

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

Факультет електроніки

Кафедра мікроелектроніки

«На правах рукопису»
УДК 681.586:616.21-073.43

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

Дмитро

ТАТАРЧУК

«__» _____ 2026 р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
зі спеціальності 176 «Мікро- та наносистемна техніка»
на тему: «МЕМС сенсори для риноманометрії»**

Виконав:

студент II курсу, групи ДП-41мн

Пивовар Єгор Ігорович _____

Науковий керівник:

Доц.каф.МЕ, к.ф.-м.н., доц.

Заворотний Віктор Федорович _____

Консультант:

Зав.лаб., к.т.н.

Лупина Борис Іванович _____

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, ініціали _____

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____

Київ – 2026 року

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ ...	3
ВСТУП.....	3
1. ОСНОВНІ ПРИНЦИПИ НОСОВОГО ДИХАННЯ.....	4
1.1 Фізичні основи руху повітря в носовій порожнині.....	8
2. ОСНОВНІ МЕТОДИ РИНОМАНОМЕТРІЇ ТА ЇХ РОЗПОДІЛ.....	11
2.1 Методи функціональної діагностики порушень носового дихання у риноманометрії	12
2.2 Порівняльний аналіз методів оцінки носового дихання	13
2.3 Активна передня риноманометрія	15
3. ПОБУДОВА ВИМІРЮВАЛЬНОГО ПРИСТРОЮ	16
3.1 Основні медико-технічні вимоги до вимірювального пристрою.....	17
3.2 Проблеми мультисенсорного підключення та традиційної риноманометрії.....	18
3.2 Опис обраних компонентів та програмного забезпечення.....	22
3.2.1 Опис АЦП	22
3.2.2 Опис середовища LabVIEW	24
3.2.3 Опис сенсорів	25
3.2.4 Опис середовища Arduino IDE.....	27
3.3 Джерела похибок та точність вимірювань	27
3.4 Тестування працездатності компонентів вимірювального пристрою	31
3.3.1 Тестування можливостей обраного АЦП	32
3.3.2 Тестування можливостей обраних сенсорів	35
3.3.3 Поєднання компонентів та побудова тестового стенду.....	41
3.4 Методи та проблеми обробки сигналу	42
4. ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ ЧАСТИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ ВИМІРЮВАЛЬНОГО ПРИСТРОЮ ТА ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ.....	46
4.1 Експериментальна частина	47
4.1.1 Калібрування сенсору	47
4.1.2 Вимірювання тиску та повітряного потоку під час дихання	54
ВИСНОВКИ	57
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	60

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

PNIF – Peak Nasal Inspiratory Flow (піковий носовий вдих)

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

DAQ – Data Aquisition Module (модуль збору даних)

FIR – Finite Impulse Responce (скінченна імпульсна характеристика)

IIR – Infinite Impulse Responce (нескінченна імпульсна характеристика)

ВСТУП

Сучасна концепція доказової медицини передбачає впровадження методів обстеження, заснованих на точних вимірах. При діагностиці захворювань верхніх дихальних шляхів першочерговим завданням є розробка методів та пристроїв для точної кількісної оцінки носового дихання [1]. Наразі існують інструментальні методи діагностики захворювань носа та придаткових пазух. Методи інтраскопічного анатомічного картування, що ґрунтуються на безпосередній візуалізації структур дихальних шляхів (рентгенографія, спіральна комп'ютерна томографія) дозволяють оцінити анатомічні особливості досліджуваної області, наявність патологічних змін, об'ємних утворень. Основним завданням початкового етапу обстеження, а також показником ефективності лікування є отримання точної кількісної оцінки показників носового дихання для об'єктивізації клінічної картини захворювання і ступеня ускладнення носового дихання у пацієнта. Метою роботи є аналіз методів функціональної діагностики носового дихання, алгоритмів та функціональних схем сучасних діагностичних приладів риноманометрії, їх класифікація; ознайомлення з сучасними методиками діагностики та основними медико-технічними вимогами до багатофункціонального риноманометра; обґрунтований вибір первинних перетворювачів (сенсорів) для реалізації риноманометрії, аналіз їх метрологічних параметрів: вимірювальних діапазонів, швидкодії, похибки та розробка структурної схеми риноманометра.

1. ОСНОВНІ ПРИНЦИПИ НОСОВОГО ДИХАННЯ

Повітря рухається через ніс завдяки роботі дихальних м'язів, таких як діафрагма, яка скорочується, щоб розширити легені під час вдиху. Під час нормального дихання розширення легень на вдиху переміщує повітря через ніс у легені, створюючи в легенях нижчий тиск, ніж атмосферний біля ніздрів. Носовий повітряний потік завжди відбувається вздовж градієнта тиску — від ділянок вищого тиску до нижчого у дихальних шляхах. Під час видиху дихальні м'язи розслабляються, а легені стискаються назад, створюючи в легенях тиск, який перевищує атмосферний тиск біля ніздрів [2].

Верхні дихальні шляхи складаються з порожнини носа, носоглотки, ротоглотки та ротової порожнини, яка використовується для дихання [3]. Варто зауважити, що у багатьох ринологічних дослідженнях під верхніми дихальними шляхами зазвичай розуміють лише порожнину носа та носоглотку. Порожнина носа являє собою повітряний канал зі складною та змінною формою поперечного перерізу. Спереду вона з'єднується з навколишнім середовищем через носові отвори (ніздрі), а ззаду через хоани сполучається з носоглоткою. Її стінки сформовані кістковими та хрящовими структурами [3].

На Рисунку 1 видно, як носова порожнина (1) розділяється носовою перегородкою (2) на дві умовно симетричні частини — лівим і правим носовими каналами. За даними статистики, викривлення і деформації носової перегородки різної природи та ступеня вираженості спостерігаються у більш ніж 90% пацієнтів [3]. На бічній (латеральній) стінці кожного носового каналу розташовані виділені протяжні кісткові струтури — носові раковини: верхні (3); середні (4) та нижні (5). Вважається, що за рахунок збільшення площі поверхні носової порожнини відбувається зігрівання вдихуваного повітря [3].

Під носовими раковинами в кожному носовому каналі знаходяться умовно виділені верхній, середній, нижній і загальний (центральный) носові ходи [3].

Найвужча область порожнини носа розташована біля входу в носовий канал і представляється у вигляді носового клапана [3]. Рухливість структур носового клапана в нормі має обмежувати надходження повітряного потоку під час форсованого дихання за рахунок розрідження всередині носової порожнини [3]. Через співустья до носових ходів відкриваються вивідні шляхи навколоносових пазух: гайморових (6); лобових (7); клиновидних (8) і гратчастого лабіринту (9) [3].

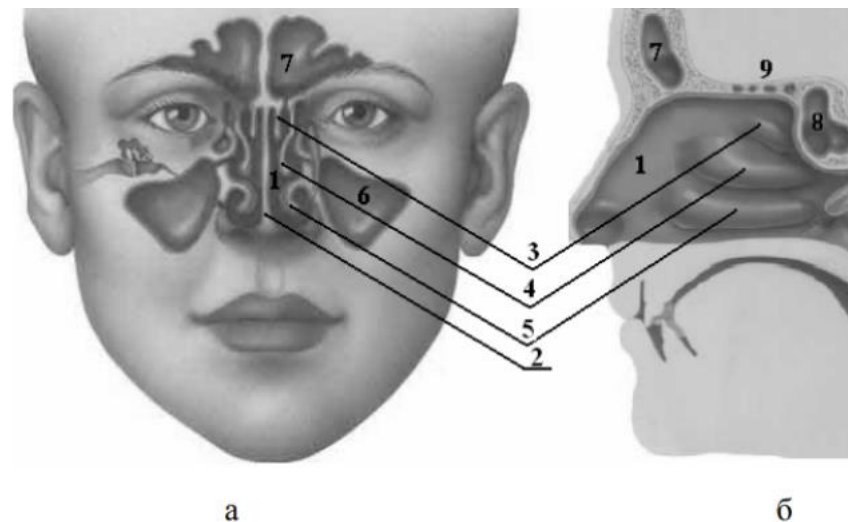


Рисунок 1 — Схема анатомічних структур носової порожнини: а – розріз у фронтальній площині; б – розріз у сагітальній площині [3].

Фізіологічна швидкість повітряного потоку, який споживає людина, становить приблизно 8 л/с під час вдиху та 11 л/с під час видиху. Водночас серійні спірометричні прилади розраховані на максимальний потік повітря близько 14–16 л/с, що відповідає 840–960 л/хв [3].

При цьому повітряний потік через ніс у нормальних умовах приблизно вдвічі менший, ніж під час дихання ротом, і становить приблизно 4 л/с при вдиху та 8 л/с при видиху.

Різниця тиску в носовій порожнині, яка створюється дихальними м'язами під час інтенсивного дихання, за даними, становить приблизно $23,7 \pm 0,6$ кПа при вдиху та $14,8 \pm 0,5$ кПа при видиху [3]. Крім того, величина цього перепаду тиску також залежить від положення тіла людини [3].

Носовий опір є різницею тиску в носі поділеною на носовий повітряний потік. Носовий повітряний потік зазвичай вимірюється в кубічних сантиметрах за секунду. Також можуть використовуватися інші одиниці для вимірювання носового тиску та потоку, наприклад тиск у сантиметрах водяного стовпа, а потік — у літрах за хвилину. У такому випадку опір виражається в сантиметрах водяного стовпа на літр за хвилину [2].

Залежність між носовим тиском і носовим повітряним потоком зазвичай відображається на екрані комп'ютера, і приклад типової кривої «тиск–потік» показано на Рисунку 2. Під час спокійного дихання при низьких тисках і потоках залежність між тиском і потоком майже лінійна. Однак при високих тисках і потоках вона стає більш вигнутою. Це означає, що співвідношення між тиском і потоком не є сталою величиною, а змінюється залежно від того, у якій точці кривої «тиск–потік» проводиться вимірювання опору. Якщо б тиск під час дихання збільшувався до дуже високих значень, як при максимально форсованому вдиху, настав би момент, коли потік досяг би максимуму, і подальше збільшення тиску вже не призводило б до збільшення повітряного потоку. Це називається точкою обмеження потоку [2].

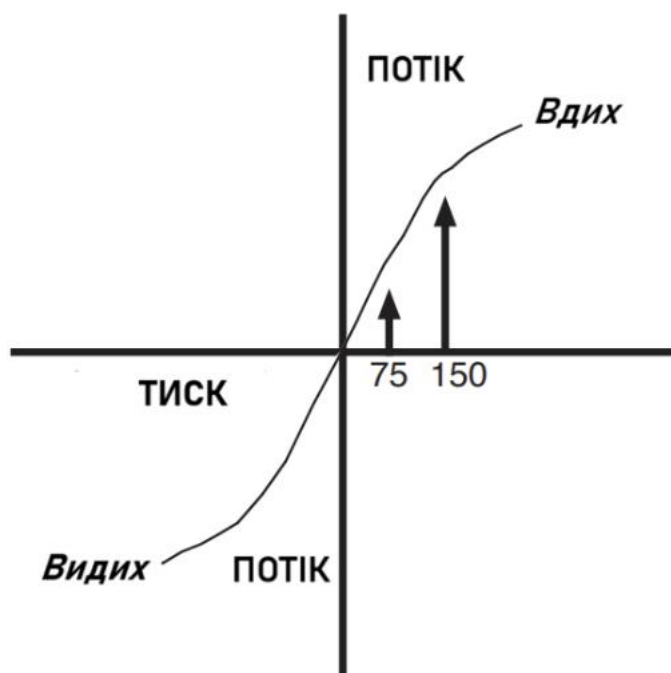


Рисунок 2 — Графік тиску та потоку під час нормального дихання.
(Числа 75 та 150 (Па) позначають точки тиску, які використовуються в
риноманометрії.) [2]

Залежність між носовим тиском і потоком порушується при високих тисках і потоках, оскільки повітряний потік стає турбулентним і шумним. Ніс є складним дихальним шляхом із звуженнями та змінами напрямку потоку, що створює турбулентність. Турбулентний потік корисний для перемішування повітря в носовій порожнині та забезпечує обробку повітря, ефективно його нагрівання та зволоження під час проходження через ніс до легень [2].

1.1 Фізичні основи руху повітря в носовій порожнині

Рух повітря в носовій порожнині є складним аеродинамічним процесом, що визначається геометрією носових ходів, властивостями повітряного потоку та фізичними законами гідродинаміки. При дослідженні носового дихання ключову роль відіграє взаємозв'язок між швидкістю потоку, тиском та опором, що лежить в основі методів риноманометрії.

Одним із базових фізичних принципів, що описує поведінку повітряного потоку, є принцип Бернуллі. Відповідно до нього, у потоці ідеальної рідини або газу зі збільшенням швидкості руху зменшується статичний тиск [4]. У контексті носового дихання це означає, що у звужених ділянках носових ходів швидкість повітря зростає, що супроводжується падінням тиску. Саме ця залежність використовується при вимірюванні перепаду тиску між різними точками носової порожнини для оцінки аеродинамічного опору.

Важливим параметром, що характеризує режим руху повітря, є число Рейнольдса, яке визначає співвідношення інерційних та в'язкісних сил у потоці. За низьких значень числа Рейнольдса рух є впорядкованим (ламінарним), тоді як за високих — переходить у турбулентний режим [5]. У носовій порожнині обидва режими можуть співіснувати: при спокійному диханні переважає ламінарний потік, тоді як при інтенсивному вдиху або наявності анатомічних звужень виникають турбулентні збурення. Це ускладнює інтерпретацію результатів вимірювання, оскільки залежність між тиском і витратою повітря перестає бути лінійною.

Характер руху повітря традиційно описується через поняття ламінарного та турбулентного потоку. Ламінарний потік характеризується паралельним рухом шарів повітря без перемішування, що дозволяє застосовувати спрощені аналітичні моделі. Натомість турбулентний потік супроводжується хаотичними пульсаціями швидкості та тиску, що призводить до додаткових енергетичних втрат. У носовій порожнині турбулентність часто виникає в області носових клапанів та середніх носових раковин, де геометрія є найбільш складною [6].

Аеродинамічний опір носових шляхів визначається як відношення перепаду тиску до об'ємної витрати повітря. Цей параметр є ключовим у риноманометрії, оскільки дозволяє кількісно оцінити ступінь порушення носового дихання. В умовах ламінарного потоку опір прямо пропорційний в'язкості повітря та довжині каналу і обернено пропорційний четвертому степеню радіуса, що підкреслює високу чутливість системи до навіть незначних анатомічних змін. У випадку турбулентного потоку залежність стає квадратичною, що ускладнює побудову точних математичних моделей [6, 7].

Автори дослідження [6], розмірковують над складністю розподілу швидкостей і тисків у носовій порожнині. Моделювання у [6] показує, що повітряний потік є неоднорідним і значною мірою залежить від індивідуальної анатомії, включаючи форму перегородки носа та розміри носових ходів. Це обґрунтовує необхідність індивідуального підходу до оцінки носового дихання та пояснює варіативність експериментальних результатів.

Крім того, на точність вимірювань суттєво впливають умови проведення експерименту, зокрема положення сенсорів, герметичність системи та стабільність потоку [8-11].

Наявність турбулентних зон може призводити до локальних коливань тиску, що ускладнює реєстрацію сигналу та вимагає застосування методів обробки даних. У цьому контексті важливу роль відіграють підходи обробки сигналів, які дозволяють зменшити вплив шумів і підвищити достовірність результатів.

2. ОСНОВНІ МЕТОДИ РИНОМАНОМЕТРІЇ ТА ЇХ РОЗПОДІЛ

2.1 Методи функціональної діагностики порушень носового дихання у риноманометрії

У клінічній практиці риноманометрія використовується передусім для оцінки проходження носових шляхів. Вона доповнює інші методи, такі як ендоскопія чи опитувальники і дозволяє більш точно визначити причину порушення дихання. Метод також активно застосовується перед ринопластикою, де він допомагає об'єктивно оцінити функціональний стан носа та спрогнозувати результат операції. Окрім цього, риноманометрія використовується для моніторингу стану пацієнтів із алергічним ринітом і для оцінки ефективності медикаментозного лікування або імунотерапії [11].

Порожнина носа відіграє важливу роль у формуванні аеродинамічного опору та забезпечує регуляцію об'єму та швидкості потоку повітря в дихальних шляхах [12]. Верхнім дихальним шляхам належить більше 50% загального опору дихального тракту [3]. Для оцінки показників носового дихання створено різні види риноманометрів — пристроїв для вимірювання перепаду тиску та витрати повітря у верхніх дихальних шляхах. Методи риноманометрії поділяються на активні, у яких проводиться вимірювання параметрів фізіологічного носового дихання, і пасивні — вимірювальні процедури виконуються при штучному продуванні повітря через носову порожнину з допомогою компресора. Останні дозволяють нормувати параметри потоку повітря але мають малу фізіологічність, що знижує адекватність методу. За розташуванням сенсорів об'ємних витрат газового середовища та тиску риноманометрію поділяють на передню — при розміщенні сенсорів на вході в носової порожнини, і задню — при вимірюванні тиску при вході та виході з носової порожнини [2, 3, 7].

Прямі методи риноманометрії засновані на безпосередньому вимірюванні об'ємних витрат повітря і перепаду тиску в носовій порожнині і мають найбільшу точність при інструментальній складності. Непрямі методи дозволяють шляхом вимірювання мінімального числа параметрів обчислити решту, що спрощує вимірювальну схему та процедуру обстеження, але призводять до зниження точності діагностики за рахунок появи додаткових похибок [2].

2.2 Порівняльний аналіз методів оцінки носового дихання

Окрім риноманометрії, у сучасній ринології широко застосовуються альтернативні методи об'єктивної оцінки прохідності носових шляхів, зокрема Peak Nasal Inspiratory Flow (PNIF, піковий носовий вдих) та акустична ринометрія. Кожен із цих підходів базується на різних фізичних принципах і має власні переваги та обмеження, що зумовлює необхідність їх порівняльного аналізу.

PNIF базується на вимірюванні максимальної швидкості повітряного потоку під час форсованого вдиху через ніс. Даний підхід є простим у реалізації, не потребує складного обладнання та забезпечує швидке отримання результату. Завдяки своїй доступності PNIF широко використовується як скринінговий інструмент для оцінки ступеня носової обструкції. Однак цей метод не передбачає прямого вимірювання перепаду тиску, а отже не дозволяє визначити аеродинамічний опір носових шляхів. Крім того, результати значною мірою залежать від зусилля пацієнта, що знижує відтворюваність вимірювань [13].

Акустична ринометрія, на відміну від PNIF, базується на аналізі відбиття звукових хвиль, що поширюються в носовій порожнині. Вона дозволяє визначати геометричні параметри, такі як площа поперечного перерізу та об'єм носових ходів. Таким чином, цей метод надає інформацію про анатомічну структуру, але не про функціональні характеристики потоку повітря. Це означає, що навіть при нормальних геометричних параметрах можуть спостерігатися порушення дихання, які акустична ринометрія не здатна виявити [13].

Риноманометрія, у свою чергу, поєднує вимірювання витрати повітря та перепаду тиску, що дозволяє безпосередньо визначати аеродинамічний опір носових шляхів. Саме ця характеристика є найбільш інформативною з точки зору функціональної оцінки дихання, оскільки відображає реальні умови проходження повітря через носову порожнину [13].

З дослідження [13] видно, що між різними методами існує лише помірний або слабкий кореляційний зв'язок. Зокрема, встановлено, що результати PNIF мають помірну кореляцію з риноманометрією, але значною мірою залежать від суб'єктивних факторів, пов'язаних із зусиллям пацієнта. Тоді як акустична ринометрія демонструє кращий зв'язок із геометричними характеристиками носової порожнини, але не завжди корелює з суб'єктивними відчуттями пацієнтів або функціональними показниками дихання.

Також у дослідженні [13] було показано, що PNIF і риноманометрія мають статистично значущий, але лише помірний зв'язок, тоді як акустична ринометрія може не виявляти відмінностей між симптоматичними та безсимптомними пацієнтами. Це свідчить про те, що різні методи відображають різні аспекти функціонування носової порожнини: PNIF — інтегральну характеристику потоку, акустична ринометрія — геометрію, а риноманометрія — опір.

Варто зауважити, акустична ринометрія є більш чутливою до змін анатомічної структури, тоді як риноманометрія краще відображає функціональні зміни прохідності дихальних шляхів. Це особливо важливо при оцінці ефективності лікування, оскільки зміни геометрії не завжди супроводжуються покращенням повітряного потоку [13].

2.3 Активна передня риноманометрія

В цій роботі звернено увагу буде саме на передній активній риноманометрії. Незважаючи на широке застосування цього методу в клінічній практиці, зокрема при прийнятті рішень щодо септопластики, його інтерпретація та наукова опора залишаються недостатньо визначеними. Автори у [8] ставлять за мету системно дослідити базовий рівень назального опору повітряному потоку, явище парадоксальних реакцій, а також відтворюваність вимірювань у часі. Останній пункт є особливо важливим для даної роботи.

Основними параметрами при вимірах даним методом є значення назального опору, розраховані за моделлю Бромса, які відображають зв'язок між тиском і повітряним потоком [8].

Базовий назальний опір не має суттєвих відмінностей між лівою та правою ніздрею, у здорових пацієнтів та між чоловіками та жінками. Водночас є статистично значущий зв'язок між зростом людини та характеристиками опору, що свідчить про певний вплив анатомічних факторів на динаміку повітряного потоку [8].

Окрему увагу варто приділити оцінці відтворюваності цього методу вимірювання. Активна передня риноманометрія демонструє хорошу надійність: значення коефіцієнта внутрішньокласової кореляції та коефіцієнта Кронбаха використовуючи цей метод перевищували 0,75, що свідчить про достатню стабільність результатів у часі. Водночас було визначено мінімальну величину зміни показників, яку можна вважати реальною, а не зумовленою шумом або похибкою. Це означає, що невеликі коливання результатів не слід інтерпретувати як фізіологічні зміни [8].

Цей метод підходить для відстеження динаміки змін у часі, однак має обмеження при одноразовій діагностиці. Значну роль відіграє стандартизація процедури: положення тіла, характер дихання, герметичність маски та навіть дрібні відмінності в проведенні вимірювання можуть істотно впливати на результат. Таким чином, точність методу значною мірою залежить не лише від фізіології пацієнта, а й від умов експерименту [8].

Вимірювання методом активної передньої риноманометрії відображають реальні процеси в носовій порожнині, але ці дані не є абсолютно точними або однозначними для клінічної інтерпретації [8].

Практичне значення полягає в тому, що будь-яка система вимірювання назального потоку, включно з інженерними реалізаціями на основі датчиків тиску та мікроконтролерів, повинна враховувати наявність шуму, необхідність калібрування та потребу в повторних вимірюваннях. Інтерпретація результатів без урахування цих факторів може призвести до помилкових висновків.

3. ПОБУДОВА ВИМІРЮВАЛЬНОГО ПРИСТРОЮ

3.1 Основні медико-технічні вимоги до вимірювального пристрою

Для сучасного багатофункціонального риноманометра потрібно сформулювати основні медико-технічні вимоги, розробити функціонально-структурну схему за обраною методикою проведення діагностичного обстеження. Схема створюваного пристрою забезпечує реалізацію методу активної передньої риноманометрії на основі патенту [14], що включає процедуру накладення на обличчя маски, вимірювання витрати повітряного потоку V та диференційного тиску Δp в процесі дихання носом із закритим ротом, у якому вимірювання диференційного тиску Δp здійснюють між носоглоткою та підмасковим простором, а саме у зоні над спинкою носа, де швидкість повітряного потоку дорівнює нулю [14], така схема забезпечує найбільшу достовірність вимірювань. Для вимірювання тиску і об'ємних витрат в патенті пропонується використати різні сенсори: з аналоговим і цифровим виходом. Визначення параметрів носового дихання відбувається під час вдиху повітря.

Первинний перетворювач об'ємних витрат традиційно конструюється на основі трубок Флейша, Ліллі чи Вентурі; вимірювання засноване на зчитуванні перепаду тиску та пневматичному опорі. Такий підхід дозволяє використати однотипні сенсори диференціального тиску, що полегшує розробку принципової схеми пристрою. Діапазон вимірюваних тисків має бути в межах від 0 до 50 кПа зі стандартною для даного класу медичних приладів похибкою вимірювання не більше 5%.

При використанні аналогових сенсорів необхідно, щоб крок квантування обраного АЦП не перевищував 20% похибки сенсорів, та мав частоту дискретизації не менше 1 кГц. Планується, що програмне забезпечення буде мати чітко поділені системні та користувальницький рівні, здійснювати виведення та збереження діагностичних даних у числовому та графічному видах та забезпечувати захист від несанкціонованого доступу до налаштовувальної та калібрувальної інформації апаратних засобів.

Також було обрано спосіб оцінювання вентиляційної функції співустья верхньощелепної пазухи, який полягає у синхронному вимірюванні тиску у верхньощелепній пазусі та носоглотці, а саме у протилежній половині носу, що обтурується, згідно з методом передньої активної риноманометрії (на основі вищезазначеного патенту [14]), за отриманими даними будують графічну залежність величин тиску від часу для норми вентиляційної функції співустья, для обробки та зберігання даних розроблено програмне забезпечення. При цьому додатково вимірюють тиск у верхньощелепній пазусі під час проведення пункції, за отриманими даними будують графічні залежності величин тиску від часу, за якими здійснюють класифікацію патологічних вентиляційних функцій співустья, вимір тиску здійснюють за допомогою вимірювальної схеми [15].

3.2 Проблеми мультисенсорного підключення та традиційної риноманометрії

Ця робота присвячена створенню та аналізу нової системи вимірювання назального опору та повітряного потоку, яка базується на поєднанні даних із датчиків тиску та потоку, і бере напроцювання авторів з [9].

Основна проблема традиційної риноманометрії полягає в тому, що, хоча і вважається стандартом, має суттєві обмеження: вона чутлива до шумів, залежить від правильної поведінки пацієнта під час вимірювання та часто дає нестабільні результати [9]. Інша проблема традиційної риноманометрії полягає у тому, що вона дозволяє оцінювати назальний опір лише короткочасно і в контрольованих умовах, тоді як реальна фізіологія носового дихання є динамічною і змінюється протягом тривалого часу, зокрема під час сну [16].

Ще одна проблема класичної риноманометрії полягає в оцінці лише середніх значень витрати повітря та перепаду тиску, чотирифазна риноманометрія дозволяє аналізувати дихальний цикл у динаміці [17]. Метод передбачає розділення циклу дихання на чотири фази: початок вдиху, кінець вдиху, початок видиху та кінець видиху. Це дає змогу дослідити зміну аеродинамічного опору в залежності від напрямку та інтенсивності повітряного потоку.

Крім того, чотирифазна риноманометрія дозволяє враховувати нелінійний характер залежності між перепадом тиску та витратою повітря. Це особливо важливо при високих швидкостях потоку, коли виникають турбулентні ефекти. У таких умовах традиційні підходи можуть давати спотворені результати, тоді як чотирифазний аналіз забезпечує більш адекватне відображення реальних процесів [17].

Автори з [9] виходять із того, що назальний опір є важливим фізіологічним параметром, який відображає стан дихальних шляхів і використовується для діагностики таких станів, як алергічний риніт, синусит або навіть апное сну. Водночас існуючі методи або є суб'єктивними, або об'єктивними, але обмеженими.

Наприклад, комп'ютерна томографія або МРТ добре показують структуру носової порожнини, але не дають повної картини динаміки повітряного потоку під час дихання, а CFD-моделювання є обчислювально складним і не враховує повністю еластичність тканин [9].

На цьому фоні риноманометрія, яка базується на вимірюванні залежності між тиском і потоком, залишається найкращим компромісом, але навіть вона має серйозну проблему: якість даних сильно залежить від того, наскільки “чистими” є дихальні цикли. Будь-які порушення, такі як неправильне положення маски, слабке або надто сильне дихання чи навіть зовнішні електронні шуми, можуть суттєво спотворити результати [8, 9, 11].

Саме тому ключова ідея авторів дослідження у [9] полягає не просто у вимірюванні, а у створенні системи, яка здатна автоматично відфільтровувати неякісні дані ще на етапі збору. Система складається з двох частин: апаратної, яка включає датчики тиску і потоку, мікроконтролер і інтерфейс передачі даних, та програмної, яка відповідає за обробку сигналів, їх сегментацію, фільтрацію і обчислення різних показників назального опору.

Особливу увагу у [9] приділено аналізу дихальних циклів. Автори у [9] вводять чітке розділення на ефективні та неефективні цикли. Ефективні цикли — це ті, що відображають нормальне дихання без перешкод і можуть використовуватися для розрахунків. Неефективні ж виникають через різні типи завад, які були класифіковані на три основні категорії: надто слабке або насичене дихання (коли сигнал виходить за межі сенсора), неправильне носіння пристрою (що призводить до втрати або спотворення даних) та множинні вдихи або видихи в межах одного циклу [9].

У [9] для автоматичного розпізнавання цих ситуацій використовується комбінований підхід аналізу сигналів у часовій та частотній областях.

Зокрема, застосовується швидке перетворення Фур'є для визначення частотного діапазону нормального дихання, який зазвичай лежить приблизно в межах 0.2–0.5 Гц. Якщо сигнал виходить за ці межі або має аномальні характеристики амплітуди, він класифікується як неефективний і відкидається. Окрім цього, використовується аналіз пікових значень сигналу, який дозволяє відсіяти як надто слабкі, так і перенасичені сигнали. Важливим є те, що ці порогові значення не задаються довільно, а оптимізуються на основі експериментальних даних, що підвищує точність класифікації. У результаті система здатна автоматично відбирати лише якісні дихальні цикли для подальшого аналізу [9].

Після фільтрації дані нормалізуються та використовуються для обчислення різних типів назального опору, включаючи середній опір, верхній опір, ефективний та опір за методом Бромса. Це дозволяє отримати більш повну картину дихальної функції, ніж у класичній риноманометрії [9].

Варто звернути увагу, що критичною є саме обробка даних. У прикладі з пацієнтом із закладеністю носа система без фільтрації давала результати, які вказували на нормальний стан, тоді як після фільтрації ті ж самі дані коректно виявляли патологію [9]. Це означає, що помилки вимірювання можуть призводити до неправильного клінічного висновку, якщо не враховувати якість сигналу.

Робота авторів у [9] зміщує фокус із самого методу риноманометрії та сенсорів на якість обробки сигналів. Тоді як ця робота більше сфокусована на використанні МЕМС-сенсорів, але попри це всеодно важливо приділити увагу інженерному аспекту — як саме отримати стабільні та надійні дані. Автори у [9] фактично показують, що головна проблема сучасної риноманометрії — це не відсутність методів, а недостатня автоматизація і слабка обробка шумів.

Також варто звернути увагу на те, що на результати вимірювань впливає і положення тіла пацієнта. Результати дослідження [10] показали чітку і статистично значущу зміну параметрів при переході з вертикального у горизонтальне положення. Результати демонструють, що загальний назальний опір зростає, тоді як назальний повітряний потік зменшується.

Ці зміни не були повністю симетричними. Аналіз показав, що права носова порожнина демонструє більш виражене зростання опору, яке було статистично значущим, тоді як для лівої сторони збільшення опору не досягло статистичної значущості. Водночас зниження повітряного потоку спостерігалось для обох ніздрів і було значущим у кожному випадку. Також результати дослідження у [10] показують, що чим гірша прохідність носа у вихідному стані, тим сильніше вона погіршується при переході у лежаче положення. Це можна використовувати для експериментальної частини в даній роботі.

3.2 Опис обраних компонентів та програмного забезпечення

3.2.1 Опис АЦП

Для аналогового сенсора пропонується 24-розрядний АЦП, але в даній роботі буде використовуватись 14-розрядний NI USB-6009 [18]. NI USB-6009 є багатофункціональним модулем збору даних (DAQ), який підключається до комп'ютера через USB і використовується для вимірювання аналогових сигналів, керування пристроями та обробки цифрових сигналів.

Він широко застосовується у лабораторних установах, навчальних експериментах, системах вимірювання та автоматизації та для реєстрації сигналів від сенсорів. Саме для реєстрації сигналів від сенсорів буде використано цей пристрій в даній роботі.

Пристрій виконує три основні функції: вимірювання аналогових сигналів (Analog Input, відповідає АІ роз'ємам); генерація аналогових сигналів (Analog Output, відповідає АО роз'ємам); бробка цифрових сигналів (Digital I/O, відповідає роз'ємам з 17 по 32) [18].

Пристрій живиться безпосередньо від USB-порту комп'ютера і працює разом із драйвером NI-DAQmx [18], що дозволяє керувати ним через програмне забезпечення LabVIEW, яке і буде використано в даній роботі.

Аналогові входи призначені для перетворення аналогових сигналів у цифрові для подальшої обробки комп'ютером. Мають 8 каналів у режимі single-ended та 4 канали у диференційному режимі. Роздільна здатність 14 біт у диференційному режимі та 13 біт у режимі single-ended. Максимальна частота дискретизації 48 кS/s (тисяч вибірок за секунду). NI USB-6009 являє собою АЦП послідовного наближення з діапазонами вимірювання: ± 20 В; ± 10 В; ± 5 В; ± 4 В; ± 2.5 В; ± 2 В; ± 1.25 В; ± 1 В. NI USB-6009 має вхідний опір 144 к Ω захист від перенапруги ± 35 В [18]. Ці параметри визначають точність і мінімальну зміну сигналу, яку здатен зафіксувати пристрій.

Аналогові виходи дозволяють генерувати аналогові сигнали. Аналогові виходи мають два канали, роздільну здатність 12 біт, діапазон напруги 0...5 В, максимальна частоту оновлення 150 Гц, вихідний струм до 5 мА та вихідний опір 50 Ω [18]. Варто зауважити, що аналоговий вихід не підтримує апаратну безперервну генерацію сигналу, а працює лише з програмним оновленням. Це означає, що пристрій не призначений для високочастотних генераторів сигналів.

Digital I/O використовується для роботи з дискретними сигналами. Цей блок має 13 ліній (8 у Port0, 4 у Port1 та одну лінію PFI). Кожна лінія може бути налаштована як вхід так і вихід.

Цей блок підтримує тип логіки TTL, LVTTL, CMOS. Має допустимий діапазон напруг 0.5...5.8 В та вбудований підтягуючий резистор 4.7 кΩ до 5 В [18]. Ці канали будуть використані для обміну цифровими сигналами між пристроями в даній роботі.

3.2.2 Опис середовища LabVIEW

Середовище LabVIEW є графічною платформою програмування, яка орієнтована на створення систем збору, обробки та візуалізації даних. Основою роботи в LabVIEW є концепція віртуальних приладів, які імітують логіку та інтерфейс реальних вимірювальних пристроїв.

Кожен віртуальний прилад складається з двох основних частин: Front Panel та Block Diagram. Front Panel виконує роль користувацького інтерфейсу, де розміщуються елементи керування та індикатори. Block Diagram, у свою чергу, містить графічний код у вигляді функціональних блоків і з'єднувальних ліній, які визначають потік даних. Виконання програми відбувається відповідно до наявності даних на входах блоків, що є ключовою особливістю LabVIEW.

Віртуальні елементи можуть використовуватись як підпрограми, що дозволяє будувати ієрархічні та модульні системи. Це значно спрощує масштабування проєктів і повторне використання коду. Крім того, LabVIEW підтримує паралельне виконання, що природно впливає з моделі потоку даних — незалежні частини коду можуть виконуватись одночасно.

Особливу роль у задачах вимірювання в даній роботі відіграє блок DAQ Assistant, який входить до набору інструментів NI-DAQmx. Це високорівневий конфігураційний інструмент, що дозволяє швидко налаштувати збір даних без необхідності глибокого програмування [19]. DAQ Assistant надає можливість обирати тип вимірювання, задавати фізичні канали, налаштовувати параметри сигналу, виконувати базову обробку та масштабування сигналів [19].

Після налаштування DAQ Assistant автоматично генерує відповідний код у вигляді Express VI, який можна інтегрувати в Block Diagram. Він повертає дані у вигляді динамічного типу, що зручно для швидкої візуалізації на графіках або індикаторах. За потреби ці дані можна перетворити у стандартні типи для подальшої обробки [19].

3.2.3 Опис сенсорів

До складу пристрою також входять сенсори диференціального тиску MPXV7002DP [20] та OMRON D6F-PH0505AD3 [21].

Сенсор MPXV7002DP — інтегральний кремнієвий диференційний датчик тиску, який має вбудовану обробку сигналу, температурну компенсацію та калібрування [20]. Він широко застосовується у системах, де потрібно точно вимірювати невеликі перепади тиску, що підходить для риноманометрії.

Основною характеристикою сенсора є робочий діапазон вимірювання диференційного тиску ± 2 кПа [20]. Вихідний сигнал має аналогову форму і змінюється в межах 0.5–4.5 В, пропорційно прикладеному тиску, що робить його зручним для підключення до АЦП. Сенсор живиться від напруги 4.75–5.25 В і споживає до 10 мА [20]. Його чутливість становить 1 В/кПа [20], що забезпечує достатньо високу роздільну здатність для малих змін тиску.

MPXV7002DP має диференційний тип вимірювання, тобто визначає різницю тисків між двома портами, що є ключовим для вимірювання повітряного потоку. Конструктивно він виконаний у корпусі для поверхневого монтажу з двома штуцерами для підключення трубок.

Сенсор характеризується температурною компенсацією в діапазоні від $+10^{\circ}\text{C}$ до $+60^{\circ}\text{C}$, має типову похибку становить близько $\pm 2.5\%$ з автообнуленням [20]. Час відгуку сенсора становить 1 мс [20], що дозволяє використовувати його для динамічних вимірювань носового дихання.

Також роботи [22] та [23] наочно показують, що сенсор MPXV7002DP є гарним рішенням для створення медичних пристроїв. Вона показує, що вимірювання повітряного потоку можна ефективно реалізувати через вимірювання тиску з подальшим математичним перетворенням, що дозволяє використовувати компактний MEMS-сенсор MPXV7002DP замість складніших і дорожчих систем прямого вимірювання потоку. У роботі [23] ідеєю дослідження є заміна складних систем прямого вимірювання повітряного потоку на простіший підхід, заснований на вимірюванні перепаду тиску за допомогою MPXV7002DP.

Сенсор D6F-PH0505AD3 — це цифровий диференціальний датчик тиску виробництва Omron, побудований на MEMS-технології та призначений для вимірювання дуже малих перепадів тиску, переважно повітряного потоку.

Основною характеристикою датчика є діапазон вимірювання диференційного тиску ± 50 Па [21], що робить його придатним для високочутливих задач, таких як медичні вимірювання повітряних потоків.

Сенсор має цифровий вихід з інтерфейсом I²C і роздільну здатність 12 біт [21], що дозволяє безпосередньо підключати його до мікроконтролерів без додаткових схем обробки сигналу. Живлення здійснюється від низької напруги 2.3–3.6 В, а споживаний струм становить до 6 мА [21], що робить його енергоефективним для вбудованих систем. Точність вимірювання становить близько $\pm 3\%$ від діапазону [21], при цьому сенсор має вбудовану температурну компенсацію, що забезпечує стабільність показів у змінних умовах.

Час відгуку складає 33 мс [21], що достатньо для більшості задач моніторингу потоку або дихання, але не завжди є оптимальним. Для риноманометрії все ж рекомендується краща швидкодія.

Датчик працює в широкому температурному діапазоні від -20°C до $+80^{\circ}\text{C}$ [21] і розрахований на вимірювання чистих газів.

Конструктивно він має два порти для підключення трубок, що дозволяє вимірювати різницю тиску між двома точками. Максимально допустимий тиск значно вищий за робочий і становить близько 10 кПа, що забезпечує запас міцності.

Особливістю серії D6F-PH є використання термального принципу вимірювання потоку, при якому різниця тиску визначається через зміну теплових характеристик потоку газу.

3.2.4 Опис середовища Arduino IDE

Середовище Arduino IDE призначене для написання, компіляції та завантаження програм у мікроконтролерні плати сімейства Arduino та сумісні пристрої [24], наприклад мікроконтролери на основі ESP32.

Програми в цьому середовищі пишуться на основі мови C/C++ із використанням спеціальних бібліотек Arduino, які спрощують роботу з апаратною частиною. Структура кожного скетчу включає дві основні функції: `setup()` [24], яка виконується один раз під час запуску, та `loop()` [24], що виконується циклічно протягом роботи пристрою.

3.3 Джерела похибок та точність вимірювань

Точність і достовірність результатів риноманометричних досліджень на пряму залежать від факторів, пов'язаних як із фізичними особливостями повітряного потоку, так і з характеристиками вимірювального обладнання та умовами проведення експерименту [9, 12]. Врахування джерел похибок є критично важливим при розробці вимірювального пристрою, оскільки дозволяє підвищити надійність отриманих даних і забезпечити їх відповідність клінічним вимогам. Одним із основних джерел похибок є невизначеність, яка пов'язана з вимірюванням перепаду тиску.

У риноманометрії цей параметр є ключовим, оскільки саме на його основі визначається опір носових шляхів. Використання тензорезистивних або п'єзорезистивних сенсорів тиску, таких як MPXV7002DP, супроводжується наявністю систематичних і випадкових похибок, включаючи нелінійність характеристики перетворення, температурний дрейф та шум. Навіть незначні відхилення сигналу можуть призводити до суттєвих похибок у розрахунку опору, особливо при малих значеннях перепаду тиску [9].

Іншим важливим джерелом похибок є вимірювання витрати повітря. У багатьох сучасних системах для цього застосовуються сенсори масової витрати або диференційні методи [9, 12], що базуються на вимірюванні перепаду тиску на каліброваних елементах. Однак точність таких вимірювань залежить від стабільності потоку, відсутності турбулентних збурень та правильності калібрування. Наявність турбулентного режиму призводить до нелінійності залежності між витратою та перепадом тиску, що ускладнює інтерпретацію результатів.

Також при малих витратах спостерігається лінійна залежність, характерна для ламінарного потоку, тоді як при збільшенні інтенсивності дихання відбувається перехід до квадратичного режиму, що відповідає турбулентному потоку. Це має важливе значення для інтерпретації результатів, оскільки саме в зоні переходу до турбулентного режиму найбільш чітко проявляються функціональні порушення [7].

Порівняння результатів в дослідженні [7] у нормі та при патологіях показало, що при порушеннях носового дихання спостерігається значне зниження об'ємної витрати повітря при одночасному зростанні перепаду тиску.

Це свідчить про підвищення аеродинамічного опору та зниження ефективності дихання. Крім того, у пацієнтів із патологіями швидше досягається турбулентний режим потоку, що призводить до підвищеного навантаження на дихальну систему.

Також суттєвий вплив на точність вимірювань має геометрія вимірювальної системи. Наявність вигинів трубок, зміни діаметра каналів, а також розташування сенсорів можуть викликати додаткові втрати тиску та локальні турбулентні зони. Це призводить до того, що вимірюваний перепад тиску не повністю відповідає реальним умовам у носовій порожнині. Сучасні дослідження із застосуванням методів обчислювальної гідродинаміки показують, що навіть незначні зміни геометрії можуть істотно впливати на розподіл швидкостей і тисків у потоці [9].

Окрему групу становлять похибки, пов'язані з умовами проведення експерименту. До них належать витоки повітря в системі, недостатня герметичність з'єднань, а також неправильне встановлення носових адаптерів [8-11]. Витоки повітря призводять до заниження вимірюваного перепаду тиску та, відповідно, до недооцінки аеродинамічного опору.

Ще одним значним впливом на результати є людський фактор. Варіабельність дихання, зміна глибини та частоти вдихів, а також недостатня кооперація пацієнта можуть призводити до значних коливань вимірюваних параметрів. Для мінімізації цього впливу рекомендується проводити серію вимірювань і використовувати середні значення або найбільш репрезентативні результати.

Крім того, необхідно забезпечити стандартизовані умови проведення експерименту, включаючи положення пацієнта та режим дихання. Не менш важливим є вплив електронних шумів і перешкод на якість вимірювального сигналу.

При використанні АЦП, таких як NI USB-6009, можливі похибки квантування. Для зменшення цих ефектів застосовуються методи цифрової обробки сигналів. Це дозволяє покращити точність визначення параметрів потоку.

Калібрування вимірювальної системи є критично важливим аспектом забезпечення точності. Воно повинно проводитися як для сенсорів тиску, так і для сенсорів витрати повітря із використанням еталонних джерел, наприклад еталонного об'єму. Невірне калібрування призводить до систематичних похибок, які можуть залишатися непоміченими при аналізі результатів.

Додатковим фактором є часові характеристики системи. Запізнення сигналу, інерційність сенсорів та обмеження частоти дискретизації можуть впливати на точність реєстрації швидкозмінних процесів. Це особливо актуально при аналізі динамічних характеристик дихання, зокрема при використанні багатофазної риноманометрії [17]. Недостатня швидкодія системи може призводити до згладжування пікових значень і втрати важливої інформації.

Дослідження [9] показує, що поєднання кількох сенсорів та використання мультисенсорного підходу дозволяє підвищити точність вимірювань і зменшити вплив окремих джерел похибок. Зокрема, одночасне вимірювання тиску і витрати повітря забезпечує більш повну інформацію про стан системи та дозволяє застосовувати методи корекції результатів.

3.4 Тестування працездатності компонентів вимірювального пристрою

3.3.1 Тестування можливостей обраного АЦП

Тестування можливості АЦП зчитувати необхідний діапазон сигналів та перевірка його працездатності будується на основі дільника напруги. Ідея такого тестування полягає в тому, що якщо АЦП здатен зчитати напругу з дільника, то він також зможе зчитувати значення напруги на обраних для пристрою датчиках, які будуть відповідати значенням повітряного потоку та тиску.

Дільник напруги базується на відповідності значень між напругами, об'ємними витратами та диференційного тиску [9]. Схема дільника напруги наведена на Рисунку 3. Напруги подані на ADC1 та ADC2 на Рисунку 3 є відповідними значеннями об'ємних витрат та диференційного тиску. Результатом цього ділення є пневматичний опір [9], який можливо буде виміряти за цими значеннями.

Для використання цих результатів, необхідно запрограмувати АЦП на генерування синус-подібного сигналу з частотами $f = 5; 10$ та 20 Гц та амплітудою $0,1 - 1$ В.

Після цього необхідно виміряти згенеровану напругу двома каналами обраного АЦП та візуалізувати результати.

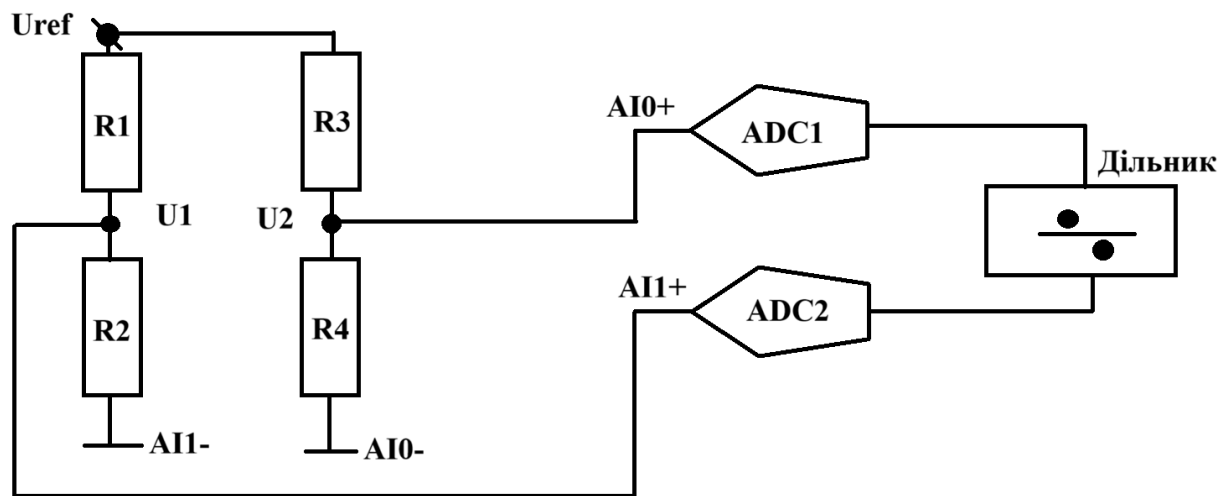


Рисунок 3 — Схема дільника напруги

Результати візуалізації сигналу частот $f = 5; 10$ та 20 Гц наведено на Рисунку 4 – 6 відповідно, де вісь Y – амплітуда, а вісь X – час. Дільник напруги під'єднаний до NI USB-6009 показано на Рисунку 7. За результатами, можемо бачити, що АЦП працездатний і може зчитувати необхідний нам діапазон напруг.

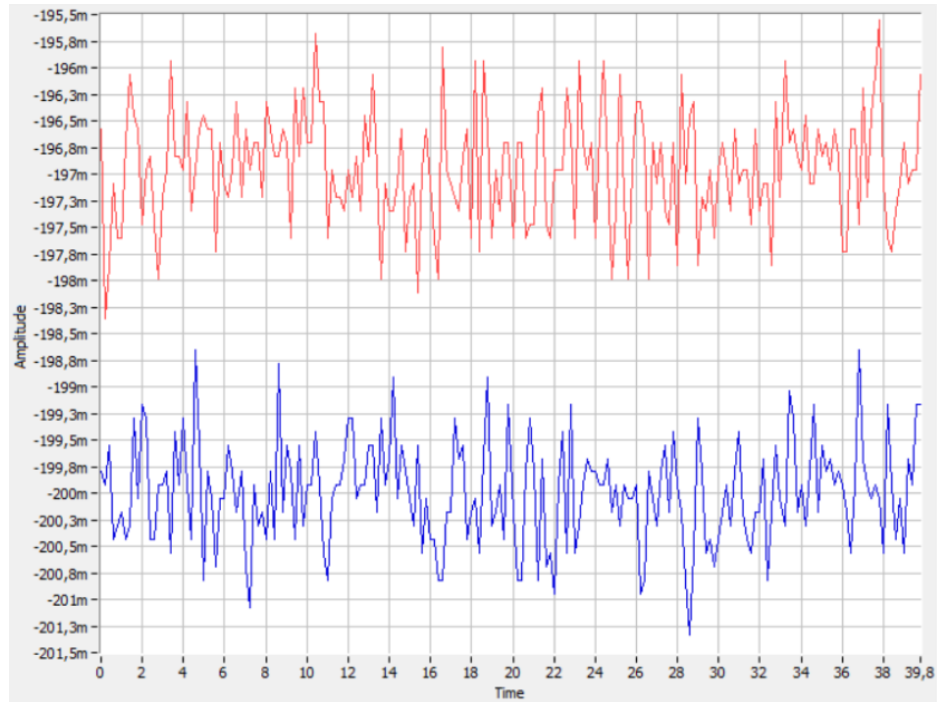


Рисунок 4 — Результати вимірювання двох напруг (в діапазоні $\pm 0.1-1\text{В}$)
за частоти сигналу 5 Гц

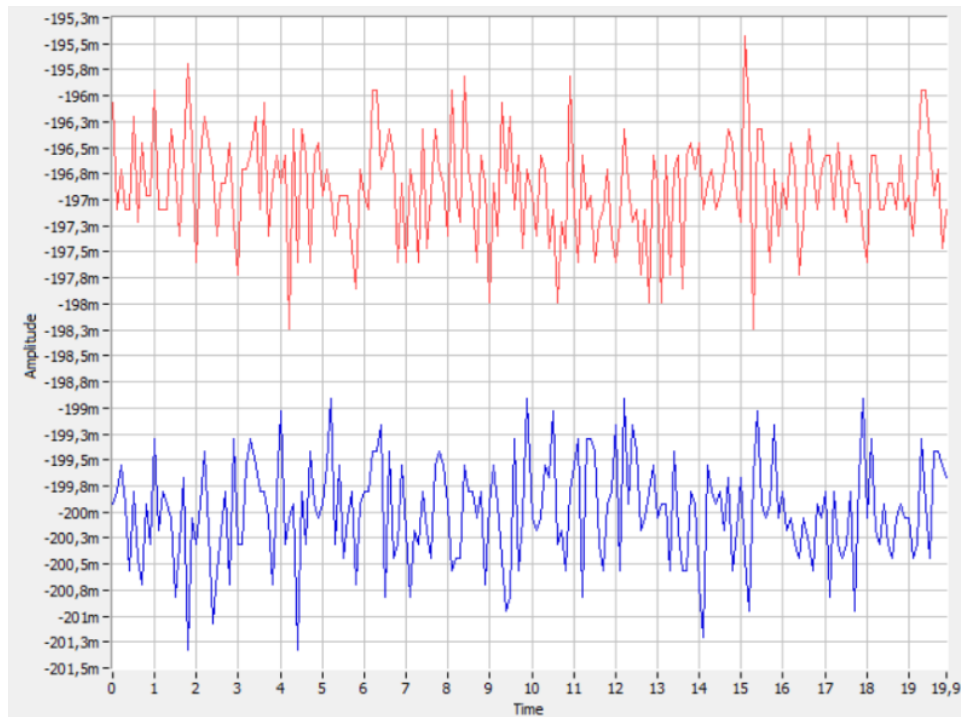


Рисунок 5 — Результати вимірювання двох напруг (в діапазоні $\pm 0.1-1\text{В}$)
за частоти сигналу 10 Гц

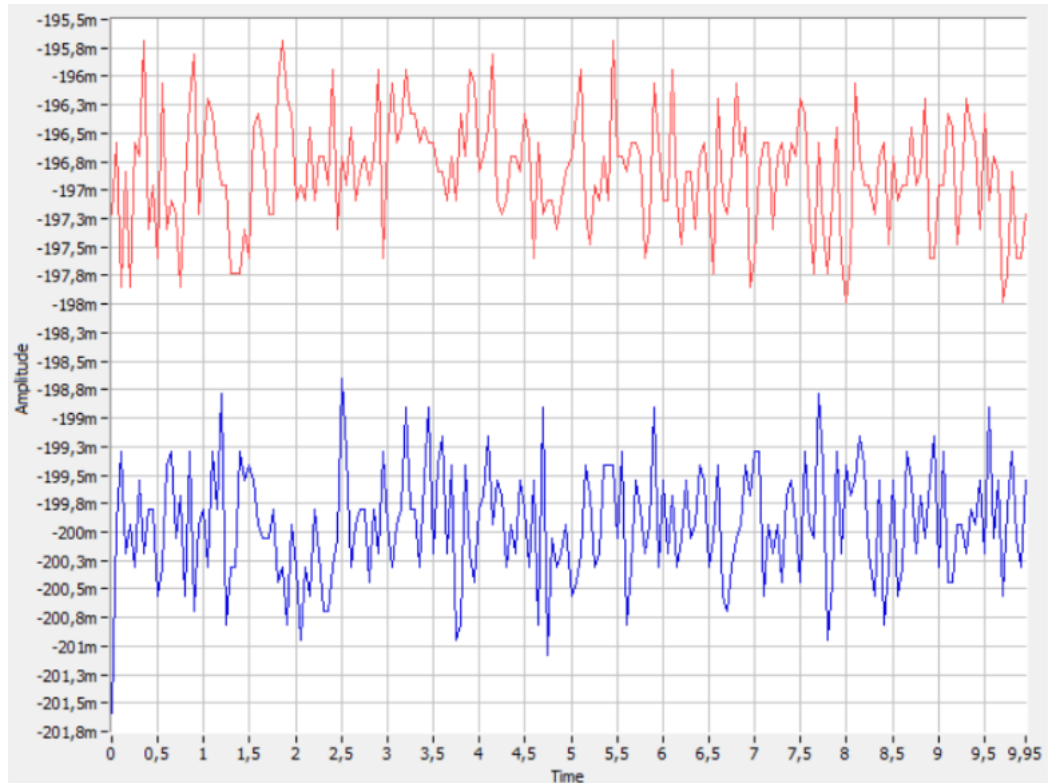


Рисунок 6 — Результати вимірювання двох напруг (в діапазоні $\pm 0.1-1\text{В}$)
за частоти сигналу 20 Гц

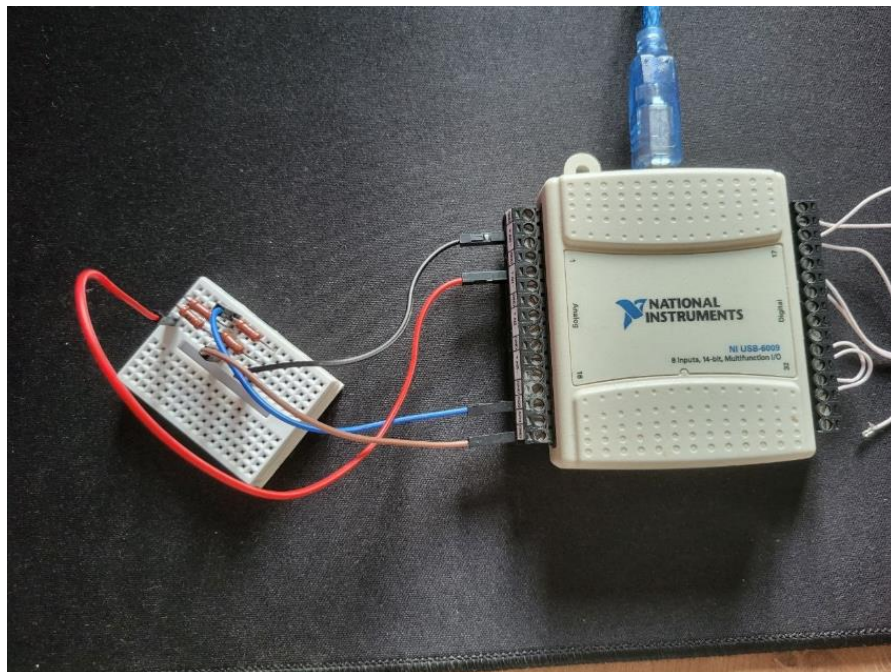


Рисунок 7 — Дільник напруги під'єднаний до NI USB-6009

Відношення напруг повинно бути числом близьким до константи (з похибкою не більше 5%). За табличною інформацією з графіків, наведених на Рисунках 4 – 6, результати ділення лежать у діапазоні від 1,0164 до 1,0117, що вказує саме на це.

3.3.2 Тестування можливостей обраних сенсорів

Тестування можливостей та перевірка роботи сенсора D6F-PH0505AD3 буде перевірятися у середовищі Arduino IDE, але перед цим треба вирішити один нюанс: АЦП NI USB-6009 не підтримує роботу з інтерфейсом I²C. Через це було прийнято обхідне рішення використати додатковий мікроконтролер на базі чіпа ESP32. Але через використання додаткового мікроконтролера з'являється питання синхронізації значення вимірювальних назального тиску та повітряного потоку. Для обходу цієї проблеми потрібно робити вимірювання асинхронними.

Задля наочності результатів вимірювань та їх адекватної обробки — результати вимірювань з обох сенсорів будуть накладатися один на одного після процесу вимірювань поза середовищами. Для експерименту з синхронними вимірюваннями буде використано два сенсори MPXV7002DP.

Повертаючись до тестування D6F-PH0505AD3, у мікроконтролер було завантажено код для перевірки наявності I²C компонентів. Якщо сенсор працює, то мікроконтролер отримає сигнал і буде видавати результат “ACK recieved”. Для того, щоб сигнал зчитувався мікроконтролером треба встановити підтягуючі резистори хоча б номіналу 2,1 кΩ або вище [20], в даній роботі використано резистори номіналом 2,49 кΩ. На Рисунку 8 показано сенсор D6F-PH0505AD3 та підтягувальні резистори на макетці.

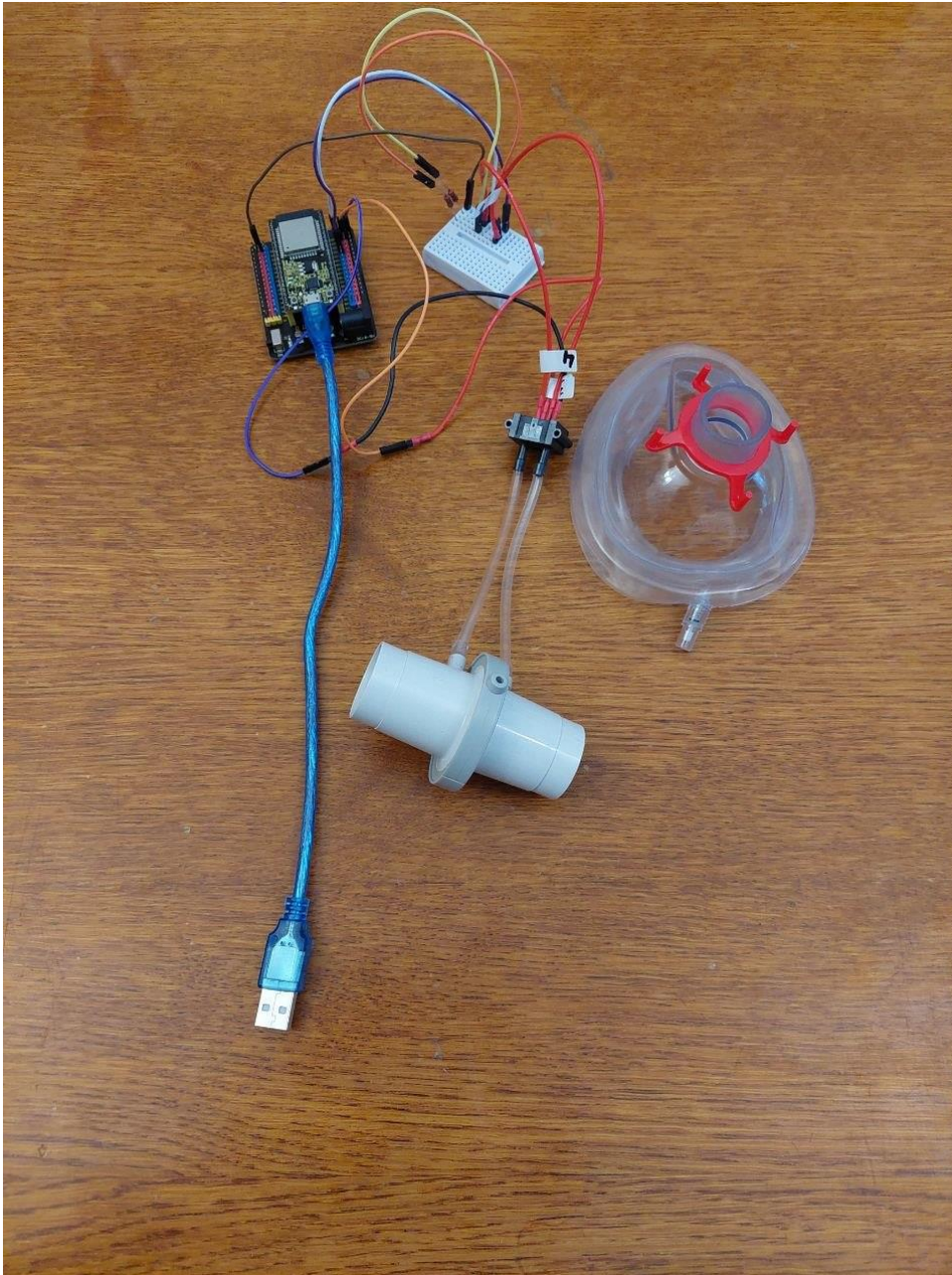


Рисунок 9 — Сенсор D6F-PH0505AD3 з підтягуючими резисторами та перетворювачем повітряного потоку

Також варто зазначити, що сенсор D6F-PH0505AD3 занадто чутливий для виміру тиску, тому він буде використовуватись тільки для виміру повітряного потоку, тоді як сенсори MPXV7002DP будуть використані для обох вимірів в подальшому. Код, використаний для перевірки сигналу наведено нижче:

```
#include <Wire.h>

#define ADDR 0x6C

void setup() {
    Serial.begin(115200);
    delay(2000);

    Wire.begin(21, 22);

    Serial.println("Testing sensor...");
}

void loop() {
    Wire.beginTransmission(ADDR);
    byte error = Wire.endTransmission();

    if (error == 0) {
        Serial.println("ACK received");
    } else {
        Serial.println("No response");
    }

    delay(1000);
}
```

Наступним кроком буде зчитування результатів вимірювання повітряного потоку з сенсору D6F-PH0505AD3, яке потребує калібрування та налаштування. Навідміну від простих I²C сенсорів, даний сенсор не передає дані безперервно та вимагає команди запуску вимірювання і тільки потім можна зчитати задану кількість байтів отриманої інформації.

Також варто зауважити, що отримана інформація не є кінцевою і потребує додаткової обробки. Для того щоб отримати дійсні значення повітряного потоку, отримані результати потрібно обробити за формулою: Потік = (отримані значення - зміщення) * масштаб. Код, який збирає необроблені результати наведено нижче:

```
#include <Wire.h>

#define D6F_ADDR 0x6C

void setup() {
    Serial.begin(115200);
    delay(2000);
    Wire.begin(21, 22);
    Wire.setClock(100000);
    Serial.println("D6F test");
}

void loop() {
    Wire.beginTransmission(D6F_ADDR);
    Wire.write(0x00);
    Wire.endTransmission();
    delay(50);
    Wire.requestFrom(D6F_ADDR, 2);
    if (Wire.available() == 2) {
        int highByte = Wire.read();
        int lowByte = Wire.read();

        int raw = (highByte << 8) | lowByte;

        Serial.print("Raw: ");
        Serial.println(raw);
    } else {
        Serial.println("No data");
    }

    delay(1000);
}
```

Робота з сенсорами MPXV7002DP є простішою, тому що є можливість їх під'єднання до АЦП напряму, що дозволяє використовувати середовище LabVIEW, за допомогою якого можливо якісно зчитувати аналоговий сигнал через вимір напруги. Сенсор MPXV7002DP під'єднаний до NI USB-6009 та перетворювача повітряного потоку вказано на Рисунку 9:

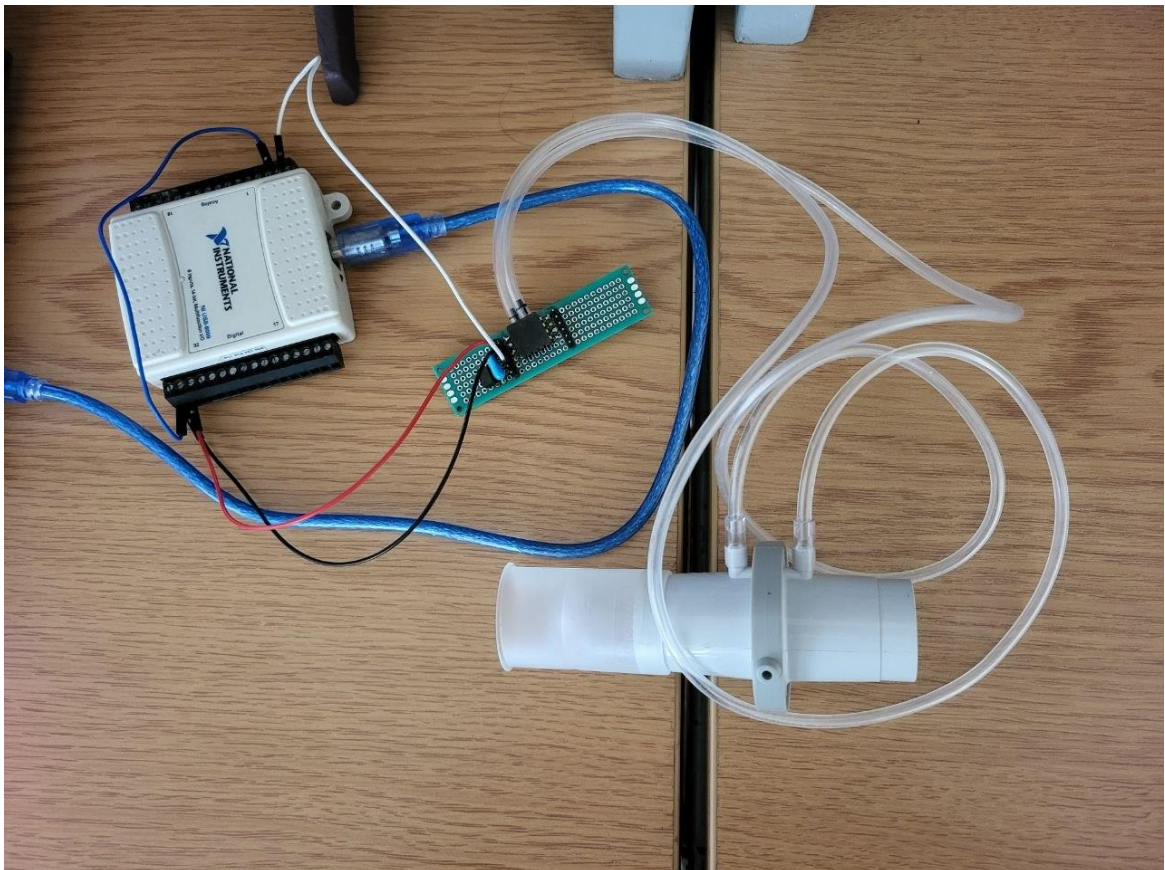


Рисунок 9 — Сенсор MPXV7002DP під'єднаний до NI USB-6009 та перетворювача повітряного потоку

Для початку перевіримо, з якою точкою зсуву нам доведеться працювати. За [21] вона має належати діапазону 2,25 – 2,75 В у стані спокою сенсора. За результатами виміру вона становить приблизно 2,73 В. На Рисунку 10 вказано точку зсуву, тобто наш стан спокою сенсору, у лабораторії.

Також на Рисунку 10 можна побачити діапазон шумів, який становить 13 мВ від найнижчого до найвищого значення, тобто приблизно $\pm 6,5$ мВ, що вказує на низький рівень шумів.

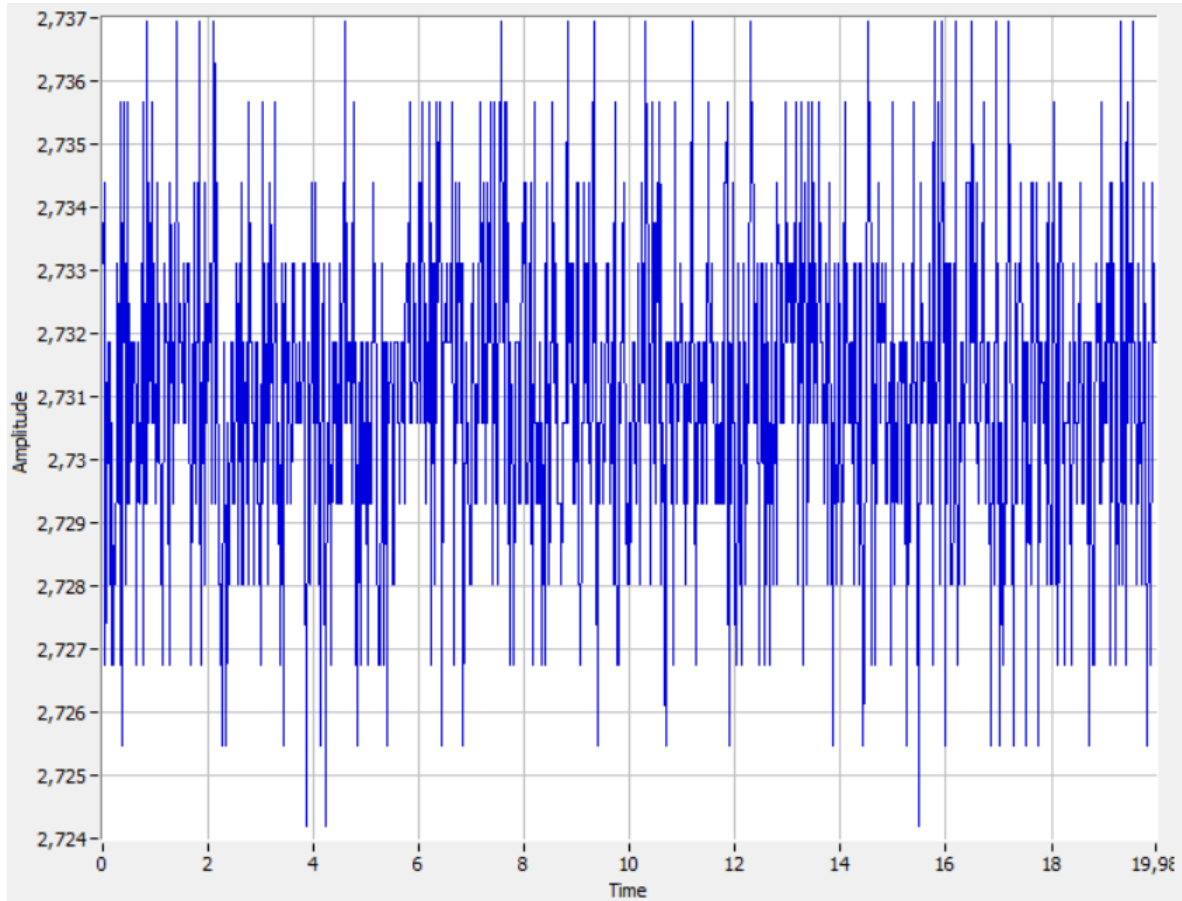


Рисунок 10 — Результати стану спокою сенсора MPXV7002DP

3.3.3 Поєднання компонентів та побудова тестового стенду

Після проведення перевірки працездатності компонентів, переходимо до побудови тестового стенду. Структурна схема цього стенду має такий вигляд: NI USB-6009 приєднаний до комп'ютера. До NI-USB 6009 має бути під'єднаний сенсор MPXV7002DP, а до сенсору — перетворювач повітряного потоку, тоді як до нього — маска. Через маску у ніс проводиться трубка, яка під'єднана до іншого сенсора.

Цим сенсором може бути як другий MPXV7002DP так і D6F-PH0505AD3 але з однією відмінністю. До другого MPXV7002DP під'єднання ідентичне як і для першого, тоді як D6F-PH0505AD3 потрібно під'єднати до мікроконтролера на основі ESP32. Цей мікроконтролер під'єднується до комп'ютера для подальшої обробки результатів. На Рисунку 11 показано тестовий стенд приладу з виведенням збережених результатів вимірювання на комп'ютер.

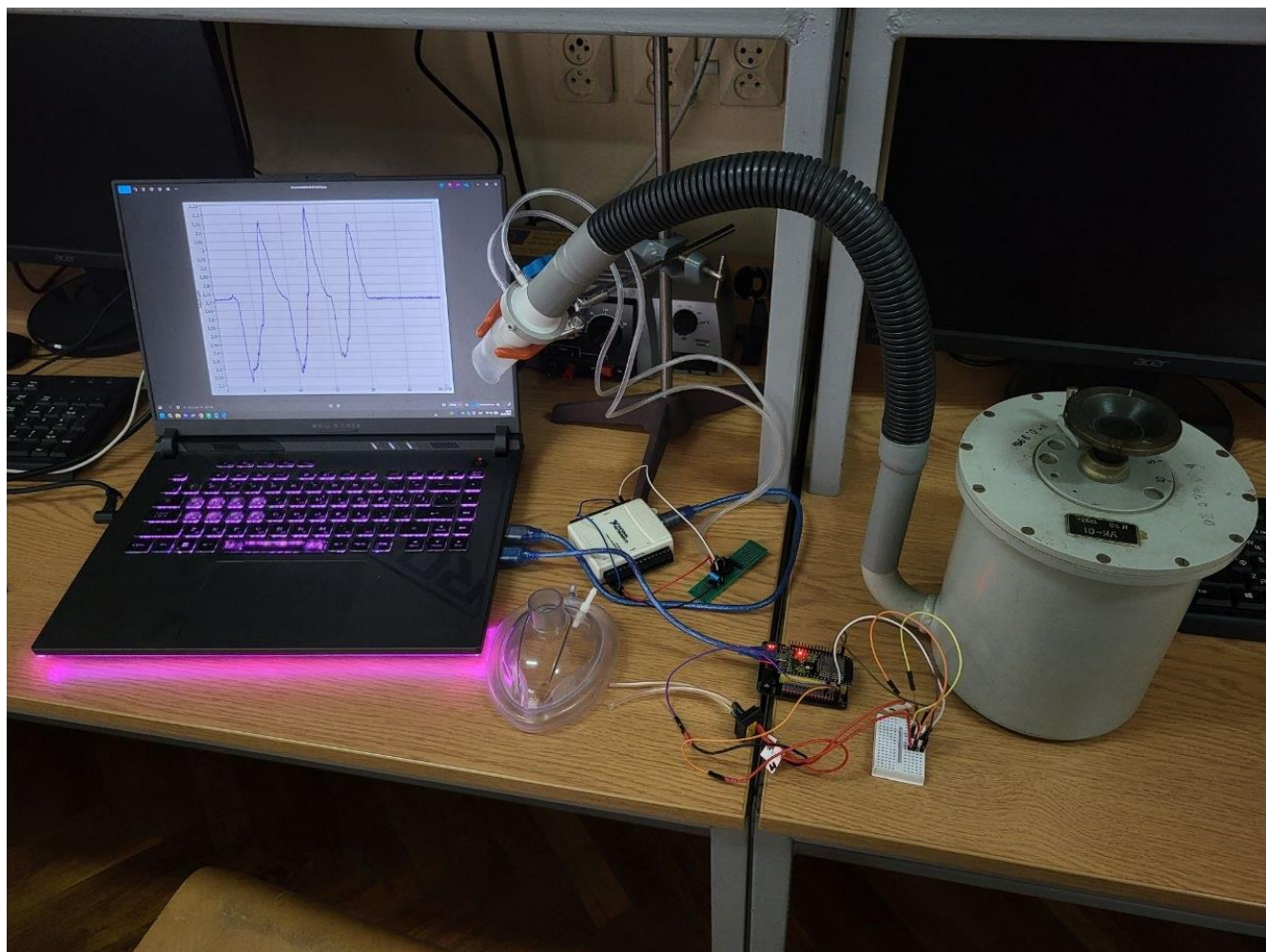


Рисунок 11 — Тестовий стенд функціонуючого риноманометра та еталонний об'єм

3.4 Методи та проблеми обробки сигналу

Біомедичні сигнали, що реєструються у процесі дослідження процесу дихання, характеризуються низькою амплітудою, нестабільністю та високою чутливістю до зовнішніх впливів. Через це є необхідність застосування методів обробки сигналів для отримання достовірної інформації. Біосигнали часто є слабкими та зазнають значного впливу шумів, що виникають як у самому сенсорі, так і в навколишньому середовищі [25].

У контексті риноманометрії сигнал формується на основі вимірювання перепаду тиску та витрати повітря, що здійснюється за допомогою сенсорів, зокрема MPXV7002DP. Однак отриманий сигнал не є ідеальним відображенням фізіологічного процесу, оскільки містить багато спотворень.

Основними джерелами шумів є теплові шуми електронних компонентів, низькочастотні флуктуації типу $1/f$, електромагнітні завади від мережі живлення [26], а також механічні артефакти, пов'язані з рухом пацієнта та нестабільністю повітряного потоку. Окрему роль відіграють флуктуації, спричинені турбулентністю повітря у носовій порожнині, які мають фізичну природу і не можуть бути повністю усунені.

Особливістю сигналів у риноманометрії є їх нестаціонарність, тобто зміна статистичних характеристик у часі. Це ускладнює застосування класичних методів аналізу та вимагає використання адаптивних і частотно-часових підходів. Сенсор MPXV7002DP є диференційним датчиком тиску з інтегрованою температурною компенсацією, однак навіть при використанні таких сенсорів повністю уникнути шумів неможливо.

Основним джерелом спотворень результатів є внутрішній шум сенсора, що виникає через фізичні процеси у тензорезистивних елементах, включаючи теплові флуктуації та нестабільність матеріалів. Ще одним таким джерелом є аналоговий шум, який з'являється у підсилювачах, з'єднувальних проводах та джерелах живлення. Похибки аналого-цифрового перетворення, зокрема шум квантування, що виникає через обмежену розрядність АЦП також є одним з таких джерел. Фізичні флуктуації повітряного потоку, які пов'язані з турбулентністю та нерівномірністю дихання також спотворюють результат.

Навіть при високій якості сенсорів їх електронні характеристики можуть бути джерелом додаткових шумів, що підтверджується сучасними дослідженнями у галузі біомедичних вимірювань [27].

Фільтрація сигналів є основним інструментом зменшення шумів і підвищення якості вимірювань. Вона дозволяє виділити корисну складову сигналу та приглушити небажані компоненти. Найбільш поширеним є використання низькочастотних фільтрів, які застосовуються для усунення високочастотного шуму та згладжування сигналу. Високочастотні фільтри використовуються для видалення повільних змін і дрейфу базової лінії. Смугові фільтри дозволяють виділити корисний частотний діапазон, відсікаючи як низькі, так і високі частоти [28].

Цифрові фільтри поділяються на два основних типи: FIR та IIR. FIR-фільтри відрізняються стабільністю та відсутністю фазових спотворень, тоді як IIR-фільтри забезпечують більш ефективну реалізацію при меншій кількості обчислень [28].

Дослідження [28] показує, що комбіноване використання різних типів фільтрів дозволяє досягти найкращих результатів при обробці біомедичних сигналів.

До простих методів обробки сигналів належить усереднення, зокрема ковзне середнє. Цей метод дозволяє зменшити випадкові шуми за рахунок усереднення значень сигналу у часовому вікні. Іншим ефективним методом є медіанна фільтрація, яка дозволяє усувати короточасні імпульсні завади без значного спотворення форми сигналу. Такі методи є особливо корисними при попередній обробці даних перед застосуванням більш складних алгоритмів [29].

У випадку нестационарних сигналів доцільним є використання адаптивних методів фільтрації. До них належать калманівська фільтрація, фільтр Вінера та інші алгоритми, які здатні змінювати свої параметри у процесі роботи. Перевагою таких методів є можливість ефективної роботи в умовах змінного шуму та нестабільних характеристик сигналу. Це особливо актуально для біомедичних систем, де параметри сигналу можуть змінюватися у часі [30].

Для аналізу нестационарних сигналів використовуються методи, що поєднують часову та частотну області. До них належать перетворення Фур'є, короточасне перетворення Фур'є та хвилькові перетворення. Такі підходи дозволяють досліджувати зміну спектрального складу сигналу у часі та більш точно виділяти корисні компоненти. Вони широко застосовуються у сучасних системах обробки біосигналів [31].

Сигнали риноманометрії мають відносно низьку частоту та характеризуються наявністю чітких фаз вдиху та видиху. При цьому важливо зберігати форму сигналу, оскільки вона несе важливу діагностичну інформацію. Надмірна фільтрація може призвести до спотворення пікових значень та втрати інформації про динаміку процесу, тому необхідно застосовувати фільтри з обережністю, забезпечуючи баланс між зменшенням шуму та збереженням інформативності сигналу.

У розробленій системі обробка сигналів може реалізовуватися за допомогою програмного середовища LabVIEW. Основними етапами є зчитування сигналу з сенсорів MPXV7002DP, їх оцифрування за допомогою АЦП, подальша цифрова фільтрація та аналіз. Доцільним є використання низькочастотної фільтрації для усунення високочастотного шуму, а також усереднення для стабілізації сигналу. Додатково можуть застосовуватися алгоритми виявлення артефактів.

4. ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ ЧАСТИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ ВИМІРЮВАЛЬНОГО ПРИСТРОЮ ТА ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ

4.1 Експериментальна частина

4.1.1 Калібрування сенсору

Першим етапом дослідження є калібрування сенсорів MPXV7002DP за допомогою використання еталонного об'єму. Еталонний об'єм становить 0,99л і має чотири робочі точки, коли отвори повністю відкриті. З цих чотирьох робочі точки було зроблено шість точок, додавши дві як перехідні між двома отворами, коли їх відкрито лише наполовину. Всі шість положень вказано на Рисунку 12:



Рисунок 12 — Положення шести точок виміру еталонного об'єму

Калібрування проводилося наступним чином: під час виходу повітря з еталонного об'єму замірявся час, щоб знайти значення пройдених літрів за секунду через перетворювач повітряного потоку. Після цього отримані значення літрів на секунду співставлялися зі значенням зміни напруги сенсора у мілівольтах.

Для першого положення на Рисунку 12 витікає один літр повітря приблизно за 200мс, тоді як зміна зчитуваної напруги на виході за цей час становить в середньому близько 310 мВ. Тобто маємо в середньому 62 мВ на л/с. Приклад одного із таких вимірів наведено на Рисунку 13, де Amplitude - вимірювальна напруга, а Time - час:

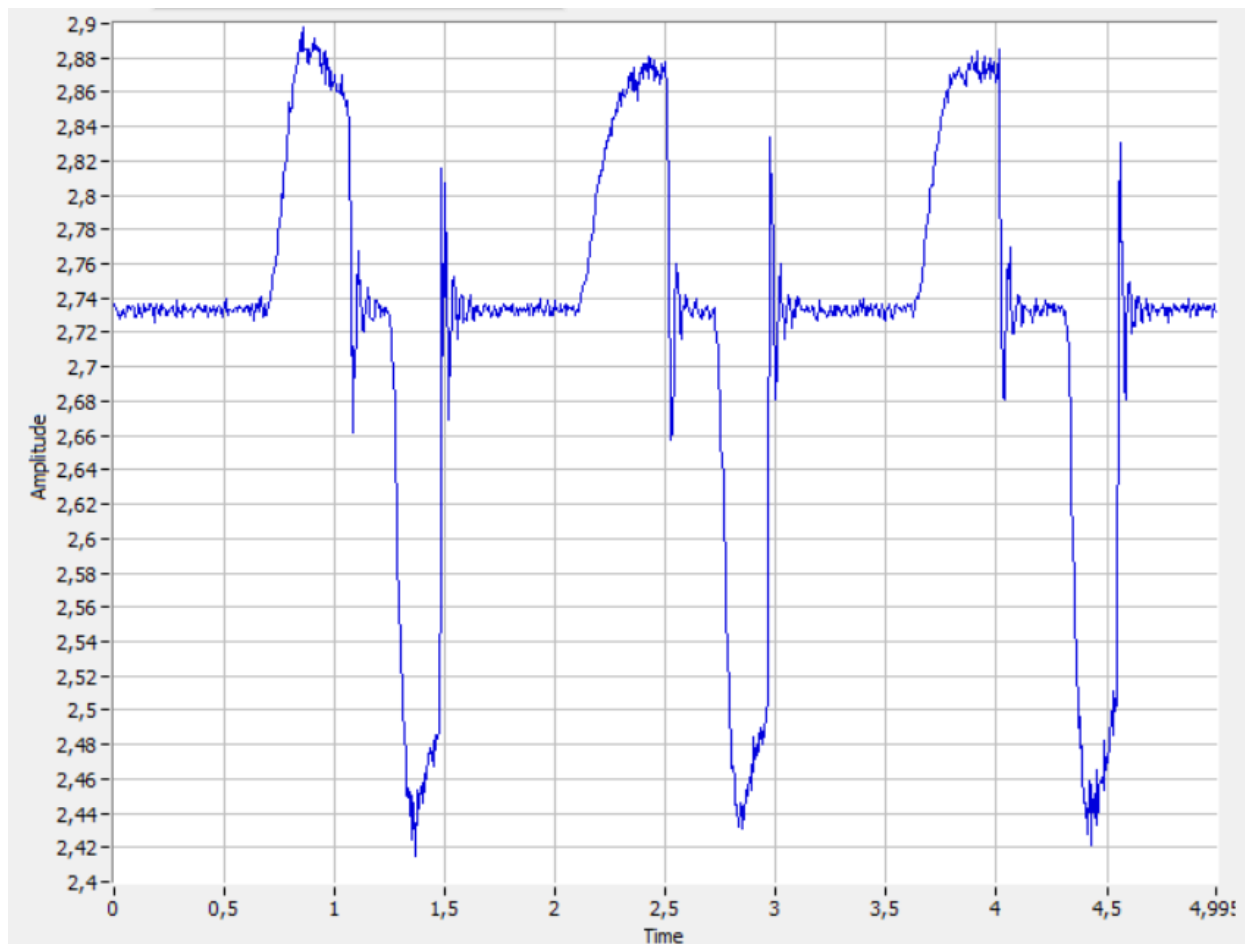


Рисунок 13 — Зміна вимірювальної напруги у першому положенні еталонного об'єму

Для другого положення на Рисунку 12 витікає один літр повітря приблизно за 270мс, тоді як зміна зчитуваної напруги на виході становить в середньому близько 190 мВ. Отримуємо приблизно 51 мВ на л/с. Приклад одного із таких вимірів наведено на Рисунку 14:

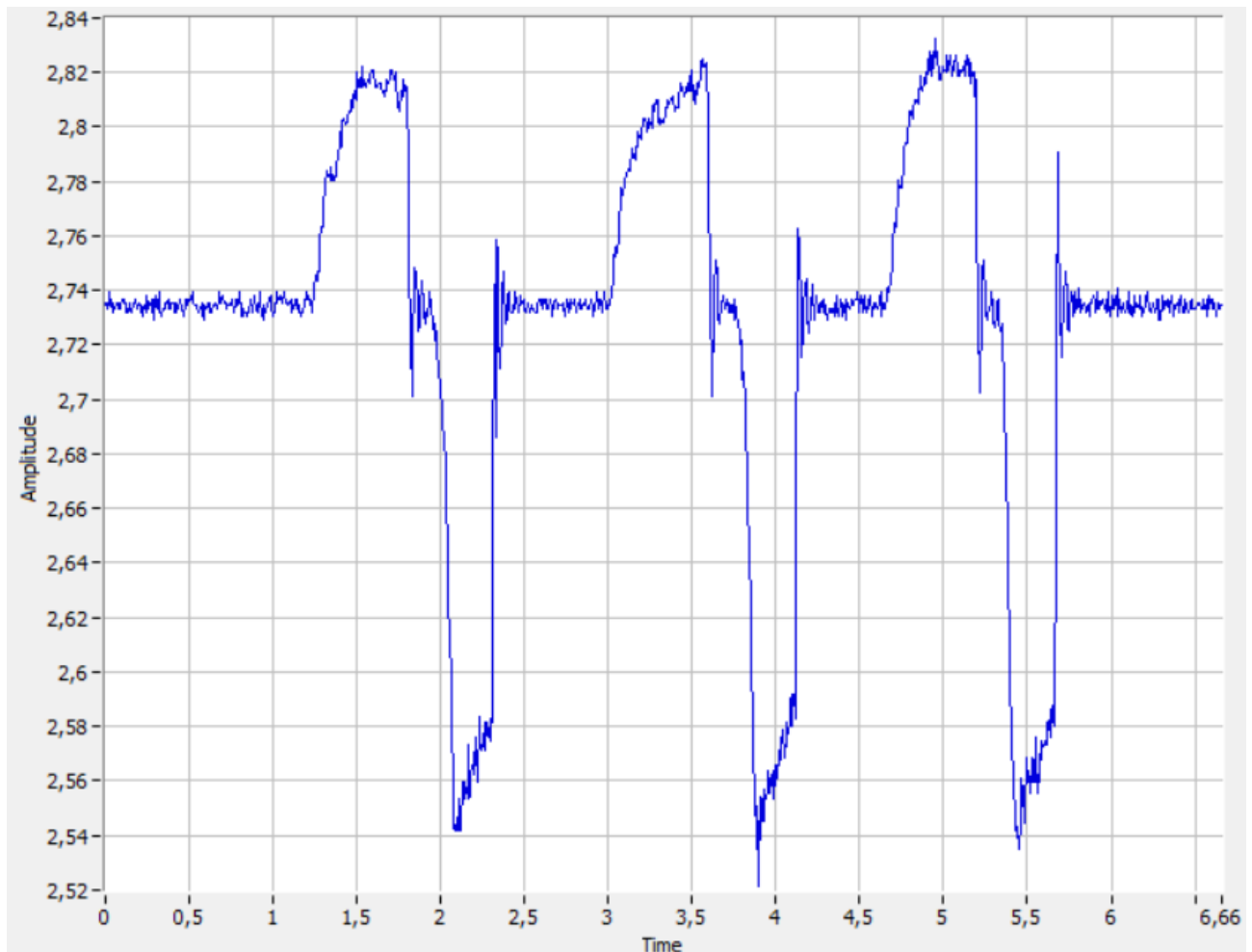


Рисунок 14 — Зміна вимірювальної напруги у другому положенні еталонного об'єму

Для третього положення на Рисунку 12 витікає один літр повітря приблизно за 340мс, тоді як зміна зчитуваної напруги на виході становить в середньому близько 170 мВ. Отримуємо 58 мВ на л/с, можна побачити деяку лінійність. Приклад одного із таких вимірів наведено на Рисунку 15:

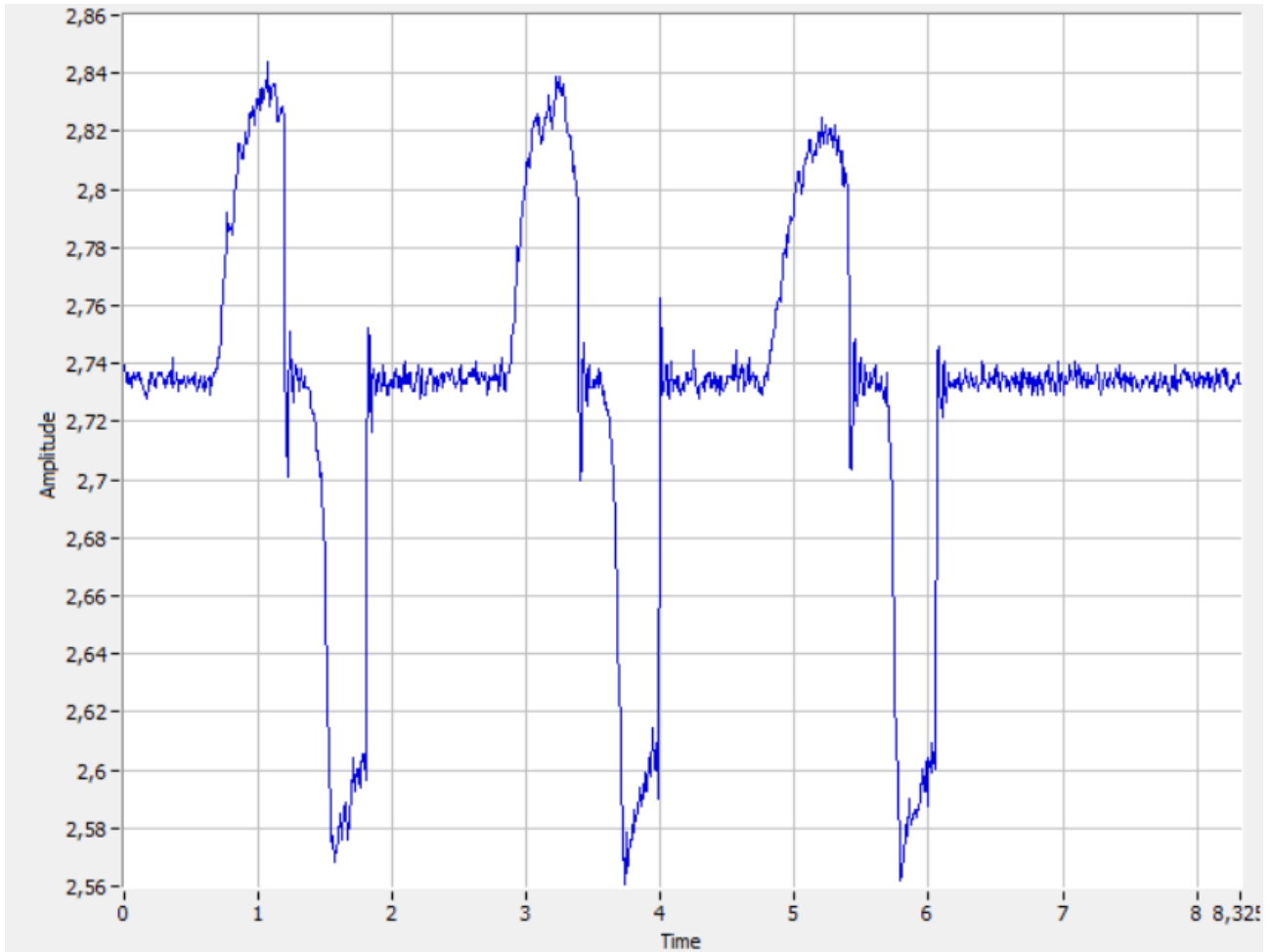


Рисунок 15 — Зміна вимірювальної напруги у третьому положенні еталонного об'єму

Для четвертого положення на Рисунку 12 витікає один літр повітря приблизно за 650мс, тоді як зміна зчитуваної напруги на виході становить в середньому близько 80 мВ. Отримуємо приблизно 52 мВ на л/с, такі об'ємні витрати вже є близькими до значень спокійного дихання людини через рот. Поки що значення чутливості сенсора доволі близькі між собою. Приклад одного із таких вимірів наведено на Рисунку 16:

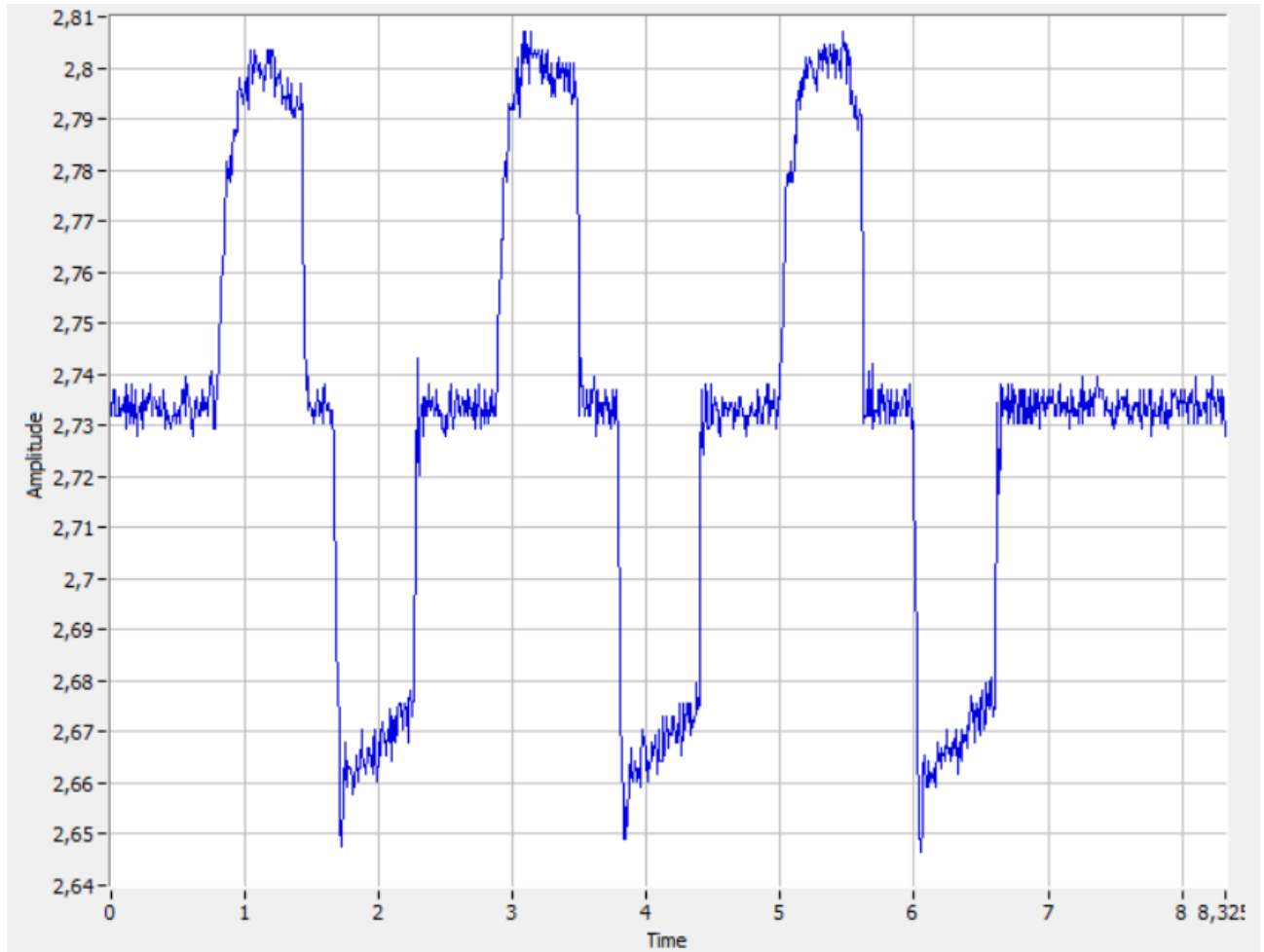


Рисунок 16 — Зміна вимірювальної напруги у четвертому положенні
еталонного об'єму

Для п'ятого положення на Рисунку 12 витікає один літр повітря приблизно за 1,25с, тоді як зміна зчитуваної напруги на виході становить в середньому близько 50 мВ. Отримуємо приблизно 62 мВ на л/с, такі об'ємні витрати вже є близькими до значень спокійного дихання людини через ніс. Знову можемо побачити деяку схожість значень. Приклад одного із таких вимірів наведено на Рисунку 17:

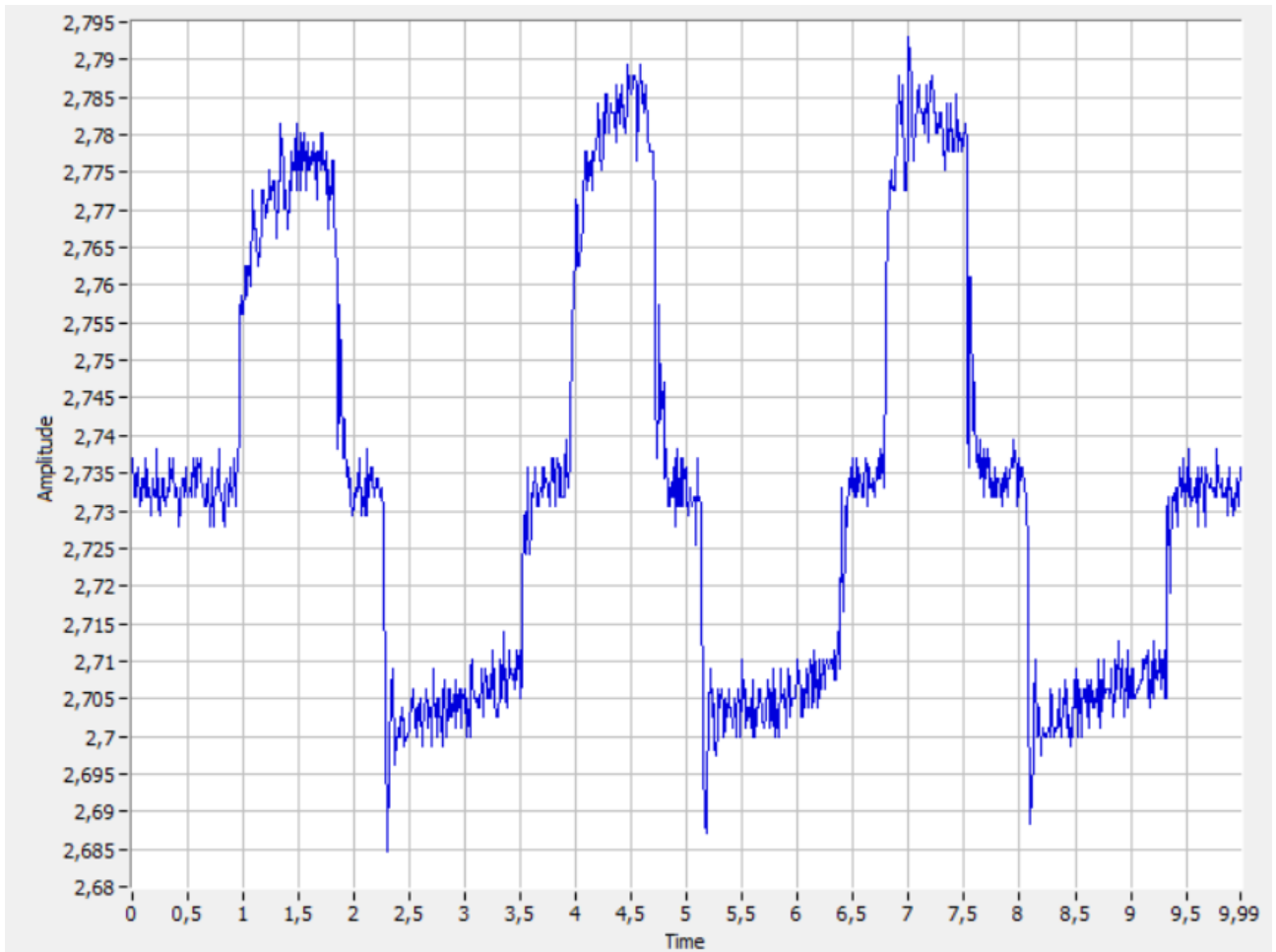


Рисунок 17 — Зміна вимірювальної напруги у п'ятому положенні еталонного об'єму

Для шостого положення на Рисунку 12 витікає один літр повітря приблизно за 5с, тоді як зміна зчитуваної напруги на виході становить в середньому близько 10 мВ. Отримуємо приблизно 50 мВ на л/с. Знову можемо побачити схожість значень. Приклад одного із таких вимірів наведено на Рисунку 18:

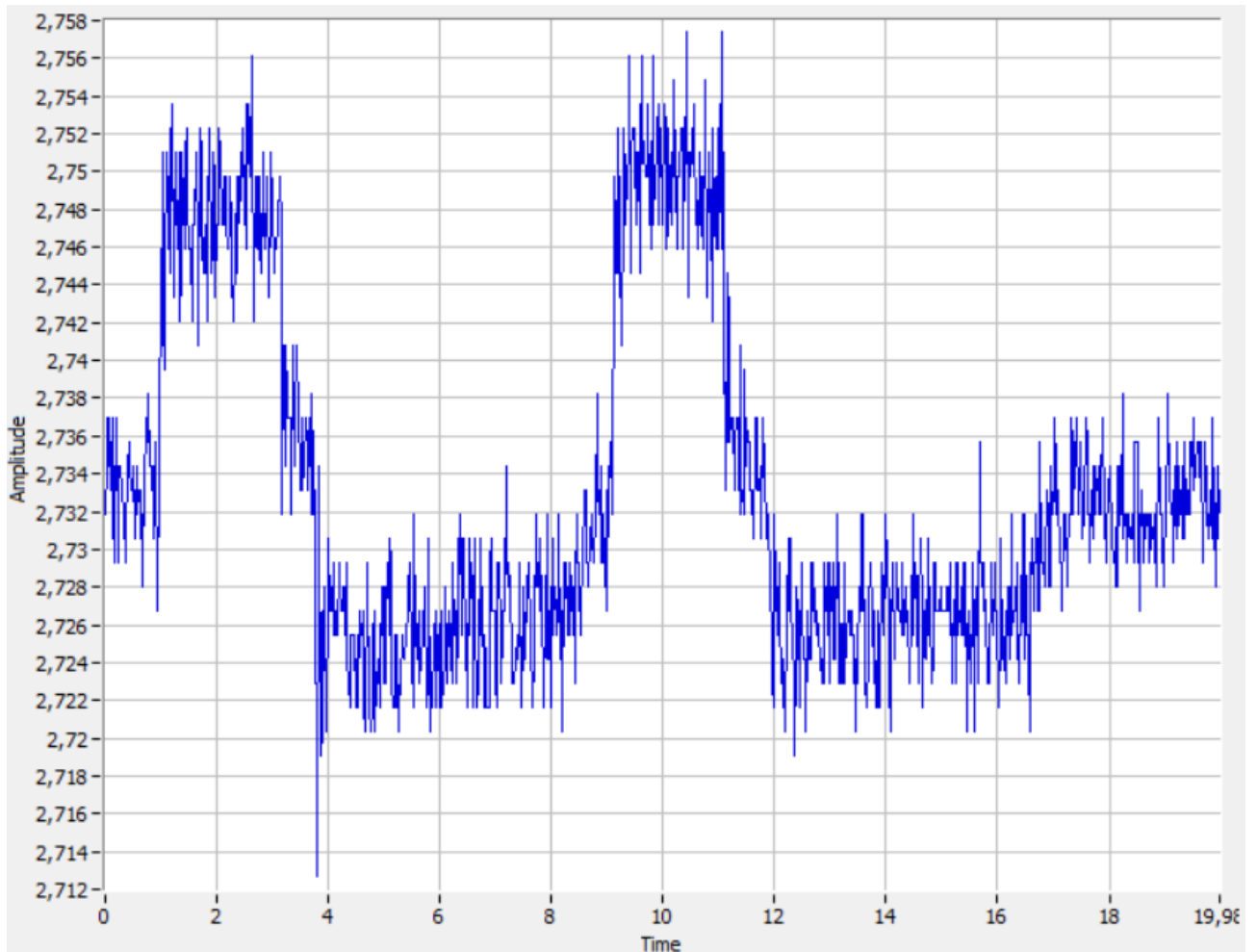


Рисунок 18 — Зміна вимірювальної напруги у шостому положенні еталонного об'єму

За допомогою цих шести точок вдалося виконати калібрування сенсорів та встановити значення зміни напруги відповідно до об'ємних витрат. Встановлено, що у обраному діапазоні прослідковується дещо лінійний характер перетворювача повітряного потоку. Діапазон чутливості становить 50-62 мВ. Похибка вимірювань становить

4.1.2 Вимірювання тиску та повітряного потоку підчас дихання

Подальші вимірювання проводились асинхронно через неможливість системи робити синхронні вимірювання. Тиск та повітряний потік вимірювалися окремо. Ідея накласти ці результати один на одний на графіках, а потім поділити їх чисельні значення. Вимірювання проводилися з обладнанням показаним на Рисунок 19:

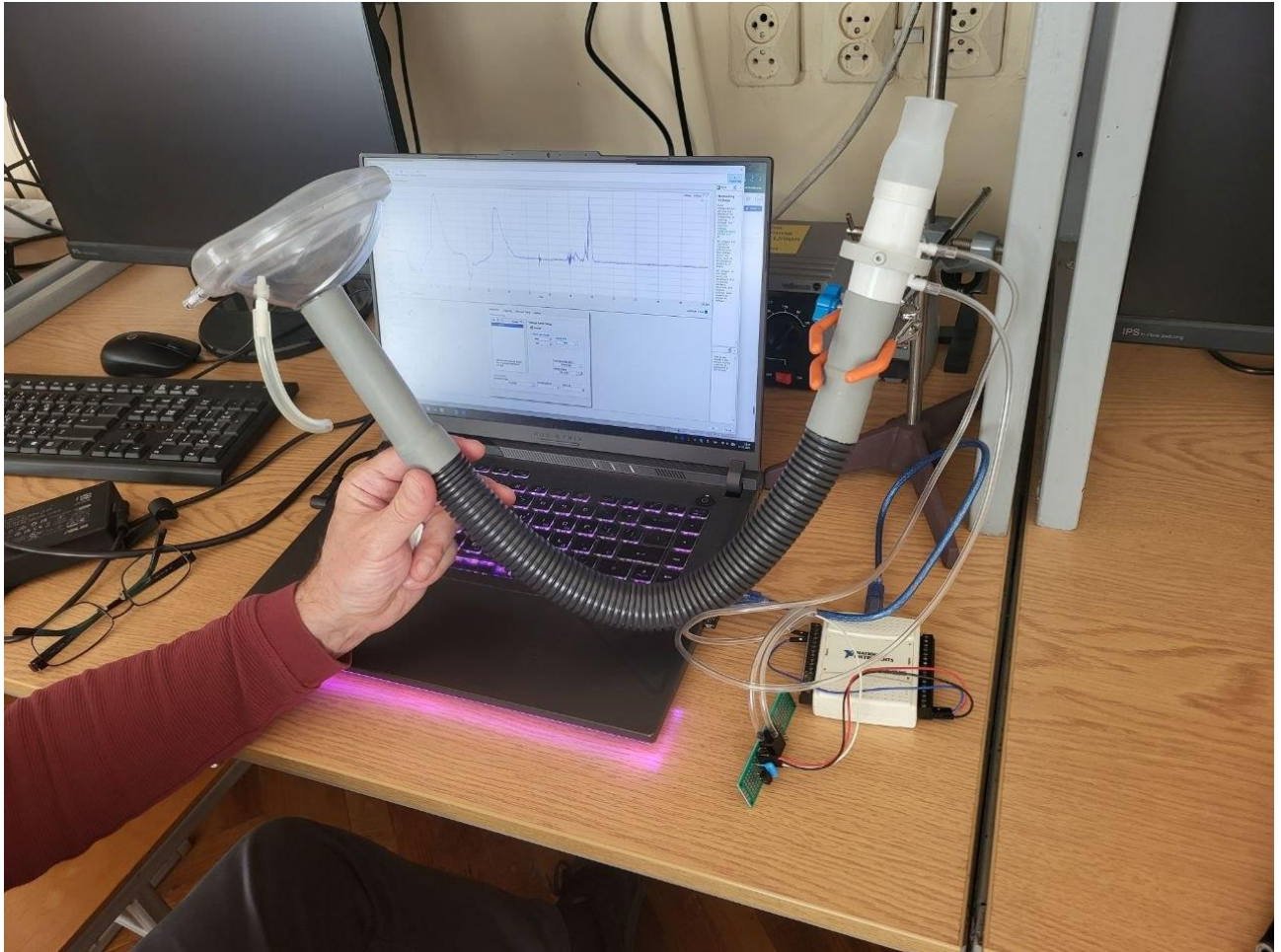


Рисунок 19 — Обладнання для вимірів тиску та повітряного потоку

Першим експериментом даного дослідження буде замір повітряного потоку при двох вдихах і видихах через рот та через ніс з двома різними пацієнтами. Кількість вдихів та видихів є фіксованою через проблеми описані у розділі мультисенсорного підключення.

Перший вимір на Рисунку 20 проводився в лабораторії з пацієнтом у якого є порушення дихання через ліву ніздрю (Пацієнт 1) протягом 30 секунд. Під час експерименту дихання було через маску. Вісь Amplitude — значення напруги, тоді як вісь Time — час проведення вимірів. Перші 3 та останні 7 секунд не було вдихів або видихів задля позначення “нулю”, стану спокою сенсору, для наочності результатів. Такий алгоритм буде використаний для всіх наступних вимірів повітряного потоку

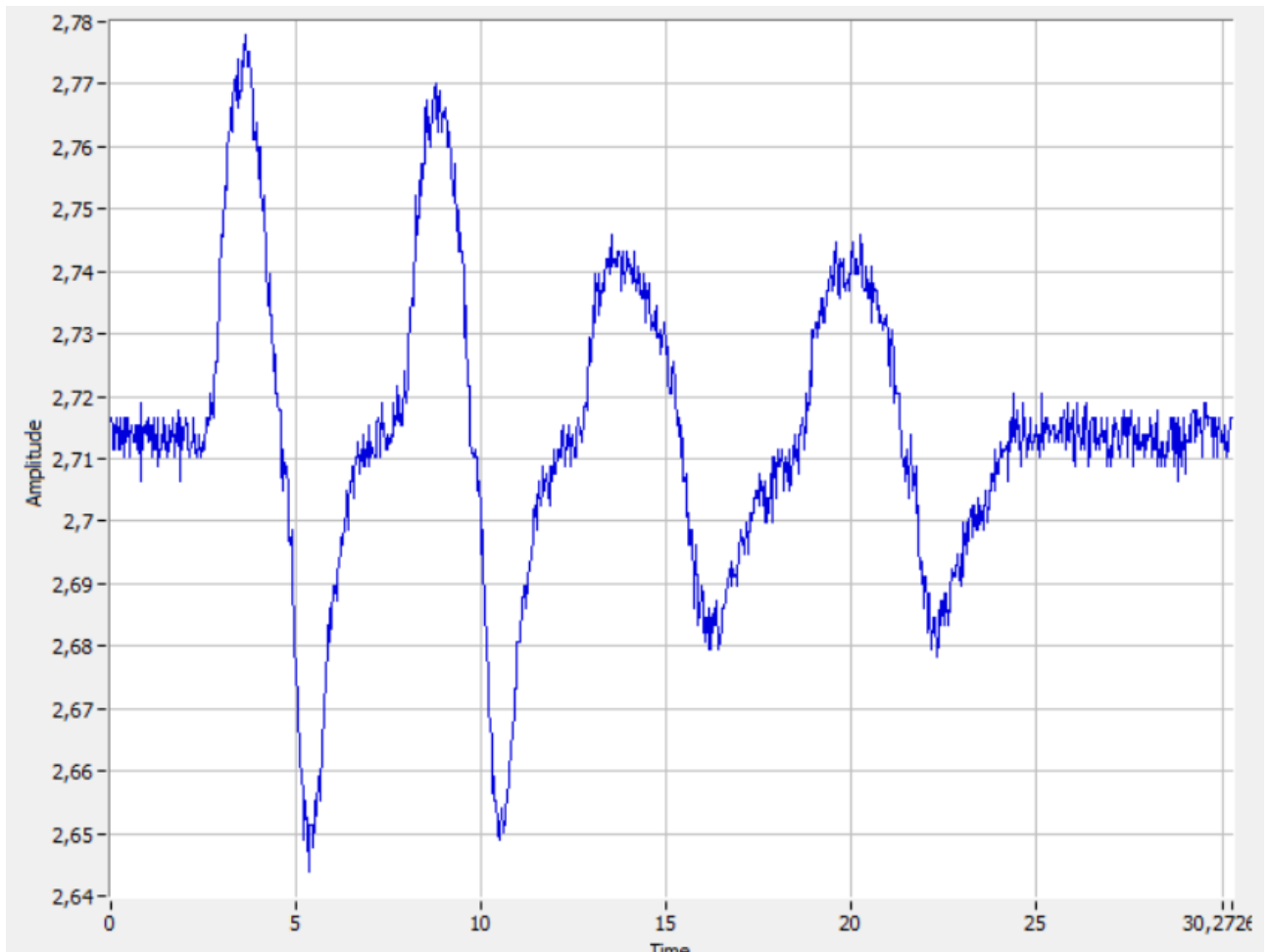


Рисунок 20 — Результати виміру повітряного потоку при двох вдихах і видихах через рот та через ніс (Пацієнт 1)

Другий вимір першого експерименту на Рисунку 21 проводився в лабораторії з пацієнтом без зазначених порушень (Пацієнт 2) протягом 30 секунд.

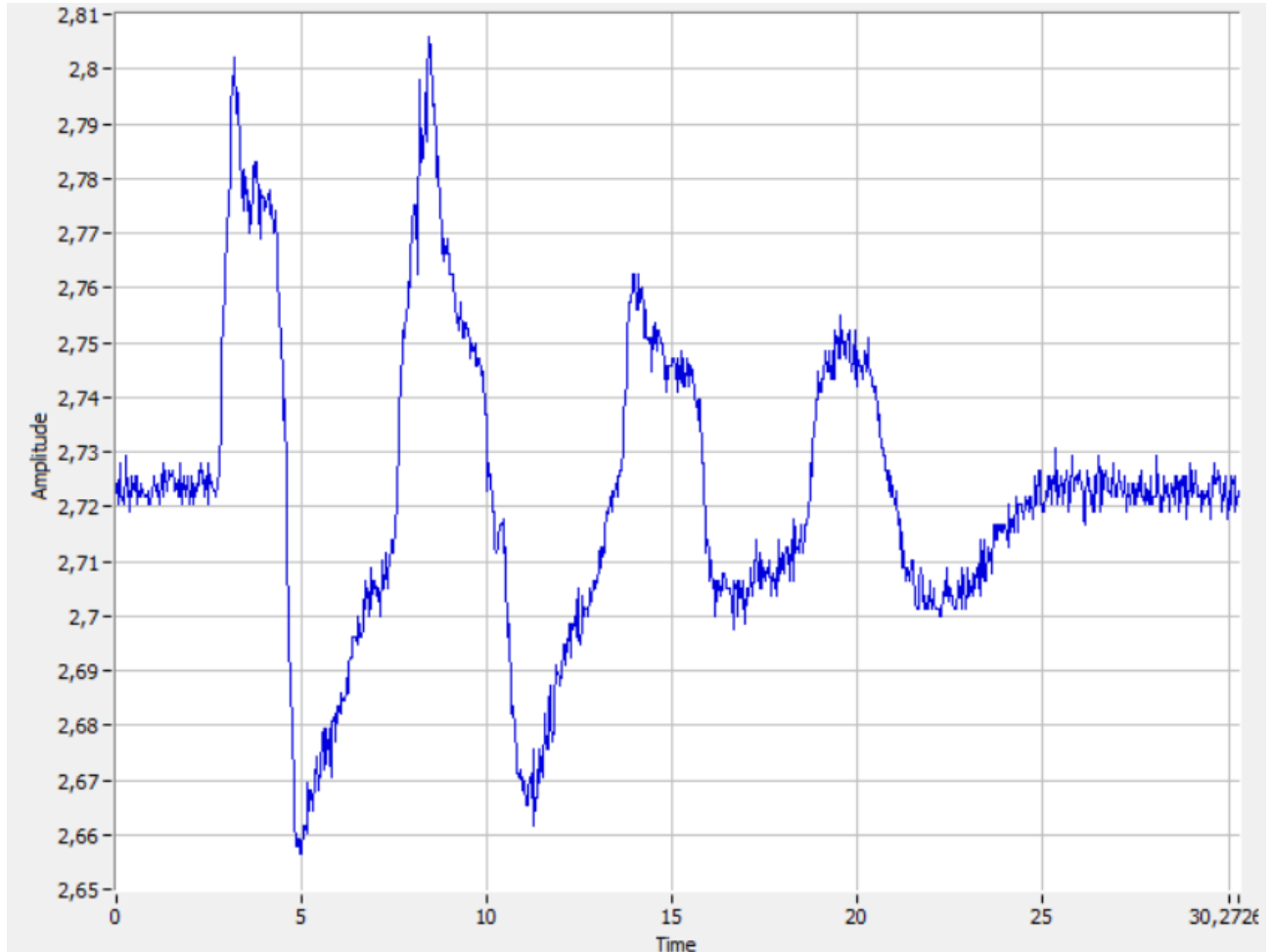


Рисунок 21 — Результати виміру повітряного потоку при двох вдихах і видихах через рот та через ніс (Пацієнт 2)

Другим експериментом цього дослідження буде порівняння тиску в ніздрях коли вони відкриті та закриті. Під час експерименту було проведено три цикли з відкритою ніздрею, три цикли з закритою. Закритою ніздрею була права, тобто тиск вимірювався в лівій. Як можемо побачити з Рисунку 22 — ці тиски не сильно відрізняються. Всі подальші виміри проводилися на Пацієнті 1 для наочності результатів.

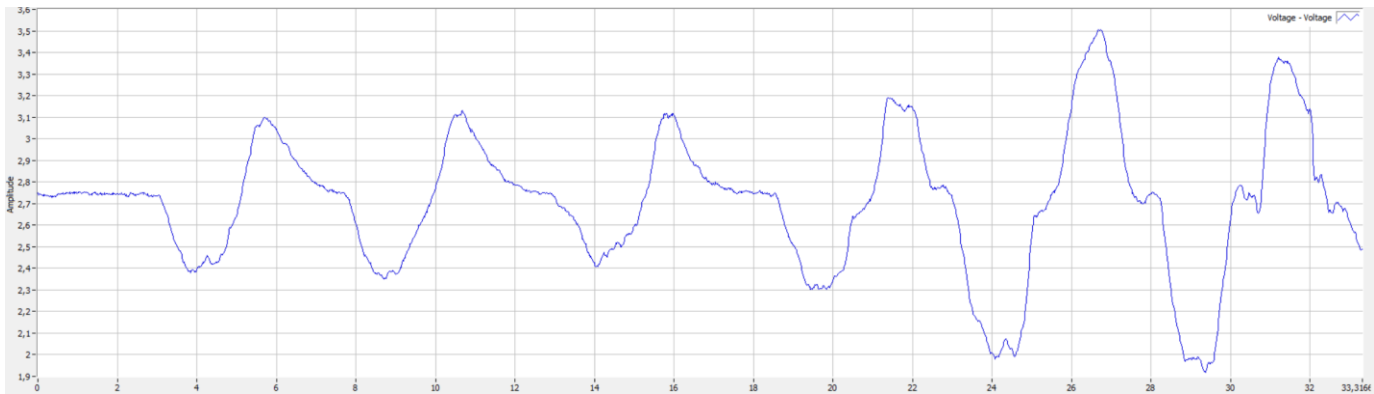


Рисунок 22 — Один із результатів виміру другого експерименту

Третім експериментом буде вимірювання тиску у правій ніздрі при відкритій лівій, а потім закритій, тобто такий самий як і попередній, але для іншої ніздрі. Перші три цикли дихання проводилися при відкритій лівій ніздрі, і наступні три при закритій. З Рисунку 23 можна побачити цікаву зміну тиску при спробах дихання через ніздрю з меншою прохідністю.



Рисунок 23 — Один із результатів виміру другого експерименту

Також варто зауважити, що відтворювальність результатів, коли йдеться мова про ніздрю з меншою прохідністю є невеликою і дає на найкращі за стабільністю результати.

Наступним експериментом буде вимір повітряного потоку при форсованих видихах спочатку через рот і через ніс, у масці, а також їх порівняння. Рисунок 24 демонструє один із результатів таких вимірів:

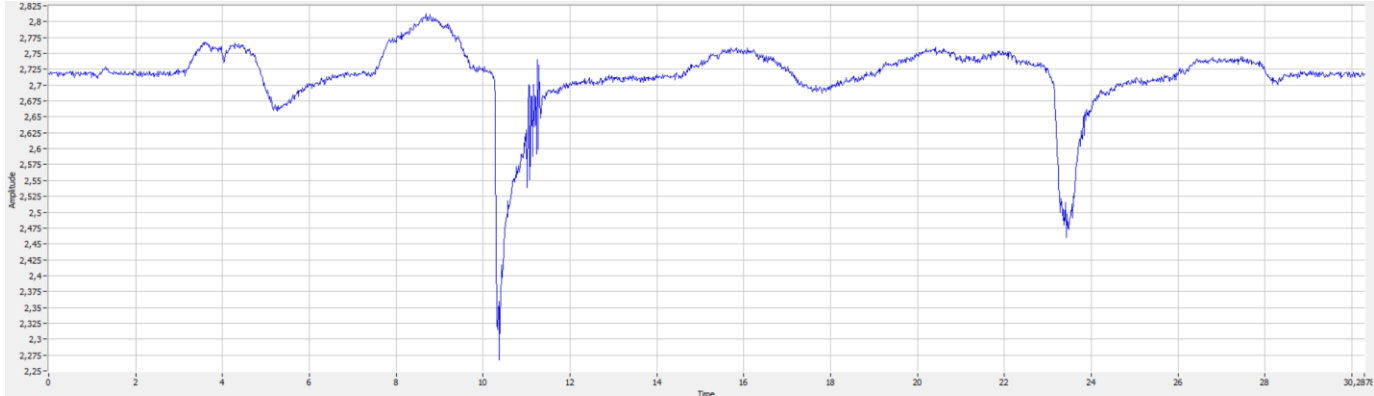


Рисунок 24 — Форсований видих через рот (перший) та через ніс (другий)

З цього експерименту можна зробити висновок, що ознакою форсованого видиху є різке “падіння” (або підвищення, в залежності від підключення), значення напруги. Також можна говорити про схожість сигналу форсованого видиху через ніс з форсованим видихом через рот. Також можна побачити “хрипіння” на кінці форсованого видиху через рот.

Наступним експериментом буде вимір тиску в носі при форсованому видиху. На Рисунку 25 надано один з результатів такого експерименту:

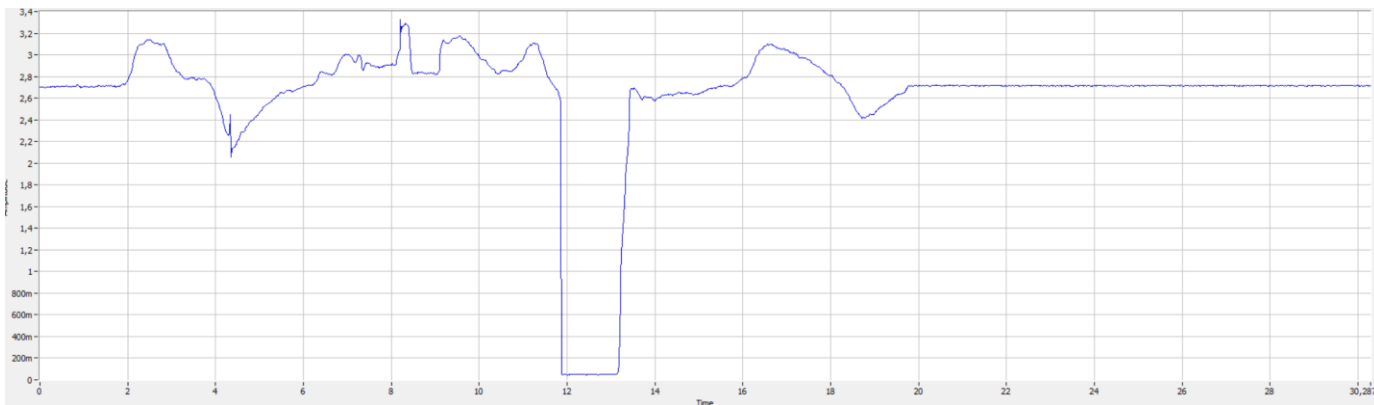


Рисунок 25 — Результати експерименту заміру тиску форсованого видиху

Варто зауважити перенавантаження сенсору MPXV7002DP при форсованому видиху, а також те, що він перенавантажувався надійно, тобто при повторних перенавантаженнях продовжував показувати стабільні результати і просто не виходив за межі виміру зазначені у [20].

Останніми експериментами будуть криві тиску при спокійному диханні через ліву ніздрю, тобто вимір тиску в правій, та через праву ніздрю, тобто вимір тиску в лівій. Результати таких вимірів показані на Рисунку 26 та Рисунку 27 відповідно:

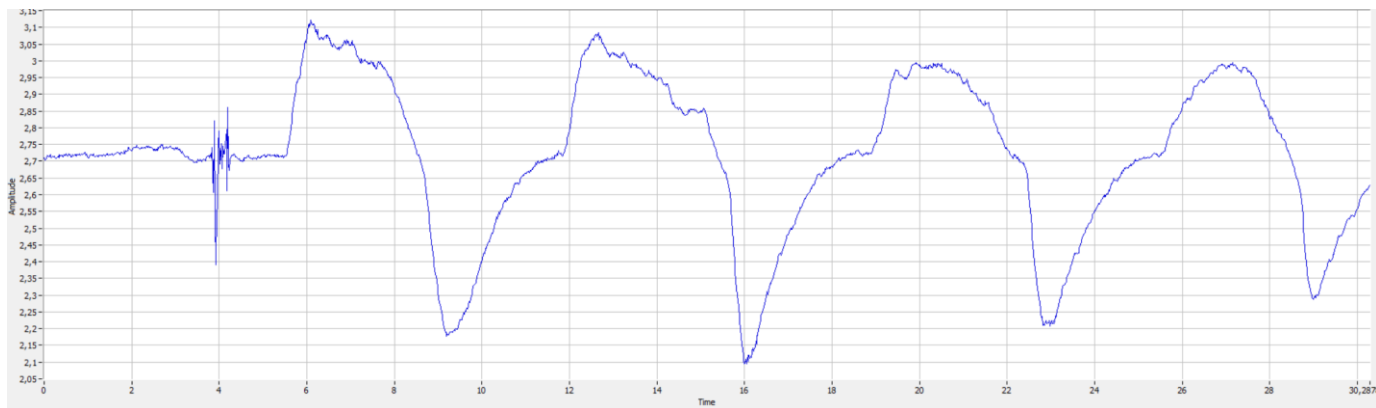


Рисунок 26 — Крива тиску у лівій ніздрі при спокійному носовому диханні через праву

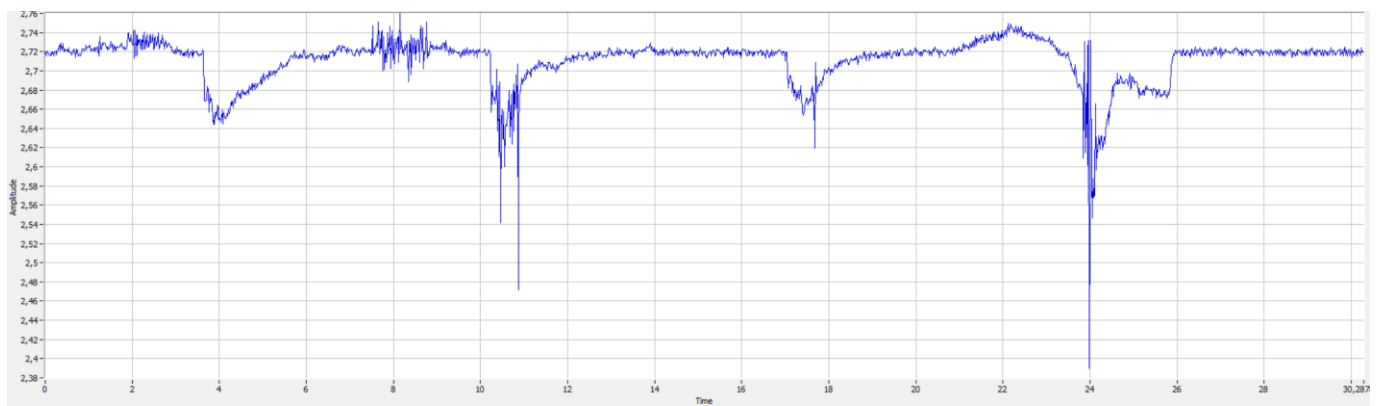


Рисунок 27 — Крива тиску у правій ніздрі при спокійному носовому диханні через ліву

Як можна знову помітити: при диханні через ніздрю з низькою прохідністю результати вимірів сильно відрізняються від здорової та мало чим схожі на дихання. Також через це на іншу ніздрю дається більше навантаження і це одна із причин, чому ринопластика є важливою для здоров'я людини. За [1], при таких порушеннях можлива поява деформацій у здоровій ніздрі.

ВИСНОВКИ

У ході виконання даної роботи було проведено комплексне дослідження методів функціональної діагностики носового дихання. Встановлено, що в сучасній доказовій медицині критично важливим є перехід від суб'єктивних оцінок скарг пацієнта до точних кількісних вимірювань аеродинамічних параметрів. Основним завданням роботи став аналіз існуючих алгоритмів риноманометрії та розробка прототипу вимірювального пристрою на основі сучасних MEMS-сенсорів.

Дослідження фізичних основ руху повітря показало, що носова порожнина є системою зі складною геометрією, яка сильно впливає на результати вимірювань, як показали результати вимірів тиску та повітряного потоку при диханні через ліву ніздрю.

З літературних джерел вияснили, що рух газу підпорядковується законам гідродинаміки. У звужених ділянках носових ходів швидкість потоку зростає, що супроводжується падінням тиску. Ця залежність стала основою для методу вимірювання перепаду тиску за допомогою сенсора MXPV7002DP. Також було визначено, що при спокійному диханні потік повітря є переважно ламінарним, проте при інтенсивному вдиху або наявності патологічних викривлень перегородки виникають турбулентні збурення.

Також у роботі проведено детальний порівняльний аналіз активної передньої риноманометрії з іншими методами. Активна передня риноманометрія є найбільш фізіологічним методом, оскільки вона вимірює параметри природного дихання пацієнта.

Для побудови вимірювального пристрою було обрано та протестовано сенсор MPXV7002DP. Цей аналоговий п'єзорезистивний MEMC-сенсор тиску з діапазоном ± 2 кПа був обраний як основний елемент завдяки його високій надійності та придатності для медичних пристроїв, як показано у роботах [22] та [23] та підтверджено у нашому дослідженні. Він дозволяє вимірювати як тиск у ніздрі, так і потік, через диференційний перепад тиску. Робота з сенсором D6F-PH0505AD3 була припинена, так як він виявився занадто чутливим для деяких вимірювань, тому його рекомендовано використовувати виключно для детектування надмалих потоків. В даній роботі також був Використаний NI USB-6009, який забезпечив частоту дискретизації понад 1 кГц, що було необхідним для точного квантування аналогового сигналу без втрати важливих фаз дихального циклу. 5. Програмне забезпечення та алгоритми обробки сигналів

Також в даній роботі було проведено калібрування за допомогою еталонного об'єму. На основі 6-точкового калібрування встановлено, що діапазон чутливості перетворювача становить 50–62 мВ на л/с. У досліджуваному діапазоні характеристика перетворення зберігає дещо лінійний характер, щоб спростило подальший розрахунок опору, але у роботі виміру пневматичного опіру проведено не було і це те, що варто покращити. Для цього необхідно знайти більш ефективний спосіб збору табличних даних з отриманих результатів. Після цього треба поділити між собою значення тиску та повітряного потоку, щоб отримати пневматичний опір. Ще одним покращенням роботи було б експериментальне підтвердження зміни носового опору в залежності від положення пацієнта.

Дослідження показало, що тиск у відкритій та закритій ніздрях при активній передній риноманометрії корелює між собою, що підтверджує можливість використання методу для диференційованої оцінки кожної сторони носа окремо. Розроблений прототип на основі МЕМС-сенсорів демонструє високу точність навіть без фільтрів, маючи похибку приблизно 10%, що є дуже гарним показником для риноманометрії. Через такі багатообіцяючі результати і була подальша відмова від використання фільтрів. Головна проблема фільтру це спотворення сигналу. Фільтр має можливість згладити шуми, але рівень шуму становить всього $\pm 6,5$ мВ. Робота закладає фундамент для створення вітчизняного портативного риноманометра, здатного об'єктивно оцінювати ступінь закладеності носа та ефективність хірургічних втручань, але потребує допрацювання.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Xavier R. Algorithm for Nasal Breathing Impairment Evaluation. *Facial Plastic Surgery*. 2024. Vol. 40, no. 03. P. 341–344. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0044-1779483>
2. Eccles R. A guide to practical aspects of measurement of human nasal airflow by rhinomanometry. *Rhinology journal*. 2011. Vol. 49, no. 1. P. 2–10. DOI: <https://doi.org/10.4193/rhino10.065>
3. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання: монографія / О.Г. Аврунін, Є.В. Бодянський, В.В. Семенець, В.О. Філатов, Н.О. Шушляпіна. – Харків: ХНУРЕ, 2018. – 132 с. ISBN 978-966-659-235-7
4. Qin R., Duan C. The principle and applications of Bernoulli equation. *Journal of Physics: Conference Series*. 2017. Vol. 916. P. 012038. DOI: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/916/1/012038>
5. The Reynolds Number: A Journey from Its Origin to Modern Applications / M. Saldana et al. *Fluids*. 2024. Vol. 9, no. 12. P. 299. DOI: <https://doi.org/10.3390/fluids9120299>
6. Pressure distribution and flow dynamics in a nasal airway using a scale resolving simulation / J. Van Strien et al. *Physics of Fluids*. 2021. Vol. 33, no. 1. P. 011907. DOI: <https://doi.org/10.1063/5.0036095>
7. Research Active Posterior Rhinomanometry Tomography Method for Nasal Breathing Determining Violations / O. G. Avrunin et al. *Sensors*. 2021. Vol. 21, no. 24. P. 8508. DOI: <https://doi.org/10.3390/s21248508>
8. Active anterior rhinomanometry: A study on nasal airway resistance, paradoxical reactions to decongestion, and repeatability in healthy subjects / O. Sunnergren et al. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*. 2023. DOI: <https://doi.org/10.1002/lio2.1157>

9. A Nasal Resistance Measurement System Based on Multi-Sensor Fusion of Pressure and Flow / X. Lian et al. *Micromachines*. 2025. Vol. 16, no. 8. P. 886. DOI: <https://doi.org/10.3390/mi16080886>
10. Beyond the horizontal – impact of body position on nasal dynamics: insights from 4-phase positional rhinomanometry / S. P. Moideen et al. *Romanian Journal of Rhinology*. 2025. Vol. 15, no. 57. P. 32–39. DOI: <https://doi.org/10.2478/rjr-2025-0006>
11. Patil N., Jain S. Rhinomanometry: A Comprehensive Review of Its Applications and Advancements in Rhinology Practice. *Cureus*. 2024. DOI: <https://doi.org/10.7759/cureus.61370>
12. Nosova Ya.V., Avrunin O.G., Shusliapina N.O., Gryshkov O., Glasmacher B. The distribution of the velocity and pressure fields in the nasal cavity at different respiration modes. *International Journal of Bioelectromagnetism*. 2018. Vol. 20, No. 1. DOI: <https://doi.org/10.18154/RWTH-CONV-224926>
13. Correlations between Peak Nasal Inspiratory Flow, Acoustic Rhinometry, 4-Phase Rhinomanometry and Reported Nasal Symptoms / G. Ottaviano et al. *Journal of Personalized Medicine*. 2022. Vol. 12, no. 9. P. 1513. DOI: <https://doi.org/10.3390/jpm12091513>
14. СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ДИФЕРЕНЦІЙНОГО ТИСКУ ДЛЯ ОЦІНКИ НОСОВОГО ДИХАННЯ : пат. UA 107855 С2 Україна. Заявл. 02.04.2013 ; опубл. 25.02.2015, Бюл. № 4. 3 с.
15. СПОСІБ ОЦІНЮВАННЯ ВЕНТИЛЯЦІЙНОЇ ФУНКЦІЇ СПІВУСТЯ ВЕРХНЬОЩЕЛЕПНОЇ ПАЗУХИ : пат. UA 116343 U Україна. Заявл. 28.12.2016; опубл. 10.05.2017, Бюл № 9. 3с.

16. Urner L. M., Kohler M., Bloch K. E. Automatic Processing of Nasal Pressure Recordings to Derive Continuous Side-Selective Nasal Airflow and Conductance. *Frontiers in Physiology*. 2019. Vol. 9. DOI: <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01814>
17. Four-phase rhinomanometry: a multicentric retrospective analysis of 36,563 clinical measurements / K. Vogt et al. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2015. Vol. 273, no. 5. P. 1185–1198. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00405-015-3723-5>
18. NI USB-6009. 14-bit DAQ with 8 AI (14-Bit, 48 kS/s), 2 AO (150 Hz), 13 DIO USB Multifunction I/O Device: datasheet. National Instruments, 2009. URL: <https://www.ni.com/docs/en-US/bundle/usb-6009-specs/page/specs.html?srsId=AfmBOooLq2XnQ-JwBNAipBscVUjl2W4Pswetm2X02FSALOMDFNCoAyAq> (дата звернення: 22.03.2026)
19. Documentation.HELP! NI DAQ Assistant URL: <https://documentation.help/NI-DAQ-Assistant/GettingStarted.html> (дата звернення: 26.04.2026)
20. Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated. MPXV7002DP: datasheet. Freescale Semiconductor, 2015. URL: <https://www.alldatasheet.com/html-pdf/131940/FREESCALE/MPXV7002DP/489/1/MPXV7002DP.html> (дата звернення: 30.03.2026)
21. Omron Electronics Inc-EMC Div D6F-PH0505AD3: datasheet. OMRON Electronics, 2023. URL: <https://www.digikey.com/en/products/detail/omron-electronics-inc-emc-div/D6F-PH0505AD3/4119330> (дата звернення: 26.04.2026)
22. Li Kharis L. M., Pudji A., Nugraha P. C. Development Portable Spirometer using MPXV7002DP Sensor and TFT Display for Lung Disease Detection.

- Indonesian Journal of electronics, electromedical engineering, and medical informatics*. 2020. Vol. 2, no. 3. P. 122–129. DOI: <https://doi.org/10.35882/ijeeemi.v2i3.3>
23. Zhou B., Baucells Costa A., Lukowicz P. Accurate Spirometry with Integrated Barometric Sensors in Face-Worn Garments. *Sensors*. 2020. Vol. 20, no. 15. P. 4234. DOI: <https://doi.org/10.3390/s20154234>
 24. ArduinoDOCS. Arduino IDE. Getting Started with Arduino IDE 2. URL: <https://docs.arduino.cc/software/ide-v2/tutorials/getting-started-ide-v2/>
 25. AlHinai N. Chapter 1 - Introduction to biomedical signal processing and artificial intelligence. *Biomedical Signal Processing and Artificial Intelligence in Healthcare*. 2020. P. 1–28. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818946-7.00001-9>
 26. Malghan P. G., Hota M. K. A review on ECG filtering techniques for rhythm analysis. *Research on Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 36, no. 2. P. 171–186. DOI: <https://doi.org/10.1007/s42600-020-00057-9>
 27. Habibzadeh Tonekabony Shad E., Molinas M., Ytterdal T. Impedance and Noise of Passive and Active Dry EEG Electrodes: A Review. *IEEE Sensors Journal*. 2020. Vol. 20, no. 24. P. 14565–14577. DOI: <https://doi.org/10.1109/jsen.2020.3012394>
 28. An X., K. Stylios G. Comparison of Motion Artefact Reduction Methods and the Implementation of Adaptive Motion Artefact Reduction in Wearable Electrocardiogram Monitoring. *Sensors*. 2020. Vol. 20, no. 5. P. 1468. DOI: <https://doi.org/10.3390/s20051468>

29. Review of noise removal techniques in ECG signals / S. Chatterjee et al. *IET Signal Processing*. 2020. Vol. 14, no. 9. P. 569–590. DOI: <https://doi.org/10.1049/iet-spr.2020.0104>
30. Posada-Quintero H. F., Chon K. H. Innovations in Electrodermal Activity Data Collection and Signal Processing: A Systematic Review. *Sensors*. 2020. Vol. 20, no. 2. P. 479. DOI: <https://doi.org/10.3390/s20020479>
31. Gómez-Echavarría A., Ugarte J. P., Tobón C. The fractional Fourier transform as a biomedical signal and image processing tool: A review. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 40, no. 3. P. 1081–1093. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2020.05.004>