МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

«Допущено до захисту»

Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій
к.т.н., доц. Нікітчук Т.М.
_____
«20» 06 2022 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему____Розробка приладу вимірювання параметрів дихання_____

за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «бакалавр»

Виконавець роботи
студент 4 курсу, гр.БІ-21 20.06.22р. _____ Голованов О.М.
(дата, підпис)

Керівник роботи
к.т.н., доц. 20.06.22р. _____ Коренівська О.Л.
(дата, підпис)

Житомир
2022

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

Пояснювальна записка

до кваліфікаційної роботи бакалавра

на тему__Розробка приладу вимірювання параметрів дихання_____
_____
_____

Виконав: студент 4 курсу, групи БІ-21
спеціальності
163 «Біомедична інженерія»_____

Голованов О.М_____

Керівник ___Коренівська О.Л._____

Рецензент___Бенедицький В.Б._____

Житомир
2022

«Затверджено»

Завідувач кафедри біомедичної інженерії та телекомунікацій

_____ Т.М. Нікітчук

«_10» січня_ 2022 р.

ЗАВДАННЯ
на кваліфікаційну роботу бакалавра

Студента __Голованова Олександра Миколайовича_____
Тема роботи _____ Розробка приладу вимірювання параметрів дихання_____
_____
Затверджена Наказом університету від «_10_» __січня_____ 2022_ р.
№ _23/с_____
Термін здачі студентом завершеної роботи __10 червня 2022 р._____
Вихідні дані роботи: вимірювати параметри дихального об'єму вдихаємої та видихаємої повітряної суміші, концентрацію кисню та вуглекислого газу, розраховувати інші показники дихання, виведення сигналу на смартфон або планшет для подальшої обробки

Консультанти з випускної кваліфікаційної роботи із зазначенням розділів, що їх стосуються

Розділ	Консультант	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв

Керівник _____
(підпис)

Календарний план

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд та аналіз літературних джерел	Лютий 2022 р.	
2	Розробка технічного завдання	10 березня 2022 р.	
3	Розробка структурної схеми	Квітень 2022 р.	
4	Розробка принципової схеми	15 травня 2022 р.	
5	Розрахунок конструкції приладу	1 червня 2022 р.	
6	Кінцеве оформлення роботи	10 червня 2022 р.	

Студент

_____

(підпис)

Керівник

_____

(підпис)

АНОТАЦІЯ

В даній випускній кваліфікаційній роботі проведено огляд методів та апаратури для дослідження параметрів дихання. На основі ґрунтовного аналізу вибрано набір діагностичних показників, вимірювання яких забезпечить необхідний і достатній рівень діагностики дихальної системи пацієнта приладом вимірювання параметрів дихання власної розробки. В ході виконання роботи розроблено структурну та електричну принципову схеми приладу. Описано принцип роботи приладу та дано рекомендації по його використанню. Проведено розрахунок та розведення друкованої плати, пораховано надійність конструкції.

ABSTRACT

This diploma project reviews the methods and equipment for studying the parameters of respiration. Based on a thorough analysis, a set of diagnostic indicators was selected, the measurement of which will provide the necessary and sufficient level of diagnostics of the patient's respiratory system with a device for measuring the parameters of respiration of their own design. During the implementation of the diploma project the structural and electrical schematic diagrams of the device were developed. The principle of operation of the device is described and recommendations for its use are given. The calculation and dilution of the printed circuit board was performed, the reliability of the construction was calculated.

РЕФЕРАТ

Матеріал дипломного проекту викладений на 80 сторінках та складається з 5 розділів, містить 28 рисунків, 9 таблиць, 2 додатки.

В першому розділі проведено огляд та аналіз літератури, проведено огляд технічних рішень по реалізації апаратури вимірювання параметрів дихання. В результаті огляду вибрано метод вимірювання параметрів дихання, якій будемо реалізовувати в даній розробці та поставлено основні задачі для подальшої роботи.

В другому розділі розроблено технічне завдання на розробку, де зазначено призначення та область застосування розробки, умови його експлуатації, технічні характеристики та вимоги до конструкції.

Третій розділ присвячений розробці структурної схеми приладу, описано основні складові блоки та їх функціональне призначення.

В четвертому розділі проведено вибір елементної бази, електричний розрахунок схеми, синтез схеми електричної принципової розробленого приладу вимірювання параметрів дихання.

П’ятий розділі містить конструкторський розрахунок розробки, а саме проведено розрахунок габаритних розмірів плати, розрахунок малюнку друкованої плати, наведено схеми друкованих плат та розрахунок надійності.

В роботі також наведено основні висновки по роботі, наведено список використаних літературних джерел, міститься два додатки – схема електрична принципова та перелік елементів.

ЗМІСТ

Анотація 5

Реферат 6

Вступ 9

1 Огляд та аналіз літературних джерел 10

1.1. Сутність процесу дихання та методи дослідження функціонального стану дихальної системи 10

1.2. Основні діагностичні показники параметрів дихання 11

1.3. Основні ознаки хвороб, які виявляються при дослідженні функції дихальної системи 18

1.4. Спірометрія 20

1.5. Спірографія 24

1.6. Пневмографія, пневмотахометрія та пневмотахографія 28

1.7. Пікфлоуметрія 35

1.8. Оксигемотетрія 36

Висновки до розділу 38

2 Технічне завдання 40

3 Розробка структурної схеми приладу 41

4 Розробка принципової схеми приладу 43

4.1 Вибір первинного вимірювального перетворювача потоку 43

4.2 Датчик потоку та різниці тиску 46

4.3 Датчик кисню 49

4.4 Блок підсилення напруги 51

4.5 Блок розділення сигналів вдиху та видиху 53

4.6 Розрахунок фільтра низьких частот 55

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	ІББІ.480002.063-ПЗ		
Розроб.		Гаплевич О.М.		10.05	Розробка приладу вимірювання параметрів дихання	Літ.	Арк. 6 / Акрушів 75
Перевір.		Кореневська		10.05			
Реценз.		Бенцинурський		10.05		Державний університет «Житомирська політехніка» ФІКТ гр. БІ-21	
Н. Контр.				10.05			
Затверд.		Кіселичук І.Я.		10.05			

4.7 Датчик концентрації вуглекислого газу в потоці 57
4.8 Блок передачі даних бездротовим способом 60
4.9 Живлення приладу 63
5 Конструкторська частина 66
5.1 Розрахунок габаритних розмірів плат 66
5.2 Розрахунок параметрів монтажу друкованої плати 68
5.3 Розрахунок надійності приладу 71
Висновки по роботі 75
Список використаної літератури 76
Додаток А 78
Додаток В 79

ВСТУП

Однією з найважливіших функцій людського організму є дихання, яке забезпечує газообмін між вдихуваним атмосферним повітрям і кров'ю, що циркулює в легеневій циркуляції. 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.

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.

1 ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Сутність процесу дихання та методи дослідження функціонального стану дихальної системи

Дихання – це сукупність фізіологічних процесів, що забезпечують надходження кисню в організм, використання його тканинами для окислювально-відновних реакцій і виведення з організму вуглекислого газу [1].

Сутність процесу дихання полягає в забезпеченні організму киснем, використання його для окислення органічних речовин зі звільненням енергії і виділення вуглекислого газу, що утворюється в результаті обміну речовин, в навколишнє середовище.

Розрізняють легеневе (зовнішнє) і тканинне (внутрішнє) дихання [1]. ***Зовнішнім диханням*** називають обмін повітря між навколишнім середовищем і легенями. ***Внутрішньоклітинне дихання*** – обмін киснем і вуглекислим газом між кров'ю і клітинами тіла.

Дихальна функція здійснюється за допомогою зовнішнього (легеневого) дихання, переносу кисню до тканин і вуглекислого газу від них, а також газообміну між тканинами і кров'ю.

У людини зовнішнє дихання забезпечується трахеєю, бронхами, бронхіолами і альвеолами.

Газообмін між легкими і навколишнім середовищем здійснюється за рахунок вдиху і видиху. Цей процес носить активний характер і обумовлений скороченням зовнішніх міжреберних м'язів і опусканням (скороченням) діафрагми.

Дихання складається з наступних етапів:

- газообмін між альвеолярною сумішшю газів і атмосферним повітрям;

- газообмін між альвеолярної сумішшю газів і венозною кров'ю, що притікає до легень;

- транспорт кисню і вуглекислого газу кров'ю;

- газообмін між артеріальною кров'ю і тканинами;

- тканинне дихання.

У загальній ємності легень прийнято виділяти чотири складових її компоненти: дихальний обсяг, резервний обсяг вдиху і видиху і залишковий обсяг.

Функціональний стан легенів та відповідно, якість дихання, залежить від віку, статі, фізичного розвитку і деяких інших факторів. Для оцінки функції зовнішнього дихання слід порівнювати виміряні у пацієнта легеневі об’єми з належними величинами. Належні величини розраховують за формулою або визначають за номограмами. Відхилення на ±15 % розцінюють як неістотні.

Дослідження функціонального стану дихальної системи є одним із провідних елементів програми діагностики і моніторингу стану здоров’я людини. Пов’язано це із значною роллю системи дихання в пристосуванні організму до різних видів фізичних навантажень, формуванні найбільш адекватної реакції на різного роду дії.

Для оцінки функціонального стану системи дихання використовують методи спірометрії, спірографії, пневмотахометрії, оксигемометрії, методи газового аналізу, ряд методик щодо визначення інтегральних параметрів системи зовнішнього дихання, а також різні функціональні проби. Розглянемо більш детально кожен з них, визначимо їх переваги та недоліки.

1.2 Основні діагностичні показники параметрів дихання

Для аналізу функціонального стану системи зовнішнього дихання різними методами реєструють наступні ***показники*** [1-5]***:***

Життєва ємність легенів (ЖЄЛ) – один з найважливіших показників функціонального стану системи зовнішнього дихання і є непрямим показником максимальної площі дихальної поверхні легень, на якій відбувається дифузія кисню і вуглекислого газу. Це максимальний об'єм повітря, що людина може видихнути після одного максимального вдиху. Одиниці виміру ЖЕЛ - літри або мілілітри.

У нормі становить 3,0 - 5,5 л у чоловіків, 2,5 - 4,0 л у жінок., зниження ЖЄЛ більш ніж на 20% від теоретичного еталонного значення є патологічним. ЖЄЛ залежить від чинників, що визначають загальну ємність легень і залишковий обсяг (загальний стан легень, еластичність/жорсткість грудної стінки, сила м'язів при вдиху і видиху, властивості дихальних шляхів). Зниження ЖЄЛ виникає при обмеженні функції легень (руйнуванні паренхіми легень, нервово-м'язовій патології, ателектазі, плевриті, астмі, хронічному бронхіті).

Величина ЖЕЛ залежить від статі, віку, довжини і маси тіла, окружності грудної клітини, фізичної підготовки, розмірів легень і сили дихальної мускулатури. Показник ЖЕЛ збільшується з віком у зв'язку з ростом грудної клітини та легенів і є максимальною у віці 18-35 років. У спортсменів, які тренуються у видах спорту, спрямованих на розвиток витривалості (плавання, веслування, біг на довгі дистанції, велоспорт, лижні гонки тощо), ЖЄЛ може досягнути 8 л.

ЖЕЛ визначають за шкалою спірометра. Необхідно провести 2-3 вимірювання ЖЄЛ і обчислити середню величину. Дана ЖЕЛ називається ***фактичною ЖЕЛ.***

Для оцінки індивідуальної фактичної ЖЄЛ (факт. ЖЕЛ) її порівнюють з належною ЖЕЛ (НЖЕЛ). ***Належна ЖЕЛ*** – це теоретично розрахована для даної людини величина з урахуванням її статі, віку, зросту і маси тіла. Належні величини ЖЕЛ розраховують за формулами або визначають по номограмам. Фактична ЖЄЛ виражається у відсотках до належної ЖЄЛ. Для

здорових людей співвідношення факт. ЖЕЛ до НЖЕЛ має становити 100±15%, тобто 85-115%; для спортсменів, що тренуються на витривалість, факт. ЖЄЛ(%) становить 100-150% від НЖЄЛ. Якщо факт. ЖЄЛ(%) менше 85%, то це свідчить про зниження потенційних можливостей системи зовнішнього дихання і вказує на патологію дихальної системи. Якщо факт.ЖЕЛ(%) вище 115%, то це свідчить про високу кардіореспіраторну продуктивність системи зовнішнього дихання, що забезпечує підвищену легеневу вентиляцію, необхідну при виконанні фізичних навантажень.

Життєвий індекс визначається діленням ЖЕЛ на масу тіла.

Середня величина: для чоловіків – 60 мл/кг; для жінок – 50 мл/кг.

ЖЄЛ включає в себе ДО (дихальний об'єм), РО вдиху (резервний об'єм вдиху) і РО видиху (резервний об'єм видиху).

Дихальний об'єм (ДО) – об'єм вдихуваного і видихуваного повітря під час кожного дихального циклу при спокійному диханні. Відносний показник ДО повинен становити 15% від ЖЕЛ. В середньому доросла нетренована людина вдихає і видихає близьке 500 мл повітря (300-500 мл – чоловіки і 300-400 мл – жінки . З них 150 мл – це повітря так званого функціонально мертвого простору в гортані, трахеї та бронхах. Повітря мертвого простору не приймає активної участі в газообміні, але, змішуючись із повітрям, що вдихається, зігріває і зволожує його.

При навантаженні ДО у чоловіків і жінок може збільшуватися до 1500 - 2000 мл і 1300-1500 мл відповідно, за рахунок зменшення резервних об'ємів вдиху і видиху. Збільшення ДО в спокої спостерігається при дихальній недостатності, в разі діабетичної коми (кусмаулевське дихання), а також під впливом психогенних факторів. Зниження ДО буває при нейротоксикозі, реструктивних формах дихальної недостатності (пневмосклероз), плевриті та пошкодженнях грудної клітини. Нерідко зміна ДО супроводжує ожиріння, недостатність кровообігу і деякі інші перед- і патологічні стани. У спортсменів в нормі спостерігається деяке збільшення цього показника.

Належний ДО обчислюють з належного ХОД (хвилинного об'єму дихання) поділом останнього на середньовікову норму ЧД (частоти дихання).

Резервний об'єм видиху або ***об'єм додаткового видиху (РОвид.)*** – це максимальний об'єм повітря, який можна додатково видихнути після спокійного видиху. В середньому величина РОвид складає 1500-2000 мл і характеризує потенційні можливості системи зовнішнього дихання.

Для визначення резервного обсягу видиху методом спірометрії випробуваного просять зробити після чергового спокійного видиху в навколишнє середовище максимальний глибокий видих в спірометр. Повторюють вимірювання кілька разів і обчислюють середню величину.

Резервний об'єм вдиху або ***об'єм додаткового вдиху (РО вд.)*** – це максимальний обсяг повітря, який можна додатково вдихнути після спокійного вдиху. Цей показник також характеризує потенційні можливості системи зовнішнього дихання. Середня величина РОвд. 1500-2000 мл.

Резервний об'єм вдиху і резервний об'єм видиху дуже мінливі навіть у фізіологічних умовах і залежать від статі, віку, фізичної тренованості, положення тіла і т.п. Дані обсяги певною мірою визначають здатність до збільшення кількості вентильованого повітря і зменшуються при патологічних станах. У нормі вони дорівнює 33-40% від ЖЕЛ.

Однак і після максимально глибокого видиху в легенях залишається ще значний об'єм повітря, який називається **залишковим об'ємом (ЗО)**. Вважають, що в нормі залишковий обсяг становить 25-30% від величини ЖЕЛ (близько 1200 мл). Це повітря затримується у «повітряних пастках», які утворюються тому, що частина бронхіол спадає раніше, ніж альвеоли.

Залишковий обсяг повітря можна виміряти тільки непрямими методами. Принцип таких методів полягає в тому, що в легені або вводять чужорідний газ типу гелію (метод розведення), або вимивають азот, що міститься в альвеолярному повітрі, змушуючи випробуваного дихати чистим киснем (метод вимивання). І в тому, і в іншому випадках шуканий обсяг

обчислюють, виходячи з кінцевої концентрації газу. Останнім часом набуло широкого поширення вимірювання залишкового об'єму повітря за допомогою інтегрального плетизмографа.

Сума значень ЖЄЛ і ЗО становить **загальну ємкість легень (ЗЄЛ)**, що в середньому дорівнює 4700 мл.

Частота дихання (ЧД) – це кількість дихальних циклів за 1 хв. Дихальний цикл складається із фаз вдиху (інспірації повітря) і видиху (експірації повітря). При цьому акт вдиху проходить трохи швидше, ніж акт видиху. ЧД схильна до вікових коливань і легко змінюється під впливом різних причин (стан здоров'я, температури тіла і навколишнього середовища, емоційних факторів і ін.). У здорової нетренованої людини в стані спокою ЧД – 14-18 за 1 хв. (16), у спортсменів – 10-11. Такий тип дихання зазвичай називається "ейпное" або "гарне дихання". За добу проводиться 23 тисячі дихальних рухів. При такій кількості людина вентилює через легені більше 7 тисяч л повітря. За умови фізичного навантаження ЧД зростає до 50-60 рухів і більше. У медичній практиці ЧД можна визначити пальпаторним методом (шляхом прикладання кисті руки на грудну клітку), або за допомогою лічильників частоти дихання.

Хвилинний об'єм дихання (ХОД, л/хв) – кількість повітря, що вентилюється легенями за 1 хв під час спокійного дихання. Хвилинний об'єм дихання характеризує інтенсивність загальної легеневої вентиляції (без вентиляції альвеол) і має практичне значення для оцінки вентиляції тільки під час співставлення з частотою і глибиною дихання, що дозволяє орієнтовно робити висновки про наявність гіпо- чи гіпервентиляції. При частому і поверхневому диханні більша частина хвилинного об’єму йде на вентиляцію мертвого простору, при глибокому – виростає об'єм, який вентилює альвеоли. Норма ХОД у спокої становить 6-8 л/хв.

Величина ХОД залежить від віку, статі, рівня функціональної підготовки, а також від стану ССС, ЦНС (в першу чергу від збудливості

дихального центру), порушень обміну речовин тощо. Підвищення цього показника відмічається при різних захворюваннях легень і серця (зростає у міру тяжкості захворювання) і розцінюється як один із проявів компенсації з метою досягнення необхідного для газообміну рівня вентиляції альвеол, а також при підвищенні обмінних процесів; зменшення ХОД зустрічається при пригніченні дихального центру.

Хвилинний об’єм дихання визначають як добуток дихального об'єму і частоти дихання. За однакових значень ХОД ефективність вентиляції легенів вища тоді, коли він визначається в більшій мірі за рахунок збільшення ДО чим ЧД. Оцінка легеневої вентиляції проводиться шляхом зіставлення фактичного ХОД зі належним ХОД.

Максимальна вентиляція легенів (МВЛ, в л/хв або мл/хв) – це об'єм повітря, що вентилюється легенями в одиницю часу за умови максимальної глибини і частоти дихання. МВЛ залежить від ЖЄЛ, стану бронхіальної прохідності та сили дихальної мускулатури. Цей показник дає можливість оцінити функціональну здатність системи зовнішнього дихання, а тому на відміну від інших функціональних показників його використовують для оцінки тренованості організму людини.

Величина МВЛ схильна до значних індивідуальних коливань і залежить від впливу різних легеневих і позалегеневих факторів. В нормі МВЛ у дорослих здорових нетренованих чоловіків становить 80-230 л/хв., у жінок – 60-170 л/хв., а у спортсменів - 180-240 (200) л/хв.

Методом спірометрії величину МВЛ реєструють таким чином: обстежуваний здійснює максимально часте і максимально глибоке дихання в спірометр упродовж 15 секунд. Одержаний результат помножують на 4 і отримують значення МВЛ в мл або л за 1 хвилину. Визначення МВЛ проводиться також методом спірографії та спірогазометрії.

Оцінку МВЛ проводять при порівнянні фактичної МВЛ з належною МВЛ. Належна величина максимальної вентиляції легенів (НМВЛ, мл) є

досить інформативним показником під час характеристики потенційних можливостей дихальної системи, особливо в умовах екстремальних зовнішніх дій. Належна МВЛ розраховують за формулами А.П. Дембо.

Для з'ясування переважаючого впливу на МВЛ обструктивних і реструктивних змін в легенях обчислюють відношення МВЛ (у відсотках від НМВЛ) до ЖЕЛ (у відсотках від НЖЕЛ), яке називається ***показником швидкості руху повітря***. Якщо цей показник менше одиниці, то це вказує на переважання обструктивних порушень, більше одиниці – деструктивних.

Резерв дихання (РД, л/хв або %) розраховують як відношення ХОД до МВЛ. Величина РД дозволяє отримати важливу інформацію про ступінь напруги дихальної функції та ступінь навантаження дихальної системи. В нормі величина РД складає близько 8%, тобто організм використовує близько 8% від своїх максимальних можливостей. Збільшення цього відсотка свідчить про зниження здатності обстежуваного до виконання фізичних навантажень. При важких ураженнях дихального апарату і значному зниженні МВЛ величина РД може досягати 50%.

Під резервом дихання іноді розуміють також різницю між величинами МВЛ і ХОД. Неабияке діагностичне значення при цьому має відношення цієї різниці до максимальної вентиляції легенів, виражене у відсотках. В нормі означене співвідношення складає 80-85%, зростання серцевої або легеневої недостатності сприяє зниженню цього показника, він досягає 50-55% при легеневій недостатності 2-ої і 3-їй ступені.

Вентиляційний індекс (ВІ). Цей розрахунковий показник був запропонований Ґаррісоном і розглядається як відношення хвилинного об’єму дихання до життєвої ємності легенів. На думку більшості фахівців, значення ВІ можна визначити як критерій реалізації потенційних можливостей системи зовнішнього дихання конкретного реципієнта. В нормі вентиляційний коефіцієнт Ґаріссона складає 1,2–2,6%. Для спортсменів

характерним є деяке зниження цього параметру (в основному, за рахунок підвищення значень життєвої ємності легенів).

Значення показників в нормі наведено в таблиці 1.1 [4].

Таблиця 1.1 – Вікові показники параметрів дихання

Таблиця 1. **Вікові показники зовнішнього дихання людини**

Вік	ДО, мл	ХОД, мл	ЧД, за хв	ЖЄЛ, мл	Час затримки дихання, с
Новонароджені	15-20	600-700	40-60	250-300	–
1 рік	60-80	2000-2700	30-35	300-500	----
5 років	120-160	3500-3900	25	1100-1200	-----
8 років	180-240	3600-4200	22	1300-1600	32
12 років	250-300	4300-5000	19	2000-2200	39
14 років	280-370	4800-5400	18	2700-3200	40
Дорослі	400-500	6000-7000	16	3500-5000	55-60

1.3. Основні ознаки хвороб, які виявляються при дослідженні функції дихальної системи

Аналіз результатів функціональних досліджень системи дихання перш за все дозволяє диференціювати 3 типи дихальної недостатності [2, 4]: обструктивну, рестриктивну і змішану.

Обструктивний тип вентиляційної недостатності виникає внаслідок звуження дихальних шляхів та підвищення опору руху повітря. Перешкоди рухові повітря можуть спостерігатись як у верхніх дихальних шляхах, так і в нижніх. При ускладненні проходження повітря у дихальних шляхах порушується не тільки вентиляція легень, але й механіка дихання. Через утруднення видиху різко збільшується робота дихальних м'язів. Для змін обструктивного типу характерне значне зменшення показників швидкості потоку при зниженій або нормальній ємності легень.

Механізми формування обструкції:

1) спазм гладкої мускулатури бронхів;

2) запальна інфільтрація слизової трахео-бронхіального дерева;

3) набряк слизової трахео-бронхіального дерева;

4) збільшення кількості в'язкого секрету в бронхах та порушення його евакуації;

5) деформація бронхів;

6) експіраторний колапс бронхів.

Для периферійної обструкції (в дрібних бронхах) характерне різке зниження МОШ 75 , МОШ 50 , збільшення ЗЄЛ, при цьому ЖЄЛ не змінюється або мало змінюється.

Для центральної обструкції (у великих бронхах) характерне збільшення ЗОЛ/ЗЄЛ, ЗЄЛ, різке зменшення ОФВ, зменшення ІТ, зменшення ЖЄЛ.

Частіше зустрічається комбінація перерахованих змін – генералізована обструкція (табл. 1.1, 1.2) [2].

Рестриктивний (обмежувальний) тип порушення вентиляції зумовлений зменшенням дихальної поверхні легень або зменшенням здатності легеневої тканини до розтягнення. Для змін спірограми рестриктивного типу характерне значне зменшення ємності легень при нормальних показниках швидкості потоку.

Механізми формування рестрикції:

1) легеневі причини:

— інфільтративні зміни в легеневій тканині;

— пневмосклекроз, пневмофіброз;

— зменшення об'єму легень після операції, в результаті ателектазу, вродженої гіпоплазії;

— захворювання плеври;

— емфізема легень.

2) позалегеневі причини:

— зміни грудної клітини (кіфоз, лордоз, сколіоз, рахітичні зміни грудної клітини);

— порушення діяльності дихальної мускулатури;

— застійні явища в легенях (хронічна серцева недостатність);

— збільшення об'єму черевної порожнини або больовий синдром у черевній порожнині (обмеження рухливості діафрагми).

Рестриктивний тип вентиляційної недостатності характеризується зменшенням ЖЄЛ, ЗЄЛ, причому ЗОЛ залишається нормальним (табл. 1.2, 1.3) [2, 4].

Таблиця 1.2 – Типи вентиляційної недостатності за показниками

	Спірографічні показники
Обструктивний	ЖЄЛ > ОФВ,> ОФВ,/ЖЄЛ ЖЄЛ = ОФВ, > ОФВ,/ЖЄЛ
Рестриктивний	ЖЄЛ< ОФВ,< ОФВ,/ЖЄЛ
Змішаний	ЖЄЛ = ОФВ,< ОФВ,/ЖЄЛ ЖЄЛ > ОФВ,< ОФВ,/ЖЄЛ

Таблиця 1.3 – Ступені вентиляційних порушень

Обструктивний тип

Показник	Обструктивні порушення				
	відсутні	легкі	помірні	важкі	вкрай важкі
ЖЄЛ, %	>80	>80	>80	зменшення	різке зменшення
ОФВ,/ЖеЛ, %	>75	60-75	40-60	<40	<40
ОФВ,	>80	70-79	50-69	36-50	<36
МВЛ, %	>80	65-80	45-65	30-45	<30
ЗЄЛ, %	80-120	120-150	150-175	>200	>200

Рестриктивний тип

Показник	Обструктивні порушення				
	сутні	легкі		важкі	
ЖЄЛ, %	>80	60-80	56-60	30-50	<35
ОФВ,/ЖЄЛ, %	>75	>75	>75	>75	>75
МВЛ, %	>80	>80	>80	60-80	<60
ЗЄЛ, %	80-120	80-120	70-80	60-70	<60

Змішаний тип порушення вентиляції характеризується наявністю ознак як обструктивних, так і рестриктивних вентиляційних розладів, а саме зменшенням ЖЄЛ, ЗЄЛ, підвищенням ЗОЛ та зменшенням ОФВь МОШ75, МОlIJso.

1.4 Спірометрія

Спірометрія – сучасний метод дослідження стану легень, який використовують при порушеннях функції зовнішнього дихання і хронічному

кашлі. Цей вид діагностики безболісний, високоінформативний, проводиться в кабінеті лікаря і дозволяє підібрати ефективну терапію при бронхіальній астмі, запаленні та емфіземі легень, плевриті, хронічному бронхіті. Також використовується для оцінки терапевтичної ефективності ліків, при лікування респіраторної патології [3-6].

Для вимірювання об'єму видиху і вдиху використовується спеціальний пристрій – спірометр. На підставі цих даних розраховується ефективність і швидкість наповнення і спорожнення легень.

Метод спірометрії (рис. 1.1) [6] є основним методом дослідження рекомендований європейськими та міжнародними асоціаціями, такими як GINA, EAASI, NAC, для застосування в роботі алергологів, пульмонологів, терапевтів та педіатрів.

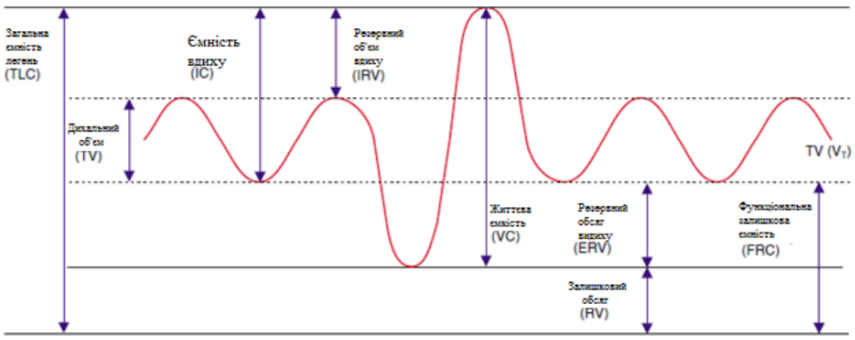


Рисунок 1.1 – Загальна спірометрія [6]

Проведення спірометрії необхідно у таких випадках:

- при діагностиці обструктивних, рестриктивних та змішаних легеневих синдромів;
- для передопераційної оцінки ризику;
- для виявлення і запобігання наслідкам тривалого куріння;
- для оцінки природного розвитку, прогнозу й еволюції лікування деяких хронічних захворювань легень;
- для виявлення дисфункції голосових зв'язок;

- для виявлення ризику баротравми через занурення на великі глибини;
- для виключення захворювання легень при підозрі на позалегеневі ураження;
- для експертизи працездатності та виявлення порушень з боку дихальної системи в осіб, які зазнали впливу професійних факторів ризику або отруйних речовин;
- для визначення реактивності бронхів у пацієнтів із підозрою на астму;
- для диференційного діагнозу за наявності таких симптомів, як постійний кашель, задишка, хрипи;
- для виявлення хронічних нервово-м'язових розладів;
- для моніторингу побічних реакцій на препарати з відомою легеневою токсичністю;
- для оцінки клінічного стану перед початком інтенсивних програм фізичної активності й у рамках програм медичної реабілітації, відповідно, оцінки осіб у ситуаціях із судово-медичними показаннями;
- у складі скринінгового тесту для оцінки респіраторного здоров'я;
- для епідеміологічного нагляду, наукових досліджень;
- для перевірки наявності або відсутності респіраторної дисфункції, що було виявлено клінічним обстеженням (хронічного кашлю, підвищеного виділення мокротиння або раптового відчуття задишки) або рентгенографією легень;
- для оцінки функції легень у людей старше 40 років.

Показання для проведення спірометрії [4, 6]

- Хворий з діагнозом бронхіальна астма;
- хворий курить або був курцем (ризик розвитку ХОЗЛ);
- останнім часом пацієнт дихає важче;

- після підйому сходами у пацієнта виникають труднощі з диханням;
- пацієнта турбують зниження показників під час фізичних вправ;
- наявний кашель протягом декількох місяців або років;
- дихання хрипле або свистяче;
- присутнє відчуття дискомфорту при вдиху або видиху.

Протипоказання до спірометрії у дорослих [4]

- Відносні: нестабільна стенокардія; аневризма аорти, аневризма головного мозку; нещодавнє кровохаркання; пневмоторакс в анамнезі або нещодавня легенева тромбоемболія; нещодавні хірургічні втручання (очні, грудні або абдомінальні); гострий біль у грудях або животі з будь-якої причини; біль у роті, що підсилюється через мундштук; психічні розлади або сплутаність свідомості; блювання, запаморочення, нудота; недавня або поточна (гостра) вірусна інфекція; недіагностована артеріальна гіпертензія;
- абсолютні: перший місяць після гострого інфаркту міокарда.

Процедуру спірометрії проводять спірометрами, конструкція якого наведена на рис.1.2. [3]

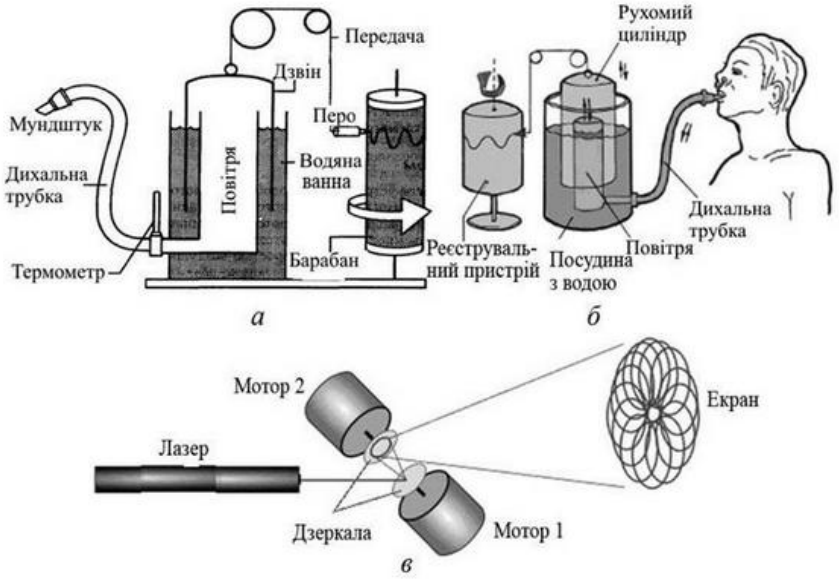


Рисунок 1.2 – Конструкції спірометрів: а – водяний спірометр, б – спірограф, в – портативний електронний спірометр

До появи цифрової техніки були поширеними механічні спірометри, найчастіше водяні. У них повітря, що видихається, потрапляло в циліндр, поміщений в посудину з водою. При видиху циліндр переміщався вгору, і сполучений з ним записувальний пристрій залишав на рухомому папері графік залежності об’єму від часу. Обстеження на такому приладі було трудомістким і потребувало ручного розрахунку параметрів.

Натепер використовують цифрові прилади, які складаються з датчика потоку повітря і електронного пристрою, який перетворює показання датчика в цифрову форму і виконує необхідні обчислення. Випускається безліч комп’ютерних спірометрів, у яких всі розрахунки і аналіз інформації виконуються персональним комп’ютером.

1.5. Спірографія

Більш повну картину щодо функціональних можливостей і функціонального стану системи зовнішнього дихання можна отримати з використанням більш складного методу дослідження – **спірографії (СПГ)** [3, 4]. Він передбачає графічний запис дихальних рухів і дозволяє оцінити за отриманою спірограмою показники зовнішнього дихання.

Спірографія дозволяє одержати ряд показників, які описують вентиляцію легень. Це вимірювання статичних об'ємів та ємностей, що характеризують пружні властивості легень і грудної стінки, та динамічні дослідження, що визначають кількість повітря під час вдиху та видиху на одиницю часу. Показники фіксуються в режимі спокійного дихання, а деякі при проведенні форсованих маневрів.

Спірографію проводять за допомогою спірографа, що має ємність, з якої дихає пацієнт. Зміна ємності призводить до переміщення писника пропорційно обсягу повітря, що вдихається і видихається. Починати дихати

зі спірометру можна тільки після дезінфекції загубника і увімкнення механізму протягування стрічки (50 мм / хв.).

Показання до спірографії [4]**:**

1. Визначення типу та ступеня дихальної недостатності.

2. Визначення впливу захворювання на динамічну функцію зовнішнього дихання.

3. Оцінка ефективності лікування.

4. У комплексі з клінічними, електрокардіографічними, лабораторними критеріями диференційоване діагностування дихальної та серцевої недостатності.

5. Моніторинг показників ФЗД для оцінки ступеня прогресування захворювання.

6. Виявлення змін ФЗД в осіб, що мають ризик розвитку легеневих захворювань або працюють в умовах контакту з шкідливими факторами.

7. Експертиза працездатності та військова експертиза на основі оцінки ФЗД у комплексі з клінічними показниками.

8. Епідеміологічні дослідження з метою порівняння статусу здорового населення, що живе в різних екологічних умовах, та підтвердження суб'єктивнихскарг при оцінці професійного впливу або впливу екологічних факторів.

9. Проведення інгаляційних провокаційних тестів для діагностики наявності бронхіальної гіперреактивності.

Протипоказання до спірографії [4]**:**

1. Важкий загальний стан хворого.

2. Інфаркт міокарда, прогресуюча стенокардія.

3. Важкий ступінь дихальної недостатності.

4. Злоякісна артеріальна гіпертензія, гіпертонічний криз.

5. Недостатність кровообігу II-Б стадії за класифікацією Стражеска-Василенка.

6. Гостре порушення мозкового кровообігу.

7. Токсикози вагітності, друга половина вагітності.

Спірограф являє собою звичайний спірометр (циліндр, наповнений водою, у якому міститься інший циліндр, сполучений зі шкалою і, за допомогою трубки, з пацієнтом), що з'єднаний з кімографом (рис. 1.3) [4].

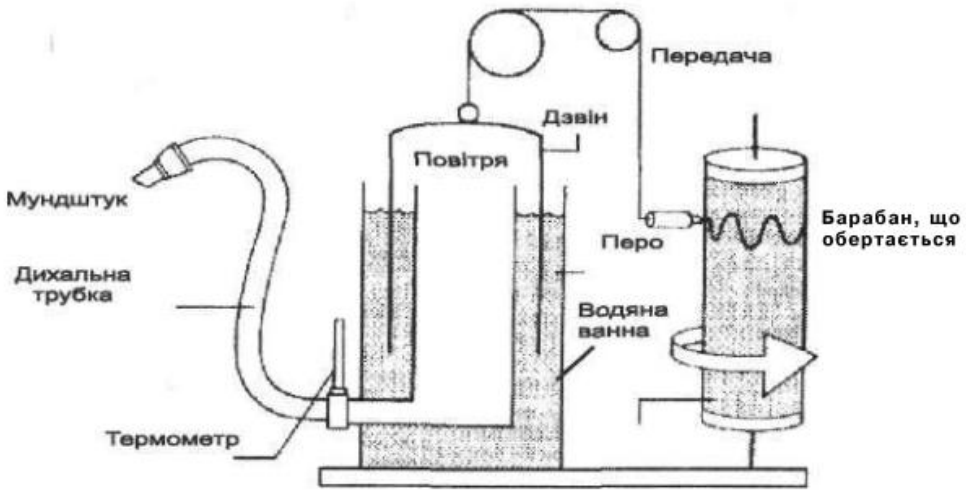


Рисунок 1.3 – Структура спірографа

Всі існуючі для визначення ФЗД апарати можна поділити на апарати відкритого та закритого типу.

В апаратах відкритого типу хворий через клапанну коробку вдихає атмосферне повітря, а повітря, що він видихає, надходить до мішка Дугласа (гумовий або пластиковий мішок ємністю 100—200 л), або до спірометра Тісо ємністю 100-200 л, або на газовий лічильник, котрий безперервно визначає об'єм повітря, яке видихається. Зібране таким чином повітря аналізується: в ньому визначається поглинання кисню (Ог) та виділення вуглекислого газу (СОг) на одиницю часу.

В апаратах закритого типу (замкнена система) вдих та видих проводяться через дзвін спірографа. СОг, що видихається, поглинає спеціальний поглинач.

Арсенал сучасних спірографів значно розширюється за рахунок появи комп'ютеризованих приладів, що базуються на дії пневмотахометрів або

турбін та інтерпретують різні алгоритми. Вони можуть бути використані для одержання кількох необхідних величин за допомогою кривих «об'єм-час» або «потік-об'єм». Невеликі за розмірами, економічні, зручні, вони користуються популярністю серед лікарів. Такі портативні прилади в більшості випадків дозволяють проводити вимірювання з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнта. Показники, що вимірюються спірографічно, відповідають умовам навколишнього середовища, температури та атмосферного тиску.

При аналізі спірограми оцінюють об'ємні, швидкісні характеристики та показники легеневої вентиляції (рис. 1.4) [3, 4].

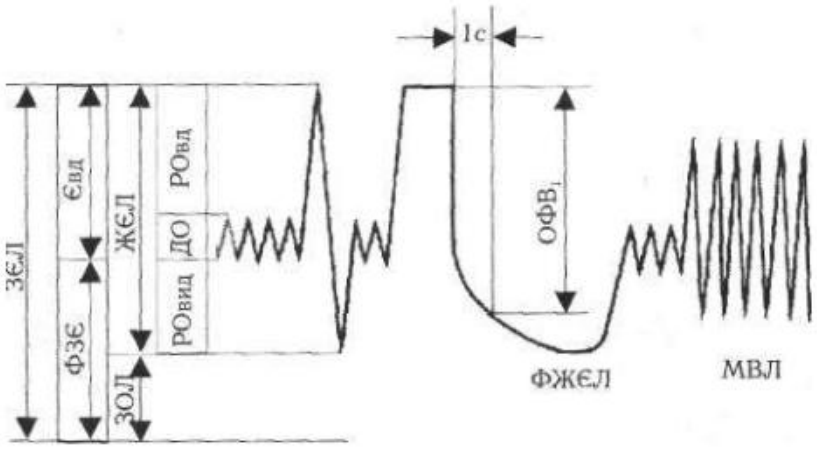


Рисунок 1.4 – Спірографічні показники

Спірографічний метод дослідження дозволяє отримати інформацію про зміни об’єму легенів з плином часу, тобто про об’ємну швидкість дихання. Це не виключає використання спірографії для вивчення чисто об’ємних (тобто розглянутих поза часом, статичних) характеристик апарата дихання, таких як життєва ємність легенів і складові її компоненти, однак ці показники можуть бути отримані й за допомогою простого спірометра. Специфічною і найбільш інформативною частиною спірографічного дослідження є швидкісні (динамічні) характеристики дихального акту, що показують, як швидко може змінюватися об’єм легенів під час дихання.

1.6 Пневмографія, пневмотахометрія та пневмотахографія

Пневмографія – графічне зображення форм дихання і дихальних рухів грудної клітки. Для реєстрації пневмограми використовують механічні й електричні (імпеданси) пневмографії [3, 4]/

Принцип роботи механічних пневмографів полягає в механічному передаванні (важелем, повітрям) коливань грудної клітки в записувальний пристрій, важіль якого пише криву на стрічці кімографа. Найпростіший пристрій – пневмограф з повітряним передаванням. Він складається з великої капсули, покритої гумовою мембраною. Для кращого сприйняття коливань грудної клітки в центрі мембрани кріпиться пелот. Пневмограф фіксують за допомогою пояса до середини 9-13-го ребра у коней, 7-10-го в інших видів тварин. Коливання тиску повітря в пневмографі, зумовлене дихальними рухами, по гумовій трубці передаються в мареєвську капсулу і важіль реєструє пневмограму.

Імпедансна пневмографія основана на реєстрації змін електричного опору (імпедансу) грудної клітки під час дихання. При вдиху опір тіла змінному струму (50.. .100 кГц) зростає на 0,2.. .0,6 %, а при видиху воно повертається до початкового значення. Імпедансний пневмограф, сконструйований Р. Х. Тушкаїтовим, складається з приставки і самописного пристрою. У портативній приставці розміром 7х12х3 см умонтовано генератор струму, складений на двох транзисторах; перетворювач високих частот у низькі; смуговий фільтр; джерело живлення - гальванічна батарея. Для записування пневмограм два звичайні електрокардіографічні електроди накладають на руки (або на руку і ногу). Проводами сполучають електроди з приставкою. Електричні сигнали з виходу приставки подаються в

записувальний пристрій. Як реєстратор можна використовувати електрокардіограф або енцефалограф (краще з чорнильним записом).

За пневмограмою можуть бути визначені частота і ритм дихань, тривалість фаз вдиху і видиху, дихального циклу. Для вимірювання інтенсивності (амплітуди і частоти) дихання використовують спеціальний прилад - пневмограф. Він складається з надувної камери-пояса, що щільно обертається навколо грудної клітки випробовуваного, і відвідної трубки, сполученої з манометром і реєструвальним пристроєм. Можливі й інші способи реєстрації дихальних рухів, але завжди обов'язково мають бути датчики натягнення, що фіксують зміну об'єму грудної клітки.

Цей метод забезпечує належний запис змін частоти й амплітуди дихання. За таким записом легко аналізувати кількість вдихів за хвилину, а також амплітуду дихальних рухів у різних умовах.

Вимірювання пневмографічних аспектів передбачають оцінювання впливу середовища на дихальну систему людини. Двома найпоширенішими показниками є частота і глибина дихальних рухів. Дихальні рухи записуються за допомогою пневмографа, структурну схему якого показано на рис. 1.5. Його найпростіша конструкція складається з манжети, подібної до тієї, яку надягають на руку для вимірювання тиску. Її надягають на нижню частину грудної клітки випробовуваного. Потім систему заповнюють повітрям і герметизують.



Рисунок 1.5 – Структурна схема пневмографа [4]

Зміна тиску в манжеті записується на кімографі або через п’єзодатчик. Недоліком таких вимірювань є великі артефакти від м’язового напруження. Крім гідродинамічного датчика, яким є манжета, можна використовувати магнітні датчики (розтягування сердечника), дротяні потенціометри, тензометричні схеми (зміна опору у процесі механічної деформації) та ін. Крім вимірювань периметрів грудної клітки під час дихання, можна використовувати датчики переміщення (резистори, ємнісні, індуктивні, електроконтакти, п’єзоелектричні, фотодатчики).

Пневмотахометрія – це метод вимірювання максимальної об'ємної швидкості повітряного потоку при форсованому вдиху і видиху – потужності вдиху (Nвд, л/с) і потужності видиху (Nвид, л/с) [4, 5].

Пневмотахометрія проводиться за допомогою спеціального приладу пневмотахометра, що складається з датчика (спеціальна трубка з діафрагмою і одноразовим змінним мундштуком), і вимірювального блоку з манометром. Об'ємна швидкість потоку повітря на вдиху і видиху вимірюється в літрах в секунду (л / с) за показаннями манометра.

Пневмотахограф – це один із сучасних приладів і апаратів, використовуваних для діагностики. Пневмотахографи працюють за відкритою системою, тобто на вдиханні пацієнтом навколишнього повітря. Найпростіші пневмотахографи складаються з перетворювача витрати повітря в електричний сигнал і реєстратора. За їх допомогою визначають швидкість руху повітря у разі спокійного і форсованого дихання, частоту дихання, тривалість вдиху і видиху. Більшість пневмотахографів забезпечено інтегратором, що дозволяє разом з пневмотахограмою записувати спірограму, а також пристроями для обчислення параметрів пневмотахограми і спірограми та пристроями, що перетворюють результати вимірювань у цифри на світловому індикаторі.

Для визначення величин Nвид і Nвд обстежуваний має послідовно здійснити форсований видих і форсований вдих кілька разів (зазвичай 2 рази) в пневмотахометр через мундштук, на ніс одягається спеціальний затискач.

Також обов'язково проводиться вимір антропометричних показників (зросту, маса тіла, об'єм грудної клітини), які дозволять фахівцеві правильно визначити стан структур системи дихання.

Для отримання максимально достовірних результатів пневмотахометрії пацієнт перед його проведенням повинен дотримуватися кількох підготовчих рекомендацій, які включають:

• Відмова від куріння і вживання алкоголю за добу до дослідження.

• Скасування застосування деяких лікарських засобів, зокрема бронхолітиків за 4 години.

• Одяг не повинен обмежувати дихальних рухів.

• Не рекомендується в день проведення пневмотахометрії піддаватися підвищеним емоційним або фізичним навантаженням.

• Дослідження повинно проводитися натще або не раніше, ніж через 2 години після їжі. Зазвичай воно проводиться вранці.

Показник швидкості проходження повітря під час інтенсивного вдиху і видиху дозволяє оцінити бронхіальну прохідність і силу дихальної мускулатури. *Бронхіальна прохідність* – найважливіший показник стану системи зовнішнього дихання, від її величини залежать енергетичні витрати на вентиляцію легенів. При збільшенні бронхіальної прохідності на вентиляцію легенів потрібно менше енергетичних витрат. У нормі цей показник у чоловіків дорівнює 5-8 л/с, у жінок - 4-6 л/с. У спортсменів спостерігаються більш високі значення даного показника. Низькі значення свідчать про порушення прохідності дихальних шляхів і зниженні функціональних можливостей дихальної мускулатури. Порушення прохідності дихальних шляхів спостерігається при захворюваннях дихальних шляхів (трахеїт, бронхіт, бронхіальна астма, пневмонія).

Для більш точної оцінки бронхіальної прохідності необхідно розраховувати належні величини. Потім результат пневмотахометрії в абсолютних значеннях виражають у відсотках до належної величини.

Нормальній бронхіальній прохідності відповідає пневмотахометричний показник видиху, рівний 100 ± 20% від належної величини.

За допомогою пневмотахометрії можна визначити співвідношення потужності вдиху і видиху. У здорових нетренованих осіб воно близьке до 1. У спортсменів потужність вдиху суттєво перевищує потужність видиху. Співвідношення становить 1,2-1,4. Відносне збільшення потужності вдиху дуже важливо для спортсменів.

Пневмотахографія (ПТГ) [4]– засіб графічної реєстрації швидкості руху потоку повітря при спокійному диханні і виконанні певних дихальних маневрів. Метод спрямований на діагностику виду й ступеня вентиляційних порушень легень на підставі аналізу кількісних та якісних змін пневмотахографічних показників. Крім того, ПТГ дозволяє добирати медикаменти, планувати лікування, оцінювати його ефективність, визначати зворотність бронхіальної обструкції.

Методика проведення ПТГ

Пацієнт сидячи дихає через трубку по відкритому контуру, практично не зазнаючи опору диханню. Процедура виконання дихального маневру при реєстрації кривої «потік-об'єм» (КПО) ідентична тій, що відбувається при запису функціональної життєвої ємності легень (ФЖЄЛ) під час спірографії.

Після максимально глибокого спокійного вдиху пацієнту пропонують якомога швидше зробити сильний глибокий видих в об'ємі усієї ЖЄЛ. Маневр повторюють до отримання двох результатів, які збігаються за інтенсивністю. Іноді доцільно реєструвати криву не тільки підчас видиху, але й підчас вдиху. Дослідження проводиться в першій половині дня, незалежно від прийому їжі, який, втім, не повинен бути надмірним. Тим з хворих, хто приймає бронхолітичні препарати, призначають дану процедуру до і після

прийому лікарських засобів. Заздалегідь виконується калібрування датчика спеціальним насосом стандартною ємністю 1 л. Пацієнту пропонують закрити обидва носових ходи спеціальним затискачем, взяти індивідуальну простерилізовану насадку-мундштук до рота і щільно обхопити її губами. Дітям належить пояснити, що в пробі з форсованим диханням видихнути у прилад потрібно так, ніби треба погасити свічки на святковому торті (з цією ж метою в комп'ютерній програмі ПТГ є мультиплікаційна заставка аналогічного змісту).

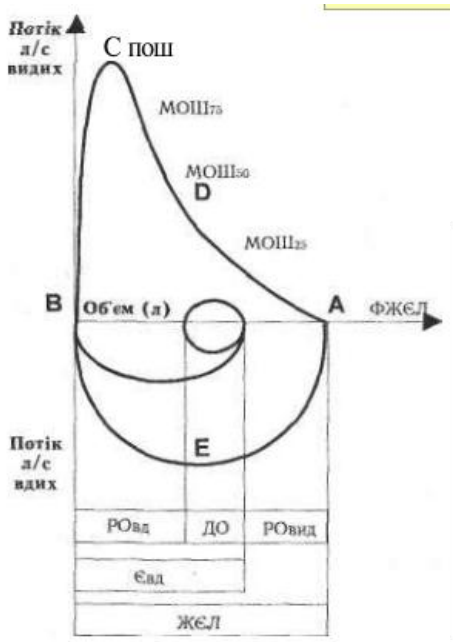
Дані швидкостей і об'ємів потоку обробляються персональним комп'ютером завдяки адаптованому програмному забезпеченню. Крива «потік-об'єм» при цьому відображається на екрані монітора і може бути роздрукована на папері або збережена на магнітному носії (діагностичний комплекс MasterScope PC німецької фірми «Eger» або апарат типу «Пневмоскрін»).

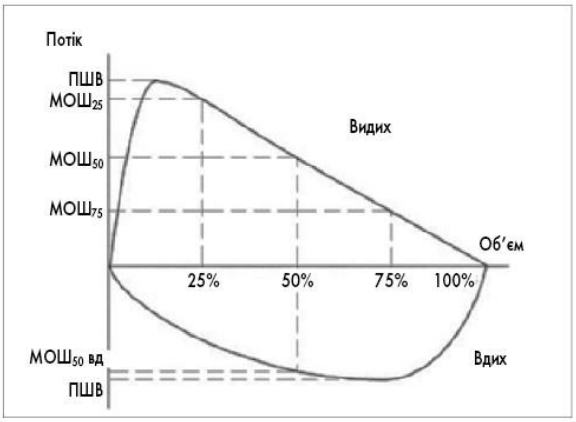
Сучасні прилади, що використовуються для дослідження співвідношення «потік-об'єм», відображають криву на екрані монітора підчас виконання тесту і нашаровують криві одна на одну, що дозволяє проводити аналіз результату відповідно до вимог проведення тесту. Всі пристрої працюють у відкритій системі з пневмотахографічними датчиками і наступним інтегруванням сигналу потоку для отримання синхронних значень об'єму легень.

Більшість сучасних пристроїв відображає або друкує криву «потік-об'єм» разом з результатами її вимірів, що наводяться у відсотках належних величин. При цьому на вісі абсцис відкладається ФЖЄЛ, що приймається за 100%, а на вісі ординат — потік в літрах на секунду (рис. 1.6) [5].

Після деякого періоду спокійного дихання пацієнт робить максимальний вдих, в результаті чого реєструється крива еліптичної форми (крива АЕВ).

Об'єм легень у точці максимального вдиху В є TLC. Слідом за цим пацієнт робить форсований видих (FVC) (крива BCDA). Максимальна експіраторна об'ємна швидкість потоку відображається початковою частиною кривої (точка С). Після цього об'ємна швидкість потоку зменшується (точка D), і крива вертається до початкової позиції (точка А). Виходячи з цього, крива «потік-об'єм» описує співвідношення між об'ємною швидкістю повітряного потоку і об'ємом легень під час вдиху і видиху.





А Б

Вдих починається у точці А, видих — у точці В. Пікова объемна швидкість видиху (ПОШ) спостерігається у точці С Максимальний експіраторний потік в середині життєвої ємності (Утах 50%) відповідає точці D, максимальний інспіраторний потік (MOUJJ— точці £

*РО — резервний об*єм.*

ДО — дихальний об^єм.

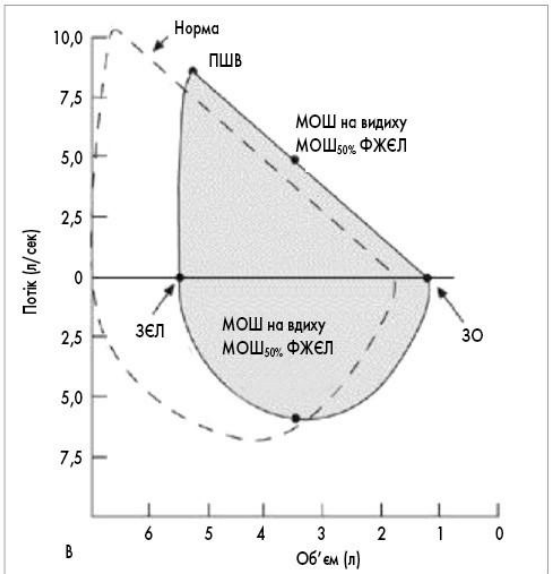


Рисунок 1.6 – Крива «потік-об'єм»: норма – А, Б, паталогічні зміни – В

Для більшості здорових людей характерна форма КПО, яка нагадує трикутник (Д АВС). Незначна опуклість спадної гілки кривої свідчить про підвищену еластику та стійкість дихальних шляхів до колапсу і є варіантом норми.

До варіантів норми відносять також незначний прогин у бік вісі абсцис у ділянці «хвоста» кривої.

На форму кривої впливає низка чинників: щільність газів, підвищення бронхіалного опору, підвищення або зниження еластичної віддачі, зусилля пацієнта. Тому при проведенні ПТГ необхідно стежити за тим, чи якісно пацієнт виконує проби.

1.7 Пікфлоуметрія

Пікфлоуметрія – метод моніторування пікової швидкості видиху (ПШВ), яка вимірюється в літрах на секунду або на хвилину, для оцінки ступеня обструкції дихальних шляхів [4]. Моніторинг ПШВ надає лікареві максимальну інформацію про стан хворого, ефективність його лікування, а

також дозволяє пацієнту організувати самоконтроль за перебігом захворювання і вчасно звернутися до лікаря.

Показники ПШВ корелюють з ОФВ-|, який традиційно вважається найкращим показником для оцінки ступеня обструкції дихальних шляхів і вимірюється спірометрично, а також із опором дихальних шляхів, який визначається методом плетизмографії.

Основні завдання моніторингу ПШВ:

1. Планування лікування обструктивних захворюваннь бронхо-легеневої системи.

2. Оцінка ефективності лікування бронходілятаторами та інгаляційними глюкокортикоїдами.

3. Прогнозування загострень бронхіальної астми.

4. Оцінка ступеня гіперреактивності бронхів.

5. Визначення зворотності бронхіальної обструкції. Прогнозування загострень бронхіальної астми.

6. Визначення професійної астми.

7. Ідентифікація механізмів, що провокують бронхоспазм.

Моніторування ПШВ стало можливим після виготовлення відносно дешевого і легкого у використанні пристрою – пікфлоуметра. І хоча визначення ПШВ не може повністю замінити спірометрію та плетизмографію, воно постає їх цінним та інформативним доповненням. ПШВ визначається при виконанні пацієнтами маневру форсованого видиху на кривій «потік-об'єм» за допомогою спірометру, але для здійснення моніторування необхідний саме пікфлоуметр, який хворі можуть і повинні використовувати самостійно в домашніх умовах.

Перший пікфлоуметр був розроблений англійським лікарем Райтом (1958). Він досить точно вимірював значення ПШВ, але був дуже громіздким. Згодом Райт очолив наукову групу співробітників англійської

фірми «Клемент Кларк» (Clement Clarke Int.), яка розробила пікфлоуметр масового використання, що отримав назву Mini-Wright.

Існують дві модифікації пікфлоуметра Mini-Wright:

1) стандартний Mini-Wright, який вимірює ПОШ в діапазоні 60-800 л/хв, може застосовуватися як дорослими, так і дітьми;

2) Low Range Mini-Wright, який вимірює ПОШ в діапазоні 30-370 л/хв, використовується, як правило, пацієнтами з низьким потоком повітря: маленькими дітьми та хворими з важкими формами обструкції.

1.8 Оксигемометрія

Оксигемометрія - фотометричний метод безперервного вимірювання насичення крові киснем, який заснований на аналізі спектральних властивостей гемоглобіну [3-5]. Оксигемометрія проводить спеціальним приладом – оксигемометром. Він складається з датчика, закріплюваного на мочці вуха, і вимірювального елемента. Датчик містить фотоелемент і поєднаний з освітлювальною лампою, яка сприяє прогріванню шкіри і розширенню судин, а також пропускає через тканини вуха світло, яке сприймається фотоелементом і перетворюється в електричний струм. Зміни насичення крові киснем приводять до зміни кольору крові й інтенсивності світлового потоку, що пройшов через тканину вуха.

За допомогою методу оксигемометрії реєструють ступінь насичення крові киснем після довільної затримки дихання (СНз) і її відношення до початкового ступеня насичення (СНп), коли реципієнт дихав атмосферним повітрям (приймається в середньому за 95%). На підставі цих даних розраховують коефіцієнт використання кисню. В нормі величина КВК складає 0,25-0,30 у.о. Зниження цього показника свідчить про неекономічність використання кисню організмом реципієнта.

Насичення крові киснем залежить від різних впливів на організм (фізичне навантаженні, вдихування гіпоксичних і гіпероксичних газових сумішей тощо). Основою оксигемометричного дослідження, артеріалізації крові в легенях є застосування інгаляції киснем. Після калібровки приладу відповідно еталонному фільтру приймач прикріплюють до краю вуха і чекають 10-15 хв., коли вухо добре розігріється і скрізь ділянку, що просвічується, протікає кров, відповідно насичена киснем.

Потім позначку оксигемометра встановлюють на одну з позначок шкали (зазвичай 90%), фіксують її положення і пропонують пацієнту дихати чистим киснем з кисневої подушки протягом 2-3 хв., а у разі безперервного відхилення стрілки прибору - до 5 хв. Завершують інгаляцію кількома глибокими вдихами, після чого пацієнт знову переключається на дихання повітрям. Підвищене насичення повертається до вихідного рівня.

Упродовж всього терміну обстеження через кожні 30 секунд фіксують показники прибору. Найважливіше значення мають два значення: 1) величина приросту насичення і 2) час повернення насичення до вихідного рівня. Під час проведення процедури необхідно враховувати, що оксігемометр є відносним приладом, він реєструє зміни насичення крові киснем, а не абсолютну його величину.

Оцінка кількості кисню і вуглекислого газу в артеріальній і венозній крові є досить цінним методом, який надає можливість скласти уявлення про різні види дихальної недостатності, яка, на жаль, є поширеним явищем не тільки серед хворих людей, але й осіб, які систематично піддаються дії високих фізичних навантажень. Сьогодні існує достатня кількість сучасних методичних підходів до визначення газового складу крові із застосуванням відповідної апаратури. В нормі ступінь насичення артеріальної крові киснем складає близько 95%. При різних видах дихальної недостатності виникає так звана *артеріальна гіпоксемія* – недонасичення гемоглобіну артеріальної крові киснем через порушення газообміну в легенях або їх поразку.

Тимчасова артеріальна гіпоксемія досить часто фіксується при гострих ураженнях дихального апарату (пневмонії, бронхіоліти тощо). У залежності від важкості несприятливих змін в дихальній системі ступінь насичення артеріальної крові киснем може знижуватися до 85-90%, а в деяких випадках до 60-70% і навіть 50%. У разі важких уражень легенів може розвиватися також *артеріальна гіперкапнія* – істотне підвищення змісту вуглекислого газу у крові, що призводить до виникнення газового ацидозу.

Висновки до розділу:

У цьому розділі було розгялнуто основні анатомо-функціональні особливості дихальної системи людини та методи її діагностики. Визначено основний набір діагностичних параметрів які необхідно виміювати розроленою апаратурою. Проведено аналіз методів вимірювання параметрів дихання, визначено їх переваги та недоліки. Розглянуто конструктивне виконання апарати, що реалізує різні методи діагностики. Проведений аналіз дозволяє зробити висновок, що наразі існує велика потреба в портативному / переносному спірометрі, який був би легким і недорогим, але також міг би виконувати точні і систематичні спірометричні вимірювання з функціями, які можна порівняти з лабораторними спірометрами. У той же час, прогрес в сфері інженерної біомедицини вимагає щоб прилад забезпечував передачу результатів вимірювань сімейному лікарю або в лікарню по бездротовому зв'язку. Жоден з раніше описаних портативних спірометрів не міг задовольнити всім цим вимогам. Тому метою роботи є розробка такого приладу вимірювання параметрів дихання, який би забезечував отримання високоточного сигналу і обробки даних, робота якого заснована на зручному для користувача робочому додатку для смартфонів, веб-інтефрейсу або інших застосувань. В наступному розділі буде поставлено технічні вимоги до розробки.

2.ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ НА РОЗРОБКУ

Мета роботи – розробка приладу для контролю параметрів дихання.

1. Призначення та сфера застосування

Призначення приладу – вимірювання параметрів дихання.

Сфера застосування – в кабінетах функціональної діагностики, побуті, мобільних бригадах, проведення тестових випробувань в спорті, кардіології, дослідження ефективності застосування ліків при лікуванні хвороб дихальних шляхів.

Строк розробки – 6 місяців.

Кінцевий результат – електрична структурна та принципова схеми приладу, розробка загальних питань конструкції приладу.

2 Умови експлуатації

Застосування за нормальних умов експлуатації:

- температура навколишнього середовища від +10°С до + 35°С;
- вологість повітря від 40% до 80%;
- атмосферний тиск від 630 мм рт.ст. до 800 мм рт.ст.;

3 Технічні характеристики

Вимірювані параметри:

- концентрація O_2 – від 0 до 21,0 %, CO_2 – від 0 до 5,00;
- об'єм альвеолярної суміші газів, $см^3$, 20 – 150;
- життєва ємність легень, $см^3$, до 3000;

Характер роботи приладу – циклічний.

Передача сигналу на смартфон, планшет або ПК. Індикація результату на екрані та в мобільному додатку.

Живлення – акумуляторне.

4 Конструктивне виконання – портативний, носимий.

Прилад має відповідати умовам ДЕРЖСТАНДАРТУ 12.2.006-87 відносно питань техніки безпеки.

3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИЛАДУ

Провівши аналіз побудови структури приладів для вимірювання параметрів дихання, запропонуємо той варіант схеми приладу, який ми будемо реалізовувати в даній роботі. Структурну схему приладу наведемо на рис. 3.1.

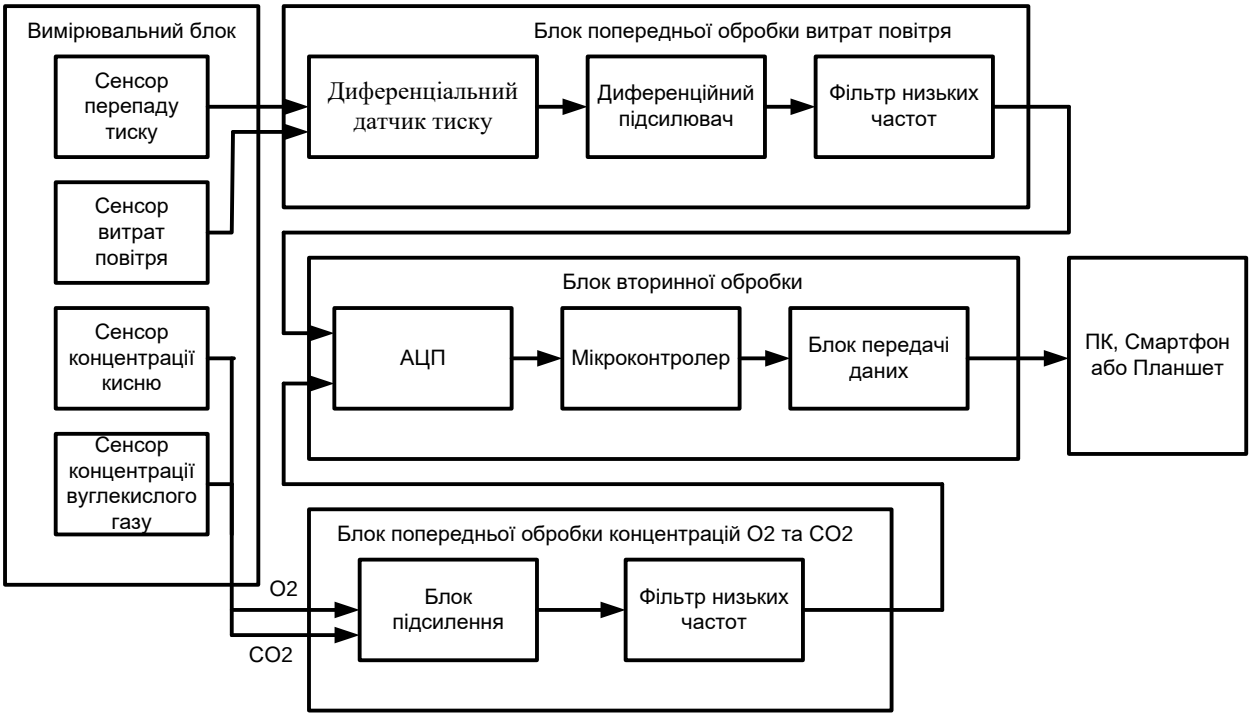


Рисунок 3.1 – Структурна схема приладу вимірювання параметрів дихання

Прилад складається з наступних блоків: вимірювального блоку, блоку попередньої обробки параметрів витрат повітря та блоку попередньої обробки концентрації кисню та вуглекислого газу, блоку вторинної обробки та блоку передачі даних за допомогою бездротових технологій на персональний комп’ютер, планшет або смартфон на які встановлено програмне забезпечення, яке дозволяє на базі виміряних параметрів проводити розрахунки інших спірометричних показників з врахуванням вікових та вагових характеристик пацієнта.

Вимірювальний блок складається з 4 датчиків, які дозволяють вимірювати задані параметри.

В блоці попередньої обробки витрат повітря відбувається підсилення та фільтрація сигналу з датчика тиску та витрат повітря. Диференціальний датчик тиску вимірює перепад тиску в мундштуку, далі отриманий сигнал подається на інструментальний диференціальний підсилювач, який зменшує завади, а також підсилює його. Після сигнал подається на фільтр низьких частот, для спірограм потоку, 95% енергії сигналу лежить в межах від 0 до 12 Гц [11], в наукових цілях застосовують фільтри низьких частот з частотою зрізу 100 Гц в нашому приладі було вирішено взяти частоту зрізу фільтра 15 Гц.

В блоці первинної обробки концентрацій також відбувається підсилення та фільтрування сигналу. Далі оброблені сигналі надходять на блок вторинної обробки, де відбувається оцифровування сигналів з усіх сенсорів, цифрова обробка в мікроконтролері та безпровідна передача даних на відстань на персональний комп’ютер, планшет або смартфон. Живлення спірометра відбувається від літій-йодних акумуляторів з індикацією рівня заряду.

4 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ ПРИЛАДУ

4.1. Вибір первинного вимірювального перетворювача потоку

Розглянемо типи датчиків, що застосовуються для вимірювання параметрів дихання. Основними типами сенсорів є [8]:

- датчики змінного перепаду тиску;
- датчики швидкісного напору;
- датчики турбінного типу;
- термокондуктометричні датчики;
- ультразвукові датчики.

Найчастіше використовують вимірювачі змінного перепаду тиску, засновані на зміні перепаду тиску на пневматичній опорі, в залежності від об'ємної витрати повітря. Загалом залежність представлена виразом [9]:

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

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

Гідродинамічні вимірювачі потоку працюють на єдиному принципі: при проходженні потоку повітря через певний опір (сітка, звуження трубки тощо) виникає перепад тиску в потоці. Різниця тиску залежить від швидкості потоку. Ця різниця вловлюється диференціальним перетворювачем тиску.

Перевагами датчиків змінного перепаду тиску є висока чутливість і швидкодія, низька похибка вимірювання, можливість визначення направлення потоку повітря. Основними недоліками є конденсація вологи, високий пневматичний опір та нелінійність передавальної характеристики.

Датчики турбінного мають лінійну передавальну характеристику, добрі масо-габаритні показники, високу точність вимірювання, можливість

визначення направлення потоку повітря. Недоліками датчика є інертність(низька швидкодія), складність санітарної обробки, складний алгоритм обробки даних [9].

Датчики швидкісного напору мають переваги датчика змінного перепаду тиску, а також низькиий пневматичний опір Недоліком є нелінійність передавальної характеристики. Через свою будову конденсація в датчику майже не відбувається, що полегшує його санітарну обробку і забезпечує більший термін використання.

Робота ультразвукових 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.

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

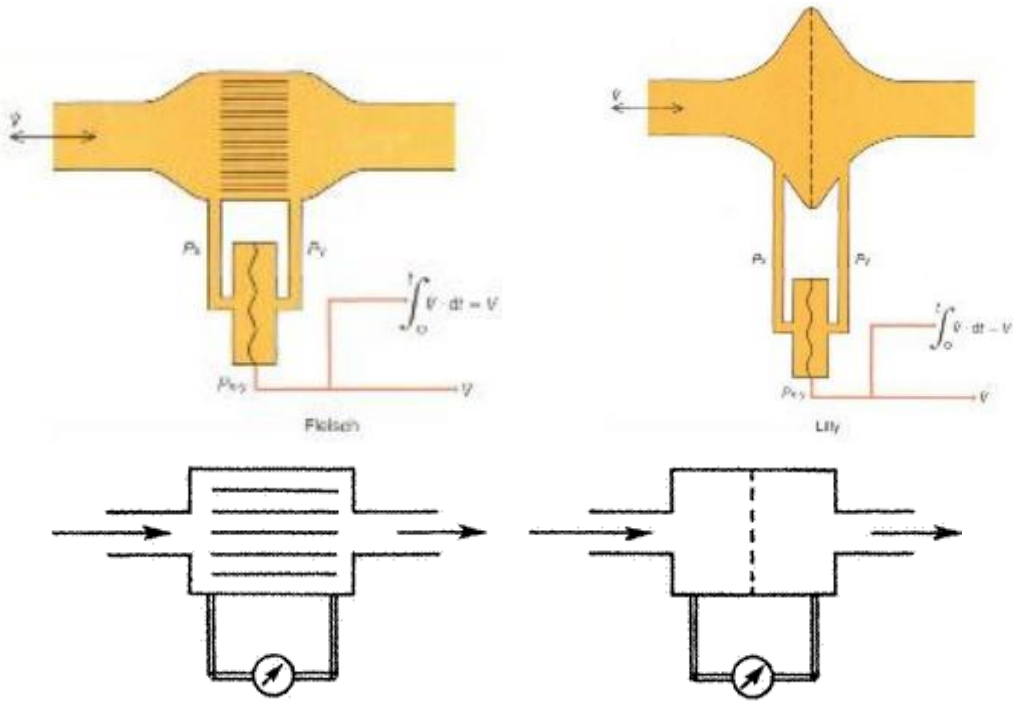
Перевагами є відмінні динамічні характеристики та низький опір потоку. Також датчик забезпечує легку дезінфекцію і можливість визначати напрямок повітряного потоку.

Перспективним напрямком є використання датчиків потоку, побудованих на волоконно-оптичних перетворювачах тиску [9]. 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.

Оцінивши переваги та недоліки розглянутих датчиків, можна зробити висновок, що найкраще використовувати датчик потоку, заснований на реєстрації перепаду тиску в дифузорі, оскільки вони забезпечують низький пневматичний опір і високу повторюваність в обох напрямках повітряного

потоку. Тому в даній роботі в якості сенсора потоку використаємо датчик перепаду тиску.

В якості перетворювачів потоку можна використати трубку Флейша (рис. 6, а) або трубку Лілі (рис. 6, б) [9].



а) б)

Рисунок 4.1– Конструкція трубки Флейша а) та Лілі б)

Трубка Флейша – циліндр з перешкодою у вигляді пакета тонких трубочок всередині, для створення ламінарного потоку. При видиху на перешкоді виникає різниця тиску, що дозволяє визначити швидкість руху повітря. Для збереження об'єму повітря за легеневих умов датчик можна підігрівати до температури тіла. Це запобігає також конденсації вологи.

Ламінарність руху течії повітря забезпечується рухом в капілярах. Різниця тиску на кінцях капілярів пропорційна швидкості потоку повітря.

Сам принцип вимірювання базується на законі Пуазейля [9]

$$V = \frac{\pi R^2 \Delta Pt}{8 l \eta}.$$

Трубка Ліллі влаштована подібно, в якості перешкоди на шляху повітря поміщена сітка. Цей датчик нелінійний і потребує додаткової обробки результатів.

Тому для реалізації нашого приладу виберемо трубку Флейша в якості перетворювача потоку.

4.2 Датчик потоку та різниці тиску

Для вимірювання та обробки сигналу швидкості потоку використаємо диференційний датчик тиску LHD ULTRA. [10] Перетворювач являє собою термоанемометр на основі MEMS на монолітному кремнієвому чіпі.

Сенсор тиску LHD ULTRA має два чутливі елементи з різними мікропроточними каналами в одному корпусі перетворювача. Таким чином, один чутливий елемент призначений для точного вимірювання низьких перепадів тиску з високою роздільною здатністю, інший – для розширення діапазону вимірювань у значно ширшій області; пристрій в цілому забезпечує точні вимірювання тиску в надзвичайно широкому динамічному діапазоні. Вбудований мікроконтролер з 24-бітовим аналого-цифровим перетворенням забезпечує обробку сигналу, що включає зшивання характеристик перетворення двох сенсорних елементів, лінеаризацію та компенсацію впливу температури середовища. Датчики LHD мають високу точність, розширений діапазон вимірювань і зручність.

Верхня межа вимірювального діапазону тиску від ± 1250 Pa до ± 5000 Па з роздільною здатністю близько 50 mPa при низьких значеннях перепаду тиску.

Сенсори мають високий пневматичний опір потоку, довготривалу стійкість до пилу та вологи, не втрачають чутливості при використанні довгих трубок і мають безпрецедентно високу довготривалу стабільність і точність завдяки запатентованим компенсаціям зсуву та лінеаризації в

режимі реального часу [14], які роблять вимірювання тиску точними та простими для подальшої обробки в цифрових системах.

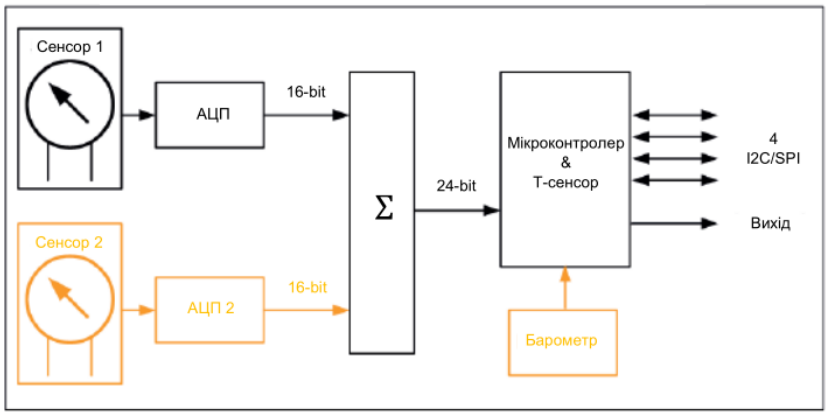


Рисунок 4.2 – Будова датчика перепаду тиску LHD ULTRA [10]

На рис. 4.3 наведено зовнішній вигляд датчика перепаду тиску, а на рис. 4.4 схему включення.



Рисунок 4.3 – Зовнішній вигляд датчика LHD ULTRA

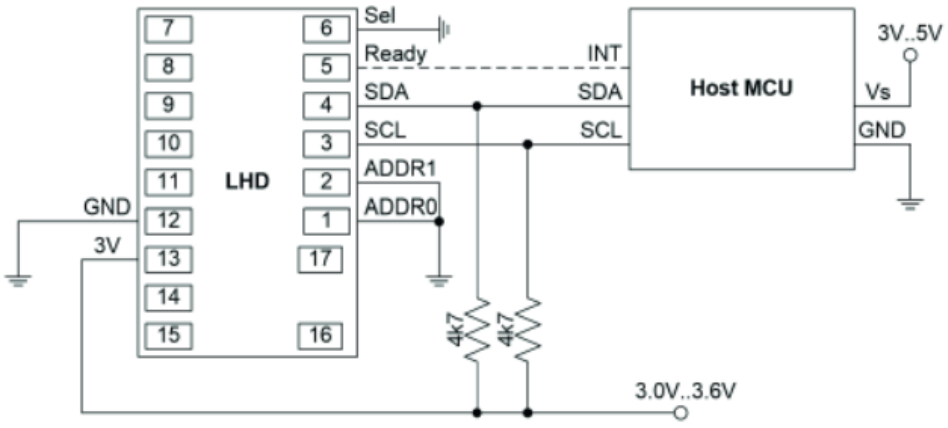


Рисунок 4.4 – Призначення виводів схема підключення до мікроконтролера датчика LHD ULTRA [10]

Призначення виводів [10]:

1 ADR0/-CS I2C апаратна адреса 0 або SPI Chip Select (активний низький).

2 ADR1/SCLK I2C апаратна адреса 1 або тактовий сигнал SPI.

3 Послідовний тактовий сигнал I2C SCL/MISO або дані MISO.

4 Послідовні дані SDA/MOSI I2C або дані SPI MOSI.

5 Ready Відправляє імпульс щоразу, коли нові дані готові для хоста.

6 – 11 Sel Виберіть між I²C (підключення до GND) або SPI (підключення до Vs).

12 GND, підключіть до 0В.

13 Vs Power, підключіть до 3,3 В.

14, 15 - JTAG-дані зарезервовано для внутрішнього використання. Не підключайтеся.

16, 17 - Rse7 Зарезервовано для внутрішнього використання. Не підключайтеся.

Технічні характеристики [10]

Компенсовані діапазони температур: від +5°C до +55°C;

Напруга живлення VDD = 3,3 – 3,6 В

Споживання струму – 3,7 мА (без навантаження);

Максимальний вихідний опір менше 100 Ом;

Мінімальний опір вихідного навантаження 5 кОм;

Номінальна вихідна напруга:

0,5 В (при негативному повномасштабному тиску);

2,5 В (при нульовому тиску);

4,5 В (при позитивному повномасштабному тиску);

Відкалібрований допуск зміщення менше +/-25 мВ

Зсув температури зміщення менше +/-25 мВ (від 5°C до 55°C) менше +/-40 мВ (від 0°C до 70°C);

Нелінійність тиску менше +/-1,5% від повної шкали;

Роздільна здатність диференціального тиску 0,1% від повної шкали;

Повторюваність чутливості +/-0,1%;

Час відповіді 1-2 мс (постійна часу експоненціальної реакції на крок тиску)

Повна помилка:

Макс. +/-3,0% від повної шкали (від 5°C до 55°C);

Макс. +/-5,0% повної шкали (від 0°C до 70°C);

Тиск розриву більше 5 атмосфер.

Захист від електростатичних розрядів 2000 В HBM – JESD22-A114, модель людського тіла, випробування найслабшої пари контактів, усі комбінації свинців, 2 клас.

4.3 Датчик кисню

Для реалізації вимірювання концентрації кисню у вдихаємому та видихаємому повітрі оберемо електрохімічний сенсор кисню моделі MAX - 25, який є дешевим та надійним. На відміну від сенсорів кисневого парціального тиску, ця конструкція має хорошу залежність від тиску та температури, що робить його найкращим вибором у застосуванні в медицині.

Електрохімічний сенсор MAX -25 призначений для перетворення величини масової концентрації кисню в величину токового сигналу, пропорційну об'ємній частці кисню в аналізованому об’ємі.

Принцип роботи сенсора MAX -25 заснований на електрохімічної реакції, в якій при попаданні кисню через мембрану на поверхню чутливого елемента відбувається реакція відновлення O2. Сенсор кисню формує сигнал постійного струму, пропорційний концентрації O2 в повітрі вимірюваного середовища. Також в конструкції датчика вбудовано перетворювач струм напруга – тому вихідний сигнал представлено значення напруги пропорційній концентрації кисню в потоці.

Після тривалих (довгих) вдиху і видиху людини знімаємо різницю показників сенсора між двома цими положеннями. Дану різницю використовуємо для оцінки спожитого під час дихання кисню.

Технічні характеристики сенсора MAX -25 [11]

Діапазон виміру: Від 0 до 100% O2

Вихідний діапазон: 10.0 – 15.5 мВ

Нульове усунення: <0.5 мВ

Час відгуку: 14 ± 2 с

Лінійність: ±2.0%

Очікуваний термін служби: 5 років

Діапазон робочих температур: 5° - 40°C

Діапазон температур зберігання: Від -15° до 50°C

Діапазон вологості: 10 до 90% RH

Діапазон атмосферного тиску: 811-1216 гПа

Електричний інтерфейс: 062 дюйми, двоконтактний конектор Molex



Рисунок 4.5 – Зовнішній вигляд сенсора кисню MAX -25

Оскільки вихідна напруга з датчика передається на рівні мілівольт, то необхідно розробити блок підсилення у 1000 разів, що можемо досягнути використавши два операційних підсилювачі.

4.4 Блок підсилення напруги

Побудуємо блок підсилення на двох операційних підсилювачах, схему неінвертуючого включення якого наведено на рис. 4.6 [6].

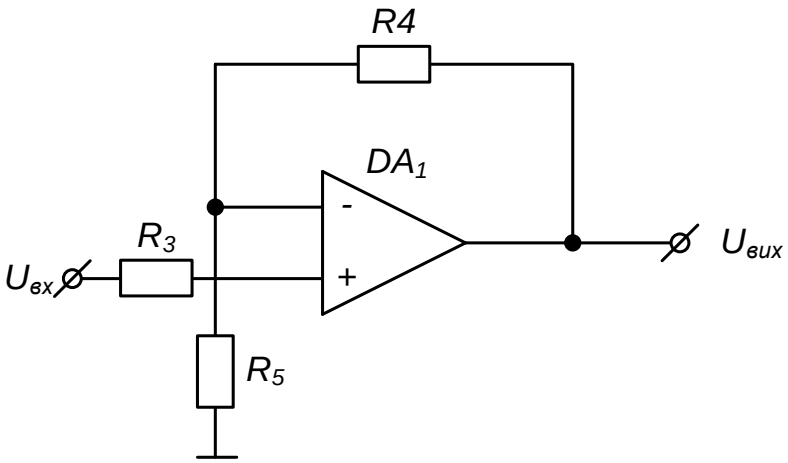


Рисунок 4.6 – Схема підсилювача напруги

З проведеного огляду мікросхем найкращі параметри має двоканальний операційний підсилювач з однополярним живленням LM358DR (рис. 4.7). Це малошумлячий операційний підсилювач з малим температурним дрейфом для роботи в діапазоні температур (0..+70°C), JFET.

Технічні характеристики LM358DR [12]

Вхідна напруга усунення нуля: 7 мВ;

Вхідний струм усунення: 150 нА;

Смуга пропускання сигналу: 1,1 МГц;

Максимальна швидкість наростання вихідної напруги: 0,6 В/мс;

Коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу: 85 дБ;

Коефіцієнт посилення: 100;

Діапазон напруги живлення: 3 - 32 В;

Максимальний струм кожного каналу: 0,35 мА;

Струм власного споживання: 1 мА;

Діапазон робочих температур: 0 – 70 °C;

Тип корпусу: SOP8

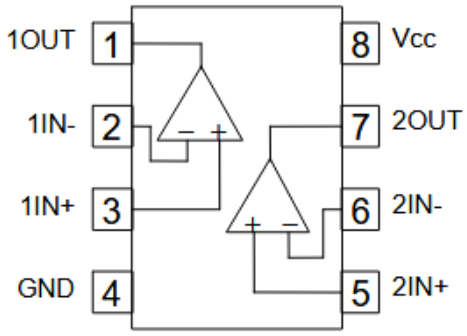


рисунок 4.7 – Вигляд мікросхеми LM358DR та призначення виводів:

1 – вихід 1 ОП, 2,3 – входи 1 ОП, 4 - земля, 5,6 – входи 2 ОП, 7 – вихід 2 ОП, 8 – живлення [12]

Вихідна напруга операційного підсилювача визначається різницею вхідної напруги та напруги зворотного зв'язку. Припустимо, що U_+,U_- – напруги на неінвертуючому та інвертуючому входах підсилювача, які рівні:

$$U_+ = U_{BX},$$

$$U_- = U_{ЗЗ} = U_{ВИХ}\frac{R5}{R5+R6} = \beta U_{ВИХ},$$

$$U_{ВИХ} = K_U(U_+ - U_-), \text{ то при } K_U \to \infty,\ U_+ - U_- = \frac{U_{ВИх}}{K_U} = 0 \text{ і } U_+ = U_-$$

Тоді коефіцієнт підсилення можна вирази як:

$$K = \frac{U_{ВИХ}}{U_{BX}} = 1 + \frac{R6}{R5}$$

і він буде рівний

$$K_U = 1 + \frac{R_4}{R_5}.$$

Коефіцієнт підсилення має бути рівний 200.

Підберемо номінали резисторів: R_5= 1 кОм, R_4= 199 кОм, R_4= 1 кОм

Тоді вихідна напруга становитиме

$$Uвих = Ku \cdot Uвх = 0{,}0155 \cdot 200 = 3{,}1 \text{ В},$$

що задовольняє завданню.

Згідно технічній документації на виході підсилювача необхідно включити резистор номіналом 2 кОм та конденсатор номіналом 100 пФ.

4.5 Блок розділення сигналів вдиху та видиху

При диханні ми можемо зареєструвати певні параметри системи дихання при акті вдиху, а інші параметри при виходу. Тому в схемі доцільно передбачити розділення потоку по каналах вдиху та видиху. Для цього включимо схеми наведені на рис.4.8, 4.9.

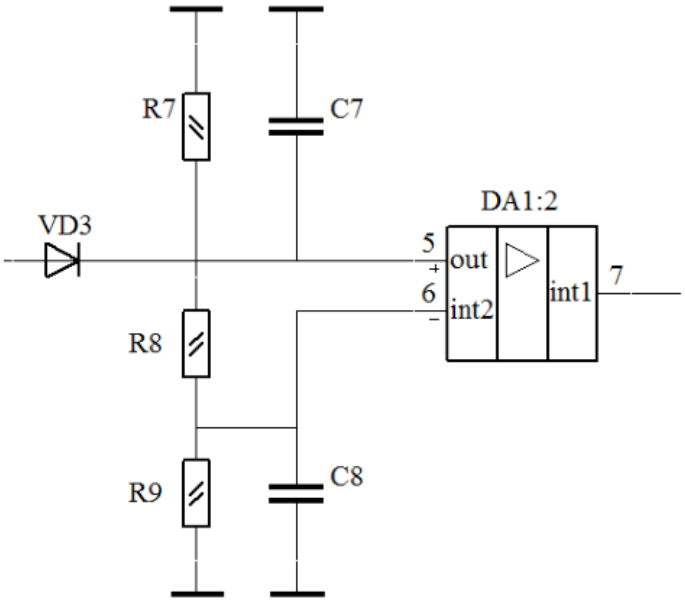


Рисунок 4.8 – Схема виділення сигналу вдиху

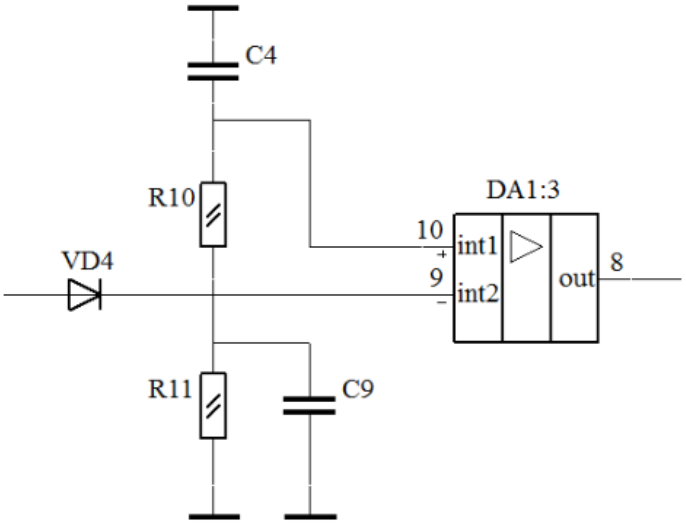


Рисунок 4.9 – Схема виділення сигналу видиху

Операційні підсилювачі DA1.2, DA1.3, працюють в режимі компараторів. Якщо напруга на виході блоку підсилення не змінюється компаратор DA1.3 знаходиться в одиничному стані, оскільки напруга на прямому вході (вив. 5) перевищує напругу на інверсному вході (вив. 9). При зростанні напруги на виході підсилювача напруга на інверсному виводі схеми DA1.3 стає більше напруги на його прямому виводі і компаратор перемикається в протилежний стан. Швидкість наростання напруги, визначається опором резистора R10 і ємністю конденсатора С4, чим більша ємність, тим вища чутливість. Вузол на мікросхемі DA1.2 працює аналогічно, але реагує на початок зменшення напруги на виході підсилювача. В початковому стані компаратор DA1.2 також знаходиться в одиничному стані. При зменшенні напруги, яка поступає на його прямий вхід (вив. 5) він переключається в протилежний стан так як напруга на його інверсному виводі (вив. 6) завдяки конденсатору С8, знижується повільніше і стає при цьому більше напруги на прямому вході. Необхідність додаткового початкового зсуву напруги (до нуля) на інверсному виводі ОП DA1.2, вимагає введення резистора R9 і відповідно збільшення ємності конденсатора С8.

4.6 Розрахунок фільтра низьких частот

Для фільтрування сигналу був спроектований двополюсний, фільтр низьких частот Саленна-Кі другого порядку (рис. 4.10) [13] на операційному підсилювачі, з частотою зрізу 15 Гц та коефіцієнтом підсилення 1.

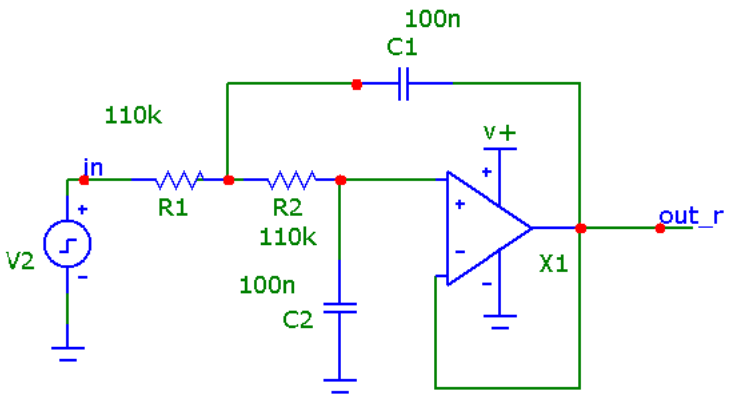


Рисунок 4.10 – Схема фільтру Саллена-Кі другого порядку

Частоту зрізу розраховуємо за формулою [13]

$$F_B = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}}.$$

При виконанні умови

$$R_1 \cdot C_1 = R_2 \cdot C_2$$

її можна виразити рівнянням:

$$F_B = 1/2\pi \cdot R_2 \cdot C_2.$$

Задамо параметри резисторів R_1=R_2= 110 кОм. Тоді параметри ємності розрахуємо з формули та отримаємо C_1=C_2=100 пФ.

В середовищі Micro-Cap було промодельовано роботу розрахованого фільтру, результати моделювання представлені на рис. 4.11.

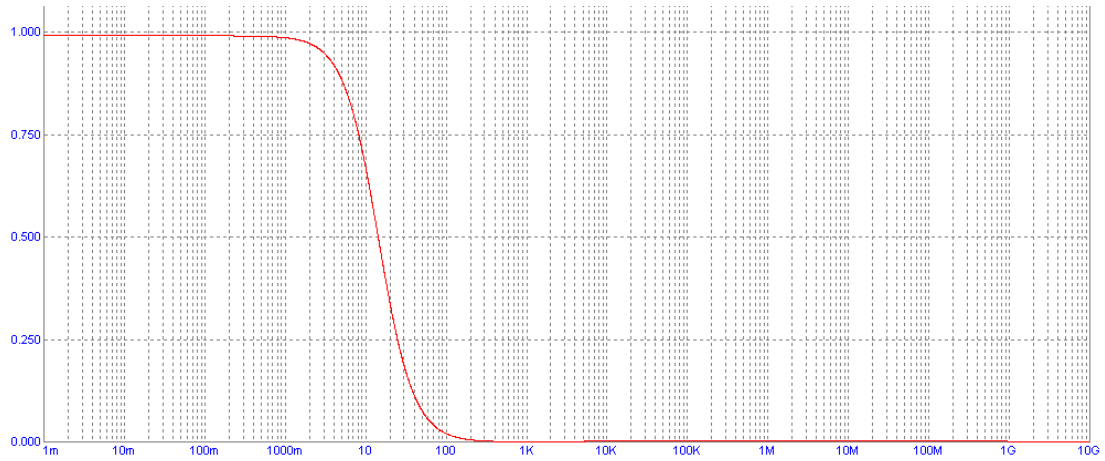


Рисунок 2.4 – Амплітудно-частотна характеристика спроектованого фільтра, де по горизонтальній осі - колова частота, по вертикальній осі - коефіцієнт підсилення.

В середовищі Micro-Cap зібрано аналогову частину блоку реєстрації потоку та отримано форму кривої зміни потоку на вдиху та видиху, яку наведено на рис. 4.12.

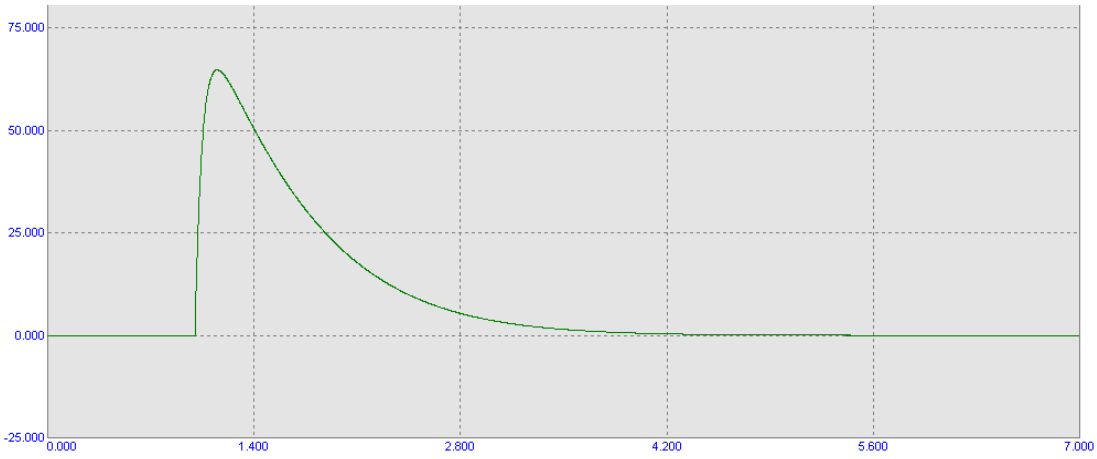


Рисунок 4.12 – Змодельований сигнал зміни лінійної швидкості повітря при видиху; по осі абсцис – час в секундах; по осі ординат напруга у вольтах.

Програмна обробка зареєстрованого сигналу дозволяє визначати основні показники функціонування дихальної системи пацієнтів.

4.7 Датчик концентрації вуглекислого газу в потоці

Розглянувши конструкції датчиків вуглекислого газу та враховуючи медичну сферу використання та вимоги до сенсору було обрано медичний датчик CO2 0-100% SprintIR-WF в якості сенсора вимірювача концентрації вуглекислого газу. Це високошвидкісний датчик, який ідеально підходить для уловлювання швидко мінливих концентрацій CO2, включаючи метаболічну оцінку та аналітичні прилади.

Датчик вуглекислого газу SprintIR – найшвидший і найточніший датчик CO2 на ринку. Прорив у технології NDIR, SprintIR використовує передові твердотільні індійські антимонід ні світлодіоди та детектори, щоб запропонувати надійний датчик без рухомих частин, без нагрівальних ниток та неймовірно низьких вимог до потужності. Датчик поставляється в чотирьох версіях – від 0% до 100% - всі здатні на один і той же високошвидкісний вимір CO2. Це робить спринт особливо корисним у біологічному застосуванні.

Характеристики датчика вуглекислого газу SprintIR-W NDIR CO2

• Низьке енергоспоживання – 35 мВт

• Вимірює концентрацію до 100% CO 2

• Висока швидкість виміру; 20 вимірювань за секунду (20 Гц)

• Вихід цифровий (UART)

• Дуже швидкий відгук

• Ідеально підходить для використання з дуже низькою потужністю та батареєю

• Підходить для бездротових, портативних, носимих та автономних систем.

• Акуратно розміщується всередині компактних інструментів

Технічні характеристики [14]

Діапазон вимірювань – 0-5%, 0-20%, 0-60%, 0-100%

Точність – ± 70 ppm +/- 5% читання

Вимірювання рівня шуму – <10% читання без цифрової фільтрації

Нелінійність – <1% FS

Діапазон робочого тиску – від 950 мбар до 10 бар

Час прогріву – <1 хвилину

Напруга живлення – 3,2 В до 5 В (3,3 V рекомендується)

Максимальний струм – 100mA

Середній струм – <15mA

Потужність споживання – 35 мВт

Вихід – UART



Рисунок 4.13 – Зовнішній вигляд датчика вуглекислого газу [14]

Призначення вивовів:

1 GND Датчик живлення заземлення

2 NC Не використовується Не підключати

3 VDD Напруга живлення датчика

4 GND Датчик живлення заземлення

5 Цифровий вхід Rx_In Вхід прийому UART

6 GND Датчик живлення заземлення

7 Цифровий вихід Tx_Out Вихід передачі UART

8 NITROGEN_ZERO Цифровий вхід Встановіть низький рівень, щоб ініціювати нуль у налаштуваннях азоту

9 ANALOGUE_OUTPUT Аналоговий вихід CO2 Рівень (необов'язково)

10 FRESH_AIR_ZERO Цифровий вхід Встановіть низький рівень, щоб ініціювати нульовий параметр свіжого повітря

Принцип роботи

Після подачі живлення на SprintIR®-W датчик автоматично почне приймати CO2 вимірювання з використанням налаштувань за замовчуванням Mode 1, де датчик попередньо запрограмований на надсилання CO2 дані вимірювання при 20 показаннях в секунду. Газова камера CO 2 освітлюється світлодіодним світлодіодом з номінальною довжиною хвилі 4,25 мкм, і сигнал приймається за допомогою фотодіода. Сигнал від фотодіода обробляється і фільтрується за допомогою власного фільтра нижніх частот. Налаштування цифрового фільтра можна змінювати, дозволяючи користувачеві зменшити шум вимірювання за рахунок часу відгуку вимірювання.

Датчик SprintIR®-W також виводить необроблені нефільтровані дані вимірювання CO2. Ці дані можуть бути оброблені за допомогою альтернативних алгоритмів фільтрації.

Швидкість вимірювання фіксується на рівні 20 показань в секунду при фіксованій швидкості 9600 бод.

SprintIR®-W має 3 можливі режими роботи.

РЕЖИМ 0 КОМАНДНИЙ РЕЖИМ

У цьому режимі датчик перебуває в режимі сну, очікуючи команд. Заміри не проводяться. Режим 0 НЕ зберігається після включення живлення.

РЕЖИМ 1 РЕЖИМ ПЕРЕДАЧІ

Це заводське налаштування за замовчуванням. Вимірювання повідомляються двічі на секунду. Команди обробляється під час отримання, за винятком вимірювань, тому може виникнути затримка до 10 мс у відповідь на команди.

РЕЖИМ 2 РЕЖИМ ОПИТУВАННЯ

У режимі опитування датчик повідомляє про показання лише за запитом. Датчик продовжить приймати вимірювання у фоновому режимі, але вихідний потік пригнічується, доки не буде запитано дані.

Датчик завжди вмикається в режимі потокової передачі або опитування, незалежно від того, який режим використовувався раніше.

Швидкість передачі даних 9600 біт/с;

Біти даних 8;

Стоп-біти 1.

4.8 Блок передачі даних бездротовим способом

Для обробки сигналів та передачі на планшет або ноутбук можна використати мікроконтролер та схеми бездротової передачі сигналу типу WiFi, Bluetooth тощо. Але розвиток елементної бази досяг такого рівня, що наразі на ринку представлені готові модулі, які дозволяють проводити передачу даних одразу декількома способами, розроблені вони на потужних, високошвидкісних мікроконтролерах, технічні параметри яких дозволяють підключати периферійні пристрої (різні датчики) для зняття низки параметрів, їх обробку та передачу на відстань. Вартість таких модулів на рівні, а то і менше вартості окремого мікроконтролера. Тому, для розв’язку поставлених задач, не доцільно використовувати мікроконтролер та таку плату передачі даних, це збільшує масо-габаритні параметри схеми та вартість приладу, при чому ресурс обох мікроконтролерів не використано на повну міру.

Тому для реалізації програмної обробки та представлення результатів вимірювання у зручному та більш функціональному передачі інформації на ноутбук або планшет виберемо спеціалізований WiFi Bluetooth модуль ESP-32 [15].

ESP-32S має багату периферію, що включає в себе такі інтерфейси як UART, SPI, I2C, I2S, роз'єм для SD карти, інфрачервоний порт, інтерфейс для підключення ємнісної сенсорної панелі. Однією з особливістю модуля є наднизьке споживання. Модуль підтримує весь стек протоколів стандартів WiFi 802.11n і BT4.2, забезпечуючи даний функціонал через інтерфейси SPI/SDIO або I2C/UART.

Технічні характеристики WiFi Bluetooth модуля ESP-32 [15]:

ПЗП: 4096 Кб;

ОЗП: 520 Кб;

ОЗП RTC: 16 Кб;

Напруга живлення плати (Vin): від 5 В.

Максимальний струм при передачі WiFi – 160 - 260мА;

Споживання без включеного WiFi і Bluetooth – 20мА;

Швидкість Wi-Fi: 802.11 b/g/n до 150 Мбіт/с;

Мінімальна чутливість – 98 dBm;

Широкий діапазон робочих температур: -40°C...+125°C;

Енергоспоживання до 20мкА (deep sleep mode).

Частотний діапазон: 2.4 ГГц ~ 2.5

Генератори: кварцовий 26 МГц і 32 кГц;

Мережеві протоколи: IPv4, IPv6, SSL, TCP/UDP/HTTP/FTP/MQTT

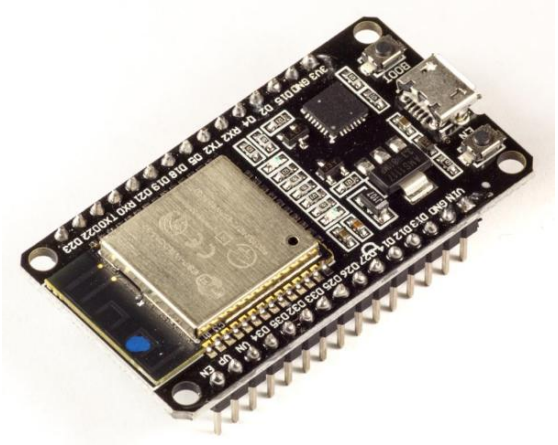


Рисунок 4.15 – Зовнішній вигляд WiFi Bluetooth модуля ESP-32

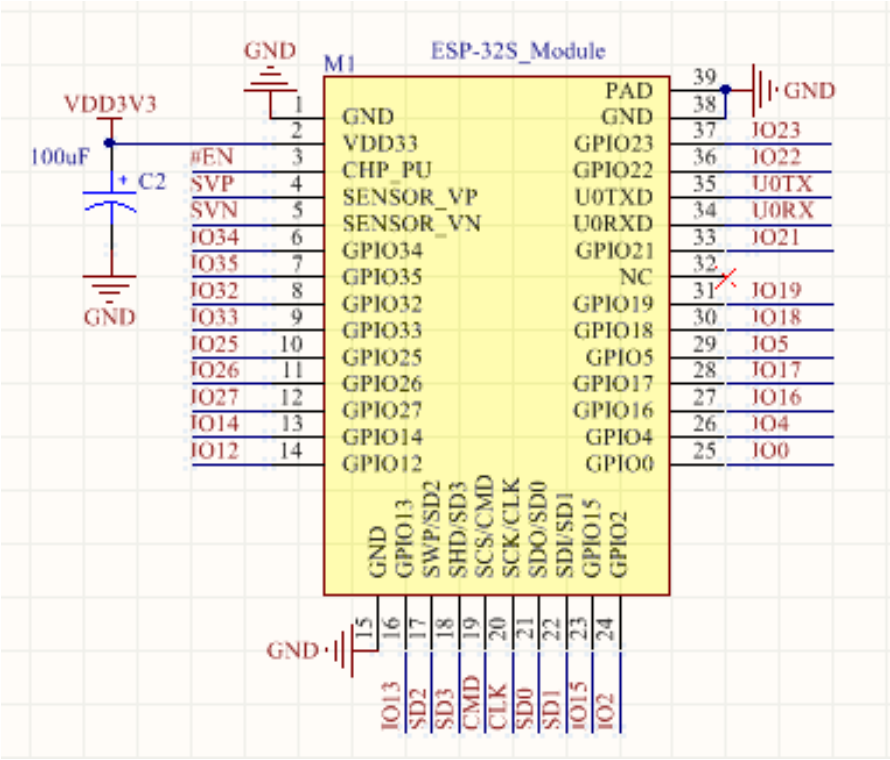


Рисунок 4.16 – Призначення виводів модуля ESP-32 [15]

Сучасна елементна база суміщає на одній мікросхемі декілька функціональних модулів або блоків, що зменшує масо-габаритні характеристики апаратури, знижує енергоспоживання та вартість. Як правило більшість сучасних мікроконтролерів мають у своєму складі АЦП.

Швидкість прийому/передачі у режимі 0 визначається частотою передачі і залежить тільки від резонансної частоти кварцового резонатора $f_{\text{РЕЗ}}$:

$$f = f_{рез}/12 = 12 \cdot 10^6 /12 = 10^6 \text{ Гц.}$$

За машинний цикл послідовний порт передає один біт інформації.

Час виконання команд мікроконтролером:

$$t = 1/f_{рез} = 1/12 \cdot 10^6 = 0{,}083 \cdot 10^{-6} \text{ с.}$$

Керування вибором режиму роботи приладу відбувається набором кнопок, які підключені до мікроконтролеру (рис. 4.17) та реалізують програми роботи запрограмовані в ньому. Кнопки при натискані формують логічні одиниці керування, які подаються на входи портів мікроконтролера.

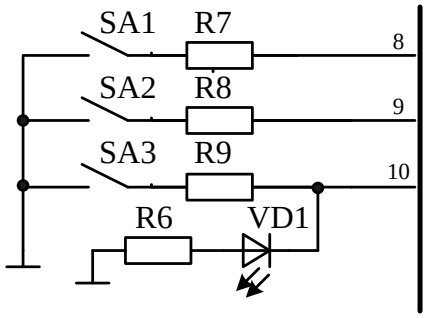


Рисунок 4.17 – Схема включення кнопок керування

4.9 Живлення приладу

Живлення забезпечимо від літієвої акумуляторної батареї, підзарядка якої відбувається через USB порт від стандартного перетворювача мережевої напруги з 220 В до 5 В. Для реалізації живлення на 3,3 В використаємо перетворювача напруги AMS1117-3.3, для отримання стабільної напруги 5 В використаємо також стабілізатор AMS1117-2,5 [16]. Схема включення стабілізаторів для отримання напруг 3,3 В та 5 В наведено на рис. 4.18.

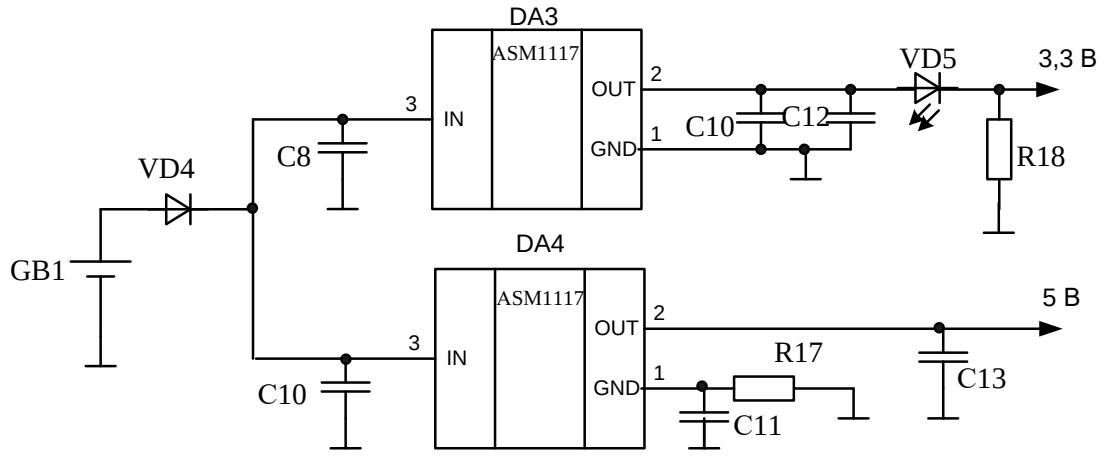


Рисунок 4.18 – Схема включення понижувача напруги

Технічні характеристики AMS1117-3.3 [16]

Кількість каналів: 1

Вхідна напруга (min) (Uвх (min)): 1.5 В

Вхідна напруга (max) (Uвх (max)): 15 В

Вихідна напруга (min) (Uвих (min)): 3.2 В

Вихідна напруга (max) (Uвих (max)): 3.4 В

Вихідна напруга (Uвих): 3.3V

Вихідний струм (Iвих): 1 А

Струм спокою (споживання) IQ (I0): 5 мА

Точність: 1 %

Пригнічення нестабільності джерела живлення (PSRR): 72 дБ

Мінімальна робоча температура (tmin): -40 °C

Максимальна робоча температура (tmax): 125 °C

Технічні характеристики AMS1117-2,5 такі ж, тільки вихідна напруга на стабілізаторі буде 5 В.

Для індикації рівня заряду батареї використаємо міні індикатор заряду Li-Ion акумуляторів SKV478 [16] зовнішній вигляд якого наведено на рис. 4.19.

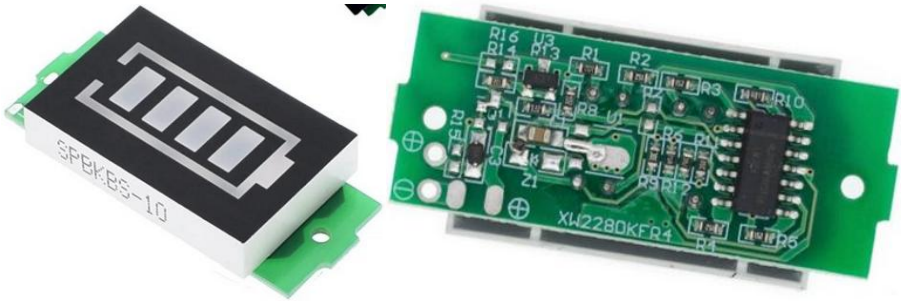


Рисунок 4.19– Індикатор рівня заряду Li-Ion акумуляторів

Модуль в реальному часі відображає рівень заряду акумулятора та дозволяє контролювати напругу одного літієвого елемента (3.3 - 4.2 В) і відображати відповідні дані вигляді сегментів батарейки.

Режими роботи:

напруга батареї перевищує 3,3 В, буде відображатися одна смужка;

напруга батареї перевищує 3,5 В, будуть відображатися дві смужки;

напруга батареї перевищує 3,7 В, будуть відображатися три смужки;

напруга батареї перевищує 3,9 В, будуть відображатися чотири смужки;

напруга акумулятора менше, ніж 3,3 В, всі смужки буде вимкнено (акумулятор необхідно зарядити).

Характеристики:

- діапазон виміру напруги: 3.0 - 4.2 В
- точність вимірювання: 2%
- струм споживання: 5 мА
- діапазон робочих температур: -20 до +50 ° С
- розміри модуля: 45 х 20 х 7 мм
- розміри дисплея: 31 х 20 мм
- колір дисплея: контур батареї - червоний, рівень заряду - синій.

Схему електричну принципову розробленого приладу наведено в додатку А.

Перелік елементів наведено в додатку Б.

5 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

5.1 Розрахунок габаритних розмірів плати

Необхідно визначити розміри та площу друкованої плати. Розміри плати визначаються виходячи з установчих розмірів елементів, що закріплюються на платі, та заданого коефіцієнту заповнення [17]. Вихідними даними для розрахунку є перелік елементів та схема електрична принципова приладу. В таблиці 5.1 наведені основні розміри елементів та площа, яку вони займають на платі.

Таблиця 5.1 – Габаритні розміри друкованої плати

Тип елемента	Кількість елементів, шт	Установочні розміри		Площа одного елемента S_i, мм^2	Загальна площа S_Σ, мм^2
		а, мм	в, мм		
Блок вимірювання кетонових тіл					
Діоди					
АЛ307А	2	5		19,63	39,26
1N4001	1	5,2	1,2	7,8	7,8
Конденсатори					
К10-17В	3	5,6	3,8	21,28	63,84
К50-35	7	6,3		31,16	218,12
Мікросхеми					
LM358DR	3	6,2	5	31	62
ESP-32	1	25,5	18	459	59
AMS1117	2	7,3	6,7	48,91	97,82
Резистори					
С2-22	17	6	2,2	13,2	229,5
Перемикачі					
0613НІМ-130G-G	3	6	6	36	108
Розєми					
PBS-5	2	15,24	3,54	53,95	107,9
PC-GK2.1	2	13,5	9	121,5	243
ВСЬОГО					**1236,24**

Розрахунок проведемо за методикою викладеною в [17]. Формула для розрахунку площі друкованої плати:

$$S_{заг} = \frac{\sum_{i=1}^{N} S_{уст.i}}{K_{зап}},$$

де $K_{зап}$ – коефіцієнт заповнення, лежить в межах (0,5÷0,8);

$S_{уст}$ – установча площа елемента; $S_{заг}$ – загальна площа всієї друкованої плати; N – кількість елементів.

Коефіцієнт заповнення може змінюватися в діапазоні від 0,5 д 0,8, та показують щільність монтажу. Виберемо коефіцієнт заповнення рівний $K_{зап}$=0,7 та розрахуємо площу друкованої плати:

$$S_{заг} = 1897,04/0,7 = 1766,06 \text{ мм}^2.$$

Довжину однієї сторони плати вибираємо з ряду 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 80, 90, 100, 120, 140, 160, 180, 200, 220, 240 мм.

Для визначення розміру другої сторони використовуємо співвідношення сторін 1:1, 1:2, 1:3, 2:3, 2:5.

Згідно методики підберемо габаритні розміри плати відносно загальній площі – 30х60 мм.

Матеріал основи плати вибирають по ТУ на матеріали конкретного виду і ГОСТ 10316-78 з врахуванням: електричних і фізико-механічних параметрів друкованої плати під час та після дії механічних навантажень, кліматичних факторів та хімічних агресивних середовищ в процесі виробництва і експлуатації; забезпечення автоматизації процесу установки ЕРЕ. Виберемо склотекстоліт фольгований СФ-1(2)-35(50) параметри якого наведені в табл.. 5.2.

Таблиця 5.2 – Технічні характеристики склотекстоліту

Вид матеріалу, марка	Товщина		Призна-чення	Властивості
	фольги, мкм	матеріалу, мм		
Склотекстоліт фольгований СФ-1(2)-35(50)	35, 50	0,8…3	ОДП, ДДП	$\rho_s=10^{10}…10^{11}$ Ом; σ=3…4…4 Н; t=-60…+105˚С

5.2 Розрахунок параметрів монтажу друкованої плати

Згідно методики [18] розрахуємо основні параметри елементів друкованого монтажу при фотохімічному методі друку.

Мінімальна ширина доріжок [18]:

$$b = I_{\max} / I_S \cdot t = 0{,}6 / 20 \cdot 0{,}03 = 1мм.$$

Найбільший діаметр провіднику dв=1мм. Відповідно до ДСТУ, для розміру до 1мм допуск становить 0,15мм. Різниця між діаметрами становить 0,1 мм.

Визначимо діаметри отворів:

$$D = d_в + \Delta d_м + r = 1 + 0{,}15 + 0{,}1 = 1{,}25мм.$$

d = 1,3 мм.

Визначимо мінімальний ефективний діаметр площадки. Для даного класу точності (2), dм = 0,045мм, допуск на розташування отворів при заданих розмірах становить дd = 0,1 мм, допуск розташування контактних площадок дс=0,18 мм, допуск на отвір без металізації Δd=0,1 мм.

Максимальний діаметр отвору:

dmax=d+дd+0,1=1,25+0,1+0,1=1,45 мм.

Мінімальний діаметр площадки:

$$dmin^*=2(b_m+\frac{d_{max}}{2}+\delta d+\delta\rho)=2(0,05+1,45/2+0,1+0,18)=1,9 \text{ мм}.$$

Мінімальний діаметр контактних площадок при фотохімічному виготовленні:

dmin=dmin*+1,5×t=1,9+1,5×0,03=1,95 мм

Максимальний діаметр контактних площадок:

Dmax=dmin*+0.3=1,9+0,3=2,2 мм

Приймемо Dmax=2,2 мм.

Визначаємо відстань між доріжками плати. Для плати другого класу точності, допуск на розташування провідників 0,1 мм. Відстань між центрами сусідніх виводів для МК 2,5мм. Відповідно мінімальна відстань між провідником і контактною площадкою:

$$S_{min}=L_0-(\frac{D_{max}}{2}+\delta\rho)-(\frac{d_{max}}{2}+\delta d)=2,5-(\frac{2,2}{2}+0,18)-(\frac{1,45}{2}+0,1)=0,95 \text{ мм}.$$

Мінімальна відстань між двома площадками:

$$S_{2min}=L_0-(D_{max}+\delta\rho)=2,5-(2,2+0,18)=0,12 \text{мм}.$$

Мінімальна довжина між двома провідниками:

$$S_{\min} = L_0 - (D_{\max} + 2\delta l) = 2{,}5 - (2{,}2 + 2 \times 0{,}1) = 0{,}1 мм .$$

Густина матеріалу плати С=2050кг/м^3, модуль пружності Е=30,2ГПа, а коефіцієнт Пуассона Н=0,22.

Визначимо циліндричну жорсткість плати:

$$D = \frac{Eh^3}{12 \times (1 - \upsilon^2)} = \frac{30{,}2 \times 0{,}0015^3}{12 \times (1 - 0{,}22^2)} = 9 Дж .$$

Резонансна частота плати, закріпленої на чотирьох опорних кутах:

$$F = \frac{\pi}{2 \cdot b^2}(1 + \frac{a^2}{b^2})\sqrt{\frac{D}{M} \cdot a \cdot b} = \frac{3{,}14}{2 \cdot 0{,}1^2} \cdot (1 + \frac{0{,}08^2}{0{,}1^2})\sqrt{\frac{9}{0{,}178} \cdot 0{,}08 \cdot 0{,}1} \approx 170 Гц .$$

Компонування схеми та розведення малюнку друкованої плати наведено на рис. 5.1 та 5.2 відповідно.

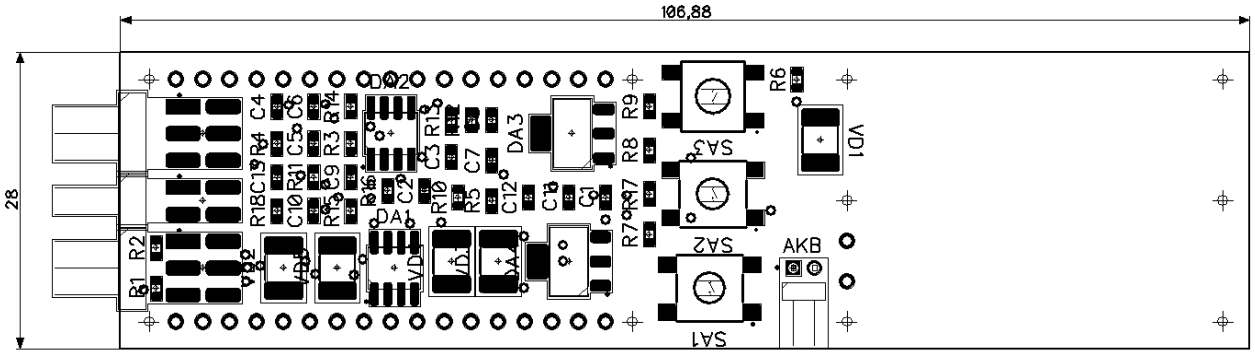
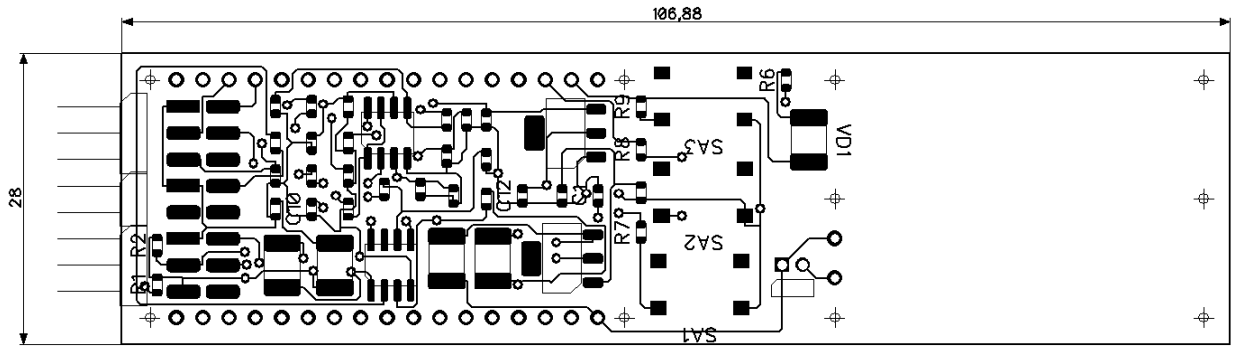
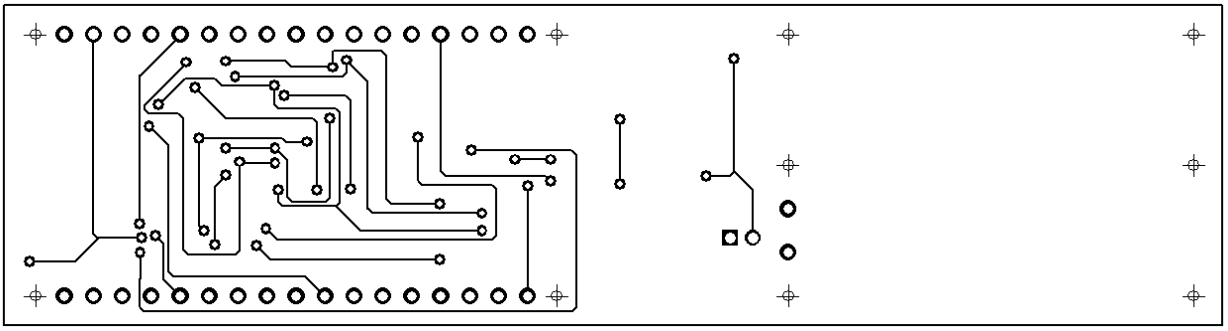


Рисунок 5.1 – Розміщення елементів на друкованій платі



Лицьова сторона



Зворотна сторона

Рисунок 5.2 – Розведення малюнку друкованої плати

5.3 Розрахунок надійності приладу

Розрахунок надійності [19-20] полягає у визначенні показників надійності виробу за відомими характеристиками надійності складових компонентів та умовами експлуатації. Складемо логічну схему надійності, вважаємо, що відмови елементів схеми незалежні. Кожен елемент та система можуть знаходитись в одному з двох станів: працездатному та непрацездатному. Також вважаємо, що при відмові будь-якого елемента відмовляє вся система. В такому випадку на логічній схемі всі елементи включимо послідовно.

Визначимо інтенсивності відмов елементів з урахуванням умов експлуатації виробу [20]. Для цього скористаємося формулою

$$\lambda_i = \lambda_{0i} k_1 k_2 k_3 k_4 a(T, k_н),$$

де λ_{0i} – номінальна інтенсивність відмов і-го елемента;

k_1, k_2 – коефіцієнти впливу ударів та вібрацій;

k_3 – коефіцієнт впливу температури та вологості;

k_4 – коефіцієнт впливу залежності атмосферного тиску;

$a(T, k_н)$ – поправочний коефіцієнт, що враховує температуру поверхні елемента T та коефіцієнт навантаження $k_н$. В нашому випадку проводимо орієнтовний розрахунок, тому приймемо $a(T, k_н)$=1.

В таблицях 5.3-5.75 наведені значення коефіцієнтів $k_1 \ldots k_2$ [20].

Таблиця 5.3 – Коефіцієнт впливу вологості

Вологість, %	*Температура, °С*	k_3
60-70	20-40	1,0
90-98	20-25	2,0
90-98	30-40	2,5

Таблиця 5.4 – Коефіцієнти впливу механічних дій

Умови експлуатації	Вібрація k_1	Ударні навантаження k_2	Сумарна дія $k_\Sigma = k_1 k_2$
Лабораторні	1,0	1,0	1,0
Стаціонарні (польові)	1,04	1,03	1,07
Корабельні	1,3	1,05	1,37
Автомобільні	1,35	1,08	1,46
Залізничні	1,4	1,1	1,54
Авіаційні	1,46	1,13	1,65

Таблиця 5.5 – Коефіцієнт впливу атмосферного тиску

Тиск, кПа	k_4
12-24	1,3
24-32	1,25
32-42	1,2
42-50	1,16
50-65	1,14
65-80	1,1
80-100	1,0

Всі складові для розрахунку надійності представимо у таблиці 5.6.

Таблиця 5.6– Інтенсивність відмов елементів приладу

Елементи схеми	$\lambda_{0i} \cdot 10^{-6}$, год$^{-1}$	Кількість Ni	Ni $\lambda_{0i} \cdot 10^{-6}$, год$^{-1}$
Діоди	0,1	4	0,4
Конденсатори керамічні	0,02	13	0,26
Мікросхеми	0,13	8	1,04
Резистори постійні	0,005	17	0,065
Перемикачі	0,5	3	1,5
Розєми	0,05	4	0,2
Плата	0,7	1	0,7
Пайка	0,0001	148	0,0148
Провід	0,12		0,12
Всього			**4,3**

Прилад має медичне призначення та буде використовуватися в стаціонарних умовах експлуатації. Вибираємо коефіцієнти впливу:

k1 = 1,04,

k2 = 1,03,

k3 = 1, k4 = 1,1,

k5 = 5.

Загальний коефіцієнт впливу K=5,9.

Розрахуємо середнє напрацювання на відмову, використавши експоненційний закон розподілу випадкової величини напрацювання.

$$T = \frac{1}{K\Lambda} = \frac{1}{4{,}3\cdot 10^{-6}\cdot 5{,}9} = 39417 \text{ години.}$$

Імовірність безвідмовної роботи розробленого приладу напротязі напрацювання розрахуємо за формулою :

$$P(T_p) = \exp(-\sum_i \lambda_i T_p) = \exp(-\Lambda K T_p).$$

Напрацювання приймемо рівним річному фонду часу роботи пристрою (8-годинний робочий день, 24-денний робочий місяць) T_p = 2304 год.

Тоді імовірність безвідмовної роботи складе

$$P(Tp) = \exp(-4{,}3\cdot 10^{-6}\cdot 2304\cdot 5{,}9)=0{,}95.$$

при умові безперервної роботи протягом даного напрацювання.

ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ

Спірометрія є основним методом дослідження функції зовнішнього дихання. В роботі проведено огляд основних принципів і методів проведення спірометрії, визначено перелік досліджуваних діагностичних показників, які можна виміряти та розрахувати за допомогою цього методу діагностики. Проведено порівняльний аналіз сучасних спірометрів та у відповідності до діючих стандартів сформовані медико-технічні вимоги до розробляємого приладу. Запропоновано структуру приладу вимірювання параметрів дихання, проведено розрахунок та розробку схеми електричної принципової. Також проведено розрахунок конструкції приладу, розведено друковану плату в програмному середовищі DipTrace, пораховані показники надійності.

Загалом розроблений прилад забезпечує вимірювання дихального об'єму, концентрації кисню та вуглекислого газу у вдихаємому та видихаємому повітрі. Має два режими вимірювання – на вдиху та на видиху. Метод вимірювання дихального об'єму базується на вимірюванні перепаду тиску на виході первинного вимірювального перетворювача. Вимірювання концентрації кисню та вуглекислого газу базується на оптичному методі вимірювання. При розробці використано сучасну елементну базу, що дозволило зменшити масо-габаритні показники та збільшити надійність приладу. Прилад забезпечує передачу виміряних параметрів за допомогою бездротових технологій на планшет, ноутбук або смартфон, де програмно відбувається подальший обрахунок низки діагностичних показників, які можна розрахувати теоретично за допомогою вимірних параметрів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Н.С.Слепченко. Функція зовнішнього дихання людини. Вінницький національний медичний університет ім.. М.І. Пирогова – Харків, 1997.

2. Інструментальні методи функціональної діагностики захворювань органів дихання : навч. посіб. / В. Д. Сиволап, Я. В. Земляний. – Запоріжжя, 2017. – 120 с.

3. Методи дослідження функції зовнішнього дихання. – Режим доступу до ресурсу: https://studfiles.net/preview/5294581/page:2/

4. Інструментальні методи дослідження функції зовнішнього дихання при захворюваннях бронхо-легеневої системи: (Методичні рекомендації) /Ю. М. Мостовий, Т. В. Константинович-Чічірельо, О. М. Колошко, Л. В. Распутіна; Вінниц. держ. мед. ун-т ім. М. І. Пирогова. Каф. пропедевтики внутр. хвороб. – Вінниця, 2000. – 36 с.

5. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Навчальний посібник / О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – 400 с.

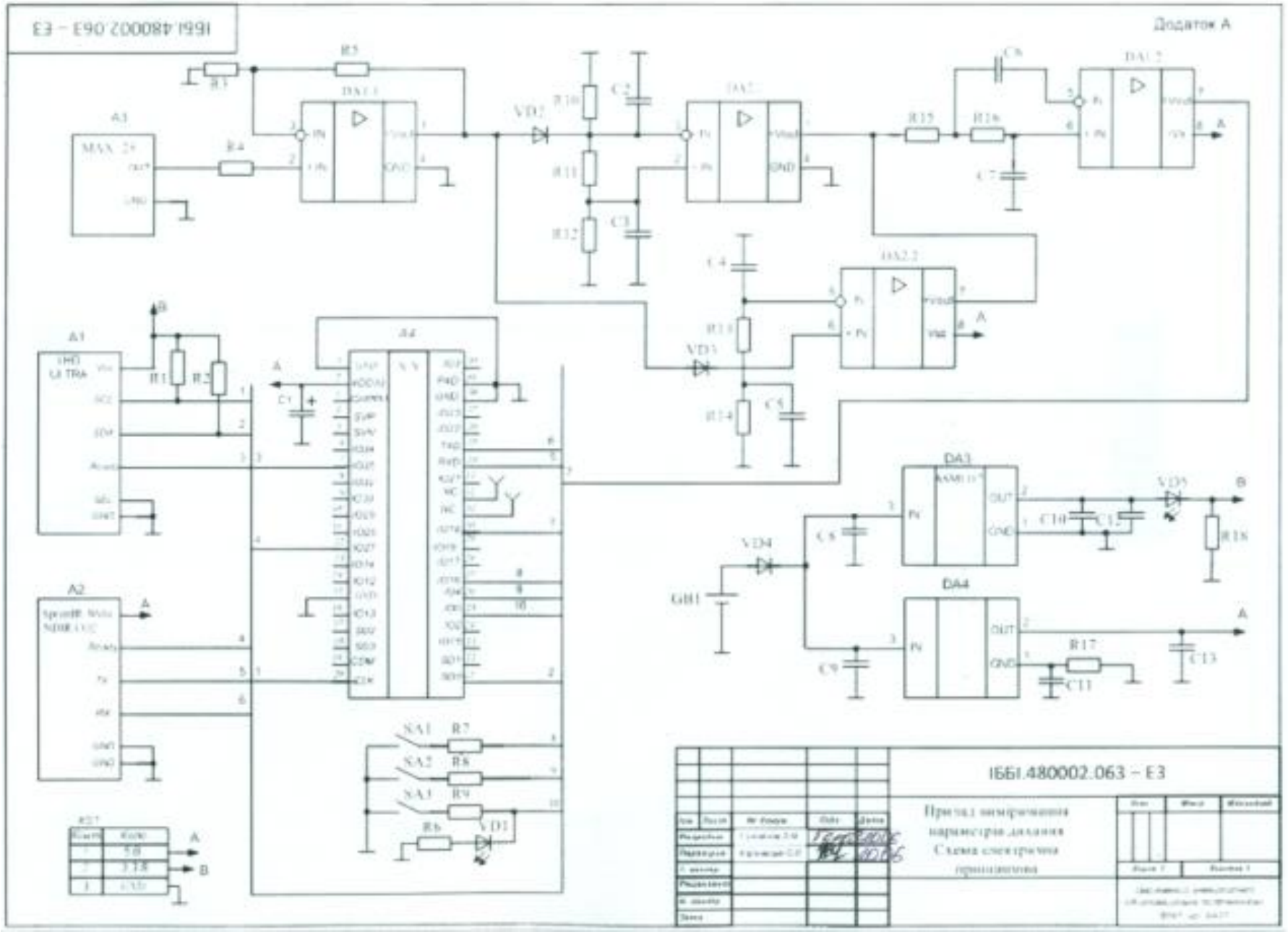
6. Марушко Ю.В. Спірометрія / Ю.В. Марушко, М.В. Борисюк / - Київ, «Педіатрія» № 4 (60) 2021 р.

7. Franz W. K. Handbook of Medical Device Design. // 2nd ed. – New York: Springer, 2012. – 400 p.

8. Маліков М.В., Сватьєв А.В., Богдановська Н.В. Функціональна діагностика у фізичному вихованні і спорті: Навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів – Запоріжжя: ЗДУ, 2006. – 227 с.

9. Cameron J. L. Respiratory Physiology and Lung Function Testing. // 1st ed. – New York: McGraw-Hill, 2020. – 450 p.

10 [Електронний ресурс] Режим доступу: https://www.first-sensor.com/cms/upload/datasheets/DS_Standard-LHD_ULTRA_E_11800_A.pdf
11. [Електронний ресурс] Режим доступу: https://mfimedical.com/products/maxtec-max-25-oxygen-sensor
12. [Електронний ресурс] Режим доступу: https://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Rohm%20PDFs/LM324,358,2902,2904.pdf
13. [Електронний ресурс] Режим доступу: https://all-audio.pro/c36/obsuzhdeniya/raschet-aktivnogo-filtra-na-ou.php
14. [Електронний ресурс] Режим доступу: https://docs.rs-online.com/af75/A700000007095414.pdf co2
15. [Електронний ресурс] Режим доступу: http://www.ams-semitech.com/attachments/File/AMS1117_20120314.pdf
16. [Електронний ресурс] Режим доступу: https://arduino.ua/prod4036-mini-indikator-yrovnya-zaryada-akkymylyatorov-li-ion-1s
17. Задерейко О.В., Панов Л.І., Циганов О.В. Конструювання і технологія радіоелектронної апаратури: Навч. посіб. - О.: Наука і техніка, 2007. - 122 с.
18. КОНСТРУЮВАННЯ ТА ТЕХНОЛОГІЯ ВИРОБНИЦТВА ТЕХНІКИ РЕЄСТРАЦІЇ ІНФОРМАЦІЇ: / Є. М. Травніков, В. С. Лазебний і ін. За загальною редакцією В. С. Лазебного – К.: «КАФЕДРА», 2015.
19. Надійність та діагностика технічних систем" /Укладачі А.Н.Залужний, Є.С.Купкін. – Ж: ЖІТІ, 1998. – 230 с.
20. О.Л.Коренівська, В.Б. Бенедицький. Теорія надійності, експлуатації та ремонту радіоелектронної та телекомунікаційної техніки. Навчальний посібник. – Житомир: Державний університет «Житомирська політехніка», 2020. – 180 с.


Додаток А
ІББІ.480002.063 – Е3
ІББІ.480002.063 – Е3
Прилад вимірювання параметрів дихання
Схема електрична принципова

Позначення	Найменування	Кількість	Примітка
	Діоди		
VD1	АЛ307А	1	
VD2, VD3, VD5	1N4001	3	
VD5	АЛ307А		
	Конденсатори		
C1	0603-100 пФ-50В ±5%	1	
C2	0603-1 мкФ-50В ±5%	1	
C3	0603-1,5 мкФ-50В ±5%	1	
C4	0603-0,22 пФ-50В ±5%	1	
C5	0603-1 мкФ-50В ±5%	1	
C6, C7	0603-100 пФ-50В ±5%	2	
C8	0603-10 мкФ-50В ±5%	1	
C9 - C12	0603-10 мкФ-50В ±5%	3	
C13	0603-100 мкФ-50В ±5%	1	
	Мікросхеми		
DA1, DA2	LM358DR	2	
DA3	AMS1117-3.3	1	
DA4	AMS1117-2,5	1	
	Модулі		
A1	LHD ULTRA	1	
A2	SprintIR-W NDIR CO2	1	
A3	MAX -25	1	
A4	ESP-32	1	

Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	ІББІ.480002.063 - ПЕ		
Розроб.		Голованов О.М			Прилад вимірювання параметрів дихання	Літ.	Арк. 79 / Аркушів 80
Перевір.		Коренівська О.Л					
Реценз.						Державний університет «Житомирська політехніка», ФІКТ, гр. БІ-21	
Н. Контр.					Перелік елементів		
Затверд.							

Резистори			
R1, R2	0603-0,125 Вт-4,7кОм ±5%	2	
R3, R4	0603-0,125 Вт-1 кОм ±5%	2	
R5	0603-0,125 Вт-200 Ом ±5%	1	
R6	0603-0,125 Вт-10 кОм ±5%	1	
R7- R9	0603-0,125 Вт-22 Ом ±5%	3	
R10	0603-0,125 Вт-10 кОм ±5%	1	
R11	0603-0,125 Вт-100 кОм ±5%	1	
R12	0603-0,125 Вт-10 кОм ±5%	1	
R13	0603-0,125 Вт-100 кОм ±5%	1	
R14	0603-0,125 Вт-10 кОм ±5%	1	
R15, R16	0603-0,125 Вт-110 кОм ±5%	2	
R17	0603-0,125 Вт-1 kОм ±5%	1	
R18	0603-0,125 Вт-220 Ом ±5%	1	
Перемикачі			
SA1- SA3	PSB 6x6	3	
	Роз’єми		
XS1- XS2	403-04TS	3	