

Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет
«Дніпровська політехніка»

Навчально-науковий
інститут електроенергетики
(інститут)

Факультет інформаційних технологій
(факультет)
Кафедра інформаційних технологій та комп'ютерної інженерії
(повна назва)

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА
кваліфікаційної роботи ступеня бакалавра

здобувача Лось Єлизавети Ігорівни
(ПІБ)
академічної групи 123-21-1
(шифр)
спеціальності 123 Комп'ютерна інженерія
(код і назва спеціальності)
за освітньо-професійною програмою Комп'ютерна інженерія
(офіційна назва)
на тему « Комп'ютерний комплекс відділення інтенсивної терапії з
детальним опрацюванням кіберфізичної системи апарату штучної
вентиляції легень »
(назва за наказом ректора)

Керівники	Прізвище, ініціали	Оцінка за шкалою		Підпис
		рейтинговою	інституційною	
кваліфікаційної роботи	проф. Олевський В.І.			
спеціального розділу	проф. Олевський В.І.			
Рецензент				
Нормоконтролер	проф. Цвіркун Л.І.			

Дніпро
2025

ЗАТВЕРДЖЕНО:
завідувач кафедри
інформаційних технологій
та комп'ютерної інженерії

Гнатушенко В.В.
(підпис) (прізвище, ініціали)

"__" _____ 2025 року

ЗАВДАННЯ
на кваліфікаційну роботу
ступеня бакалавр

здобувача Лось Є.І. академічної групи 123-21-1
(прізвище та ініціали) (шифр)

спеціальності 123 Комп'ютерна інженерія

за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерна інженерія»
(офіційна назва)

на тему « Комп'ютерний комплекс відділення інтенсивної терапії з
детальним опрацюванням кіберфізичної системи апарату штучної
вентиляції легень »

затверджену наказом ректора НТУ «Дніпровська політехніка» від 5.05.2025 336-с

Розділ	Зміст	Термін виконання
Стан питання і постановка завдання	На основі матеріалів виробничих практик, інших науково-технічних джерел показати актуальність завдання, сформулювати мету та задачі виконання кваліфікаційної роботи	10.02.2025
Розробка кіберфізичної системи апарату штучної вентиляції	Сформулювати найменування й призначення кіберфізичної системи, висунути технічні вимоги до неї. Виконати технічне проєктування апаратної частини кіберфізичної системи з необхідними інженерними розрахунками. Розробити принципову схему	30.04.2025
Розробка програмного забезпечення	Сформулювати вимоги до програмного забезпечення. Розробити програмне забезпечення для керування апаратом штучної вентиляції легень	31.05.2025

Завдання видано _____
(підпис керівника)

проф. Олевський В.І.
(прізвище, ініціали)

Дата видачі 25.02.2025

Дата подання до екзаменаційної комісії 16.06.2025

Прийнято до виконання _____

Лось Є.І.

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка: 65 с., 24 рис., 5 табл., 1 дод., 10 джерел.
СИСТЕМА, ЛЕГЕНІ, ШТУЧНА ВЕНТИЛЯЦІЯ, ARDUINO UNO

Об'єкт розробки: кіберфізична система штучної вентиляції.

Мета: створення кіберфізичної системи штучної вентиляції легень на базі Arduino.

Здійснено розробку кіберфізичної системи, що імітує систему штучної вентиляції легень задля забезпечення життєдіяльності пацієнтів з дихальною недостатністю.

Кіберфізична система є модернізованим та автоматизованим аналогом мішку Амбу та забезпечує виконання наступних функцій:

- забезпечення легень пацієнта повітрям за допомогою двигуна;
- вимірювання тиску повітря, яке подається в легені за допомогою датчику;
- відображення текстової інформації на моніторі;
- звукове та світлове супроводження сигналів;
- контролювання значень тиску та частоти за допомогою джойстика;
- перемикання режимів подачі повітря(дитячий/дорослий).

Розроблена система виконана відповідно до завдання на кваліфікаційну роботу бакалавра.

Кіберфізична система розроблена та перевірена за допомогою програми Arduino IDE, результати тестування наведені у пояснювальній записці та у додатках.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів.....	5
Вступ.....	6
1 Стан питання і постановка завдання	7
1.1 Актуальність задачі контролю штучної вентиляції легень.....	7
1.2 Характеристика, структура, особливості, умови роботи апарату ШВЛ	10
1.3 Огляд існуючих аналогів КФС, принципів побудови об'єкта проектування та відомих рішень у галузі.....	13
1.4 Обґрунтування вибраного напрямку вирішення задачі	15
1.5 Мета і задачі роботи.....	17
2 Розробка кіберфізичної системи.....	20
2.1 Технічні вимоги до КФС	20
2.1.1 Найменування і призначення об'єкту професійної діяльності	20
2.1.2 Вимоги до структури і функціонування системи	21
2.1.3 Показники призначення.....	23
2.2 Розробка апаратної частини.....	24
2.2.1 Розробка структурної схеми апарату ШВЛ.....	24
2.2.2 Аналіз вхідних і вихідних сигналів	27
2.2.3 Вибір і обґрунтування обладнання.....	31
2.2.4 Розробка принципової схеми	35
2.2.5 Розрахункове обґрунтування параметрів.....	42
3 Розробка програмного забезпечення системи.....	44
3.1 Призначення і сфера застосування програмного забезпечення...	44
3.2 Обґрунтування технічних характеристик програми	45
3.3 Опис розробленої програми.....	45
3.4 Вхідні й вихідні дані.....	54
Висновки	55
Перелік посилань.....	57
Додаток А. Текст програми апарату штучної вентиляції	58

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ШВЛ	–	штучна вентиляція легень;
I	–	англ. Inspiration, вдих;
E	–	англ. Expiration, видих;
PIP	–	англ. Peak Inspiratory Pressure, піковий інспіраторний тиск;
PEEP	–	англ. Positive End-Expiratory Pressure, позитивний кінцево-експіраторний тиск;
КФС	–	кіберфізична система;
Ателектаз	–	патологічний стан, при якому в легенях відбувається часткове або повне їхнє спадання, що призводить до порушення газообміну;
Альвеоли	–	дрібні повітряні мішечки в легенях, де відбувається газообмін між кров'ю і повітрям;
Колапс	–	форма гострої судинної недостатності, пов'язана з вираженим падінням тону судин і зменшенням об'єму циркулюючої крові;
мбар	–	мілібар;
ШІМ	–	широтно-імпульсна модуляція;
Мішок Амбу	–	ручний апарат для штучної вентиляції легень, що застосовується до пацієнтів з порушенням дихання;
Powerbank	–	портативний зарядний пристрій, зовнішній акумулятор, який використовується для заряджання різних електронних гаджетів;

ВСТУП

Дихання – це найперша життєво важлива функція людини. Інколи самостійне дихання стає утрудненим або неможливим через різні фактори. Саме в таких випадках і використовується апарат штучної вентиляції легень(ШВЛ).

Апарат ШВЛ – пристрій, який подає повітря або кисень в легені пацієнта для підтримання нормального газообміну організма. Він працює подібно до дихальних м'язів, створюючи потрібний тиск та ритм дихання, що забезпечує надходження кисню та виведення вуглекислого газу з організму навіть в стані непритомності людини.

Зазвичай, такі апарати використовують в машинах швидкої допомоги, реанімаційних відділеннях та операційних. Сучасні моделі мають багато режимів роботи для адаптації під різні вікові категорії, особливості будови легень та тяжкості захворювань пацієнтів. Найбільша потреба у великій кількості апаратів ШВЛ з'явилася ще під час поширення COVID-19. У сьогоднішні, в умовах воєнного стану та масового поширення різних респіраторних хвороб по всьому світу – важливо мати якомога більше мобільних та простих у використанні моделей апаратів ШВЛ. Розуміння принципу роботи, типів вентиляції та особливості використання апарату наразі є дуже актуальними знаннями, які використовують як польові медики, так і звичайні люди під час проведення реанімаційних дій. Від точності апарату ШВЛ повністю залежить життя та здоров'я людей.

Розроблений дихальний апарат призначений для проведення штучної або допоміжної вентиляції легень у дітей та дорослих пацієнтів в екстрених ситуаціях, у транспортних засобах (наземних і повітряних), а також в умовах медичних установ за наявності електроживлення напругою 12 В або 27 В постійного струму, або 220 В змінного струму з частотою 50 Гц. Апарат забезпечує механічну вентиляцію з пасивним вдихом та регульованим зворотним тиском при видиху.

1 СТАН ПИТАННЯ І ПОСТАНОВКА ЗАВДАННЯ

1.1 Актуальність задачі контролю штучної вентиляції легень

Дихання (або вентиляція) – це процес переміщення повітря в легені та з легень для забезпечення газообміну з внутрішнім середовищем, здебільшого з метою виведення вуглекислого газу та надходження кисню.

Вдих (I) та видих (E) залежать від різниці тиску між атмосферою та легенями. Один дихальний цикл складається з одного вдиху та одного видиху. Нормальна частота дихання (частота f) для дорослої людини в стані спокою в середньому становить від 12 до 20 вдихів на хвилину.

У програмній реалізації роботи апарату ШВЛ кожний цикл вентиляції складатиметься з чотирьох основних етапів, які відповідають фазам вдиху (I), плато (пасивна фаза), видиху (E) та підтримки позитивного тиску (PEEP).

Після подавання живлення на мікроконтролер буде відбуватися виклик початкового блоку налаштувань, у якому встановлюються режими роботи всіх входів-виходів (пінів для датчика тиску, LCD, кнопок, зумера, керування двигуном). Зокрема, встановлюється нульовий відлік для контролю тривалості фази вдиху й видиху, та визначається фоновий тиск. Фоновий тиск позначає початкове (нульове) значення вихідної напруги датчика тиску, яке утворюється навіть за відсутності зовнішнього надлишкового тиску. Отримане середнє значення запам'ятовується як «нуль» – тобто умовний PEEP-фон. При кожному наступному вимірюванні ця величина віднімається від фактичного значення з сенсора, щоб отримувати коректні значення вимірювання.

На етапі фази вдиху виконуватиметься модуль розрахунку тривалості вдиху, який виходить із співвідношення часу вдиху до часу видиху (I:E) та обраної загальної тривалості дихального циклу. До завершення обчисленого інтервалу подачі повітря двигун працює на максимальній продуктивності – програмний блок керування ШІМ-сигналом подає двигуну 100%

потужності. Це забезпечує досягнення необхідного тиску у дихальній системі.

Під час активного вдиху паралельно виконуватиметься зчитування даних з датчика тиску та перевірка на перевищення безпечного граничного рівня. Для дорослого пацієнта граничне значення встановлене на позначці 40 мбар, для дитини – на 30 мбар. Якщо поточне значення тиску досягає або перевищує ці межі, викликається звуко-світлова індикація. Вибір цих порогів(40 мбар, 30 мбар) обґрунтовано клінічними рекомендаціями щодо запобігання баротравмі легень.

Після відключення двигуна програма припиняє активну подачу повітря, проте механічний клапан перекриває зворотний потік, підтримуючи в дихальних шляхах залишковий тиск. Ця пасивна фаза (плато) подовжує час утримання газу в альвеолах та запобігатиме їх колапсу.

Коли лічильник часу перевищуватиме розраховане значення для вдиху, у програмі виконуватиметься команда відключення двигуна та оновлення маркера початку видиху. Процес виглядатиме плавним і відбуватиметься без ривків у подачі повітря.

Упродовж наступного інтервалу, що відповідає тривалості видиху, двигун залишатиметься виключеним. Легені пацієнта пасивно повертатимуть видихуваний об'єм повітря через експіраторний канал, а програма продовжуватиме зчитувати сигнал датчика та оновлювати інформацію на дисплеї.

Механічний експіраторний клапан автоматично відкриватиметься, що обмежує знижувальний тиск на позначці приблизно 5 мбар (10% від пікового). Це рішення необхідне для того, щоб легені пацієнта не повністю спустошувалися після видиху, підтримуючи альвеоли відкритими та знижуючи ризик ателектазу.

Кожен цикл завершуватиметься викликом підсистеми формування даних для LCD-дисплея. На екрані послідовно буде виводитися поточний

тиск, встановлений межовий тиск, фактична частота дихання та обране співвідношення I:E.

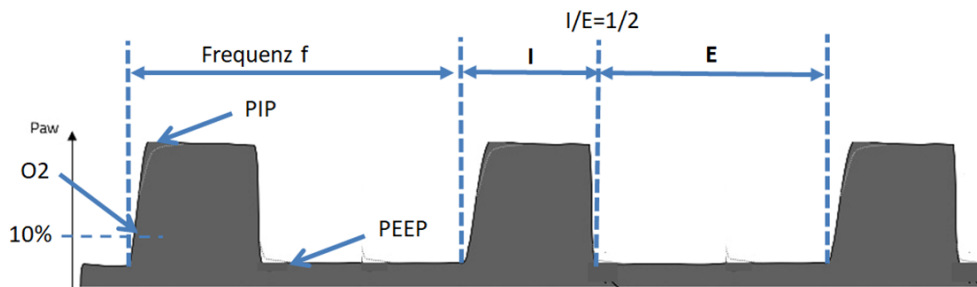


Рисунок 1.1 – Схема дихання людини

Тиск, який фактично відображається на вентиляторі, називається піковим інспіраторним тиском (PIP). PIP – це максимальний тиск, необхідний для подачі вдиху під час активного вдихання.

Позитивний кінцево-експіраторний тиск (PEEP) – це тиск, який залишається в дихальних шляхах наприкінці дихального циклу (в кінці видиху) і зазвичай перевищує атмосферний тиск у пацієнтів, які перебувають на механічній вентиляції.

Види дихання з використанням механічного вентилятора:

- кероване дихання – ці вдихи повністю «контролюються» апаратом вентиляції;
- асистоване дихання – на відміну від керованих, які подаються через певні інтервали часу, асистоване дихання подається, якщо пацієнт намагається самостійно вдихнути;
- підтримуване (спонтанне) дихання – такі вдихи ініціюються зусиллям пацієнта, але після цього апарат надає певну підтримку;

У сучасних умовах питання оперативного забезпечення пацієнтів життєво необхідною медичною допомогою набуває особливого значення. Серед критичних систем, що рятують життя, апарати штучної вентиляції легень (ШВЛ) посідають одне з провідних місць, особливо в періоди

епідеміологічних загроз, масштабних надзвичайних ситуацій та військових конфліктів. Саме в таких ситуаціях, коли наявні ресурси обмежені, а швидкість розгортання обладнання критично важлива, потреба в мобільних, автономних та економічно доступних ШВЛ зростає в рази.

В умовах бойових дій або польових шпиталів часто відсутня повноцінна централізована система забезпечення киснем, що вимагає від дихальних апаратів здатності працювати з атмосферним повітрям або з мінімальними джерелами подачі газу. Розробка таких пристроїв передбачає простоту конструкції, автономність живлення та високу надійність.

1.2 Характеристика, структура, особливості, умови роботи апарату ШВЛ

Апарат штучної вентиляції легень (ШВЛ) є технічним засобом, який допомагає або повністю замінює дихання у людей, що не можуть дихати самостійно або мають серйозні порушення дихальної функції. Завдання таких апаратів – подавати повітря або кисневу суміш до легень з певними параметрами: об'ємом, тиском, частотою та тривалістю вдиху і видиху. Такі пристрої забезпечуватимуть необхідну підтримку організму пацієнта у критичних станах, а також вони широко використовуються у відділеннях інтенсивної терапії та під час операцій.

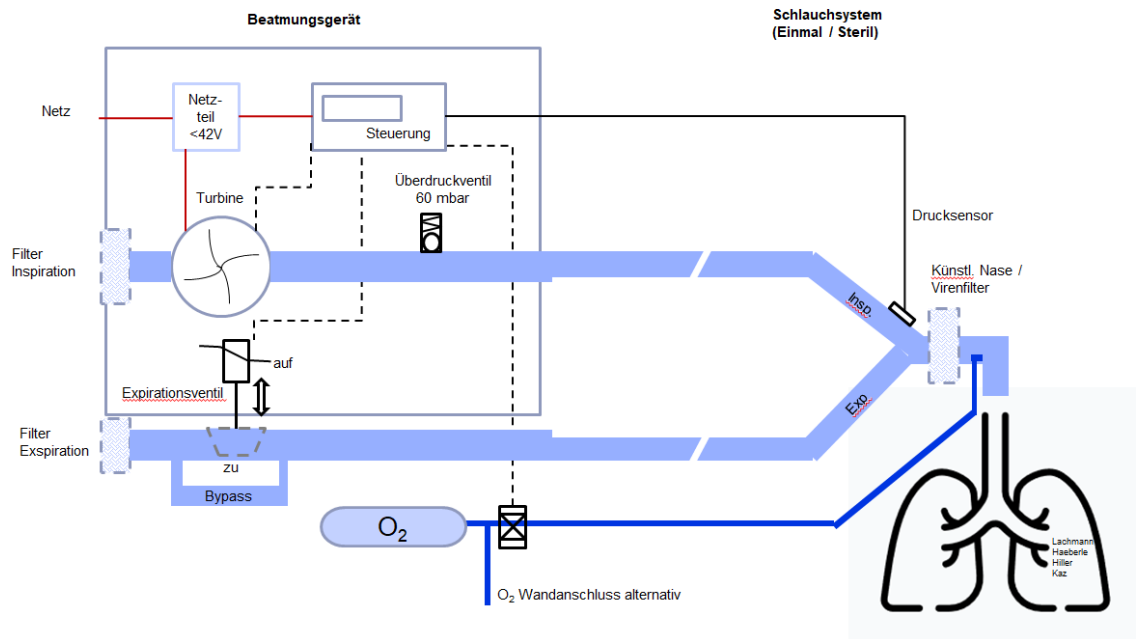


Рисунок 1.2 – Структурна схема роботи апарата ШВЛ

Ця схема (рисунок 1.2) ілюструє структурну схему роботи ШВЛ (Beatmungsgerät) із зазначенням основних компонентів, що забезпечують роботу системи штучної вентиляції легень. У центрі схеми розташовано турбіну, яка слугує джерелом потоку повітря, що подається до пацієнта. Потік проходить крізь фільтр інспірації та керується за допомогою блоку електронного управління (Steuerung), який також контролює клапан перевищення тиску (Überdruckventil).

У нижній частині контуру передбачено клапан експірації (Expirationsventil), який буде відкриватися під час видиху та дозволити виведення повітря з легень пацієнта через фільтр експірації. Крім того, в систему інтегровано обхідний канал (Bypass), а також можливість подачі додаткового кисню (O_2) через альтернативний вхід, що особливо актуально у клінічних умовах.

На виході потоку, перед попаданням у дихальні шляхи, встановлено датчик тиску (Drucksensor), що здійснює контроль над поточними значеннями інспіраційного тиску. Після цього повітря проходить через фільтр від вірусів (Virenfilter) та штучний носовий компонент (Künstl. Nase),

який виконує функцію зволоження і підігріву повітря перед подачею до пацієнта.

На кінці схеми умовно зображено легені пацієнта, що дозволяє візуально простежити увесь шлях руху повітря – від генерації потоку до його доставки в дихальні шляхи та подальшого видиху.

Апарат, який буде розроблено, належить до категорії пристроїв з примусовою подачею повітря, де фаза видиху відбувається пасивно. Управління здійснюватиметься за допомогою мікроконтролера Arduino UNO, який координує всі компоненти системи – від подачі повітря до відображення інформації на дисплеї та активації тривожних сигналів у разі небезпеки. Робота двигуна регулюватиметься автоматично відповідно до заданих параметрів (корегування значень джойстиком). Частота дихальних циклів може змінюватися від 10 до 40 разів на хвилину, тиск подачі повітря не перевищує 40 мбар, а співвідношення фаз вдиху і видиху становить 1:1. Частота 10-20 разів на хвилину є оптимальною для дорослої людини в спокої, а збільшення до 30-40 необхідне при гострих дихальних розладах або підвищених метаболічних навантаженнях. Максимальний тиск подачі 40 мбар обрано на підставі балансу між ефективністю розгортання легень і безпечністю для легеневої тканини (без надмірного навантаження на дрібні бронхи й альвеоли, що зменшує ризик баротравми). Для вентиляції дитячих пацієнтів у можна злегка знизити цей поріг (приблизно до 30 мбар), але 40 мбар залишає резерв безпеки при переході до дорослих режимів. Співвідношення фаз вдих/видих 1:1 (I:E = 1) забезпечує рівні тривалості вдиху та видиху, що є універсальним режимом для більшості клінічних випадків: він поєднує ефективно наповнення легень повітрям і достатню паузу для пасивного видиху.

Пристрій може працювати як від мережі змінного струму 220 В, так і від джерел постійного струму 12 або 27 В. 12 В – стандартна бортова напруга легкових і вантажних автомобілів, а також більшість портативних акумуляторних блоків і джерел безперебійного живлення. 27 В – часто

зустрічається в військовій та авіаційній техніці (військова бортова мережа), а також у деяких стаціонарних промислових акумуляторних системах для мобільних медичних пунктів.

Конструкція пристрою може включати керуючий мікроконтролер, двигун для подачі повітря, датчик тиску, модуль відображення інформації, кнопки для вибору режимів, джойстик для налаштувань, а також світлову та звукову сигналізацію. Усі ці компоненти будуть з'єднані в єдину систему, яка дозволить забезпечити ефективну вентиляцію із можливістю контролю та зміни параметрів через керування джойстиком.

Особливістю даного прототипу є те, що для побудови апарата можуть бути використані недорогі та доступні компоненти, які можна знайти у відкритому продажі. Завдяки цьому пристрій може бути використаний для навчання, досліджень або як тимчасовий резервний варіант у кризових ситуаціях, наприклад, під час масових захворювань або воєнних дій.

Пристрій може підтримувати роботу з різними типами масок – як назальними, так і повнолицевими. Назальні маски забезпечують комфорт під час нетривалої терапії, однак у випадках втрати свідомості чи критичних станів використовуються повнолицеві маски або ендотрахеальні трубки. Клапанна система апарата включатиме механізм пасивного видиху, що не потребує активного контролю з боку мікроконтролера.

1.3 Огляд існуючих аналогів КФС, принципів побудови об'єкта проектування та відомих рішень у галузі

У сучасному світі апарати штучної вентиляції легень займають ключове місце в інтенсивній терапії. Ці пристрої забезпечують дихальну підтримку пацієнтам з проблемами дихання. Найчастіше апарати ШВЛ використовуються в хірургічних відділеннях під час проведення операцій під загальним наркозом та у реанімаційних палатах задля забезпечення життєдіяльності пацієнтів. Основною функцією ШВЛ є подача повітря або кисню в легені пацієнта, підлаштовуючи об'єм, тиск та частоту в залежності

від клінічної ситуації.

Справжній прогрес у розробці нових рішень стався у період пандемії COVID-19. Через швидке поширення хвороби, світ зіткнувся з дефіцитом апаратів ШВЛ. Саме це і стало поштовхом до пошуку дешевих і простих рішень.

Американський університет МІТ розробив автоматизований аналог ручного мішку Амбу – E-Vent (Рисунок 1.2). E-Vent швидко почали використовувати як “екстрений” апарат ШВЛ. Основна його функція – забезпечити ефективну вентиляцію легень для пацієнтів у ситуаціях дефіциту медичного обладнання. Основним джерелом повітря є мішок Амбу, який автоматично стискається і наділяє легені пацієнта киснем, а мікроконтролер керує інтервалами дихання.

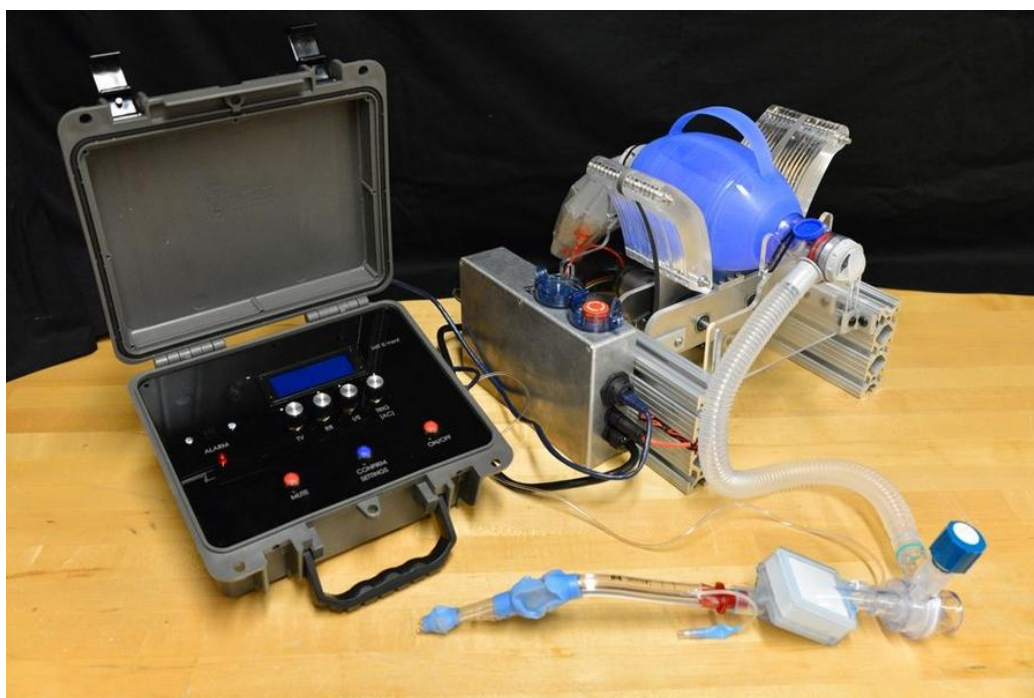


Рисунок 1.3 – МІТ E-Vent

Саме через пандемію, акцент у розробці подібних апаратів було зміщено на мобільність, автономність та низьку ціну виготовлення.

Розроблені апарати штучної вентиляції є простими та дешевими в виготовленні, бо використовують простий Arduino контролер. Також вони є

універсальними та можуть мати декілька режимів, наприклад – дитячий і дорослий, щоб наділяти легені пацієнта потрібним об'ємом суміші газу.

Дихальний об'єм безпосередньо залежить від розмірів грудної клітки та об'єму легень, які у дітей суттєво менші, ніж у дорослих. У немовлят і маленьких дітей маса тіла складає лише частину від середньої маси дорослого, тому об'єм повітря, що надходить під час одного вдиху, вимірюється в мілілітрах на кілограм — близько 7 мл/кг. Для дитячого пацієнта вагою 10 кг це становитиме приблизно 70 мл на вдих, тоді як у дорослого середня величина становить близько 500 мл.

Використання однакових параметрів у дітей і дорослих призвело б до значного перенаповнення дитячих легень, надлишкового розтягнення тонких стінок альвеол та ризику баротравми. Натомість зменшення дихального об'єму для дитини дозволяє забезпечити безпечну вентиляцію з адекватним газообміном, не перевантажуючи мікросудини та еластичну тканину легень. Крім того, у дітей еластичність грудної клітки та співвідношення площі газообміну до об'єму також відрізняються, що змушує обирати вищу частоту дихання при зниженому об'ємі вдиху

1.4 Обґрунтування вибраного напрямку вирішення задачі

Сучасні виклики у сфері охорони здоров'я, зокрема пандемії, військові конфлікти та надзвичайні ситуації, вимагають оперативного забезпечення медичних установ необхідним обладнанням, зокрема апаратами штучної вентиляції легень. Під час спалаху COVID-19 у 2020 році світова медична спільнота зіткнулася з критичним дефіцитом ШВЛ, особливо у країнах із недостатнім рівнем забезпечення або у польових умовах. Ця ситуація продемонструвала необхідність у створенні простих, доступних і гнучких у використанні вентиляційних пристроїв, які можна виготовити швидко і з мінімальною кількістю компонентів.

У зв'язку з цим для реалізації поставленої задачі було обрано напрямок побудови апарата ШВЛ на основі мікроконтролера Arduino UNO. Такий

вибір дозволяє створити компактний і доступний пристрій, який забезпечує базову вентиляційну підтримку з можливістю налаштування ключових параметрів – тиску, частоти дихання, співвідношення вдиху/видиху та перемикання між режимами «дитина»/«дорослий». Важливим аргументом на користь цього підходу є наявність широкої бази відкритих рішень і бібліотек, що значно пришвидшує розробку та адаптацію системи до конкретних умов використання.

Доцільність такого технічного вибору підтверджується низкою успішних міжнародних проєктів. Зокрема, розробка MIT E-Vent (США) представила пристрій, який автоматизує ручний мішок Амбу за допомогою сервоприводу та мікроконтролера. Інший приклад – британський проєкт OxVent, створений Університетом Оксфорда, який також базується на використанні відкритих схем та принципі контрольованої подачі повітря. У Канаді було реалізовано ініціативу OpenVentilator, де активно використовувалась платформа Arduino разом із недорогими датчиками та елементами управління. Всі ці проєкти були спрямовані на одне – розробку життєздатного, простого та ефективного рішення для екстреної вентиляційної підтримки в умовах нестачі обладнання.

Обраний напрям має низку переваг – доступність компонентів, можливість швидкого прототипування, а також відкрите програмне середовище, яке дозволяє легко вносити зміни у логіку роботи пристрою. Це особливо важливо в освітньому та науково-дослідному середовищі, де подібні рішення можуть бути використані як основа для подальших розробок або тестування алгоритмів адаптивної вентиляції.

Побудова апарата ШВЛ на базі Arduino є не лише практичним і функціональним, а й стратегічно обґрунтованим рішенням. Це підхід, що дозволяє вирішити актуальні задачі охорони здоров'я в умовах обмежених ресурсів, забезпечити життєво необхідну вентиляцію та водночас відкрити перспективу для розвитку доступної медичної техніки нового покоління.

1.5 Мета і задачі роботи

Метою цієї кваліфікаційної роботи є створення апарата штучної вентиляції легень, здатного забезпечувати контрольовану подачу повітря до легень пацієнта відповідно до встановлених параметрів. У центрі уваги – не просто розробка функціонального пристрою, а створення рішення, яке буде доступним, простим у використанні й придатним до швидкого виготовлення в умовах обмежених ресурсів. Такий апарат може бути особливо корисним у кризових ситуаціях – під час епідемій, у польових госпіталях або при нестачі промислових медичних систем.

Головна вимога до пристрою полягає в тому, щоб він міг точно та стабільно працювати в режимі штучного дихання: з визначеною частотою, тиском, а також співвідношенням тривалості вдиху до видиху. Водночас важливо, щоб він був максимально надійним, енергоощадним і зручним у налаштуванні навіть для користувачів без спеціальної технічної підготовки. Всі інші характеристики – такі як стабільність, безпека, інтуїтивність керування та можливість адаптації – безпосередньо залежать від успішної реалізації цієї мети.

Під час розробки ставилося кілька практичних задач:

- вибрати датчик тиску з діапазоном до 50 мбар і роздільною здатністю мінімум 0,1 мбар – це дозволить точно контролювати піковий інспіраційний тиск (PIP) до 40 мбар (дорослий режим) або 30 мбар (дитячий режим). Похибка $\pm 0,1$ мбар гарантує, що при досягненні граничного значення спрацює аварійна індикація до настання небезпечної баротравми;
- реалізувати програмне забезпечення на Arduino C++ з окремими функціями: ініціалізація значень, обчислення тривалості фаз, керування PWM-виходом, зчитування датчика, обробка вхідних сигналів, аварійна сигналізація та оновлення дисплея;
- впровадити алгоритм фаз дихання на базі таймера `millis()` – загальна тривалість циклу береться рівною 4000 мс (≈ 15 дихань/хв), що

відповідатиме середнім показникам дорослих у стані спокою. Співвідношення I:E = 1:1 буде обране як універсальний режим, за якого вдих і видих мають однакову тривалість й забезпечують достатню фазу експірації для повного видиху;

- налаштувати універсальне живлення – окрім живлення від 220 В AC та від мереж 12 В або 27 В DC, корисно передбачити автономне живлення від переносного акумулятора, наприклад використання Powerbank здатного видавати як 5V/3A для живлення логіки, так і 9V, 12V чи вище (до 20V) для приводу двигуна через відповідний DC–DC-конвертер;
- реалізувати моніторинг та контроль PIP – під час фази вдиху постійно має зчитуватися тиск і порівнюватися з заданим порогом. Якщо тиск ≥ 40 мбар, активується аварійна світлово-звукова сигналізація. Ці межі встановлені з урахуванням оптимального співвідношення ефективності дихання та безпеки легеневої тканини;
- спроектувати простий інтерфейс користувача: дві кнопки для вибору режиму («дорослий»/«дитячий») і аналоговий джойстик для плавного підстроювання тиску, частоти та I:E без додаткового ПЗ. Дисплей LCD1602 у 4-бітному режимі відображатиме поточні та граничні значення, що прискорює настройку й мінімізує помилки оператора.

Ще одне завдання – узгодити роботу всіх елементів пристрою: сенсорів, двигуна, контролера, дисплея та сигналізації. Уся система має працювати злагоджено, без затримок та збоїв, щоб забезпечити безпечні умови для пацієнта.

Важливо також, щоб пристрій був відкритим до змін і його можна було б легко вдосконалити, додати нові функції або пристосувати до інших умов роботи. Саме тому за основу буде обрано мікроконтролер Arduino UNO, який підтримує широкий спектр периферійних пристроїв і легко програмується.

Ця кваліфікаційна робота спрямована не лише на технічну реалізацію прототипу ШВЛ, а й на демонстрацію того, як із доступних компонентів можна створити пристрій, здатний вирішити реальну медичну задачу. Результатом має стати простий, надійний і гнучкий у застосуванні апарат, що може використовуватися в медичних установах, навчальних закладах або екстрених ситуаціях.

2 РОЗРОБКА КІБЕРФІЗИЧНОЇ СИСТЕМИ

2.1 Технічні вимоги до КФС

2.1.1 Найменування і призначення об'єкту професійної діяльності

У рамках цієї кваліфікаційної роботи об'єктом дослідження та реалізації буде КФС штучної вентиляції легень, призначена для автоматизованого управління процесом штучної вентиляції. Це поєднання апаратної та програмної частин, що працюватимуть як єдине ціле та будуть забезпечувати підтримку дихальної функції пацієнта у випадках її часткової або повної втрати. Пристрій призначений для автоматизованого забезпечення процесу вентиляції легень пацієнта у випадках, коли він самостійно не здатен дихати або потребує дихальної підтримки.

Призначення апарату штучної вентиляції легень полягає в тому, щоб підтримувати газообмін у пацієнта, виконуючи чітко задані фази дихального циклу. Пристрій подаватиме в легені пацієнта інспіраційний тиск, що не перевищує 40 мбар, з можливістю точного налаштування цього порога відповідно до дорослого або дитячого режиму. Частота подихів може регулюватися від 10 до 40 циклів за хвилину, причому тривалість вдиху та видиху завжди дорівнюють (співвідношення фаз I:E). Після закінчення фази вдиху мотор припинить подачу повітря, і видих відбуватиметься пасивно через експіраторний клапан, який відкривається, щойно тиск у дихальному контурі перевищує настроєний РЕЕР-рівень (5–8 мбар). Таким чином апарат послідовно ініціюватиме вдих на заданій потужності двигуна, утримуватиме пік тиску не вище встановленого, підтримуватиме невеликий залишковий тиск у легенях під час плато та забезпечуватиме контрольований пасивний видих.

Усе це необхідно, аби не допустити перенавантаження легень, порушення обміну газів або, навпаки, недостатньої вентиляції. Керуюча система виконуватиме роль «мозку» апарата: вона приймає сигнали від сенсорів, обробляє введені користувачем параметри, формує команди для

двигуна та інформує про стан пристрою.

У разі потреби керуюча система буде здатна зупинити подачу повітря та сповістити користувача про порушення через візуальні та звукові сигнали. Завдяки тому, що система базуватиметься на мікроконтролері Arduino, її можливо реалізувати з мінімальними витратами, а також швидко адаптувати під різні сценарії використання – як у навчальному середовищі, так і в екстрених умовах, де відсутні складні медичні апарати.

2.1.2 Вимоги до структури і функціонування системи

Кіберфізична система повинна мати логічно побудовану структуру, в якій фізичні компоненти та програмна частина чітко взаємодіють між собою.

Функціонування КФС апарату ШВЛ буде побудовано навколо керованого приводу – двигуна вентилятора – і полягатиме в реалізації повторюваного циклу «вдих–видих» з можливістю швидкого переходу між дитячим і дорослим режимами та редагування параметрів за допомогою джойстика.

Генерація повітряного потоку відбуватиметься через двигун, керований широтно-імпульсною модуляцією. У фазі вдиху контролер задає максимальну заповненість PWM, і двигун працюватиме з повною потужністю, нагнітаючи повітря в дихальний контур пацієнта. Паралельно датчик тиску постійно передаватиме показники контролеру: при досягненні 40 мбар спрацює функція аварійної сигналізації (бузер + світлодіод).

Циклічність фаз дихання: часова послідовність циклу буде задаватися або фіксованою тривалістю (наприклад, 4 с на увесь цикл = 15 циклів/хв), або обчислюватися з обраної користувачем частоти дихань (10–40 /хв). Співвідношення фаз вдих/видих встановлено за замовчуванням 1:1, але може коригуватися джойстиком. Після закінчення інспіраційної частини контролер припинить подачу PWM, і двигун вимкнеться.

Після відключення двигуна пасивний експіраторний клапан буде

відкриватися, дозволяючи легеням самостійно видихнути повітря. Клапан одночасно підтримує невеликий залишковий РЕЕР-тиск щоб альвеоли не спадалися наприкінці видиху.

Вибір режиму «Adult/Child»: дві окремі кнопки дозволятимуть обрати попередньо запрограмовані набори параметрів – граничний тиск, частоту циклів і співвідношення фаз. Переміщенням джойстика по осі X коригується піковий тиск у межах ± 10 мбар, по осі Y – частота подихів кроком 1 /хв або співвідношення I:E кроком 0,1. Підтвердження налаштувань відбуватиметься натисканням кнопки джойстика.

Індикація та контроль: дисплей відображатиме поточний тиск, встановлене граничне значення, частоту циклів і I:E. У разі перевищення безпечного тиску або несправності датчика буде звучати бузер і блимати LED.

Центральним елементом КФС є мікроконтролер, до якого підключені датчики, виконавчі пристрої, інтерфейс керування та елементи відображення інформації. Усі ці компоненти повинні працювати синхронно: мікроконтролер постійно зчитує сигнали з датчиків і елементів управління, обробляє отриману інформацію й видає команди виконавчим механізмам. Програмна частина, що працює в середовищі Arduino, повинна забезпечувати швидку реакцію системи на зміну параметрів, стабільну роботу дихального циклу, а також своєчасну активацію аварійних режимів. Водночас система повинна мати можливість легкої переналаштування без потреби втручання в код або складних технічних дій. Усе управління має здійснюватися за допомогою інтуїтивно зрозумілого інтерфейсу, який базується на кнопках і джойстику. Важливо також, щоб ця КФС залишалась гнучкою, тобто відкритою до подальшого вдосконалення або доповнення новими функціями – наприклад, підключенням зовнішнього моніторингу, Wi-Fi-модуля, або розширенням інтерфейсу користувача.

2.1.3 Показники призначення

Щоб апарат ШВЛ виконував свою основну функцію (забезпечення безпечного та стабільного дихання пацієнта), кіберфізична система повинна відповідати ключовим вимогам:

- частота дихальних циклів: мінімум 10 циклів/хв, максимум 40 циклів/хв; оператор має обрати початкове значення кнопками «Adult»/«Child» (дорослий ~15 циклів/хв, дитячий ~25 циклів/хв), але може змінити кроком 1 /хв джойстиком;
- піковий інспіраційний тиск (PIP): максимальне значення до 40 мбар, точність вимірювання $\pm 0,1$ мбар, задані значення оновлюються на LCD дисплеї;
- співвідношення фаз «вдих:видих» (I:E): за замовчуванням 1:1 (фаза вдиху і видиху однакової тривалості), але оператор може коригувати значення в межах 1 : 1...1 : 4 за допомогою джойстика, крок зміни 0,1;
- інтерфейс керування: дві кнопки для вибору режимів (Adult/Child), джойстик із двома осями (вісь X – корекція PIP у межах ± 10 мбар, вісь Y – корекція частоти дихання або I:E), кнопка джойстика – підтвердження зміни параметра, всі налаштування одразу відображаються на LCD1602;
- аварійна сигналізація: при перевищенні PIP спрацьовує бузер і миготить LED.

Необхідно забезпечити частоту дихальних циклів на рівні 40 подихів за хвилину, у яких фази вдиху й видиху чергуються з рівними інтервалами (співвідношення I:E). Після завершення циклу вдиху апарат відключатиме подачу повітря й створюватиме паузу видиху тієї ж тривалості, після чого автоматично починає наступний вдих. Така схема гарантує стабільні 40 циклів за хвилину з чітким поділом часу на вдих і видих без перерозподілу фаз.

Ще одним важливим показником є контроль тиску. Максимальний

тиск, який створюється в контурі, не має перевищувати 40 мбар, щоб уникнути баротравми.

Окрім частоти й тиску, важливим показником є співвідношення фаз вдиху до видиху, яке може бути змінене в межах від 1:1 до 1:4. Це дає змогу налаштувати вентиляцію згідно з фізіологічними особливостями пацієнта, а також контролювати, наскільки глибоким і тривалим буде кожен вдих.

2.2 Розробка апаратної частини

2.2.1 Розробка структурної схеми апарату ШВЛ

У процесі створення апарату штучної вентиляції легень було розроблено структурну схему. Основне завдання цієї схеми забезпечити координацію роботи всіх компонентів та надавати користувачу можливість керувати параметрами вентиляції.

Центром усієї системи виступає контролер Arduino UNO, який відповідає за зчитування показників з сенсорів, керування вентиляцією та також інформування через екран і світлові та звукові сигнали. В основі логіки роботи лежить дихальний цикл, який включає фазу вдиху (подача повітря) та фазу пасивного видиху (двигун вимикається).

Програма контролює час, керує двигуном через ШІМ (широтно-імпульсну модуляцію), і слідкує, щоб заданий тиск не був перевищений. Якщо тиск перевищує допустиме значення, система негайно зупиняє двигун і подає сигнал про помилку.

Користувач має змогу швидко змінити параметри роботи – наприклад, збільшити частоту до 30 вдихів на хвилину або зменшити тиск до безпечного рівня.

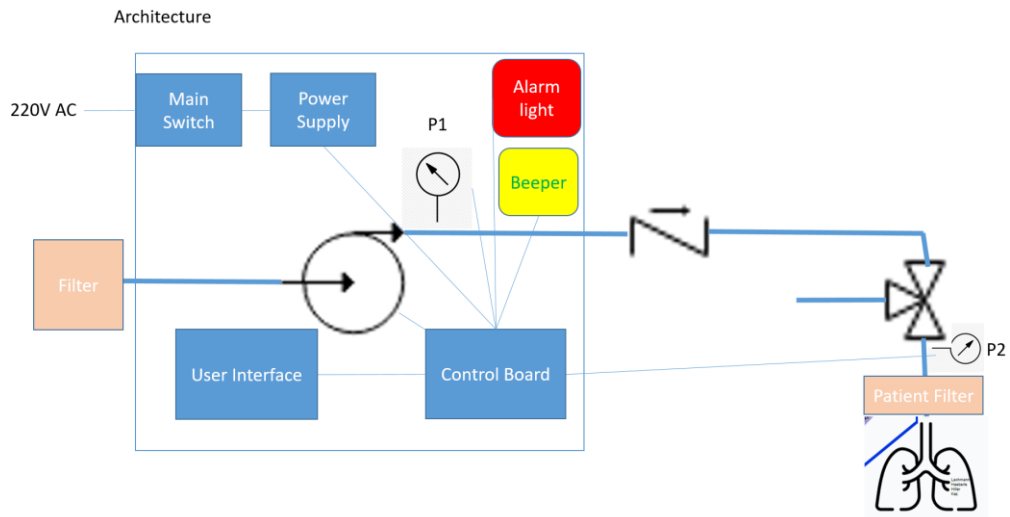


Рисунок 2.1 – Структурна схема апарату штучної вентиляції

Структурна схема апарату ШВЛ побудована таким чином, щоб забезпечити безперервне вимірювання ключових параметрів дихання, своєчасну зміну фаз вдиху та видиху, а також реагування на аварійні ситуації. Найважливішим елементом є датчик тиску, вбудований у дихальний контур. З його допомогою здійснюється вимірювання поточного тиску у мілібарах: інформація з датчика передається через інтерфейс NH710В на мікроконтролер. Після аналого-цифрового перетворення значення тиску використовується для прийняття рішення про перехід у фазу видиху, а також для оцінки, чи не перевищено максимально допустимий поріг.

Користувацькі налаштування режиму вентиляції (дорослий/дитячий) фіксуються за допомогою двох кнопок. Значення цих перемикачів впливають на вибір початкових граничних параметрів: допустимого пікового тиску, частоти дихання та співвідношення вдиху до видиху. Для тонкої корекції обраних режимів служить аналоговий джойстик, координати якого зчитуються з входів А3 і А2. Співвідношення компонентів джойстика переводиться у зміну поточних граничних значень: наприклад, рух вгору-знизу регулює тиск, ліворуч-праворуч – частоту дихання або І:Е, залежно від попереднього вибору кнопок.

На основі зібраної інформації логічний модуль у програмному забезпеченні обчислює параметр часу фази вдиху. Цей час визначається множенням фіксованого інтервалу 4000 мс на співвідношення І:Е. Як тільки лічильник часу фіксує, що пройшло достатньо мілісекунд, активується функція, яка припиняє роботу мотора. До цього моменту на двигун подається ШІМ-сигнал із максимальною заповненою частотою, що забезпечує стабільний вдих.

У фазі видиху двигун вимикається, а надлишковий повітряний тиск пасивно відводиться через експіраційний клапан. Контроль за фазою видиху здійснюється аналогічним таймером: коли `millis_now - prevMillisInEx` перевищує загальний інтервал 4000 мс, лічильник скидається, і цикл повторюється заново.

Взаємодія з користувачем забезпечується індикацією на LCD1602, де у верхньому рядку відображається поточний тиск у мілібарах, а поруч – максимально допустимий тиск. У нижньому рядку виводяться поточна та максимально задана частота дихання (у диханнях за хвилину), а також фактичне та граничне співвідношення фаз І:Е. Для відображення кожного параметра використовується формат із одним десятковим знаком, що дозволяє бачити навіть невеликі зміни в налаштуваннях.

Аварійний моніторинг організовано через перевірку результатів функції: якщо отримане значення тиску дорівнює або перевищує максимальне (40 мбар), викликається функція аварійної сигналізації. Ця процедура включає звукову й світлову сигналізацію: зумер бібить та LED миготить із періодом 1с увімкнено/1с вимкнено. Під час аварійного стану виконання основного циклу зупиняється, поки тиск не знизиться або не буде натиснуто кнопку зупинки.

2.2.2 Аналіз вхідних і вихідних сигналів

Вхідні сигнали повідомляють пристрою, що саме відбувається – які параметри обрані, який тиск у системі, які режими увімкнені. Вихідні сигнали керують роботою виконавчих механізмів, інформують користувача та забезпечують безпеку пацієнта.

Центром процесу є контролер Arduino UNO, який виступає як «мозок» системи. Саме він приймає дані з сенсорів і кнопок, аналізує їх та генерує команди.

До вхідних сигналів належать ті, які надходять від користувача або сенсорів. Найважливішим серед них є аналоговий сигнал з датчика тиску, що дозволяє контролювати тиск повітря. Якщо тиск перевищує безпечне значення – система реагує миттєво.

Також вхідними є сигнали з джойстика, за його допомогою користувач може зручно змінювати налаштування: збільшити або зменшити тиск, частоту дихання чи змінити співвідношення вдиху до видиху. Натискання на сам джойстик фіксує вибір параметра.

Окрему роль відіграють цифрові сигнали з кнопок управління. Одна кнопка перемикає режим між «Дорослий» і «Дитина», інша вмикає чи вимикає пристрій.

Серед вихідних сигналів – керування двигуном, яке реалізується через широтно-імпульсну модуляцію, що дозволяє плавно змінювати силу подачі повітря залежно від обраного режиму. Під час вдиху двигун працює на повну потужність, а в період видиху вимикається.

Ще важливим є виведення інформації на LCD-дисплей. Користувач у реальному часі бачить поточні значення тиску та частоти. Система сигналізації у разі перевищення порогових значень подає звуковий та світловий сигнал.

Пристрій постійно зчитує дані з сенсорів і кнопок, обробляє їх у режимі реального часу і реагує: змінює потужність двигуна, оновлює показники на дисплеї або запускає сигнал тривоги.

У контексті апарата штучної вентиляції легень кожен вхідний або вихідний сигнал виконує конкретну технічну задачу – від зчитування натискання кнопки до керування двигуном або виведення інформації на екран. Саме через ці сигнали мікроконтролер взаємодіє з фізичними компонентами пристрою. Таблиці нижче (таблиця 2.1, таблиця 2.2) систематизує всі використовувані сигнали, зазначаючи їх призначення, напрямок передачі, джерело або отримувача, технічні параметри та частоту оновлення.

Таблиця 2.1 – Збіркова таблиця входів та виходів

№	Обладнання	Опис входу чи виходу	Кількість
		Дискретні входи	
1.	Кнопка джойстика	Підтвердження налаштування	1
2.	Датчик тиску	Вимірювання PIP/PEEP	2
РАЗОМ			3
		Аналогові входи	
3.	Джойстик	Регулювання тиску та частоти/І:Е	2
4.	Кнопка “Adult”	Вибір режиму “дорослий”	1
5.	Кнопка “Child”	Вибір режиму “дитячий”	1
РАЗОМ			4
		Цифрові виходи	
6.	LED аварії	Індикація аварійного стану	1
7.	Бузер	Звукове сповіщення	1
8.	Двигун вентилятора	PWM-сигнал для керування швидкістю	1
9.	LCD-дисплей	Цифровий інтерфейс	6
РАЗОМ			9

Таблиця 2.2 – Класифікація вхідних і вихідних сигналів системи апарата ШВЛ

№	Найменування інформації (сигнал, дані)	Напрямок (Вх./Вих.)	Функція	Тип сигналу (цифровий/аналоговий)	Джерело / Отримувач	Форма подання зовнішня (розрядність, точність)	Форма подання внутрішня	Період вв./вив., сек.
1.	Стан кнопки «Adult»	Вх.	Перемикання режиму «дорослий»	Цифровий	Кнопка (btnPinAdult)	5 В	1 біт	0,1
2.	Стан кнопки «Child»	Вх.	Перемикання режиму «дитина»	Цифровий	Кнопка (btnPinChild)	5 В	1 біт	0,1
3.	Положення джойстика (X, Y-координати)	Вх.	Зміна налаштувань (тиск, freq, I:E)	Аналоговий	Joystick	0...5 В	10 біт	0,05
4.	Кнопка джойстика	Вх.	Підтвердження налаштування	Цифровий	Joystick	0...5 В	10 біт	0,05
5.	Сигнал з датчика тиску	Вх.	Вимірювання тиску	Аналоговий	Датчик тиску	0...5 В	10 біт (або 16 біт)	0,05
6.	Сигнал PWM для керування двигуном	Вих.	Активация / регулювання двигуна	Цифровий (ШИМ)	Драйвер двигуна	0...5 В	8 біт	0,02
7.	Ініціація звукової сигналізації	Вих.	Аварійне сповіщення	Цифровий	Buzzer	5 В	1 біт	запуск за потреби
8.	Ініціація світлодіоду (LED)	Вих.	Аварійне сповіщення	Цифровий	LED	5 В	1 біт	запуск за потреби
9.	Дані для LCD (рядки та символи)	Вих.	Відображення тиску, частоти, I:E	Цифровий	LCD1602	8-бітні дані + керуючі сигнали (RS, E)	8 біт (символьний)	0,1
10.	Внутрішній лічильник часу (millis ())	Вх.	Таймінг дихального циклу	Цифровий	Вбудований таймер	32-розрядне значення (ms)	32 біт	постійно

2.2.3 Вибір і обґрунтування обладнання

Під час розробки апарата штучної вентиляції легень одним із ключових етапів став вибір обладнання. Система мала бути простою в реалізації, надійною, безпечною та при цьому достатньо функціональною. Для досягнення цієї мети було вирішено використати компоненти з навчального набору Arduino Starter Kit, які добре себе зарекомендували в освітніх і прототипних проєктах.

Центральним елементом конструкції є контролер Arduino UNO R3. Саме він відповідає за основну логіку роботи пристрою: отримує сигнали з датчиків, керує подачею повітря, обробляє команди з інтерфейсу користувача, формує сигнали тривоги тощо. Arduino UNO було обрано, бо він має мінімум 1 аналоговий вхід, щоб приєднати датчик тиску, є цифрові сигнали з можливістю керувати навантаженням через ШІМ (рисунок 2.3) та вбудований 10-бітний АЦП.

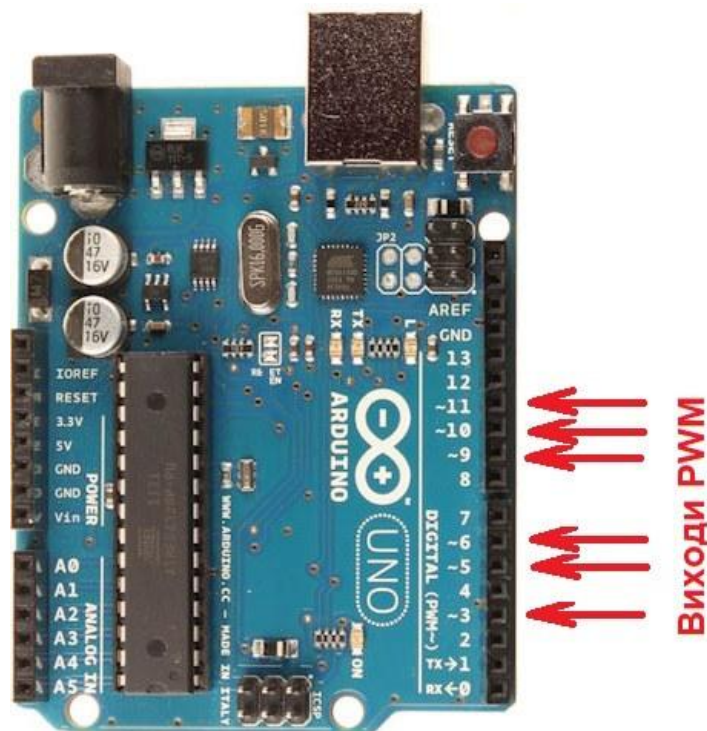


Рисунок 2.2 – ШІМ порти

Для подачі повітря використовується двигун, швидкість обертання якого контролюється через ШІМ-сигнал. Це дозволяє точно задавати фазу

вдиху та, при потребі, коригувати її тривалість. У разі перевищення критичного тиску система автоматично зупиняє двигун, щоб запобігти небезпечним ситуаціям.



Рисунок 2.3 – Двигун

Контроль за рівнем тиску виконує датчик тиску, підключений до аналогового входу Arduino. Значення, отримані з сенсора, обробляються програмно й конвертуються з одиниць psi у мілібари. Це дозволяє в режимі реального часу оцінювати піковий тиск (PIP) у дихальному контурі й приймати рішення про зупинку вентиляції або подачу сигналу тривоги.

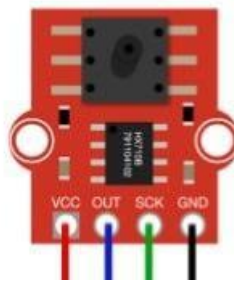


Рисунок 2.4 – Датчик тиску

Візуальний контроль за параметрами роботи здійснюється через LCD-дисплей, на якому виводяться основні дані. Екран постійно оновлюється під час роботи пристрою, і його можна легко зчитувати навіть у складних умовах.



Рисунок 2.5 – LCD дисплей

Для зміни налаштувань вентиляції у пристрої реалізовано простий, але зручний механізм – аналоговий джойстик. Його рух дозволяє змінювати значення обраного параметра, а натискання – перемикати між параметрами.



Рисунок 2.6 – Джойстик

Окремо реалізована система сигналізації. Вона включає активний буюер, який подає звуковий сигнал у разі небезпеки, та світлодіод, що дублює цей сигнал візуально. Це забезпечує миттєве повідомлення про порушення нормальних умов роботи навіть без постійного візуального контролю над дисплеєм.



Рисунок 2.7 – Буюер



Рисунок 2.8 – Світлодіод

У пристрої також передбачено кнопки, які виконують базові функції: вмикання/вимикання пристрою та вибір режиму роботи (дитина/дорослий). Це дозволяє змінювати режим без переривання вентиляції або складного налаштування.

Усі елементи системи з'єднані між собою за допомогою макетної плати, дротів, а також стандартних резисторів та елементів живлення. Це спрощує складання пристрою й дозволяє швидко змінювати конфігурацію або усувати помилки.

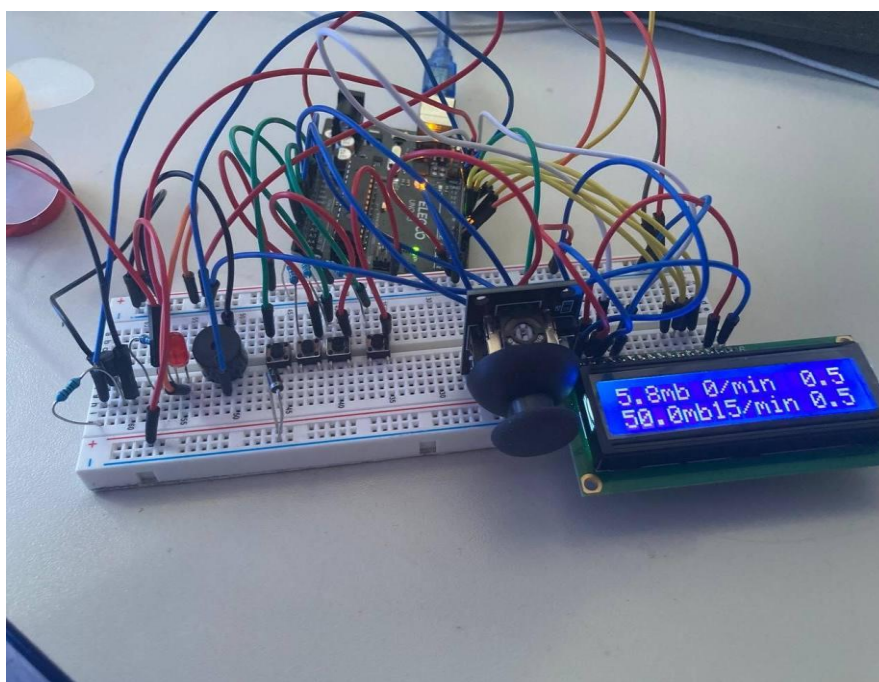


Рисунок 2.9 – Прототип системи апарату ШВЛ

2.2.4 Розробка принципової схеми

Проектування принципової схеми КФС є одним із найважливіших етапів при створенні апарата штучної вентиляції легень. Така схема дозволяє не лише візуалізувати логіку взаємодії окремих модулів, а й забезпечує зрозумілу й надійну основу для монтажу, тестування та подальшого вдосконалення пристрою.

Центральним елементом усієї системи виступає Arduino UNO R3 – мікроконтролер, який координує роботу всіх підключених до нього елементів. Через нього проходять як вхідні сигнали з кнопок, джойстика та датчика тиску, так і вихідні – до двигуна, сигналізації та дисплея. Arduino можна вважати мозковим центром системи, адже саме він приймає рішення відповідно до закладеного алгоритму.

Один із перших блоків у структурі системи – це панель управління, що складається з чотирьох кнопок. Кожна з них виконує окрему функцію: вмикає або вимикає апарат, перемикає режим між “дитина” та “дорослий”, а також дозволяє вручну активувати сигнал тривоги. Кнопки підключаються до цифрових входів Arduino, і мікроконтролер постійно зчитує їхній стан. Таке рішення забезпечує простоту управління навіть для користувача без технічної підготовки.

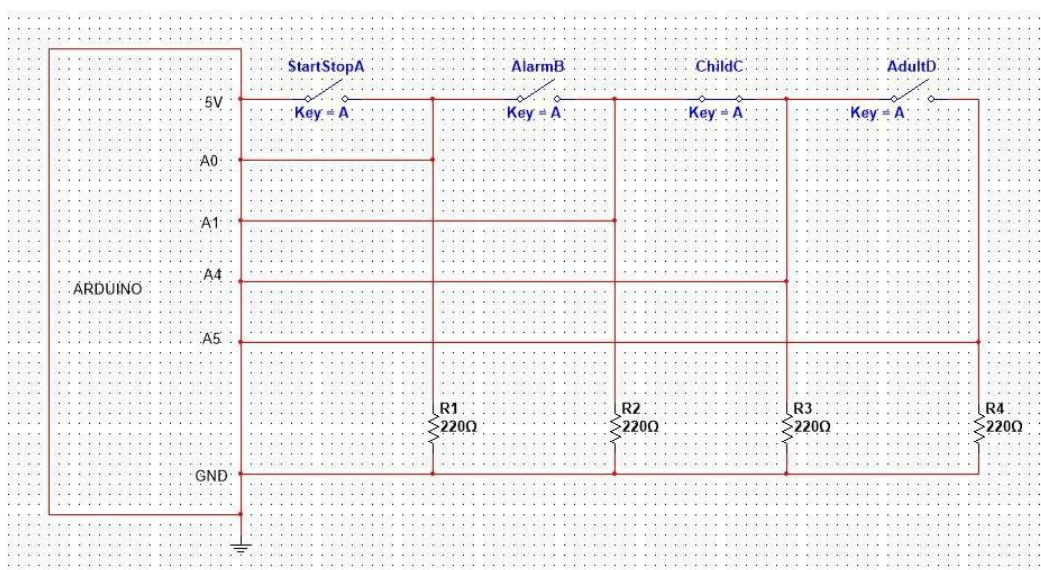


Рисунок 2.10 – Підключення кнопок

Для зручності відображення параметрів у реальному часі використовується LCD-дисплей 1602, що дозволяє бачити на екрані поточні значення тиску, частоту дихання та співвідношення вдих/видих (I:E). Дисплей працює у зв'язці з Arduino за допомогою цифрових пінів і оновлює інформацію після кожного циклу роботи пристрою. Це важливо не лише для моніторингу, а й для ручного налаштування параметрів.

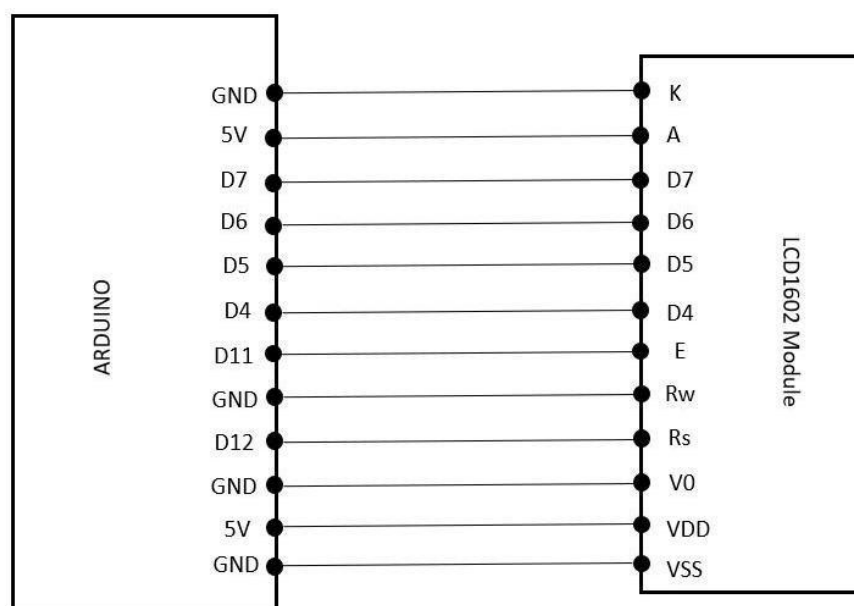


Рисунок 2.11 – Підключення дисплея

Окрім візуального контролю, пристрій також має сигналізаційну систему, яка складається з активного бузера та світлодіодного індикатора (LED). Ці компоненти спрацьовують у разі перевищення допустимого тиску або при виникненні помилки. Звуковий сигнал дозволяє миттєво привернути увагу персоналу, а блимаючий світлодіод виконує роль дублюючого сповіщення, що корисно в умовах підвищеного шуму.

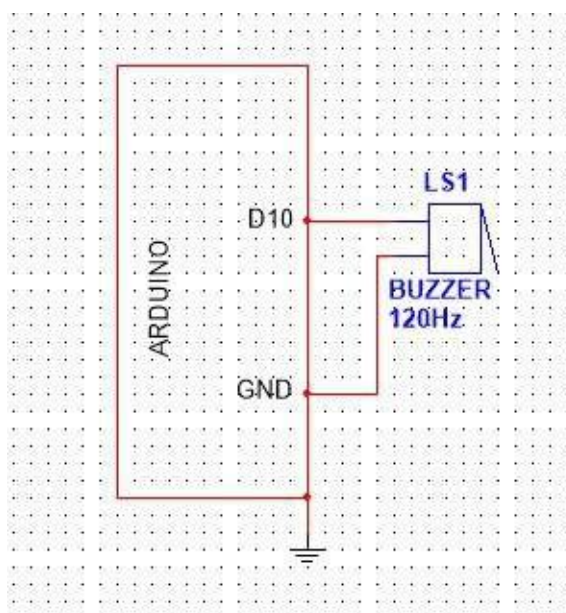


Рисунок 2.12 – Підключення бузера

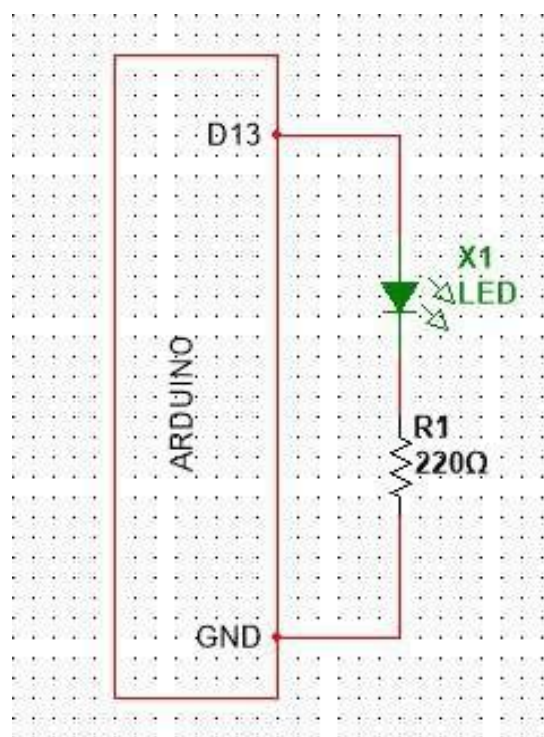


Рисунок 2.13 – Підключення LED світлодіода

Невід’ємним елементом у структурі системи є датчик тиску, що вимірює значення тиску у дихальному контурі й передає їх на Arduino. Значення зчитуються з високою точністю, а потім перетворюються в одиниці мілібар. Якщо тиск перевищує встановлені межі, система автоматично реагує, вимикаючи двигун і активуючи сигналізацію. Це

рішення є критично важливим для безпеки пацієнта.

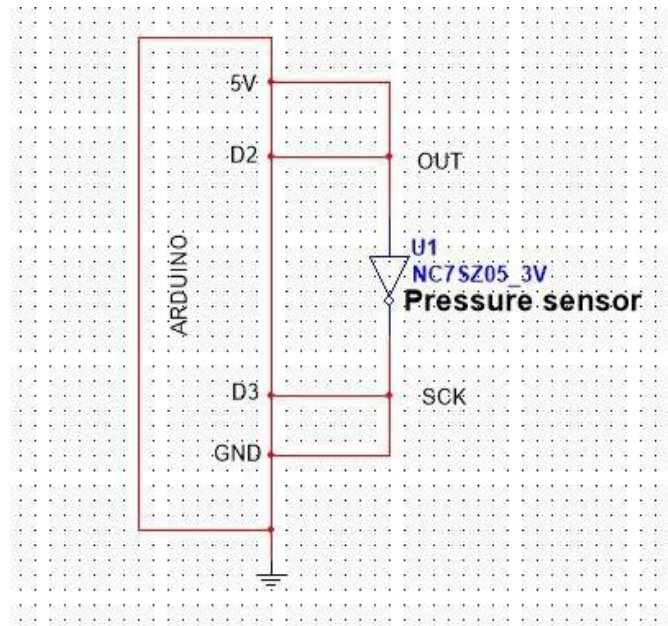


Рисунок 2.14 – Підключення датчика тиску

Ще один важливий функціональний блок – джойстик, який служить головним елементом керування. Користувач може змінювати значення параметрів вентиляції (наприклад, частоту дихання або співвідношення фаз), переміщаючи джойстик по осях X та Y. Для фіксації обраного значення достатньо натиснути кнопку на самому джойстику. Це інтуїтивне рішення, яке значно спрощує процес налаштування.

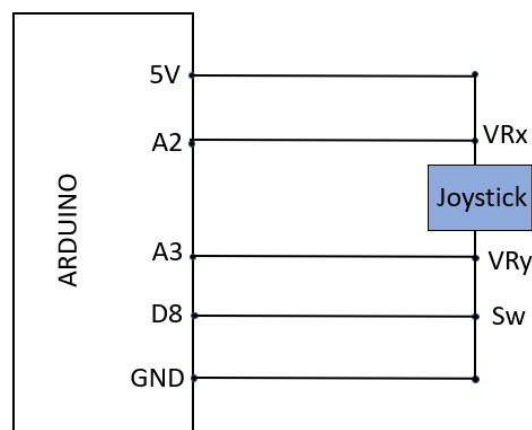


Рисунок 2.15 – Підключення джойстика

Вентиляція здійснюється за допомогою двигуна, керованого за допомогою широтно-імпульсної модуляції (PWM). Arduino визначає, коли

слід увімкнути двигун (на фазі вдиху) та коли його вимкнути (на фазі видиху). У випадку небезпечного підвищення тиску пристрій миттєво вимикає подачу повітря, щоб уникнути ризиків для пацієнта.

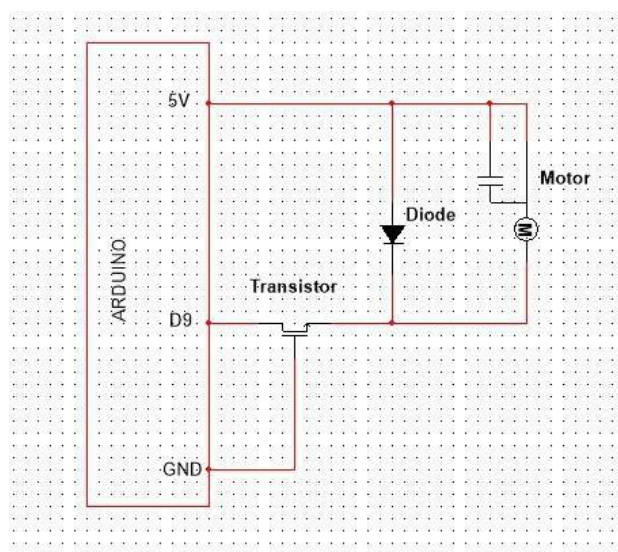


Рисунок 2.16 – Підключення двигуна

Усі компоненти системи зібрані на макетній платі, що дає можливість легко змінювати схему, додавати нові елементи або вдосконалювати існуючі функції. Завдяки цьому підхід до побудови пристрою залишається гнучким і придатним до швидкого прототипування.

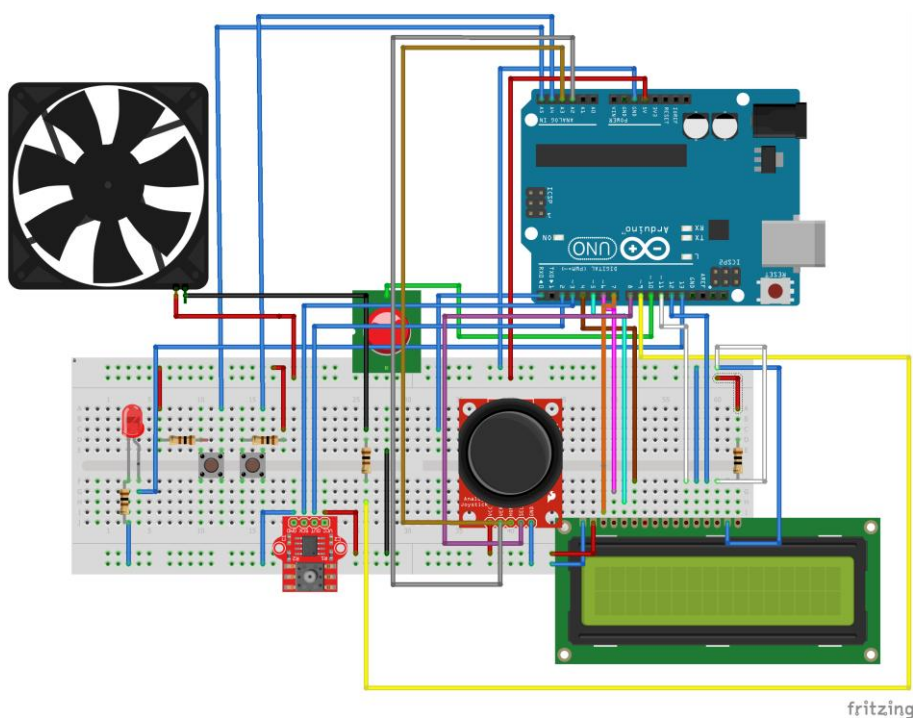


Рисунок 2.17 – Загальний вигляд підключення

Таблиця 2.2 – Підключення всіх елементів до пінів мікроконтролера Arduino

№	Елемент	Напрямок	Пін Arduino	Призначення/Функція
1	Датчик тиску (HX710B)	Вх.	D2	Сигнал даних від датчика тиску
2	Датчик тиску (HX710B)	Вх.	D3	Тактовий (clock) сигнал датчика
3	LCD1602	Вих.	D12	Лінія вибору регістра команд/даних
4	LCD1602	Вих.	D11	Підтвердження запису у контролер дисплея
5	LCD1602	Вих.	D4	4-й біт даних
6	LCD1602	Вих.	D5	5-й біт даних
7	LCD1602	Вих.	D6	6-й біт даних
8	LCD1602	Вих.	D7	7-й біт даних
9	Джойстик – X-координата	Вх.	A3	Аналоговий вхід
10	Джойстик – Y-координата	Вх.	A2	Аналоговий вхід
11	Джойстик – кнопка	Вх.	D8	Перемикання параметрів на екрані
12	Кнопка “Adult” (btnPinAdult)	Вх.	A0	Перемикання у режим “дорослий”
13	Кнопка “Child” (btnPinChild)	Вх.	A1	Перемикання у режим “дитина”
14	Бузер	Вих.	D10	Аварійна звукова сигналізація
15	Світлодіод аварії (alarmLed)	Вих.	D13	Аварійна світлова сигналізація
16	Мотор (motorPin)	Вих.	D9	Керування швидкістю мотора

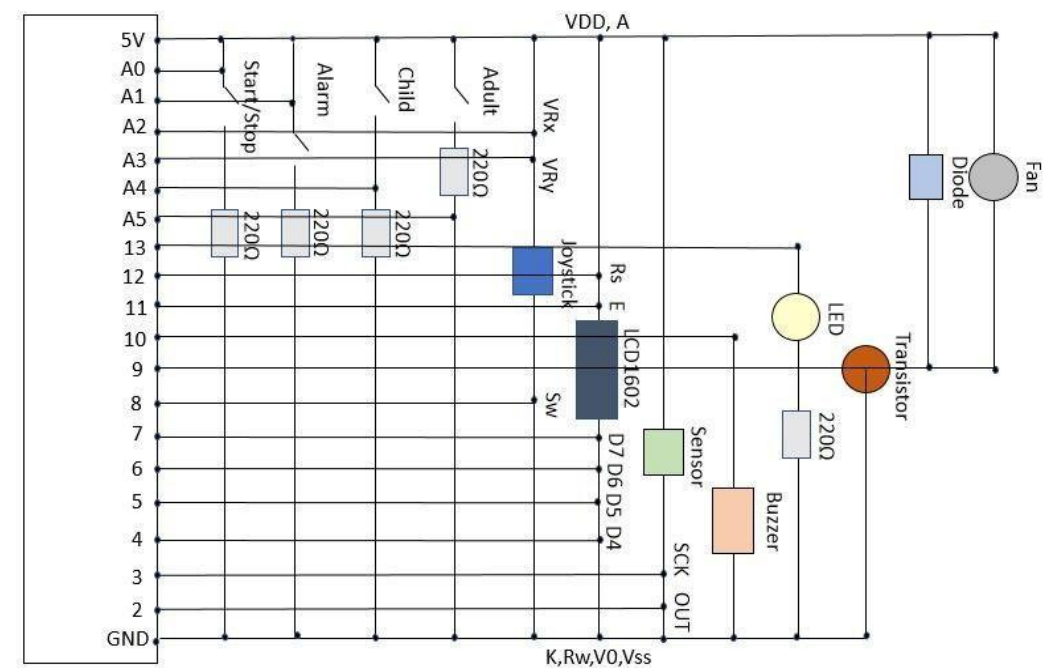


Рисунок 2.18 – Загальний вигляд структурної схеми підключення

У підсумку, структурна схема керуючої системи чітко показує, як усі елементи пристрою взаємодіють між собою. Кожна частина – від сенсорів до двигуна – має своє місце й виконує конкретну роль у загальній роботі апарата. Завдяки такій злагодженій побудові система працює стабільно, а головне – безпечно для користувача.

2.2.5 Розрахункове обґрунтування параметрів

У межах розробки кіберфізичної системи керування апаратом штучної вентиляції легень було здійснено розрахункове обґрунтування основних параметрів, які безпосередньо впливають на ефективність та безпечність її роботи. Було враховано співвідношення фаз вдиху та видиху, тривалість дихального циклу, частоту обертання двигуна, порогові значення тиску та реакцію системи на їх перевищення. Програмна логіка побудована таким чином, що в режимі активного вдиху, система керує двигуном із максимальним значенням ШІМ-сигналу (100%), що дозволяє подати необхідний об'єм повітря пацієнту. Після завершення вдиху, двигун вимикається, що імітує природній видих.

В основі алгоритму керування дихальними циклами лежать два ключові параметри: максимальна частота дихання, яка вимірюється у кількості дихань за хвилину, та співвідношення тривалості фаз вдиху до видиху. У реалізації програмного забезпечення для простоти розрахунків використано фіксовану тривалість одного циклу – 4000 мс, що відповідає приблизно 15 диханням за хвилину.

На основі заданого співвідношення І:Е визначається тривалість фази вдиху. Наприклад, для режиму "дорослий", де співвідношення становить 1.5, тривалість фази вдиху обчислюється як 6000 мс. У режимі "дитина" зі співвідношенням 2.0 цей час збільшується до 8000 мс. Оскільки ці значення перевищують загальну тривалість циклу, на практиці відбувається миттєвий перехід у фазу видиху одразу після старту циклу, і фактична тривалість вдиху не перевищує задані 4000 мс. Така схема роботи дозволяє реалізувати короткий вдих із подальшою фазою пасивного видиху.

Для точнішого відтворення фізіологічного дихального ритму рекомендовано обчислювати тривалість одного циклу за формулою, що базується на частоті дихання: 60000 мілісекунд діляться на кількість дихань за хвилину. При цьому тривалість вдиху визначається як добуток розрахованої тривалості циклу на частку, що залежить від співвідношення

фаз I до (I+E).

Наприклад, у режимі для дорослих при 20 диханнях за хвилину тривалість циклу становить 3000 мс. Якщо співвідношення I:E дорівнює 1.5, то вдих займає 1800 мс, а видих – 1200 мс. Для дітей за частоти 30 дихань на хвилину цикл дорівнює 2000 мс, де вдих становить приблизно 1333 мс, а видих – близько 667 мс.

У системі використовується датчик тиску, підключений до аналого-цифрового перетворювача мікроконтролера. Показник тиску вимірюється у фунтах на квадратний дюйм і перетворюється у мілібари шляхом множення на відповідний коефіцієнт. Це дозволяє постійно стежити за зміною тиску у контурі і порівнювати його із заздалегідь заданим критичним рівнем. Для дорослого пацієнта цей поріг становить 40 мбар, для дитини — 30 мбар. У разі його перевищення активується система звукової та візуальної сигналізації.

Двигун, що забезпечує нагнітання повітря, отримує сигнал управління з мікроконтролера за допомогою широтно-імпульсної модуляції (ШІМ). Залежно від заданого відсоткового значення потужності, сигнал варіюється в межах цифрових значень від 0 до 255, де 255 відповідає максимальній потужності обертання двигуна. У фазі вдиху двигун працює на повну потужність, створюючи тиск у контурі. Коли завершується час фази вдиху, система вимикає подачу живлення, переводячи пристрій у режим видиху.

Під час кожного циклу система оновлює інформацію на рідкокристалічному дисплеї. Виводяться актуальні значення тиску, частота дихальних циклів, а також співвідношення фаз.

Якщо тиск перевищує допустимий поріг, вмикається аварійне повідомлення: спочатку подається звуковий сигнал, після чого починає блимати індикаторна лампочка. Усі інші функції системи тимчасово призупиняються, доки тиск не повернеться до безпечного рівня.

3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ

3.1 Призначення і сфера застосування програмного забезпечення

Програмне забезпечення, що розроблено для управління роботою апарата штучної вентиляції легень, виконує критично важливу функцію – забезпечення автоматизованого, безперервного і безпечного дихального процесу для пацієнтів, які тимчасово не здатні самостійно дихати. Система забезпечує формування циклічного процесу вентиляції, який складається з фаз вдиху, видиху та контролю залишкового позитивного тиску в дихальних шляхах.

Ключове призначення ПЗ полягає у формуванні точного ШІМ-сигналу для керування двигуном, що створює потік повітря під тиском, обчисленні часових параметрів дихального циклу відповідно до налаштувань користувача та безперервному моніторингу параметрів дихального процесу. Завдяки реалізації логіки аварійного реагування система забезпечує безпеку пацієнта у випадку перевищення тиску в контурі.

Сфера застосування такого ПЗ охоплює мобільні й резервні апарати ШВЛ, призначені для використання у складних умовах, включаючи:

- польові госпіталі й військові медичні підрозділи;
- санітарні автомобілі;
- заклади охорони здоров'я, які потребують автономного рішення з мінімальним втручанням персоналу.

Оскільки апарат передбачає можливість живлення як від стаціонарної мережі, так і від портативного джерела (наприклад, автомобільного акумулятора чи павербанку), ПЗ враховує потребу в адаптивності, стабільності та мінімальному енергоспоживанні.

Крім основного контролю циклів дихання, програмне забезпечення також надає користувачу простий у використанні інтерфейс для вибору режиму (дорослий/дитина) та коригування параметрів (частота дихання, пороговий тиск, співвідношення I:E) за допомогою аналогового джойстика.

Інформація про поточний стан системи постійно виводиться на LCD-дисплей, що підвищує зручність експлуатації.

3.2 Обґрунтування технічних характеристик програми

При створенні програмного забезпечення було враховано необхідність забезпечення роботи з високим рівнем надійності. Програма реалізована мовою Arduino C++ і виконується на мікроконтролері Arduino UNO, що дозволяє забезпечити швидке реагування на зміну параметрів тиску, обчислення співвідношення фаз дихального циклу та обробку сигналів керування з кнопок користувача. Для виводу інформації використовується LCD-дисплей із двома рядками по 16 символів, що дає змогу виводити поточні значення тиску, частоти та співвідношення вдих/видих у зручному форматі. Також передбачена робота з аварійними станами – наприклад, якщо тиск перевищує 40 мбар, спрацьовує сигнал тривоги у вигляді звукового попередження та миготіння світлодіода.

Програма має модульну структуру, що дозволяє легко доповнювати або змінювати окремі блоки логіки керування. Це важливо як з точки зору розширюваності системи, так і для подальшої адаптації до інших типів апаратів чи клінічних сценаріїв.

3.3 Опис розробленої програми

Основу програмного забезпечення становить логіка дихального циклу, реалізована за допомогою функції `breathingControl()`, яка забезпечує чергування фаз інгаляції відповідно до заданого співвідношення. Функція керує двигуном шляхом зміни поданого на нього PWM-сигналу, що реалізовано через `analogWrite()`.

Окремий блок функцій забезпечує вивід інформації на дисплей - функція `display()` виводить дані про тиск, частоту дихання та співвідношення фаз. Значення постійно оновлюються відповідно до даних із сенсорів та налаштувань.

Для обробки натискань кнопок використано функції `btnCheckAdult()` та `btnCheckChild()`, які дозволяють перемикати режим роботи між дорослим і дитячим. Це передбачає зміну цільових значень тиску, частоти та тривалості фаз.

Також реалізовано систему аварійного реагування: при досягненні критичних значень тиску активується функція `valueAlarm()`, яка викликає аудіовізуальне повідомлення – світлодіод починає блимати, а зумер подає сигнал.

Вхідними параметрами для обчислення часу одного повного дихального циклу є максимальна частота дихання (для прикладу позначимо її як f_{\max} (у “диханнях за хвилину”)) та співвідношення тривалості вдиху до видиху I:E. У програмі, аби спростити розрахунки, було вибрано фіксовану тривалість циклу $T_{\text{cycle}} = 4000$ мс (тобто приблизно 15 циклів за хвилину). Разом із цим алгоритм керує часом вдиху за формулою:

$$\text{inhaleTime} = T_{\text{cycle}} \times (\text{I:E}).$$

Отже, за значення I:E = 1.5 (режим «Adult») отримаємо:

$$\text{inhaleTime}_{\text{Adult}} = 4000 \text{ мс} \times 1.5 = 6000 \text{ мс}.$$

За I:E = 2.0 (режим «Child»):

$$\text{inhaleTime}_{\text{Child}} = 4000 \text{ мс} \times 2.0 = 8000 \text{ мс}.$$

Оскільки $\text{inhaleTime} > T_{\text{cycle}}$ у обох випадках, наступний крок алгоритму (порівняння $(\text{millis_now} - \text{prevMillisInEx})$ з inhaleTime) завжди переходитиме відразу до режиму видиху (тобто викликає `fanControl(0)`). Таким чином, за означених у коді значень фактична тривалість фази вдиху на практиці не перевищує T_{cycle} , і двигун працює у повному дихальному циклі - відразу ж після початку циклу йде перехід у фазу видиху і тільки після спрацювання умови $(\text{millis_now} - \text{prevMillisInEx} > 4000)$ починається новий цикл.

Наведена логіка відповідає потребі реалізувати простий короткочасний вдих із подальшою паузою (видихом) у межах 4 секунд. Для коректного відтворення фізіологічного ритму дихання обчислюють тривалість циклу як

$$T_{\text{cycle}} = 60000 / f_{\text{max}} \text{ (мс)}.$$

Тоді реальний час вдиху визначається як

$$\text{inhaleTime} = T_{\text{cycle}} \times (I / (I + E)).$$

Наприклад, якщо для дорослого $f_{\text{max}} = 20$ дих./хв, а $I:E = 1.5$, то

$$T_{\text{cycle}} = 60000 / 20 = 3000 \text{ мс},$$

$$\text{inhaleTime} = 3000 \times (1.5 / 2.5) = 3000 \times 0.6 = 1800 \text{ мс}.$$

А для дитини $f_{\text{max}} = 30$ дих./хв, $I:E = 2.0$:

$$T_{\text{cycle}} = 60000 / 30 = 2000 \text{ мс},$$

$$\text{inhaleTime} = 2000 \times (2.0 / 3.0) \approx 1333.3 \text{ мс}.$$

У кодї для простоти вибрано $T_{\text{cycle}} = 4000$ мс, що відповідає частотї приблизно 15 циклїв/хв.

У програмї використовується датчик тиску, під'єднаний до ADC (аналого-цифровий перетворювач) мікроконтролера. Одержана величина у кодї обчислюється приблизно так (бібліотека HX710B.h):

```
double getMbar() {
    double psi = pressure_sensor.psi();
    double mbar = psi * 68.9475729318;           // перетворення psi →
мбар
    return mbar;
}
```

Тобто одна одиниця “psi” (pounds per square inch) конвертується у 68.9476 мбар. Якщо датчик видає $\text{psi} = 0.5$:

$$\text{mbar} = 0.5 \times 68.9476 \approx 34.4738 \text{ мбар}.$$

Це дозволяє у функції `valueAlarm(double res)` перевіряти критичний рівень тиску – 40 мбар (для режиму «Adult») або 30 мбар (для «Child») – за простим порівнянням отриманого значення з пороговим.

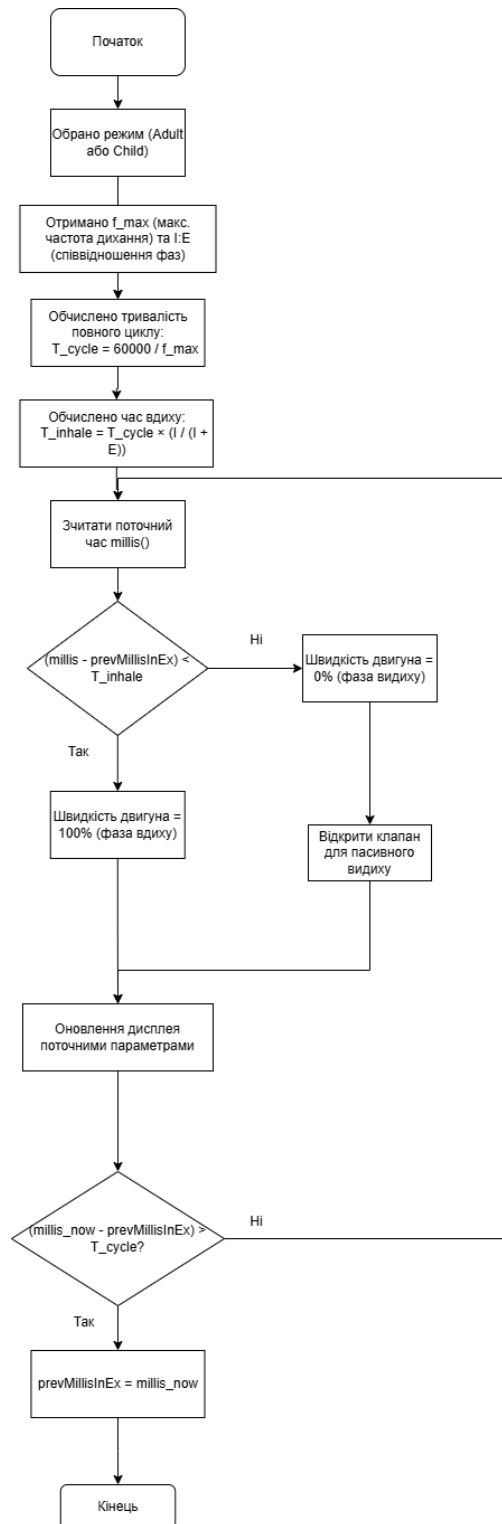


Рисунок 3.1 – Схема алгоритму підпрограми керування фазами вдиху/видиху

Двигун підключено до ШІМ-виходу мікроконтролера (канал PWM на пінах Arduino UNO). У програмі є функція:

```
void fanControl(int speedPercent) {
```

```

int MotorSpeed = map(speedPercent, 0, 100, 0, 255);
analogWrite(motorPin, MotorSpeed);
}

```

speedPercent – відсоток потужності (0...100), що коливається у діапазон 0...255 (8-бітне керування ШІМ). Наприклад, speedPercent = 100 дає MotorSpeed = 255 (максимальний оберт мотора). speedPercent = 50 дає MotorSpeed \approx 127 – приблизно половина номінальної швидкості.

У кодї ця функція викликається двічі:

1. fanControl(100) під час “активного вдиху” ((millis_now – prevMillisInEx) < inhaleTime),
2. fanControl(0) під час видиху (та у всіх інших випадках, коли вдих завершено).

Аварійна індикація (перевищення порогу тиску) реалізована окремими підпрограмами:

```

void ledBlink() {
    digitalWrite(alarmLed, HIGH);
    delay(1000);
    digitalWrite(alarmLed, LOW);
    delay(1000);
}

void valueAlarm(double res) {
    if (res >= pressure_max) {
        beeper();
        ledBlink();
    }
}

```

Тобто після beeper() світлодіод “мигає” з періодом 2 с (1 с увімкнений + 1 с вимкнений). Якщо тиск залишається за межами ліміту, valueAlarm() блокує виконання на час delay(), доки тиск не нормалізується.

У кожному циклі оновлюється LCD через функцію:

```
void display(double res) {  
    // Тиск:  
    lcd.setCursor(0, 0);  
    lcd.print(res, 1);  
    lcd.print("mb");  
    lcd.setCursor(0, 1);  
    lcd.print(max_pressure, 1);  
    lcd.print("mb");  
    // Частота дихання:  
    lcd.setCursor(6, 0);  
    lcd.print(present_frequency);  
    lcd.print("/min");  
    lcd.setCursor(6, 1);  
    lcd.print(max_frequency);  
    lcd.print("/min");  
    // Співвідношення I:E  
    lcd.setCursor(13, 0);  
    lcd.print(present_ratio, 1);  
    lcd.setCursor(13, 1);  
    lcd.print(max_ratio, 1);  
}
```

Тут `res` – поточний тиск (мбар), `max_pressure`, `max_frequency`, `max_ratio` – налаштовані параметри режиму. Формат `print(x,1)` виводить число з одним десятковим знаком.



Рисунок 3.2 – Схема алгоритму підпрограми оновлення дисплею

Якщо замінити наближення (4000 мс) на реальні значення, можна отримати:

Режим «Adult»:

– $f_{\max} = 20$ дих./хв;

– $T_{\text{cycle}} = 60000 / 20 = 3000$ мс;

$$- I:E = 1.5;$$

$$\text{inhaleTime} = 3000 \times (1.5 / 2.5) = 3000 \times 0.6 = 1800 \text{ мс};$$

$$\text{exhaleTime} = 3000 - 1800 = 1200 \text{ мс}.$$

Режим «Child»:

$$- f_{\text{max}} = 30 \text{ ДИХ./ХВ};$$

$$- T_{(\text{cycle})} = 60000 / 30 = 2000 \text{ мс};$$

$$- I:E = 2.0;$$

$$\text{inhaleTime} = 2000 \times (2.0 / 3.0) \approx 1333.3 \text{ мс};$$

$$\text{exhaleTime} = 2000 - 1333.3 \approx 666.7 \text{ мс}.$$

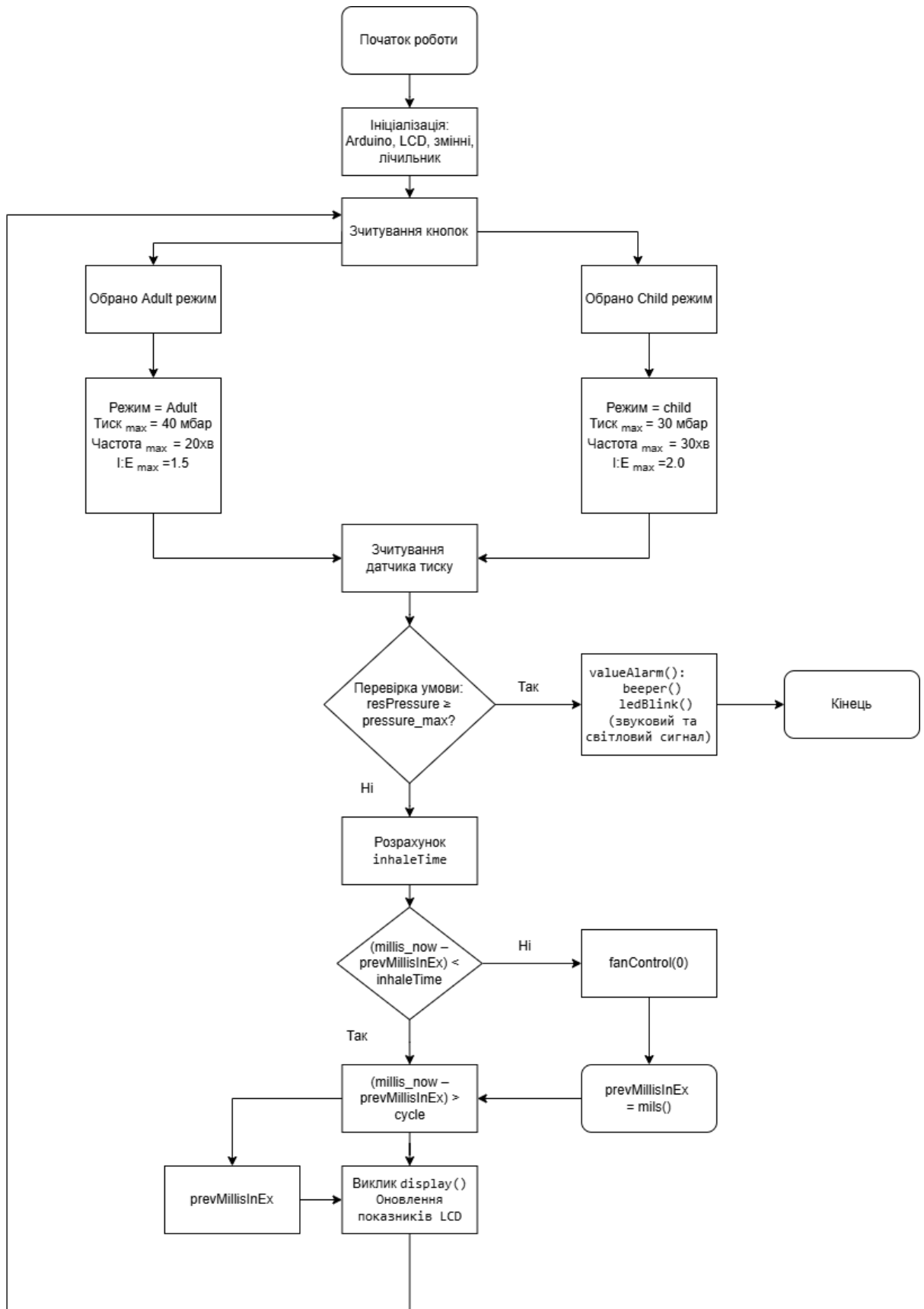


Рисунок 3.3 – Схема алгоритму роботи КФС

Завдяки своїй структурі (рисунок 3.3) програма дозволяє підтримувати задані параметри вентиляції, реагувати на зміну умов, забезпечуючи функціонування системи навіть у складних експлуатаційних ситуаціях. Усі обчислення виконуються безпосередньо на мікроконтролері, що дозволяє системі працювати автономно, без підключення до зовнішнього комп'ютера або мережі.

3.4 Вхідні й вихідні дані

Типи вхідних та вихідних даних наведено в таблицях нижче (таблиця 3.1, таблиця 3.2)

Таблиця 3.1 – Вхідні змінні програмного забезпечення КФС ШВЛ

Вхідна змінна	Призначення	Тип
btnAdult	Кнопка вибору режиму «Дорослий»	bool
btnChild	Кнопка вибору режиму «Дитина»	bool
joyX	Горизонтальна вісь джойстика (настройка тиску)	int
joyY	Вертикальна вісь джойстика (настройка частоти)	int
joyButton	Натискання кнопки джойстика (підтвердження)	bool
pressure_raw	Значення з датчика тиску у цифровому вигляді	float
millis_now	Поточний час роботи системи	unsigned
prevMillisInEx	Час останньої зміни фаз вдиху/видиху	unsigned

Таблиця 3.2 – Вихідні змінні програмного забезпечення КФС ШВЛ

Вихідна змінна	Призначення	Тип
fanSpeed	Значення ШІМ-сигналу для керування двигуном	int
alarmLed	Стан світлодіода аварійної сигналізації	bool
beeperState	Стан зумера	bool
lcdText	Текстове повідомлення для LCD-дисплея	String
max_pressure	Граничне значення тиску (Adult/Child)	float
present_frequence	Поточна задана частота дихання	int
present_ratio	Поточне співвідношення фаз I:E	float

ВИСНОВКИ

У відповідності до поставленого завдання у кваліфікаційній роботі було розроблено кіберфізичну систему апарата штучної вентиляції легень, яка поєднує в собі програмно-керований пристрій на базі мікроконтролера Arduino UNO та набір фізичних компонентів, що забезпечують процес подачі повітря до дихального контуру пацієнта.

У ході виконання роботи здійснено аналіз існуючих технічних рішень у галузі вентиляційного обладнання, зокрема апаратів, які використовуються під час критичних ситуацій, як-от пандемія COVID-19. Обрано напрям створення автоматизованого пристрою з відкритою архітектурою, що ґрунтується на принципах доступності, простоти у повторенні та можливості модифікації. Рішення базується на використанні широко поширених комплектуючих з Arduino, що дозволяє реалізувати вентиляцію з базовим контролем параметрів.

Розроблено архітектуру кіберфізичної системи, яка охоплює сенсорну частину, блок керування, виконавчі елементи, інтерфейс користувача та систему зворотного зв'язку. Забезпечено можливість керування частотою дихання, тиском подачі повітря, а також співвідношенням фаз вдиху та видиху. Реалізовано перемикання між режимами «дитина» і «дорослий», що дозволяє адаптувати систему під різні фізіологічні характеристики пацієнта.

Було створено програмне забезпечення, що забезпечує збір даних з датчика тиску, виведення інформації на LCD-дисплей, а також керування двигуном у відповідності до встановлених параметрів. Реалізовано механізм аварійного сповіщення у вигляді звукової та візуальної сигналізації у разі перевищення критичних значень тиску.

Фізична реалізація системи змонтована на макетній платі з можливістю швидкого налаштування та заміни компонентів. Перевірка роботи пристрою підтвердила відповідність заявленим показникам: система працює в заданому діапазоні частот і тисків, а інтерфейс забезпечує взаємодію

користувача з пристроєм.

У кваліфікаційній роботі також було враховано подальші перспективи вдосконалення системи. Зокрема, можлива інтеграція датчиків рівня кисню в крові (SpO_2), підключення модуля бездротового зв'язку для передачі даних або впровадження хмарного моніторингу стану пацієнта.

Розроблена кіберфізична система виконує функцію базового прототипу апарата штучної вентиляції легень, придатний для використання в освітньому процесі, дослідницьких роботах або як резервне рішення у надзвичайних ситуаціях.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. MIT E-Vent. Low-Cost Ventilator for Emergency Use. Massachusetts Institute of Technology, 2020. URL: <https://e-vent.mit.edu> (дата звернення: 06.04.2025).
2. OxVent: Open-source emergency ventilator project. University of Oxford, 2020. URL: <https://oxvent.org> (дата звернення: 08.04.2025).
3. Khanyk N., Hromovyk B., Levytska O., Agh T., Wettermark B., Kardas P. The impact of the war on the maintenance of long-term therapies in Ukraine // *Frontiers in Pharmacology*. – 2022.
4. Johnny Lee. Designing a low-cost, open source ventilator with Arduino. Arduino Blog, 2020. URL: <https://blog.arduino.cc/2020/03/17/designing-a-low-cost-open-source-ventilator-with-arduino/> (дата звернення: 03.05.2025).
5. HX710B Datasheet – Pressure Sensor ADC. URL: https://datasheet.lcsc.com/lcsc/1809191822_XT-Semi-HX710B_C94373.pdf (дата звернення: 06.05.2025).
6. Arduino UNO Rev3 – Technical Specs. Arduino.cc. URL: <https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3> (дата звернення: 07.04.2025).
7. Open-Source Lab: How to Build Your Own Hardware and Reduce Research Costs — Joshua M. Pearce, Elsevier, 2014.
8. Mechanical Ventilator Milano (MVM): A Novel Mechanical Ventilator Designed for Mass Scale Production in Response to the COVID-19 Pandemic – C. Galbiati та ін., arXiv, 2020.
9. J. H. Tobin. Principles and Practice of Mechanical Ventilation, 2nd ed. McGraw-Hill, 2013.
10. WHO. Clinical Management of COVID-19: Interim Guidance, 2020.

ДОДАТОК А.

Текст програми апарата штучної вентиляції

**Міністерство освіти і науки України НАЦІОНАЛЬНИЙ
ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ “ДНІПРОВСЬКА ПОЛІТЕХНІКА”**

**ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ
НАЛАШТУВАННЯ АПАРАТА ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ**

Текст програми

804.02070743.25015-01 12 01

Листів 7

АНОТАЦІЯ

Дана система містить у собі програмну та апаратну частину автоматизованого пристрою для реалізації функцій штучної вентиляції легень. Кіберфізична система розроблена на базі мікроконтролера Arduino UNO з використанням компонентів із набору Arduino Starter Kit.

Система призначена для забезпечення подачі повітря до дихального контуру пацієнта з контролем тиску, частоти дихання та співвідношення вдиху і видиху, а також для своєчасного оповіщення про перевищення допустимих параметрів.

Програмна частина написана мовою Arduino C++ у середовищі Arduino IDE. Система працює в режимі реального часу, передбачає ручне налаштування параметрів через джойстик та кнопки, відображає поточні значення на дисплеї та має механізм аварійного реагування. Апаратна частина реалізована на макетній платі та дозволяє швидке прототипування і вдосконалення.

Розроблена система придатна для використання в освітньому середовищі, у дослідницьких проєктах, а також як резервне рішення в умовах обмежених ресурсів.

```
void ledBlink() {  
  
    digitalWrite(alarmLed, HIGH); // turn the LED on (HIGH is the voltage level)  
  
    delay(1000);           // wait for a second  
  
    digitalWrite(alarmLed, LOW); // turn the LED off by making the voltage  
    LOW  
  
    delay(1000);  
  
}
```

// If the value is too high, the alarm turns on

```
void valueAlarm(double res) {  
  
    if (res >= 40) {  
  
        beeper();  
  
        ledBlink();  
  
    }  
  
}
```

```
void display(double res) {  
  
    // Pressure  
  
    lcd.setCursor(0, 0);  
  
    lcd.print(res, 1);  
  
    lcd.print("mb");  
  
  
    lcd.setCursor(0, 1);
```

```
lcd.print(max_pressure, 1);  
  
lcd.print("mb");  
  
// Frequency  
  
lcd.setCursor(6, 0);  
  
lcd.print(present_frequence);  
  
lcd.print("/min");  
  
lcd.setCursor(6, 1);  
  
lcd.print(max_frequence);  
  
lcd.print("/min");  
  
// Ratio I/E  
  
lcd.setCursor(13, 0);  
  
lcd.print(present_ratio, 1);  
  
lcd.setCursor(13, 1);  
  
lcd.print(max_ratio, 1);  
}  
  
int btnCheckAdault() {  
  
    int reading = digitalRead(btnPinAdault);
```

```
if (reading == 1 && btnStateAdault == 0 && millis() - last_press > 100) {  
    btnStateAdault = 1;  
    last_press = millis();  
}
```

```
if (reading == 0 && btnStateAdault == 1) {  
    btnStateAdault = 0;  
}
```

```
return btnStateAdault;  
}
```

```
int btnCheckChild() {
```

```
    int reading = digitalRead(btnPinChild);
```

```
    if (reading == 1 && btnStateChild == 0 && millis() - last_press > 100) {  
        btnStateChild = 1;  
        last_press = millis();  
    }
```

```
    if (reading == 0 && btnStateChild == 1) {
```

```

    btnStateChild = 0;

}

return btnStateChild;

}

void BreathingControl(double Ratio) {

    long startmillis = millis();

    double inhaleTime = 4 * Ratio;

    int cycle = 4;

void fanControl(int speedPercent) {

    int MotorSpeed = map(speedPercent, 0, 100, 0, 255);

    analogWrite(motorPin, MotorSpeed);

}

// Global

unsigned long prevMillisInEx = 0;

void breathingControl(double InExRelation) {

    unsigned long millis_now = millis();

    double inhaleTime = 4000 * InExRelation; // ms

    int cycle = 4000;           // ms

```

```
Serial.print(millis_now - prevMillisInEx);

Serial.print("\t");

Serial.print(inhaleTime + prevMillisInEx);

Serial.print("\t");

Serial.print(prevMillisInEx);

Serial.print("\t");

Serial.println(millis_now);

// Inhale phase

if ((millis_now - prevMillisInEx) < inhaleTime) {

    fanControl(100);

    Serial.print("fan 100\t");

    // If pressure > 5 mbar: reduce fan speed – placeholder

} else {

    fanControl(0);

    Serial.print("fan 0\t");

}

// Reset cycle

if ((millis_now - prevMillisInEx) > cycle) {

    Serial.println("RESET");

    prevMillisInEx = millis();

}

}
```