return true;
    }
    for (uint16_t i = 0; i < len; i++) {
        read_buff[i] = Wire.read();
    }
    return false;
}
/** <!-- setup {{{1 -->
* 1. initialize a Serial port for output.
* 2. initialize an I2C peripheral.
* 3. setup sensor settings.
*/
void setup() {
    Serial.begin(115200);
    Serial.println("peripherals: I2C");
    Wire.begin(); // i2c master
    Serial.println("sensor: Differential pressure Sensor");
    delay(3);
    // 1. Initialize sensor (0Bh, 00h)
    i2c_write_reg16(D6F_ADDR, 0x0B00, NULL, 0);
}
/** <!-- loop - Differential pressure sensor {{{1 -->
* 1. read and convert sensor.
* 2. output results, format is: [Pa]
*/
void loop() {
    delay(900);
    // 2. Trigger getting data (00h, D0h, 40h, 18h, 06h)
    uint8_t send0[] = {0x40, 0x18, 0x06};
    i2c_write_reg16(D6F_ADDR, 0x00D0, send0, 3);
    delay(50); // wait 50ms
    // 3. Read data (00h, D0h, 51h, 2Ch) (07h)
    uint8_t send1[] = {0x51, 0x2C};
    i2c_write_reg16(D6F_ADDR, 0x00D0, send1, 2);
    uint8_t rbuf[2];

```

```

if (i2c_read_reg8(D6F_ADDR, 0x07, rbuf, 2)) { // read from [07h]
    return;
}
uint16_t rd_flow = conv8us_u16_be(rbuf);
float flow_rate;
    // calculation for +/-50[Pa] range
flow_rate = ((float)rd_flow - 1024.0) * 100.0 / 60000.0 - 50.0;
Serial.print(flow_rate, 2); // print converted flow rate
Serial.println(" [Pa]");
}
// vi: ft=arduino:fdm=marker:et:sw=4:tw=80

```