

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

**Факультет електроніки  
Кафедра мікроелектроніки**

До захисту допущено:

В.о. завідувача кафедри

\_\_\_\_\_ Дмитро ТАТАРЧУК

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Дипломна робота**

**на здобуття ступеня бакалавра**

**за освітньо-професійною програмою «Мікро- та наноелектроніка»**

**спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка»**

**на тему: «Електронні сенсори для діагностики носового дихання людини»**

Виконав (-ла):

студент 4-го курсу, групи ДП-92

Головченко Ярослав Олегович \_\_\_\_\_

Керівник: проф. каф.МЕ

Борисов Олександр Васильович \_\_\_\_\_

Консультант з нормоконтролю: ст.викл.каф.МЕ, к.т.н.,

Королевич Любомир Миколайович \_\_\_\_\_

Консультант з інформаційних питань: доц. каф.МЕ, к.т.н.,

Діденко Юрій Вікторович \_\_\_\_\_

Рецензент: Зав. каф. ЕІ, д.т.н., проф.

Тимофєєв Володимир Іванович \_\_\_\_\_

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

Студент \_\_\_\_\_

Київ – 2023 року

**Національний технічний університет України**  
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**  
**Факультет електроніки**  
**Кафедра мікроелектроніки**

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 153 «Мікро- та наносистемна техніка»

Освітньо-професійна програма «Мікро- та наноелектроніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. завідувача кафедри

\_\_\_\_\_ Дмитро ТАТАРЧУК

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломну роботу студенту**

**Головченку Ярославу Олеговичу**

1. Тема роботи «Електронні сенсори для діагностики носового дихання людини», керівник роботи Борисов Олександр Васильович проф.каф.МЕ, затвержені наказом по університету від «\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р. № \_\_\_\_\_

2. Термін подання студентом роботи \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до роботи

Електронні сенсори для діагностики носового дихання людини

4. Зміст роботи

- 1) Основні дані про анатомію носового дихання людини та показники які вимірюються при цьому
- 2) Основні вимірювальні показники дихання людини
- 3) Використання електронних сенсорів у приладах для дослідження носового дихання та особливості їх конструкції
- 4) Датчики диференціального тиску та витратоміри

## 5) Тестовий стенд та вимірювання

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо)

49 сторінок, 21 рисуноків, 1 презентація.

## 6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання: 12.04.2023 р.

## Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Відмітка про виконання
1.	Визначення та узгодження теми ДР	11.02.2023	
2.	Проведення літературного огляду	17.04.2023	
3.	Ознайомлення з основними поняттями анатомії та фізіології носового дихання людини	20.04.2023	
4.	Проаналізувати ринок комерційно доступних первинних перетворювачів на ринку України, які можуть бути використаними у майбутній конструкції.	24.04.2023	
5.	Запропонувати функціональну схему макету приладу для тестування сенсорних каналів.	30.04.2023	
6.	Виконати підготовчі заходи для виконання експериментальних досліджень.	08.05.2023	
7.	Зібрати експериментальну установку, провести експериментальні дослідження, обробити результати вимірювання та проаналізувати результати.	18.05.2023	
8.	Оформлення ДР	29.05.2023	

Студент

Ярослав ГОЛОВЧЕНКО

Керівник

Олександр БОРИСОВ

## РЕФЕРАТ

Тема роботи: «Електронні сенсори для діагностики носового дихання людини»

Об'єкт дослідження – Електронні сенсори, які використовуються у діагностиці носового дихання людини, та діагностичні прилади на їх основі.

Предмет дослідження – функціональні можливості сучасних електронних сенсорів, їх принципи функціонування, конструкції, вимірювальні діапазони, типи вихідних інтерфейсів, методики проведення діагностичних досліджень в риноманометрії.

Метою дипломної роботи є аналіз параметрів сучасних мікроелектронних первинних перетворювачів диференціального тиску та об'ємних витрат, які можуть бути ефективно інтегрованими у вимірювальні канали риноманометра для вимірювання об'ємних витрат газової суміші на вдиху і видиху людини з метою розширення його функціональності та інформативності в діагностиці носового дихання людини.

Ключові слова: електронні сенсори, первинні перетворювачі диференціального тиску, об'ємні витрати, риноманометрія, діагностика носового дихання, верхні дихальні шляхи, мікромеханіка, мікроелектромеханічні системи (МЕМС).

Текстова частина дипломної роботи складає 46 сторінок, 15 рисунків та 15 літературні джерела.

## ABSTRACT

Work topic: "electronic sensors for diagnosing human nasal breathing"

The object of research is electronic sensors used in the diagnosis of human nasal breathing and consideration of the device that uses them

The subject of research - electronic sensors.

The purpose of the work - the purpose of this work is to analyze the current level of development of microelectronic primary transducers of differential pressure and volume flow, which can be effectively integrated into the measuring channels of a rhinomanometer in order to expand its functionality and informativeness in the diagnosis of human nasal breathing.

Key words: electronic sensors, primary transducers, differential pressure, volume flow rates, rhinomanometry, diagnostics of nasal breathing, upper airways, micromechanics.

The text part of the thesis consists of 46 pages, 15 figures and 15 literary sources

## ЗМІСТ

Стор.

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ .....	8
ВСТУП .....	9
РОЗДІЛ 1. ОСНОВНІ ДАНІ ПРО ПРО АНАТОМІЮ НОСОВОГО ДИХАННЯ ЛЮДИНИ ТА ПОКАЗНИКИ ЯКІ ВИМІРЮЮТЬСЯ ПРИ ЦЬОМУ .....	11
1.1 Основні відомості про анатомію та фізіологію дихальної системи людини.....	11
1.2 Основні анатомо-функціональні особливості верхніх дихальних шляхів .....	12
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНІ ВИМІРЮВАЛЬНІ ПАРАМЕТРИ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ НОСОВОГО ДИХАННЯ ЛЮДИНИ .....	14
2.1 Об'єм повітря, який вдихається та видихається за один цикл дихання .....	14
2.2 Об'ємні витрати (швидкість потоку) повітря.....	14
2.3 Об'єм мінімальної резервної вентиляції .....	15
РОЗДІЛ 3. ВИКОРИСТАННЯ ЕЛЕКТРОННИХ СЕНСОРІВ У ПРИЛАДАХ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ НОСОВОГО ДИХАННЯ ТА ОСОБЛИВОСТІ ЇХ БУДОВИ .....	18
3.1 Використання електронних сенсорів у діагностичних приладах .....	18
РОЗДІЛ 4. ДАТЧИКИ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНОГО ТИСКУ ТА ВИТРАТОМІРИ .....	21
4.1 Датчики диференціального тиску .....	21
4.1.1 Мембранні датчики диференціального тиску.....	22
4.1.2 П'єзорезистивні мембранні датчики диференціального тиску .....	23
4.1.3 П'єзоелектричні мембранні датчики диференціального тиску .....	25
4.1.4 П'єзоелектричні мембранні датчики диференціального тиску .....	26
4.1.5 Оптичні датчики диференціального тиску .....	28
4.1.6 Акустичні датчики диференціального тиску .....	29
4.2 Об'ємні витратоміри .....	29
РОЗДІЛ 5. ТЕСТОВИЙ СТЕНД ТА ВИМІРЮВАННЯ.....	32

	7
5.1 Тестовий стенд.....	32
5.2 Опис проведення дослідів .....	36
5.3 Вимірювання з використанням тестової установки .....	38
5.3.1 Форсоване дихання (без маски).....	41
5.3.2 Форсоване дихання через рот з використанням маски .....	43
5.3.3 Вимірювання спокійного дихання носом .....	44
5.3.4 Вимірювання дихання через праву та ліву ніздрі.....	44
ВИСНОВКИ.....	48
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	49

## **ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ**

ПАРМ - Передня активна ринометрія

FEV1 - Об'єм повітря, який може наповнити легені за один вдих

FVC - Об'єм повітря, який може наповнити легені за одну секунду

PEF - Максимальний потік повітря

PNIF - Максимальні носові витрати

MPV - Мінімальна резервна вентиляція

ЕОМ - Пристрій для обробки інформації

## ВСТУП

Основним способом дослідження носового дихання людини є риноманометрія. Риноманометрія є дослідженням стану носової порожнини на предмет вільності дихання людини. Риноманометрія має велике значення для діагностики та лікування захворювань дихальних шляхів, таких як риніт, синусит, алергічний риніт, аденоїди та інші.

Застосування риноманометрії дозволяє точно оцінити функціональний стан носової порожнини, що є важливим кроком у діагностиці та лікуванні захворювань дихальних шляхів. Таким чином, риноманометрія є актуальною і важливою областю медицини, яка допомагає покращувати діагностику та лікування пацієнтів з дихальними захворюваннями.

Актуальність риноманометрії полягає в тому, що вона дозволяє об'єктивно оцінити стан носової порожнини, а також ефективність різних методів лікування. Риноманометрія допомагає встановити ступінь прохідності носових дихальних шляхів та оцінити ступінь відновлення носового дихання після хірургічних втручань або після лікування.

Метою дипломної роботи є аналіз сучасного рівня розробок мікроелектронних первинних перетворювачів диференціального тиску та об'ємних витрат, які можуть бути ефективно інтегрованими у вимірювальні канали риноманометра з метою розширення його функціональності та інформативності в діагностиці носового дихання людини.

Для досягнення цієї мети потрібно вирішити наступні задачі:

- 1 Розглянути патенти, науково-технічні публікації та проаналізувати технічні характеристики риноманометрів з метою визначення комплексу технічних характеристик та метрологічних параметрів сенсорів та вимірювальних блоків сучасних медичних приладів в названій галузі.
- 2 Познайомитись з базовими поняттями анатомії та фізіології носового дихання людини з метою свідомого вибору вимірювальних параметрів.
- 3 Проаналізувати ринок комерційно доступних первинних перетворювачів на ринку України, які можуть бути використаними у майбутній конструкції.

- 4 Запропонувати функціональну схему макету приладу для тестування сенсорних каналів.
- 5 Виконати підготовчі заходи для виконання експериментальних досліджень.
- 6 Зібрати експериментальну установку, провести експериментальні дослідження, обробити результати вимірювання та проаналізувати результати.

## **РОЗДІЛ 1. ОСНОВНІ ДАНІ ПРО ПРО АНАТОМІЮ НОСОВОГО ДИХАННЯ ЛЮДИНИ ТА ПОКАЗНИКИ ЯКІ ВИМІРЮЮТЬСЯ ПРИ ЦЬОМУ**

### **1.1 Основні відомості про анатомію та фізіологію дихальної системи людини**

Поряд з обміном речовин, що надходять в організм людини з їжею, для життя необхідний і газообмін – процес засвоєння атмосферного кисню та виділення вуглекислого газу, який і становить сутність процесу дихання. У повсякденному розумінні під диханням розуміють чергування актів вдиху та видиху повітря, зовнішній прояв яких відомо кожному.

Газообмін здійснюється легенями і в нормі спрямований на поглинання вдихуваного кисню з повітря і виділення вуглекислого газу, що утворюється в організмі, у зовнішнє середовище. Крім того, дихальна система бере участь у таких важливих функціях, як терморегуляція, вокалізація, нюх і зволоження вдихуваного повітря. Також легенева тканина відіграє важливу роль у таких процесах, як синтез гормонів, водно-сольовий і ліпідний обмін. Кров депонується в густо розвиненій судинній системі легень. Дихальна система також забезпечує механічний та імунний захист від факторів зовнішнього середовища. Процес дихання включає в себе три основні етапи:

1. Надходження кисню з повітря, який вдихається у кров -зовнішнє дихання.
2. Кисень транспортується до клітин з кров'ю та тканинною рідиною та відхід вуглекислого газу з клітин через кров та тканинну рідину в повітря, яке видихається - транспорт газів.
3. Засвоєння кисню клітинами – тканинне дихання.

Порушення хоча б одного з цих етапів призводить до серйозних проблем з диханням.

Приток повітря в організм забезпечується системою органів дихання (див. Рисунок 1.1). Від їх роботи майже повністю залежить ефективність газообміну.

Дихальна система людини складається з двох основних відділів: трубчастих органів, які транспортують повітря – дихальних шляхів, та легень, у яких і відбувається газообмін між повітрям та кров'ю.

Повітря через ніс надходить у гортань, далі у горло, після чого в трахею і в кінці свого шляху у бронхи.

Усі ці органи складають повітроносні шляхи та виконують функцію транспортування повітря у легені,

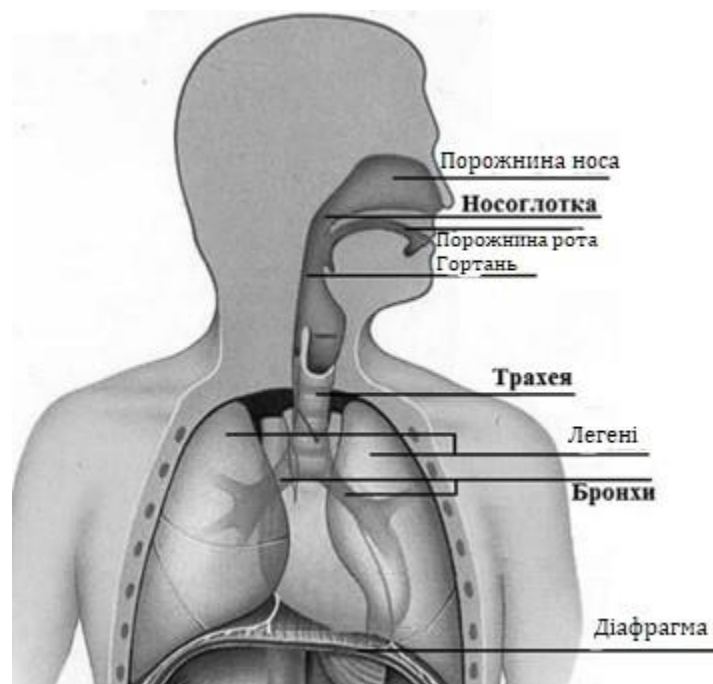


Рисунок 1.1 Дихальна система людини [14]

### 1.2 Основні анатомо-функціональні особливості верхніх дихальних шляхів

Верхні дихальні шляхи розглядають як систему, що складається з порожнини носа, носо- і ротоглотки, а також частини ротової порожнини, яка може бути використана для дихання [1, 4, 5]. Порожнина носа — повітропровід різного перерізу, оточений кістковими структурами лицьового і мозкового відділів черепа і сполучений спереду через ніздрі (ніздрі) із зовнішнім середовищем і ззаду (через хоани) . з носоглоткою Порожнина носа 1 (рис. 1.2) розділена носовою перегородкою 2 на дві (загалом неоднакові за розміром і

конфігурацією) частини, які називаються відповідно лівим і правим носовими ходами (викривлення носової перегородки до різного ступеня спостерігається більш ніж у 95% випадків) [8].

На бічній стінці кожного носового ходу є кісткові утворення — носові раковини: нижні 3, середні 4 і верхні 5. Наявність носових раковин збільшує площу поверхні носової порожнини, що сприяє зігріванню вдихуваного повітря.

У заглибленнях під відповідними носовими раковинами розрізняють умовно ізольовані (неізольовані) нижній, середній і верхній носові ходи, а також загальний носовий хід, розташований між перегородкою носа і медіальною поверхнею носових раковин.

У безпосередній близькості від входу розташований носовий клапан - найвужче місце носової порожнини, який в нормі повинен бути рухомий і обмежувати потік повітря, що надходить [1, 4-6]. У порожнину носа відкриваються вивідні отвори (співустя) придаткових пазух носа: верхньощелепних 6 (гайморових), лобових 7, клиноподібних 8 і гратчастої кістки 9.

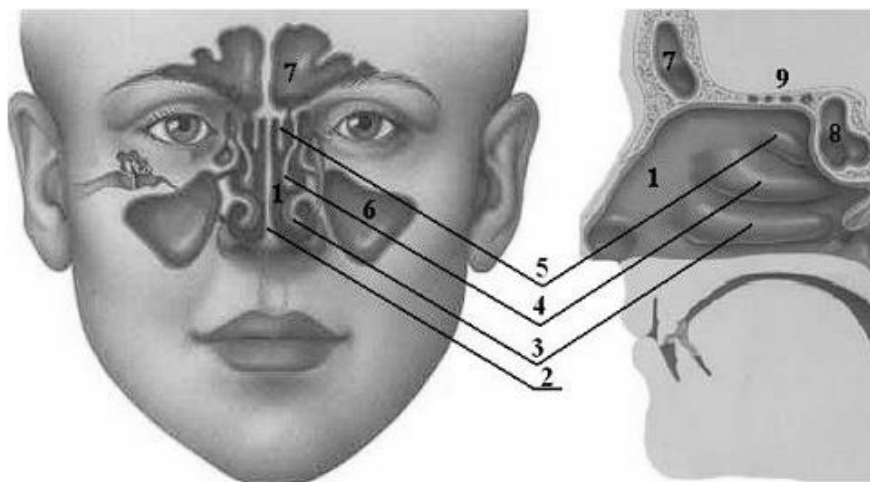


Рисунок 1.2 Схематичне зображення носової порожнини [14]

## **РОЗДІЛ 2. ОСНОВНІ ВИМІРЮВАЛЬНІ ПАРАМЕТРИ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ НОСОВОГО ДИХАННЯ ЛЮДИНИ**

Діагностика носового дихання може включати вимірювання різних параметрів для оцінки стану дихальних шляхів. До основних параметрів, що використовуються при діагностиці носового дихання, належать:

### **2.1 Об'єм повітря, який вдихається та видихається за один цикл дихання**

Об'єм повітря, який вдихається та видихається за один цикл дихання - вимірювання об'єму повітря, який вдихається та видихається за один цикл дихання, може бути проведено за допомогою спірометра.

Спірометр - це прилад, який дозволяє виміряти різні показники функції легенів, такі як об'єм повітря, який може наповнити легені за один вдих (FEV1), об'єм повітря, який може наповнити легені за одну секунду (FVC), максимальний потік повітря (PEF) тощо.

Для вимірювання об'єму повітря, який вдихається та видихається за один цикл дихання, пацієнт повинен здійснити максимальний можливий вдих, а потім повільно та рівномірно видихати повітря в спірометр. Результат вимірювання відображається на екрані спірометра та може бути записаний для подальшого аналізу.

Об'єм повітря, який вдихається та видихається за один цикл дихання, може бути важливим параметром при діагностиці захворювань дихальних шляхів, таких як астма, хронічний обструктивний бронхіт, алергічний риніт тощо.

### **2.2 Об'ємні витрати (швидкість потоку) повітря**

Об'ємна швидкість потоку повітря - швидкість потоку повітря під час носового дихання може бути виміряна за допомогою різних методів, зокрема різноманітних спірометричних приладів та назальних пікфлоуметрів.

Один з найбільш поширених методів - це вимірювання максимальної носової витрати (PNIF - peak nasal inspiratory flow). Для вимірювання PNIF пацієнт повинен здійснити максимально можливий вдих через ніс через спеціальну носову канюлю, що з'єднується з приладом, наприклад з назальним пікфлоуметром. Прилад вимірює максимальну швидкість потоку повітря під час вдиху через ніс та відображає результат на екрані.

Інший метод вимірювання швидкості потоку повітря під час носового дихання - це рівномірне вдихання та видихання повітря через ніс за допомогою назального спірометра. Назальний спірометр дозволяє вимірювати різні показники функції носових ходів, такі як максимальна швидкість потоку повітря під час вдиху та видиху, об'єм повітря, який може бути витягнутий з носових ходів за один вдих або видих тощо.

Вимірювання швидкості потоку повітря під час носового дихання може бути корисним показником для діагностики та моніторингу захворювань, які впливають на функцію носових ходів, такі як алергічний риніт, заложеність носа, деформації носової перегородки тощо.

### **2.3 Об'єм мінімальної резервної вентиляції**

Об'єм мінімальної резервної вентиляції - Мінімальна резервна вентиляція (МРВ) є об'ємом повітря, який надходить до легенів при найнижчому можливому рівні дихальної активності. Вимірювання МРВ при носовому диханні може допомогти оцінити функцію носової порожнини та її вплив на дихальну систему.

Для вимірювання МРВ при носовому диханні можна використовувати спеціальні прилади, які називаються респірометрами\* або плевізографами\*\*. Ці прилади дозволяють вимірювати об'єм повітря, який надходить до легенів при найнижчій можливій дихальній активності, коли людина зберігається у спокійному стані.

Для вимірювання МРВ при носовому диханні можна використовувати так званий метод "чисто носового дихання". Цей метод полягає в тому, що людина повинна носовим диханням вдихнути повітря в мінімальній можливій кількості, зберігаючи після цього вдихнуте повітря протягом кількох секунд, після чого видихнути повітря. При цьому вимірюється об'єм повітря, який вдихається та видихається за один цикл дихання за допомогою респірометра або плевізографа.

Оцінка МРВ при носовому диханні може бути корисною для визначення функції носової порожнини та її впливу на дихальну систему, а також для визначення ступеня порушення дихальної функції у пацієнті з дихальними захворюваннями.

Ці параметри можуть допомогти лікарю встановити діагноз та вибрати найбільш ефективний метод лікування для пацієнта з проблемами носового дихання.

\*Респірометр - це прилад, призначений для вимірювання об'єму повітря, що використовується при диханні. Він може використовуватися для вимірювання різних параметрів дихальної функції, таких як об'єм легенів, об'єм вдиху та видиху, швидкість дихання, а також для оцінки ефективності легеневої системи.

\*\* Плевізограф - це медичний прилад, який використовується для реєстрації та вимірювання рухів грудної клітки та дихання. Він застосовується для оцінки функції дихання, діагностики дихальних захворювань та моніторингу пацієнтів під час лікування.

Плевізографи можуть мати різні форми та конструкції, але основним принципом роботи є реєстрація рухів грудної клітки під час дихання. Зазвичай плевізографи складаються з грудного поясу, який носить пацієнт навколо грудної клітки, та сенсорів, які реєструють рухи грудей.

Сенсори плевізографа можуть бути у вигляді резистивних або п'єзоелектричних датчиків. Резистивні датчики фіксують зміну опору під час

розтягнення грудного поясу, що виникає під час дихання. П'єзоелектричні датчики виявляють механічні коливання, які виникають на поверхні грудної клітки.

Зібрані дані від плевізографа можуть бути відображені у вигляді графіків або числових значень, які характеризують рухи грудної клітки та параметри дихання, такі як об'єм повітря, швидкість дихання та час вдиху-видиху. Це дозволяє медичним фахівцям оцінити функцію легень, виявити аномалії дихання, встановити діагноз та призначити відповідне лікування.



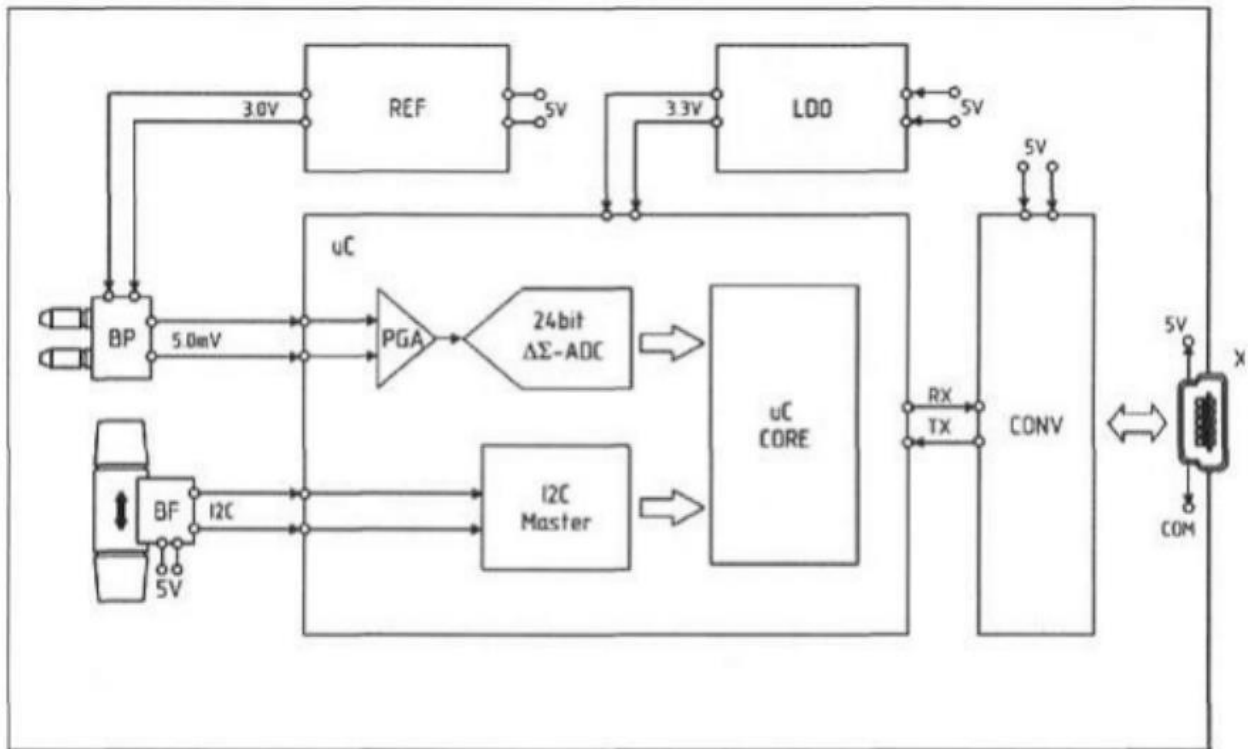


Рисунок 3.2 Функціональна схема приладу за рисунком 3.1. [6]

Схематично риноманометр являє собою програмно-апаратний комплекс, що складається з вимірювального модуля, комп'ютерного програмного забезпечення та маски, яка розміщується на обличчі. Структурна схема вимірювального модуля риноманометра наведена на схемі 3.2. Вимірювальний модуль риноманометра являє собою електронний мікропроцесорний пристрій, який використовується для вимірювання фізичних величин невеликого перепаду тиску і двонаправленого потоку повітря з їх первинною обробкою і подальшою передачею в комп'ютер. Функціонально модуль складається з первинних перетворювачів тиску та витрати, схем аналогової та цифрової обробки сигналів, схем живлення та перетворення інтерфейсів. Вимірювальний модуль підключається до відповідного роз'єму USB комп'ютера за допомогою кабелю через роз'єм X. Модуль живиться 5 В від шини USB після фільтра та схем захисту (не показано). Датчик малого перепаду тиску BP живиться напругою 3,0 В від джерела опорної напруги REF. При цьому інформація про поточне значення перепаду тиску у вигляді сигналу з амплітудою 5 мВ надходить з датчика на підсилювач приладу PGA з програмованим

коефіцієнтом посилення. Далі посилений сигнал подається на 24-розрядний блок АЦП, який перетворює його в цифровий код. Двонаправлений датчик витрати повітря ВР має внутрішні схеми стабілізації, лінеаризації характеристики та термокомпенсації, тому живиться від первинної напруги 5В. Інформація від датчика надходить відразу в цифровому вигляді за допомогою інтерфейсу I2C. Блоки інструментального підсилювача PGA, аналого-цифрового перетворювача AZ-ADC 5 контролера шини I2C входять до складу однокристального мікроконтролера uC, який здійснює первинну обробку отриманої цифрової інформації по двох каналах. Далі оброблена інформація за запитом передається через послідовний інтерфейс RX, TX на конвертер інтерфейсу CONV, який перетворює інтерфейс UART в інтерфейс USB. Контролер живиться від джерела напруги LDO 3,3 В. [6]

## РОЗДІЛ 4. ДАТЧИКИ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНОГО ТИСКУ ТА ВИТРАТОМІРИ

### 4.1 Датчики диференціального тиску

Датчики диференціального тиску - це датчики, які вимірюють різницю тиску між двома пунктами або середовищами. Вони використовуються для контролю тиску, вимірювання рівнів рідини або газу, а також для виявлення потоку рідини або газу.

Датчики диференціального тиску можуть мати різні принципи роботи. Один з них - це мембранний принцип, коли мембрана реагує на різницю тиску, деформується, а вбудовані в мембрану тензорезистори перетворюють різницю тисків в електричний сигнал. Інші типи датчиків можуть використовувати електричні, оптичні або акустичні принципи для вимірювання диференціального тиску.

Датчики диференціального тиску широко застосовуються в медичній техніці для вимірювання тиску в системах моніторингу та діагностики, у тому числі й діагностиці носового дихання.

Використання датчиків диференціального тиску дозволяє точно контролювати та вимірювати різницю тиску між двома точками, що є важливим аспектом у діагностиці прохідності дихальних шляхів людини.

Прохідність дихальних шляхів - це міра вільного потоку повітря через дихальну систему під час дихання. Вона характеризує, наскільки легко повітря проходить через носові проходи, гортань, трахею, бронхи та інші дихальні шляхи.

Прохідність дихальних шляхів може бути виміряна в різних одиницях, залежно від типу та методу вимірювання. Основні одиниці вимірювання прохідності дихальних шляхів включають:

**Літри на хвилину (л/хв):** Це одиниця вимірювання об'єму повітря, який проходить через дихальні шляхи протягом однієї хвилини. Вимірювання в л/хв

часто використовується для оцінки об'єму повітря, який може пройти через легені під час максимального вдиху або видиху.

**Метри кубічні на годину (м<sup>3</sup>/год):** Ця одиниця вимірювання також використовується для вимірювання об'єму повітря, що проходить через дихальні шляхи протягом певного періоду часу. Вимірювання в м<sup>3</sup>/год може використовуватись для оцінки об'єму повітря, який проходить через дихальну систему під час нормального дихання або при певних фізичних навантаженнях.

Різницю тиску в дихальних шляхах під час вдиху та видиху зазвичай вимірюють у **паскалях (Па)** або сантиметрах водяного стовпа (**см вод. ст.**). Обидві одиниці вимірювання використовуються для вимірювання тиску і мають рівнозначну величину.

**Паскаль (Па)** - це одиниця вимірювання тиску в Міжнародній системі одиниць (SI). Вона вимірює тиск, що виникає на поверхні, коли на неї діє сила площею 1 квадратний метр. Різниця тиску в дихальних шляхах може бути виражена в паскалях, де 1 Па дорівнює 1 Ньютону на квадратний метр.

**Сантиметр водяного стовпа (см вод. ст.)** - це одиниця вимірювання тиску, яка використовується для вимірювання невеликих різниць тиску. Вона визначає висоту колони рідини, яка важить на 1 сантиметр, зазвичай води. Різниця тиску в дихальних шляхах може бути виражена в сантиметрах водяного стовпа, де 1 см вод. ст. дорівнює приблизно 98,0665 Па.

Обидві одиниці - паскалі і сантиметри водяного стовпа - використовуються у медицині та пульмонології для вимірювання різниці тиску в дихальних шляхах та оцінки функції дихання.

#### **4.1.1 Мембранні датчики диференціального тиску**

У мембранних датчиках диференціального тиску головною частиною є гнучка мембрана, яка реагує на різницю тиску і зміщується під її впливом. Зміщення мембрани перетворюється на вимірювальний сигнал, зазвичай електричний, за допомогою різних методів.

Один з поширених методів вимірювання полягає в використанні тензорезисторів. Мембрана датчика має на собі тензорезистивний матеріал, який змінює своє опір в залежності від зміщення. При зміщенні мембрани під дією тиску, змінюється опір тензорезисторів, і це змінює електричний сигнал, який можна виміряти та проаналізувати.

Інші методи вимірювання диференціального тиску в мембранних датчиках включають використання п'єзорезистивних, ємнісних, п'єзоелектричних та навіть терморезистивних принципів. Кожен з цих методів має свої переваги та обмеження в залежності від конкретних вимог застосування.

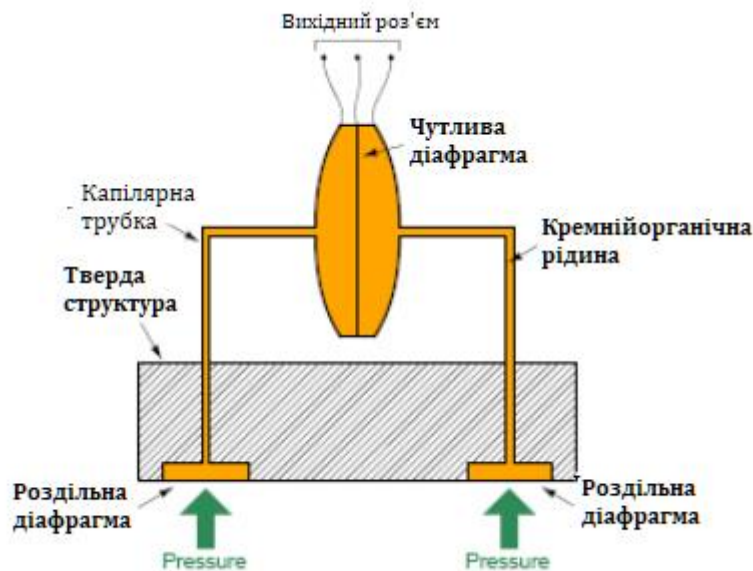


Рисунок 4.1 Приклад мембранного датчика диференціального тиску [16]

#### 4.1.2 П'єзорезистивні мембранні датчики диференціального тиску

У п'єзорезистивних мембранних датчиках, на мембрані розташовані п'єзорезистивні елементи. П'єзорезистори - це резистори, що змінюють свій опір при зміщенні або деформації. Коли мембрана піддається дії тиску, вона згинається або деформується, що призводить до зміни опору п'єзорезистивних елементів. Ця зміна опору перетворюється на вимірювальний сигнал.

П'єзорезистивні мембранні датчики диференціального тиску мають кілька переваг, таких як висока точність вимірювання, широкий діапазон вимірювання, швидкість відгуку та компактність. Вони також можуть бути

досить стійкими до шумів та вібрацій. П'єзорезистивні датчики здатні досягти високої чутливості і дозволяють вимірювати як статичний, так і динамічний тиск.

П'єзорезистивними зазвичай називають монокристалічні кремнієві сенсори, в яких пружним елементом служить кремнієва мембрана, яка витравлена з монокристалічного кремнію і встановлена на діелектричній основі методом анодного зрощування або з використанням легкоплавкого скла. П'єзорезистори формуються на мембрані методом дифузії, яка в свою чергу створює міст Вінстона. Резистори встановлені на кремнієвій мембрані таким чином, щоб поздовжній і поперечний коефіцієнти тензочутливості були різного знаку, тоді зміни опору резисторів будуть протилежними. Один з п'єзорезисторів формується паралельно орієнтації сітки мембрани, а інші - перпендикулярно.

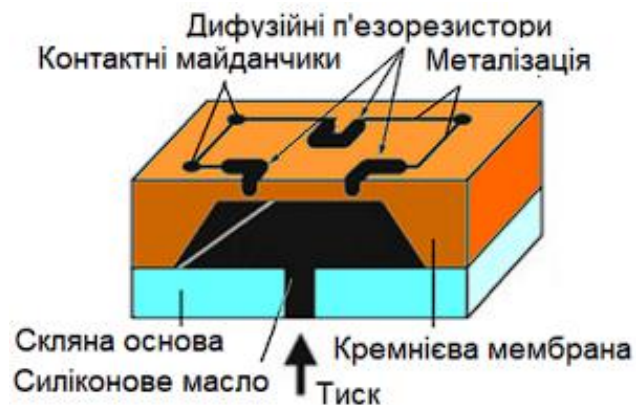


Рисунок 4.2 Мікроелектронний п'єзорезисторний первинний перетворювач [17]

Деформація  $\epsilon$ , як наслідок, зміна опору п'єзорезисторів призводять до дисбалансу моста Вінстона (рис. 4.3). Дисбаланс лінійно залежить від ступеня деформації резисторів  $\epsilon$ , відповідно, від прикладеного тиску. Вихідна напруга мостової схеми становить кілька сотень мілівольт, тому на виході датчиків зазвичай розміщують підсилювачі сигналу. Оскільки кремнієві п'єзорезистори мають високу температурну чутливість, при розробці датчиків на їх основі необхідно передбачити схеми температурної компенсації. Для температури від 0 до 85 °С достатньо простої терморезистивної схеми  $R_t$ , реалізованої на тому ж

кристалі (рис. 4.3), але для ширшого діапазону температури, наприклад, від - 40 до + 125 °С, більш складна схема компенсації. [15]

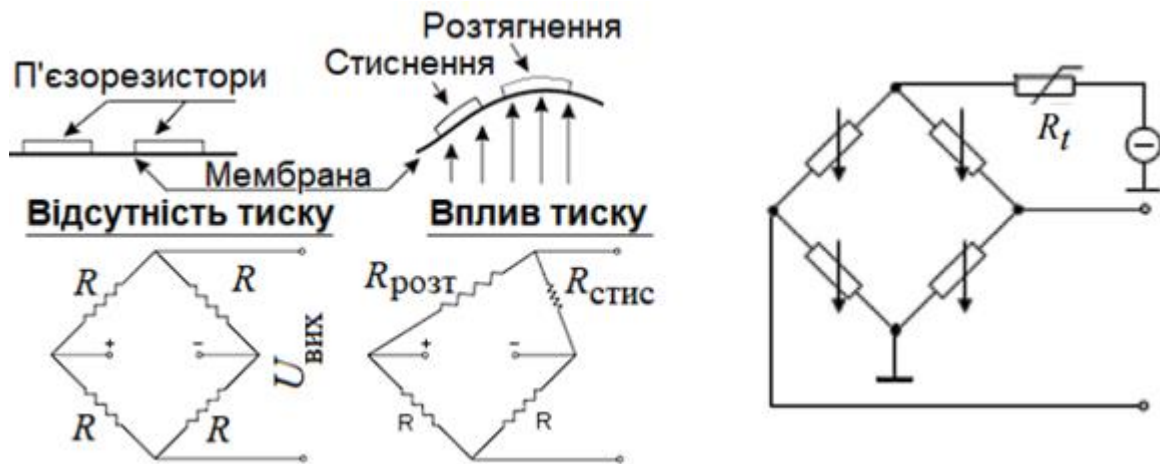


Рисунок 4.3 Мостові схеми вимірювання диференціального тиску [17]

#### 4.1.3 П'єзоелектричні мембранні датчики диференціального тиску

У ємнісних мембранних датчиках, мембрана служить як одна з електродів конденсатора, а другий електрод розташований на стінках корпусу датчика. При дії тиску на мембрану, вона зміщується, змінюючи відстань між мембраною і стінками корпусу. Це змінює ємність конденсатора, оскільки ємність пропорційна площі електродів і зворотно пропорційна відстані між ними.

За допомогою електронних схем, зміна ємності вимірюється і перетворюється на вимірювальний сигнал, зазвичай аналоговий або цифровий. Залежно від конкретної реалізації, можуть використовуватися різні методи зчитування ємності, такі як зарядкове зчитування або перетворення ємності на напругу або струм.

Ємнісні мембранні датчики диференціального тиску мають деякі переваги, такі як висока чутливість, низька споживана потужність і великий діапазон вимірювання. Вони також можуть бути компактними і механічно стійкими.

Проте, їхні характеристики можуть бути чутливими до зовнішніх впливів, таких як температура або вологість.

Принцип дії ємнісних датчиків тиску ґрунтується на використанні функціональної залежності електричної ємності конденсатора від площі  $S$  його електродів, зазору  $d_0$  або діелектричної проникності  $\epsilon_0$  середовища між електродами:

У практиці вимірювання тиску найбільшого значення та поширення набули ємнісні перетворювачі тиску, що використовують функціональну залежність ємності від зазору між електродами  $C(d_0)$  при забезпеченні одночасно мінімально можливої залежності  $C(?)$  та  $C(S)$ .

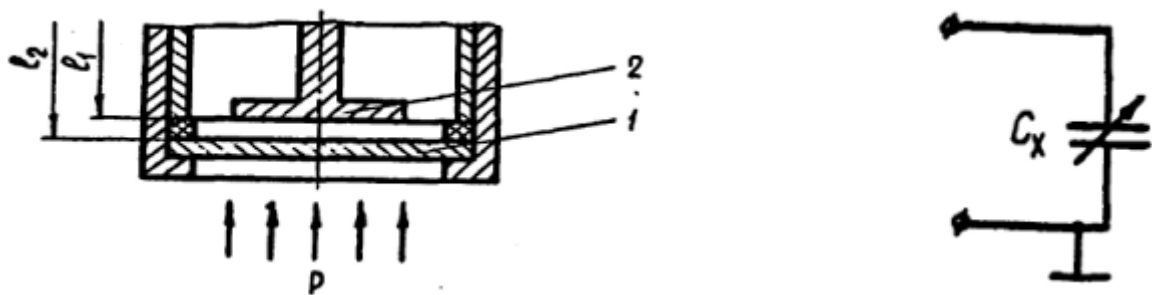


Рисунок 4.4 Приклад конструкції та схема ємнісного чутливого елемента перетворювача тиску з пласкою мембраною [11]

#### 4.1.4 П'єзоелектричні мембранні датчики диференціального тиску

Ці датчики є типом мембранних датчиків, які використовують п'єзоелектричний ефект для вимірювання різниці тиску між двома точками або середовищами.

У п'єзоелектричних матеріалах, таких як кварц, кераміка або плієровий плівковий матеріал, є здатність генерувати електричний заряд або напругу при зміні механічного напруження або деформації. У п'єзоелектричних мембранних датчиках, мембрана виготовлена з такого матеріалу і реагує на різницю тиску, змінюючи свою форму або деформуєчись.

Зміна форми або деформація мембрани під дією тиску викликає генерацію електричного сигналу п'єзоелектричним матеріалом. Цей електричний сигнал може бути виміряний та проаналізований для отримання вимірювального значення різниці тиску.

П'єзоелектричні мембранні датчики диференціального тиску мають деякі переваги, такі як висока чутливість, широкий діапазон вимірювання, швидкість відгуку та довговічність. Вони також можуть бути стійкими до шумів, вібрацій та агресивних середовищ. Завдяки своїй високій чутливості, п'єзоелектричні датчики можуть вимірювати навіть дуже малі зміни тиску.

Принцип дії п'єзоелектричних перетворювачів заснований на використанні прямого або зворотного п'єзоелектричних ефектів. Прямий п'єзоефект полягає в здатності деяких матеріалів утворювати електричні заряди на поверхні при застосуванні механічного навантаження, зворотний - у зміні механічної напруги або геометричних розмірів зразка матеріалу під впливом електричного поля.

В якості п'єзоелектричних матеріалів зазвичай використовують природні матеріали - кварц і турмалін, а також штучно поляризовану кераміку на основі титанату барію ( $\text{BaTiO}_3$ ), титанату свинцю ( $\text{PbTiO}_3$ ) і цирконата свинцю ( $\text{PbZrO}_3$ ). Можна використовувати й інші матеріали. [11]

Кількісно п'єзоефект оцінюється п'єзомодулем  $K_d$ , що встановлює залежність між зарядом  $Q$ , що виникає прикладеною силою  $F$ :

$$Q = K_d F$$

З п'єзоматеріалів найбільш поширеним є кварц, що пояснюється його задовільними п'єзоелектричними властивостями, дуже високим опором, стійкістю до впливів температури і вологості, високою механічною міцністю. Кварц має незначний коефіцієнт лінійного розширення, його п'єзомодуль, рівний  $2,3 \cdot 10^{-12}$  Кл/Н, практично не залежить від температури до  $200^\circ\text{C}$ , в діапазоні  $200 \dots 500^\circ\text{C}$  змінюється незначно, а при  $573^\circ\text{C}$  стає рівним нулю; питомий електричний опір кварцу порядку  $10^{16}$  Ом·м; модуль пружності кварца  $E = 7,7 \cdot 10^{10}$  Па. [11]

П'єзочутливий елемент зазвичай вирізають з кристала кварцу у вигляді пластини (паралелепіпеда), сторони якої паралельні осям кристала (рис. 4.5,*a*).

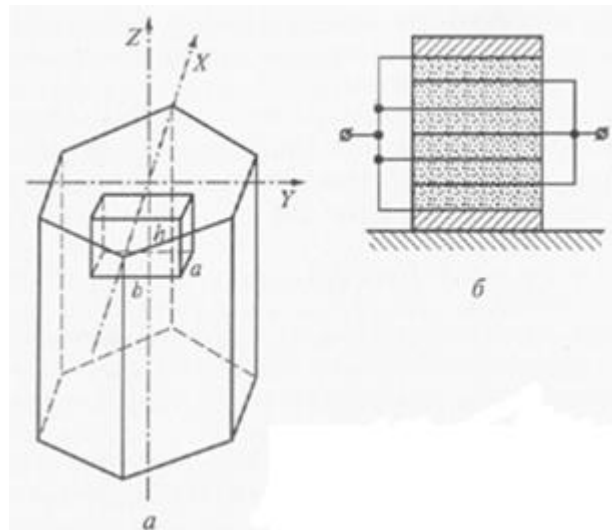


Рисунок 4.5 Кристал п'єзочутливого елемента. П'єзочутливий елемент (а) і перетворювач (б) [13]

#### 4.1.5 Оптичні датчики диференціального тиску

Ці датчики використовують принципи оптики для вимірювання різниці тиску між двома точками або середовищами. Ці датчики використовують світло як носія інформації і вимірюють зміну його характеристик під дією тиску.

Одним з типів оптичних датчиків диференціального тиску є оптоволоконні датчики. Вони складаються з двох або більше оптичних волокон, в яких світло поширюється. Волокна зв'язані між собою і під дією тиску змінюють свою геометрію або властивості, що призводить до зміни світлового сигналу, що проходить через них. Зміна світлового сигналу вимірюється та аналізується для отримання значення різниці тиску.

Інший тип оптичних датчиків диференціального тиску використовує принцип інтерференції світла. У таких датчиках використовуються оптичні компоненти, які розділяють світловий промінь на дві частини та потім знову об'єднують їх після проходження через різні шляхи залежно від тиску. Зміна

фази або інтенсивності світла при відновленні його компонентів вимірюється для визначення різниці тиску.

Оптичні датчики диференціального тиску мають кілька переваг, таких як висока точність, широкий діапазон вимірювання, висока стійкість до зовнішніх впливів (наприклад, електромагнітного впливу) та можливість вимірювання у вибухонебезпечних або хімічно активних середовищах.

#### **4.1.6 Акустичні датчики диференціального тиску**

Ці датчики використовують акустичні хвилі для вимірювання різниці тиску між двома точками або середовищами. Ці датчики використовуються у вимірювальних пристроях, які використовують звукові хвилі для визначення різниці тиску.

Принцип роботи акустичних датчиків диференціального тиску полягає в тому, що вони генерують акустичні хвилі у середовищі і вимірюють їх відбиття або розповсюдження. Зміна розповсюдження або відбиття хвиль відбувається під дією різниці тиску між двома точками, і ця зміна може бути виміряна для визначення різниці тиску.

Одним з прикладів акустичних датчиків диференціального тиску є датчики, які використовують принцип п'єзоелектричного ефекту. У цих датчиках п'єзоелектричний матеріал перетворює механічний тиск на акустичні хвилі, які вимірюються з допомогою мікрофону або іншого приймача.

Іншим прикладом є датчики, що використовують принцип резонансу. Вони створюють акустичні хвилі з використанням резонансних структур і вимірюють зміни резонансної частоти або амплітуди хвиль під дією різниці тиску.

## **4.2 Об'ємні витратоміри**

Об'ємні витратоміри - це пристрої, які використовуються для вимірювання об'єму рідини або газу, які протікають через них протягом певного часу.

Ці пристрої зазвичай використовують дисплей або індикатор, який показує виміряні значення об'ємної витрати.

Об'ємні витратоміри можуть мати різні конструкції та принципи дії в залежності від застосування. Деякі з них використовують поршні, зубчасті колеса, спіральні ротори або інші механізми для вимірювання об'єму. Але все частіше для визначення потоку повітря використовуються чотири типи датчиків. У першому типі, пневмотахометрі, диференціальний перетворювач тиску вимірює різницю тиску на резистивному елементі (зазвичай звуковому сигналі, екрані або ламінарному елементі потоку), коли повітряний потік проходить через нього. Отримана зміна тиску перетворюється в сигнал, пропорційний швидкості повітряного потоку. Другим типом перетворювача потоку є анемометр, який вимірює зміни опору нагрітого дроту. Повітря, що видихає, охолоджує нагріту дрот, змінюючи її електричний опір пропорційно потоку. У третьому типі турбінний витратомір повітря використовує турбіну або пропелер; цифрова схема визначає кількість обертів за одиницю часу для визначення швидкості та об'ємної витрати. Четвертий тип використовує принцип завихрення. Газ, що стікає по трубці, проходить по стійках і утворює завихрення, які підраховуються ультразвуковим датчиком. Кожен вихор створює імпульс, пропорційний певному об'єму газу (Див рис. 4.6). [16]

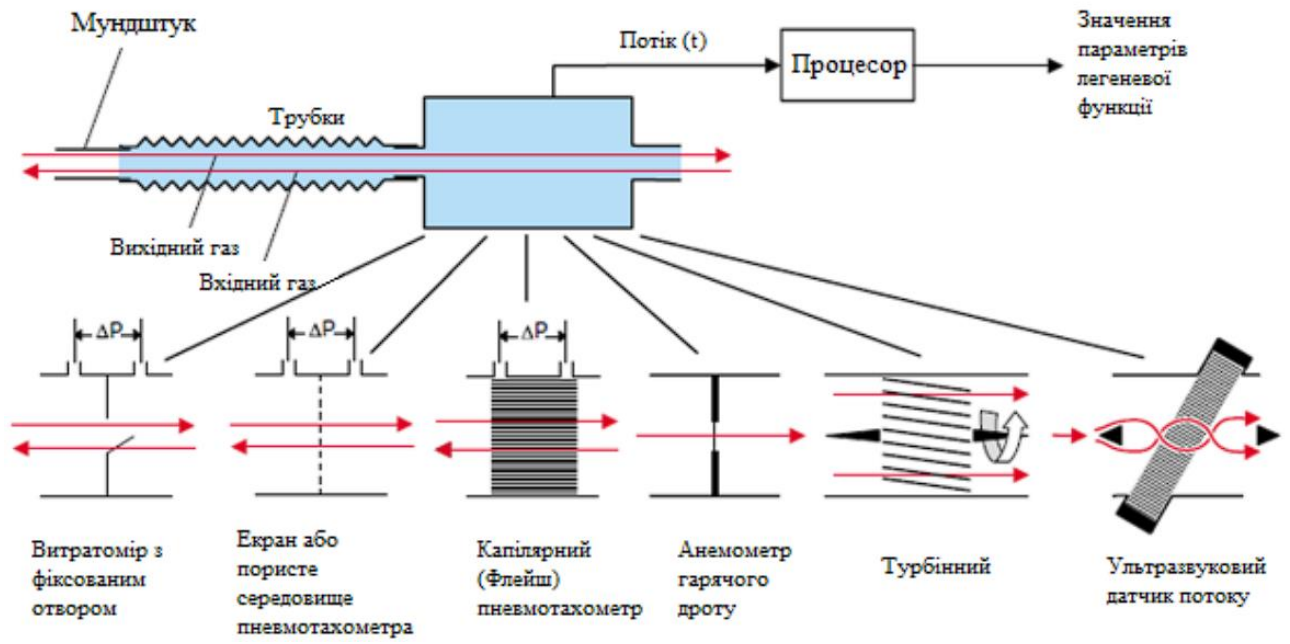


Рисунок 4.6 Перетворювачі для вимірювання об'ємних витрат газів [16]

## РОЗДІЛ 5. ТЕСТОВИЙ СТЕНД ТА ВИМІРЮВАННЯ

### 5.1 Тестовий стенд

Експериментальні дослідження в даній роботі виконувались на базі навчально-наукових лабораторій КПІ ім. Ігоря Сікорського: міжфакультетської навчальної лабораторії біомедичної мікроелектроніки (лаб. 147 корпус 12) та лабораторії медичної сенсорики факультету електроніки (лаб. 07В корпус 12). Для виконання експериментів з дихальними тестами було модифіковано дихальну маску, в яку вмонтовано додаткові конструктивні елементи відповідно до рис. 2.1 для синхронної реєстрації сигналів диференціального тиску в кожній з носових порожнин та об'ємних витрат повітря на вдиху та видиху пацієнта. Нижче наведено фото та графічні матеріали обладнання названих лабораторій.



Рисунок 5.1 Тестовий стенд для вимірювання прохідності дихальних шляхів

Тестова установка рис. 5.1 являє включас у себе:

- Датчик диференціального тиску з діапазоном 0-700 кПа (Рис. 5.2/5.5)
- Датчик спірометр (Зобр. 5.2/5.5)
- 4-х канальний аналого-цифровий перетворювач (пристрій збору даних Зобр. 5.3)
- Модифікована для збору даних носового дихання маска з перетворювачем повітряного потоку - трубкою Ліллі (Рис. 5.2/5.4/5.5)
- Еталонний об'єм ємністю 0,999 літрів (Рис 5.5)
- Сертифікований прилад для вимірювання диференціального тиску з бездротовим інтерфейсом моделі testo 510i (Рис. 5.3)
- Програмне забезпечення EduLab.



Рисунок 5.2 Датчик тиску, Датчик Спірометр, Трубка Ліллі та модифікована дихальна маска

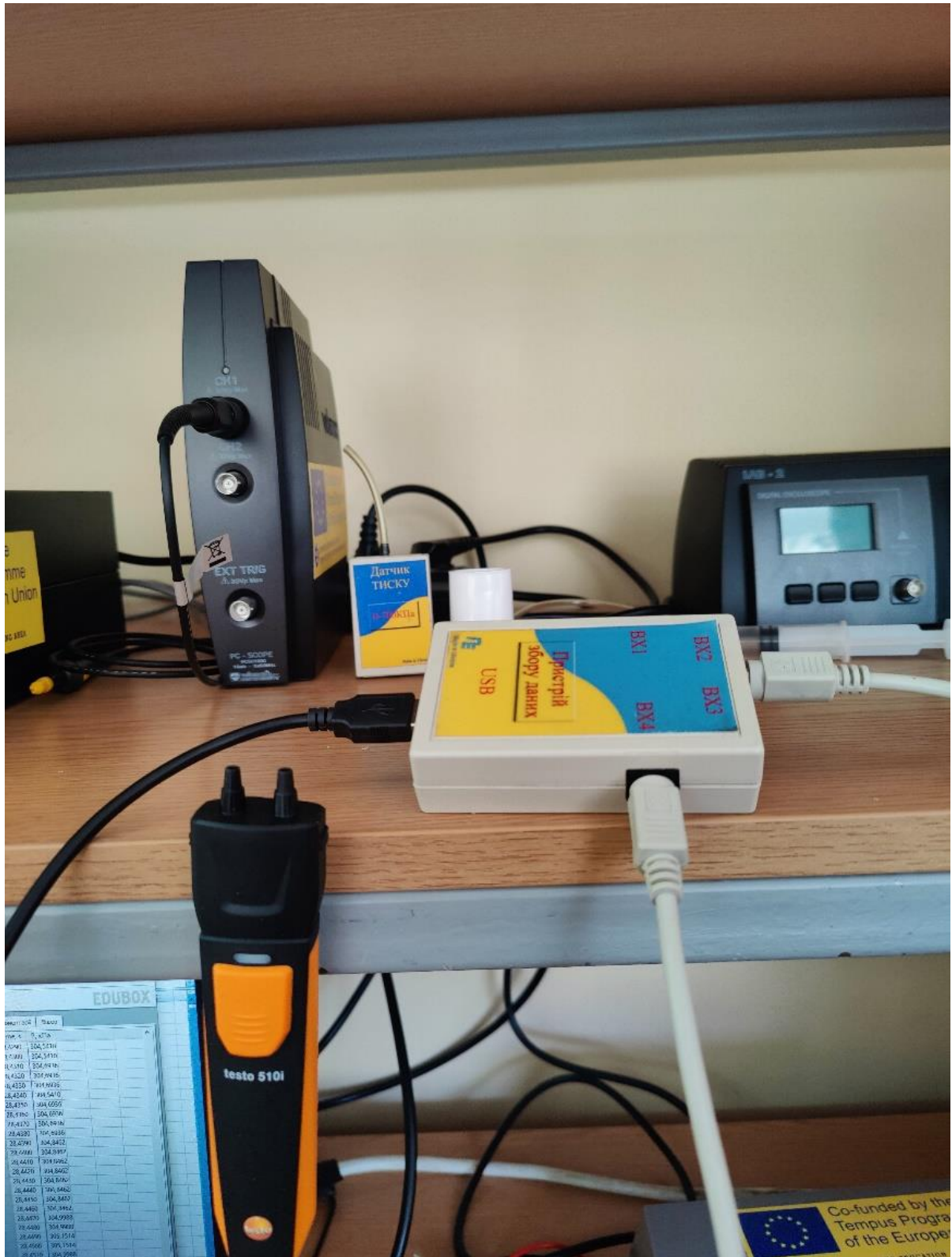


Рисунок 5.3 4-х канальний пристрій збору даних та testo 510i

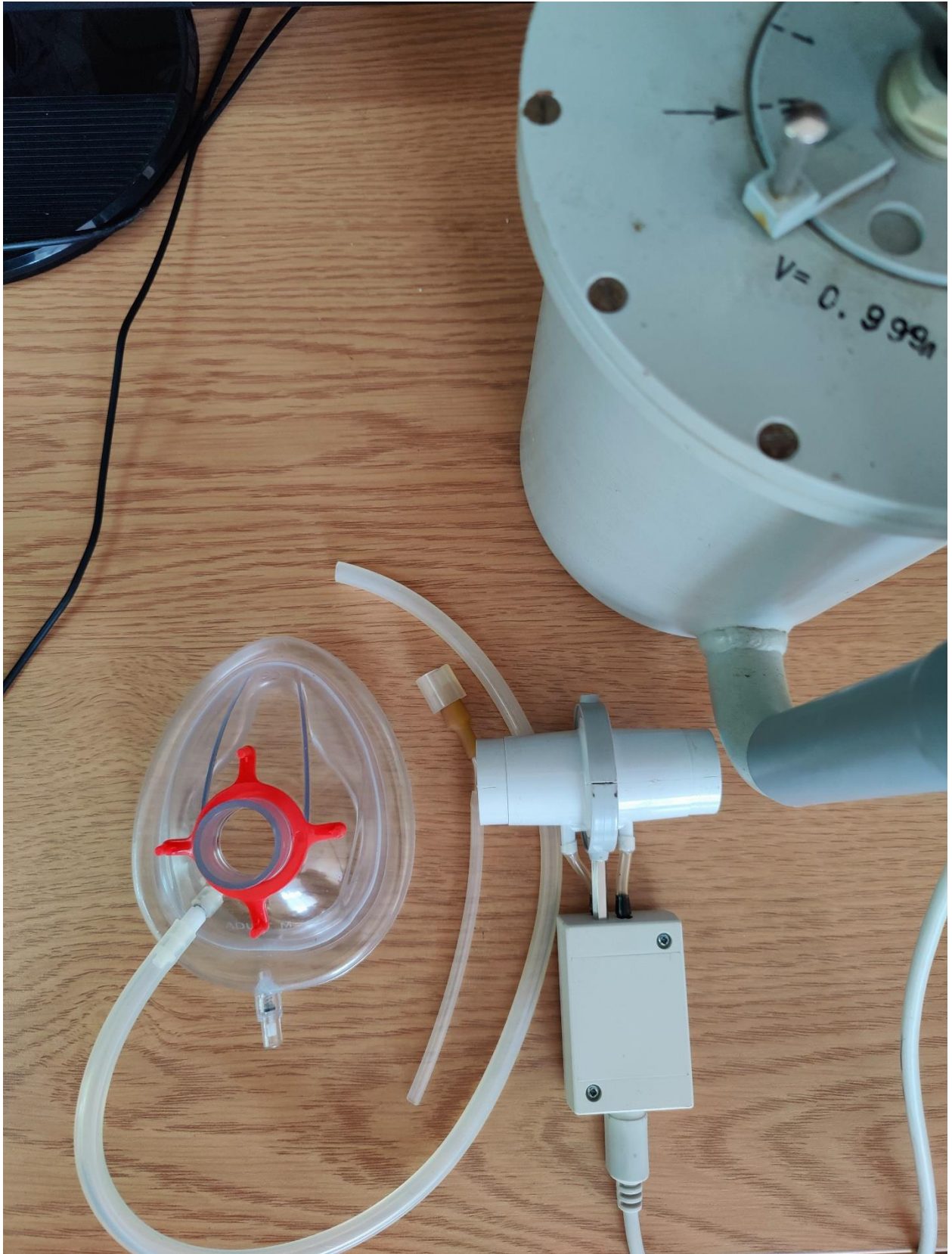


Рисунок 5.4 Модифікована дихальна маска та трубка Лілі

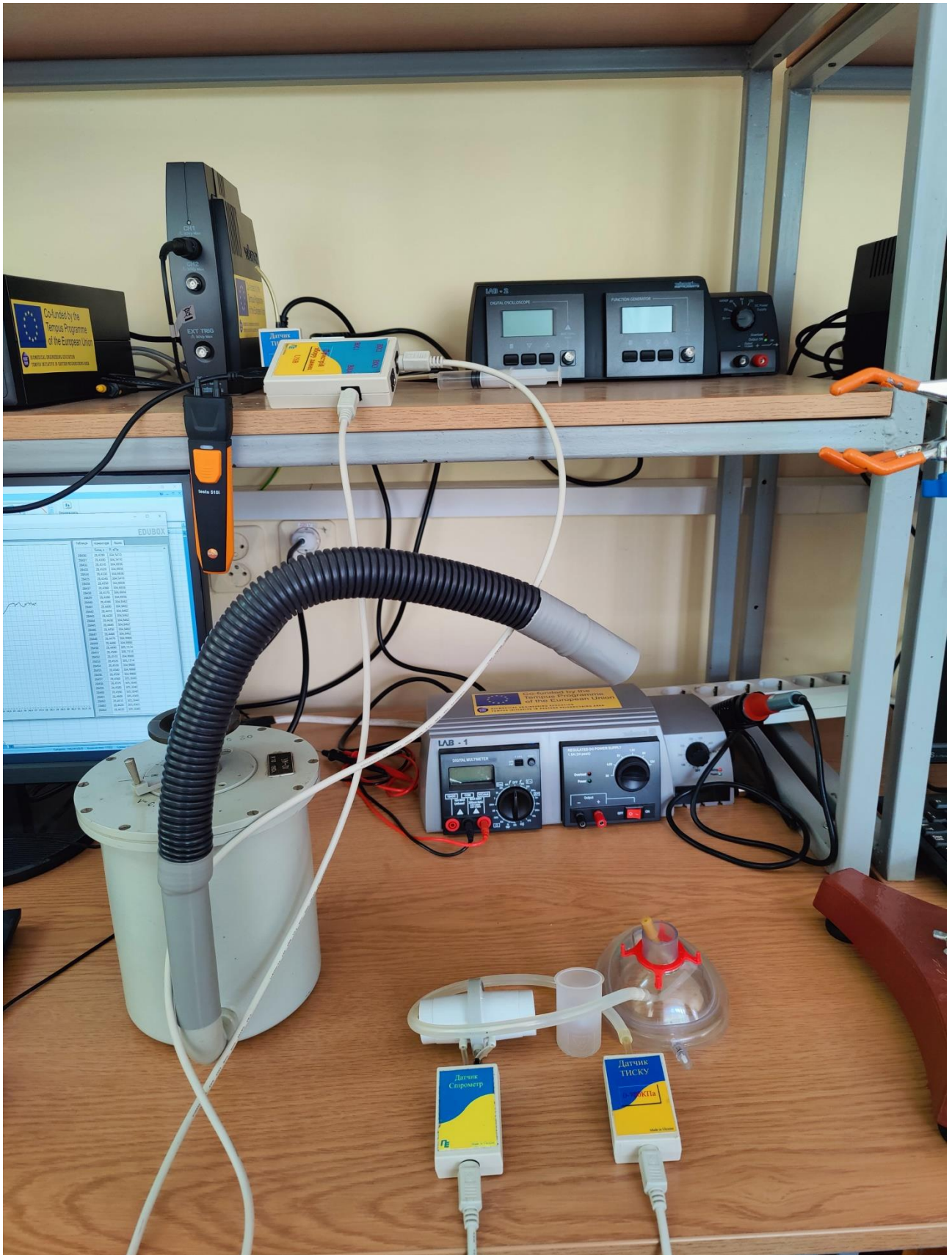


Рисунок 5.5 Лімб з еталонним об'ємом 0.999 літрів, трубка Ліллі, датчик спірометр, датчик диференціального тиску та модифікована маска з носовою канюлею

## 5.2 Опис проведення дослідів

В роботі проведено ряд попередніх калібрувальних вимірів для того, щоб отримати потрібну експериментальну інформацію для подальшого використання тестового стенду для риноманометричних вимірювань в комплекті з модифікованою дихальною маскою, а саме:

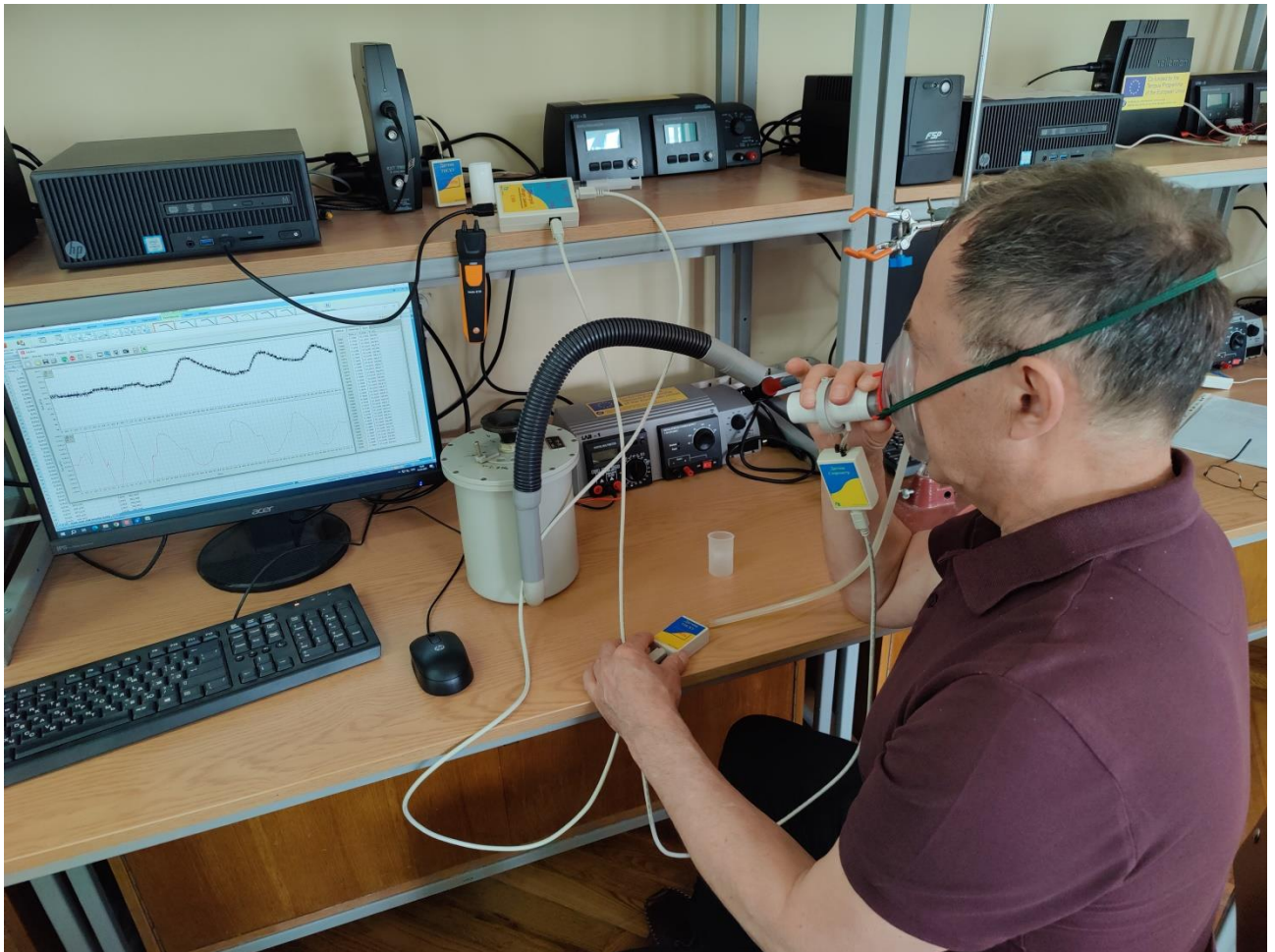


Рисунок 5.5 Проведення вимірювань з використанням модифікованої дихальної маски, вимірювальних каналів диференціального тиску та об'ємних витрат, апаратного та програмного забезпечення тестового стенду

-Перевірка точності вимірювань за допомогою еталонного об'єму 0.999 літрів, перетворювача повітряних потоків - трубки Ліллі, датчика диференціального тиску та перетворювача з зображення 4.3

- Після отримання потрібних даних було проведено реєстрацію вимірювального сигналу об'ємних витрат ротового форсованого дихання без використання модифікованої дихальної маски
- Наступним етапом вимірювань було вимірювання форсованого дихання через ротову порожнину з використанням модифікованої маски
- Наступний етап - вимірювання диференціального тиску і об'ємних витрат при диханні через ніс з одночасним перекриванням однієї ніздрі; спочатку було проведено виміри при спокійному диханні та виведено відповідний графік
- Після цього було проведено серію вимірювань для перевірки прохідності правого та лівого носових ходів для подальшої оцінки чисельних значень параметру і можливості практичного використання методики у діагностиці.

### **5.3 Вимірювання з використанням тестової установки**

Тестова установка підлягає попередньому калібруванню для експериментального визначення коефіцієнтів перетворення диференціального тиску в об'ємні витрати для конкретної конструкції експериментального стенду з використанням модифікованої дихальної маски перетворювача повітряного потоку типу трубки Ліллі. Для цього проведено серію вимірювань з використанням еталонного об'єму (калібрувального шприца) 0.999 л.

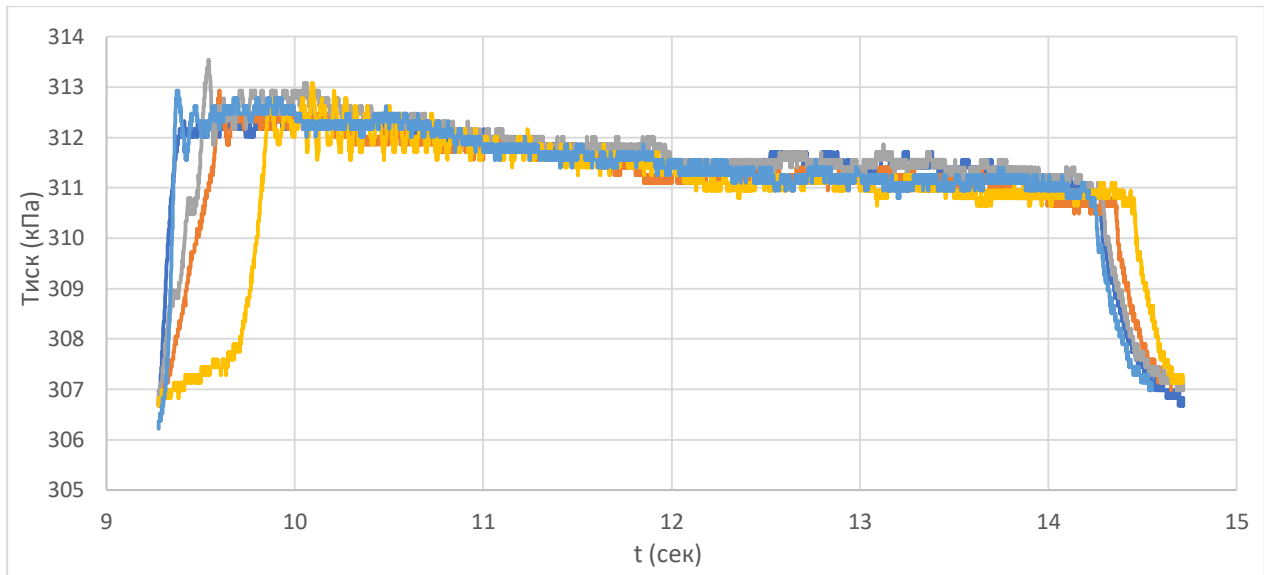


Рисунок 5.6 Графіки вимірювань диференціального тиску з використанням еталонного об'єму та перетворювача об'ємних витрат типу Ліллі.

В результаті серії повторних вимірювань отримано наведені на рис. 4.3.1 графіки залежності диференціального тиску на виході перетворювача повітряного потоку типу Ліллі. Ці результати та відомий з похибкою менше 1% об'єм повітря, яке виштовхується поршнем калібрувального шприца, дають можливість отримати калібрувальний коефіцієнт перетворювача повітряного потоку для визначення об'ємних витрат. Із результат видно, що при однакових умовах вимірювання отримано повторюваний результат, що підтверджує повторюваність калібрувальних і вимірювальних процедур та оціночну точність установки. Отримано середній коефіцієнт для перерахунку диференціального тиску в об'ємні витрати за наведеною нижче формулою. У майбутніх тестах коефіцієнт буде використовуватись з метою визначення об'ємних витрат повітря при носовому диханні людини.

Базуючись на отриманих чисельних значеннях коефіцієнта, відносна похибка вимірювань без маски не має перевищувати 4%, що є цілком прийнятним для подальших експериментальних досліджень.

Таблиця 5.1

Калібрувальні коефіцієнти формули для обрахунку об'ємних витрат повітря через перетворювач Ліллі за диференціальним тиском.

Коефіцієнт при першому вимірюванні: 5.12 [ (л/с) / кПа]
Коефіцієнт при другому вимірюванні: 5.07 [ (л/с) / кПа]
Коефіцієнт при третьому вимірюванні: 5.04 [ (л/с) / кПа]
Коефіцієнт при четвертому вимірюванні: 4.89 [ (л/с) / кПа]
Коефіцієнт при п'ятому вимірюванні: 4.82 [ (л/с) / кПа]
Середнє значення коефіцієнту: 5,0 ± 0.2 [ (л/с) / кПа].

$$V = 5 \sum_{n=t_1}^{n=t_2} \Delta T (P_n - P_0)$$

де

V - об'єм повітря, витісненого поршнем калібрувального шприца,

t1 - час початку вимірів,

t2 - час закінчення вимірів,

ΔT - інтервал між вимірами,

P<sub>n</sub>-тиск під час n-го вимірювання

P<sub>0</sub> - тиск на початку виміру

### 5.3.1 Форсоване дихання (без маски)

Після проведення калібрувальних вимірювань та отримання коефіцієнтів проведено серію тестів форсованого дихання через рот, які показали досить стабільний повторюваний результат для дихальних тестів без модифікованої маски та з її використанням.

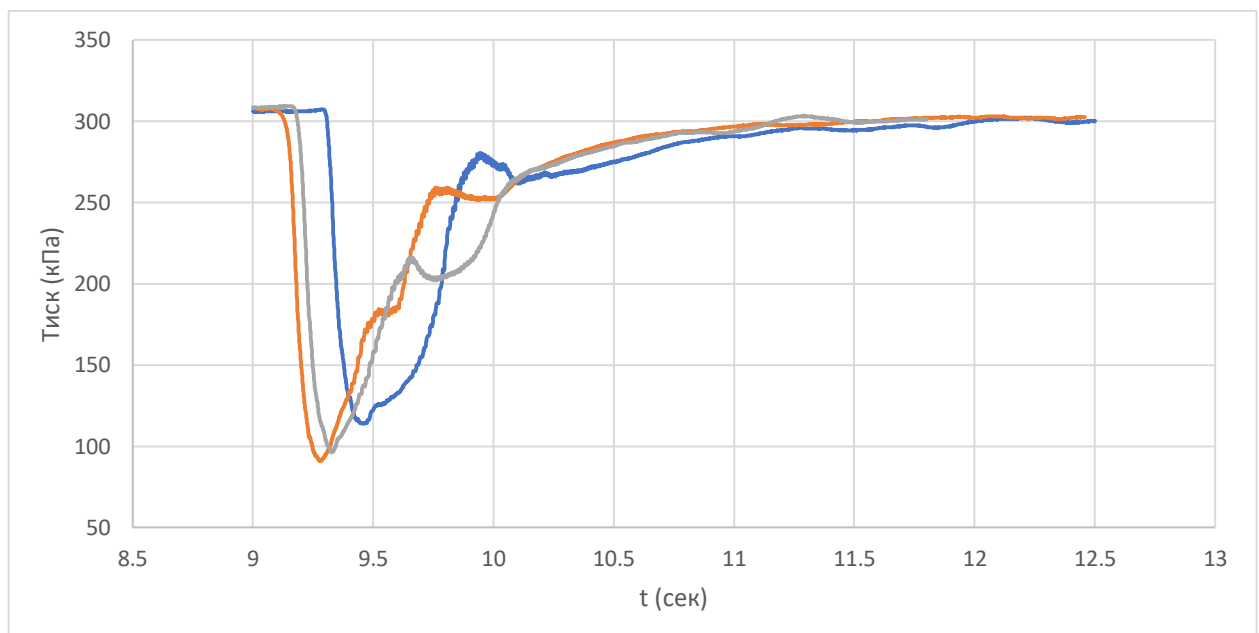


Рисунок 5.7 Графіки серії форсованих видихів (пацієнт без маски, маневр дихання виконується безпосередньо через перетворювач повітряного потоку типу Ліллі).

Використовуючи калібрувальні коефіцієнти і виміряні значення диференціального тиску, обраховано об'ємні витрати на вдиху та видиху через відповідно ліву та праву ніздрю з одночасно перекритою вимірювальною 41аню лею іншою ніздрею (канал реєстрації диференціального тиску в носовій порожнині). Після цього по електро - гідравлічній аналогії визначаємо прохідність шляхів, як пневматичний (гідравлічний) опір дихальних каналів по аналогії із законом Ома, де пневматична прохідність - це аналог електричної провідності (обернена до опору), електрична напруга - аналог

диференціального тиску, електричний струм – аналог об'ємних витрат, виміряний в літрах за секунду відповідно. Електро - гідравлічні аналогії будуть використовуватись і в подальших вимірюваннях і обчисленнях.

Для нашого експерименту отримано наступні чисельні значення:

Табл.5.2

Номер вимірювання	Об'єм [Літри]	Тиск [кПа]	Прохідність, [ (л/с) / кПа]
1.	3.372	488.131	144.760
2.	3.965	524.572	132.3
3.	3.319	519.842	156.626

Результати вимірювань і значення прохідності для форсованого дихання  
(без маски)

З отриманих даних обчислюємо середнє значення прохідності для кожного з вимірювань.

### 5.3.2 Форсоване дихання через рот з використанням маски

Наступне вимірювання форсованого дихання ротом було проведено з використанням модифікованої дихальної маски з метою перевірки, як вона вплине на показники вимірювання.

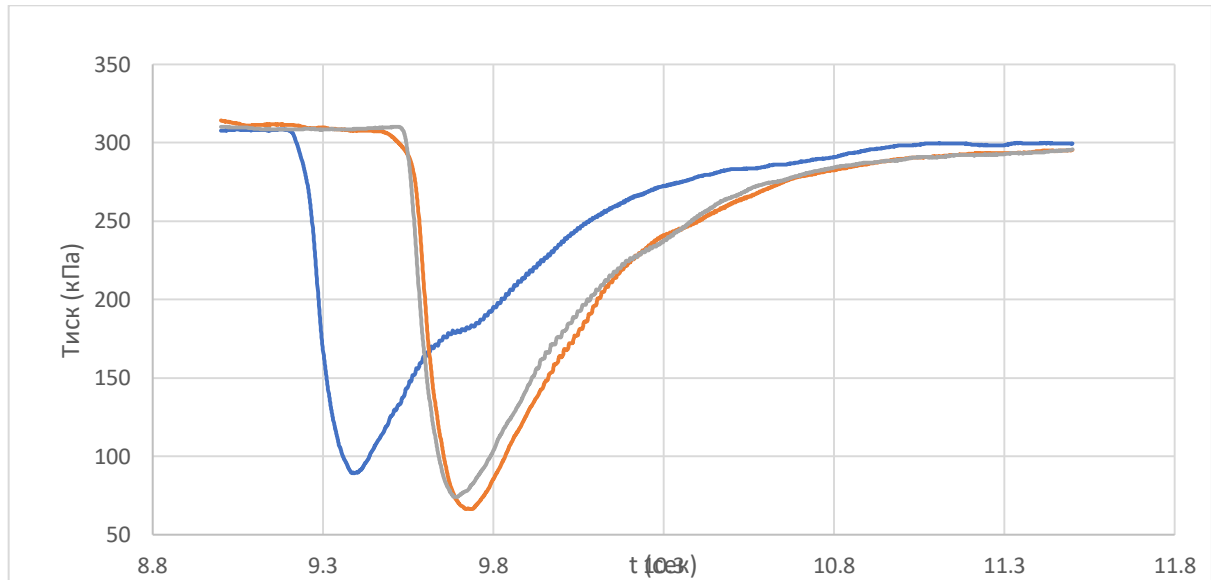


Рисунок 5.8 Графіки серії вимірювань форсованого дихання (з маскою)

Таблиця 5.3

Номер Вимірювання	Об'єм (Літри)	Тиск (кПа)	Прохідність [ (л/с) / кПа]
1.	3.146	526.25	167.275
2.	3.710	556.159	149.908
3.	3.295	545.935	165.685

Результати вимірювань і значення прохідності для форсованого дихання  
(з маскою)

За результатами описаних вище вимірювань та графікам можна зробити висновок про достатню повторюваність результату, що дає змогу перейти до подальших експериментальних вимірювань з використанням повної версії тестового стенду з всіма його елементами, двома каналами вимірювання

(диференціального тиску та об'ємних витрат) та модифікованою дихальною маскою.

### 5.3.3 Вимірювання спокійного дихання носом

Подальше вимірювання дозволяє реєструвати сигнали при спокійному диханні носом (не використовуючи носову канюлю). З наведеного нижче графіку видно, що при спокійному диханні графік нагадує синусоїду та майже повторюється на піках, що вказує на стабільність вимірювального каналу (відсутність низькочастотного «дрейфу» вихідного сигналу) та може бути використано для діагностики проходження верхніх дихальних шляхів.

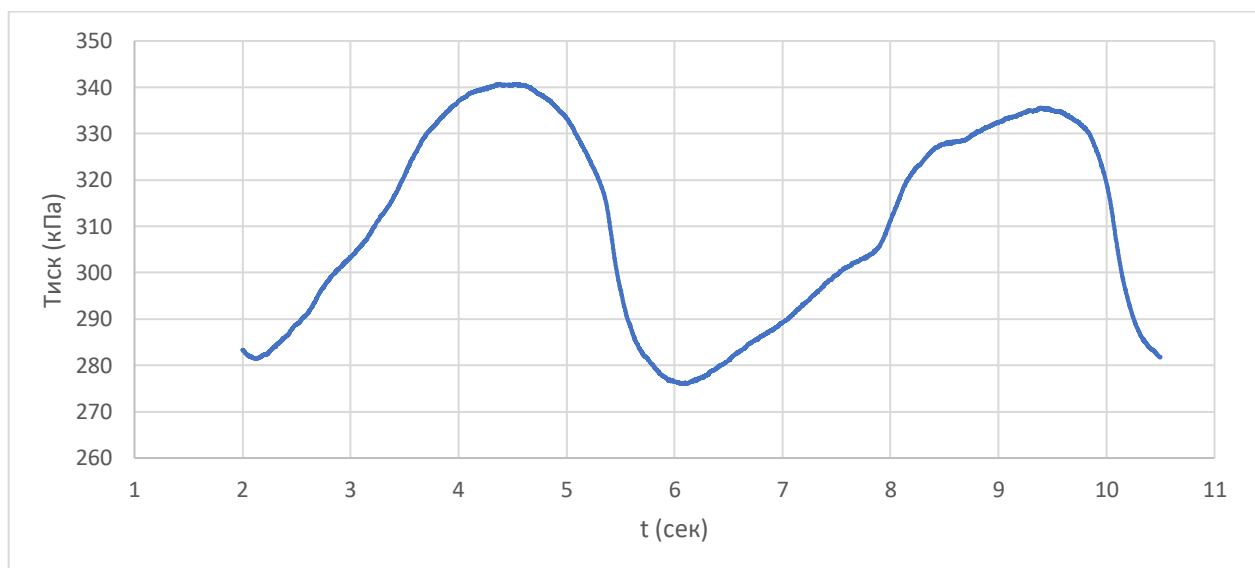


Рисунок 5.9 Графік вимірювання спокійного дихання носом

### 5.3.4 Вимірювання дихання через праву та ліву ніздрі

Наступною серією вимірювань було дихання з використанням носової канюлі з диханням однією ніздрею, інша ніздря перекрита для відбору диференціального тиску повітря в носових порожнинах. Для реалізації такого дихального тесту пацієнт одягає модифіковану дихальну маску, одну ніздю перекривають, а вільною ніздрею людина дихає, у результаті чого ми маємо змогу синхронно реєструвати диференціальний тиск і об'ємні витрати на виході

з модифікованої дихальної маски. Отримавши такі результати діагностичного тесту, обчислюємо показники прохідності кожного з ніздревих проходів для майбутнього порівняння з належними даними для пацієнта без патології з відомими віком, зростом і статтю.

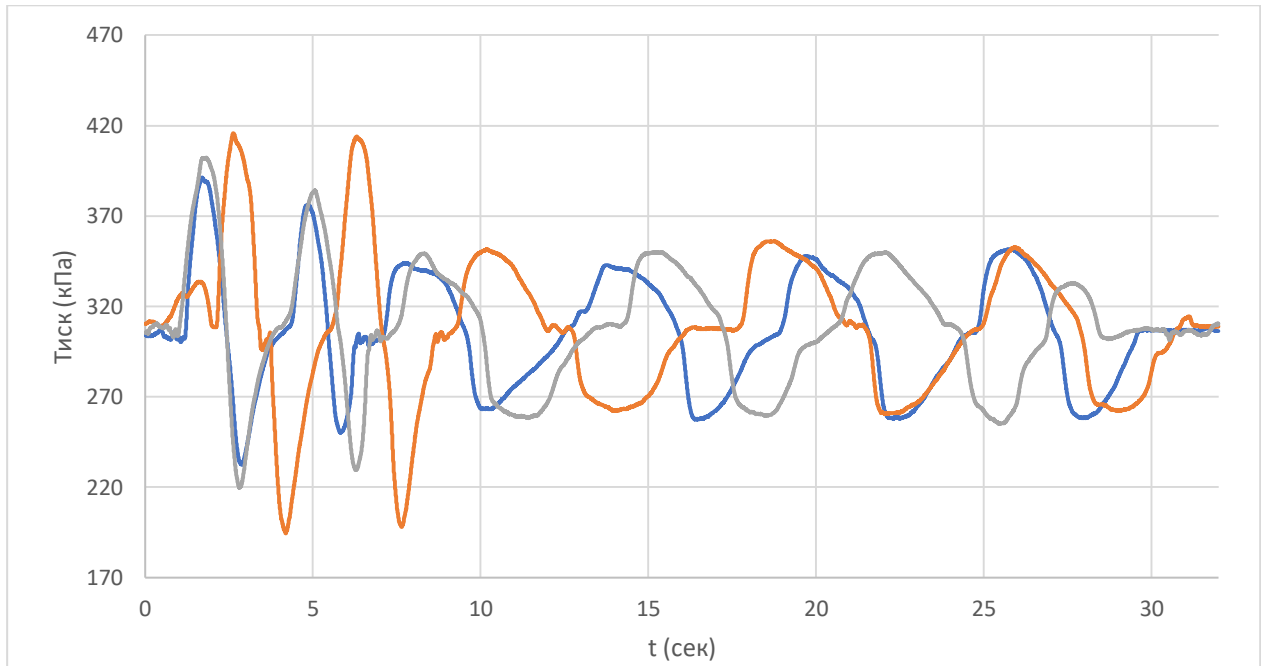


Рисунок 5.10 Графік серії вимірювань при носовому диханні правою ніздрею.

Таблиця 5.4

Номер Вимірювання	Об'єм (Літри)	Тиск (кПа)	Прохідність [ (л/с) / кПа]
1.	3.221	549.444	170.581
2.	4.960	663.726	133.815
3.	3.842	584.388	152.105

Результати вимірювань і значення прохідності при диханні правою ніздрею

Серія графіків та вимірів для правої ніздрі виявилася досить повторюваною в усіх трьох вимірюваннях, що дає змогу оцінити рівень

повторюваності тесту при використанні носової канюлі для відбору тиску, а також достовірність даних, у наступній серії вимірювань буде використовуватися ліва ніздря, що дасть змогу ще раз переконатися у повторюваності вимірювань та порівняти графіки правої та лівої ніздрі між собою, що в свою чергу допоможе отримати інформацію про прохідність верхніх носових дихальних шляхів в цілому.

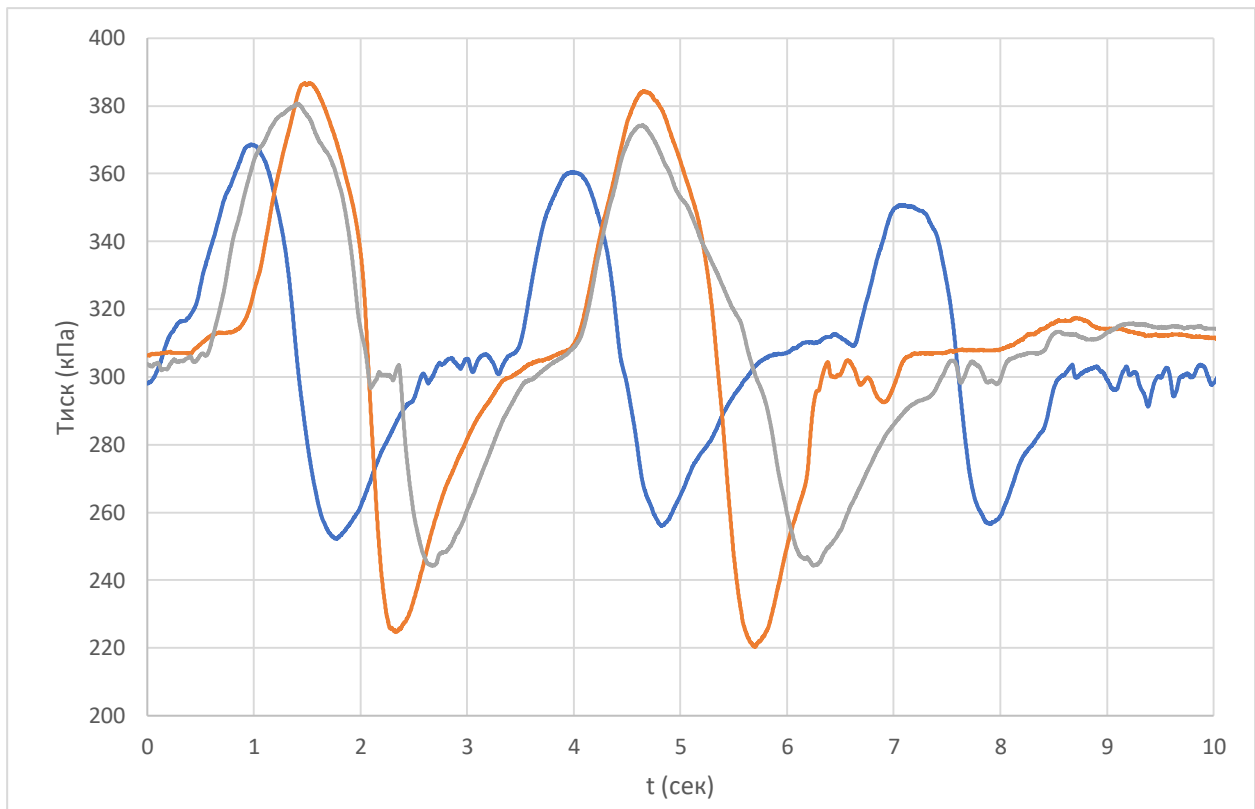


Рисунок 5.11 Графік серії вимірювань при носовому диханні лівою ніздрею

Таблиця 5.5

Номер Вимірювання	Об'єм (Літри)	Тиск (кПа)	Прохідність, [(л/с)/кПа]
1.	1.745	484.9	277.870
2.	3.329	548.376	164.726
3.	2.855	516.637	180.958

Результати вимірювань і значення прохідності при диханні лівою ніздрею

Як і у випадку з правим носовим дихальним шляхом, графіки досить подібні між собою та мають повторюваність, але часові проміжки між вдихом та видихом суттєво відрізняються що може свідчити про ускладнене дихання правим дихальним шляхом, що дійсно спостерігалось у пацієнта. Виміри також свідчать про істотно різні показники прохідності правого та лівого носового дихального каналу, що відповідає фізіологічному стану пацієнта на момент виконання експериментальних досліджень.

## **ВИСНОВКИ**

В дипломній роботі були проаналізовані різні типи сучасних мікроелектронних сенсорів диференціального тиску та об'ємних витрат, які доцільно використовувати у пристроях для діагностики носового дихання людини – риноманометрах – з метою діагностичної оцінки прохідності носових дихальних шляхів. Експериментальні діагностичні процедури в роботі виконано у відповідності до методики риноманометричного дослідження за наведеною в роботі схемою рис. 3.1 - 3.2. Дихальну маску модифіковано для виконання експериментальних калібрувальних процедур та коректного вимірювання показників диференціального тиску та об'ємних витрат при носовому диханні та наступного обчислення показників прохідності носових дихальних каналів. У результаті вимірювань вдалося оцінити відносну похибку вимірювань об'ємних витрат, яка не перевищила 4 %, та перевірити повторюваність результатів. Подальші виконання діагностичних тестів дозволили оцінити ступінь прохідності носових дихальних шляхів та порівняти їх між собою.

Аналіз отриманих в роботі експериментальних даних дозволяє зробити висновок про функціональність вибраної методики і макетної установки та доцільність продовжувати роботу з даною тематикою у майбутньому, а саме пропонувати нові конструктивні рішення для бездротових електронних вимірювальних каналів риноманометрів.

## **ПОДЯКА**

Щира подяка співробітникам міжфакультетської навчальної лабораторії біомедичної мікроелектроніки, лаб. 147 корпус 12 КПІ ім. Ігоря Сікорського, і персонально інженеру лабораторії Віталію ТИЩЕНКУ за технічну підтримку в ході виконання експериментальних досліджень.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bilel Neji, Ndririm Ferko , Raymond Ghandour, Abdullah S. Karar And Houssam Arbess. Micro-fabricated rtd based sensor for breathing analysis and monitoring, Sensors 2021, 21(1), College of Engineering and Technology, American University of the Middle East, Kuwait, 2021 318p.  
URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/1/318>
2. Klaus Vogt, Alfredo A.Jalowsky Four Phase-Rhinomanometry: Basics And Practice, Supplement 21, University of Buffalo, Department of Rhinology, USA, 2010, 51p.
3. О.Г.Аврунін, Я.В.Носова, В.В.Семенець, В.О.Філатов, Н.О.Шушляпіна, Сучасні методи діагностики респіраторно-ольфакторної функції, Монографія, Харків, 2021, 147с.
4. Я. В. Носова , О. Г. Аврунін , І. С. Хушам Фарук, Визначення Мікрохарактеристик повітряного потоку в носовій порожнині при диханні, Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Серія: Нові рішення у сучасних технологіях <https://doi.org/10.20998/2413-4295.2018.16.19/> , 127с
5. Спосіб діагностики ронхопатії Пат.117425 Україна МПК А61В 5/08 №201705774 заяв.12.06.2017 опуб. 25.07.2018, Бюл.№ 14
6. Спосіб вимірювання диференційного тиску для оцінки носового Дихання Пат.107855 Україна МПК А61В 5/085 А61В 5/091 № 201304076 заяв. 02.04.2013 опуб. 25.02.2015, Бюл.№ 4
7. Micromechanics and mems: classic and seminal papers, W. Trimmer (Ed.) Ieee Press, New York, NY 1990, 720с.
8. О.Г.Аврунін, Є.В.Бодянський, М.В.Калашник, В.В.Семенець, В.О.Філатов, Сучасні інтелектуальні технології функціональної медичної діагностики, Монографія, Харків: ХНУРЕ, 2018, 236 с
9. Design and Optimization of Dual Optical Fiber MEMS Pressure Sensor For Biomedical Applications, Guo Dagang, Samuel Ng Choon Po, Francis Tay

- Eng Hock, Lin Rongming, Journal of Physics: Conference Series, Volume 31, 2006.
10. Механізм зовнішнього дихання, Методична Розробка, ОНМУ 2021 19с.
  11. Заміховський Л.М, Добров Є.Є. Елементи і пристрої автоматики: Конспект лекцій. Івано-Франківськ: Факел, 2010 192 с.
  12. О.Г. Аврунін, Р.С. Томашевський, Х.І. Фарук, Методи та засоби функціональної діагностики зовнішнього дихання, Монографія, ХНАДУ, 2015 208 с.
  13. 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
  14. Сенсор тиску – диференціальний конденсатор та датчики тиску на його основі | Сіб Контролс. Компанія «Сіб Контролс» Автоматизація технологічних процесів, контрольно-вимірювальні прилади, обладнання та послуги для нафтогазової галузі | Сіб Контролс. URL: [https://sibcontrols.com/sjensor\\_davljenija\\_diffjerjencialnyj\\_kondjensator\\_i\\_datchiki\\_davljenija\\_na\\_jego\\_osnovje](https://sibcontrols.com/sjensor_davljenija_diffjerjencialnyj_kondjensator_i_datchiki_davljenija_na_jego_osnovje)
  15. М.П. Василенко, М.П. Мухіна, В.М. Синєглазов, М.К. Філяшкін, Дослідження Мікроелектромеханічних Систем, Видавництво НАУ, Київ: НАУ, 2019 115с.
  16. Панчошний Д.О., Мікроелектронні первинні перетворювачі для вимірювання об'ємного потоку газу: Дипломна робота, Київ, 2019. 61с.