

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

Факультет електроніки
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра мікроелектроніки
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК _____

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ (підпис)

_____ (ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

“ ” _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 153 Мікро- та наносистемна техніка

(код і назва)

на тему: Мікроелектронний перетворювач з бездротовим інтерфейсом для реєстрації параметрів дихання людини

Виконав (-ла): студент (-ка) VI курсу, групи ДП-91мп

(шифр групи)

Панчошний Дмитро Олегович

(прізвище, ім'я, по батькові)

_____ (підпис)

Науковий керівник проф., к.т.н. Борисов О.В.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Консультант з нормоконтролю доц., к.ф.-м.н., с.н.с.

Георгій СВІЧНИКОВ

_____ (підпис)

Консультант з інформаційних питань доц., к.т.н. Діденко Ю.В.

_____ (підпис)

Рецензент _____

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

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

(підпис)

Київ – 2020 року

Реферат

Роботу викладено на 80 сторінках, вона містить 6 розділи, 29 ілюстрацій, 29 таблиць та 44 джерел в переліку посилань.

Об'єктом дослідження став мікроелектронний первинний перетворювач для вимірювання об'ємних витрат газу в реєстрації параметрів дихання людини.

Предмет роботи – конструктивні реалізації вимірювального перетворювача об'ємних витрат повітря з мікроелектронним сенсором, його метрологічні параметри і алгоритми цифрової обробки сигналу.

Метою даної роботи є розробка пристрою для реєстрації параметрів дихання людини з бездротовим інтерфейсом на основі розробленого мікроелектронного первинного перетворювача.

Перший оглядово-інформаційний розділ роботи дозволив поставити спектр задач, які необхідно розв'язувати при розробці сучасного методу вдосконалення витратоміру.

У другому розділі викладені порівняльні характеристики первинних перетворювачів потоку повітря та коротко надано інформацію про досліджувані зразки.

У третьому розділі вивчається питання можливості реалізації на одному мікрочіпі вбудованої цифрової обробки вхідного сигналу.

У четвертому розділі наводиться приклад технологічного маршруту виготовлення мікроелектронного датчика та його очікувані вихідні параметри.

У п'ятому розділі представлена концепція реалізації пристрою з бездротовим інтерфейсом за допомогою Wi-Fi модуля та веб-додатку.

У шостому розділі пропонується старт-ап проект по впровадженню розробленого пристрою на світовий ринок.

Abstract

The work is set out on 80 steps, it contains 6 sections, 29 illustrations, 29 tables and 44 sources in the list of references. The object of the study was a microelectronic primary transducer for washing out volumetric gas consumption in the registration of human life parameters.

The subject of the work is the constructive realizations of the volumetric transducer of volumetric wind turbines, which are connected with the microelectronic sensory system and its metallurgical parameters.

The purpose of this poet is to develop a device for recording the parameters of human life with a wireless interface based on the developed microelectronic primary converter.

The first overview and information section of the work permits set a set of tasks that will necessarily be related to the modern method of improvement.

The second section outlines the complementary characteristics of the primary air flow transducers and briefly provides information on the studied samples.

In the third section, the question of the possibility of realization on one microchip of the built - in digital processing of the input signal is studied.

The four-section section provides the composition of the technological route of manufacturing the microelectronic sensor and its expected output parameters.

The first section presents the concept of implementing a device with a wireless interface using a Wi-Fi module and a web application.

The sixth section offers a start-up project for the introduction of the developed device on the world market.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів.....	6
Вступ.....	7
1. Основні анатомо-функціональні особливості дихальної системи людини і методи її діагностики.....	9
1.1.Основні відомості про анатомію та фізіологію дихальних шляхів людини...	9
1.2.Методи діагностики функції дихання.....	13
2. Первинні вимірювальні перетворювачі у технічних засобах спірометрії...	18
2.1.Порівняльна характеристика датчиків повітряного потоку для обладнання функціональної діагностики функції зовнішнього дихання	18
2.2.Проекти, схеми та статичні параметри витратомірів	26
3. Впровадження витратомірів в мікроелектроніці.....	31
3.1.Поєднання датчика первинного потоку повітря з цифровою обробкою сигналу.....	31
3.2.Вбудована цифрова обробка сигналів.....	32
3.3.Моніторинг дихального потоку.....	34
4. Впровадження та інтеграція датчиків повітряного потоку	36
4.1.Особливості конструкції, технології виготовлення та принципу функціонування мікроелектронного перетворювача для реєстрації параметрів дихання людини.....	36
4.2.Впровадження та інтеграція датчиків. Обробка результатів дослідження.....	42
5. Впровадження портативного бездротового спірометра на базі вимірювальної трубки типу Ліллі.....	52
5.1.Загальні міркування стосовно бездротового витратоміра.....	52
5.2.Модуль Ардуїно.....	54
5.3.Модуль Wi-Fi.....	55
5.4.Вхідний каскад підсилення сигналу сенсорних термобатарей.....	56
5.5.Схема перетворення рівня напруги живлення.....	57
5.6.Система прийому даних та веб-додаток.....	58

6. Розробка стартап проекту.....	60
6.1.Опис ідеї стартап проекту.....	60
6.2.Технологічний аудит ідеї проекту.....	61
6.3.Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	61
6.4.Розроблення ринкової стратегії проекту.....	70
6.5.Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	72
6.6.Результати розробки стартапу.....	75
Висновки.....	76
Список використаних джерел.....	78

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ,
СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ЛПЗ – лікувально-профілактичний заклад

ФЗД – функція зовнішнього дихання

ПД – перетворювач тиску

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

MEMS – microelectromechanical system (мікроелектромеханічна система)

RFID – radio frequency identification (радіочастотна ідентифікація)

АТР – ambient temperature and pressure (температура і тиск навколишнього середовища)

ВСТУП

Однією з найважливіших функцій людського організму є дихання, яке забезпечує газообмін між вдихуваним атмосферним повітрям і кров'ю, що циркулює в легеневій циркуляції. Газообмін відбувається в альвеолах легенів і, як правило, спрямований на отримання кисню із вдихуваного повітря та вивільнення вуглекислого газу, що утворюється в організмі, в навколишнє середовище. Дихальну функцію здійснює дихальна система, яка, крім легенів, включає верхні та нижні дихальні шляхи, умовний поділ яких знаходиться на перетині травної та дихальної систем у верхній частині гортані. Верхні дихальні шляхи складаються з носової порожнини, носоглотки та ротоглотки, а також порожнини рота, які можуть бути використані для дихання ротом. Нижня дихальна система складається з гортані, трахеї, бронхів.

Основними методами, що використовуються для вивчення функції легенів, є спірометрія, пневмотахометрія (флоуметрія), плетизмографія тіла, легеневі дифузні дослідження, вимірювання еластичності легенів, ергоспірометрія та непряма калориметрія. Перші два методи можна вважати скринінговими та обов'язковими для впровадження в медичних закладах, що забезпечують спостереження, лікування та реабілітацію легеневих хворих. Решта стосуються додаткових методів дослідження. Сучасні функціональні методи дозволяють в основному оцінити такі характеристики дихальної функції, як бронхіальна провідність, еластичні властивості, дифузійна здатність та функція дихального м'яза.

В даний час найпоширенішим методом оцінки функції легенів є спірометрія, яка вимірює потік повітря, об'єм легенів та зміни частоти дихання.

Методи інструментальної оцінки дихальної функції людини вже давно включені в медичну практику. Однак їм властиві недоліки, властиві більшості методів функціональної діагностики. Тому, незважаючи на велику кількість розроблених методик, апаратних та діагностичних тестів, питання підвищення надійності функціональної діагностики дихання, аналізу динамічних показників

для оцінки ефективності лікування, а також проблеми з рецидивами, індивідуально анатомічними, залишаються відкритими мінливість та фізіологічні можливості пацієнта.

Мільйони людей у світі страждають від хронічної обструктивної хвороби легень (ХОЗЛ) і астми [1], двох найбільш поширених респіраторних захворювань, які можуть серйозно вплинути на здоров'я людей і навіть призвести до смерті. Пацієнтам з астмою та ХОЗЛ рекомендується проводити щоденні вимірювання статичних та динамічних респіраторних функцій, щоб з легкістю відстежувати стан їх легенів і запобігати загостренню [2]. Спірометри є найбільш поширеними приладами для таких тестів [3,4]. Виділяють два основні класи спірометрів: лабораторні та переносні [5,6]. Лабораторними спірометрами є настільні консолі або пристрої розміром з шафу, зазвичай встановлюються в лікарнях і обслуговуються спеціалізованими фахівцями [7]. Хоча вони можуть забезпечувати точні вимірювання спірометрії і виконувати систематичні тести обсягу потоку, дихальної спірометрії і максимальної довільної вентиляції, для пацієнтів незручно і нерентабельно ходити в лікарню щодня для перевірки. Оскільки лабораторні спірометри дорогі, їх використання постачальниками первинної медико-санітарної допомоги не є широко поширеним. Портативні спірометри зазвичай є компактними настільними пристроями або портативні пристрої для загальної практики і домашнього використання [6,8]. Вони маленькі і споживають мало енергії. Низька вартість також є важливою характеристикою спірометрів такого типу, тому вони більш доступні для більшого числа користувачів.

1. ОСНОВНІ АНАТОМО-ФУНКЦІОНАЛЬНІ ОСОБЛИВОСТІ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ І МЕТОДИ ЇЇ ДІАГНОСТИК

1.1. ОСНОВНІ ВІДОМОСТІ ПРО АНАТОМІЮ ТА ФІЗІОЛОГІЮ ДИХАЛЬНИХ ШЛЯХІВ ЛЮДИНИ

Спірометрія, що означає «вимірювання дихання», – це звичайно застосовуваний тест на легеневу функцію (ПФТ), який вимірює кількість та швидкість повітря, які людина може вдихнути та видихнути. Результати тесту можуть бути використані для оцінки функції легенів та допомоги у діагностиці деяких дихальних розладів. Нинішній компонент спірометрії фінансується Центрами контролю та профілактики захворювань, Національним інститутом статистики охорони здоров'я, Національним інститутом серця, легенів та крові та Національним інститутом безпеки та гігієни праці.

Газообмін - це процес засвоєння атмосферного кисню та виділення вуглекислого газу, що є суттю процесу дихання. У звичайному розумінні під диханням розуміють акти вдиху і видиху повітря, що чергуються один за одним, зовнішній прояв яких відомий кожному. Газообмін здійснюється легеньми і, як правило, спрямований на поглинання кисню з вдихуваного повітря та вивільнення вуглекислого газу, що утворюється в організмі, у зовнішнє середовище. Крім того, дихальна система бере участь у таких важливих функціях, як терморегуляція, формування голосу, запах, зволоження вдихуваного повітря. Легенева тканина також відіграє важливу роль у таких процесах, як: синтез гормонів, водно-сольовий та ліпідний обмін. У сильно розвиненій судинній системі легенів кров відкладається. Дихальна система також забезпечує механічний та імунний захист від факторів навколишнього середовища [1, 2].

Фізіологічно процес дихання включає три основні етапи:

1. Потік кисню з вдихуваного повітря в кров - зовнішнє дихання.

2. Доставка кисню до клітин з кров'ю та тканинною рідиною та відтік вуглекислого газу з клітин через тканинну рідину та кров у повітря, що видихається - транспорт газів.

3. Засвоєння кисню клітинами - тканинне дихання.

Порушення будь-якої з цих стадій призведе до сильного респіраторного дистресу.

Поступлення повітря в організм забезпечується дихальною системою. Ефективність газообміну багато в чому залежить від їх роботи. Дихальна система складається з двох відділів: трубчастих органів, що проводять повітря, - дихальних шляхів, і легенів, в яких, власне, і відбувається газообмін між повітрям і кров'ю. Повітря через носову порожнину потрапляє в глотку, потім у гортань, в трахею і в бронхи. Всі ці органи складають дихальні шляхи і служать для транспортування повітря до легенів..

Дихальні шляхи у верхній гортані умовно поділяють на верхні та нижні. Верхні дихальні шляхи складаються з носової порожнини, носоглотки, ротоглотки, а також ротової порожнини, які можна використовувати ротовим диханням. Нижня дихальна система складається з гортані, трахеї, бронхів. Елементи опорно-рухового апарату, пов'язані з диханням, включають ребра, міжреберні м'язи, діафрагму та допоміжні дихальні м'язи.

Основними органами дихальної системи є легені, розташовані в грудній порожнині, оточені кістками та м'язами грудної клітки. Легені людини є парним органом і складаються з бронхіол, альвеолярних мішків, артерій, капілярів та вен легеневого кровообігу. Стінки легеневої бронхіоли та альвеолярний мішок утворюють западини - альвеоли. Така структура легенів збільшує їх дихальну поверхню, яка може досягати в 100 разів більше поверхні тіла [3].

Через дихальну систему легені спілкуються з атмосферою. Тому при зміні обсягу грудної клітки наповнення легенів атмосферним повітрям відповідно змінюється. Під час циклу вдиху діафрагма (м'язово-сухожильна пластина, прикріплена до хребців, ребер і грудини) опускається вниз, ребра піднімаються (за рахунок скорочення відповідних м'язів вдиху), в результаті об'єм грудної

клітки збільшується, повітря заповнює легеневий простір і відбувається вдихання. Чим більше збільшується об'єм грудної клітини, тим більше легенів наповнюється повітрям і тим глибше вдиху.

Цикл видиху м'язи на вдиху розслабляються, ребра (завдяки своїй еластичності сполук, а також використовуючи м'язи видиху) повертаються у вихідне положення, діафрагма піднімається, об'єм грудної клітки зменшується і відбувається видих. Газообмін здійснюється в альвеолах легенів, і, як правило, спрямовані на отримання вдихають з кисню і повітря в розподілі навколишнього середовища, утвореної в тілі вуглекислого газу. Альвеолярної вентиляції обов'язок м інгаляція (натхнення) і видиху (експірації). При вдиханні альвеол повітря подається, а під час видиху з альвеол всередину і подається повітря, насичене вуглекислим газом.

При нормальному диханні вдих і видих ритмічно чергуються. Під час вдиху в спокійному стані людина отримує 500 мл повітря. З них лише 325-350 мл потрапляє в альвеоли легенів, оскільки 150-175 мл залишається в дихальних шляхах: трахеї та бронхах. У фізіології обсяг дихальних шляхів, що містить повітря, не бере участі в газообміні, його називають «шкідливим простором».

Частота дихання в стані спокою коливається від 14 до 20 на хвилину. Враховуючи, що в цьому процесі поглинається приблизно 4-4,5% кисню, можна підрахувати, що людина в спокої споживає близько 400-500 літрів кисню на день.

Потенційні енергетичні можливості визначаються, насамперед, так званою життєвою ємністю легенів, в середньому близько 3,7 літра для дорослої людини. При сильному фізичному розвитку у тренуваних людей життєва ємність легенів може досягати майже подвоєного значення (до 7 літрів). Слід мати на увазі, що життєва ємність легенів менша за їх максимальну ємність, оскільки навіть після найглибшого видиху в альвеолах і бронхах залишається близько 1,2 літра повітря. Таким чином, максимальна ємність легенів в середньому становить близько 4,9 літра.

Основними параметрами механіки зовнішнього дихання є:

- споживання повітря, що транспортується людиною при диханні. Згідно з даними фундаментальної роботи з фізіології, витрата повітря, споживаного людиною, знаходиться в межах 80 л / хв для нетренованих, 120 ... 150 л / хв для тренуваних і 150 ... 200 л / хв у короткочасний режим (або 1,33, 2 ... 2,5 та 2,5 ... 3,33 л / с відповідно). У той же час швидкість потоку значно вища, досягаючи більше 8 л / с під час вдиху та 11 л / с під час видиху, а спірометри, вироблені за кордоном, розраховані на максимальні витрати до 14 ... 16 л / с 840 ... 960 л / хв); [3]

- тиск, що розвивається м'язами легенів. При інтенсивному диханні людини збільшення тиску за одиницю часу досягає $p(t) = 25,7$ кПа / с. Зверніть увагу, що в технічних системах, наприклад, у насосах високого тиску, цей параметр досягає $350 \cdot 10^3$ кПа / с - на чотири порядки вище;

- статичний тиск, зростаючі м'язи лежать в еніві, виміряні за допомогою моновакуумметри, і закон Паскаля однаково діє по всій довжині повітряного тракту людини: носова порожнина - глотка - гортань - трахея - бронхи - дісталися Енні. М Максимальне значення подачі надлишкового тиску становить близько 15 кПа, а максимальне значення вакууму ~ 40 кПа (дані, отримані від людей із середніми фізичними здібностями)

- оцінка потужності механіки дихання людини. При диханні через рот зі швидкістю потоку 0,67 л / с, тиск вакууму на витратомірі (на основі сопла Вентурі) становить 0,19 кПа, а потужність - 0,12 Вт. Гідравлічна потужність:

$$P_r = \Delta p \cdot Q, \text{ Вт},$$

де Δp – перепад тиску повітря через вимірюваний канал (визначається в порожнині рота або носовій порожнині), кПа, Q – швидкість потоку повітря, л/с.

Визначемо максимальну потужність повітря, що транспортується людиною при диханні ротом:

$$P_{\text{видоху}} = p_{\text{видоху}} \cdot Q_{\text{видоху}} = 15 \text{ кПа} \cdot 16 \frac{\text{л}}{\text{с}} = 240 \text{ Вт},$$

$$P_{\text{вдоху}} = p_{\text{вдоху}} \cdot Q_{\text{вдоху}} = 40 \text{ кПа} \cdot 8 \frac{\text{л}}{\text{с}} = 320 \text{ Вт},$$

де $p_{\text{видоу}}$ – максимальний тиск при видиху, $p_{\text{вдоу}}$ – максимальний тиск при вдиханні, $Q_{\text{видоу}}$ – максимальна потік видиху, $Q_{\text{вдоу}}$ – потік максимальних інгаляцій.

Отримані значення максимальної потужності слід віднести до так званої "складової" потужності, майже ніколи не досягнутої, але яка визначається як добуток максимальних значень її компонентів.

1.2. МЕТОДИ ДІАГНОСТИКИ ФУНКЦІЇ ДИХАННЯ

Спірометрія – найпоширеніші методи дослідження функції зовнішнього дихання.

Спірографія - це метод графічного реєстрування змін об'єму легенів при виконанні різних дихальних маневрів, за допомогою якого визначаються показники легеневої вентиляції, об'єми та ємності легенів.

Пневмотахограф - метод графічного запису потоку (об'ємної швидкості повітря) під час спокійного дихання та при виконанні певних маневрів. [4]

На сучасному етапі розвитку метод спірометрії полягає в тому, що пацієнт виконує певні маневри дихання - спокійне дихання, примусовий видих, максимальне провітрювання тощо. Одночасно вимірюється об'ємна швидкість потоку повітря (швидкість потоку) і обсяги повітря визначаються на різних етапах дихального тесту. Найбільш клінічно значущу інформацію дає аналіз маневра видиху (видиху) [5-8]. Загальновизнаною є комплексна оцінка цих параметрів. Для цього використовується графічний взаємозв'язок, так звана «петля об'єм-потік». Особливу діагностичну цінність мають певні моменти цього взаємозв'язку, так звані показники функції зовнішнього дихання (ФВЧ) [5-10]. На підставі результатів порівняння отриманих показників з належними значеннями, а також форми кривої «потік-об'єм» можна оцінити стан дихальної системи.

Завдання дослідження функції зовнішнього дихання (ФВД): [4]

1. Діагностика порушень функції дихання та об'єктивна оцінка тяжкості дихальної недостатності.
2. Диференціальна діагностика обструктивних та обмежувальних порушень вентиляції легень.
3. Обґрунтування патогенетичної терапії дихальної недостатності.
4. Оцінка ефективності лікування.

У таблиці 1.1 наведені основні параметри вентиляційної функції людського тіла, які є основними для визначення методом спірометрії та діагностики функції зовнішнього дихання загалом.

Таблиця 1.1 – Параметри вентиляційної функції людського тіла

Параметр функції	Позначення	
Середній об'єм видихуваного повітря за один припливний цикл (дихальний об'єм)	ДО	TV
Максимальна вентиляція легенів	МВЛ	MVV
Життєва ємність легенів на вдиху (обсяг максимального глибокого вдиху після максимального глибокого видиху)	ЖЄЛ _{вд}	IVC
Життєва ємність легенів на видиху (об'єм максимального глибокого видиху після максимального глибокого вдиху)	ЖЄЛ _{вид}	EVC
Резервний об'єм видиху (максимальний об'єм видиху після тихого видиху)	РО _{вид}	ERV
Резервний об'єм вдиху (максимальний об'єм вдиху після тихого вдиху)	РО _{вд}	IRV
Ємність вдиху (максимальний об'єм вдиху після спокійного видиху)	Є _{вд}	IC
Форсована життєва ємність легенів (максимальний об'єм видиху при додаткових зусиллях після найглибшого вдиху)	ФЖЄЛ	FVC
Форсований об'єм видиху в першу секунду	ОФВ1	FVC1

Діагноз ставлять за результатами всебічного аналізу ступеня відхилення показників ФВД пацієнта. Також за цими даними можна оцінити правильність дихального маневру. Рівень відхилення має особливе значення при проведенні провокаційних фармакологічних тестів та при оцінці динаміки лікування.

Основними змінними у примусовій спірометрії є вимушена життєва ємність (FVC) та об'єм вимушеного видиху в першу секунду (FEV1). FVC являє собою максимальний об'єм повітря, що видихається, при максимальному маневрі примусового видиху, ініційованому після максимального маневру вдиху, вираженому в літрах. FEV1 відповідає максимальному обсягу повітря, що видихається на першій секунді маневру FVC, також вираженому в літрах. У свою чергу, співвідношення FEV1 / FVC показує взаємозв'язок між обома параметрами. Його не слід плутати з індексом Тіффне, який визначається як відношення між ОФВ1 і повільною життєвою ємністю ВК). FEV6, або максимальний об'єм повітря, що видихається за перші 6 с маневру FVC, і співвідношення FEV1 / FEV6 можуть становити альтернативні параметри попереднім у перериванні спірометрії, особливо коли використовується спрощене переносне обладнання. FEVt відповідає максимальному обсягу повітря, що видихається за час "t". Було висловлено припущення, що у дітей, які не можуть виконати примусовий маневр протягом однієї секунди, FEV0,5 або FEV0,75 можуть бути використані як еквіваленти FEV1, 17 хоча даних щодо цього недостатньо. Окрім обсягів, також слід враховувати різні потоки. Середній потік вимушеного видиху (FEF25%–75% або MMEF) визначається як потік, виміряний між 25% і 75% маневру примусового видиху (виражений в л с⁻¹). Піковий потік видиху (PEF) отримується з пікового значення в циклі видиху кривої об'єм потоку і також виражається в літрах с⁻¹. Миттєві потоки видиху (FEF_x%) відносяться до потоку, коли відповідний відсоток FVC (x%) був видихнутий. Найбільш широко використовуються FEF25%, FEF50% і FEF75% (л с⁻¹). Серед параметрів вдиху слід передбачити: вимушену життєву ємність вдиху (IFVC), або максимальний об'єм вдихуваного повітря, при максимальному маневрі примусового вдиху, розпочатому після максимального маневру на видиху; вимушений об'єм вдиху в

першу секунду (FIV1), або максимальний об'єм повітря, вдихнутий у першу секунду маневру IFVC; середній потіх вдиху (FIF25% –75% або MMIF), або потік між 25% і 75% маневру примусового вдиху; піковий потіх вдиху (PIF) або піковий потіх при маневрі примусового вдиху; і миттєві потоки вдиху (FIF25%, FIF50% та FIF75%), або потоки вдиху, коли вдихається 25%, 50% або 75% IFVC відповідно.

При невимушеній або повільній спірометрії (не існує стандартизованих критеріїв для визначення невимушеного маневру, але він повинен бути повільнішим, ніж примусовий маневр), слід виміряти: життєву ємність (VC) або максимальний об'єм повітря, що видихається при невимушеному маневр на видиху, розпочатий після максимального вдиху, та ємність вдиху (IC), яка є максимальним вдихом, зробленим в кінці припливного видиху, і відповідає сумі циркулюючого або дихального об'єму (VT) та резервного об'єму вдиху (IRV). За деяких обставин корисно також визначити резервний об'єм видиху (B3B) [25].

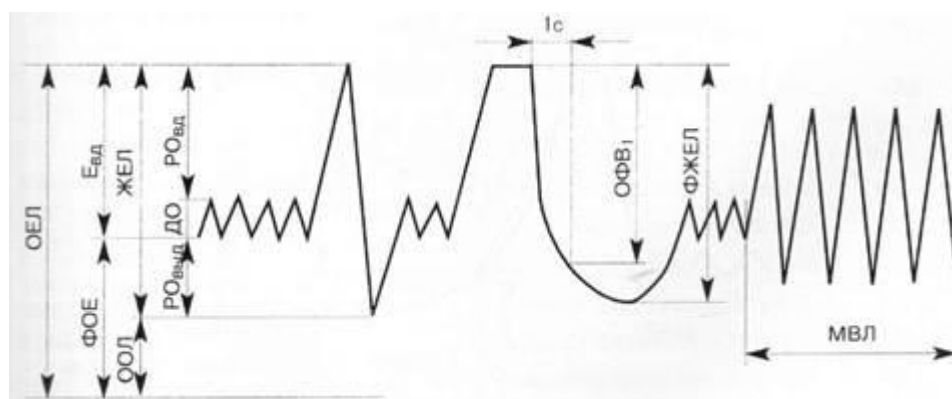


Рисунок 1.1 – Схема-спірограма обсягів легенів людини

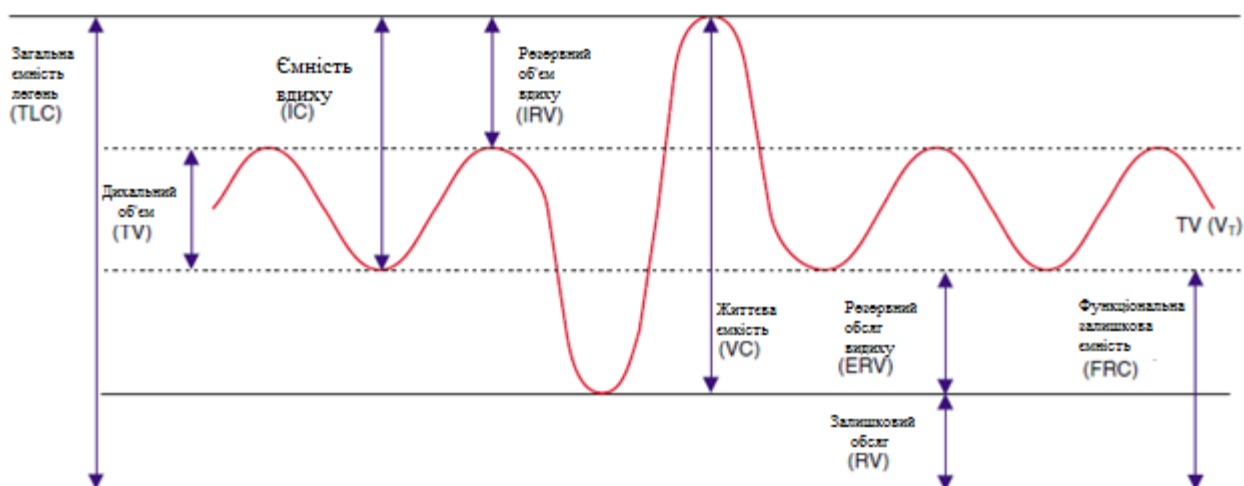


Рисунок 1.2 – Загальна спірометрія легеневої сили

Висновки до розділу:

У цьому розділі розглядаються основні анатомо-функціональні особливості дихальної системи людини та методи її діагностики. Параметри, які потрібно діагностувати для своєчасного надання медичної допомоги, є гарячою темою сьогодення, особливо в Україні. Виходячи з першого розділу, ми можемо зробити висновок про те, яким саме повинен бути вихідний витратомір.

2. ПЕРВИННІ ВИМІРЮВАЛЬНІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ У ТЕХНІЧНИХ ЗАСОБАХ СПІРОМЕТРІЇ

2.1. ПОРІВНЯЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА ДАТЧИКІВ ПОВІТРЯНОГО ПОТОКУ ДЛЯ ОБЛАДНАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ ДІАГНОСТИКИ ФУНКЦІЇ ЗОВНІШНЬОГО ДИХАННЯ

Термін первинний вимірювальний перетворювач розуміється як перетворювач безпосередньо вимірюваного значення (в даному випадку - витрати повітря та їх об'ємного потоку) у зручний для подальшої обробки сигнал. Тип використовуваного перетворювача визначає масу та розмір діагностичного спірометра, а також його точність та стійкість до впливів, включаючи санітарну обробку [12]. Слід мати на увазі, що використання бактерицидних фільтрів спрощує санітарну обробку, але вносить додатковий пневматичний опір у вимірювальний канал, тим самим знижуючи точність спірометра [13].

На ранньому етапі свого існування портативний спірометр в основному був вимірювачем пікового потоку Райта і турбінні Пікфлоуметри [9,10]. Більшість з них просто змогли виконати простий тест пікової швидкості видиху. Такі датчики мають низьку точність через помилки імпульсу і опору, пов'язаних з рухомими частинами, такими як вітряки або проточні клапани в цьому типі обладнання. Крім того, у них не було адекватних функцій і можливостей для відображення графічної інформації, такої як графіки обсяг-час і потік-об'єм [3,4,6,11]. Хоча пізніше деякі з них були оцифровані, а також були розроблені деякі інші види спірометрів, засновані на методах вимірювання диференціального тиску [12], ультразвукових [13] і термоелектричних [14] витратомірів. Вдосконалені спірометри як і раніше не могли виконувати систематичні тести спірометрії і надавати графічну інформацію без підключення до ПК або консолі. Нещодавно, завдяки технічному розвитку бездротового зв'язку і смартфонів, були розроблені деякі бездротові портативні спірометри і портативні спірометри на базі

смартфонів, які включають функції бездротового зв'язку і обчислення даних, а також графічного дисплея [15,16]. Однак більшість з них не мали такої ж точності, у порівнянні з лабораторними спірометрами [15-17], і тому не відповідали вимогам, опублікованим Американським торакальним суспільством і Європейським респіраторним товариством (ATS / ERS) для діапазону витрати 0-14 л / с і мінімально виявляти потік 25 мл / с [18,19]. Більш того, вони недешеві і зазвичай коштують понад 1000 доларів. Отже, існує велика потреба в портативному / переносному спірометрі, який був би легким, портативним і недорогим, але також міг би виконувати точні і систематичні спірометричні вимірювання з функціями, які можна порівняти з лабораторними спірометрами. У той же час він повинен передавати результати тесту сімейному лікарю / в лікарню по бездротовому зв'язку. Жоден з раніше описаних портативних спірометрів не міг задовольнити всім цим вимогам. Мета роботи - описати розробку такого спірометра з інноваціями в конструкції пристрою вимірювання потоку, отримання високоточного сигналу і обробки даних, робота якого заснована на зручному для користувача робочому додатку для смартфонів, веб-інтерфейсу або інших застосувань.

Для виявлення потоку повітря використовуються чотири типи перетворювачів. У першому типі, витратомір піку, диференціальний перетворювач вимірює тиск різниця тисків на розподілі потоку опору і в нульовому елементі (зазвичай екран звуження або ламінарний елемент закриває потік), коли потік повітря проходить через нього. Отримана зміна тиску перетворюється на сигнал, пропорційний швидкості потоку повітря. Іншим типом датчика потоку є анемометр, який вимірює зміни опору в нагрітому дроті. Видихуване повітря охолоджує нагрітий дріт, змінюючи його електричний опір пропорційно потоку. У третьому типі турбінного потоку метр, щоб в повітрі з допомогою турбіни або пропелера; цифрова схема визначає кількість оборотів в одиницю часу, щоб визначити швидкість і інтенсивний витрат потоку. Четвертий тип використовує принцип вихрового скидання. Газ стікає по трубці, проходить через стовпи і

утворює вихлоп, який підраховує ультразвуковий датчик. Кожен вихор виробляє імпульс, пропорційний певному об'єму газу (див. рис. 2.1).

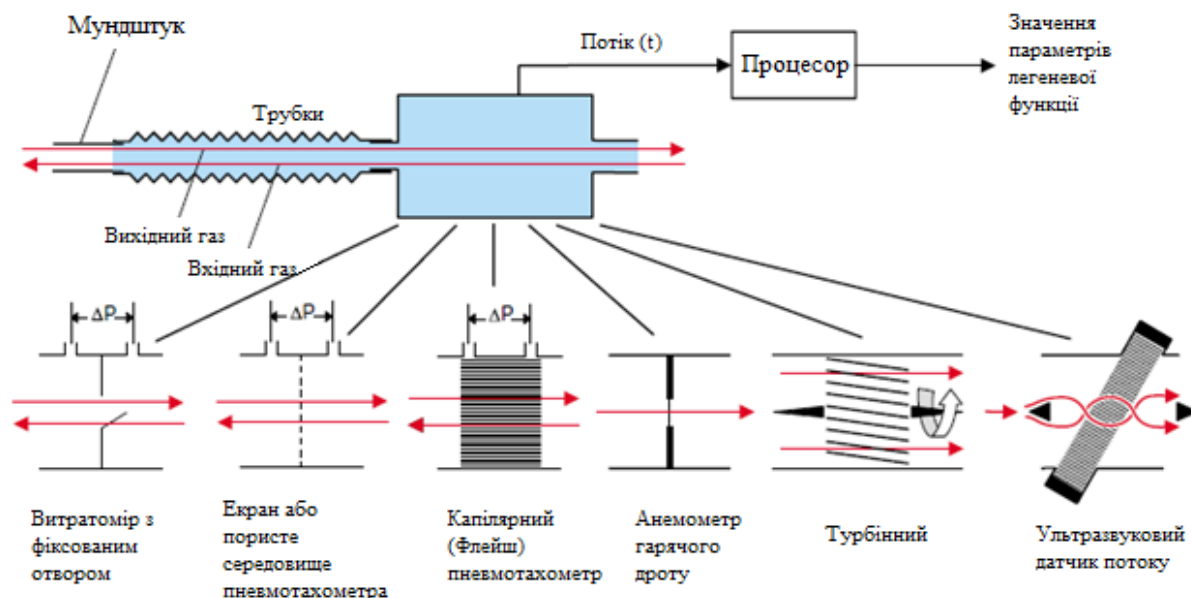


Рисунок 2.1 – Прилади спірометрії для вимірювання витрат газу.

Найчастіше в апараті для вивчення функції зовнішнього дихання (особливо стаціонарного) використовуються так звані вимірювачі перемінного перепаду тиску (рис. 2.2), засновані на зміні перепаду тиску на пневматичній опорі [14-15], в залежності від об'ємної витрати повітря. Загалом залежність представлена виразом:

$$Q = \alpha \cdot S \sqrt{2 \cdot \frac{\Delta P}{\rho}},$$

де Q – швидкість потоку, α – коефіцієнт передачі, S - прохідна площа пристрою, ΔP – перепад тиску, ρ – щільність повітряного потоку.

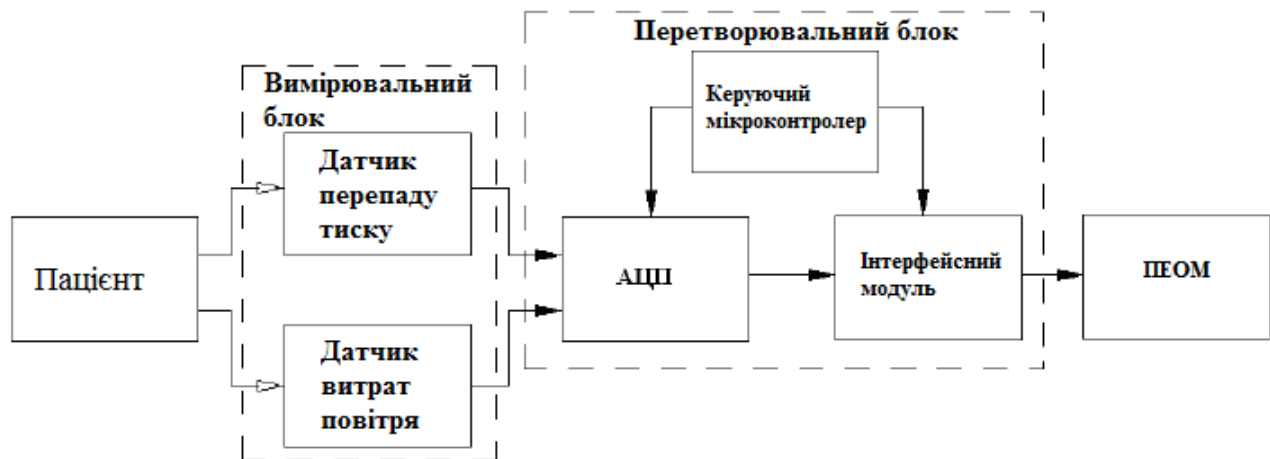


Рис. 2.2. Схема вимірювання вентиляційної функції

Характер потоку визначається критерієм або числом Рейнольдса:

$$Re = \frac{\rho \cdot V \cdot D}{\mu} = \frac{V \cdot D}{\eta},$$

де ρ – щільність газу; μ , η – динамічна та кінематична в'язкість газу; V – лінійна швидкість потоку; D – діаметр каналу.

Критичне число Рейнольдса: $Re_{кр} \sim 2300$ – межа переходу ламінарного потоку в турбулентний. У легенях турбулентний потік відбувається в трахеї, а ламінарний - у дистальних дихальних шляхах, де швидкість потоку дуже низька. У точках розгалуження виникає перехідний потік - ламінарний з окремими вихорами.

Закон Хагена-Пуазейля для ламінарного потоку:

$$R_{AW} = \frac{8\eta \cdot L}{\pi \cdot r^4},$$

де η – кінематична в'язкість газу; L – довжина каналу; r – радіус каналу. У турбулентних і перехідних потоках опір залежить від r . Тому у разі захворювань

калібр дихальних шляхів зменшується (астма, бронхіт), опір значно зростає і збільшує роботу дихання.

Таблиця 2.1 – Метрологічні вимоги до мікроелектронного первинного перетворювача відповідно до стандартів американської АТС та європейських асоціацій ERS

Нормуючий параметр	ATS + ERS, 2005 р.
Опір диханню, Па/(л/с) , не більше	150
Поріг реагування за обсягом, л, не більше	0,05
Поріг реагування по об'ємної швидкості, л / с, не більше	—
Верхня межа діапазону вимірювань об'єму, л	8
Верхня межа діапазону вимірювань об'ємної швидкості, л / с	14
Межі відносної похибки вимірювань об'єму,%	± 3
Межі відносної похибки вимірювань об'ємної швидкості,%	$\pm 3,5$
Нелінійність АЧХ в діапазоні частот,%, не більше, Гц	± 5 до 15

До цього типу відносять датчики трубки Fleisch і Lilly, форсунки Піто Вентурі. Основними компонентами датчика є перетворювач 1, який створює перепад тиску (набір трубок, сітка, діафрагма тощо), та два датчики тиску 2 і 4 [16-17]. В даний час перетворювачі серійно випускаються у вигляді манометра диференціального тиску в компактному вузлі [18]. Проблема при використанні трубки Fleisch і і Ліллі є конденсація на резистивном елементі. Для того, щоб НЕ допустити цього, датчик нагрівається за допомогою нагрівального елементу 3 (див. рис. 2.3) до температури 35-40°C.

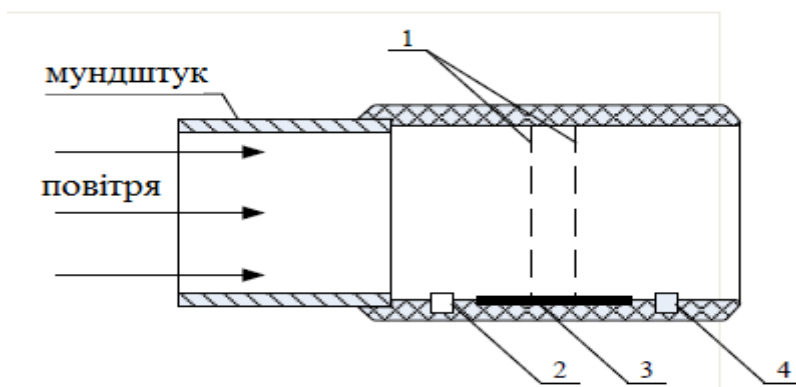


Рисунок 2.3 – Датчик змінного перепаду тиску

В даний час у зв'язку з появою електронних датчиків тиску з високою чутливістю все частіше використовуються перетворювачі з досить низькими значеннями пневматичного опору вимірювального каналу (сопла Вентурі, трубка Піто) [19]. Також до переваг датчиків перепаду тиску можна віднести можливість визначення напрямку потоку повітря. Основна похибка звукових пристроїв знаходиться в постійному $\pm 1\%$ потоку ставок. Постійна часу залежить від конкретної конструкції і становить від 2 до 30 мс. Часта санітарна обробка або потрапляння слизу на резистивний елемент призводить до значного зниження надійності датчика, а нелінійність його передавальної характеристики ускладнює обробку результатів вимірювань.

Рідше датчики теплопровідності використовуються в апаратурі функціональної діагностики [13]. Принцип їх роботи заснований на ефекті зміни електричного опору нагрітого термістора, який охолоджується повітряним потоком [14, 20]. Датчик теплопровідності показаний на рис. 2.4, де 1 - термістор, нагрітий імпульсним струмом. передавальну характеристику можна отримати з рівняння теплопередачі:

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

де I – ефективне значення струму; R – значення опору термістора; S – площа

охолодження термістора; ΔT – різниця температур; a , b , c – константи калібрування.

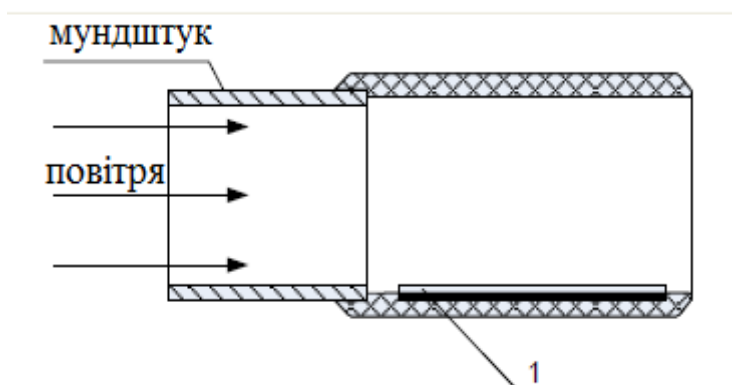


Рисунок 2.4 – Датчик теплопровідності

Недоліками термокондуктометричного датчика є нелінійність передавальної характеристики, велика інерційність та неможливість визначення напрямку повітряного потоку. Крім того, матеріал терморезистора надзвичайно нестійкий до санітарії та механічних пошкоджень, а, отже, датчик має низьку надійність. В даний час існують серійно виготовлені датчики, виготовлені в корпусі, в якому площа охолодження досягає декількох міліметрів [21]. Це значно зменшує постійну часу, але ще більше ускладнює процес дезінфекції. До переваг датчиків цього типу належить надзвичайно низький опір потоку повітря, який можна порівняти з опором ділянки гладкостенної труби [13].

В даний час робляться спроби використовувати ультразвукові датчики в діагностичній спірометрії [22]. Робота цих датчиків заснована на взаємозв'язку між швидкістю потоку та швидкістю поширення ультразвукових коливань між двома точками трубки (ефект Доплера). П'єзокерамічні кільця 1 використовуються як випромінювачі та приймачі ультразвуку, розташовані перпендикулярно вимірювальному каналу на деякій відстані один від одного (див. рис. 2.5).

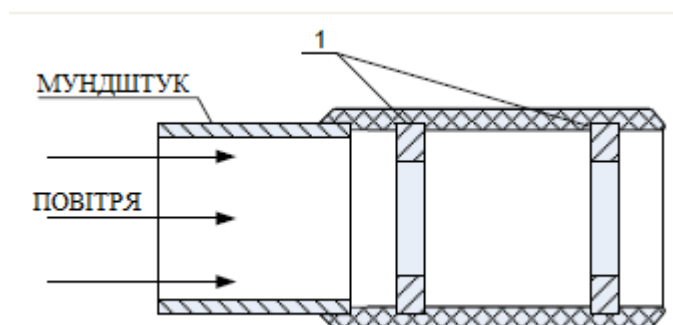


Рисунок 2.5 – Ультразвуковий датчик

Основним недоліком ультразвукових датчиків є низька точність і чутливість при роботі з газами, особливо при низькій вартості.

Також такі датчики мають нелінійну передавальну характеристику, яка, як правило, замінюється поліномом високого порядку [23]. Перевагами є відмінні динамічні характеристики та низький опір потоку. Крім того, цей тип датчика забезпечує легку дезінфекцію та санітарію та можливість визначати напрямок повітряного потоку.

Серед перспективних областей слід відзначити датчики потоку, вбудовані на волоконно-оптичних перетворювачах тиску [24]. Принцип роботи таких датчиків заснований на зміні кута відбиття світлового променя від рухомого дзеркала, яке виконано у вигляді мембрани. Сьогодні область застосування таких датчиків обмежена надзвичайно малим діапазоном вимірюваних потоків.

Порівнюючи переваги та недоліки розглянутих датчиків для вимірювання витрати, можна зробити висновок, що для використання в стаціонарному обладнанні для функціональних досліджень дихальних функцій доцільно використовувати датчик потоку, заснований на реєстрації перепаду тиску в дифузорі, такому як Насадка Вентурі та інші обмежувальні пристрої. Ці перетворювачі мають низький пневматичний опір і високу повторюваність в обох напрямках повітряного потоку.

2.2. ПРОЕКТИ, СХЕМИ ТА СТАТИЧНІ ПАРАМЕТРИ ВИТРАТОМІРІВ

У таблиці 2.2. наведено приблизні вимоги до конструкції спірометричного обладнання

Таблиця 2.2 – Приблизні вимоги до конструкцій спірометричного обладнання

Рівень	Датчик	Обчислювальний пристрій	Пристрій виводу результатів	Реєстратор
0	Флажковий або турбінний	Ні, механічний або мікропроцесор	Індикатор набору або електронний індикатор	Немає
I	Манометр диференціального тиску або турбіна	Мікропроцесорний	Знаковий індикатор	Може не бути
II	На основі манометра диференціального тиску	Мікропроцесорний	Графічний дисплей	Вузькоформатний принтер або може не бути
III	На основі манометра диференціального тиску	Мікропроцесорний	Графічний дисплей	Вузькоформатний принтер
IV	На основі манометра диференціального тиску	На основі мікропроцесора або ПК	Графічний дисплей або відеомонітор	Вбудований принтер або принтер ПК
V	На основі манометра диференціального тиску та / або газоаналізатора	На базі ПК	Відеомонітор	Принтер ПК

З таблиці 2.2 видно, що найбільш широке застосування в амбулаторних та стаціонарних медичних закладах слід знайти у переносних або стаціонарних

спірометрах для автоматичного вимірювання 12-20 параметрів вентиляційної функції. Крім того, спеціальний режим став стандартним для автоматичного розрахунку динаміки FVD в процесі тестування на наркотики. Прилади з вимірюванням параметрів вимушеного вдиху зустрічаються рідше.

У багатьох спірометрах використовується ламінарний тип потоку і змиву (пучок металевих капілярних трубок) або металевий щит, з'єднаний з датчиком перепаду тиску з тонкої сітки.

Конструкції труб Fleisch та Lilly мають як переваги, так і недоліки. Переваги включають лінійність характеристик, а також точність, повторюваність та відтворюваність результатів вимірювань. До недоліків можна віднести ідентичність дихального опору та чутливості, залежність характеристики від зміни динамічної в'язкості повітря, необхідність і важкість регулярного калібрування та засмічення трубки продуктами видихуваного повітря. На рис. 2.7 показана схема Fleisch труби та її конструкція на рис. 2.8.

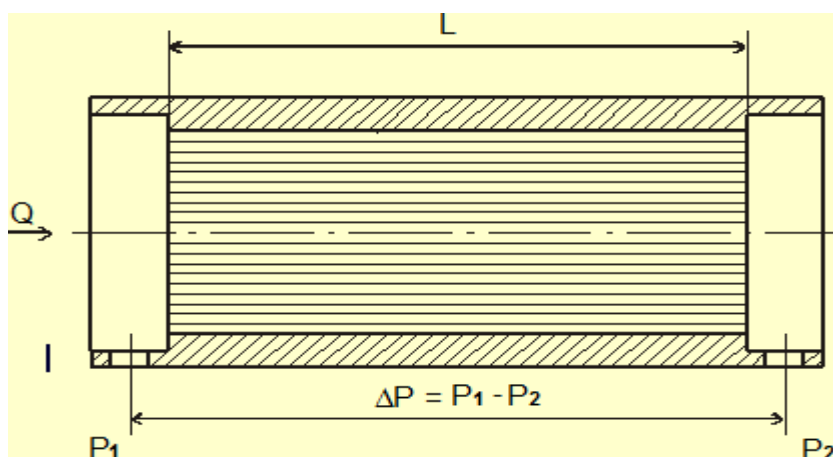


Рисунок 2.7 – Схема трубки Флейша



Рисунок 2.8 – Конструкція трубки Флейша

Визначення статичного параметру відбувається за формулою:

$$\Delta p = \frac{128\eta \cdot Q \cdot l}{\pi \cdot d^4}$$

На рис. 2.9 представлена конструкція трубки Ліллі.

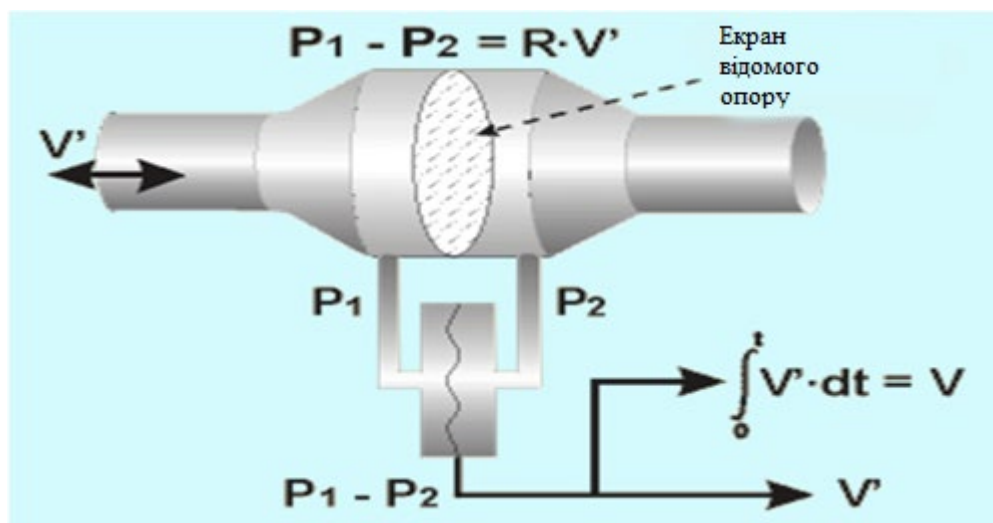


Рисунок 2.9 – Конструкція трубки Ліллі

Визначення статичного параметру:

$$\Delta p = \frac{128\eta \cdot Q \cdot l}{\pi \cdot d^4}$$

Загальна схема сопла Вентурі (звужуючий прилад), наведена на рис. 2.10.

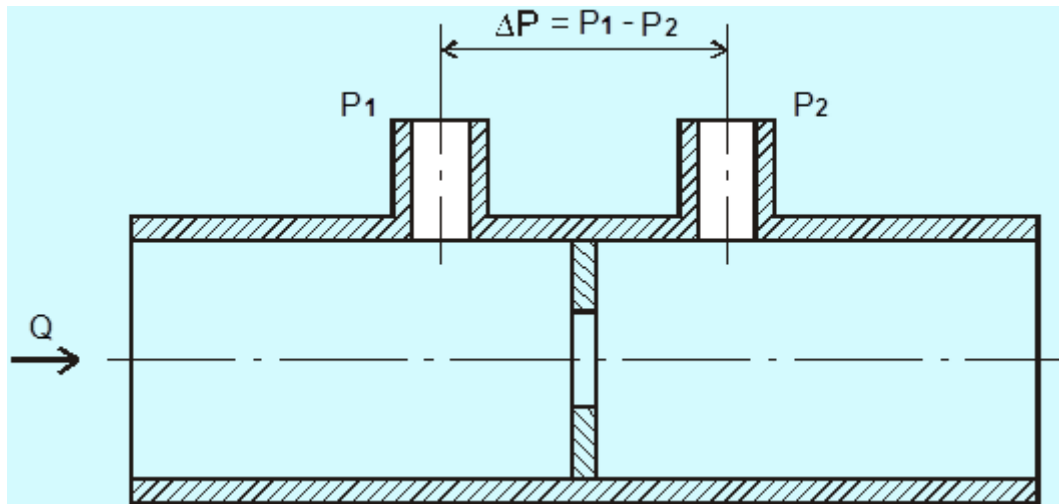


Рисунок 2.10 – Схема сопла Вентурі

Статична характеристика сопла Вентурі визначається за формулою:

$$\Delta p = \frac{\rho \cdot Q^2}{2\alpha \cdot \varepsilon^2 \cdot F_0^2} \cdot$$

Висновки до розділу:

У цьому розділі розглядаються первинні перетворювачі, типи резистивних елементів потоку та типи функціональних залежностей між об'ємними витратами та перепадом тиску. Зроблено висновки щодо недоліків та переваг проточних каналів, таких як: сопла Вентурі, змивні труби та трубки Лілля. Розрахунок вихідних параметрів для сопла Вентурі проводився відповідно до максимально можливих показників функції зовнішнього дихання людини. Відповідно, для використання у стаціонарному обладнанні для функціональних досліджень дихальної функції застосовують датчик витрати, заснований на виявленні перепаду тиску в соплах типу Вентурі дифузора або інших отворах. Ці перетворювачі мають низький пневматичний опір і високу повторюваність в обох напрямках повітряного потоку.

3. ВПРОВАДЖЕННЯ ВИТРАТОМІРІВ В МІКРОЕЛЕКТРОНІЦІ

3.1. ПОЄДНАННЯ ДАТЧИКА ПЕРВИННОГО ПОТОКУ ПОВІТРЯ З ЦИФРОВОЮ ОБРОБКОЮ СИГНАЛУ

Датчики, що поєднують в собі первинний перетворювач, аналого-цифровий перетворювач, вузли цифрової обробки сигналів і цифровий інтерфейс на одному мікроелектронному чіпі, можуть збільшити продуктивність і зменшити вартість вимірювальних приладів.

Цифровий CMOS-датчик для вимірювання витрати приймає вимірювані сигнали від відомого типу конструкції (рис. 3.1).

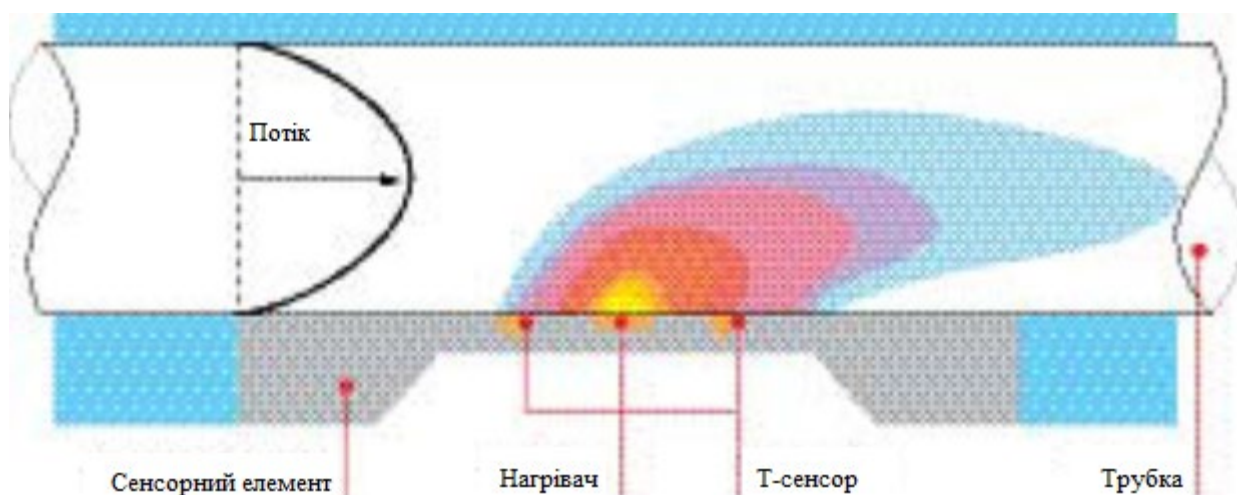


Рисунок 3.1 – Принцип вимірювання теплового потоку

Мініатюрний нагрівальний елемент на мікрочіпі для вимірювання витрати в каналі подає рідині постійну кількість тепла. Такі конструкції потоку рідини можуть забезпечувати точність, наприклад, 2% від вимірюваного значення, використовуючи енергію 90-300 мкДж. Побойовання щодо можливих додаткових помилок від введення тепла в навколишнє середовище в більшості випадків є безпідставними. Пара температурних датчиків розташована симетрично перед і за течією джерела тепла і реєструє незначні різниці температур порядку 0,002 °C протягом мілісекунд, забезпечуючи таким чином основну інформацію про

розподіл енергії в навколишньому середовищі. Це основна інформація, необхідна згодом для обчислення фактичного загального потоку або обсягу поданого [21].

Додаткові характеристики, такі як зменшення споживання енергії за рахунок мінімізації теплової потужності, час відгуку вимірювання <20 мс для потоку рідини та <2 мс для потоку газу та повторюваність приблизно 0,6% від виміряного значення.

3.2. ВБУДОВАНА ЦИФРОВА ОБРОБКА СИГНАЛІВ

Сигнали датчиків повинні оброблятися належним чином, щоб підтримувати високу якість сигналу та бути інтегрованими в системи користувачів. Для більшості датчиків основними функціями, необхідними для досягнення високої продуктивності, необхідної для застосування, є посилення, оцифровка, лінеаризація та компенсація температури. Залежно від генерації датчиків MEMS (див. таблицю 3.1.) Ці функції можуть бути інтегровані в мікросхему датчика для забезпечення більшої стійкості до електромагнітних перешкод та якості сигналу (наприклад, динамічний діапазон 1: 100 з точністю до 3% від виміряного значення). Структуру цього типу мікросхеми можна побачити на рис. 3.2.

Таблиця 3.1 – Характеристика генерації датчиків MEMS відображає прогрес, досягнутий у технології мікросенсорів

Перше покоління	Елемент датчика MEMS зазвичай має кремній, іноді поєднується з аналоговим посиленням мікрочіпа
Друге покоління	Датчик MEMS поєднаний з аналоговим підсиленням та аналого-цифровим перетворювачем на одному мікрочіпі

Продовження таблиці 3.1

Третє покоління	Поєднання сенсорного елемента з аналоговим підсиленням, аналого-цифровим перетворювачем та цифровим інтелектом для лінеаризації та температурної компенсації на одному мікрочіпі
Четверте покоління	Такі ж функції, як датчик MEMS третього покоління, плюс пам'ять для даних калібрування та компенсації температури.



Рисунок 3.2 – Високоінтегрована мікросхема цифрового датчика витрати

Дані датчиків, необхідні для лінеаризації та температурної компенсації під час роботи, генеруються під час калібрування під час виробництва. Для одноразових датчиків важливо, щоб дані калібрування зберігалися та оброблялися всередині датчика, щоб уникнути потреби в калібруванні користувача. Це можливо в датчиках MEMS четвертого покоління. Ці мікросхеми містять повний інтелект та пам'ять, необхідні для лінійної обробки вбудованих мікросхем, температурної компенсації та алгоритмів самоперевірки. Четверте покоління сенсорних мікросхем для вимірювальних приладів прибл. 2 x 3 мм. Досягнення такого рівня інтеграції означає повне однокристальне рішення. Використання стандартного чіпа дозволяє витрати на виробництво цих чіпів Датчик S в standartnomih напівпровідникових об'єктів. Через низьке енергоспоживання

мікросхем привабливо забезпечити ці датчики радіочастотною ідентифікацією (RFID), як на мікросхемі для бездротового зв'язку та / або бездротового живлення. Ця схема може, наприклад, містити демодулятор і випрямляч для прийому потужності та даних через котушкову антену, а також модулятор і драйвер для передачі даних назад через ту саму антену.

3.3.МОНІТОРИНГ ДИХАЛЬНОГО ПОТОКУ

Кілька виробників медичних приладів замінили статичні датчики перепаду тиску датчиками газового потоку, щоб досягти більш високої чутливості при низьких витратах та усунути чутливість до вібрації. На жаль, звичайні калориметричні методи вимірювання, такі як гарячий дріт або датчики масового потоку, що використовують датчики температури та джерела тепла, чутливі до пилових відкладень та високої вологості.

Першим кроком у вирішенні цих проблем є зменшення кількості потоку, який проходить через датчик масового потоку в отворі, тим самим зменшуючи ризик відкладення пилу. Високої роздільної здатності при низькій вартості, необхідної для вимірювання низького потоку в каналі, можна досягти посиленням та оцифровкою сигналу на мікросхемі (друге покоління MEMS). Додаткові конструктивні особливості, такі як гладка поверхня, покриття скла та відсутність проводки в проточному каналі, роблять датчик масового потоку міцним проти відкладень та високої вологості.

На другому етапі інтеграція датчика температури на мікросхемі масового потоку забезпечує найкращі показники в діапазоні температур 0-60 ° C без додаткової електроніки (датчик MEMS 3-го покоління). Інформацію про температуру можна використовувати разом із цифровим чіпом датчика вологості для відстеження точок роси та уникнення конденсації в трубці.

Третім кроком є інтеграція даних калібрування (датчик 4-го покоління MEMS) та покращення продуктивності обробки сигналів.

Інтеграція пам'яті даних калібрування в мікросхему датчика, щоб уникнути необхідності нового калібрування щоразу при заміні датчика, є основною вимогою для одноразових програм. Збільшена швидкість датчиків потоку MEMS четвертого покоління дозволяє проводити вимірювання зі швидкістю 1 / мс, що дозволяє виявляти високодинамічні сигнали з високими частотами.

Покращена потужність обробки сигналів у поєднанні з цифровим інтерфейсом забезпечує функції самоперевірки одноразових виробів; ці функції включають виявлення відкладень на датчику витрати, компенсацію зміщення та контрольну суму (перевірку надмірності) для кожного вимірювання.

Висновки до Розділу:

У цьому розділі розглядається метод отримання вхідного вимірювального сигналу та його вражаюча цифрова обробка. Для зменшення впливу навколишнього середовища на датчик зменшено величину потоку через канал первинного перетворювача. Відповідно, інтеграція датчика четвертого покоління MEMS дозволила зробити витратомір дешевшим у виробництві, спростила обробку сигналу та усунула необхідність калібрування після кожного вимірювання. Покращена функціональність обробки сигналів у поєднанні з цифровим вихідним інтерфейсом забезпечує функції самоперевірки одноразових виробів. Вважається високоінтегрованим датчиком MEMS, який можна інтегрувати в системи користувачів.

4. ВПРОВАДЖЕННЯ ТА ІНТЕГРАЦІЯ ДАТЧИКІВ ПОВІТРЯНОГО ПОТОКУ

4.1.ОСОБЛИВОСТІ КОНСТРУКЦІЇ, ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ТА ПРИНЦИПУ ФУНКЦІОНУВАННЯ МІКРОЕЛЕКТРОННОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ПАРАМЕТРІВ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

У більшості медичних застосувань необхідно використовувати датчик, здатний вимірювати потік в обох напрямках (потік вдиху та видиху відповідно).

Описаний датчик витрати кремнію, який використовується в цій мікросистемі, підходить для цього застосування. Він складається з нагрівача та двох термодатчиків з кожного боку нагрівача. Гарячі контакти термопари та нагрівача лежать на пористому кремнієвому шарі та забезпечують локальну теплоізоляцію від кремнієвої підкладки [28]. Холодні контакти термопілони лежать на кремнії. Напрямок потоку перпендикулярний нагрівачу, і датчик може розрізняти кожен напрямок потоку і має симетричний наконечник щодо нуля. Рисунок: 4.1 ілюструє зображення датчика та вказує напрямок потоку. [29]

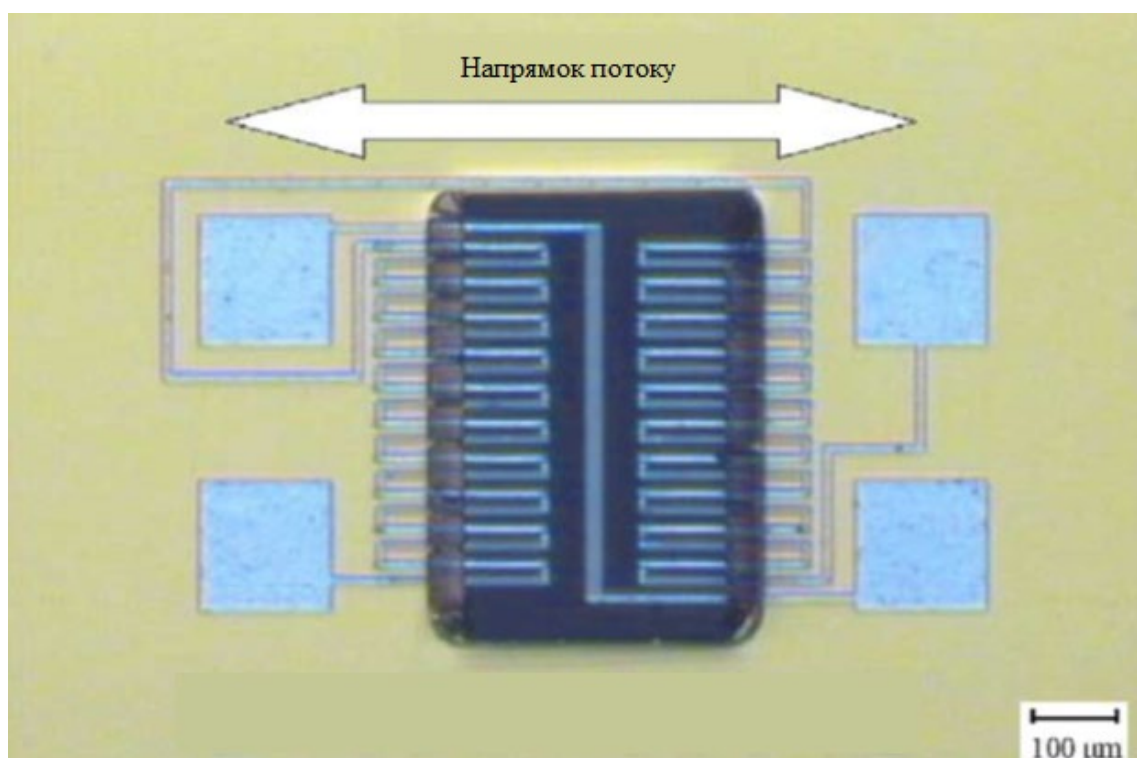


Рисунок 4.1 – Зображення датчика витрати. Вид зверху

Існує кілька глобальних специфікацій для апаратів штучної вентиляції легенів, що використовуються в дихальній та медичній техніці. Більшість цих вентиляторів використовуються як частина складніших систем, і їх розміри повинні бути адаптовані до вимог системи до розмірів. У більшості випадків лічильник газу розташований послідовно з основною трубою системи з гнучкими роз'ємами. Ці з'єднувачі взагалі не суміщені з основною трубою перетворювача, але вони з'єднані з різними кутами до цієї трубки. Таким чином, дуже важливо, щоб реакція датчика не залежала від конфігурації роз'єму.

Усі розміри корпусів були мінімізовані, ніж існуючі на ринку системи. Максимальна довжина становила 3,5 см, а внутрішня довжина - 1,8 см. Вся система була розроблена для роботи в широкому діапазоні потоку від -200 до +200 л / хв, що цілком підходить для вищезазначених медичних застосувань.

Існує два варіанти розташування датчика в корпусі: або розмістити його безпосередньо в трубці витратоміра, закріпивши на боковій стінці, або використовувати байпас меншого діаметру, розміщений всередині або зовні основної трубки. В обох випадках потік над датчиком не повинен змінюватися від ламінарного до турбулентного для отримання послідовних і повторюваних вимірювань. При швидкості 200 л / хв у трубці діаметром 1,8 см число Рейнольдса Re досягає 15000, що набагато перевищує значення ламінарного потоку.

Діаметр, необхідний для забезпечення ламінарного потоку при 200 л / хв, становить щонайменше 2,7 см. З іншого боку, якщо ви вибрали операцію з турбулентним потоком, існують обмеження в діапазоні низьких витрат. Наприклад, максимальний необхідний діаметр, наприклад, для відсутності турбулентного потоку при 10 л / с (число Рейнольдса, $Re > 4000$), становить 3,3 мм. Однак при такому діаметрі швидкість потоку через трубку при 200 л / хв становитиме 379 м / с, що знаходиться в діапазоні стисливого потоку.

Незважаючи на всі вищезазначені обмеження, зрозуміло, що єдиною конструкцією, яка підходить, є конструкція проточної трубки, в середині якої закріплений датчик. Для цієї конструкції існує дві конфігурації портів щодо

основної труби. Перший показаний на рис. 4.2, де прохід знаходиться зовні від основної труби, а другий - на рис. 4.3. Перша конфігурація широко використовується в комерційних витратомірах [30].

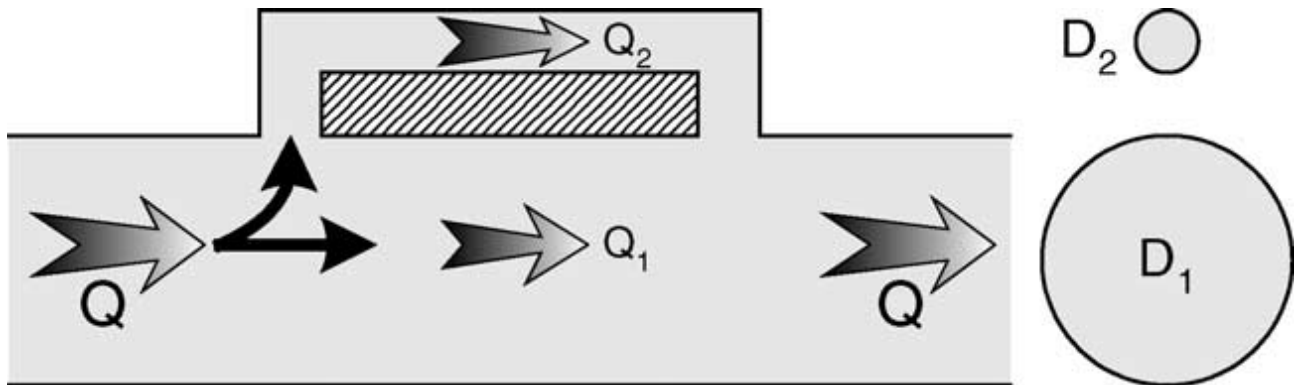


Рисунок 4.2 – Зовнішня конфігурація прохідної трубки

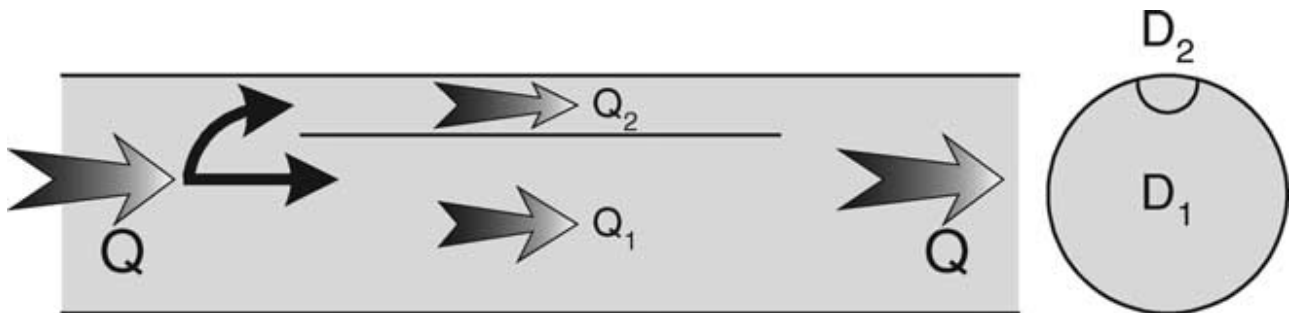


Рисунок 4.3 – Внутрішня конфігурація прохідної трубки

В обох випадках початковий потік (Q) ділиться на дві частини, Q_1 (в магістральній трубі) і Q_2 (байпас). Відповідно до рівняння безперервності, для постійного потоку об'ємна швидкість потоку однакова в будь-якій ділянці труби, отже $Q = Q_1 + Q_2$. Це рівняння застосовується до нестисливих рідин. Гази вважаються нестисненими на низьких швидкостях, тобто менше 100 м / с, що є в нашому дослідженні. Початкові втрати енергії внаслідок тертя (h_L) однакові в обох та в магістральній трубі ($h_L = h_{L1} = h_{L2}$). Ці втрати енергії розраховуються за допомогою рівняння Дарсі [31]:

$$h_L = f \frac{L u^2}{D 2g} ,$$

де f - коефіцієнт тертя (безрозмірний), який залежить від числа Рейнольдса та відносної шорсткості трубки, L і D - довжина та діаметр трубки, відповідно - середня швидкість потоку, g - прискорення сила тяжіння. Висунуті вимоги стосуються ламінарного та повністю спроектованого потоку в наскрізному режимі потоку для всього діапазону потоку. З вищезазначених обмежень впливають такі умови:

$$u_2 D_2 > 1,59 \cdot 10^{-5} Re$$

$$\frac{L}{D_2} \geq 0,05 Re$$

$$f_1 \frac{u_1^2}{D_2} = f_2 \frac{u_2^2}{D_2}.$$

Вирішуючи цю систему рівнянь, можна отримати необхідний розподіл потоку в проточній трубці. На рис. 4.4 показано число Рейнольдса для потоку, що розвивається в проточній трубці для різних діаметрів протоки (від 0 до 1,8 см) та різних початкових значень потоку на вході в основну трубу (від 0 до 200 л / хв). У всіх випадках діаметр основної труби становить 1,8 см. Розглянуті значення Re нижче 2000, що є верхньою межею для умов ламінарного потоку в наскрізній трубці. Ми бачимо, що для конкретного значення витрати число Рейнольдса збільшується зі збільшенням діаметра проточної труби. Максимальний діаметр ламінарного потоку при 200 л / хв становить 0,6 см. Максимальна довжина проточної труби становила 3 см, оскільки довжина основної труби, як зазначено вище, становить 3,5 см. наступна умова [32]:

$$D_2 \leq \frac{0,6}{Re} \text{ (см)}.$$

Використовуючи результати ми отримуємо еволюцію діаметра проточної труби D_2 як функцію відповідного числа Рейнольдса для початкового потоку 200

л / хв, як показано на рис. перетин двох кривих призводить до максимального діаметра, який поєднує ламінарний і повністю розвинений потік у прохід. Цей діаметр є оптимальним для нашого застосування, оскільки забезпечує максимальну швидкість потоку в проточній трубці для даного початкового потоку, що призводить до максимальної реакції датчика. Оптимальний діаметр - $D_2 = 0,18$ см.

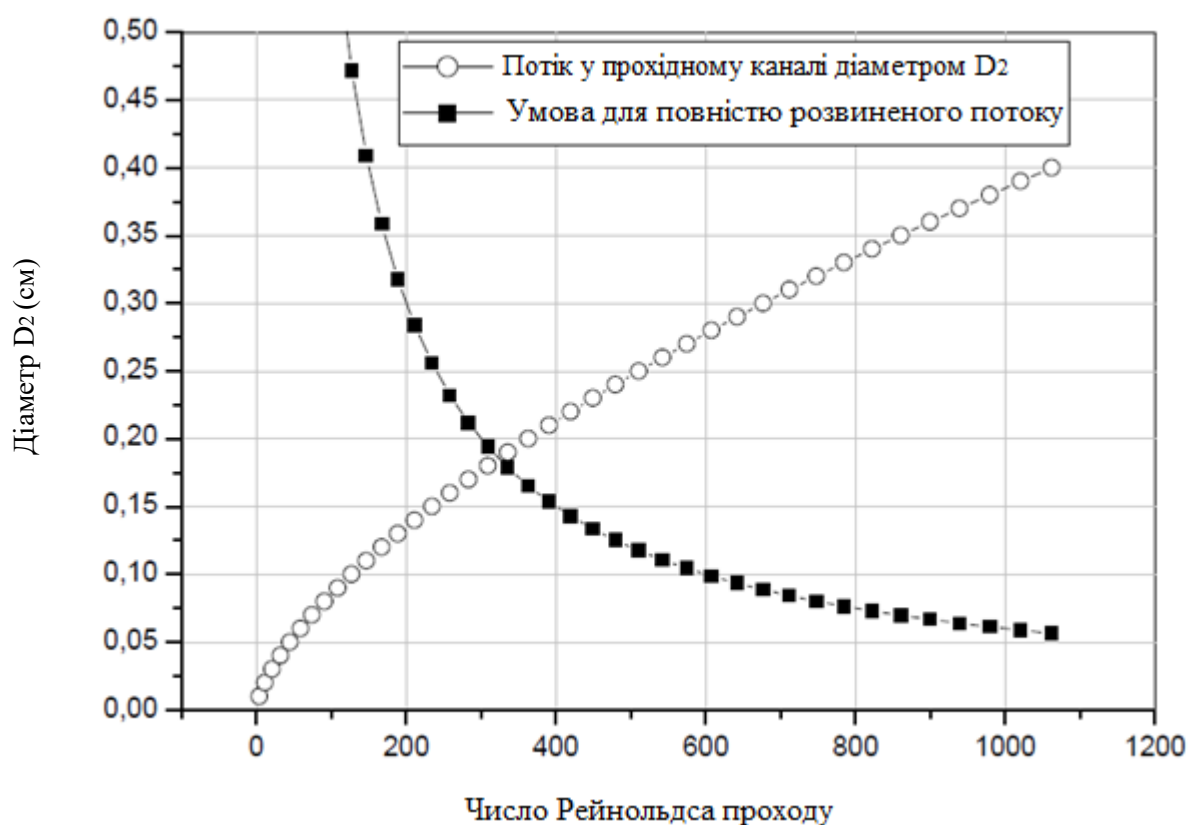


Рисунок 4.5 – Оптимальний діаметр отвору, що визначається ламінарними та повністю розвиненими умовами потоку

Подовжений розподіл швидкості та тиску по всьому каналу труби та корпусу. Досліджено вплив як конфігурації проточної труби, так і кута прилягання вхідної та вихідної труб до вищезазначених параметрів. Початковий потік становив 200 л / хв, а вхідні та вихідні труби розглядалися при 90° відносно основної труби.

Як і очікувалось, для всіх розглянутих початкових значень потоку в проході розвинувся ламінарний потік із середньою швидкістю від 0,014 до 0,35 м / с для потоків від 10 до 200 л / хв відповідно. Рисунок 4.6 ілюструє профіль швидкості потоку в перерізі в середині проточної трубки. Початковий потік становив 200 л / хв. Суцільна лінія показує профіль ламінарного потоку, який походить від формули, що характеризує повністю розроблений розподіл ламінарного потоку [33]:

$$u = u_0 \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right),$$

де u_0 – максимальне значення витрати, R – радіус трубки. Спостерігається майже точна установка, яка підтверджує, що потік середнього проходу повністю розвинений і ламінарний.

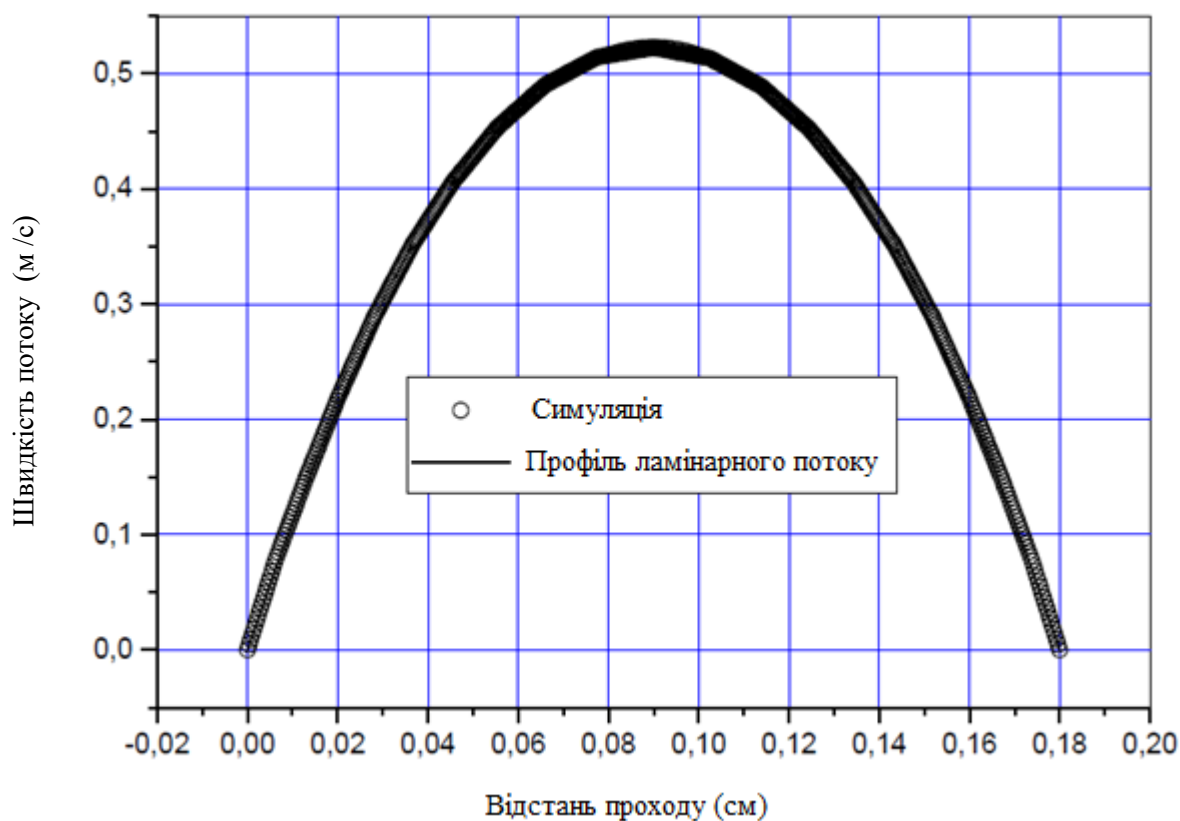


Рисунок 4.6 – Профіль швидкості потоку в перерізі в середині проточної трубки. Початковий потік становив 200 л / хв. Суцільна лінія показує відповідність з ламінарним профілем потоку

Моделювання продемонструвало сильну залежність потоку в напрямку прохідного потоку від напрямку фіксації вхідних і вихідних труб щодо основної труби. Відхилення швидкості потоку до 200% спостерігалось при зміні кута фіксації вхідних і вихідних труб. У випадку кута 270° потік в байпасі був перевернутий і спостерігались негативні швидкості, що датчик може інтерпретувати як зміну напрямку потоку.

4.2.ВПРОВАДЖЕННЯ ТА ІНТЕГРАЦІЯ ДАТЧИКІВ. ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Датчик витрати використовує вдосконалену традиційну кремнієву технологію. Вихідним матеріалом є двостороння полірована кремнієва пластина, кремній n-типу діаметром 100 мм, товщиною 300 мкм.

Спочатку здійснюється осадження мембранних матеріалів (150 нм шар нітриду кремнію на тонкому оксиді), а потім стандартні процеси виготовлення термоелементів із 100 нм шаром полікремнію та 300 нм шаром алюмінію. Після цього, для захисту термодатчика від суворих середовищ, шар Si_3N_4 використовується як пасивація та як маска мокрого травлення в КОН на тильній стороні кремнієвої пластини для отримання вільної мембрани.

Теплоізольована частина датчика MEMS має ширину 2 мм і довжину 6 мм, що дозволяє розділяти електричні з'єднання та канал. Мембрана, чутлива до нітриду кремнію, має розмір 300×600 мм. Термометрами служать лінійні нагрівачі, розташовані посередині мембрани та по обидва боки термопар, розташовані симетрично (рис. 4.8). Датчик використовується як калориметр і, таким чином, може визначати напрямок потоку [34].

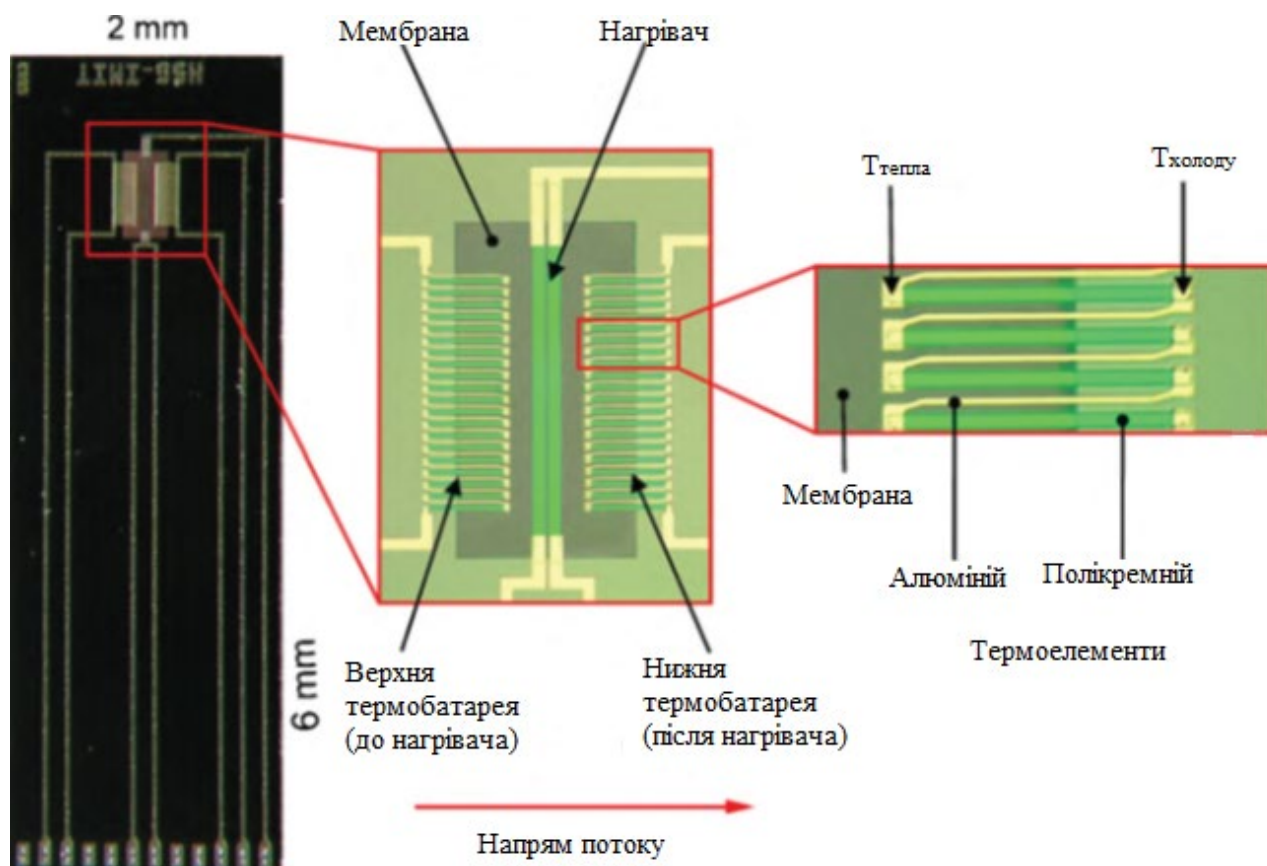


Рисунок 4.8 – Фотографія чутливого елемента виготовленого датчика MEMS

Для спірометрії термодатчик розміщують у трубці над дихальною маскою якомога ближче до пацієнта, щоб досягти компактної системи між маскою та датчиком. Для зменшення гідравлічного опору системи масок і труб застосовують труби діаметром (близько 26 мм). За таких умов важко забезпечити реальну вимогу до ламінарності потоку по всьому перерізу каналу. Крім того, завдяки особливій геометрії системи необхідно вимірювати нерівномірні та турбулентні потоки газу з високими динамічними витратами від 5 до 200 л / хв. Представлений мікромеханічний датчик потоку має необхідну точність для вимірювання високодинамічної природи вдихуваного повітря. Завдяки своїй дуже тонкій мембрані та низькій тепловій масі датчик демонструє дуже короткий час відгуку близько 2 мс.

На рис. 4.9 показані результати датчика для швидкого збільшення потоку, спричиненого на вході в трубку. Завдяки високій чутливості 150 мкВ / К на

контакт термопари та короткому часу відгуку, датчик виявляє кожну незначну зміну потоку.

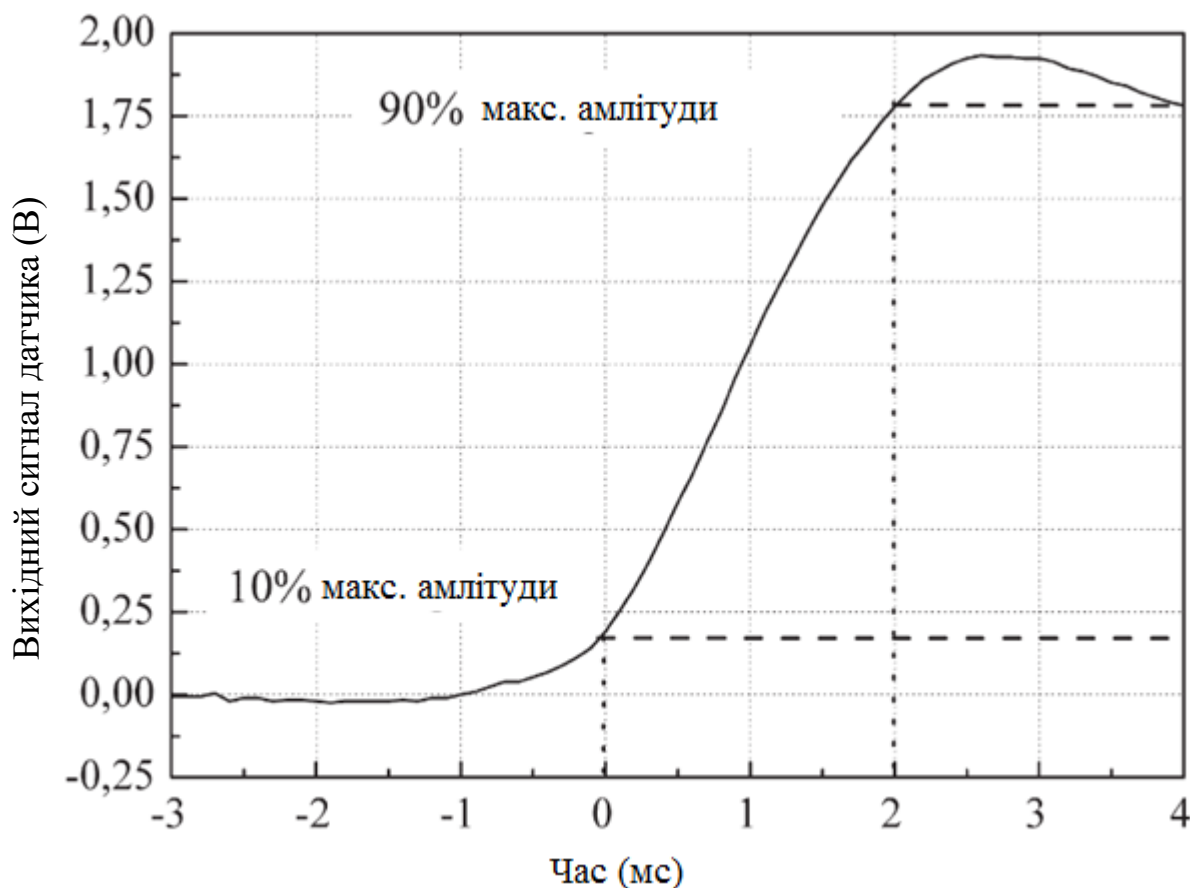


Рисунок 4.9 – Реакція датчика на швидке збільшення потоку спричинена впливом повітря на його вихід

Високодинамічні вимірювання також призводять до отримання відповідного сигналу з високим ступенем збурюючих ефектів, таких як турбулентність потоку. Щоб уникнути цих явищ, мікросхема датчика поміщається в металевий корпус і використовується як прохід до каналу з рухомою рідиною.

Кремнієва мікросхема розміщена в упаковці таким чином, щоб не було зазорів між упаковкою та мікросхемою для запобігання маневровій турбулентності. Сітчасий екран передбачений посередені короткої виміральної секції, щоб забезпечити рівномірний потік.

Метою було отримати репрезентативний потік, практично вільний від турбулентності, зі швидкістю в діапазоні вимірювання датчиків до 40 м / с з амінологічною рідинною підтримкою всього пальця. Отримано, що швидкість всередині каналу залишається нижче 16 м / с при 200 л / хв в основному каналі. Розрахункове критичне число Рейнольдса 2320 досягається при швидкості потоку 24 л / хв, що відповідає переходу між ламінарним та турбулентним потоками. Однак датчик витрати показує стабільний сигнал у турбулентній області.

Низька теплова маса діафрагмового датчика дозволяє швидко і точно захоплювати високодинамічні криві дихання. Датчик мікросхеми працює за калориметричним принципом [34]. Датчики теплового потоку вимірюють швидкість маси рідини, що протікає через чутливу область; тому характеристична крива демонструє найбільшу чутливість при низьких витратах. Чутливість зменшується при вищій швидкості потоку, поки характеристична крива не насичується. Впродовж гіпотези про майже постійний шум термопари протягом усього діапазону вимірювань датчик демонструє кращу точність при низьких витратах, ніж при більших витратах. Крім того, дві серії термоелементів, які симетричні з обох боків нагрівача, дозволяють розпізнавати напрямок потоку. Завдяки своїй високій точності та визначенню напрямку потоку при низьких витратах, датчик може виявити важливу тригерну точку між вдихом та видихом і достатній для оцінки швидкості потоку дихання. На рис. 4.13 - калібрувальна схема датчика витрати трубки. Для калібрування потік повітря послідовно пропускався через трубку зонда з різною швидкістю через стандартний комерційний еталонний зонд (TSI, модель 4040), оптимізований для виявлення дихання. Еталонний датчик TSI - це анемометр з гарячим дротом з діапазоном вимірювання від 0,1 до 300 об / хв (стандартний літр на хвилину при 21 ° C і 1025 мбар) і точністю до 1% від виміряного значення. Крім того, барометричний тиск і температура подачі визначаються з моделі TSI. Виміряні напруги та опорні значення потоку датчика MEMS реєструються в таблиці пошуку, яка представляє калібрувальну криву датчика. Характеристика відтворюваного датчика дозволяє збільшити діапазон вимірювання до 400 л / хв.

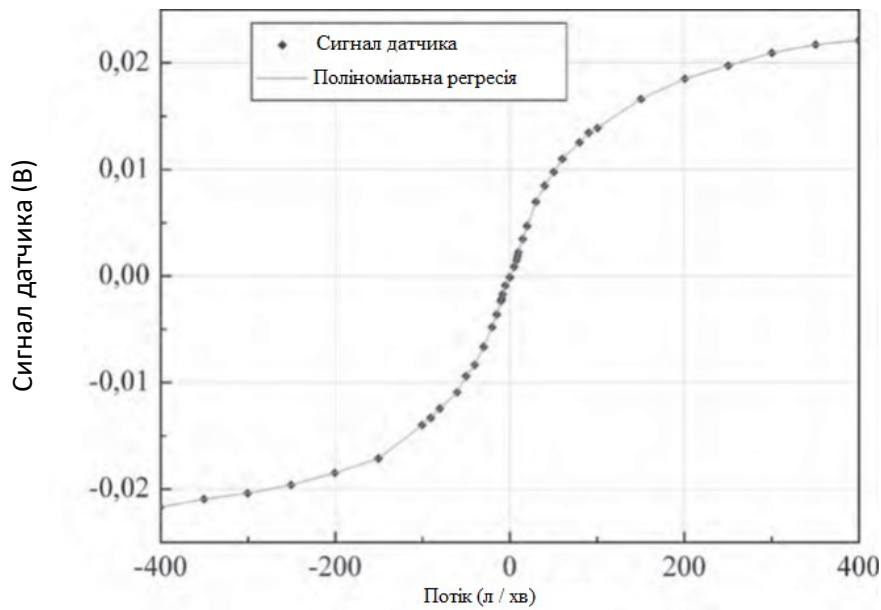


Рис. 4.13 – Калібрувальна крива датчика в трубці

На рис. 4.14 показує вимірний сигнал потоку теплового датчика з часом при генерації синусоїдального сигналу поршневого калібратора. На лівій схемі (рис. 4.14 (а)) показано вихідний сигнал датчика). Використовуючи температуру навколишнього середовища та тиск (АТФ) всередині проточної трубки, вимірний сигнал витрати перетворюється у фактичний об'ємний потік, який є еталонним об'ємом поршневого калібратора.

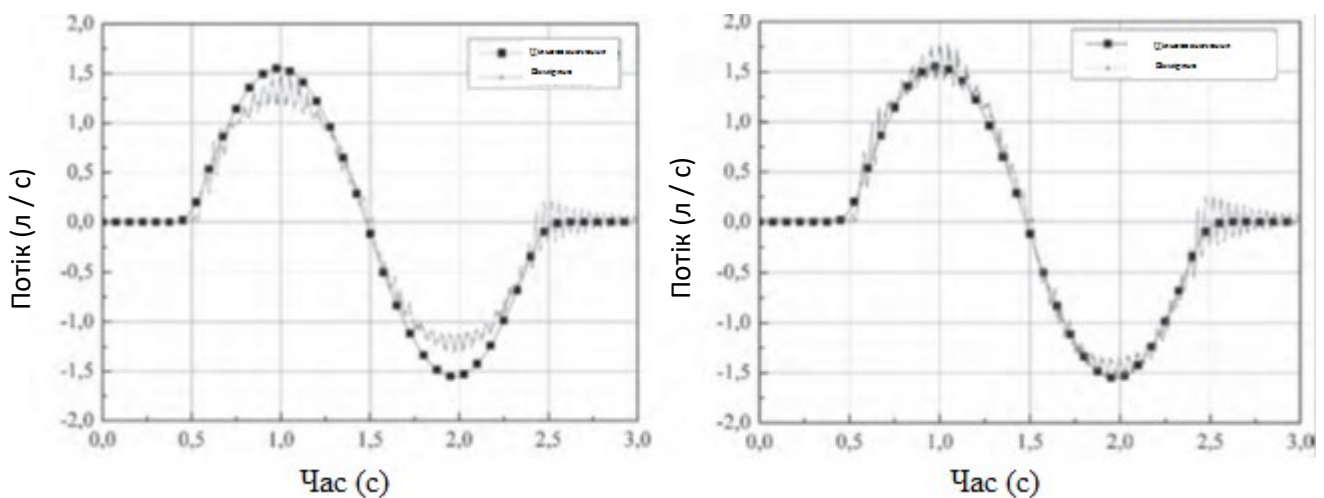


Рисунок 4.14 – Синусова форма хвилі: (а) Порівняння цільового синусового потоку та виходу датчика з часом. (б) Випрямлений об'ємний потік проти очікуваного та часу

Рисунок 4.14 (б) показує результат перетворення. Вихід датчика витрати також показує більш високу частоту компонентного сигналу над датчиком відгуку. Турбулентності над датчиком походять від самого генерування сигналу. Форма хвилі синуса накладається на вібрації фрикційного ковзання поршня, які за допомогою негнучкої системи поршневих циліндрів датчик виявляє післяімпульсні коливання повітря всередині системи труб. Там, де традиційні пристрої спірометрії не можуть виявити такі швидкі зміни швидкості потоку, даний датчик теплового потоку MEMS демонструє високу швидкість відключення до 1 кГц, що дозволяє отримувати вимірювання дихання з високою роздільною здатністю з часом, тим самим зменшуючи збої та пропонуючи нові діагностичні можливості.

Стандартна спірометрія, як правило, виконується як петля об'єм потоку. Ці діаграми дозволяють швидко діагностувати характерну легеневу дисфункцію людини. Як приклад було записано стандартну криву синусоїдального потоку-обсягу. Малюнок: 4.15 (а) показує велике відхилення між теоретичним об'ємним витратою та тиском навколишнього середовища (АТФ) та виходом датчика. Крім того, накладені коливання сприяють великій кількості сигналу. Правильне визначення обсягу отримується після інтегрування потоку в часі та перетворення масового потоку в АТФ.

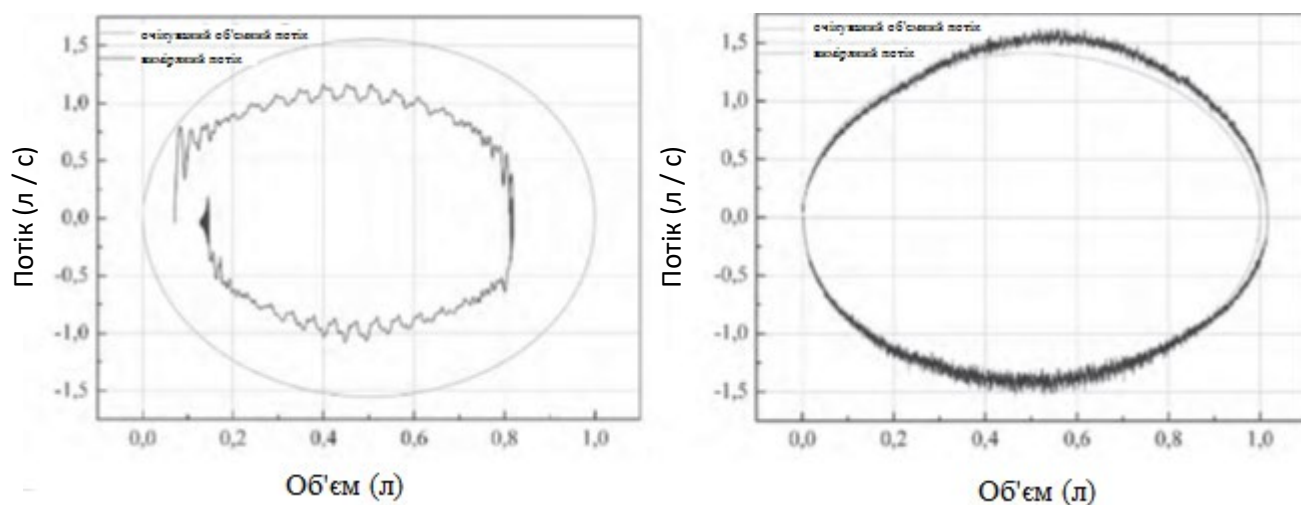


Рисунок 4.15 – Цикл об'ємного потоку: (а) порівняння теоретичного об'ємного

потoku та виміряного сигналу датчика з об'ємом. (б) Порівняння теоретичної та трансформованої діаграм потоків.

Датчик масового потоку відкалібрований до однієї добре відомої температури та тиску. Розрахунок об'ємного потоку за виміряною масовою витратою за допомогою рівняння ідеального газу залежить від тиску та температури рідини. Коли поршень рухається, тиск повітряного потоку змінюється. При фактичному застосуванні дихання температура повітря змінюється від температури навколишнього середовища (вдиху) до 37°C у видихуваному потоці повітря. Не тільки з калібрування датчика, але через різні визначення для вимірювання об'єму дихального газу бажано впровадити вимірювальну систему, яка може перетворювати між цими розмірами та представляти результати. Перетворення масової витрати в швидкість потоку в залежності від різних тиску або температурних умов виконується за допомогою рівняння реального газу. Для зменшення похибки необхідно одночасно реєструвати поточний тиск, температуру навколишнього середовища та відносну вологість. Наприклад, при стандартизації спірометрії [35] необхідно вимірювати температуру з точністю до $\pm 1\text{ K}$ при нормальному тиску. У таблиці 1 представлений огляд методу розрахунку з використанням динаміки газу для корекції виміряних кривих. Необхідно враховувати похибку розрахункового значення потоку ATR. Температура має найбільший вплив на невизначеність, наприклад, відхилення $\pm 40\text{K}$ від температури калібрування викликає похибку приблизно $\pm 15\%$. Відхилення тиску $\pm 40\text{ мбар}$ призводить до відхилення потоку $\pm 4\%$. На відміну від цього, теоретичний вплив відносної вологості на реальний газовий закон показує лише $0,04\%$ відхилення від повного діапазону точки роси, і ним можна нехтувати.

Таблиця 2.4 – Огляд методу розрахунку для перетворення об'єму повітря з відомою температурою, масою, тиском та вологістю в інший статус

Щільність сухого повітря	$\rho_{\text{сух}} = \frac{p}{Z R_i T}, \quad Z = 1$
Тиск насичення паром	$p_d = 611,657 e^{\left(17,2799 - \left(\frac{4102,99}{T} - 35,179\right)\right)}$
Щільність вологого повітря	$\rho_f = \rho_{\text{trocken}} \left(1 - 0,377 \varphi_{\text{rel}} \cdot \frac{p_d}{p}\right)$
Динамічна в'язкість	$\eta \approx \eta_0 \cdot \frac{T_0 + T_s}{T + T_s} \cdot \left(\frac{T}{T_0}\right)^{\frac{3}{2}}$
Кінематична в'язкість	$\vartheta = \frac{\eta}{\rho}$
Стандартизація обсягу	$\rho_0 V_0 = \rho_1 V_1, \quad \frac{m}{V} = \rho, \quad m = \text{const.}$

Щоб врахувати вплив погоди та висоти, система повинна бути оснащена барометричним датчиком тиску. У першому наближенні відносний зсув тиску в проточній трубці можна вважати майже постійною функцією потоку. Тоді абсолютний тиск потоку всередині трубки можна обчислити як суму барометричного тиску та відносного зміни тиску. Інтеграція ємнісного датчика тиску MES S всередині проточної трубки вимагає великих вимог до упаковки та вологостійкості і досі не вирішена. Для безпосереднього вимірювання температури потоку над термодатчиком в кремнієву мікросхему вбудований у термометр у вигляді діода. Діод дає дуже точні показники температури мікросхеми. Крім того, при визначенні характеристик датчика барометричного тиску здійснюється в тиску в трубопроводі на вході потоку. У цих умовах, аналітичний розрахунок може бути виконаний. Кожен набір даних перераховується електронним мікроконтролером із частотою дискретизації 200 Гц. Випрямлені та теоретичні криві показані на рис. 4.17 (б). Відхилення світла спостерігається між двома кривими. Це пов'язано з тим, що датчик

просторово розділених в експериментальній установці з використанням гнучкої трубки.

У критичних робочих умовах на поверхні датчика може виникнути конденсація, що може призвести до значних відхилень від каліброваного сигналу потоку. Розробляється перше дослідження проти конденсату або слини. Мікросхема демонструє вельми обнадійливі результати. На рис. 4.16 представлений випаровуванням як функція нагрівальної потужності мікросхеми датчика. Значне зменшення часу випаровування спостерігається із збільшенням теплової потужності; наприклад, під час випаровування досягається 10 с для краплі води 1 мкм на мембрані датчика та потужності нагріву 400 мВт. Це високе споживання енергії буде використовуватися лише у критичних робочих умовах і контролюватиметься за допомогою адаптованої електроніки. На додаток до конденсації вологи на мембрані під час частини слини витoku також можна транспортувати з включеним органічних забруднень (наприклад, бактерії, гриби, білки, продукти харчування або крові ' W). Ці частинки можуть прилипати до поверхні мікросхеми та порушувати вимірювання, змінюючи характеристики потоку сигналу датчика. Навіть незважаючи на те, що електронний пристрій може виявляти конденсат води і випаровувати її, нагріваючи чіп, органічні частинки залишаються на поверхні і можуть згортатися, утворюючи шар покриття на мембрані. Цей ефект може накопичуватися з часом. Рішення можна знайти, контролюючи реакцію теплової системи для вимірювання додаткового покриття в міру збільшення теплової маси до критичного значення.

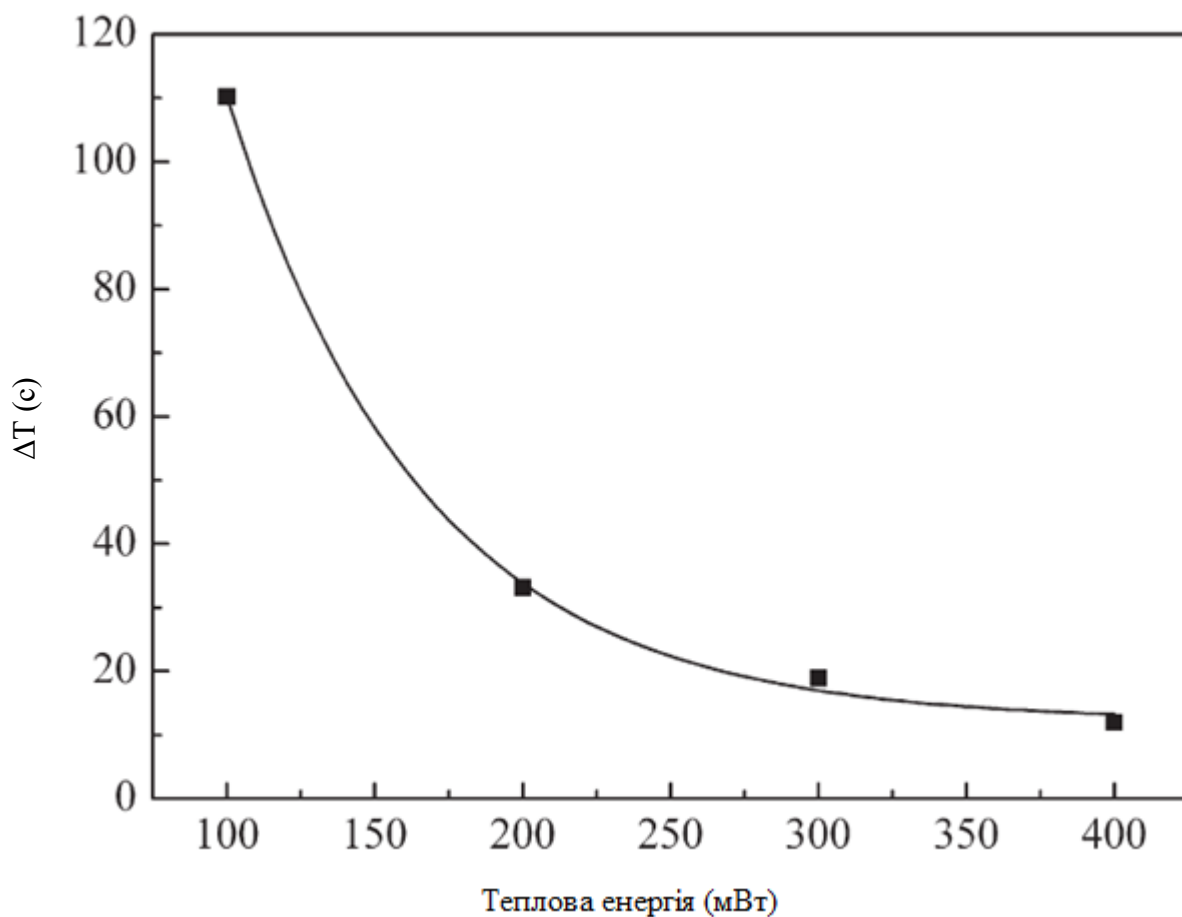


Рисунок 4.16. Час випаровування води об'ємом 1 мкл з поверхні датчика в залежності від досягнутої потужності нагріву

Висновки до Розділу:

Представлено дослідження корпусу лічильника витрати газу для використання в медичному обладнанні для дихального контролю. Датчик теплового типу, корпус якого призначений для забезпечення ламінарного режиму потоку в діапазоні потоку від -200 до +200 л / хв. Вперше застосовується аналітичний підхід для визначення конфігурації основної будівлі. Тип і положення проточної труби, яка кріпиться до основної трубки витратоміра, детально досліджуються. Результати експерименту чудово узгоджуються з моделюванням потоку кисню.

5. ВПРОВАДЖЕННЯ ПОРТАТИВНОГО БЕЗДРОТОВОГО СПІРОМЕТРА НА БАЗІ ВИМІРЮВАЛЬНОЇ ТРУБКИ ТИПУ ЛІЛЛІ

5.1.ЗАГАЛЬНІ МІРКУВАННЯ СТОСОВНО БЕЗДРОТОВОГО ВИТРАТОМІРА

Щоб бути легким та портативним спірометр повинен бути бездротовим невеликим компактним портативним блоком без зовнішніх сполучних труб / трубок та настільних консолей. Він повинен мати функції та точність, порівнянні з лабораторними спірометрами, щоб проводити цілий ряд тестів, наведених у таблиці 1.1. Вона також повинна відповідати вимогам щодо показника продуктивності для спірометра, рекомендованим Американським грудним товариством / Європейським респіраторним товариством (ATS / ERS), наведених раніше у таблиці 2.1 [18,19]. Зокрема, він повинен мати можливість реагувати на швидкість потоку від 0 до 14 Л / с з роздільною здатністю, що перевищує 25 мл / с, і мати точність $\leq \pm 3\%$ для FVC та $\pm 10\%$ для PEF. Дані параметри задовольняє розроблений сенсор.

Більше того, пристрій повинен мати можливість відображати результати тестування, включаючи дані та графіки, безпосередньо після тестування, і одночасно передавати їх сімейним лікарям або лікарняному відділенню. Для вирішення цих проблем, враховуючи недавню популярність веб-інтерфейсів / смартфонів, розроблено спірометр так що він просто складається з невеликого портативної трубки потоку типу Ліллі, який має можливість бездротового зв'язку з зовнішнім інтерфейсом. Таким чином, обробка даних та відображення результатів виконується у зовнішньому інтерфейсі, завдяки чому структура спірометра спрощується, а його розміри та вартість також зменшуються.

Блок датчиків типу Lilly використовує обмежувач потоку, щоб створити лінійну залежність витрати / перепаду тиску з обох боків обмежувача відразу, коли повітряний потік проходить через нього згідно із законом Пуазейля:

$$\Delta P = Q \cdot R,$$

де Q – швидкість потоку, R – опір потоку, ΔP – різниця тисків. Його ефективність добре зрозуміла, і в порівнянні з іншими типами витратомірів, такими як турбінні [10], гарячі дроти [14], ультразвукові [13], трубки Піто [20] та типи труб Вентурі [12], простіше зробити і дешевше, не містить рухомих частин, але із задовільною точністю.

Система складається з шести частин: блок вимірювання потоку, що складається з пневмотахометра типу Ліллі та високоточного датчика перепаду тиску; модуль перетворення та збору сигналу на основі Arduino Nano v3; модуль передачі сигналу Wi-Fi ESP8266 ESP-01; ланцюг живлення від літієвої батареї та контролеру заряду TP4056. На рис. 5.1 представлена схема спірометра.

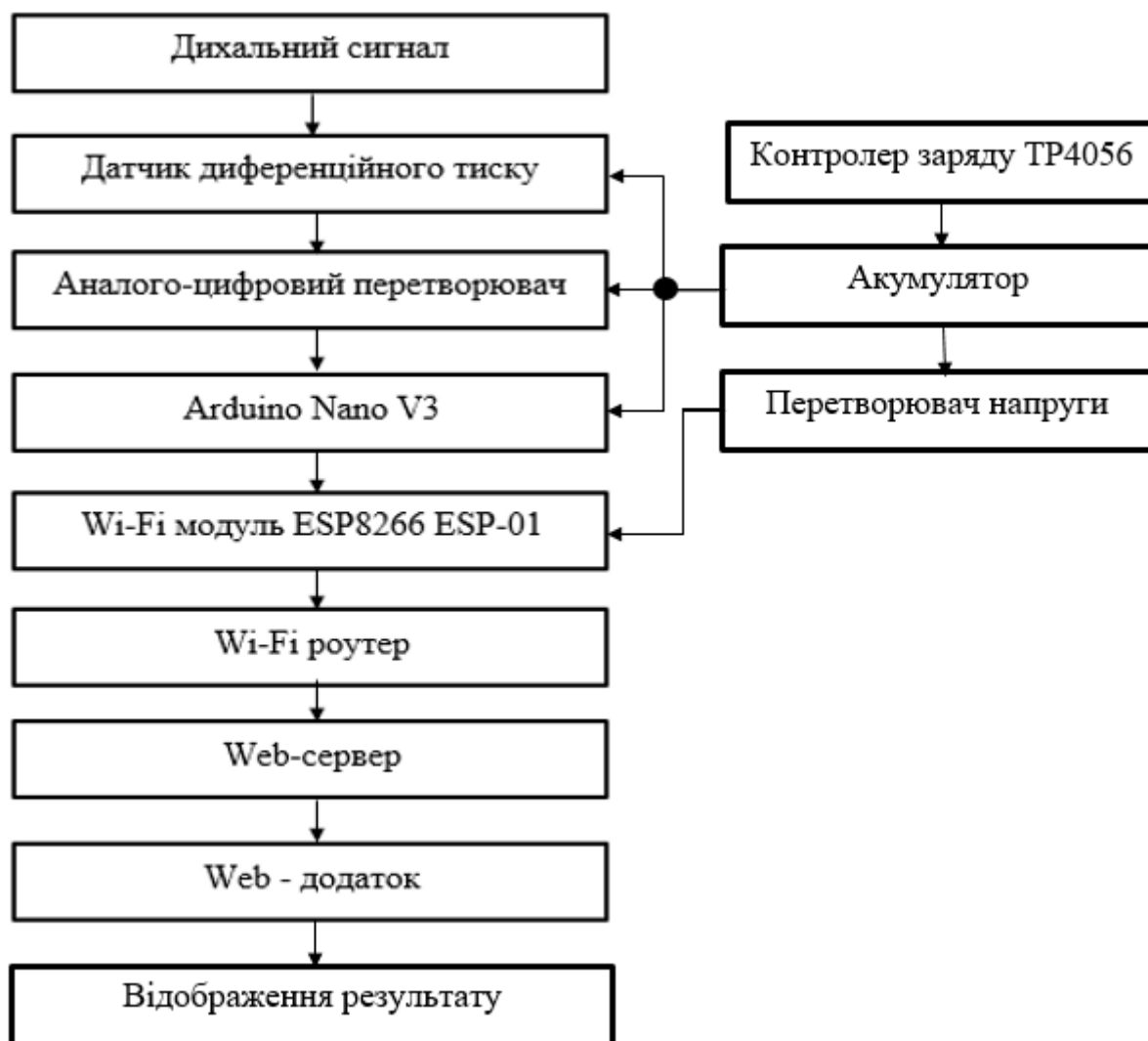


Рисунок 5.1 – Блок-схема портативного спірометра з бездротовим інтерфейсом

5.2.МОДУЛЬ АРДУІНО

При проектуванні даного витратоміра обрано саме плату Arduino Nano V3, виходячи з вимогами до зменшення габаритних розмірів, зниження вхідної напруги та енергоспоживання. Окрім цього, вона збалансована по критерію ціна / якість, та має достатній набір функцій для реалізації проекту. На рис. 5.2 представлена розпіновка обраної плати Arduino Nano V3.

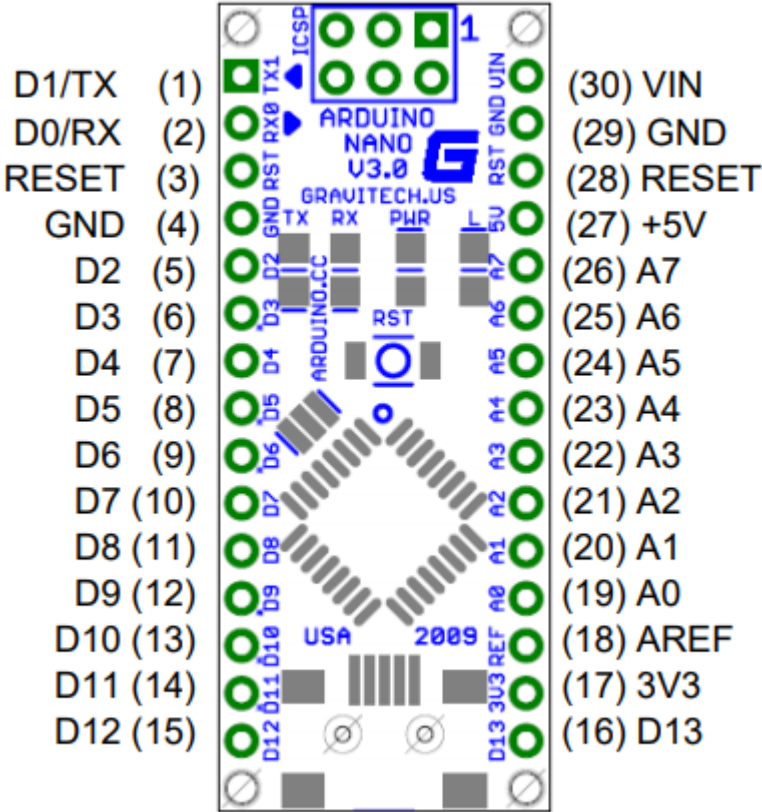


Рисунок 5.2 – Роспіновка входів та виходів Arduino Nano V3

У таблиці 5.1. наведено опис виходів та входів обраної плати.

Таблиця 5.1 – Опис входів / виходів Arduino Nano V3

Нумерація піна	Назва	Тип	Опис
1-2, 5-16	D0-D13	Вхід / Вихід	Цифрові входи / виходи
3, 28	Reset	Вхід	Перезагрузка (низький рівень)
4, 29	GND	Живлення	Живлення землі
17	3V3	Вихід	+3.3V вихід

18	AREF	Вхід	АЦП
19-26	A0-A7	Вхід	Вхідні аналогові канали
27	+5V	Вхід або вихід	+5V вихід (від плати) +5V вхід (від зовнішнього джерела)
30	VIN	Живлення	Живлення напруги

5.3.МОДУЛЬ WI-FI

На ринку існують бездротові спірометри з Bluetooth модулем для передачі даних, проте на сьогоднішній день з розвитком Wi-Fi каналів передачі даних є актуальним розвиток спірометрів саме з Wi-Fi модулем, оскільки має інший частотний діапазон, що збільшує швидкість передачі даних. Дані передаються безпосередньо на сервер, що спрощує обробку сигналу, а також надає переваги у взаємодії між пацієнтом та медичними закладами.

Для обміну даними з веб-додатком обрано модуль Wi-Fi ESP8266 ESP-01, оскільки є поширеним і добре перевіреним модулем. Відмінна риса є у тому, що контролер даного модулю може бути самостійним. Розпіновка модулю згідно даташиту представлена у таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 – Розпіновка входів / виходів модуля Wi-Fi ESP8266 ESP-01

NO.	Pin Name	Function
1	GND	GND
2	GPIO2	GPIO,Internal Pull-up
3	GPIO0	GPIO,Internal Pull-up
4	RXD	UART0,data received pin RXD
5	VCC	3.3V power supply (VDD)
6	RST	1) External reset pin, active low 2) Can loft or external MCU ,
7	CH_PD	Chip enable pin. Active high
8	TXD	UART0,data send pin RXD

На рисунку 5.3 представлена схемотехнічне представлення підключення Wi-Fi модуля.

5.4. ВХІДНИЙ КАСКАД ПІДСИЛЕННЯ СИГНАЛУ СЕНСОРНИХ ТЕРМОБАТАРЕЙ

Напруга, яка генерується від термовимірювачів має доволі низькі значення, тому перед подачею цієї напруги на внутрішній АЦП Ардуіно його необхідно підсилити. На рис. 5.3. представлена схема підсилювача на основі існуючого операційного підсилювача LM358. Коефіцієнт підсилення складає приблизно 150 разів.

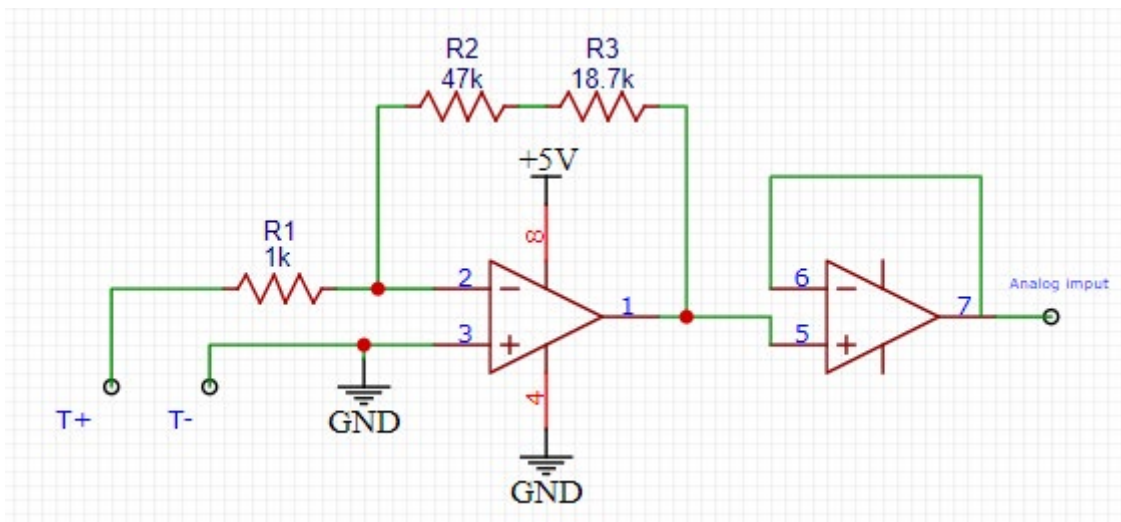


Рисунок 5.3 – Схема підсилювача вихідної напруги термопары

Оскільки розроблений датчик реєстрації витрат газу заснований на калориметричному методі, то у схемі використовується два операційних підсилювача для кожної з термобатарей, термобатарея до нагрівача та термобатарея після нагрівача відповідно. Підсилений сигнал надходить напряму до аналогових входів обраного контролера Arduino.

5.5.СХЕМА ПЕРЕТВОРЕННЯ РІВНЯ НАПРУГИ ЖИВЛЕННЯ

Джерело постійної напруги 5 В живиться від літієвої акумуляторної батареї. Схема перетворення рівня (рис. 5.4) використовується для реалізації перетворення від 5 до 3,3 В для джерел живлення датчика перепаду тиску та модуля Wi-Fi.

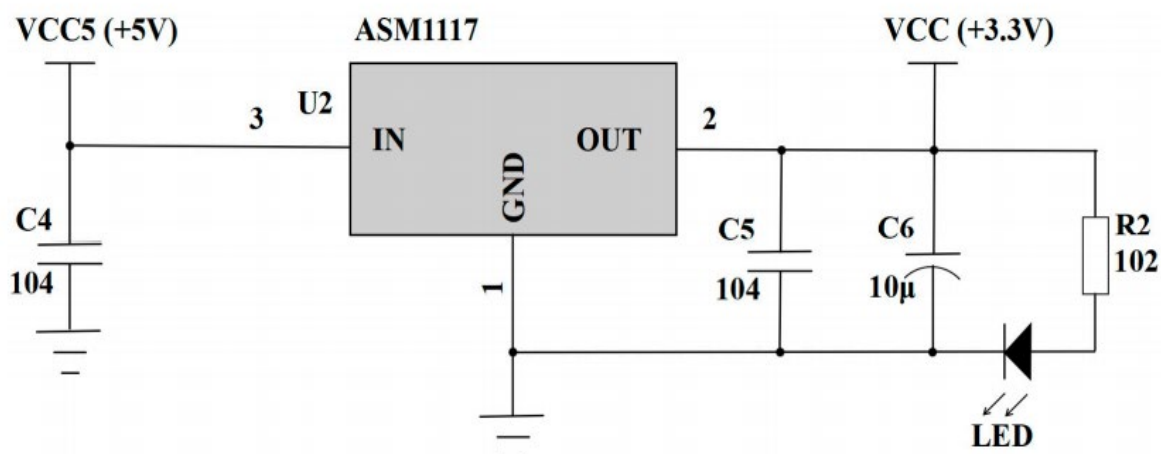


Рисунок 5.4 – Схема перетворення рівня джерела живлення

Оскільки у схемі використовується Wi-Fi модуль, то для його живлення виходу 3,3 В від Arduino Nano V3 може бути недостатньо, оскільки струм може досягати значень до 40 мА. Тому використовується окремий каскад для живлення Wi-Fi модуля з перетворенням вхідної напруги 5 В до напруги 3,3 В.

5.6.СИСТЕМА ПРИЙОМУ ДАНИХ ТА ВЕБ-ДОДАТОК

Система обробки даних виконується веб-сервером. На сервері розміщено файли для правильної роботи пристрою, такі як: бази даних, файл прийому та веб-додаток. Веб-додаток обробляє отримані зі сторони серверу дані й виводить їх на екран. Сервер

Зовнішній інтерфейс можна реалізувати як отримання результатів вимірів з серверу та виводу їх на спеціально розроблений веб-додаток для спірометрії. Після ідентифікації кожного пакету даних він витягує цифрову кількість, а потім обробляє їх для відновлення дихального сигналу. Модуль відображення

відображає інформацію про пацієнта, параметри спірометрії, спірограми (зазвичай відображаються у вигляді кривих потоку і часу та кривих обсягу і часу), а також інформацію про систему. Веб-додаток відповідає за роботу тесту спірометрії, включаючи ініціалізацію модуля Wi-Fi для попередньої конфігурації режиму зв'язку, встановлення параметрів програми; зчитування даних з буфера прийому, обробка даних та відображення результату (включаючи як дані, так і графіки). Обробка даних включає вилучення даних про функції легенів відповідно до шаблону переданого пакета та обчислення даних відповідно до розробленого алгоритму. Dodatok також надсилає інформацію про пацієнта та здійснює зв'язок з лікарем та лікарняним підрозділом про результати тестування та їх консультації та керівництво. Блок-схема програми наведена на рис 5.5.



Рисунок 5.5 – Блок-схема програми спірометрії

Висновки до розділу:

У данному розділі представлений концепт реалізації бездоротового пристрою витратоміра з зовнішнім інтерфейсом, який в свою чергу реалізований як веб-додаток через загальний веб-сервер. Концепт даного пристрою надає безліч переваг та зручностей у діагностиці функцій зовнішнього дихання людини та зв'язку для попередження можливих відхилень легенової функції та дистанційний моніторинг здоров'я пацієнтів медичних закладів.

6. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ

6.1.ОПИС ІДЕЇ ПРОЕКТУ

Розроблений портативний вимірювач витрат газу покликаний зробити революцію у засобах реєстрації параметрів дихання людини. Пристрій має низку переваг, а саме: легкий та портативний без зовнішніх сполучних трубок та настільних консолей, бездротовий, має функції та точність порівняну з лабораторними засобами виміру параметрів функцій зовнішнього дихання людини, відповідає міжнародним вимогам показника продуктивності. За допомогою зовнішнього інтерфейсу всі виміри оброблюються засобами розробленого веб-додатку. Таким чином зменшується собівартість виготовлення, та завдяки спеціально розробленому датчику дифенційного тиску полегшується обслуговування пристрою загалом.

Таблиця 6.1 – Опис ідеї стартапу

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Портативний витратомір газу для реєстрації параметрів дихання людини з бездротовим інтерфейсом	1. Лабораторні дослідження	Спрощення лабораторних досліджень ФЗД людини
	2. Медичні установи	Спрощення проведення медичної діагностики пацієнтів
	3. Особисте користування	Постійний якісний контроль власної ФЗД і попередження приступів

Таблиця 6.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко- економічні характеристи ки ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів			W (слабка сторона)	N(нейтральна)	S(сильна сторона)
		SDI Diagnostics Astra 100	SpiroTube	GoSpio			
1.	Призначення	Реєстрація параметрів дихання людини	Реєстрація параметрів дихання людини	Реєстрація параметрів дихання людини		+	
2.	Діапазон витрат допуску	0-16 л / с 150 мл / с	0-18 л / с 8 мл / с	0-14 л / с 25 мл / с			+
3.	Технологічні	На базі двонаправл еної цифрової турбіни	На базі утилізаційно го багатопрот ектного байпасу.	На базі двонаправлен ої вертикальної турбіни			+

4.	Розмір та вага	147×83×102 250 г	150×60×21 141 г	120×100×80 300 г			+
5.	База інтерфейсу	ПК	ПК	ПК або смартфон			+
5.	Ергономічні	+	+	+		+	
6.	Беспровідність інтерфейсу	-	+	+			+
7.	Естетичні	-	-	-		+	
9.	Екологічності	Екологічно	Екологічно	Екологічно		+	
10.	Безпеки	Безпечно	Безпечно	Безпечно		+	
11.	Ціна	1980\$	1950\$	1395\$			+

6.2.ТЕХНОЛОГІЧНИЙ АУДИТ ІДЕЇ ПРОЕКТУ

Таблиця 6.3 – Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Бездротовий медичний аналіз ФЗД людини	Розроблена технологія для усунення шумів, підвищення контрастності та зменшення розміру зображення	В наявності	Доступна

2.	Серверна	Реалізація патерну проектування, який дозволить масштабувати додаток у майбутньому	В наявності	Доступна
----	----------	--	-------------	----------

6.3.АНАЛІЗ РИНКОВИХ МОЖЛИВОСТЕЙ ЗАПУСКУ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Таблиця 6.4 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	5
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	120 000 ум.од.
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Немає
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Немає
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	90%

Ринок є прибуткових для входження, виходячи з показника рентабельності.

Таблиця 6.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Медична діагностика функції зовнішнього дихання людини	Дослідницькі лабораторії, медичні заклади, індивідуальні користувачі	-	• Висока надійність роботи додатку. • Зручність користування. • Якість візуальних даних. • Точність діагнозу

Таблиця 6.6 – Фактори загроз

№ п/ п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Компанії які давно на ринку мають постійну базу клієнтів і більшу довіру	Активна маркетингова кампанія, вихід на нових можливих інвесторів та клієнтів
2.	Постійні витрати	Для роботи необхідні сервери, що потребує постійних капіталовкладень	Динамічний контроль кількості серверів
3.	Технічна підтримка	Сервісне обслуговування висококваліфікованими спеціалістами	Навчання нових співробітників, розташування сервісних центрів на базах партнерів

Таблиця 6.7 – Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Сприяє постійному удосконаленню можливостей пристрою та додатку	Вихід на більший ринок

2.	Попит	Обладнання для медичних закладів, засоби моніторингу здоров'я легеневої функції для приватних осіб	Постійна можливість розширювати клієнтську базу
----	-------	--	---

Таблиця 6.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
Тип конкуренції: чиста конкуренція	Велика кількість компаній, серед яких немає домінуючого лідера	Удосконолення можливостей інтерфейсу, зворотній зв'язок з клієнтами
Рівень конкурентної боротьби: світовий	Постачальники конкурують на міжнародному рівні	Маркетинг, пошук іноземних інвесторів та партнерів
Галузева ознака: внутрішньо-галузева	Використання у одній галузі	Постійне вдосконалення продукту
Конкуренція за видами товарів: товарно-видова	Конкуренція між товарами одного виду	Збільшення зручності користування продуктом та функціоналу

За характером конкурентних переваг: цінова	Низька ціна у порівнянні з конкурентами	Зменшення вартості сервісного обслуговування та собівартості
Інтенсивність: немарочна	Марка товару не вирішальна	Відсутність брендів

Таблиця 6.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	SpiroTube	Немає	Продається розробником	Вимоги до надійності та якості продукту	Замінники в немає
Висновки:	Конкурент мають базу постійних клієнтів	Конкуренти не передбачаються	Постачальники не можуть диктувати умови роботи на ринку	Висока надійність продукту, зручність використання додатку	Обмежень немає

Для здобуття конкурентоспроможності необхідно розробити максимально якісний веб-додаток, щоб завлести нових клієнтів. Необхідно застосовувати індивідуальний підхід, щоб виборка клієнтської бази була різноманітною.

Таблиця 6.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1.	Ціна	Ціна значно нижча ціни прямих конкурентів
2.	Висока надійність	Застосування нового підходу до виготовлення сенсору збільшує його час безвідмовної роботи
3.	Технічні характеристики	Властивості вимірювального сенсору є революційними на ринку

Таблиця 6.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг конкурентів у порівнянні						
			- 3	- 2	- 1	0	1	2	3
1.	Висока надійність	18						+	
2.	Ціна	20							+
3.	Зручність.	15					+		
4.	Технічні характеристики	19						+	

Таблиця 6.12 – SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: надійність, технічні характеристики	Слабкі сторони: вартість оренди серверів, недосконалість веб-додатку
Можливості: вдосконалення можливостей додатку	Загрози: побажання клієнтів можуть не окупити затрати на їх впровадження, конкуренти давно на ринку

Таблиця 6.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Пошук зацікавлених компаній, пошук інвесторів проекту, пошук працівників, налагодження роботи додатку з серверами	50%	3 роки

2.	Пошук інвесторів проекту, пошук зацікавлених компаній, пошук працівників, налагодження роботи додатку з серверами	70%	2 роки
----	---	-----	--------

Обрано альтернативу №2.

6.4.РОЗРОБЛЕННЯ РИНКОВОЇ СТРАТЕГІЇ ПРОЕКТУ

Таблиця 6.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів в сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Медичні заклади	Високий	Високий	Середня	Низька
2.	Приватні особи	Високий	Високий	Середня	Середня
Які цільові групи обрано: обрано обидві цільові групи					

Таблиця 6.15 – Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні і позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1.	Вдосконалення веб- додатку	Концентрація на деякому сегменті ринку	Адаптація до умов ринку	Стратегія лідерства на витратах

Таблиця 6.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопро- ходцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
1.	Ні	Обидва варіанти	Ні	Заняття конкурентної ніші

Таблиця 6.17 – Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспромо жні позиції власного стартап- проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1.	Висока надійність, зручність.	Лідерство на витратах	Низька ціна, лабораторна точність приладу	Зворотній зв'язок з клієнтами, висока надійність, оптимальне співвідношення ціна/якість.

6.5. РОЗРОБЛЕННЯ МАРКЕТИНГОВОЇ ПРОГРАМИ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Таблиця 6.18 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар\технологія	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1.	Низька ціна	Найнижча ціна	Найнижча ціна
2.	Енергоефективність	На рівні з конкурентами	Низьке споживання енергії

3.	Висока якість	На рівні / краща за конкурентів	Висока точність вимірів
----	---------------	---------------------------------	-------------------------

Таблиця 6.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Бездротовий спірометр		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх
	1. Діапазон вимірів	М М М	
	2. Точність вимірів		
	3. Зручний інтерфейс		
	Якість: повністю відповідає стандартам ERC і ATR		
	Пакування: пристрій		
Марка: -			
III. Товар із підкріпленням	До продажу: інструкція по використанню, гарантія		
	Після продажу: технічна підтримка		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: патент			

Таблиця 6.20 – Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари- замінники	Рівень цін на товари- аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	-	1600- 10000\$	-	200-800\$

Таблиця 6.21 – Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Оформлення підписки на сайті	Надання технічної специфікації у відкритому доступі з відповідними сертифікатами	Канал нульового рівня	Змішана

Таблиця 6.22 – Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
	Постійне використання пристрою декілька разів на день	Непрямі – через посередників	Зручний інтерфейс, висока якість, малий відсоток браку	Поширення інформації про переваги створеного пристрою.	Інновація у системі реєстрації параметрів дихання людини

6.6.РЕЗУЛЬТАТИ РОЗРОБКИ СТАРТАПУ

Можливість комерційного впровадження проекту є досить значною, це пов'язано з наявністю переваг технічних характеристик та собівартості пристрою над конкурентами. Ринок бездротових пристроїв загалом, та безпосередньо бездротових витратомірів, знаходиться на початку свого розвитку і є сприйнятним для входження та отримання прибутку.

ВИСНОВКИ

Функція дихання є однією з найважливіших для життя людського організму. Моніторинг функціонального стану та діагностичну оцінку легеневої функції виконують за допомогою спірометра. Сьогодні існує багато витратомірів, які були детально розглянуті в перших главах роботи. Автор запропонував рішення технічної модернізації алгоритму обробки сигналів у конструктивній реалізації лічильника, яке передбачає інтеграцію функції обробки сигналів у внутрішню структуру первинного перетворювача. Це вдосконалення медичних витратомірів повітря є економічно доцільним.

Були розглянуті нові конструктивні реалізації датчиків повітряного потоку, які дозволяють точно вимірювати витрати з високою чутливістю. Крім того, безперервне вимірювання витрати або перепаду тиску дозволяє розрахувати загальний об'єм газу, що транспортується через легені. Досягнення технологій мікросенсорів дозволяють виробляти компоненти меншого розміру, дешевших, але більш функціональних та придатних для систем з низькою потужністю.

У першому розділі розглядаються основні анатомо-функціональні особливості дихальної системи людини та методи її діагностики. Визначено параметри, які перш за все потрібно діагностувати для своєчасного надання медичної допомоги; це нагальна тема сьогодення в Україні.

Аналіз конструкцій первинних перетворювачів та різновидів резистивних до потоку елементів, а також їх функцій перетворення (функціональних залежностей між об'ємними витратами та перепадом тиску) дозволив зробити висновок щодо переваг та недоліків сопла Вентурі, трубок Флейша та Ліллі. Виходячи з отриманих даних, для використання в стаціонарному обладнанні для функціональних досліджень функцій зовнішнього дихання краще використовувати датчик витрати, заснований на реєстрації перепаду тиску в дифузорі, такому як сопла Вентурі або інші обмежувальні пристрої. Ці перетворювачі мають низький пневматичний опір і високу повторюваність в обох напрямках повітряного потоку.

Представлено дослідження корпусу газового витратоміра для використання в медичному обладнанні для контролю функцій дихання. Датчик є тепловим типом, корпус якого призначений для забезпечення стану ламінарного потоку в діапазоні витрат від -200 до +200 л / хв. Тип і положення проточної труби, яка кріпиться до основної трубки витратоміра, детально досліджуються. Потік моделювали в різних конфігураціях та різних умовах на вході та виході за допомогою програмного пакету аналізу кінцевих елементів.

На основі теоретично оброблених даних було зроблено висновок, що оптимальний діаметр отвору становить менше 0,18 см, оскільки він забезпечує максимальну швидкість потоку в отворі для певного початкового потоку, що призводить до максимальної реакції датчика.

Представлено концепт реалізації пристрою на основі розробленого основного мікроелектронного сенсору з додаванням бездротового каналу зв'язку з зовнішнім інтерфейсом. Таким чином, зменшується собівартість пристрою і можливість входження на світовий ринок спірометричних засобів з пристроєм з найменшою ціною та найкращою якістю.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Гриппи, М. Патофизиология легких / М. Гриппи. – М. : БИНОМ, 1997. – 327 с.
2. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / Березовский В.А., Колотилов Н.Н. – К. : Наукова думка. – 1990. – 224 с.
3. Вейбель Э.Р. Морфометрия легких человека. – М.: Медицина. – 1970. – 176с.
4. Панчошний, Д.О. Мікроелектроний первинний перетворювач для вимірювання витрат газу: дисертація бакалавра: захищена 24.06.19 / Панчошний Дмитро Олегович. – Київ, 2019. – 60 с.
5. Методи дослідження функції зовнішнього дихання. – Режим доступу до ресурсу: <https://studfiles.net/preview/5294581/page:2/>
6. Лойцянский Л. Г. Механика жидкости и газа / Л. Г. Лойцянский // – М. : Наука, 1970. – 904 с.
7. G.N. Stemme, A monolithic gas flow sensor with polyimide as thermal insulator / G.N. Stemme // IEEE Trans. Electr. Dev. ED-33 (10) – 1986. – P. 1470–1474.
8. Brunelli, A. Physiologic evaluation of the patient with lung cancer being considered for resectional surgery: Diagnosis and management of lung cancer / A. Kim, K. Berger K., D. Addrizzo-Harris // Chest – 2013. – Vol. 143. – P. e166S–e190S.
9. Binu, E. M.N.S. Real Time Monitoring of Respiratory Parameters Using A Wireless Portable System. / E. Binu // Int. J. Eng. Dev. Res. – 2015. – Vol. 3. – P. 283–287.
10. Hudson, J.L. Office-Based Spirometry: A New Model of Care in Preoperative Assessment for Low-Risk Lung Resections / J.L. Hudson, J.M. Bell, T.D. Crabtree, D. Kreisel, G.A. Patterson, B.F. Meyers, V. Puri // Ann. Thorac. Surg. – 2018. – Vol. 105. – P. 279–286.

11. Maree, D.M. Comparison of a new desktop spirometer (Diagnosa (R)) with a laboratory spirometer / D.M. Maree, E.A. Videler, M. Hallauer, C.H. Pieper, C.T. Bolliger // *Respiration*. – 2001. – Vol. 68. – P. 400–404.
12. Dieffenderfer, J.P. Wearable wireless sensors for chronic respiratory disease monitoring / J.P. Dieffenderfer, H. Goodell, B. Bent, E. Beppler, R. Jayakumar, M. Yokus, J.S. Jur, A. Bozkurt, D. Peden // *In Proceedings of the 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, 9–12 June 2015. – Cambridge, MA (USA). – 2015. – P. 4673.
13. Wright, B.M. A miniature Wright peak-flow meter / B.M. Wright // *Br. Med. J.* – 1978. – Vol. 2. – P. 1627–1628.
14. Sokol, Y.I. Turbine Spirometers Metrological Support / Y.I. Sokol, R.S. Tomashevsky, K.V. Kolisnyk // *In Proceedings of the 2016 International Conference on Electronics and Information Technology (EIT)*, 23–27 May 2016. – Odessa (Ukraine), 2016. – P. 35–38.
15. Ardekani, M. Extrapolation of Calibration Curve of Hot-wire Spirometer Using a Novel Neural Network Based Approach / M. Ardekani, V. Nafisi, F. Farhani // *J. Med. Signals Sens.* – 2012. – Vol. 2. – P. 185–191.
16. Элементы гидропривода: справочник / Е. И. Абрамов, К. А. Колесниченко, В. Т. Маслов. – Киев: Техніка, 1977. – 320 с.
17. Элементы и устройства пневмоавтоматики высокого давления: отраслевой каталог / Е. А. Рагулин, Ж. М. Кривко, А. Ф. Караго и др. под. ред. А. И. Кудрявцева. – М. : ВНИИТЭМР, 1990. – 184 с.
18. Гриппи, М. А. Патофизиология легких: изд. 2-е. испр. / М. А. Гриппи - М.; Спб.: ЗАО "Издательство БИНОМ", "Невский диалект", 2000. – 344 с.
19. Фалова, О. Е. Физиология дыхательной системы: методические указания к лабораторной работе по курсу «Физиология человека» / О. Е. Фалова. – Ульяновск: УлГТУ, 2006. – 24 с.

20. Баранов В.Л. Исследование функции внешнего дыхания / В.Л. Баранов, И.Г. Куренкова, В.А. Казанцев, М.А. Харитонов. – СПб.: Элби-СПб., 2002. – 302 с.
21. Лопата В.А. Многоуровневая система спирометрической аппаратуры / В.А. Лопата, Ю.Ф. Сахно // Функциональная диагностика. – 2003. – №2. – С. 52-55.
22. Сахно Ю. Ф. Исследование вентиляционной функции легких: учебно-методическое пособие / Ю. Ф. Сахно, Д. В. Дроздов, С. С. Ярцев. – М.: Издательство РУДН, 2005. – 83 с.
23. Bates, J. H. T. Lung Mechanics / Jason H. T. Bates // An Inverse Modeling Approach. – Cambridge University Press. – 2009. – P. 220.
24. Жуковский В. Д. Медицинские электронные системы / В. Д. Жуковский. – М.: Медицина, 1976. – 312с.
25. WO 93/19669, Int. Cl. A61B 5/087. Portable spirometer with improved accuracy / Hankinson J.L., Viola J.O., Ebeling T.R. – №PCT/US93/03030; filed Mar. 31, 1993; date of patent Oct. 14, 1993.
26. 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.
27. Бошняк, Л. Л. Тахометрические расходомеры / Л. Л. Бошняк, Л. Н. Бызов. – Л.: Машиностроение, 1968. – 212 с.
28. Differential Pressure Sensors for Respiratory Flow Measurement / A. Pittarelli // Medical device Tehnology. – March 2009. – Режим доступа до ресурсу: <http://www.emdt.co.uk/article/differential-pressure-sensors-respiratory-flow-measurement>
29. Расходомеры и счетчики количества: справочник. 4-е изд., перераб. и доп. / П.П. Кремлевский. – Л.: Машиностроение, Ленинградское отделение, 1989. – 701 с.

30. Digital Flow Sensors: Reaching New Levels / U. Kanne, C. Sauvain // Medical device Tehnology. – June 2006. – Режим доступа до ресурсу: <http://www.emdt.co.uk/article/digital-flow-sensors-reaching-new-levels>
31. Джон В. Кларк мл. Медицинские приборы: Разработка и применение / Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. Олсон и др., под ред. Джона Г. Вебстера. – К.: Медторг, 2004. – 620 с.
32. Новый акустический спирометр для функциональной диагностики дыхания / С. З. Шкундин, А. В. Карпишук // Московский Государственный Горный Университет: Публикации. – Режим доступа до ресурсу: http://www.sirsensor.ru/art_8.html
33. Dagang, Guo 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. – 2006. – №34. – P. 1073-1078.
34. Сокол, Е. И. Спирометрия. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Р. С. Томашевский и др. // «Технічна електродинаміка». Тематичний випуск. Проблеми сучасної електротехніки. Част. 3. – Київ : Інститут електродинаміки НАНУ, 2008. – С. 119-124.
35. Trimmer, W. Micromechanics and MEMS: Classic and Seminal Papers to 1990 / W. Trimmer (Ed.) // IEEE Press – New York (USA) – 1996.
36. Kovacs, G. T. A. Micromachined Transducers Sourcebook / G. T. A. Kovacs // McGaw-Hill – 1998.
37. Nassiopoulou, A.G. Porous silicon as an effective material for thermal isolation on bulk crystalline silicon / A.G. Nassiopoulou, G. Kaltsas// Phys. Stat. Sol. – 2000.
38. Kaltsas, G. Novel C-MOS compatible monolithic silicon gas flow sensor with porous silicon thermal isolation / G. Kaltsas, A.G. Nassiopoulou // Sens. Actuators. – 1999. – P. 133-138.

39. Jouwsma, W. Marketing and design in flow sensing / W. Jouwsma // Sens. Actuators. – 1993. – P. 274-279.
40. Mott, R.L. Applied Fluid Mechanics / R.L. Mott // Merrill Publishing Company. – Columbus, Ohio, 1990. – P. 270.
41. Incropera, F.P. Fundamentals of Heat and Mass Transfer / F.P. Incropera, D.P. De Witt. – Wiley, Canada, 1990. – P. 469.
42. Gopel, W. Sensors: A Comprehensive Survey – Mechanical Sensors / W. Gopel, J. Hesse, J.N. Zemel // VCH. – Weinheim, Germany, 1994. – P. 379–381.
43. E. Yoon, An integrated mass flow sensor with on-chip CMOS interface circuitry / E. Yoon, K.D. Wise // IEEE Trans. Electr. Dev. – 1992. – Vol. 39, №6. – P. 1376–1385.