

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

Факультет електроніки
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра мікроелектроніки
(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ (підпис) _____ (ініціали, прізвище)

“ _____ ” _____ 20__ р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра

зі спеціальності (спеціалізації) 153 Мікро- та наносистемна техніка
(код і назва)

на тему: Мікроелектронні первинні перетворювачі для вимірювання
об'ємного потоку газу

Виконав студент 4 курсу, групи ДП-51
(шифр групи)

Панчошний Дмитро Олегович _____ (підпис)
(прізвище, ім'я, по батькові)

Керівник к.т.н. Лупина Борис Іванович _____ (підпис)
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

Консультант з нормоконтролю доц., к.т.н. Орлов А.Т. _____

Консультант з інформаційних питань ст. викл., к.т.н. Діденко Ю.В. _____

Рецензент _____ (підпис)
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

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

Студент _____

(підпис)

Київ – 2019 року

Реферат

Роботу викладено на 60 сторінках, вона містить 4 розділи, 30 ілюстрацій, 4 таблиці та 35 джерел в переліку посилань.

Об'єктом дослідження став мікроелектронний первинний перетворювач для вимірювання об'ємних витрат газу в діагностиці функції зовнішнього 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 покращення вимірювальних характеристик перетворювача об'ємних витрат повітря для діагностики функції зовнішнього дихання людини.

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 виконано моделювання роботи первинного перетворювача потоку повітря у мікроелектронному виконнанні в програмному середовищі ANSYS Workbench. За результатами моделювання пропонується варіант інтеграції первинного перетворювача з поточкорезистивним елементом.

Abstract

The work presented on 60 pages consists of 4 parts, 30 figures, 4 tables and 35 sources in the list of references.

The object of the study was a microelectronic primary converter for measuring volumetric gas consumption in diagnosing the function of external human breathing. Subject of work - constructive realization of the measuring converter of volume air flow with a microelectronic sensor, its metrological parameters and algorithms of digital signal processing.

The purpose of this work is to improve the measurement characteristics of the converter of bulk air flow for diagnosing the function of external human respiration. The first overview-information section of the work allowed to put a range of tasks that need to be developed in the development of a modern method of improving the flowmeter.

The second section describes the comparative characteristics of the primary air flow converters and briefly provides information about the samples under study. The third section examines the possibility of implementing a microchip on a single microchip with built-in digital processing of the input signal.

In the fourth section, the simulation of the operation of the primary air flow transducer in the microelectronic drive is performed in the ANSYS Workbench software environment. According to the results of the simulation, a variant of integration of the primary converter with a flow-resistive element is proposed.

Зміст

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів.....	5
Вступ.....	6
1. Основні анатомо-функціональні особливості дихальної системи людини і методи її діагностики.....	8
1.1.Основні відомості про анатомію і фізіологію дихальної системи людини.....	8
1.2.Методи діагностики дихальної функції.....	12
2. Первинні вимірювальні перетворювачі у технічних засобах спірометрії.....	15
2.1.Порівняльна характеристика датчиків витрат повітря для апаратури функціональної діагностики.....	15
2.2.Приклад розрахунку витратоміра змінного перепаду тиску для спірометрії.....	22
2.3.Конструкції, схеми та статичні параметри витратомірів.....	24
3. Реалізація цифрової обробки сигналів витратомірів у мікроелектронному виконанні.....	29
3.1.Поєднання первинного датчика потоку повітря з цифровою обробкою сигналів.....	29
3.2.Вбудована цифрова обробка сигналів.....	30
3.3.Моніторинг респіраторного потоку.....	32
4. Реалізація та інтеграція датчиків потоку повітря та обробка експериментальних даних.....	35
4.1.Загальні міркування для корпусу витратоміра.....	35
4.2.Реалізація та інтеграція датчиків. Обробка результатів дослідження.....	42
Висновки.....	58
Список використаних джерел.....	60
Додатки.....	63

**Перелік умовних позначень, символів, одиниць,
скорочень і термінів**

ЛПЗ – лікувально-профілактичний заклад

ФЗД – функція зовнішнього дихання

ПД – перетворювач тиску

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 організму людини є дихальна (респіраторна), яка забезпечує газообмін між вдихуваним атмосферним повітрям і кров'ю, що циркулює по малому колу кровообігу. Газообмін здійснюється в альвеолах легенів, і в нормі спрямований на отримання з вдихуваного повітря кисню і виділення в зовнішнє середовище утвореного в організмі вуглекислого газу. Здійснення респіраторної функції відбувається за допомогою дихальної системи, в яку крім легенів входять верхні і нижні дихальні шляхи, умовний поділ яких знаходиться в місці перетину травної та дихальної систем у верхньому відділі гортані. Система верхніх дихальних шляхів складається з порожнини носа, носоглотки і ротоглотки, а так само ротової порожнини, яка може бути використана при диханні ротом. Система нижніх дихальних шляхів складається з гортані, трахеї, бронхів.

Основними методами, які використовуються для дослідження функції легенів, є спірометрія, пневмотахометрія (флоуметрія), бодіплетізмографія, дослідження легеневої дифузії, вимір розтяжності легенів, ергоспірометрія і непряма калориметрія. Перші два методи можуть вважатися скринінговими і обов'язковими для впровадження в лікувальних установах, які здійснюють спостереження, лікування та реабілітацію легеневих хворих. Решта класифікуються як додаткові методи дослідження. Сучасні функціональні методи дозволяють в основному оцінювати такі характеристики респіраторної функції, як бронхіальна провідність, еластичні властивості, дифузійна здатність і респіраторна м'язова функція.

В даний час найбільш поширеним методом оцінки функції легенів є спірометрія, що дозволяє оцінити показники об'ємних витрат повітря, об'єму легень і зміни швидкісних показників в процесі дихання ротом.

Методи інструментальної оцінки дихальної функції людини досить давно впроваджені в медичну практику. Однак вони володіють властивими більшості методів функціональної діагностики недоліками. Тому, незважаючи на велику

кількість розроблених методів, апаратних засобів і діагностичних тестів, залишаються відкритими питання, пов'язані з підвищенням достовірності функціональної діагностики дихання, аналізу показників в динаміці для оцінки ефективності проведеного лікування, проблеми обліку повторюваності результатів, індивідуальної анатомічної варіабельності і фізіологічних можливостей пацієнта.

1 Основні анатомо-функціональні особливості дихальної системи людини і методи її діагностики

1.1 Основні відомості про анатомію і фізіологію дихальної системи людини

Газообмін – процес засвоєння атмосферного кисню і виділення вуглекислого газу, який і становить сутність процесу дихання. У повсякденному сенсі під подихом розуміють акти вдиху і видиху повітря, що чергуються один за одним, зовнішній прояв яких відомо кожному. Газообмін виконується легеньми, і в нормі спрямований на поглинання з вдихуваного повітря кисню і виділення в зовнішнє середовище утвореного в організмі вуглекислого газу. Крім цього, дихальна система бере участь в таких важливих функціях, як терморегуляція, голосоутворення, нюх, зволоження вдихуваного повітря. Легенева тканина також грає важливу роль в таких процесах як: синтез гормонів, водно-сольовий і ліпідний обмін. У рясно розвиненою судинній системі легенів відбувається депонування крові. Дихальна система також забезпечує механічний і імунний захист від факторів зовнішнього середовища.[1, 2]

Фізіологічно процес дихання включає в себе три основних етапи:

1. Надходження кисню з вдихуваного повітря в кров - зовнішнє дихання.
2. Доставка кисню клітинам з кров'ю і тканинною рідиною і відтік вуглекислого газу від клітин через тканинну рідину і кров в повітря, що видихається – транспорт газів.
3. Засвоєння кисню клітинами – тканинне дихання.

Порушення будь-якого з цих етапів призводить до серйозного розладу дихання.

Надходження повітря в організм забезпечується системою органів дихання. Від їх роботи багато в чому залежить ефективність газообміну. Дихальна система складається з двох відділів: трубчастих органів, які

проводять повітря – дихальних шляхів, і легенів, в яких, власне, відбувається газообмін між повітрям і кров'ю. Повітря через порожнину носа надходить в глотку, далі в гортань, в трахею і в бронхи. Всі ці органи складають повітроносні шляхи і служать для транспортування повітря в легені.

Дихальні шляхи в верхньому відділі гортані умовно поділяються на верхні і нижні. Верхні дихальні шляхи складаються з порожнини носа, носоглотки, ротоглотки, а також ротової порожнини, яка може бути використана при диханні ротом. Система нижніх дихальних шляхів складається з гортані, трахеї, бронхів. До елементів кістково-м'язової системи, пов'язаної з диханням, відносяться ребра, міжреберні м'язи, діафрагма і допоміжні дихальні м'язи.

Головними органами дихальної системи є легені, розташовані в грудній порожнині в оточенні кісток і м'язів грудної клітки. Легкі людини є парним органом і складаються з бронхіол, альвеолярних мішечків, артерій, капілярів і вен легеневого кола кровообігу. Стінки легеневої бронхіоли і альвеолярного мішка утворюють поглиблення – альвеоли. Така структура легень збільшує їхню дихальну поверхню, яка може в 100 разів перевищувати поверхню тіла.[3]

За допомогою системи дихальних шляхів легені повідомляються з атмосферою. Тому, при зміні обсягу грудної клітини, відповідно, змінюється і наповнення легенів атмосферним повітрям. Під час інспіраторного циклу діафрагма (м'язово-сухожильна пластина, прикріплена до хребців, ребер і грудини), опускається, ребра піднімаються вгору (внаслідок скорочення відповідних м'язів вдиху), в результаті збільшується обсяг грудної клітини, повітря заповнює простір легенів і відбувається вдих. Чим більше збільшується обсяг грудної клітини, тим більше легені наповнюються повітрям і тим глибше вдих.

У експіраторного циклі м'язи вдиху розслабляються, ребра (в силу пружності їх з'єднань, а також за допомогою м'язів видиху) повертаються в початкове положення, діафрагма піднімається вгору, зменшується обсяг грудної клітини і відбувається видих. Газообмін здійснюється в альвеолах

легенів, і в нормі спрямований на отримання з вдихуваного повітря кисню і виділення в зовнішнє середовище утвореного в організмі вуглекислого газу. Вентиляція альвеол здійснюється чергуванням вдиху (інспірація) і видиху (експірації). При вдиху в альвеоли надходить атмосферне повітря, а при видиху з альвеол видаляється повітря, насичене вуглекислими газом.

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

Частота дихальних рухів у спокої коливається в межах від 14 до 20 в хвилину. З огляду на, що при цьому засвоюються приблизно 4-4,5% кисню, можна підрахувати, що за добу людина в стані спокою споживає близько 400-500 л кисню.

Потенційні енергетичні можливості визначаються, в першу чергу, так званої життєвою ємністю легень, що становить в середньому у дорослої людини близько 3,7 л. При сильному фізичному розвитку у тренуваних людей життєва ємність легенів може досягати майже в два рази більшої величини (до 7 л). Слід враховувати, що життєва ємність легень менше їх максимальної місткості, так як навіть після найглибшого видиху в альвеолах і бронхах залишається ще близько 1,2 л повітря. Таким чином, максимальна ємність легенів становить, в середньому, близько 4,9 л.

Основними параметрами механіки зовнішнього дихання є:

- витрата повітря, що транспортується людиною при диханні. За даними фундаментальної роботи по фізіології, витрата споживаного людиною повітря знаходиться в межах 80 л / хв у нетренованого, 120 ... 150 л / хв у тренуваного і 150 ... 200 л / хв в короткочасному режимі (або 1,33; 2 ... 2,5 і 2,5 ... 3,33 л / с, відповідно). В той же час значення витрати істотно вище, досягаючи понад 8 л / с при вдиху і 11 л / с при видиху, а спірометри, які випускаються 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 зростання тиску в одиницю часу досягає $\Delta p(t) = 25,7 \text{ кПа} / \text{с}$. Відзначимо, що в технічних системах, наприклад, в насосах високого тиску цей параметр досягає $350 \cdot 10^3 \text{ кПа} / \text{с}$ - на чотири порядки вище;

- статичний тиск, що розвивається м'язами легенів, вимірюється за допомогою моновакуумметра і за законом Паскаля поширюється однаково по всій довжині повітряного тракту людини: порожнину носа - носоглотка - гортань - трахея - бронхи - легені. Максимальне значення надлишкового тиску становить $\sim 15 \text{ кПа}$, а максимальне значення розрядження $\sim 40 \text{ кПа}$ (ці дані отримані у людей із середніми фізичними можливостями);

- потужнісна оцінка механіки дихання людини. При диханні ротом з витратою $0,67 \text{ л} / \text{с}$ тиск розрядження на витратомірі (на основі сопла Вентурі) становить $0,19 \text{ кПа}$ і потужність порядку $0,12 \text{ Вт}$. Гідравлічна потужність:

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

де Δp – перепад тиску повітря на вимірюваному каналі (визначається в ротовій або носовій порожнині), кПа, Q – витрата 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 $p_{\text{видоху}}$ – максимальний тиск при видиху, $p_{\text{вдоху}}$ – максимальний тиск при вдиху, $Q_{\text{видоху}}$ – максимальна витрата при видиху, $Q_{\text{вдоху}}$ – максимальна витрата при вдиху.

Отримані значення максимальної потужності слід віднести до так званої «установчої» потужності, практично ніколи не досягається, але яка визначається як добуток максимальних значень її складових.

1.2 Методи діагностики дихальної функції

Спірометрія і спірографія – найбільш поширені методи дослідження функції зовнішнього дихання.

Спірографія – метод графічної реєстрації зміни легеневих об'ємів при виконанні різних дихальних маневрів, за допомогою якого визначають показники легеневої вентиляції, легеневі обсяги і ємності.

Пневмотахографа – метод графічної реєстрації потоку (об'ємної швидкості руху повітря) при спокійному диханні і при виконанні певних маневрів. [4]

На сучасному етапі розвитку метод спірометрії полягає в тому, що пацієнт виконує певні дихальні маневри – спокійне дихання, форсований видих, максимальна вентиляція та ін. При цьому проводиться вимірювання об'ємної швидкості повітряного потоку (витрати) і визначаються обсяги повітря на різних етапах виконання дихального тесту. Найбільш клінічно значущі відомості дає аналіз експіраторного маневру (видиху) [5-8]. Загальноприйнятою вважається комплексна оцінка цих параметрів. Для цього використовується графічна залежність, так звана «петля потік-об'єм». Особливе діагностичне значення мають певні точки на цій залежності, так звані показники функції зовнішнього дихання (ФЗД) [5-10]. За результатами порівняння отриманих показників з належними величинами, а також за формою кривої «потік-об'єм» можна оцінювати стан органів дихання.

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

1. Діагностика порушень ФЗД і об'єктивна оцінка тяжкості дихальної недостатності.
2. Диференціальна діагностика обструктивних і рестриктивних розладів легеневої вентиляції.
3. Обґрунтування патогенетичної терапії дихальної недостатності.
4. Оцінка ефективності проведеного лікування.

У табл. 1.1 наведені основні параметри вентиляційної функції організму людини, які є фундаментальними для визначення за методом спірометрії і діагностики функції зовнішнього дихання загалом.

Таблиця 1.1 – Параметри вентиляційної функції організму людини

Параметр функції	Позначення	
Середній обсяг повітря, що видихається за один дихальний цикл (дихальний об'єм)	ДО	TV
Максимальна вентиляція легенів	МВЛ	MVV
Життєва ємність легенів на вдиху (об'єм максим. Глибокого вдиху після максим. Глибокого видиху)	ЖЄЛ _{вд}	IVC
Життєва ємність легенів на видиху (обсяг максим. Глибокого видиху після максим. Глибокого вдиху)	ЖЄЛ _{вид}	EVC
Резервний обсяг видиху (максимальний обсяг, що видихається після спокійного видиху)	РО _{вид}	ERV
Резервний об'єм вдиху (максимальний обсяг, що вдихається після спокійного вдиху)	РО _{вд}	IRV
Ємність вдиху (максимальний обсяг, що вдихається після спокійного видиху)	Є _{вд}	IC
Форсована життєва ємність легень (максимальний обсяг, що видихається з додатковим форсуючим зусиллям, після максимально глибокого вдиху)	ФЖЄЛ	FVC
Обсяг форсованого видиху за першу секунду	ОФВ1	FVC1

Діагноз ставиться за результатами комплексного аналізу ступенів відхилення показників ФЗД пацієнта. Також за цими даними можлива оцінка правильності проведення дихального маневру. Особливе значення рівень відхилення набуває при проведенні провокаційних фармакологічних проб і при оцінці динаміки лікування.

2 Первинні вимірювальні перетворювачі у технічних засобах спірометрії

2.1 Порівняльна характеристика датчиків витрат повітря для апаратури функціональної діагностики функції зовнішнього дихання

Під терміном первинний вимірювальний перетворювач розуміють перетворювач безпосередньо вимірюваної величини (в даному випадку швидкості повітряного потоку та об'ємних витрат) в зручний для подальшої обробки сигнал. Від типу використовуваного перетворювача залежать маса і розміри діагностичного спірометра, а також його точність і стійкість до впливів, в тому числі і до санітарної обробки [12]. При цьому слід мати на увазі, що використання бактерицидних фільтрів спрощує санітарну обробку, проте вносить додатковий пневматичний опір у вимірювальний канал, знижуючи тим самим точність спірометра [13].

Для розпізнавання повітряного потоку використовуються чотири типи перетворювачів. У першому типі, пневмотахометр, перетворювач перепаду тиску вимірює різницю тисків через поточорезистивний елемент (зазвичай це звуження, екран або елемент ламінаризації потоку), коли потік повітря проходить через нього. Отримана зміна тиску перетворюється на сигнал, пропорційний швидкості повітряного потоку. Другий тип перетворювача витрати - анемометр, вимірює зміни опору в нагрітому дроті. Видихуване повітря охолоджує нагрітий дріт, змінюючи його електричний опір пропорційно потоку. У третьому типі турбінний вимірювач потоку повітря використовує турбіну або гвинт; цифрова схема визначає кількість обертів на одиницю часу для визначення швидкості і об'ємних витрат потоку. Четвертий тип використовує принцип вихрового проліття. Газ, що стікає по трубці, проходить над стійками і утворює вихри, які підраховуються ультразвуковим датчиком. Кожен вихор виробляє імпульс, пропорційний певному об'єму газу (Див рис. 2.1).

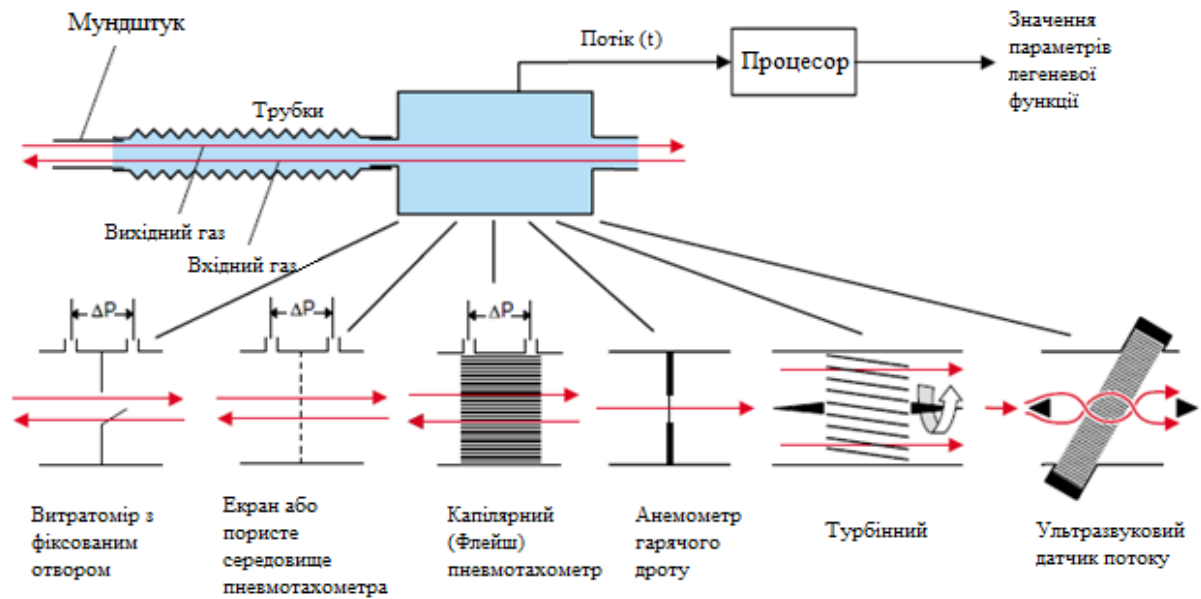


Рисунок 2.1 – Спірометричні прилади для вимірювання потоків газу.

Найбільш часто в апаратурі для дослідження функції зовнішнього дихання (особливо стаціонарної) застосовуються, так звані витратоміри змінного перепаду тиску (рис. 2.2), засновані на зміні диференціального тиску на пневматичному опорі [14-15], в залежності від об'ємної швидкості повітряного потоку. У загальному вигляді залежність представлена виразом:

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

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

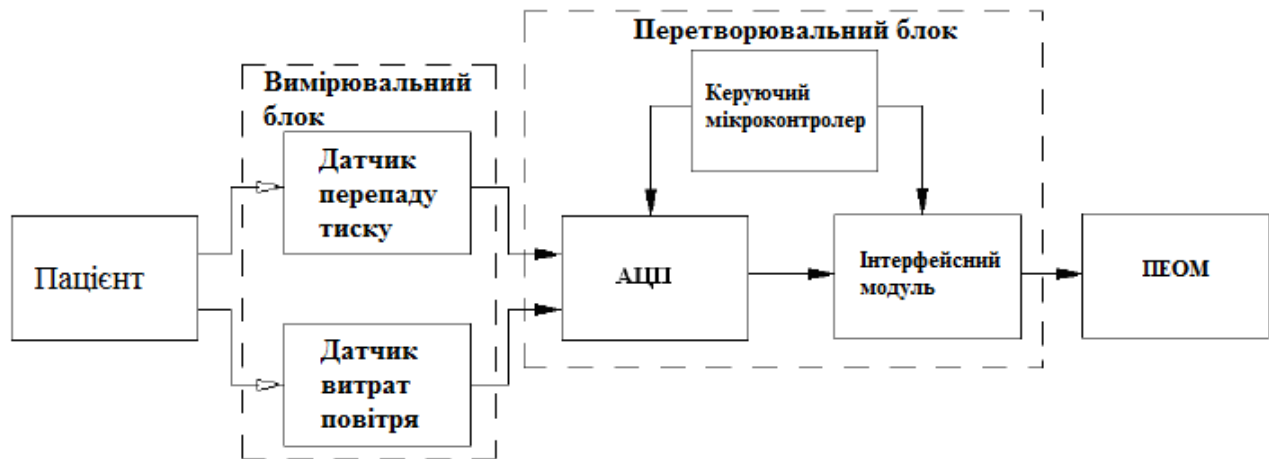


Рис. 2.2. Схема вимірювання вентиляційної функції

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 і 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 легких турбулентний потік спостерігається в трахеї, а ламінарний – в дистальних дихальних шляхах, де швидкість потоку дуже низька. У точках розгалужень виникає транзиторийний потік – ламінарний з окремими завихреннями.

Закон Хагена-Пуазейля для ламінарної 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 турбулентному і перехідному потоках опір залежить від r . Тому при захворюваннях, що зменшують калібр дихальних шляхів (астма, бронхіти), опір R_{AW} істотно зростає і збільшує роботу дихання.

Таблиця 2.1 – Метрологічні вимоги до мікроелектронного первинного перетворювача згідно зі стандартами американської ATS та європейської ERS асоціацій:

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 датчикам цього типу відносяться трубки Флейша, Ліллі, Піто, сопло Вентурі. Основними складовими частинами датчика є перетворювач 1, що створює перепад тиску (набір трубок, сітка, діафрагма і т.д.), і два датчика тиску 2 і 4 [16-17]. В даний час серійно виробляються перетворювачі, що представляють собою диференційний манометр в компактній збірці [18]. проблемою при використанні трубок Флейша і Ліллі є конденсація вологи на резистивном елементі. Для запобігання цьому датчик підігрівають за допомогою нагрівального елементу 3 (див. Рис. 2.3) до температури 35-40 °С.

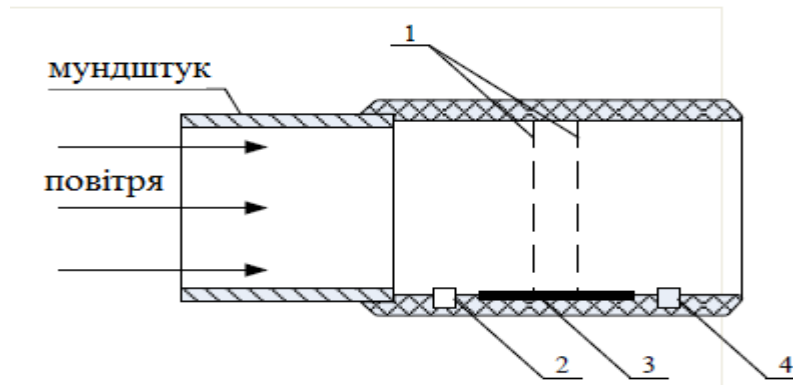


Рисунок 2.3 – Датчик змінного перепаду тиску

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 (сопло Вентурі, трубка Піто) [19]. Також до переваг датчиків перепаду тиску слід віднести можливість визначення напрямку потоку повітря. Основна похибка звужуючих пристроїв становить $\pm 1\%$ на постійних витратах. Постійна часу залежить від конкретної конструкції і становить від 2 до 30 мс. Часта санітарна обробка або попадання слизу на резистивний елемент призводить до суттєвого зниження надійності датчика, а нелінійність його передавальної характеристики ускладнює обробку результатів вимірювань.

Рідше в апаратурі функціональної діагностики застосовуються термокондуктометричні датчики [13,]. Принцип їх роботи, заснований на ефекті зміни електричного опору нагрітого терморезистора, що охолоджується повітряним потоком [14, 20]. Термокондуктометрический датчик зображений на рис. 2.4, де 1 – терморезистор, що підігрівається імпульсним струмом. передавальний характеристика може бути отримана з рівняння теплообміну.

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

де I – діюче значення струму; R – величина опору терморезистора; S – площа охолодження терморезистора; ΔT – перепад температур; a , b , c – калібрувальні константи.

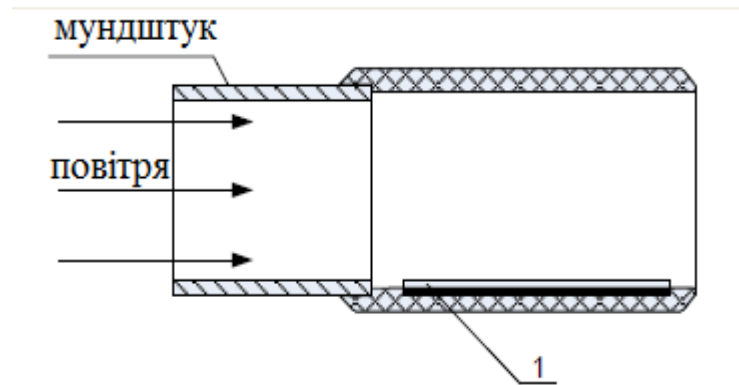


Рисунок 2.4 – Термокондуктометричний датчик

Недоліками термокондуктометричного датчика є нелінійність передавальної характеристики, висока інерційність, неможливість визначення напрямку потоку повітря. Крім того, матеріал терморезистора вкрай нестійкий до санітарній обробці і механічних пошкоджень, а, отже, датчик має невисоку надійність. В даний час існують серійно випускаються моделі датчиків, виконані в корпусі, в яких площа охолодження досягає декількох міліметрів [21]. Це істотно знижує постійну часу, однак ще більше ускладнює процес дезінфекції. До переваг цього типу датчиків слід віднести вкрай малий опір потоку повітря, яке можна порівняти з опором відрізка гладкостінної труби [13].

В даний час робляться спроби використання в діагностичних спірометрії ультразвукових датчиків [22]. В основі роботи цих датчиків лежить взаємозв'язок між швидкістю потоку і швидкістю поширення УЗ коливань між двома точками трубки (Ефект Доплера). Як випромінювачів і приймачів ультразвуку використовуються п'єзокерамічні кільця 1, розташовані перпендикулярно вимірювального каналу на деякій відстані один від одного (див. рис. 2.5).

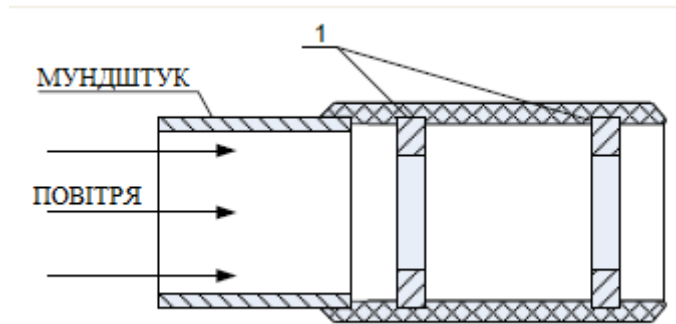


Рисунок 2.5 – Ультразвуковий датчик

Основним недоліком ультразвукових датчиків є низька точність і чутливість при роботі з газами, особливо на малих витратах.

Також такі датчики мають нелінійну передавальну характеристику, яку зазвичай замінюють поліномом високого порядку [23]. Перевагами є відмінні динамічні характеристики і малий опір потоку. Крім того, даний тип датчика забезпечує простоту дезінфекції та санітарної обробки і можливість визначення напрямку потоку повітря.

Серед перспективних напрямків слід відзначити датчики витрати, реалізовані 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. На сьогодні область використання таких датчиків обмежена вкрай малим діапазоном вимірюваних витрат.

Порівнюючи переваги і недоліки розглянутих датчиків для вимірювання витрати можна зробити висновок, що для використання в стаціонарній апаратурі для функціональних досліджень функцій зовнішнього дихання доцільно застосувати датчик витрати, заснований на реєстрації перепаду тисків в дифузорі типу сопло Вентурі і інших звужуючих пристроях. Такі перетворювачі володіють низьким пневматичним опором і високою повторюваністю характеристики в обох напрямках проходження повітряного потоку.

2.2 Приклад розрахунку витратоміра змінного перепаду тиску для спірометрії

Первинні перетворювачі (датчики) витрати повітря – витратоміри на основі сопла Вентурі працюють на основі штучного створення місцевого звуження потоку, частина потенційної енергії якого переходить в кінетичну. Середня швидкість потоку в місці його звуження підвищується, а статичний тиск стає менше статичного тиску до звуження відповідно до закону Бернуллі. Різниця тисків (перепад) тим більше, чим більше швидкість повітря і може, відповідно, служити мірою витрати. На рис. 2.6 представлена напівконструктивна схема пристрою для визначення витрат за допомогою сопла Вентурі, де в корпусі 1 виконаний отвір 2 діаметром d , в якому за допомогою отвору 3 і перетворювача тиску ПД1 (p_1) диференціального типу з аналоговим виходом вимірюється перепад тисків. Повідомлення трубки 3 з вхідним каналом (приймачем) «-» в перетворювачі ПД1 відповідає виміру розрядження (вакууму) в трубопроводі, а канал «+», вимірює атмосферний тиск, дозволяє отримати значення перепаду тисків між вхідними каналами.

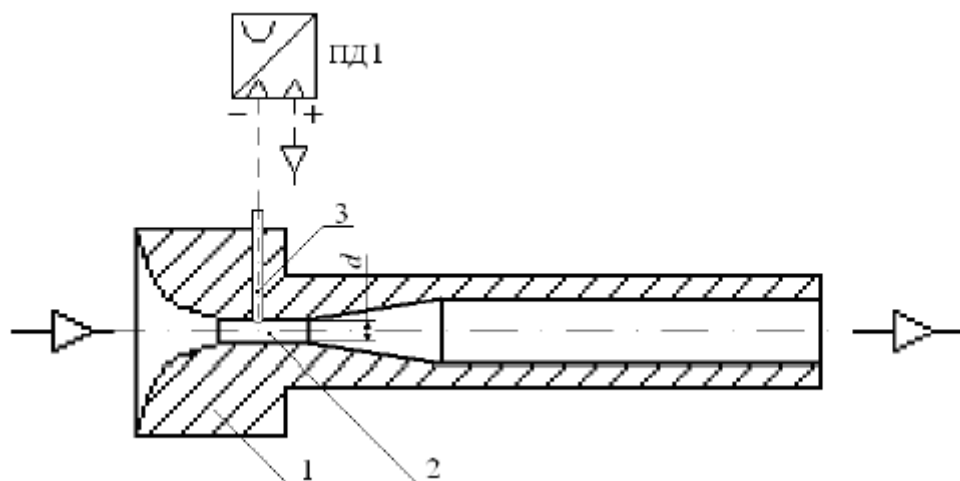


Рисунок 2.6 – Напівконструктивна схема витратоміра на основі сопла Вентурі

Для розрахунку діаметра сопла Вентурі вводимо наступні вихідні дані і обмеження:

1. Максимальні витрати, що розвивається людиною при диханні ротом, не перевищує на вдиху $Q_{\text{макс}} \leq 8 \text{ л / с}$ і на виході $Q_{\text{макс}} \leq 16 \text{ л / с}$ [25].

2. Використання діаметра сопла з діаметром менше 7 мм ($d < 7 \text{ мм}$) призводить до істотного ускладнення дихання пацієнтом, особливо на режимах підвищеної інтенсивності по частоті і амплітуді;

3. Застосовувані для вимірювання тиску перетворювачі повинні використовуватися в оптимальному діапазоні до $2/3$ від максимального значення шкали з метою підвищення точності вимірювань;

4. При інтенсивному прискореному диханні людини зростання тиску в одиницю часу досягає $\Delta p (t) = 25,7 \text{ кПа / с}$.

5. При використанні сопла Вентурі слід враховувати нереверсивного цього пристрою, тобто вимірювання витрати можливі тільки при перебігу потоку повітря в напрямку «сопло-дифузор», а не навпаки (при використанні конфузора);

6. Максимальний тиск, що розвивається потоком проходить через сопло повітря, не повинно перевищувати фізіологічних можливостей людини (точніше, його м'язових можливостей в якості приводу легких для реалізації циклів розширення і стиснення):

- максимальне значення надлишкового тиску становить $\sim 15 \text{ кПа}$;
- максимальне розрядження становить $\sim 40 \text{ кПа}$.

Розглянемо конструкцію пристрою для діагностування характеристик тільки для інспираторного циклу дихання. Для розрахунку діаметра сопла Вентурі скористаємося розрахунковими формулами для визначення значення витрати:

$$Q = 10^{-3} \mu \varepsilon \varepsilon_c \frac{\pi d^2}{4} \sqrt{\frac{2 \cdot 10^3}{\rho_a} \Delta p_1}, \text{ л/с},$$

де μ – коефіцієнт витрати для витратоміра прийнятої конструкції; ε – поправочний коефіцієнт, що враховує розширення атмосферного повітря в витратомірі; ε_c – поправочний коефіцієнт, що враховує розташування витратоміра; d – діаметр сопла, мм; ρ_a – щільність повітря, кг/м³; Δp_1 – перепад тисків на перетворювачі тиску ПД1 з двома вимірювальними отворами, одне з яких для вимірювання негативного тиску (розрядження або вакууму) в соплі дифузора підключено до електричного виходу, а друге повідомляється з атмосферою, кПа.

2.3 Конструкції, схеми та статичні параметри витратомірів

У таблиці 2.2. наведені приблизні вимоги до конструкцій спірометричної апаратури.

Таблиця 2.2 – Приблизні вимоги до конструкцій спірометричної апаратури

Рівень	Датчик	Обчислювальний пристрій	Пристрій виводу результатів	Реєстратор
0	Флажковий або турбінний	Немає, механічний або мікропроцесор	Шкальний показчик або знаковий індикатор	Немає
I	На основі диференційного манометра або турбінний	Мікропроцесорний	Знаковий індикатор	Може не бути
II	На основі диференційного манометра	Мікропроцесорний	Графічний дисплей	Вузькоформатний принтер або може не бути

III	На основі диференційного манометра	Мікропроцесорний	Графічний дисплей	Вузькоформатний принтер
IV	На основі диференційного манометра	Мікропроцесорний або на основі ПК	Графічний дисплей або відеомонітор	Вбудований принтер або принтер ПК
V	На основі диференційного манометра і/або газоаналізатор	На основі ПК	Відеомонітор	Принтер ПК

З таблиці 2.2 видно, що найбільш широке застосування в амбулаторних і стаціонарних лікувально-профілактичних закладах мають знайти переносні або стаціонарні флоуспірометри для автоматичних вимірів 12-20 показників вентиляційної функції. Крім цього, стандартним став спеціальний режим для автоматичного обрахунку динаміки ФЗД у процесі медикаментозних проб. Пристрої з виміром параметрів форсованого вдиху поширені рідше.

Багато спірометрів використовують ламінарний потік типу Флейша (пучок металевих капілярних трубок) або металевий екран з'єднаний з дрібною сіткою перетворювача дифенційного перепаду тиску.

Конструкція трубки Флейша та Ліллі мають як свої переваги так і недоліки. До переваг можна віднести лінійність характеристики, а також точність, повторюваність і відтворюваність результатів вимірів. До недоліків відноситься тотожність опору дихання і чутливості, залежність характеристики від зміни динамічної в'язкості повітря, необхідність та важкість регулярної калібровки та засорення трубки продуктами видихаємого повітря. На рис. 2.7 представлена схема трубки Флейша та її конструкція на рис. 2.8.

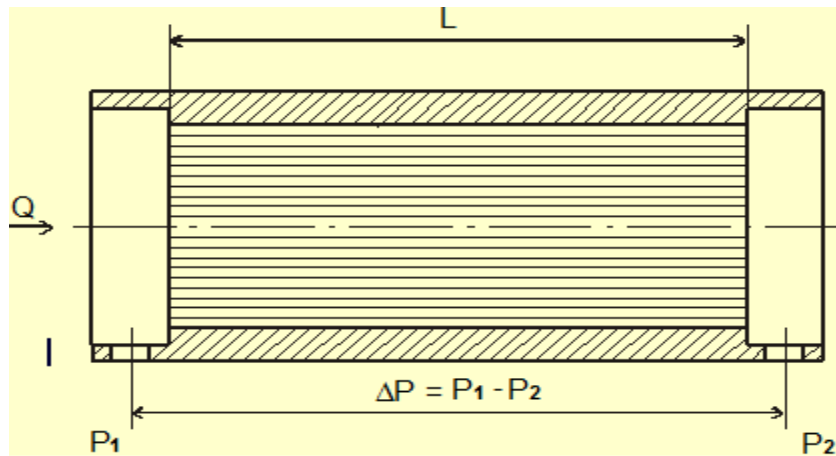


Рисунок 2.7 – Схема трубки Флейша



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.

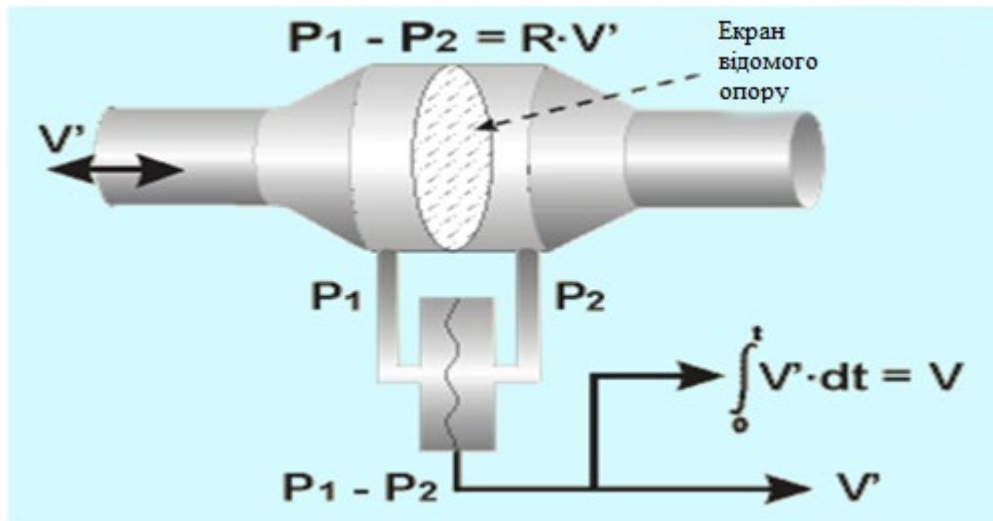


Рисунок 2.9 – Конструкція трубки Ліллі

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.

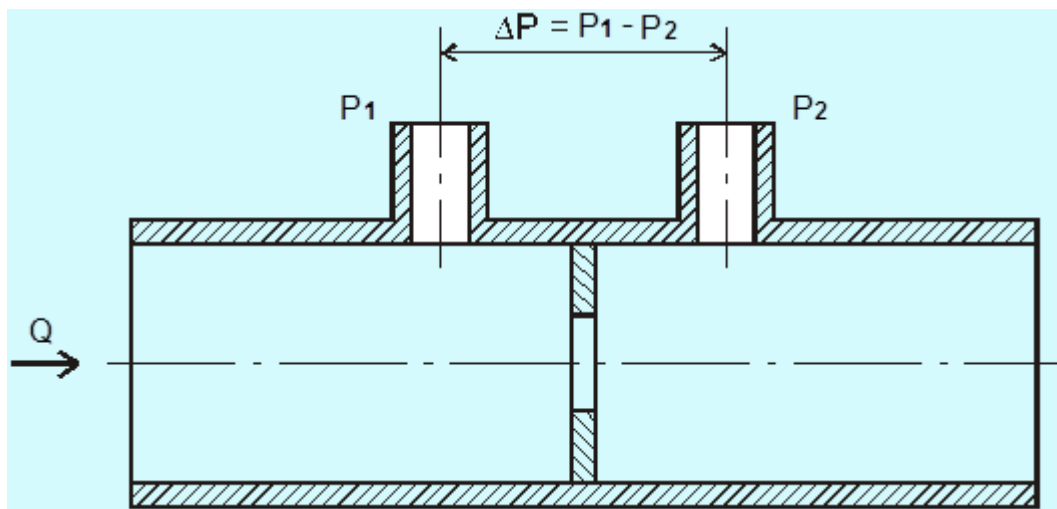


Рисунок 2.10 – Схема сопла Вентурі

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:

В розділі розглянуто первинні перетворювачі, різновиди поточкорезистивних елементів та типи функціональних залежностей між об'ємними витратами та диференційним тиском. Зроблені висновки щодо недоліків та переваг потокоформуєчих каналів, таких як: сопло Вентурі, трубки Флейша та Ліллі. Проведено розрахунок вихідних параметрів для сопла Вентурі згідно з максимально можливими показниками функції зовнішнього дихання людини. Виходячи з цього, для використання в стаціонарній апаратурі для функціональних досліджень функцій зовнішнього дихання доцільно застосувати датчик витрат, заснований на реєстрації перепаду тисків в дифузорі типу сопло Вентурі і інших звужуючих пристроях. Такі перетворювачі володіють низьким пневматичним опором і високою повторюваністю характеристики в обох напрямках проходження повітряного потоку.

3 Реалізація витратомірів у мікроелектронному виконанні

3.1 Поєднання первинного датчика потоку повітря з цифровою обробкою сигналів

Сенори, що поєднують первинний перетворювач, аналого-цифровий перетворювач, вузли цифрової обробки сигналу і цифровий інтерфейс на одному мікроелектронному чіпі, можуть підвищити продуктивність і знизити вартість вимірювальних приладів.

Цифровий сенсор CMOS для вимірювання потоку отримує вимірювані сигнали від відомого типу структури (рис. 3.1).

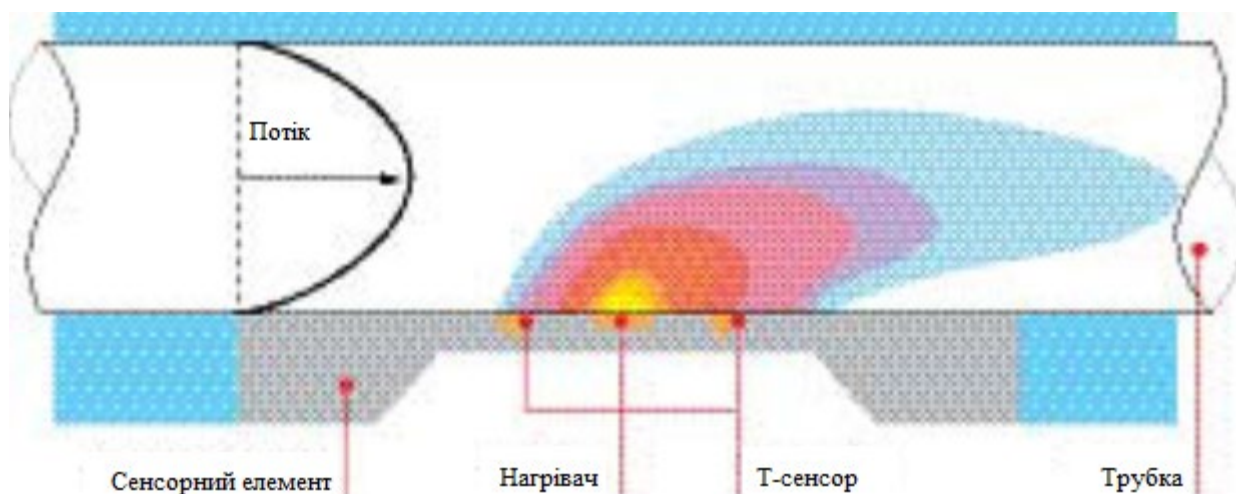


Рисунок 3.1 – Принцип вимірювання теплового потоку

Мініатюрний нагрівальний елемент на мікрочіпі для вимірювання потоку в каналі інжектує постійну кількість тепла в рідину. Такі конструкції для рідинного потоку можуть забезпечити точність, наприклад, 2% від вимірюваної величини з використанням енергії 90–300 мкДж. Занепокоєння стосовно можливої додаткової похибки від введення тепла в середовище в більшості випадків є необґрунтовані. Розташована пара датчиків температури симетрично вгору і нижче за течією джерела тепла реєструє незначні перепади температур порядку $0,002^{\circ}\text{C}$ протягом мілісекунд, таким чином надається основна

інформація про розподіл енергії в середовищі. Це є фундаментальною інформацією, необхідною згодом для обчислення фактичного загального потоку або дозованого об'єму [21].

Додаткові характеристики, наприклад, зниження енергоспоживання через мінімізацію теплової потужності, час реакції вимірювання <20 мс для потоку рідини і <2 мс для потоку газу і повторюваності приблизно 0,6% від виміряного значення є можливим.

3.2 Вбудована цифрова обробка сигналів

Сигнали датчиків повинні оброблятися відповідним чином, щоб підтримувати високу якість сигналу і щоб вони могли бути інтегровані в системи користувачів. Для більшості датчиків основними функціями, необхідними для досягнення високої продуктивності, необхідної для застосування, є посилення, оцифровка, лінеаризація і температурна компенсація. Залежно від генерації датчиків MEMS (див. таблицю 2.3.) ці функції можуть бути інтегровані в чіп сенсора для забезпечення більшої стійкості до електромагнітних перешкод і якості сигналу (наприклад, динамічний діапазон 1: 100 з точністю до 3% від вимірюваного значення). Структуру цього типу чіпів можна побачити на рис. 3.2.

Таблиця 2.3 – Характеризація генерації MEMS-датчиків представляють прогрес, досягнутий в технології мікросенсора

Перше покоління	MEMS-сенсорний елемент зазвичай базується на кремнієвій структурі, іноді поєднується з аналоговим посиленням на мікрочіпі
Друге покоління	Сенсорний елемент MEMS у поєднанні з аналоговим підсиленням і аналого-цифровим перетворювачем на одному мікрочіпі
Третє покоління	Об'єднання сенсорного елемента з аналоговим підсиленням, аналого-цифровим перетворювачем і цифровим інтелектом для лінеаризації і температурної компенсації на одному мікрочіпі
Четверте покоління	Ті ж функції, що і датчик MEMS третього покоління, а також пам'ять для даних калібрування та температурної компенсації.



Рисунок 3.2 – Високоінтегрований цифровий чіп датчика потоку

Дані датчика, необхідні для лінеаризації і температурної компенсації під час роботи, генеруються в процесі калібрування під час виробництва. Для одноразових датчиків важливо, щоб дані калібрування були збережені і

оброблені всередині датчика, щоб усунути необхідність калібрування користувачем. Це можливо в сенсорах MEMS четвертого покоління. Ці чіпи містять повний інтелект і пам'ять, необхідні для лінійної обробки сигналу на чіпі, температурної компенсації і алгоритмів самотестування. Чуттєвий чіп четвертого покоління для приладів вимірювання витрати приблизно 2 x 3 мм. Досягнення такого рівня інтеграції означає повне рішення з одним чіпом. Використання стандартної мікросхеми дозволяє економічно виробляти ці чіпи датчиків у стандартних напівпровідникових засобах. Внаслідок низького споживання енергії мікросхемами, привабливим є забезпечення цих датчиків з 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 і даних через антену котушки, а також модулятор і драйвер для передачі даних назад через ту ж антену.

3.3 Моніторинг респіраторного потоку

Деякі виробники медичних пристроїв замінили датчики статичного перепаду тиску з датчиками газового потоку для досягнення більш високої чутливості при низьких швидкостях потоку і усунення чутливості до вібрації. На жаль, звичайні методи калориметричних вимірювань, такі як метод гарячого проводу або датчики масової витрати з використанням датчиків температури і джерела тепла, чутливі до відкладень пилу та високої вологості.

Першим кроком у вирішенні цих проблем є зменшення кількості потоку, що проходить через датчик масового потоку в прохідному каналі, щоб тим самим зменшити ризик відкладення пилу. Висока роздільна здатність при малих витратах, необхідна для вимірювання потоку низького прохідного каналу, може бути досягнута шляхом підсилення та оцифрування сигналу на мікросхемі (другий генераторний датчик MEMS). Додаткові конструктивні

особливості, такі як гладка поверхня, покриття зі скла та відсутність провідних з'єднань у проточному каналі, роблять датчик масового потоку міцним по відношенню до відкладень і високої вологості.

В якості другого кроку, інтеграція датчика температури на чіп масового потоку забезпечує кращу продуктивність в діапазоні температур 0–60°C без будь-якої додаткової електроніки (датчик MEMS третього покоління). Інформацію про температуру можна також використовувати в поєднанні з цифровим чіпом датчика вологості, щоб відстежувати точку роси і уникати конденсації в трубці.

Третій крок полягає в інтеграції даних про калібрування (датчик четвертої генерації MEMS) і поліпшенні продуктивності обробки сигналів. Інтеграція пам'яті даних калібрування на чіп сенсора, щоб уникнути необхідності нового калібрування кожного разу, коли датчик замінюється, є основною вимогою для одноразових програм. Підвищена швидкість датчиків потоку четвертого покоління MEMS дозволяє проводити вимірювання зі швидкістю 1 / мс, що дозволяє виявляти високодинамічні сигнали з високими частотами.

Покращена потужність обробки сигналів у поєднанні з цифровим інтерфейсом робить можливими функції самотестування для одноразових виробів; ці функції включають виявлення відкладень на чутливому елементі потоку, компенсацію зсуву і контрольну суму (перевірка надмірності) для кожного вимірювання.

Висновки до Розділу:

В розділі розглянуто метод отримання вхідного вимірювального сигналу та його внутрішньої цифрової обробки. Для зменшення впливу навколишнього середовища на датчик була зменшена кількість потоку через канал первинного перетворювача. Відповідно, інтеграція MEMS сенсора четвертого покоління надала можливість зробити витратомір більш дешевим у виробництві, полегшила обробку сигналу і відпала необхідність калібрування після кожного

виміру. Покращена функціональність в обробці сигналів у поєднанні з цифровим вихідним інтерфейсом робить можливими функції самотестування для одноразових виробів. Розглянутий високоінтегрований датчик MEMS може бути інтегрований в системи користувачів.

4 Реалізація та інтеграція датчиків потоку повітря та обробка експериментальних даних

4.1 Загальні міркування для корпусу витратоміра

У більшості медичних застосувань є необхідність використовувати датчик, здатний вимірювати потік в обох напрямках (відповідно на вдиху і видиху).

Описаний кремнієвий датчик потоку, який використовується в даній мікросистемі, є придатним для даного застосування. Він складається з нагрівача і двох термосенсорів на кожній стороні нагрівача. Гарячі контакти термобатареї і нагрівач лежать на шарі пористого кремнію, що забезпечує місцеву теплову ізоляцію від кремнієвої підкладки [28]. Холодні контакти термобатареї лежать на кремнії. Напрямок потоку перпендикулярний до нагрівача і датчик може розрізняти кожен напрямок потоку, що має симетричний відгук по відношенню до нуля. Рис. 4.1 ілюструє зображення датчика і вказує напрямок потоку. [29]

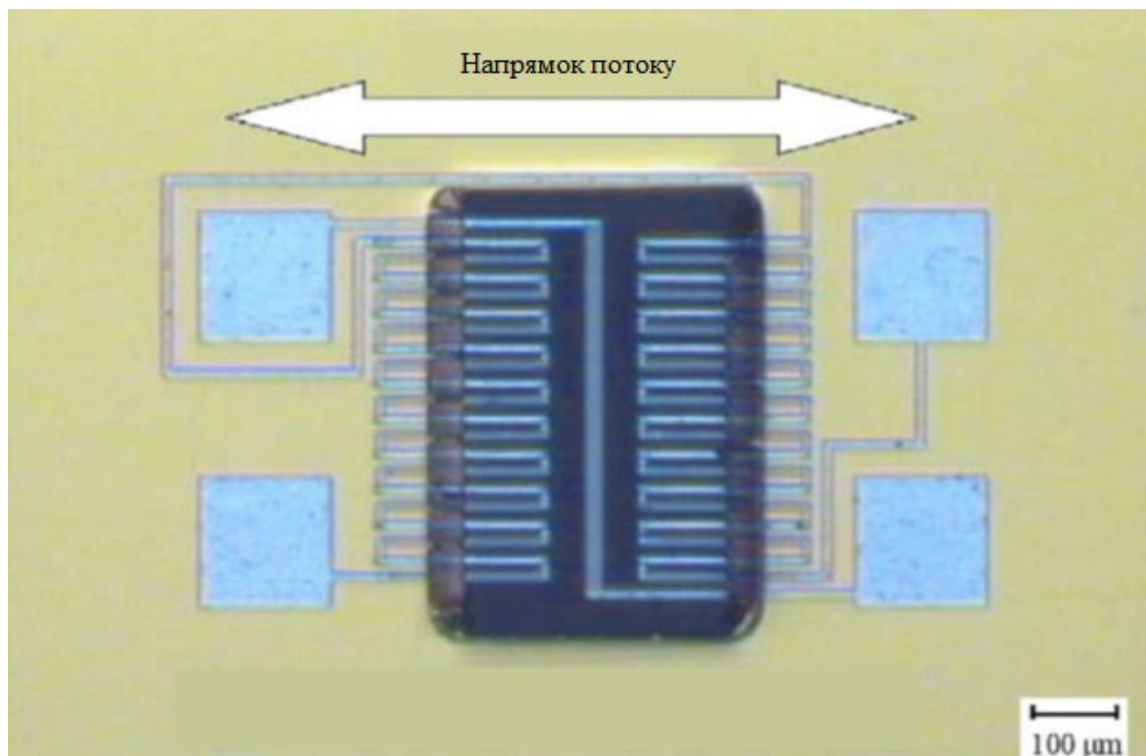


Рисунок 4.1 – Зображення датчика потоку. Вид зверху

Існують деякі глобальні специфікації для вентиляторів, що використовуються в респіраторному та медичному обладнанні. Більшість цих вентиляторів використовуються як частина більш складних систем, і їх розміри повинні бути адаптовані до вимог розмірів системи. У більшості випадків вимірювач витрати газу розташований послідовно до головної труби системи з гнучкими з'єднувачами. Ці роз'єми взагалі не вирівняні з основною трубкою датчика, але вони з'єднані з різними кутами відносно цієї трубки. Таким чином, дуже важливо, щоб реакція датчика була незалежною від конфігурації роз'ємів. Зведені до мінімуму всі розміри корпусу, нижче розмірів існуючих на ринку систем. Максимальна довжина становила 3,5 см, а внутрішній - 1,8 см. Вся система була розроблена для роботи у великому діапазоні потоків від -200 до +200 л / хв, що цілком підходить для вищезазначених медичних застосувань.

Існують два варіанти розташування датчика в корпусі, або для його розміщення безпосередньо у витратомірній трубці, шляхом фіксації його на боковині, або для використання обхідного каналу меншого діаметру, розташованого всередині або зовні до головної труби. В обох випадках для отримання послідовних і повторюваних вимірювань потоку над датчиком не повинен змінюватися від ламінарного до турбулентного. При 200 л/хв, в трубці діаметром 1,8 см, число Рейнольдса Re досягає значення до 15 000, що набагато вище значення ламінарного потоку.

Діаметр, необхідний для забезпечення ламінарного потоку при 200 л/хв, становить щонайменше 2,7 см. З іншого боку, якщо вибрати операцію турбулентного потоку, то існують обмеження в діапазоні низьких витрат. Максимальний необхідний діаметр, наприклад, для умов відсутності турбулентного потоку при 10 л/с (число Рейнольдса, $Re > 4000$), становить 3,3 мм. Однак при цьому діаметрі швидкість потоку через трубку при 200 л/хв буде становити 379 м / с, що знаходиться в діапазоні стиснутого потоку.

Зважаючи на всі вищезазначені обмеження, зрозуміло, що єдиною конструкцією, що підходить, є конструкція прохідної труби, на середині якої зафіксований датчик. Для цієї конструкції є дві конфігурації проходу по

відношенню до основної труби. Перший показаний на рис. 4.2, де прохід є зовнішнім по відношенню до основної труби, а другий – на рис. 4.3. Перша конфігурація широко використовується в комерційних витратомірах [30].

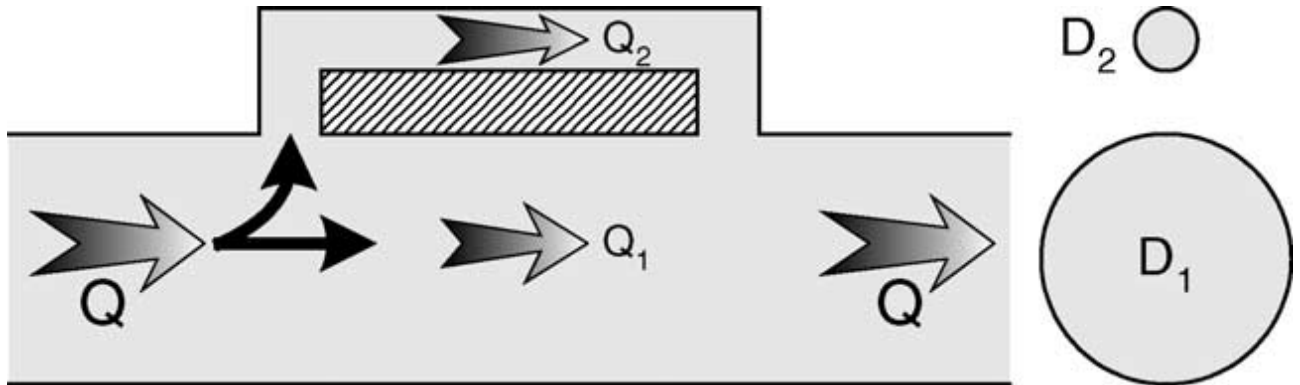


Рисунок 4.2 – Конфігурація зовнішньої прохідної трубки

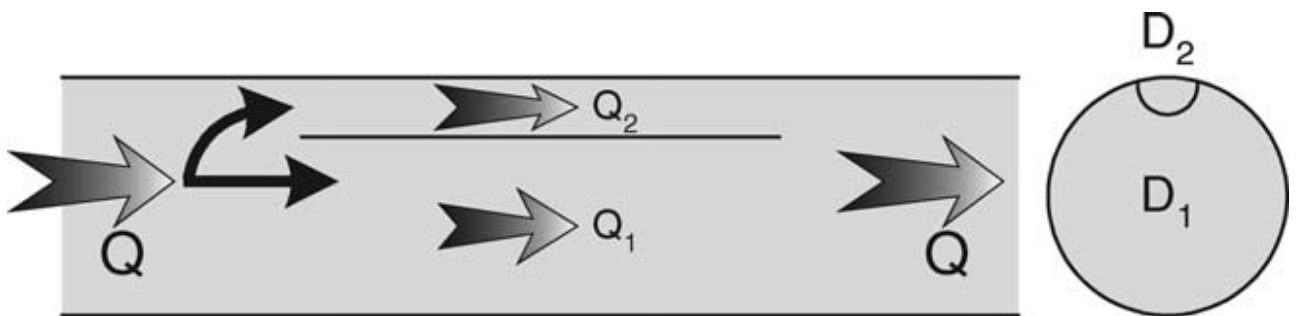


Рисунок 4.3 – Конфігурація внутрішньої прохідної трубки

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

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

де f – коефіцієнт тертя (безрозмірний), який залежить від числа Рейнольдса і відносної шорсткості трубки, L і D – довжина і діаметр трубки відповідно, u – середня швидкість потоку, g – прискорення тяжкості. Накладені вимоги стосуються ламінарного та повністю розробленого потоку в прохідному режимі для всього діапазону потоку. З наведених вище обмежень витягуються наступні 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 прохідній трубці. На рис. 4.4 показано число Рейнольдса для потоку, розробленого в прохідній трубці для різних діаметрів протоку (від 0 до 1,8 см) і різних вихідних значень потоку на вході основної труби (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 прохідній трубці. Ми бачимо, що для конкретного значення потоку число Рейнольдса зростає зі збільшенням діаметра перепускної труби. Максимальний діаметр ламінарного потоку при 200 л / хв становить 0,6 см. Максимальна довжина прохідної труби становила 3 см, оскільки довжина головної труби, як зазначено вище, становить 3,5 см. Для забезпечення повністю розвиненого потоку в середині трубки цієї довжини повинна виконуватися наступна умова [32]:

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

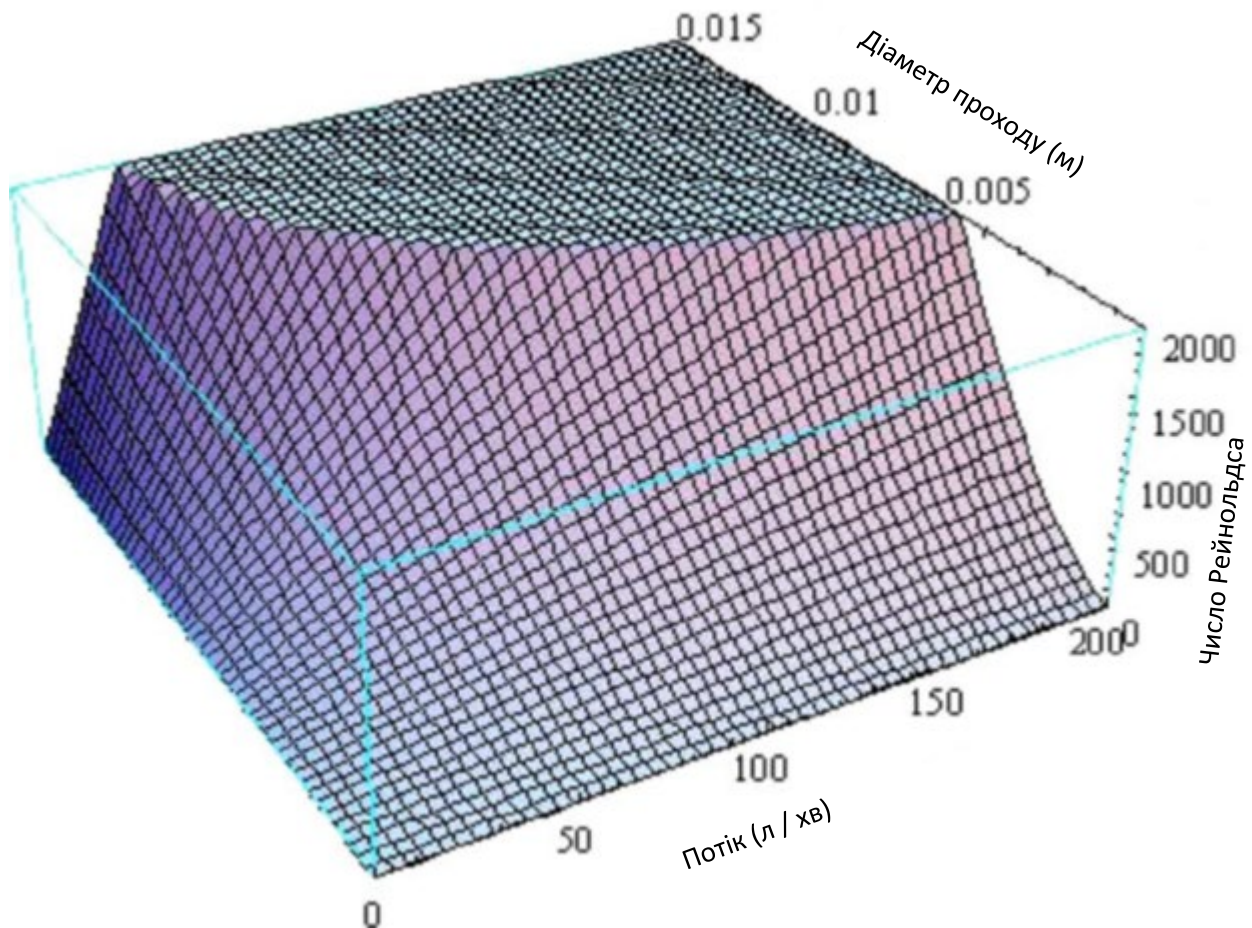


Рисунок 4.4 – Число Рейнольдса, яке розвивається при проходженні різних діаметрів пропусків і різних вихідних потоків на вході витратоміра

Поєднання цієї умови з результатами на рис. 4.4 дає оптимальний діаметр прохідної труби. Використовуючи результати рис. 4.4, отримаємо еволюцію діаметра прохідної труби D_2 як функцію відповідного числа Рейнольдса для початкового потоку 200 л / хв, як показано на рис. 4.5 діаметр перепускної труби для повністю розвиненого потоку перетин двох кривих дає максимальний діаметр, який поєднує ламінарний і повністю розвинений потік в прохід. Цей діаметр є оптимальним для нашого застосування, оскільки він забезпечує максимальну швидкість потоку в прохідній трубці для певного початкового потоку, що призводить до максимальної реакції датчика. Оптимальний діаметр $D_2 = 0,18$ см.

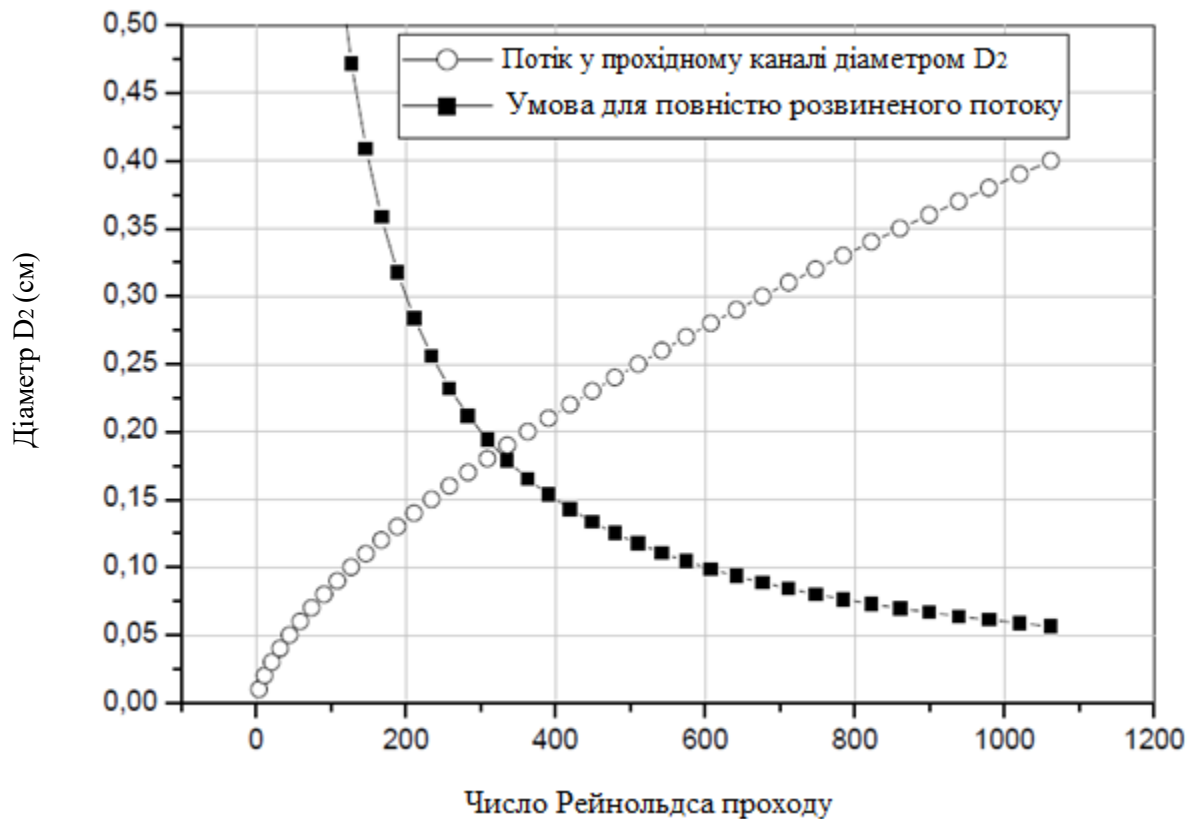


Рисунок 4.5 – Оптимальне значення діаметра проходів, яке витягується з умов ламінарного і повністю розвинутого потоку

Характеристики потоку в корпусі з внутрішньою або зовнішньою прохідною трубкою, як показано на рис. 4.2 і 4.3, були широко досліджені з використанням моделювання FEM з програмним забезпеченням ANSYS через аналіз FLOTTRAN.

Витягнуто швидкість і розподіл тиску в межах всієї труби і проходів корпусу. Досліджено вплив як конфігурації прохідної трубки, так і кута підгонки входних і вихідних труб до зазначених вище параметрів. Схема імітованої структури з трубами під кутом 270° відносно основної трубки показано на рис. 4.6. Також показані розміри різних частин. Початковий потік становив 200 л / хв, а входні і вихідні труби розглядалися під кутом 90° щодо основної труби.

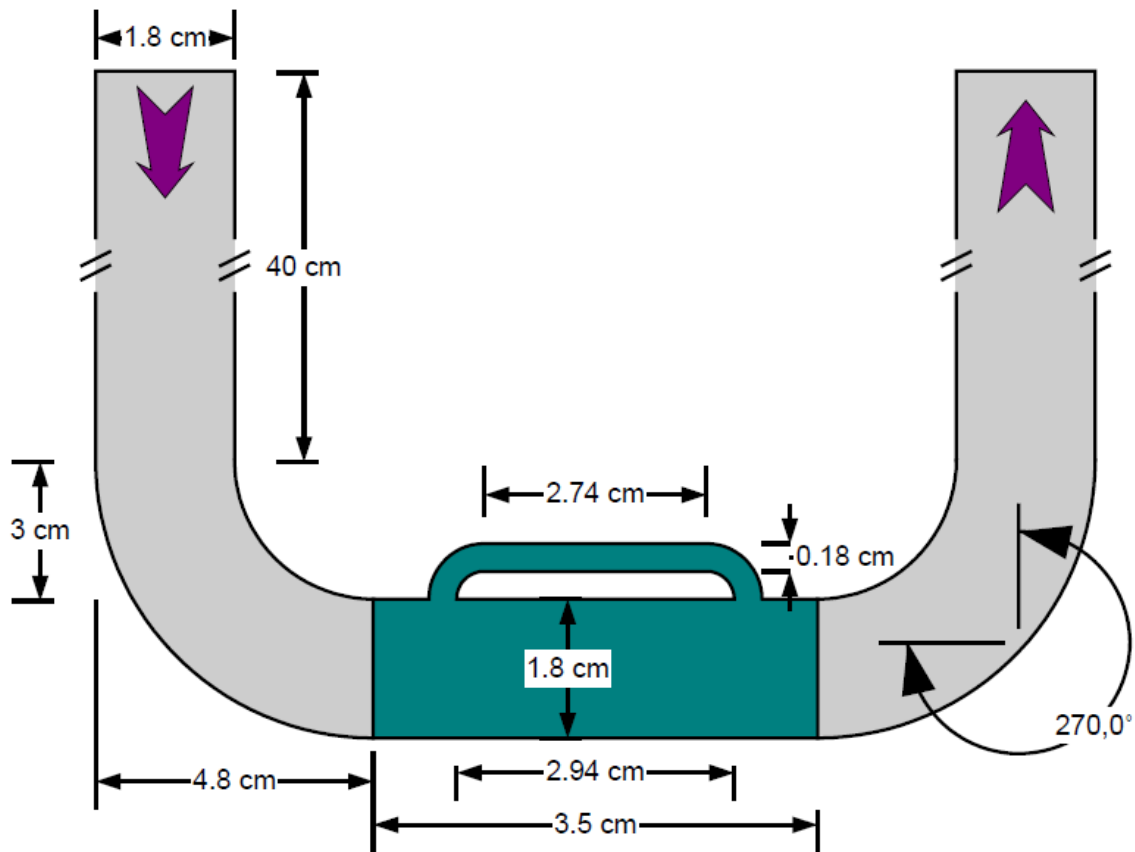


Рисунок 4.6 – Схема імітованої структури з трубами під кутом 270° відносно основної труби. Розглянуті різні розміри

Для всіх розглянутих початкових значень потоку, як і очікувалося, в проході розвивався ламінарний потік з середніми швидкостями від 0,014 до 0,35 м / с для потоків від 10 до 200 л / хв відповідно. Рис. 4.7 ілюструє профіль швидкості потоку на поперечному перерізі в середині перепускної труби. Початковий потік становив 200 л / хв. Суцільна лінія показує профіль ламінарного потоку, який витягується з формули, що характеризує повністю розвинений розподіл ламінарного потоку [33]:

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

де u_0 – максимальне значення швидкості потоку, R – радіус трубки. Спостерігається практично точна установка, яка перевіряє, що потік в середині проходу повністю розвинений і ламінарний.

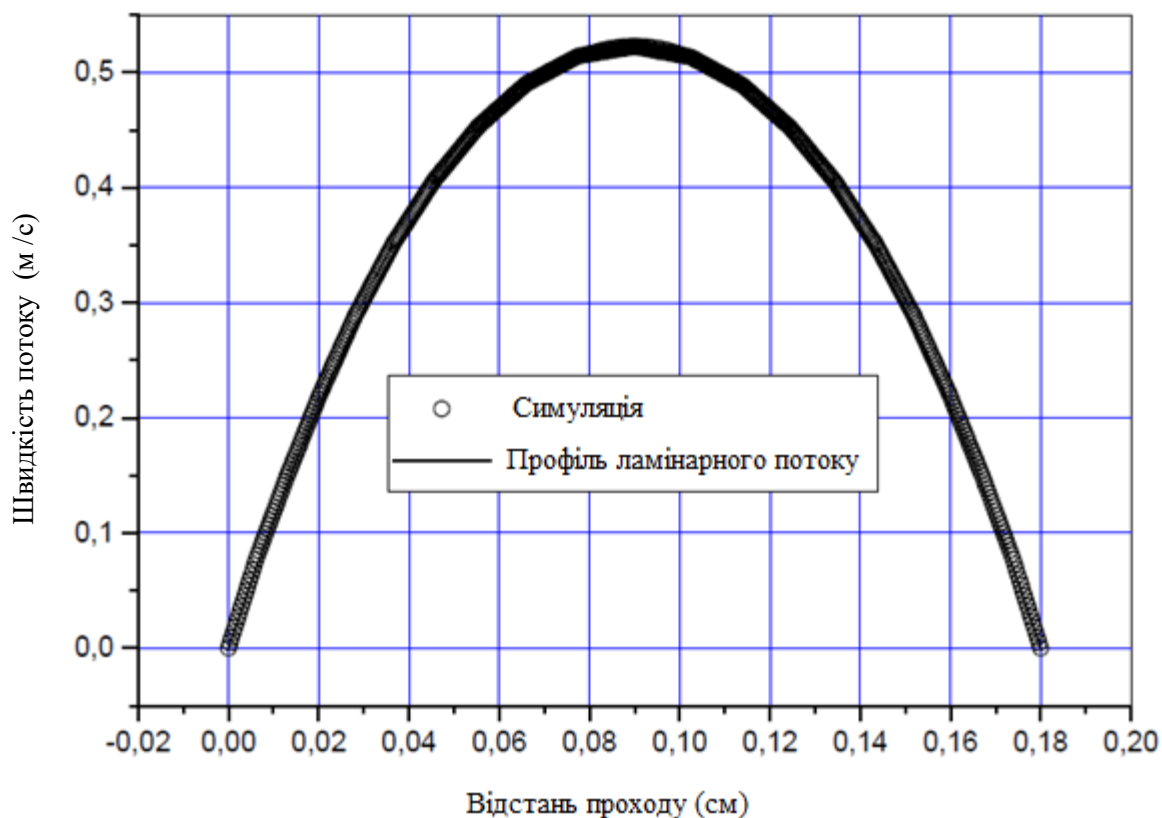


Рисунок 4.7 – Профіль швидкості потоку на поперечному перерізі в середині прохідної трубки. Початковий потік становив 200 л / хв. З суцільною лінією показано підгонка з профілем ламінарного потоку

Моделювання показало сильну залежність потоку в прохідному напрямку від напрямку фіксації вхідних і вихідних труб по відношенню до основної труби. Відхилення швидкості потоку до 200% спостерігалися при зміні кута закріплення вхідних і вихідних труб. У випадку кута 270°, потік в байпасі був інвертований і спостерігалися негативні швидкості, які може інтерпретуватися датчиком як зміна напрямку потоку.

4.2 Реалізація та інтеграція датчиків. Обробка результатів дослідження

Для виготовлення датчика витрати використовується поліпшена традиційна кремнієва технологія. Вихідним матеріалом є кремнієва

двостороння полірована пластина, кремній n-типу діаметром 100 мм, товщиною 300 мкм.

Спочатку реалізується осадження мембранних матеріалів (150 нм шару нітриду кремнію на тонкому оксиді), за якими слідують стандартні процеси виготовлення термобатареї з шаром полікремнію 100 нм і шаром алюмінію 300 нм. Після цього, для захисту теплового датчика від жорстких середовищ, шар Si_3N_4 використовується як пасивація і як маска для мокрого травлення в КОН на задній стороні кремнієвої пластини для досягнення вільної мембрани.

Теплоізована частина датчика мікросхеми MEMS має ширину 2 мм і довжину 6 мм, що дозволяє розділяти електричні з'єднання і канал. Чутлива мембрана нітриду кремнію представлена розмірами 300×600 мкм. Лінійні нагрівачі, розміщені в середині мембрани і з обох сторін термопар, розташовані симетрично (рис.4.8) і служать термометрами. Датчик використовується як калориметр і таким чином може визначати напрямок потоку [34].

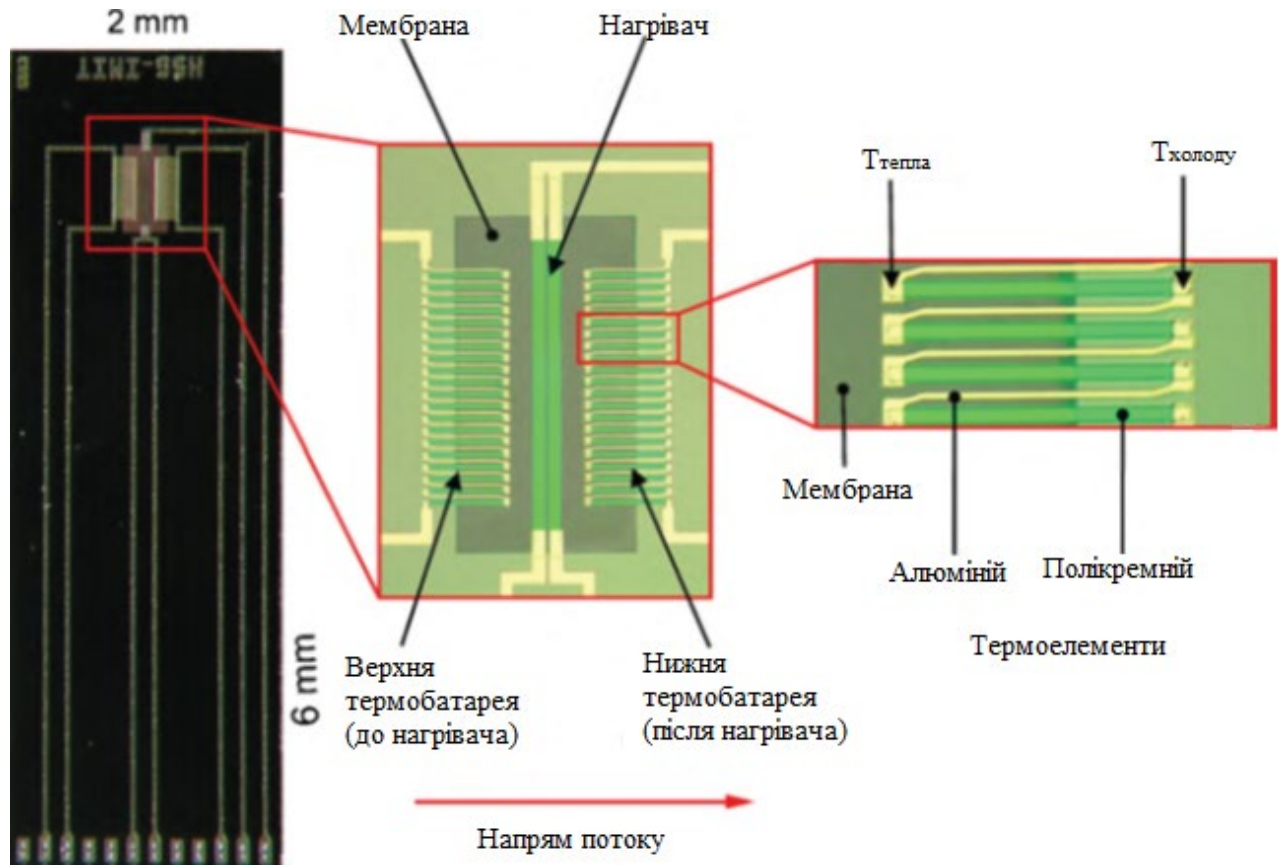


Рисунок 4.8 – Фотографія чутливого елемента виготовленого датчика MEMS

Для спірометричних застосувань тепловий датчик розміщується в трубці над респіраторною маскою якомога ближче до пацієнта, щоб досягти компактної системи між маскою та блоком датчиків. Для зменшення гідравлічного опору маски і системи труб використовують труби діаметрів (близько 26 мм). За таких умов важко забезпечити реальну вимогу про ламінарність потоку по всьому поперечному перерізу каналу. Крім того, завдяки спеціальній геометрії системи, необхідно виміряти нерівномірний і турбулентний газові потоки з високими динамічними витратами між 5 і 200 л / хв. Представлений мікромеханічний датчик потоку має необхідну точність для вимірювання високодинамічного характеру вдихуваного повітря. Завдяки своїй дуже тонкій мембрані і малій тепловій масі датчик демонструє дуже короткий час реакції близько 2 мс.

На рис. 4.9 представлені результати датчика до швидкого збільшення потоку, індукованого на вході трубки. Завдяки високій чутливості 150 мкВ/К на один контакт з термопарою і коротким часом відгуку, датчик визначає кожну малу зміну потоку.

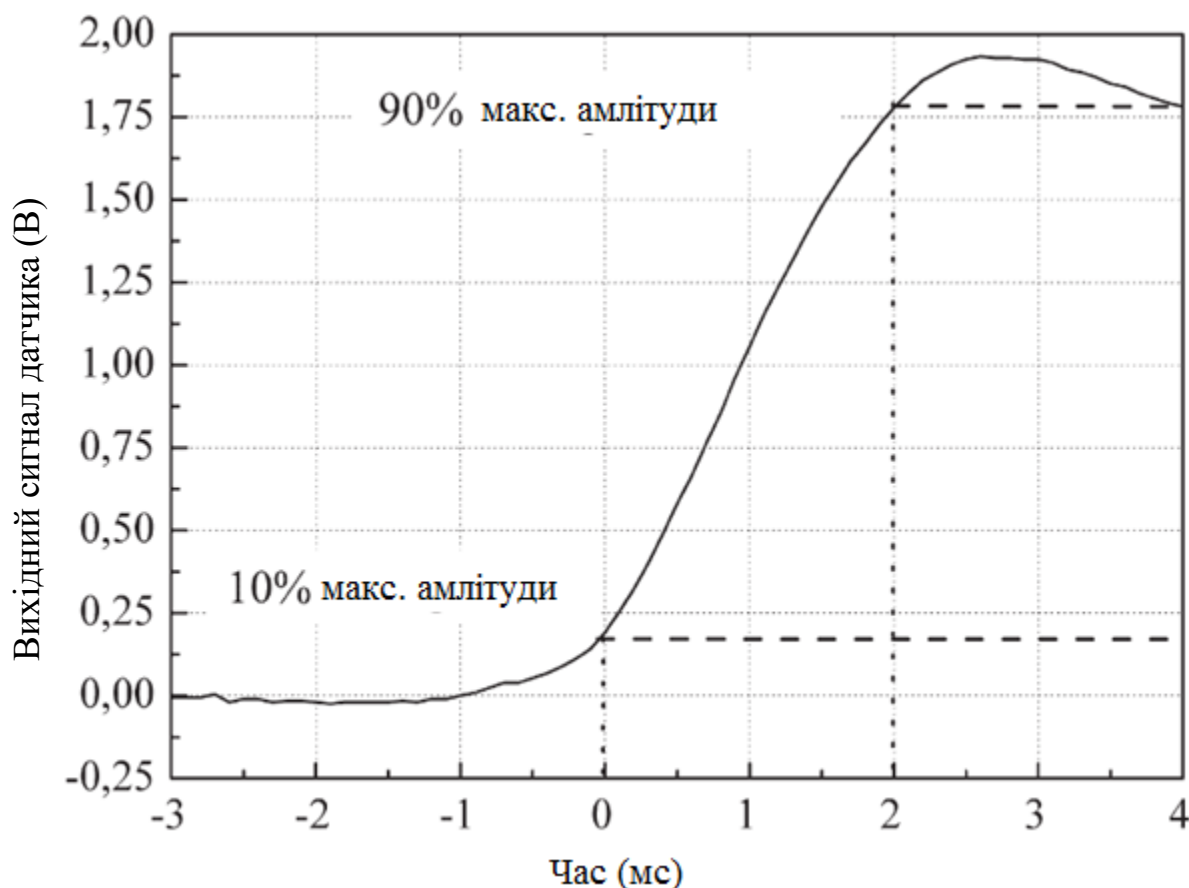


Рисунок 4.9 – Відповідь датчика на швидкий приріст потоку викликаний впливом повітря на його випускному каналі

Високодинамічне вимірювання також призводить до відповідного сигналу з високим ступенем збурюючих ефектів, таких як турбулентність потоку. Щоб уникнути цих явищ, сенсорний чіп поміщений в металевий корпус, що використовується як прохід до каналу з рухомою рідиною. На рис. 4.10 – схематичне представлення металевого корпусу, на якому зображено інтегрований кремнієвий чіп і електронна плата. Металева головка містить прямокутний проточний канал з широким перетином (4мм) і невеликою висотою (1мм) з довжиною зазору (6мм), розташованої паралельно основному потоку. Ця конструкція щілини сприяє ламінарному потоку над чутливим елементом.

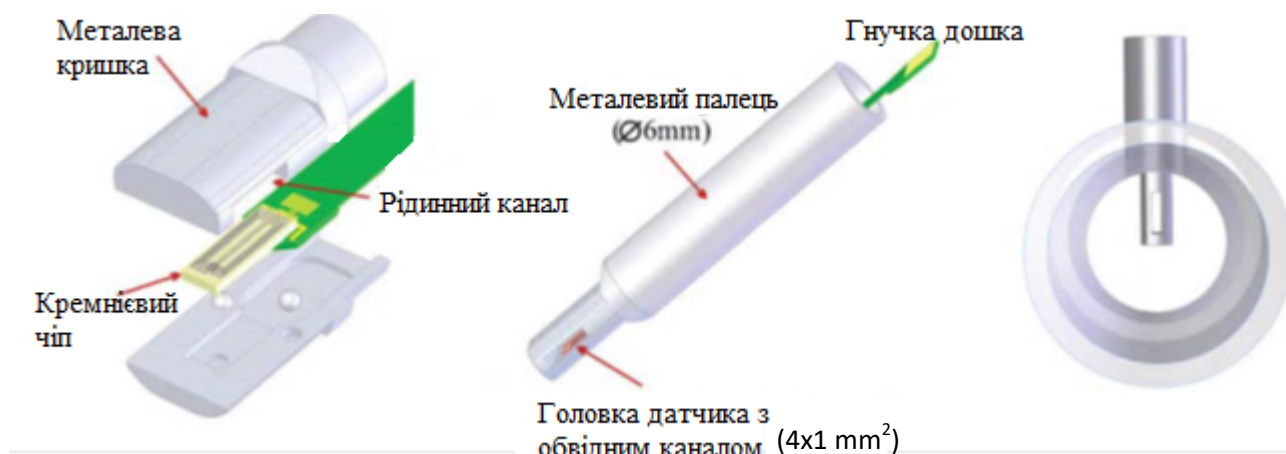


Рисунок 4.10 – Схематичний вигляд пальцевої голівки з вбудованим чіпом датчика потоку подібний до його інтеграції у витратомірну трубку

Кремнієвий чіп поміщений в корпус таким чином, в якому не існує проміжків між корпусом і чіпом для запобігання турбулентності в шунтування. Для вимірювання правильної (репрезентативної) швидкості турбулентного потоку дихання ця система складається з сопла Вентурі. На обох кінцях короткої секції вимірювання виконані сітчасті екрани, щоб зробити рівномірний потік над ділянкою Вентурі для усунення впливу колінних з'єднувачів. Два сітчасті екрани індують рівномірну поведінку розподілу потоку по поперечному перерізу вимірювання. Для вимірювання репрезентативного значення потоку прохід розташований посередині сопла Вентурі.

У першому наближенні коефіцієнт розбиття потоку відповідає співвідношенню між площею поперечного перерізу щілини металевого корпусу на вході байпаса і поперечним перерізом загальної труби в положенні монтажу. Для визначення відповідної конструкції проточного каналу було виконано FEM-моделювання з ANSYS Workbench (CFX) (див. Рис. 4.11).

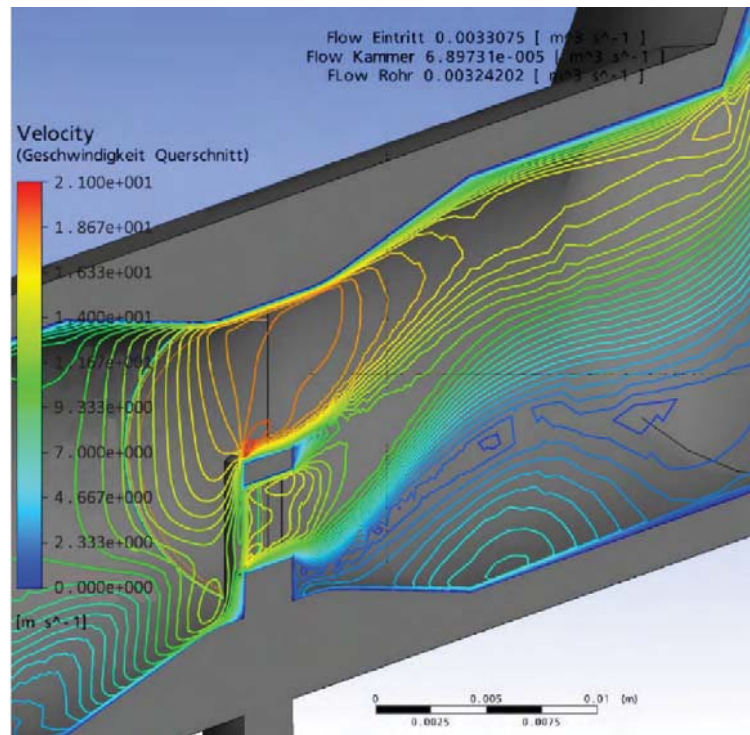


Рисунок 4.11 – Приклад результату моделювання швидкості рідини в основному каналі для отримання заданого коефіцієнта розбиття за пропусканням.

Мета полягала в отриманні репрезентативного потоку практично вільного від турбулентності зі швидкістю в діапазоні вимірювання датчиків до 40 м / с при амінологічному рідинному опорі всього пальця. Моделювання показало, що швидкість всередині каналу пальця залишається нижче 16 м / с при 200 л / хв у головному каналі. Розрахований критичний номер Рейнольдса 2320 досягається при швидкості потоку 24 л / хв, що відповідає переходу між ламінарним і турбулентним потоками. Тим не менш, датчик витрати демонструє стабільний сигнал в турбулентному регіоні.

Крім того, геометрія радіуса вхідного пальця сильно впливає на співвідношення сторін між потоками основного і пальцевого вхідного потоку. Результати моделювання призводять до дуже гострої в'їзної структури пропускного каналу (рис . 4.12). Закруглені краї працюють як сопло і збільшують швидкість потоку всередині каналу. Однак вибір радіуса вхідного

отвору також повинен враховувати технологічність, пов'язану з технологією пластичного формування, яка має обмежену точність контуру.

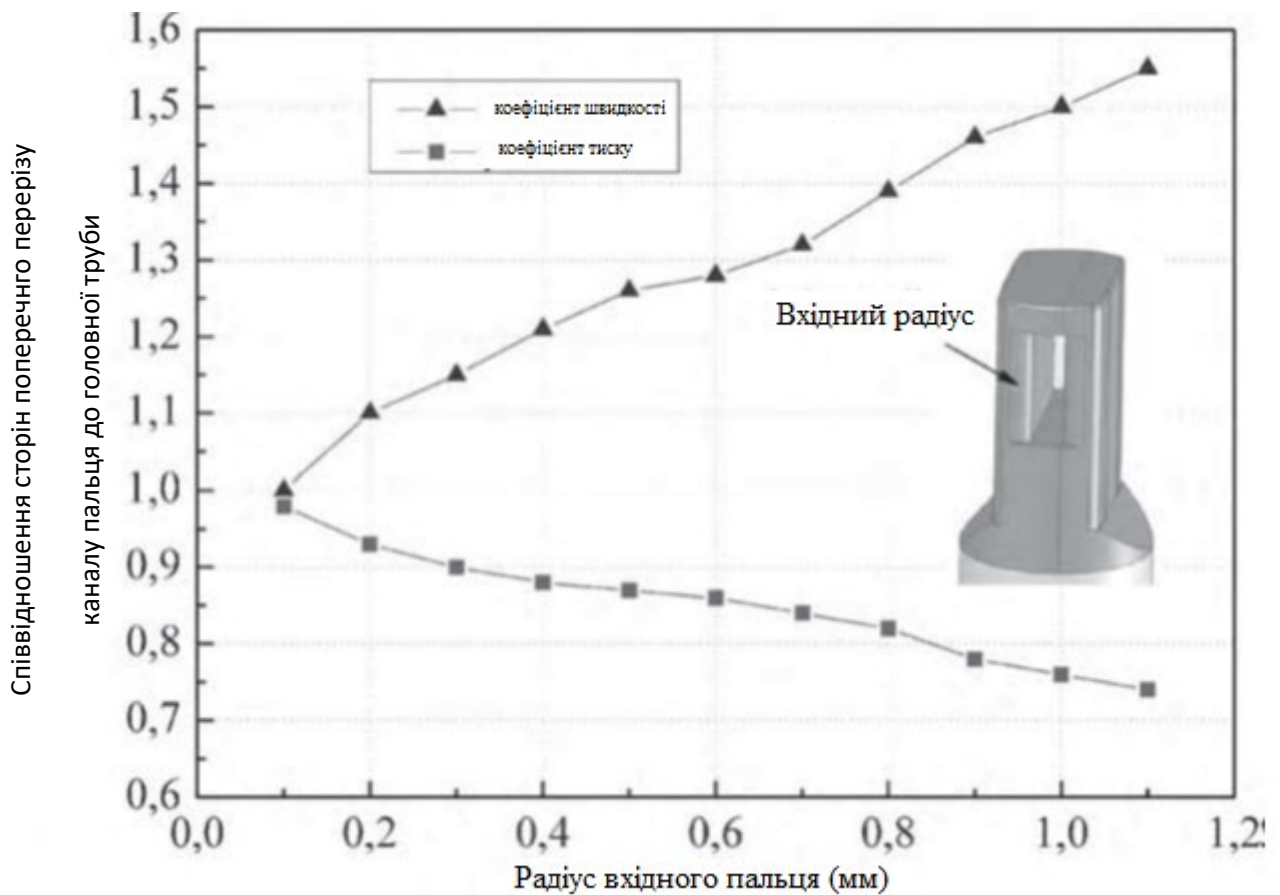


Рисунок 4.12 – Модельовані значення залежності тиску і швидкості всередині пальцевого каналу від геометрії вхідного радіуса для основної швидкості потоку 150 м / с.

Завдяки малій тепловій масі мембранного датчика можливий швидкий і точний захоплення високодинамічних кривих дихання. Датчик чіпа діє за калориметричним принципом [34]. Датчики теплового потоку вимірюють швидкість текучої масової рідини, що протікає по чутливій ділянці; отже, характеристична крива показує найбільшу чутливість при малих швидкостях потоку. Чутливість зменшується з більш високою швидкістю потоку, поки характеристична крива не стане насиченою. На протязі всієї гіпотези майже постійного шумового сигналу термопарків у всьому діапазоні вимірювань,

датчик представляє більш високу точність при низьких швидкостях потоку, ніж при більш високих потоках. Крім того, дві серії термобатареї, які є симетричними з обох сторін нагрівача, дозволяють розпізнавати напрямок потоку. Завдяки високій точності та виявленню напрямку потоку при низьких швидкостях потоку, датчик може виявити важливу точку спрацьовування між вдихом і видихом і є достатнім для оцінки швидкості потоку штучного дихання.

На рис. 4.13 представлена калібрувальна діаграма датчика потоку в трубці. Для калібрування через трубу датчика послідовно встановлювалася розгортка повітряного потоку з різними швидкостями через стандартний комерційний контрольний датчик (TSI, Model 4040), оптимізований для виявлення дихання. Довідковий датчик TSI є анемометром гарячого проводу 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. Додатково, барометричний тиск і температура потоку отримуються за моделлю TSI. Виміряні напруги MEMS-датчиків і еталонні значення потоку записуються в таблиці пошуку, яка представляє калібрувальну криву датчика. Відтворювана характеристика датчика дозволяє розширити діапазон вимірювання до 400 л / хв.

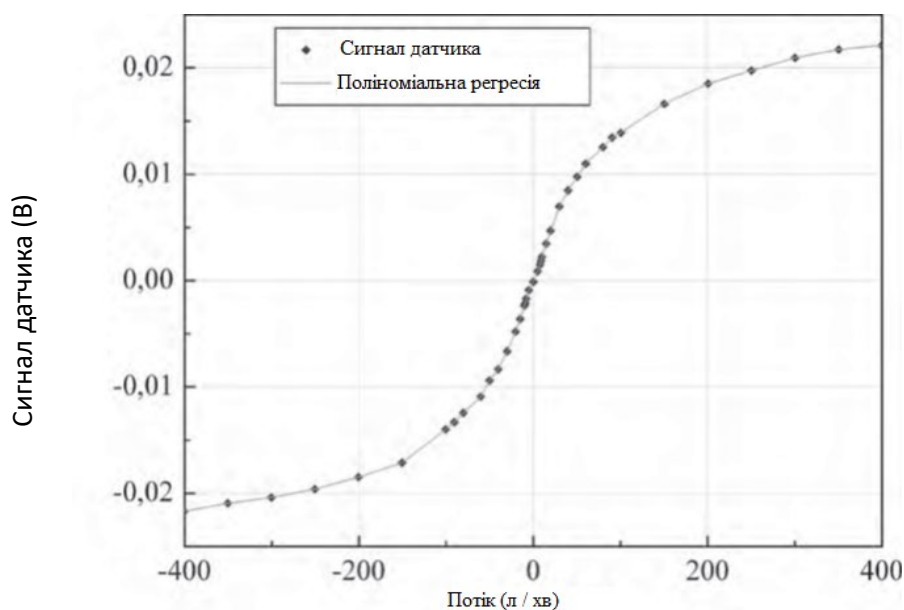


Рис. 4.13 – Калібрувальна крива датчика в трубці

На рис. 4.14 представлений вимірний сигнал потоку теплового датчика протягом часу при генерації синусоїдального сигналу калібрувачем поршня. Ліва діаграма (рис. 4.14 (а)) показує вихідний сигнал датчика). Використовуючи температуру навколишнього середовища і тиск (АТР) всередині проточної труби, вимірний сигнал потоку перетворюється в фактичний об'ємний потік, який є еталонним об'ємом для калібруатора поршня.

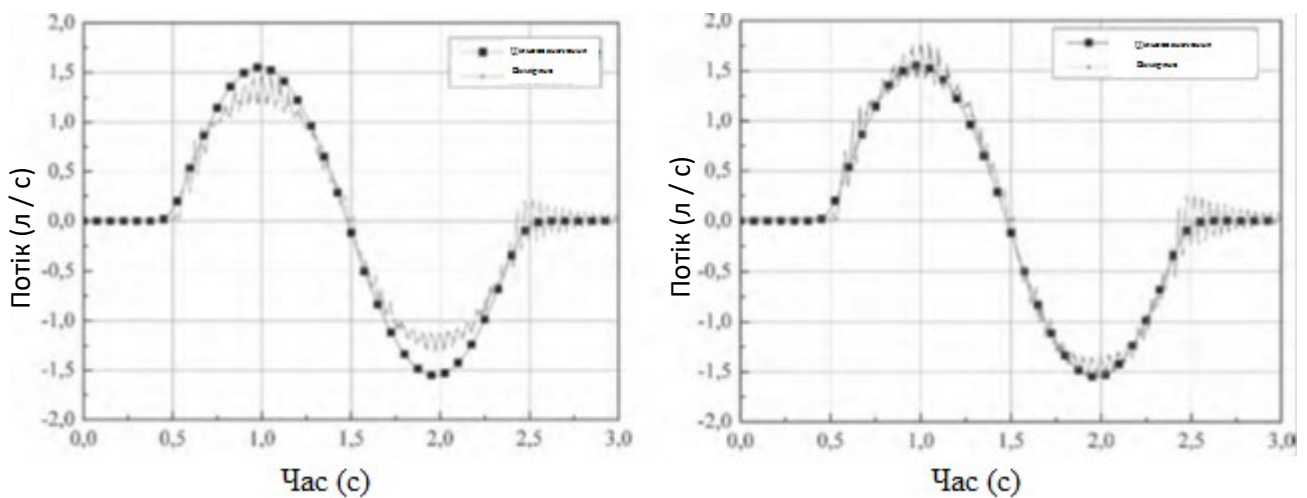


Рисунок 4.14 – Синусова форма сигналу: (а) порівняння цільового синусового потоку та вихідного сигналу датчика у порівнянні з часом. (б) Ректифікований об'ємний потік порівняно з очікуваним значенням у порівнянні з часом

Рис. 4.14 (б) показує результат перетворення. Вихідний сигнал датчика витрати також показує більш високу частоту сигналу компонента над датчиком відгуку. Турбулентності, що знаходяться над датчиком, походять від самої генерації сигналів. Синусова хвильова форма накладається вібраціями фрикційних ковзань поршня, які з негнучкої поршневої циліндрової системи, датчик виявляє пост-імпульсні коливання повітря всередині системи труб. Там, де традиційні спірометричні пристрої не здатні виявити такі швидкі зміни швидкості потоку, представлений датчик теплового потоку MEMS демонструє високу частоту відключення до 1 кГц, що дозволяє отримати вимірювання

високого дозволу дихання за час, тим самим до зниження невдач і пропонування нових діагностичних можливостей.

Стандартна спірометрична характеристика зазвичай виконується у вигляді петлі потік-об'єм. Ці діаграми дозволяють проводити експрес-діагностику характерної легеневої дисфункції людини. Як приклад, була записана стандартна крива синусоїдального потоку-обсягу. Рис. 4.15 (а) показує велике відхилення між теоретичним об'ємним потоком навколишнього середовища і тиском (АТР), і вихідним сигналом датчика. Крім того, накладені коливання сприяють великій кількості сигналу. Правильне визначення об'єму отримують після інтеграції потоку в часі і перетворення з масового потоку в АТР.

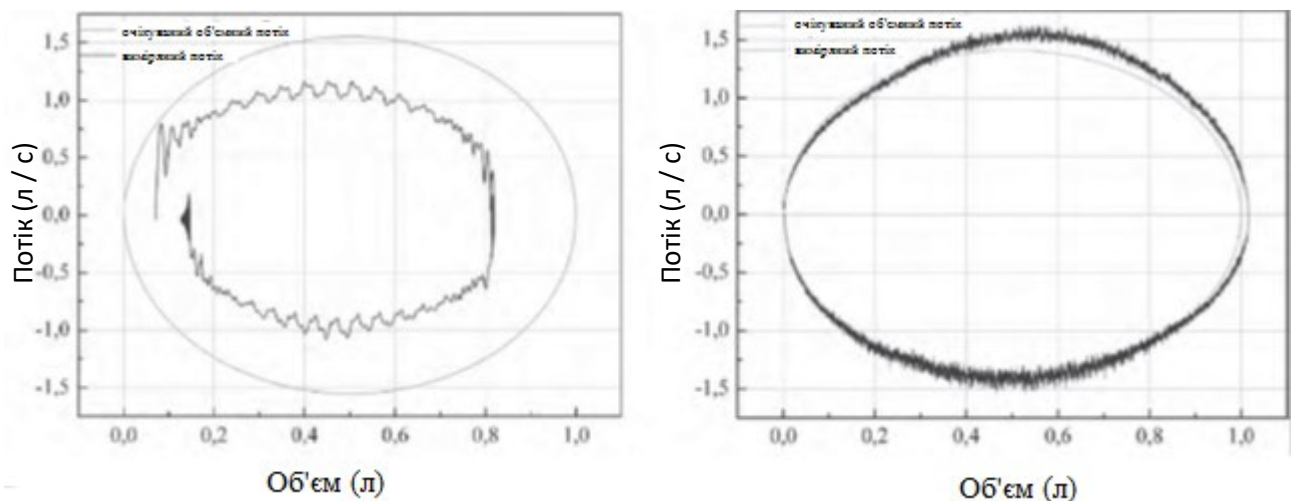


Рисунок 4.15 – Об'ємний контур потоку: (а) порівняння теоретичного об'ємного потоку і виміряного сигналу датчика проти об'єму. (б) Порівняння теоретичних і перетворених діаграм потоків.

Датчик масової витрати відкалібрований для однієї добре відомої температури і тиску. Розрахунок об'ємного потоку від виміряного масового потоку з використанням рівняння ідеального газу залежить від тиску і температури рідини. Під час руху поршня змінюється тиск повітряного потоку. При реальному застосуванні дихання температура повітря змінюється від температури навколишнього середовища (вдихання) до 37°C в потоці повітря

видиху. Не тільки через калібрування датчика, але і внаслідок різних визначень для вимірювання об'єму дихального газу, бажано реалізувати вимірювальну систему, яка може перетворювати між цими розмірами і представляти результати. Перетворення масового потоку в швидкість потоку в залежності від різних умов тиску або температури виконується з використанням рівняння реального газу. Для зменшення похибки необхідно паралельно записувати поточний тиск, температуру середовища та відносну вологість. Наприклад, при стандартизації спірометрії [35] потрібно вимірювати температуру з точністю $\pm 1\text{K}$ при нормальному тиску. У таблиці 1 наведено огляд методу розрахунку з використанням газодинаміки для коригування виміряних кривих. Потрібно враховувати похибку розрахованого значення потоку АТР. Найбільший вплив на похибку має температура; наприклад, відхилення $\pm 40\text{K}$ від калібрувальної температури викликає похибку близько $\pm 15\%$. Відхилення тиску ± 40 мбар призводить до відхилення в потоці $\pm 4\%$. Навпаки, теоретичний вплив відносної вологості на закон реального газу показує лише відхилення $0,04\%$ від повного діапазону точок роси і можна знехтувати.

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

Щільність сухого повітря	$\rho_{\text{сух}} = \frac{p}{ZR_iT}, \quad Z = 1$
Тиск насичення паром	$p_d = 611,657e^{\left(17,2799 - \left(\frac{4102,99}{T} - 35,179\right)\right)}$
Щільність вологого повітря	$\rho_f = \rho_{\text{trocken}}(1 - 0,377\varphi_{\text{rel}} \cdot \frac{p_d}{p})$
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 обладнана датчиком барометричного тиску. У першому наближенні відносне зміщення тиску всередині проточної трубки можна вважати майже постійною функцією потоку. Потім абсолютний тиск потоку всередині трубки може бути обчислений як сума барометричного тиску і відносної зміни тиску. Інтеграція MEMS ємнісного датчика тиску всередині проточної трубки вимагає великих вимог щодо упаковки та стійкості до вологості і досі не вирішена. Для безпосереднього вимірювання температури потоку над тепловим датчиком в кремнієвий чіп інтегрованої термометр у вигляді діода. Діод дає дуже точне значення температури чіпа. Крім того, під час визначення характеристик барометричний датчик тиску реалізовано з входом тиску в проточній трубці. За цих умов може бути виконаний аналітичний розрахунок. Кожен набір даних перераховується електронним мікроконтролером з частотою дискретизації 200 Гц. Випрямлені та теоретичні криві представлені на рис. 2.17 (б). Відхилення світла спостерігається між двома кривими. Це пов'язано з тим, що датчик просторово розділений в експериментальній установці за допомогою гнучких труб.

У критичних умовах експлуатації на поверхні датчика може відбуватися конденсація, що може призвести до сильного відхилення від каліброваного сигналу потоку. Розробляється перше дослідження проти конденсації або слини. Нагрівання мікросхеми, показує дуже багатообіцяючі результати. На рис. 4.16 представлений час випаровування як функція потужності нагріву сенсорного чіпа. Значне зменшення часу випаровування спостерігається при збільшенні теплової потужності; наприклад, час випаровування 10 с досягається для краплі води на 1 мкм на мембрані датчика і потужності нагрівання 400 мВт. Це високе енергоспоживання буде використовуватися тільки в критичних умовах експлуатації і буде контролюватися за допомогою

адаптованої електроніки. На додаток до конденсації води на ділянці мембрани під час витікання, слина також може транспортуватися з включеним органічним забрудненням (наприклад, бактеріями, грибами, білками, їжею або кров'ю). Ці частинки можуть прилипати до поверхні мікросхеми і порушувати вимірювання, змінюючи характеристики потоку сигналу датчика. Навіть якщо електронний пристрій може виявляти конденсацію води і випаровувати його, нагріваючи чіп, органічні частинки залишаються на поверхні і можуть коагулювати, утворюючи шар покриття на мембрані. Цей ефект може накопичуватися з часом. Рішення може бути знайдено шляхом моніторингу реакції теплової системи для вимірювання додаткового покриття в якості термічного збільшення маси до критичного значення.

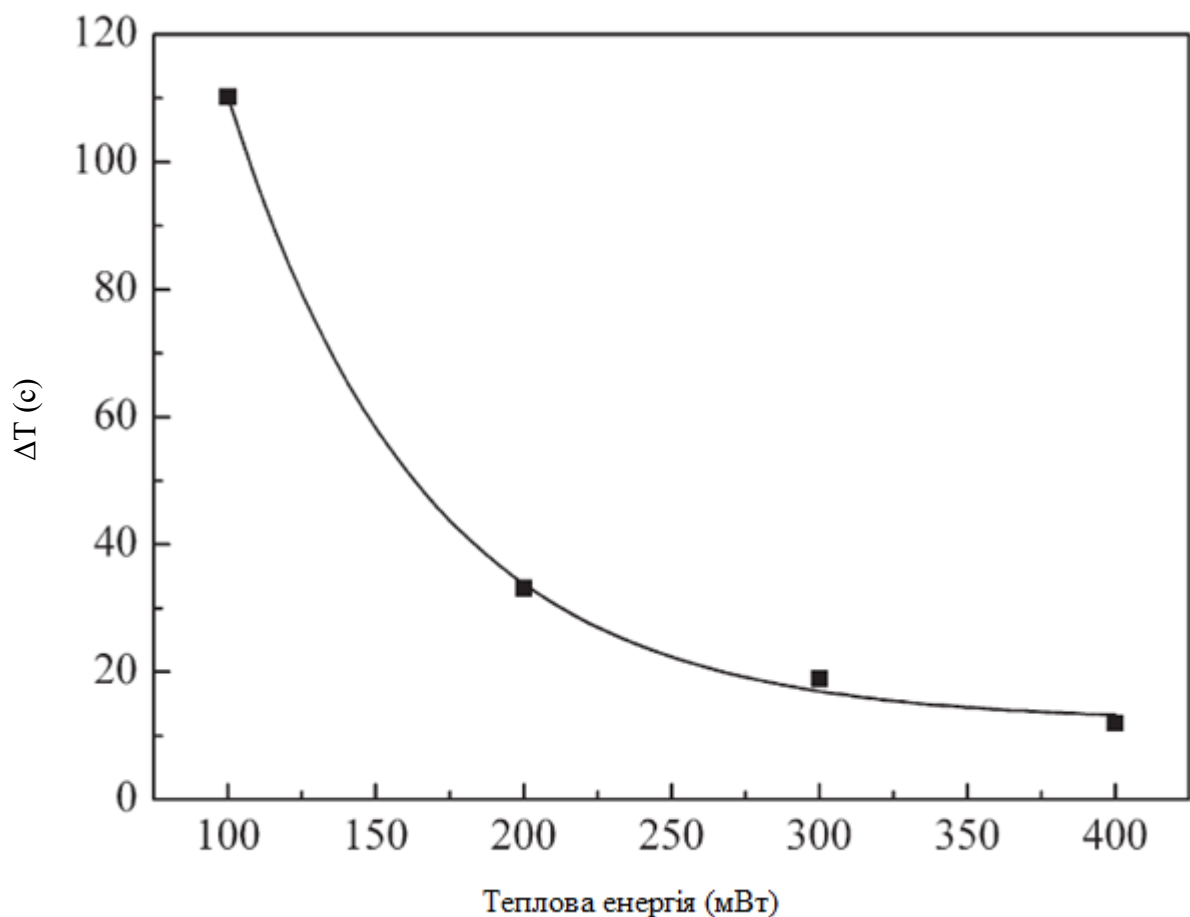


Рисунок 4.16. Час випаровування води об'ємом 1 мкл з поверхні датчика в залежності від досягнутої потужності його нагріву

Висновки до Розділу:

Представлено дослідження корпусу витратоміра потоку газу для використання в медичному обладнанні для дихального контролю. Датчик теплового типу, корпус якого розроблений таким чином, щоб забезпечити умови ламінарного потоку в діапазоні потоків від -200 до +200 л/ хв. Для визначення конфігурації основного корпусу вперше використовується аналітичний підхід. Детально досліджено тип і положення прохідної труби, яка прикріплена до основної витратомірної трубки. Проведено широке моделювання потоку в різних конфігураціях і різні умови на вході і виході з використанням пакету програм ANSYS з аналізу скінченних елементів. Отримано відмінний збіг експериментальних результатів з моделюванням в потоці кисню.

Висновки

Респіраторна функція є однією з найважливіших для життєдіяльності людського організму. Контроль функціонального стану та діагностична оцінка легеневої функції реалізується спірометрами. На сьогоднішній день існує багато витратомірів, які були детально розглянуті в перших розділах роботи. Автором запропоновано рішення для технічної модернізації алгоритму обробки сигналу в конструктивній реалізації вимірювача, яка передбачає інтеграцію функції обробки сигналу у внутрішню структуру первинного перетворювача. Такому удосконаленню вимірювачів потоку повітря медичного призначення властива економічна доцільність.

Були розглянуті нові конструктивні реалізації датчиків потоку повітря, які дозволяють точно вимірювати швидкості потоку з високою чутливістю. Крім того, безперервне вимірювання потоку або перепаду тиску дозволяє розрахувати загальний обсяг транспортуваного газу через легені. Технологічний прогрес у технології мікросенсорів дає можливість виробляти компоненти, які є меншими, дешевшими, однак більш функціональними і придатними для малопотужних систем.

В першому розділі розглянуті основні анатомо-функціональні особливості дихальної системи людини та методи її діагностики. Визначено параметри, які першочергово необхідно діагностувати для своєчасного надання медичної допомоги, що є актуальною темою сьогодення в Україні.

Аналіз конструкцій первинних перетворювачів та різновидів поточкорезистивних елементів, а також їх функцій перетворення (функціональних залежностей між об'ємними витратами та диференціальним тиском) дозволив зробити висновок щодо переваг та недоліків сопла Вентурі, трубок Флейша та Ліллі. Проведено розрахунок вихідних параметрів для сопла Вентурі згідно з максимально можливими показниками функції зовнішнього дихання людини. Виходячи з отриманих даних, для використання в стаціонарній апаратурі для функціональних досліджень функцій зовнішнього

дихання найкраще застосувати датчик витрати, заснований на реєстрації перепаду тисків в дифузорі типу сопло Вентурі або інших звужуючих пристроях. Такі перетворювачі володіють низьким пневматичним опором і високою повторюваністю характеристики в обох напрямках проходження повітряного потоку.

Представлено дослідження корпусу витратоміра потоку газу для використання в медичному обладнанні для контролю функції дихання. Датчик теплового типу, корпус якого розроблений для забезпечення умови ламінарного потоку в діапазоні потоків від -200 до +200 л/хв. Детально досліджено тип і положення прохідної труби, яка прикріплена до основної витратомірної трубки. Проведено моделювання потоку в різних конфігураціях і різні умови на вході і виході з використанням пакету програм ANSYS з аналізу кінцевих елементів.

З теоретично оброблених даних зроблено висновок щодо оптимального діаметру прохідного каналу, який складає 0,18 см, оскільки він забезпечує максимальну швидкість потоку в прохідній трубці для певного початкового потоку, що призводить до максимальної реакції датчика.

Список використаних джерел

1. Гриппи М. Патолофізіологія легких / М. Гриппи; пер. с англ. – М. : БІНОМ, 1997. – 327 с.
2. Березовский В.А., Колотилев Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник. – Киев: Наукова думка. – 1990. – 224 с.
3. Вейбель Э.Р. Морфометрия легких человека. – М.: Медицина. – 1970. – 176с.
4. [Електронний ресурс] <https://studfiles.net/preview/5294581/page:2/>
5. Лойцянский Л. Г. Механика жидкости и газа / Л. Г. Лойцянский. – М. : Наука, 1970. – 904 с.
6. Абрамов Е. И. Элементы гидропривода: Справочник / Е. И. Абрамов, К. А. Колесниченко, В. Т. Маслов. – Киев: Техніка, 1977. – 320 с.
7. 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.
8. Старшов А. М. Спирография для профессионалов / А. М. Старшов, И.
9. Гриппи М. А. Патолофізіологія легких, изд. 2-е. испр. / Майкл А. Гриппи - М.; Спб.: ЗАО "Издательство БІНОМ", "Невский диалект", 2000. – 344 с.
10. Фалова О. Е. Физиология дыхательной системы: методические указания к лабораторной работе по курсу «Физиология человека» / О. Е. Фалова. – Ульяновск: УлГТУ, 2006. – 24 с.
11. Баранов В.Л., Куренкова И.Г., Казанцев В.А., Харитонов М.А. Исследование функции внешнего дыхания. – СПб.: Элби-СПб., 2002. – 302 с.
12. Лопата В.А., Сахно Ю.Ф. Многоуровневая система спирометрической аппаратуры // Функциональная диагностика. – 2003, №2, С.52-55

13. Сахно Ю. Ф. Исследование вентиляционной функции легких: учебно-методическое пособие / Сахно Ю. Ф., Дроздов Д. В., Ярцев С. С. – М.: Издательство РУДН, 2005. – 83 с.
14. Bates J. H. T. Lung Mechanics. An Inverse Modeling Approach / Jason H. T. Bates. – Cambridge University Press, 2009. – 220 p.
15. Жуковский В. Д. Медицинские электронные системы / В. Д. Жуковский. – М.: Медицина, 1976. – 312с.
16. 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
17. 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
18. Бошняк Л. Л. Тахометрические расходомеры / Л. Л. Бошняк, Л. Н. Бызов. – Л.: Машиностроение, 1968. – 212 с.
19. Pittarelli A. Differential Pressure Sensors for Respiratory Flow Measurement [Электронный ресурс] / A. Pittarelli // Medical device Tehnology. – March 2009. – <http://www.emdt.co.uk/article/differential-pressure-sensors-respiratory-flow-measurement>
20. Кремлевский П. П. Расходомеры и счетчики количества: Справочник. 4-е изд., перераб. и доп. / Пантелеймон Петрович Кремлевский. – Л.: Машиностроение, Ленинградское отделение, 1989. – 701 с., ил.
21. Kanne U. Digital Flow Sensors: Reaching New Levels [Электронный ресурс] / U. Kanne, C. Sauvain // Medical device Tehnology. – June 2006. – <http://www.emdt.co.uk/article/digital-flow-sensors-reaching-new-levels>
22. 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.
23. Шкундин С. З. Новый акустический спирометр для функциональной диагностики дыхания [Электронный ресурс] / С. З. Шкундин, А. В.

- Карпишук // Московский Государственный Горный Университет: Публикации. – http://www.sirsensor.ru/art_8.html
24. Guo Dagang 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. – 1073-1078 pp.
 25. 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.
 26. Micromechanics and MEMS: Classic and Seminal Papers to 1990, W. Trimmer (Ed.), IEEE Press, New York, NY – 1996.
 27. G. T. A. Kovacs, Micromachined Transducers Sourcebook. WCB/McGraw-Hill – 1998.
 28. A.G. Nassiopoulou, G. Kaltsas, Porous silicon as an effective material for thermal isolation on bulk crystalline silicon, Phys. Stat. Sol. – 2000.
 29. G. Kaltsas, A.G. Nassiopoulou, Novel C-MOS compatible monolithic silicon gas flow sensor with porous silicon thermal isolation, Sens. Actuators – 1999 – pp. 133-138.
 30. W. Jouwsma, Marketing and design in flow sensing, Sens. Actuators – 1993 – pp. 274-279.
 31. R.L. Mott, Applied Fluid Mechanics, Merrill Publishing Company, Columbus, Ohio – 1990 – p. 270.
 32. F.P. Incropera, D.P. De Witt, Fundamentals of Heat and Mass Transfer, Wiley, Canada – 1990 – p. 469.
 33. W. Gopel, J. Hesse, J.N. Zemel, Sensors: A Comprehensive Survey – Mechanical Sensors, VCH, Weinheim, Germany – 1994 – pp. 379–381.

34. E. Yoon, K.D. Wise, An integrated mass flow sensor with on-chip CMOS interface circuitry, IEEE Trans. Electr. Dev. 39 (6) – 1992 – pp. 1376–1385.
35. G.N. Stemme, A monolithic gas flow sensor with polyimide as thermal insulator, IEEE Trans. Electr. Dev. ED-33 (10) – 1986 – pp. 1470–1474.