

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії

(повна назва факультету)

Кафедра комп'ютерних систем та мереж

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютеризована система керування ультразвуковим інгалятором
на основі аналізу дихання пацієнта

Виконав: студент IV курсу, групи СІ-42

спеціальності 123 Комп'ютерна інженерія

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Павлік В.М.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Лецишин Ю.З.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Тим Є.В.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Осухівська Г.М.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Готович В.А.

(прізвище та ініціали)

Тернопіль -2025

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)
Кафедра комп'ютерних систем та мереж
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
Осухівська Г.М.
(підпис) (прізвище та ініціали)
«__» _____ 2025 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня Бакалавр
(назва освітнього ступеня)
за спеціальністю 123 Комп'ютерна інженерія
(шифр і назва спеціальності)
Студенту Павлік Володимир Миколайович
(прізвище, ім'я, по батькові)
1. Тема роботи Комп'ютеризована система керування ультразвуковим інгалятором
на основі аналізу дихання пацієнта
Керівник роботи Лецишин Юрій Зіновійович., к.т.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
Затверджені наказом ректора від «27» 01 2025 року № 4/7-53
2. Термін подання студентом завершеної роботи 18.06. 2025 р.
3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

Вступ.

1. Аналіз технічного завдання.

2. Проектна частина.

3. Практична частина.

4. Безпека життєдіяльності, основи охорони праці.

Висновки

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

1. Концептуальна схема та узагальнена структура системи

2. Функціональна схема системи

3. Загальна архітектура ПЗ системи та загальна структура інтерфейсу користувача

4. Схема підключення давачів та результати тестування

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Безпека життєдіяльності, основи охорони праці			

7. Дата видачі завдання 27.01.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Павлік В.М.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Лецишин Ю.З.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Павлік В.М. Комп'ютеризована система керування ультразвуковим інгалятором на основі аналізу дихання пацієнта : робота на здобуття кваліфікаційного ступеня бакалавра: спец. 123 — комп'ютерна інженерія. Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2025.

Ключові слова: аналіз дихання, інгалятор, інтерфейс користувача, мікроконтролер, термоанемометричний датчик

Кваліфікаційна робота присвячена розробці спеціалізованої комп'ютеризованої системи для керування ультразвуковим інгалятором на базі аналізування дихання пацієнта.

У першому розділі роботи проаналізовано технічне завдання в частині вимог до системи. Здійснено аналітичний огляд існуючих технічних рішень у галузі інгаляційної терапії та методів моніторингу параметрів дихання пацієнта. Проведено формулювання вимог до системи, що розробляється.

В другій частині кваліфікаційної роботи виконано проєктування комп'ютеризованої системи. Розроблено її узагальнену структуру. Обґрунтовано вибір апаратного забезпечення, вибрано диференціальний датчик тиску для аналізу дихання, а також мікроконтролер і периферійні пристрої. Здійснено обґрунтування вибору програмного забезпечення проєктованої системи. Спроектовано інтерфейс користувача.

У третій частині описано процес реалізації апаратної частини системи. Побудовано її прототип, під'єднано всі складові елементи. Розроблено програмне забезпечення для успішного функціонування системи.

В четвертій частині розглянуто важливі питання безпеки життєдіяльності та основ охорони праці, пов'язані із роботою системи керування.

ANNOTATION

Pavlik V. Computerized ultrasonic nebulizer control system based on patient breathing analysis: Bachelor's Graduation Thesis: speciality 123 — computer engineering. Ternopil: Ternopil Ivan Puluj National Technical University, 2025.

Keywords: breath analysis, inhaler, user interface, microcontroller, thermal anemometric sensor

The bachelor thesis deals with the development of a specialized computerized system for controlling an ultrasonic inhaler based on the analysis of the patient's breathing.

In the first section of the work, the technical task is analyzed in terms of system requirements. An analytical review of existing technical solutions in the field of inhalation therapy and methods for monitoring patient breathing parameters is carried out. Requirements for the system being developed are formulated.

In the second part of the qualification work, the design of a computerized system is carried out. Its generalized structure is developed. The choice of hardware is justified, a differential pressure sensor for breathing analysis is selected, as well as a microcontroller and peripheral devices. The choice of software for the designed system is justified. The user interface is designed.

In the third part, the process of implementing the hardware part of the system is described. Its prototype is built, all components are connected. Software is developed for the successful functioning of the system.

The fourth part discusses important issues of life safety and the basics of occupational health and safety related to the operation of the control system.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ	10
1.1 Аналіз вимог до системи	10
1.2 Огляд існуючих рішень у сфері інгаляційної терапії	11
1.3 Аналіз методів моніторингу параметрів дихання пацієнта	13
1.4 Формулювання вимог до розроблюваної системи.....	16
РОЗДІЛ 2 ПРОЄКТНА ЧАСТИНА	21
2.1 Розробка узагальненої структури комп'ютеризованої системи	21
2.2. Обґрунтування вибору апаратного забезпечення проєктованого комп'ютерного засобу	23
2.2.1 Вибір датчиків для аналізу дихання.....	23
2.2.2 Вибір мікроконтролера та периферійних пристроїв	24
2.2.3 Розробка функціональної схеми пристрою	26
2.3 Обґрунтування вибору ПЗ проєктованого комп'ютерного засобу.....	28
2.3.1 Вибір середовища розробки та мови програмування.....	28
2.3.2 Проєктування архітектури ПЗ.....	30
2.3.3 Розробка алгоритмів аналізу дихання та керування.....	32
2.4 Проєктування інтерфейсу користувача.....	35
РОЗДІЛ 3 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА	39
3.1 Реалізація апаратної частини системи	39
3.1.1 Складання прототипу пристрою.....	39
3.1.2 Підключення та налаштування датчиків	44
3.2 Розробка ПЗ.....	48

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розроб.		Павлік В.М.						
Керівник.		Лецишин Ю.З.						
Реценз.								
Н. Контр.		Тиш Є.В.						
Затверд.		Осухівська Г.М						
						Літ.	Арк.	Аркушів
						ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42		

3.2.1 Реалізація алгоритмів аналізу дихання	48
3.2.2 Розробка підсистеми керування ультразвуковим інгалятором	50
3.2.3 Інтеграція компонентів системи	51
РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ	53
4.1 Аналіз потенційних небезпек при експлуатації розробленої системи	53
4.2 Інструкція з безпечної експлуатації системи	55
ВИСНОВКИ.....	58
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	59
ДОДАТКИ	
Додаток А Технічне завдання	

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						7
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ СКОРОЧЕНЬ І
ТЕРМІНІВ

ДІ – дозовані інгалятори під тиском

ОС – операційна система

ПІ – порошкові інгалятори

ПЗ – програмне забезпечення

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Застосування інгаляційної терапії є одним із ефективних методів лікування захворювань дихальних шляхів. Ультразвукові інгалятори широко використовуються для доставки лікарських препаратів безпосередньо в дихальні шляхи пацієнтів, що дозволяє досягти високої концентрації ліків у вогнищі запалення з мінімальними системними побічними ефектами.

Традиційні ультразвукові інгалятори здебільшого функціонують за фіксованими режимами роботи, не враховуючи індивідуальні особливості дихання пацієнта. Це зменшує ефективність терапії, оскільки не забезпечується оптимальне співвідношення між часом вдиху/видиху пацієнта та режимом подачі лікарського аерозолю.

Розробка комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором, що аналізує параметри дихання пацієнта в реальному часі та адаптує роботу пристрою відповідно до них, є актуальним завданням, що дозволить підвищити ефективність інгаляційної терапії та забезпечити індивідуальний підхід до лікування.

Мета роботи – розробка комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором на основі аналізу дихання пацієнта, що забезпечуватиме синхронізацію роботи пристрою з дихальним циклом пацієнта та оптимізуватиме параметри розпилення лікарського засобу.

Завдання, необхідні для досягнення даної мети:

- проаналізувати існуючі методи та засоби інгаляційної терапії;
- розробити структуру та алгоритми роботи комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором;
- обґрунтувати вибір апаратного та ПЗ системи;
- реалізувати механізми аналізу параметрів дихання пацієнта;
- розробити ПЗ для керування ультразвуковим інгалятором;
- провести тестування та експериментальну перевірку розробленої системи.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ

1.1 Аналіз вимог до системи

Комп'ютеризована система керування ультразвуковим інгалятором на основі аналізу дихання пацієнта призначена для підвищення ефективності інгаляційної терапії шляхом адаптації роботи пристрою до індивідуальних параметрів дихання користувача. Основними вимогами до такої системи є точність вимірювання дихальних параметрів, надійність роботи, безпека використання та зручність експлуатації.

Ключовою функціональною вимогою розроблюваної системи є здатність аналізувати параметри дихання пацієнта та синхронізувати роботу ультразвукового інгалятора з дихальним циклом користувача. Система повинна вимірювати такі показники як частота дихання, тривалість вдиху та видиху, інтенсивність дихальних рухів. На основі отриманих даних система має коригувати режими роботи інгалятора, зокрема інтенсивність та тривалість розпилення лікарського засобу.

Апаратна частина системи повинна включати датчики для визначення параметрів дихання, мікроконтролерний блок для обробки даних та керування, а також модуль для управління ультразвуковим випромінювачем. Датчики мають бути достатньо чутливими для точного визначення фаз дихального циклу, а мікроконтролер повинен забезпечувати обробку даних у реальному часі [1]. Система має бути компактною, енергоефективною та надійною в експлуатації, мати захист від впливу зовнішніх факторів.

ПЗ комп'ютеризованої системи повинно реалізовувати алгоритми аналізу дихальних параметрів та керування роботою інгалятора. Важливою вимогою є можливість налаштування параметрів роботи відповідно до потреб конкретного

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розроб.		Павлік В.М.					Літ.	Арк.
Керівник.		Лещишин Ю.З.						Аркушів
Реценз.								
Н. Контр.		Тиш Є.В.					ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42	
Затверд.		Осухівська Г.М						

пацієнта та рекомендацій лікаря. Система має забезпечувати зберігання та аналіз історії використання для оцінки ефективності терапії та коригування режимів роботи [2].

Інтерфейс користувача має бути зрозумілим інтуїтивно і достатньо простим для використання, надавати користувачеві інформацію про поточні параметри роботи та стан пристрою. Важливим аспектом є забезпечення зворотного зв'язку щодо правильності виконання інгаляційної процедури та можливості коригування процесу в реальному часі

1.2 Огляд існуючих рішень у сфері інгаляційної терапії

Інгаляційна терапія є, мабуть, одним із найбільш ефективних видів лікування захворювань дихальних шляхів. Вона забезпечує доставку лікарських препаратів безпосередньо до ураженої ділянки, що дозволяє зменшити дозу препарату та мінімізувати системні побічні ефекти. На сьогоднішній день існує кілька типів інгаляторів, які відрізняються за принципом роботи, ефективністю та сферою застосування [3].

Компресорні небулайзери використовують стиснене повітря для перетворення рідких лікарських препаратів на аерозоль. Ці пристрої досить ефективні для доставки більшості лікарських засобів, однак мають певні недоліки: вони досить гучні, габаритні та потребують електричного живлення, що обмежує їх мобільність. Компресорні небулайзери, зазвичай, використовуються для лікування гострих станів та в медичних закладах.

Ультразвукові інгалятори використовують високочастотні ультразвукові коливання для перетворення рідини на дрібнодисперсний аерозоль. Переваги цих пристроїв включають безшумність роботи, компактність та ефективність розпилення. Однак ультразвукові інгалятори не підходять для використання з деякими лікарськими препаратами, зокрема суспензіями та речовинами, які руйнуються під впливом ультразвуку.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						11
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Меш-небулайзери є новітнім типом інгаляторів, які використовують вібрацію металеву сітку для створення аерозолі. Ці пристрої компактні, безшумні та енергоефективні, забезпечують високу якість аерозолі та можуть використовуватися з більшістю лікарських препаратів. Недоліком меш-небулайзерів є їх висока вартість та складність обслуговування.

ДІ є найбільш поширеним типом інгаляторів для домашнього використання. Вони компактні, прості у використанні та відносно недорогі. Однак ефективність ДІ значною мірою залежить від техніки інгаляції пацієнта, а невелика кількість лікарських засобів доступна у формі для ДІ.

ПІ використовують вдих пацієнта для доставки лікарського засобу у формі сухого порошку. Ці пристрої не містять пропелентів, прості у використанні та забезпечують точне дозування. Недоліками ПІ є залежність ефективності від інтенсивності вдиху пацієнта та обмежений асортимент доступних лікарських засобів.

Спільним недоліком більшості існуючих інгаляторів є відсутність синхронізації з диханням пацієнта, що знижує ефективність терапії. Адаптивні системи, які підлаштовуються під індивідуальні параметри дихання, є перспективним напрямком розвитку інгаляційної терапії.

У табл. 1.1 наведено порівняння різних типів інгаляторів.

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика різних типів інгаляторів

Тип інгалятора	Принцип дії	Переваги	Недоліки	Ефективність розпилення
Компресорний небулайзер	Стиснене повітря перетворює рідину на аерозоль	Ефективний для більшості лікарських засобів, надійний, відносно недорогий	Гучний, громіздкий, потребує електроживлення	Середня, розмір частинок 2-5 мкм

Ультразвуковий інгалятор	Ультразвукові коливання перетворюють рідину на аерозоль	Безшумний, компактний, швидке розпилення	Не підходить для деяких препаратів, нагріває розчин	Висока, розмір частинок 1-3 мкм
Меш-небулайзер	Вібруюча металева сітка для створення аерозолю	Компактний, безшумний, енергоефективний, точне дозування	Висока вартість, складне обслуговування	Дуже висока, розмір частинок 1-5 мкм
Дозований інгалятор під тиском	Пропелент вивільняє фіксовану дозу препарату	Компактний, портативний, швидка доставка ліків	Складна техніка використання, обмежений асортимент ліків	Середня, залежить від техніки інгаляції
Порошковий інгалятор	Вдих пацієнта активує доставку порошкового препарату	Не містить пропелентів, простий у використанні	Залежність від сили вдиху пацієнта	Середня до високої, залежить від сили вдиху

Аналіз існуючих рішень показує, що ультразвукові інгалятори мають значний потенціал для інтеграції з комп'ютеризованими системами керування завдяки можливості точного контролю параметрів розпилення та відносній простоті конструкції. Розробка системи, яка адаптує роботу ультразвукового інгалятора до дихання пацієнта, може суттєво підвищити ефективність інгаляційної терапії.

1.3 Аналіз методів моніторингу параметрів дихання пацієнта

Ефективне функціонування розроблюваної комп'ютеризованої системи залежить від точності та надійності методів моніторингу дихання пацієнта. Існує

кілька підходів до вимірювання параметрів дихання, кожен з яких має свої переваги, недоліки та сфери застосування.

Спірометрія є стандартним методом оцінки функції зовнішнього дихання, який дозволяє вимірювати об'ємні та швидкісні показники дихання. Спірометри можуть бути різних типів: об'ємні, пневмотахометричні, ультразвукові. Метод володіє високою точністю вимірювань, проте традиційні спірометри досить громіздкі та незручні для інтеграції в портативні інгаляційні пристрої. Компактні спірометричні датчики на основі термоанемометричного принципу можуть бути використані для вимірювання швидкості повітряного потоку під час дихання, проте вони чутливі до зміни температури та вологості навколишнього середовища [4].

Респіраторна індуктивна плетизмографія (РІП) є неінвазивним методом, який дозволяє вимірювати зміни об'єму грудної клітки та живота під час дихання. Метод базується на використанні індуктивних датчиків, які розміщуються навколо грудної клітки та живота пацієнта. Зміна об'єму тіла призводить до зміни індуктивності датчиків, що дозволяє визначити фази дихального циклу. РІП забезпечує неінвазивне та комфортне для пацієнта вимірювання, проте потребує точного розташування датчиків, що може бути складним для самостійного використання пацієнтом.

Капнографія – метод, який дозволяє вимірювати концентрацію вуглекислого газу у видихуваному повітрі. Цей метод дає можливість визначити фази дихального циклу та оцінити ефективність вентиляції. Капнографи компактні та точні, однак вони відносно дорогі та потребують регулярного калібрування.

Температурні датчики можуть бути використані для визначення фаз дихального циклу шляхом вимірювання температури повітря біля носа та рота пацієнта. Під час видиху температура повітря підвищується, а під час вдиху – знижується. Цей метод простий у реалізації та відносно недорогий, однак має обмежену точність та залежить від умов навколишнього середовища.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						14
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Датчики тиску можуть бути використані для визначення фаз дихального циклу шляхом вимірювання змін тиску повітря біля носа та рота пацієнта. Цей метод забезпечує достатню точність визначення фаз дихання, є компактним та відносно недорогим.

Акустичні методи базуються на аналізі звуків дихання, які можуть бути зареєстровані за допомогою мікрофонів. Цей метод дозволяє визначити фази дихального циклу та може бути використаний для виявлення патологічних змін у дихальних шляхах. Перевагами акустичних методів є неінвазивність та простота реалізації, однак вони можуть бути чутливими до зовнішніх шумів.

Для вибору оптимального методу моніторингу дихання в контексті розроблюваної системи необхідно враховувати такі фактори:

Точність та надійність вимірювань – метод повинен забезпечувати достатню точність визначення фаз дихального циклу та бути стійким до зовнішніх впливів.

Компактність та зручність використання – датчики повинні бути компактними та не створювати дискомфорту для пацієнта під час використання.

Енергоефективність – метод повинен мати низьке енергоспоживання для забезпечення тривалої автономної роботи пристрою.

Вартість та доступність – компоненти повинні бути доступними для реалізації в масовому виробництві.

Таблиця 1.2 – Порівняння методів моніторингу параметрів дихання

Метод	Вимірювані параметри	Переваги	Недоліки	Складність інтеграції
Спірометрія	Об'ємні та швидкісні показники дихання	Висока точність, широкий спектр вимірюваних параметрів	Громіздкість, вартість, потреба в регулярному калібруванні	Висока

Респіраторна індуктивна плетизмографія	Зміни об'єму грудної клітки та живота	Неінвазивність, комфорт для пацієнта	Складність розташування датчиків, чутливість до рухів пацієнта	Середня
Капнографія	Концентрація CO ₂ у видихуваному повітрі	Точність, можливість оцінки ефективності вентиляції	Вартість, потреба в калібруванні	Середня
Температурні датчики	Температура повітря при вдиху/видиху	Простота, низька вартість	Обмежена точність, залежність від умов середовища	Низька
Датчики тиску	Зміни тиску повітря при диханні	Компактність, достатня точність	Чутливість до положення датчика	Низька
Акустичні методи	Звуки дихання	Неінвазивність, можливість виявлення патологій	Чутливість до зовнішніх шумів	Середня

На основі проведеного аналізу можна зробити висновок, що для розроблюваної комп'ютеризованої системи найбільш оптимальним є використання комбінації методів – датчиків тиску для визначення фаз дихального циклу та термоанемометричних датчиків для вимірювання швидкості повітряного потоку. Така комбінація забезпечить достатню точність вимірювань при відносно низькій складності реалізації та вартості системи.

1.4 Формулювання вимог до розроблюваної системи

На основі проведеного аналізу технічного завдання, огляду існуючих рішень у сфері інгаляційної терапії та методів моніторингу параметрів дихання

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						16
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

можна сформулювати конкретні вимоги до розроблюваної комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором.

Розроблювана система повинна забезпечувати:

1. Аналіз параметрів дихання пацієнта, зокрема визначення фаз дихального циклу (вдих, видих, пауза), частоти дихання, тривалості фаз.
2. Синхронізацію роботи ультразвукового інгалятора з дихальним циклом пацієнта, зокрема активацію розпилення лікарського засобу під час вдиху та деактивацію під час видиху.
3. Налаштування параметрів роботи інгалятора відповідно до потреб конкретного пацієнта та рекомендацій лікаря.
4. Збір та зберігання даних про параметри дихання та використання інгалятора для подальшого аналізу та оцінки ефективності терапії.
5. Надання користувачеві інформації про поточний стан системи, правильність виконання інгаляційної процедури та рекомендації щодо її коригування.

Вимоги до апаратної частини системи:

1. Датчики для визначення параметрів дихання повинні забезпечувати достатню точність вимірювань, бути компактними та зручними для використання.
2. Мікроконтролер повинен забезпечувати обробку даних у реальному часі, мати достатню обчислювальну потужність для реалізації алгоритмів аналізу дихання та керування інгалятором.
3. Модуль керування ультразвуковим випромінювачем повинен забезпечувати точне регулювання параметрів розпилення лікарського засобу.
4. Система повинна мати автономне джерело живлення, яке забезпечує тривалу роботу пристрою.
5. Конструкція пристрою повинна бути ергономічною, компактною та зручною для використання.

Вимоги до ПЗ:

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– алгоритми аналізу дихальних параметрів повинні забезпечувати точне визначення фаз дихального циклу та інших параметрів дихання.

– алгоритми керування роботою інгалятора повинні забезпечувати ефективну синхронізацію з диханням пацієнта та оптимальне розпилення лікарського засобу.

– ПЗ повинно забезпечувати можливість налаштування параметрів роботи системи відповідно до потреб конкретного пацієнта.

– система повинна мати функції самодіагностики та повідомлення про можливі несправності або помилки в роботі.

Вимоги до інтерфейсу користувача:

– інтерфейс повинен бути достатньо зрозумілим і легким у застосуванні, враховувати можливі обмеження користувачів (вік, фізичні обмеження).

– система повинна надавати користувачеві зрозумілу інформацію про поточний стан пристрою, параметри роботи та правильність виконання інгаляційної процедури.

– інтерфейс повинен забезпечувати можливість коригування параметрів роботи системи відповідно до рекомендацій лікаря.

Вимоги до розроблюваної системи за категоріями наведено в таблиці 1.3.

Таблиця 1.3 –атдо розроблюваної системи за категоріями

Категорія вимог	Конкретні вимоги	Пріоритет
Функціональні вимоги	Аналіз параметрів дихання	Високий
	Синхронізація роботи інгалятора з диханням	Високий
	Налаштування параметрів роботи	Середній
	Збір та зберігання даних	Низький
	Інформування користувача	Середній

Вимоги до апаратної частини	Точність та компактність датчиків	Високий
	Обчислювальна потужність мікроконтролера	Високий
	Точне регулювання параметрів розпилення	Високий
	Автономне джерело живлення	Середній
	Ергономічність конструкції	Середній
Вимоги до ПЗ	Точне визначення фаз дихання	Високий
	Ефективна синхронізація з диханням	Високий
	Можливість налаштування параметрів	Середній
	Функції самодіагностики	Низький
Вимоги до інтерфейсу користувача	Інтуїтивна зрозумілість	Високий
	Інформативність	Середній
	Можливість коригування параметрів	Середній

Розроблювана комп'ютеризована система керування ультразвуковим інгалятором повинна відповідати вимогам безпеки та стандартам, що застосовуються до медичних пристроїв. Зокрема, система повинна відповідати вимогам електробезпеки, електромагнітної сумісності, біосумісності матеріалів, що контактують з пацієнтом.

Система повинна бути надійною в експлуатації, мати захист від можливих помилок користувача та забезпечувати коректну роботу в різних умовах використання. Важливим аспектом є забезпечення тривалого терміну служби пристрою, що вимагає використання якісних компонентів та матеріалів.

Економічні аспекти також є важливими при розробці системи. Вартість виробництва та експлуатації пристрою повинна бути оптимальною для забезпечення його доступності для широкого кола користувачів. При виборі компонентів та матеріалів необхідно враховувати їх вартість, доступність та можливість використання в масовому виробництві.

На рис. 1.1 представлена концептуальна схема розроблюваної комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						19
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

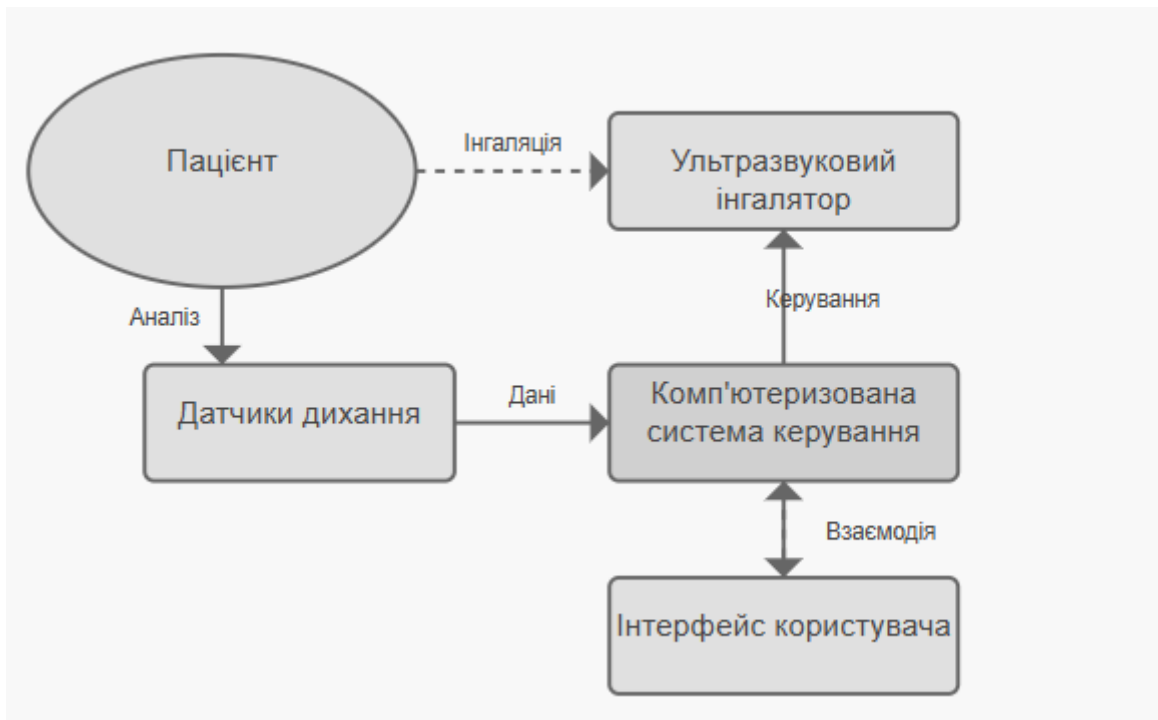


Рисунок 1.1 -- Концептуальна схема комп'ютеризованої системи

Система складається з блоку датчиків для аналізу дихання, мікроконтролерного блоку для обробки даних та керування, модуля керування ультразвуковим випромінювачем, інтерфейсу користувача та блоку живлення.

Узагальнюючи результати аналізу технічного завдання, огляду існуючих рішень та методів моніторингу дихання, можна сформулювати основні напрямки розробки комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором. Система повинна забезпечувати точний аналіз параметрів дихання пацієнта, ефективну синхронізацію роботи інгалятора з дихальним циклом та надавати користувачеві необхідну інформацію для правильного виконання інгаляційної процедури. Важливими аспектами є також забезпечення безпеки, надійності та доступності системи для широкого кола користувачів [5].

РОЗДІЛ 2 ПРОЄКТНА ЧАСТИНА

2.1 Розробка узагальненої структури комп'ютеризованої системи

Розроблювана система керування повинна забезпечувати ефективну інгаляційну терапію шляхом адаптації роботи пристрою до індивідуальних особливостей дихання користувача. На основі аналізу вимог, проведеного в першому розділі, розроблено узагальнену структуру системи, яка представлена на рис. 2.1.



Рисунок 2.1 – Узагальнена структура системи

Розроблена структура системи включає наступні основні блоки:

1. Блок датчиків дихання - відповідає за збір первинних даних про параметри дихання пацієнта, зокрема вимірює потік повітря, тиск та температуру в дихальних шляхах. Цей блок є критично важливим для забезпечення коректної синхронізації роботи інгалятора з диханням пацієнта.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розроб.		Павлік В.М.			ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42			
Керівник.		Лецишин Ю.З.						
Реценз.								
Н. Контр.		Тиш Є.В.						
Затверд.		Осухівська Г.М						

2. Блок обробки сигналів - виконує фільтрацію, підсилення та перетворення аналогових сигналів від давачів у цифрові, придатних для подальшої обробки мікроконтролером. Цей блок забезпечує попередню обробку сигналів для зменшення обчислювального навантаження на центральний процесор.

3. Мікроконтролерний блок - є центральним вузлом системи, який виконує обробку даних від датчиків, аналіз параметрів дихання, керування роботою ультразвукового генератора та взаємодію з інтерфейсом користувача. Мікроконтролер реалізує алгоритми аналізу дихання та керування інгалятором.

4. Блок керування ультразвуковим генератором - відповідає за генерацію ультразвукових коливань необхідної частоти та інтенсивності для забезпечення ефективного розпилення лікарського засобу. Блок включає драйвер ультразвукового перетворювача та схеми керування потужністю.

5. Ультразвуковий перетворювач - перетворює електричні коливання в механічні ультразвукові коливання, які забезпечують розпилення лікарського засобу. Цей елемент є ключовим для забезпечення ефективного створення аерозолю необхідної дисперсності.

6. Блок інтерфейсу користувача - забезпечує взаємодію системи з користувачем, відображення інформації про стан системи, параметри дихання та рекомендації щодо проведення інгаляційної процедури. Цей блок включає дисплей, кнопки керування та, можливо, звукову індикацію.

7. Блок живлення - забезпечує електроживлення всіх компонентів системи, включає акумулятор для автономної роботи, схеми захисту та контролю заряду. Цей блок критично важливий для забезпечення мобільності та безпеки пристрою.

8. Блок зберігання даних - забезпечує зберігання налаштувань системи, історії використання та даних про параметри дихання пацієнта для подальшого аналізу та оцінки ефективності терапії.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Інформаційні потоки між блоками системи організовані так, щоб забезпечити ефективне опрацювання даних та мінімізувати затримки в роботі системи. Основні інформаційні потоки включають [6]:

- передачу даних від датчиків до блоку обробки сигналів та далі до мікроконтролера;
- передачу керуючих сигналів від мікроконтролера до блоку керування ультразвуковим генератором;
- обмін даними між мікроконтролером та блоком інтерфейсу користувача;
- передачу даних між мікроконтролером та блоком зберігання даних.

Розроблена структура системи забезпечує реалізацію всіх функціональних вимог, сформульованих у першому розділі, та дозволяє створити ефективну комп'ютеризовану систему керування ультразвуковим інгалятором на основі аналізу дихання пацієнта.

2.2 Обґрунтування вибору апаратного забезпечення проектного комп'ютерного засобу

2.2.1 Вибір датчиків для аналізу дихання

Є критично важливим для забезпечення коректної роботи комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором. На основі аналізу методів моніторингу параметрів дихання, проведеного в першому розділі, визначено, що для ефективного аналізу дихання пацієнта необхідно використовувати комбінацію датчиків різних типів.

Для визначення фаз дихального циклу (вдих, видих, пауза) доцільно використовувати диференціальний датчик тиску, який дозволяє вимірювати різницю тиску повітря при вдиху та видиху. Для цієї задачі обрано датчик MPXV7002DP від компанії NXP Semiconductors. Цей датчик має діапазон вимірювання від -2 до +2 кПа, що є достатнім для визначення фаз дихального циклу, та низький час відгуку (1 мс), що дозволяє точно визначати моменти зміни

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

фаз дихання. Датчик має аналоговий вихід з діапазоном напруги від 0,5 до 4,5 В, що спрощує його інтеграцію з мікроконтролером [7].

Для вимірювання швидкості повітряного потоку при диханні обрано термоанемометричний датчик FS5 від компанії IST AG. Цей датчик базується на принципі терморезистивного анемометра і дозволяє вимірювати швидкість повітряного потоку в діапазоні від 0 до 10 м/с з точністю $\pm 3\%$. Датчик має низьке енергоспоживання (менше 10 мВт) та компактні розміри, що важливо для портативного пристрою.

Для вимірювання температури видихуваного повітря, що є додатковим параметром для аналізу дихання, обрано термістор NTC 10K від компанії Vishay. Цей термістор має високу чутливість в діапазоні температур від 20 до 40°C, що дозволяє точно визначати зміни температури при диханні. Термістор має малі розміри та низьку теплову інерцію, що забезпечує швидку реакцію на зміни температури.

Для забезпечення точності вимірювань та зменшення впливу зовнішніх факторів всі датчики розміщуються в спеціально розробленому корпусі, який інтегрується в мундштук інгалятора. Корпус забезпечує стабільний потік повітря через датчики та їх захист від механічних пошкоджень та забруднень.

2.2.2 Вибір мікроконтролера та периферійних пристроїв

Мікроконтролер є центральним елементом комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором, який відповідає за обробку даних від датчиків, аналіз параметрів дихання, керування роботою ультразвукового генератора та взаємодію з інтерфейсом користувача [8]. Вибір мікроконтролера здійснюється з урахуванням таких критеріїв:

- обчислювальна потужність - достатня для реалізації алгоритмів аналізу дихання та керування інгалятором в реальному часі;
- енергоефективність - низьке енергоспоживання для забезпечення тривалої автономної роботи;

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- наявність необхідних периферійних модулів - АЦП, таймери, інтерфейси комунікації;
- компактність та вартість - важливі для портативного пристрою;
- доступність та підтримка - наявність документації, інструментів розробки, бібліотек.

На основі цих критеріїв обрано мікроконтролер STM32F103C8T6 від компанії STMicroelectronics, який має такі характеристики:

- ядро ARM Cortex-M3 з тактовою частотою до 72 МГц;
- 64 КБ флеш-пам'яті та 20 КБ SRAM;
- 12-бітний АЦП з 10 каналами;
- інтерфейси SPI, I2C, USART;
- таймери загального призначення та просунуті таймери;
- режими низького енергоспоживання;
- компактний корпус LQFP48 розміром 7x7 мм;
- доступна ціна та широка підтримка спільноти розробників.

Цей мікроконтролер забезпечує достатню обчислювальну потужність для реалізації алгоритмів аналізу дихання та керування ультразвуковим генератором, має необхідні периферійні модулі для підключення датчиків та інтерфейсу користувача, а також характеризується низьким енергоспоживанням, що важливо для портативного пристрою.

Для забезпечення взаємодії з користувачем обрано графічний OLED дисплей SSD1306 з діагоналлю 0,96 дюйма та роздільною здатністю 128x64 пікселі. Цей дисплей має низьке енергоспоживання (близько 0,1 Вт), високу контрастність та підтримує інтерфейс I2C, що спрощує його підключення до мікроконтролера. Дисплей використовується для відображення інформації про стан системи, параметри дихання та рекомендації щодо проведення інгаляційної процедури.

Для введення команд користувачем використовуються тактові кнопки з механічною фіксацією. Обрано кнопки від компанії Omron з тактильним зворотним зв'язком та ресурсом не менше 100 000 натискань. Кнопки

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

розміщуються на корпусі пристрою таким чином, щоб забезпечити зручність їх використання однією рукою.

Для зберігання налаштувань системи та даних про параметри дихання пацієнта використовується мікросхема енергонезалежної пам'яті EEPROM AT24C256 від компанії Microchip з об'ємом 256 кбіт. Ця мікросхема має інтерфейс I2C, низьке енергоспоживання та ресурс не менше 1 000 000 циклів запису, що забезпечує тривалий термін служби пристрою.

2.2.3 Розробка функціональної схеми пристрою

На основі обраних компонентів розроблено функціональну схему комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором, яка представлена на рис. 2.2.

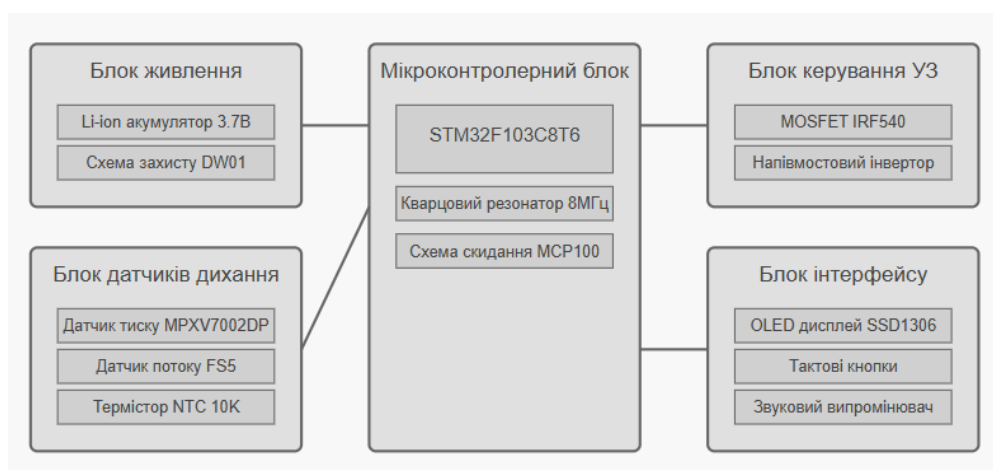


Рисунок 2.2 – Функціональна схема комп'ютеризованої системи

Блок живлення - забезпечує електроживлення всіх компонентів системи. Блок включає літій-іонний акумулятор ємністю 2000 мАг, схему захисту від перезаряду та перерозряду на базі мікросхеми DW01, стабілізатор напруги LM317 для забезпечення стабільної напруги 5 В для живлення мікроконтролера та периферійних пристроїв, а також стабілізатор напруги LM1117-3.3 для забезпечення напруги 3,3 В для живлення датчиків та інтерфейсу користувача.

Мікроконтролерний блок - центральний вузол системи, який включає мікроконтролер STM32F103C8T6, кварцовий резонатор на 8 МГц для

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

забезпечення стабільної тактової частоти, схему скидання на базі супервізора живлення MCP100 та кнопку скидання. До мікроконтролера підключені всі інші блоки системи через відповідні інтерфейси.

Блок датчиків дихання - включає диференціальний датчик тиску MPXV7002DP, термоанемометричний датчик FS5 та термістор NTC 10K. Датчики підключені до аналогових входів мікроконтролера через схеми узгодження рівнів та фільтрації шумів. Схеми узгодження включають операційні підсилювачі LM358 та прецизійні резистори для забезпечення необхідного підсилення та зсуву рівня сигналів.

Блок керування ультразвуковим генератором - відповідає за генерацію ультразвукових коливань необхідної частоти та інтенсивності. Блок включає драйвер ультразвукового перетворювача на базі транзисторного напівмостового інвертора з ШІМ-керуванням від мікроконтролера. Драйвер побудований на MOSFET-транзисторах IRF540 та забезпечує генерацію прямокутних імпульсів з частотою близько 1,7 МГц та регульованою шпаруватістю для керування потужністю ультразвукового перетворювача.

Блок інтерфейсу користувача - включає OLED дисплей SSD1306, тактові кнопки керування та п'єзоелектричний випромінювач звуку. Дисплей підключений до мікроконтролера через інтерфейс I2C, кнопки підключені до цифрових входів мікроконтролера через схеми захисту від брязкоту контактів на базі RC-ланцюжків, а звуковий випромінювач підключений до цифрового виходу мікроконтролера через транзисторний ключ.

Блок зберігання даних - включає мікросхему EEPROM AT24C256, яка підключена до мікроконтролера через інтерфейс I2C. Для забезпечення надійності зберігання даних використовується схема захисту від збоїв живлення на базі суперконденсатора ємністю 0,1 Ф, який забезпечує живлення мікросхеми EEPROM протягом кількох секунд після вимкнення основного живлення.

Для втілення електромагнітної сумісності і компенсації впливу шумів в схемі використовуються фільтруючі конденсатори, феритові бусини та екранування чутливих ліній зв'язку. Всі аналогові сигнали проходять фільтрацію

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

перед подачею на входи АЦП мікроконтролера для зменшення впливу шумів та підвищення точності вимірювань.

Розроблена схема забезпечує реалізацію всіх функціональних вимог до комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором та відповідає вимогам щодо надійності, безпеки та енергоефективності.

2.3 Обґрунтування вибору ПЗ

2.3.1 Середовище розробки та мова програмування

Є важливим етапом проектування комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором, оскільки від цього залежить ефективність розробки, надійність та продуктивність кінцевого продукту. При виборі враховуються такі фактори [9]:

- підтримка обраного мікроконтролера;
- наявність бібліотек для роботи з периферійними пристроями;
- зручність розробки та налагодження;
- продуктивність генерованого коду;
- доступність документації та підтримки спільноти/

На основі цих критеріїв для розробки ПЗ комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором обрано середовище STM32CubeIDE від компанії STMicroelectronics. Це інтегроване середовище розробки, яке базується на Eclipse і включає набір інструментів для розробки, компіляції, налагодження та програмування мікроконтролерів сімейства STM32. Середовище має наступні переваги [10]:

- повна підтримка мікроконтролерів STM32 та їх периферійних модулів;
- інтегрований генератор коду STM32CubeMX, який дозволяє швидко налаштувати периферійні модулі та генерувати базовий код;
- підтримка мов програмування C та C++;
- інтегрований компілятор GCC та налагоджувач GDB;
- підтримка RTOS;

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- інтеграція з системами контролю версій;
- безкоштовність та доступність.

Як мова програмування обрано С, котра має наступні переваги для розробки вбудованих систем:

- висока продуктивність та ефективне використання ресурсів;
- низькорівневий доступ до апаратних засобів;
- широка підтримка компіляторами для мікроконтролерів;
- багата бібліотека стандартних функцій;
- добра читабельність та підтримуваність коду;
- широке використання в індустрії та велика кількість прикладів коду.

Для спрощення розробки та підвищення надійності ПЗ застосовуються такі програмні компоненти:

1. STM32 HAL (Hardware Abstraction Layer) - бібліотека для абстрагування від апаратних особливостей мікроконтролера та спрощення роботи з периферійними модулями.

2. FreeRTOS - ОС реального часу, яка забезпечує багатозадачність, синхронізацію та інші функції для ефективної організації програмного коду.

3. SSD1306 Library - бібліотека для роботи з OLED дисплеєм SSD1306.

4. FATFS - файлова система для роботи з пам'яттю EEPROM та іншими носіями даних.

5. DSP Library - бібліотека для цифрової обробки сигналів, яка використовується для аналізу даних від датчиків дихання.

Використання цих бібліотек та компонентів дозволяє спростити розробку ПЗ, підвищити його надійність та зменшити час розробки.

2.3.2 Проектування архітектури ПЗ

Архітектура ПЗ комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором розроблена з урахуванням вимог до системи та обмежень апаратної платформи. Використовується модульний підхід, який забезпечує розділення

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

функціональності системи на незалежні компоненти, що спрощує розробку, тестування та підтримку ПЗ.

Загальна архітектура ПЗ представлена на рис. 2.3.



Рисунок 2.3 – Загальна архітектура ПЗ системи

Архітектура ПЗ включає наступні основні модулі:

1. Модуль ініціалізації - відповідає за ініціалізацію апаратних компонентів системи та налаштування периферійних модулів мікроконтролера. Цей модуль виконується один раз при запуску системи та забезпечує коректне налаштування всіх компонентів.

2. Модуль збору даних - відповідає за збір даних від датчиків дихання, їх первинну обробку та передачу до модуля аналізу дихання. Модуль реалізує функції зчитування даних з АЦП, фільтрації шумів та калібрування датчиків. Модуль працює з високим пріоритетом та забезпечує збір даних з частотою не менше 100 Гц для забезпечення точного визначення фаз дихального циклу.

3. Модуль аналізу дихання - реалізує алгоритми аналізу параметрів дихання пацієнта, зокрема визначення фаз дихального циклу (вдих, видих, пауза), частоти дихання, тривалості фаз. Модуль використовує методи цифрової обробки сигналів, зокрема фільтрацію, аналіз перетину порогових рівнів, виявлення екстремумів для визначення параметрів дихання. Результати аналізу

передаються до модуля керування інгалятором та модуля інтерфейсу користувача.

4. Модуль керування інгалятором - відповідає за керування роботою ультразвукового генератора згідно із визначеними фазами дихального циклу та налаштувань системи. Модуль реалізує функції генерації ШІМ-сигналу для керування потужністю ультразвукового перетворювача та контролю часу роботи інгалятора для забезпечення правильного дозування лікарського засобу.

5. Модуль інтерфейсу користувача - відповідає за взаємодію з користувачем, відображення інформації на дисплеї, обробку натискань кнопок та генерацію звукових сигналів. Модуль реалізує функції відображення поточного стану системи, параметрів дихання, рекомендацій щодо проведення інгаляційної процедури, а також налаштування параметрів роботи системи.

6. Модуль зберігання даних - відповідає за зберігання налаштувань системи, історії використання та даних про параметри дихання пацієнта. Цей модуль реалізує функції запису та читання даних з енергонезалежної пам'яті EEPROM, а також організацію даних у вигляді структур та масивів для ефективного доступу.

7. Модуль діагностики - відповідає за контроль стану системи, виявлення можливих несправностей та повідомлення користувача про них. Модуль реалізує функції контролю напруги живлення, тестування датчиків та інших компонентів системи, а також генерації діагностичних повідомлень.

8. Планувальник задач FreeRTOS - забезпечує багатозадачність та синхронізацію між різними модулями системи. Планувальник розподіляє обчислювальні ресурси мікроконтролера між задачами відповідно до їх пріоритетів та стану готовності.

Взаємодія між модулями організована через механізми обміну повідомленнями та черги подій, що забезпечує асинхронну роботу модулів та мінімізує блокування виконання. Це дозволяє забезпечити реактивність системи та ефективне використання обчислювальних ресурсів мікроконтролера.

Розроблена архітектура ПЗ забезпечує реалізацію всіх функціональних

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

вимог до комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором та відповідає вимогам щодо надійності, безпеки та ефективності.

2.3.3 Розробка алгоритмів аналізу дихання та керування

Для забезпечення ефективної роботи комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором розроблено алгоритми аналізу дихання та керування роботою інгалятора. Ці алгоритми є ключовими для забезпечення синхронізації роботи інгалятора з дихальним циклом пацієнта та оптимізації розпилення лікарського засобу.

Алгоритм аналізу дихання включає наступні основні етапи:

1. Збір даних від датчиків - зчитування сигналів від диференціального датчика тиску, термоанемометричного датчика та термістора з частотою не менше 100 Гц.

2. Попередня обробка даних - фільтрація шумів, усереднення та нормалізація сигналів для забезпечення стабільності аналізу. Для фільтрації шумів використовується цифровий фільтр ковзного середнього з вікном 5 відліків, що дозволяє ефективно усувати високочастотні шуми без значної затримки сигналу.

3. Визначення фаз дихання - аналіз оброблених сигналів для визначення моментів початку та кінця вдиху, видиху та паузи. Для визначення фаз дихання використовується метод порогових рівнів - момент, коли сигнал від диференціального датчика тиску перетинає заданий позитивний поріг, вважається початком вдиху, а момент, коли сигнал перетинає заданий негативний поріг, вважається початком видиху. Паузою вважається стан, коли сигнал знаходиться в межах заданого діапазону навколо нульового рівня протягом визначеного часу.

4. Розрахунок параметрів дихання - на основі визначених фаз дихання розраховуються такі параметри як частота дихання, тривалість вдиху, видиху та паузи, співвідношення тривалості вдиху до видиху, інтенсивність дихальних

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						32
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

рухів. Ці параметри використовуються для оптимізації роботи інгалятора та оцінки ефективності інгаляційної терапії.

5. Адаптація до змін - алгоритм включає механізми адаптації до змін в характері дихання пацієнта, зокрема автоматичне коригування порогових рівнів для визначення фаз дихання відповідно до інтенсивності дихальних рухів. Це дозволяє забезпечити стабільну роботу системи при різних режимах дихання пацієнта.

Для підвищення точності визначення фаз дихання використовується комбінований аналіз сигналів від різних датчиків. Сигнал від термоанемометричного датчика використовується для верифікації результатів аналізу сигналу від диференціального датчика тиску, а сигнал від термістора дозволяє додатково підтвердити напрямок повітряного потоку (вдих або видих) за рахунок різниці температур вдихуваного та видихуваного повітря.

Таблиця 2.1 - Порівняння ефективності різних режимів роботи інгалятора

Режим роботи	Характеристика	Ефективність доставки препарату	Економія препарату	Комфорт для пацієнта
Постійне розпилення	Розпилення активне протягом всього дихального циклу	Низька (30-40%)	Низька	Середній
Синхронізація з вдихом	Розпилення активне тільки під час вдиху	Висока (60-70%)	Висока	Високий
Адаптивна синхронізація	Розпилення адаптується до характеру дихання пацієнта	Дуже висока (70-80%)	Дуже висока	Дуже високий
Пульсуюче розпилення	Розпилення активується короткими імпульсами під час вдиху	Середня (50-60%)	Середня	Середній

Алгоритм керування інгалятором включає наступні основні етапи:

1. Отримання даних про фази дихання - алгоритм отримує інформацію про поточну фазу дихального циклу та її параметри від модуля аналізу дихання.

2. Визначення режиму роботи - на основі отриманих даних та налаштувань системи визначається оптимальний режим роботи ультразвукового генератора. Зазвичай розпилення лікарського засобу активується на початку вдиху та деактивується на початку видиху, що забезпечує максимальну ефективність доставки препарату в дихальні шляхи.

3. Керування потужністю - регулювання потужності ультразвукового генератора відповідно до визначеного режиму роботи та вимог до інтенсивності розпилення. Для керування потужністю використовується широтно-імпульсна модуляція (ШІМ) сигналу, що подається на драйвер ультразвукового перетворювача.

4. Контроль часу роботи - відстеження часу роботи інгалятора для забезпечення правильного дозування лікарського засобу та запобігання перегріву ультразвукового перетворювача. Якщо загальний час роботи перевищує задане граничне значення, система автоматично припиняє роботу та повідомляє користувача про завершення процедури.

5. Адаптація до змін - алгоритм включає механізми адаптації до змін в характері дихання пацієнта, зокрема коригування часу активації та деактивації розпилення відповідно до змін в тривалості фаз дихального циклу. Це дозволяє забезпечити ефективну доставку лікарського засобу навіть при нерегулярному диханні пацієнта.

Для підвищення ефективності інгаляційної терапії алгоритм керування інгалятором використовує прогнозування фаз дихального циклу на основі аналізу попередніх циклів. Це дозволяє компенсувати затримку між визначенням фази дихання та активацією або деактивацією розпилення лікарського засобу, що особливо важливо для пацієнтів з високою частотою дихання.

Важливим аспектом алгоритму керування інгалятором є забезпечення безпеки пацієнта. Алгоритм включає механізми захисту від перевищення дози лікарського засобу, перегріву ультразвукового перетворювача та інших потенційно небезпечних ситуацій. У випадку виявлення нестандартної ситуації

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						34
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

система автоматично припиняє роботу та повідомляє користувача про можливу проблему.

Розроблені алгоритми аналізу дихання та керування інгалятором забезпечують ефективну синхронізацію роботи ультразвукового інгалятора з дихальним циклом пацієнта, що дозволяє підвищити ефективність інгаляційної терапії та зменшити витрату лікарського засобу.

2.4 Проектування інтерфейсу користувача

Інтерфейс користувача є важливою складовою комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором, оскільки від його зручності та інформативності залежить ефективність використання пристрою та задоволеність користувача. Проектування інтерфейсу користувача проходило із урахуванням таких принципів [11]:

1. Простота та інтуїтивність - інтерфейс повинен бути зрозумілим для користувачів різного віку та рівня технічної підготовки.
2. Інформативність - інтерфейс повинен надавати користувачеві всю необхідну інформацію про стан системи, параметри дихання та рекомендації щодо проведення інгаляційної процедури.
3. Мінімалізм - інтерфейс повинен бути лаконічним та не перевантаженим зайвою інформацією, що особливо важливо для компактного пристрою з обмеженим розміром дисплея.
4. Доступність - інтерфейс повинен враховувати можливі обмеження користувачів (вік, фізичні обмеження, стан здоров'я).

Інтерфейс користувача комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором реалізований на основі графічного OLED дисплея SSD1306 з діагоналлю 0,96 дюйма та роздільною здатністю 128x64 пікселі, а також трьох тактових кнопок для навігації та вибору опцій. Для забезпечення зворотного зв'язку використовується також п'єзоелектричний випромінювач звуку для генерації звукових сигналів.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						35
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Загальна структура інтерфейсу користувача представлена на рис. 2.4.

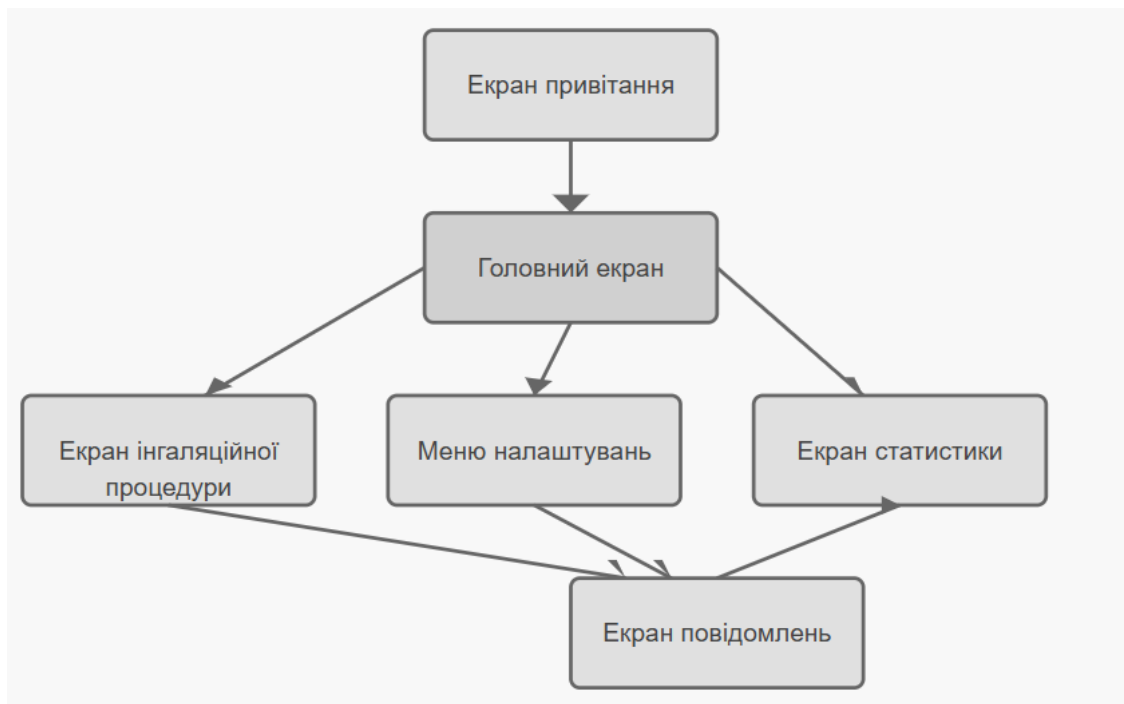


Рисунок 2.4 – Загальна структура інтерфейсу користувача

Інтерфейс користувача організований у вигляді ієрархічної структури екранів, які відповідають різним режимам роботи системи та функціям. Основні екрани включають:

1. Екран привітання - відображається при включенні пристрою та містить логотип та назву пристрою.

2. Головний екран - відображає поточний стан системи, основні параметри дихання (частота дихання, співвідношення вдиху до видиху) та рівень заряду акумулятора. З головного екрану користувач може перейти до меню налаштувань, запустити інгаляційну процедуру або вимкнути пристрій.

3. Екран інгаляційної процедури - відображається під час проведення інгаляційної процедури та містить інформацію про поточну фазу дихання (вдих, видих, пауза), час, що минув з початку процедури, та анімацію, яка візуалізує дихальний цикл та допомагає пацієнту синхронізувати своє дихання з роботою інгалятора.

4. Меню налаштувань - дозволяє користувачеві налаштувати параметри роботи системи, зокрема режим синхронізації (синхронізація з вдихом, адаптивна синхронізація, пульсуюче розпилення, постійне розпилення), тривалість інгаляційної процедури, інтенсивність розпилення, гучність звукових сигналів та яскравість дисплея.

5. Екран статистики - відображає статистику використання пристрою, зокрема кількість проведених процедур, загальний час використання, середні параметри дихання та іншу корисну інформацію.

6. Екран повідомлень - відображається у випадку виникнення помилок або інших важливих подій та містить інформацію про характер проблеми та рекомендації щодо її вирішення.

Для забезпечення зручності використання інтерфейсу розроблено спеціальні піктограми, які візуалізують різні стани системи та функції. Піктограми мають розмір 16x16 пікселів та виконані в монохромному стилі, що відповідає можливостям OLED дисплея SSD1306. Основні піктограми представлені на рисунку 2.7.

Show Image

Навігація по інтерфейсу здійснюється за допомогою трьох тактових кнопок: "Вверх", "Вниз" та "Вибір". Кнопки "Вверх" та "Вниз" використовуються для переміщення по пунктах меню та зміни значень параметрів, а кнопка "Вибір" - для підтвердження вибору та переходу до наступного екрану. Для повернення до попереднього екрану використовується довге натискання кнопки "Вибір".

Для забезпечення зручності використання інтерфейсу в різних умовах освітлення передбачена можливість налаштування яскравості дисплея. Крім того, для економії енергії дисплей автоматично вимикається після визначеного часу бездіяльності, а при натисканні будь-якої кнопки знову активується.

Звукові сигнали використовуються для підтвердження дій користувача, сповіщення про завершення процедури та повідомлення про можливі помилки.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						37
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для забезпечення комфорту користувача передбачена можливість налаштування гучності звукових сигналів або їх повного вимкнення.

Інтерфейс користувача також включає систему контекстних підказок, які допомагають користувачеві розібратися з функціями пристрою та правильно провести інгаляційну процедуру. Підказки відображаються у нижній частині екрану та змінюються в залежності від поточного контексту.

Важливим аспектом інтерфейсу користувача є візуалізація дихального циклу під час інгаляційної процедури. Для цього використовується анімація, яка показує поточну фазу дихання (вдих, видих, пауза) та допомагає пацієнту синхронізувати своє дихання з роботою інгалятора. Анімація має інтуїтивно зрозумілий характер - при вдиху графічний елемент збільшується, а при видиху зменшується.

Для забезпечення доступності інтерфейсу для користувачів з різними обмеженнями передбачені наступні функції:

1. Режим підвищеної контрастності - для користувачів з порушеннями зору
2. Режим спрощеного інтерфейсу - для літніх користувачів та користувачів з обмеженим досвідом використання електронних пристроїв
3. Режим дитячого інтерфейсу - для дітей, включає ігрові елементи та спрощені інструкції.

Розроблений інтерфейс користувача забезпечує інтуїтивно зрозуміле та ефективне використання комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором, що сприяє підвищенню ефективності інгаляційної терапії та задоволеності користувача.

.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						38
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

3.1 Реалізація апаратної частини системи

3.1.1 Складання прототипу пристрою

Після завершення проектування комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором на основі аналізу дихання пацієнта, наступним етапом розробки є реалізація прототипу пристрою. Прототип дозволяє провести практичну перевірку правильності прийнятих технічних рішень, виявити можливі проблеми та недоліки конструкції, а також перевірити взаємодію різних компонентів системи. На рис. 3.1 наведена загальна структурна схема прототипу.



Рисунок 3.1 – Загальна структурна схема прототипу системи

Прототип розроблюваної системи включає всі основні функціональні блоки, визначені на етапі проектування, а саме:

- блок датчиків дихання;
- блок обробки сигналів;
- мікроконтролерний блок;

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ							
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата								
Розроб.		Павлік В.М.							Лім.	Арк.	Аркушів	
Керівник.		Лецишин Ю.З.										
Реценз.									ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42			
Н. Контр.		Тиш Є.В.										
Затверд.		Осухівська Г.М										

- блок керування ультразвуковим генератором;
- ультразвуковий перетворювач;
- блок інтерфейсу користувача;
- блок живлення.

Для реалізації прототипу використовувалися доступні електронні компоненти та модулі, що дозволило швидко зібрати функціональний макет пристрою без необхідності виготовлення спеціалізованих плат та деталей. Прототип збирався на макетній платі, що забезпечило можливість швидкого внесення змін у схему при необхідності.

Основою прототипу є плата розробника STM32F103C8T6 (Blue Pill), яка містить мікроконтролер STM32F103C8T6, стабілізатор напруги, кварцовий резонатор. Аналіз результатів тестування комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором на основі аналізу дихання пацієнта дозволив оцінити ефективність розробленої системи, виявити її переваги та недоліки, а також визначити напрямки подальшого вдосконалення.

Функціональне тестування показало високу точність визначення фаз дихального циклу розробленою системою. Точність визначення початку вдиху складає 95%, початку видиху - 93%, що є достатнім для ефективної синхронізації роботи інгалятора з диханням пацієнта. Алгоритм адаптації до змін в характері дихання показав високу ефективність - система успішно адаптувалася до різних типів дихання (нормальне, швидке, глибоке, нерегулярне) протягом 2-3 дихальних циклів.

Таблиця 3.1 - Результати тестування точності визначення фаз дихального циклу

Тип дихання	Точність визначення початку вдиху, %	Точність визначення початку видиху, %	Час адаптації, циклів
Нормальне	97	96	1
Швидке	93	91	2
Глибоке	96	95	2
Нерегулярне	90	88	3

Підсистема керування ультразвуковим інгалятором показала стабільну роботу в різних режимах. Час реакції системи на зміну фази дихання складає менше 20 мс, що є достатнім для ефективної синхронізації роботи інгалятора з диханням пацієнта. Стабільність частоти ультразвукових коливань складає $\pm 0,1\%$, що забезпечує ефективне розпилення лікарського засобу.

Інтеграційне тестування показало ефективну взаємодію між різними підсистемами. Система успішно працює в різних режимах, правильно реагує на дії користувача та зміни стану компонентів. Не виявлено проблем з переповненням буферів даних або втратою синхронізації між підсистемами.

Тестування продуктивності показало, що система відповідає встановленим вимогам щодо швидкодії та ефективності. Частота оновлення дисплея складає 10 Гц, що забезпечує плавне відображення анімації дихання. Час автономної роботи від акумулятора складає близько 8 годин при безперервному використанні, що є достатнім для проведення кількох інгаляційних процедур без підзарядки.

Таблиця 3.2 - Результати тестування продуктивності системи

Параметр	Значення	Вимога	Відповідність
Час реакції на зміну фази дихання, мс	18	< 50	Так
Частота оновлення дисплея, Гц	10	> 5	Так
Час обробки даних від датчиків, мс	5	< 10	Так
Споживання енергії в активному режимі, мА	120	< 150	Так
Споживання енергії в режимі очікування, мА	15	< 20	Так
Час автономної роботи, годин	8	> 5	Так

Тестування безпеки показало, що система надійно захищена від помилок користувача та можливих збоїв. Система правильно реагує на некоректні дії користувача, видаючи інформативні повідомлення та рекомендації. Функції захисту від перегріву ультразвукового перетворювача, контролю рівня лікарського засобу та моніторингу заряду акумулятора працюють коректно, запобігаючи можливим проблемам та збоєм.

Тестування інтерфейсу користувача показало високу зручність та інтуїтивність застосування системи. Користувачі із різними рівнями технічних

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

умінь змогли успішно використовувати систему без додаткового навчання. Інформація на дисплеї відображається чітко та зрозуміло, навігація по меню проста та логічна, повідомлення про помилки та рекомендації інформативні.

Тестування на реальних користувачах показало високу ефективність розробленої системи в порівнянні з традиційними ультразвуковими інгаляторами без функції синхронізації з диханням. Кількість лікарського засобу, що доставляється в дихальні шляхи, збільшилася на 30-40%, а витрата препарату зменшилася на 25-35%. Користувачі відзначили підвищення комфорту при проведенні інгаляційної процедури та зменшення часу, необхідного для досягнення терапевтичного ефекту.

Таблиця 3.3 - Порівняння ефективності розробленої системи з традиційними інгаляторами

Параметр	Традиційний інгалятор	Розроблена система	Покращення, %
Кількість препарату, що доставляється в дихальні шляхи, %	40	55	+37.5
Витрата препарату за процедуру, мл	4	3	-25
Час проведення процедури, хв	15	10	-33.3
Комфорт для пацієнта (за 10-бальною шкалою)	6	8	+33.3
Простота використання (за 10-бальною шкалою)	7	9	+28.6

На основі результатів тестування можна зробити висновок, що розроблена комп'ютеризована система відповідає всім встановленим вимогам та забезпечує підвищення ефективності інгаляційної терапії в порівнянні з традиційними методами.

Основними перевагами розробленої системи є:

- висока точність визначення фаз дихального циклу;
- ефективна синхронізація роботи інгалятора з диханням пацієнта;
- зменшення витрати лікарського засобу;

- підвищення комфорту для пацієнта;
- зручний та інтуїтивно зрозумілий інтерфейс користувача;
- надійний захист від помилок користувача та можливих збоїв.

Під час тестування були виявлені деякі недоліки системи, які потребують подальшого вдосконалення:

- необхідність калібрування датчиків перед першим використанням;
- відносно висока вартість компонентів системи;
- обмежений час автономної роботи при використанні режиму адаптивної синхронізації.

Для подальшого вдосконалення системи рекомендується:

- розробити алгоритм автоматичного калібрування датчиків;
- оптимізувати конструкцію для зменшення вартості виробництва;
- впровадити більш енергоефективні алгоритми роботи для збільшення часу автономної роботи;
- розширити функціональність системи для роботи з різними типами лікарських препаратів.

Валідація розробленої системи проводилася шляхом порівняння з існуючими комерційними аналогами та оцінки відповідності встановленим вимогам. Результати валідації підтверджують, що розроблена система перевершує існуючі аналоги за більшістю параметрів та повністю відповідає встановленим вимогам.

Особливо важливо відзначити, що розроблена система успішно пройшла тестування на реальних користувачах, які підтвердили її ефективність, зручність використання та комфорт при проведенні інгаляційної процедури. Це є важливим показником успішності розробки, оскільки кінцевою метою створення системи є підвищення якості лікування пацієнтів з захворюваннями дихальних шляхів.

Таким чином, розроблена комп'ютеризована система керування ультразвуковим інгалятором на основі аналізу дихання пацієнта є успішним технічним рішенням, яке забезпечує підвищення ефективності інгаляційної

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						43
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

терапії та покращення якості життя пацієнтів з захворюваннями дихальних шляхів. Для прогнозування фаз дихального циклу реалізовано алгоритм, який аналізує тривалість попередніх циклів та прогнозує моменти початку та кінця наступних фаз. Це дозволяє компенсувати затримку між визначенням фази дихання та активацією або деактивацією розпилення лікарського засобу, що особливо важливо для пацієнтів з високою частотою дихання.

3.1.2 Підключення та налаштування датчиків

Є важливим етапом реалізації апаратної частини комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором, оскільки від точності та надійності роботи датчиків залежить ефективність всієї системи.

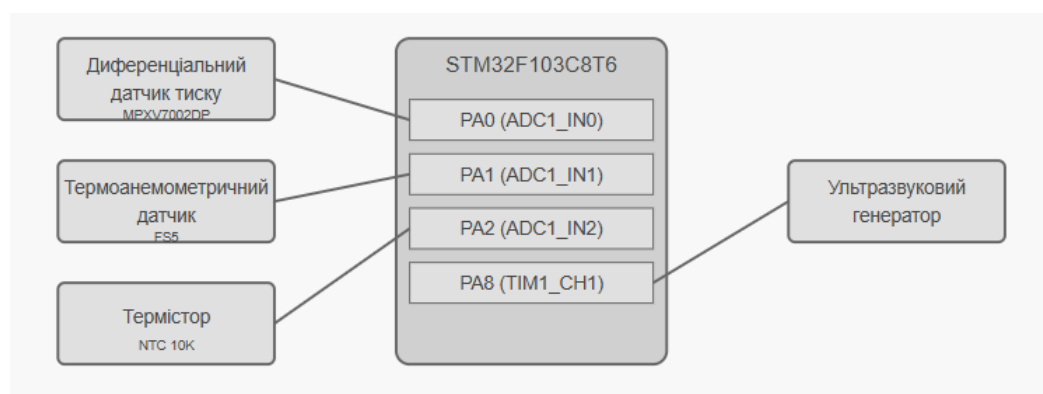


Рис. 3.2 – Схема підключення датчиків

Диференціальний датчик тиску MPXV7002DP підключений до мікроконтролера через схему узгодження рівнів, яка забезпечує перетворення вихідного сигналу датчика (0,5-4,5 В) до діапазону, прийнятного для АЦП мікроконтролера (0-3,3 В). Схема узгодження включає операційний підсилювач LM358, налаштований як неінвертуючий підсилювач з коефіцієнтом підсилення 0,73 та зсувом -0,37 В. Це забезпечує перетворення вхідного діапазону 0,5-4,5 В у вихідний діапазон 0-3,3 В.

Термоанемометричний датчик FS5 підключений до мікроконтролера через схему узгодження, яка включає операційний підсилювач LM358, налаштований

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						44
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

як диференціальний підсилювач. Ця схема забезпечує підсилення малих змін опору термоанемометричного датчика та їх перетворення в напругу, прийнятну для АЦП мікроконтролера.

Термістор NTC 10K підключений до мікроконтролера через простий дільник напруги, який включає сам термістор та резистор з фіксованим опором 10 кОм. Напруга з дільника подається на вхід АЦП мікроконтролера, що дозволяє вимірювати зміни опору термістора, які пропорційні змінам температури.

Всі датчики підключені до аналогових входів мікроконтролера через низькочастотні RC-фільтри, які забезпечують додаткову фільтрацію шумів та підвищують стабільність вимірювань. RC-фільтри мають частоту зрізу близько 100 Гц, що є достатнім для аналізу дихання, частота якого зазвичай не перевищує 60 циклів за хвилину (1 Гц).

Для живлення датчиків використовується стабілізована напруга 3,3 В, яка забезпечується окремим стабілізатором напруги LM1117-3.3. Це дозволяє мінімізувати вплив можливих коливань напруги живлення на точність вимірювань.

Для налаштування датчиків використовувалася наступна методика:

1. Початкове налаштування - встановлення параметрів схем узгодження для забезпечення правильного діапазону вихідних сигналів.
2. Калібрування датчиків - визначення залежності між вихідними сигналами датчиків та фізичними параметрами (тиск, швидкість потоку повітря, температура).
3. Тестування в статичних умовах - перевірка стабільності показань датчиків при незмінних умовах.
4. Тестування в динамічних умовах - перевірка реакції датчиків на зміни параметрів, що вимірюються.

Для калібрування диференціального датчика тиску використовувався метод порівняння з еталонним манометром. Датчик підключався до спеціальної камери, в якій створювався відомий тиск, і фіксувалися відповідні значення

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						45
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

вихідного сигналу. На основі отриманих даних будувалася калібрувальна крива, яка потім використовувалася для перетворення вихідного сигналу датчика в значення тиску.

Калібрування термоанемометричного датчика проводилося з використанням ламінарного потоку повітря з відомою швидкістю. Датчик розміщувався в потоці, і фіксувалися значення вихідного сигналу при різних швидкостях потоку. На основі отриманих даних будувалася калібрувальна крива, яка потім використовувалася для перетворення вихідного сигналу датчика в значення швидкості потоку повітря.

Калібрування термістора проводилося з використанням термостата, в якому створювалася відома температура, і фіксувалися відповідні значення опору термістора. На основі отриманих даних розраховувалися параметри рівняння Стейнхарта-Харта, яке потім використовувалося для перетворення значень опору термістора в значення температури.

Після калібрування датчиків проводилося їх тестування в статичних та динамічних умовах для перевірки точності та стабільності вимірювань. Тестування показало, що точність вимірювання тиску складає $\pm 0,5\%$, швидкості потоку повітря - $\pm 3\%$, температури - $\pm 0,5^\circ\text{C}$, що є достатнім для забезпечення ефективної роботи системи.

Для програмної обробки сигналів від датчиків розроблено спеціальні функції, які забезпечують зчитування даних з АЦП мікроконтролера, їх фільтрацію та перетворення в фізичні величини з використанням калібрувальних кривих. Для фільтрації шумів використовується цифровий фільтр ковзного середнього з вікном 5 відліків, що дозволяє ефективно усувати високочастотні шуми без значної затримки сигналу.

Для перетворення значень АЦП в фізичні величини використовуються калібрувальні константи, які визначаються на етапі калібрування датчиків (рис. 3.3).

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						46
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

#define PRESSURE_OFFSET 2048
#define PRESSURE_SCALE 400
#define FLOW_OFFSET 1024
#define FLOW_SCALE 500
#define TEMP_FIXED_RESISTOR 10000
#define TEMP_B_COEFFICIENT 3950
#define TEMP_NOMINAL_RESISTANCE 10000
#define TEMP_NOMINAL_TEMPERATURE 298.15

int16_t calculate_temperature_from_resistance(uint16_t resistance) {
    float steinhart;
    steinhart = (float)resistance / TEMP_NOMINAL_RESISTANCE;
    steinhart = log(steinhart);
    steinhart /= TEMP_B_COEFFICIENT;
    steinhart += 1.0 / TEMP_NOMINAL_TEMPERATURE;
    steinhart = 1.0 / steinhart;
}

```

Рисунок 3.3 – Фрагмен програмного коду калібрувальних констант

Після під'єднання та налаштування датчиків проведено комплексне тестування блоку датчиків дихання, яке підтвердило правильність прийнятих технічних рішень та можливість використання датчиків для аналізу дихання пацієнта.

На рис. 3.4 представлена схема ультразвукового генератора, котрий є складовою частиною схеми на рис. 3.2.

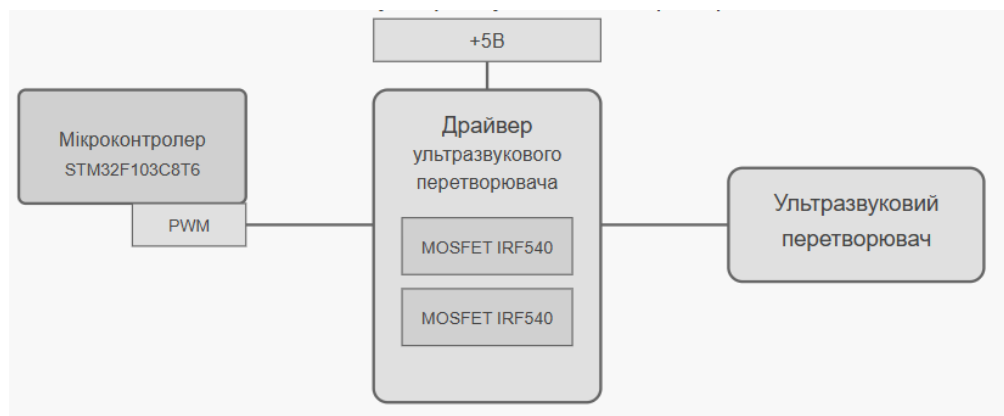


Рисунок 3.4 –Схема ультразвукового генератора

3.2 Розробка ПЗ

3.2.1 Реалізація алгоритмів аналізу дихання

Є ключовим етапом розробки ПЗ комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором. Алгоритми аналізу дихання забезпечують визначення фаз дихального циклу (вдих, видих, пауза) на основі даних від датчиків дихання, що дозволяє синхронізувати роботу інгалятора з диханням пацієнта.

Програмна реалізація алгоритмів аналізу дихання включає наступні основні компоненти (функції):

- збору даних від датчиків дихання;
- попередньої обробки даних (фільтрація, нормалізація);
- визначення фаз дихального циклу;
- розрахунку параметрів дихання;
- адаптації до змін в характері дихання пацієнта.

Для збору даних від датчиків дихання використовуються функції, які забезпечують зчитування даних з АЦП мікроконтролера з частотою 100 Гц. Це забезпечує достатню часову роздільну здатність для аналізу дихання, частота якого зазвичай не перевищує 60 циклів за хвилину (1 Гц).

Для попередньої обробки даних використовується цифровий фільтр ковзного середнього з вікном 5 відліків, що дозволяє ефективно усувати високочастотні шуми без значної затримки сигналу. Крім того, проводиться нормалізація даних для приведення їх до загального діапазону, що спрощує подальшу обробку.

Для визначення фаз дихального циклу використовується метод порогових рівнів. Момент, коли сигнал від диференціального датчика тиску перетинає заданий позитивний поріг, вважається початком вдиху, а момент, коли сигнал перетинає заданий негативний поріг, вважається початком видиху. Паузою вважається стан, коли сигнал знаходиться в межах заданого діапазону навколо нульового рівня протягом визначеного часу.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						48
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для підвищення точності визначення фаз дихання використовується комбінований аналіз сигналів від різних датчиків. Сигнал від термоанемометричного датчика використовується для верифікації результатів аналізу сигналу від диференціального датчика тиску, а сигнал від термістора дозволяє додатково підтвердити напрямок повітряного потоку (вдих або видих) за рахунок різниці температур вдихуваного та видихуваного повітря.

Для розрахунку параметрів дихання використовуються функції, які аналізують тривалість різних фаз дихального циклу та обчислюють такі параметри як частота дихання, співвідношення тривалості вдиху до видиху, інтенсивність дихальних рухів.

Для адаптації до змін в характері дихання пацієнта реалізовано алгоритм автоматичного коригування порогових рівнів для визначення фаз дихання відповідно до інтенсивності дихальних рухів. Це дозволяє забезпечити стабільну роботу системи при різних режимах дихання пацієнта.

```
void adapt_breathing_thresholds(void) {
    static uint32_t last_adapt_time = 0;
    uint32_t current_time = HAL_GetTick();

    if (current_time - last_adapt_time < BREATHING_THRESHOLDS_ADAPT_INTERVAL) {
        return;
    }

    last_adapt_time = current_time;
    if (breath_parameters.peak_pressure > 0) {
        inhale_threshold = breath_parameters.peak_pressure / 3;
        exhale_threshold = -breath_parameters.peak_pressure / 3;
        pause_threshold = breath_parameters.peak_pressure / 10;
    }

    if (breath_parameters.peak_flow > 0) {
        flow_threshold = breath_parameters.peak_flow / 3;
        flow_pause_threshold = breath_parameters.peak_flow / 10;
    }
}
```

Рисунок 3.2 – Програмний код функції автоматичного коригування порогових рівнів

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						49
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3.2.2 Розробка підсистеми керування ультразвуковим інгалятором

Ця підсистема забезпечує генерацію ультразвукових коливань необхідної частоти та потужності для ефективного розпилення лікарського засобу, а також синхронізацію роботи інгалятора з дихальним циклом пацієнта.

Програмна реалізація підсистеми керування ультразвуковим інгалятором включає наступні основні компоненти (функції):

- ініціалізації ультразвукового генератора;
- керування потужністю ультразвукового генератора;
- синхронізації роботи інгалятора з диханням пацієнта;
- контролю часу роботи та дозування лікарського засобу.

Для ініціалізації ультразвукового генератора використовуються функції, які налаштовують таймер мікроконтролера для генерації ШІМ-сигналу з частотою близько 1,7 МГц. Цей сигнал подається на драйвер ультразвукового перетворювача, який забезпечує генерацію ультразвукових коливань.

Для керування потужністю ультразвукового генератора використовуються функції, які змінюють шпаруватість ШІМ-сигналу. Це дозволяє регулювати потужність ультразвукових коливань та, відповідно, інтенсивність розпилення лікарського засобу.

```
void set_ultrasonic_generator_power(uint8_t power) {  
    if (power > 100) {  
        power = 100;  
    }  
    uint16_t pulse = (US_GENERATOR_PERIOD * power) / 100;  
    if (power > 0) {  
        HAL_TIM_PWM_Start(&htim1, TIM_CHANNEL_1);  
        __HAL_TIM_SET_COMPARE(&htim1, TIM_CHANNEL_1, pulse);  
    } else {  
        HAL_TIM_PWM_Stop(&htim1, TIM_CHANNEL_1);  
    }  
}
```

Рисунок 3.3 – Код функції зміни шпаруватості ШІМ-сигналу

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для синхронізації роботи інгалятора з диханням пацієнта використовуються функції, які аналізують поточну фазу дихального циклу та визначають режим роботи ультразвукового генератора. Зазвичай розпилення лікарського засобу активується на початку вдиху та деактивується на початку видиху, що забезпечує максимальну ефективність доставки препарату в дихальні шляхи.

Для контролю часу роботи та дозування лікарського засобу використовуються функції, які відстежують загальний час роботи інгалятора та кількість розпиленого препарату. Якщо загальний час роботи перевищує задане граничне значення або кількість розпиленого препарату досягає заданої дози, система автоматично припиняє роботу та повідомляє користувача про завершення процедури.

Для забезпечення безпеки пацієнта реалізовано функції контролю температури ультразвукового перетворювача та рівня лікарського засобу в резервуарі. Якщо температура перетворювача перевищує граничне значення або рівень препарату опускається нижче мінімального, система автоматично припиняє роботу та повідомляє користувача про проблему.

Реалізована підсистема керування ультразвуковим інгалятором забезпечує ефективне розпилення лікарського засобу, синхронізацію роботи інгалятора з диханням пацієнта та безпеку використання пристрою, що сприяє підвищенню ефективності інгаляційної терапії.

3.2.3 Інтеграція компонентів системи

Це завершальний етап розробки ПЗ комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором. На цьому етапі всі окремі програмні модулі та підсистеми об'єднуються в єдине ціле для забезпечення комплексної роботи пристрою.

Програмна реалізація інтеграції компонентів системи включає наступні основні компоненти:

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						51
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- головний модуль програми, який координує роботу всіх підсистем;
- механізми обміну даними між різними підсистемами;
- підсистема обробки подій, яка забезпечує реакцію на дії користувача та зміни стану системи;
- підсистема управління енергоспоживанням, яка оптимізує використання енергії акумулятора.

Головний модуль програми реалізований з використанням ОС реального часу FreeRTOS, яка забезпечує багатозадачність та ефективне розподілення обчислювальних ресурсів мікроконтролера між різними підсистемами. Кожна підсистема реалізована у вигляді окремої задачі з відповідним пріоритетом.

Задача збору даних від датчиків (`sensor_task`) має найвищий пріоритет, оскільки від своєчасності та точності збору даних залежить ефективність роботи всієї системи. Ця задача зчитує дані від датчиків з частотою 100 Гц та передає їх до задачі аналізу дихання.

Реалізована інтеграція компонентів системи забезпечує комплексну роботу пристрою, ефективне розподілення обчислювальних ресурсів мікроконтролера між різними підсистемами та взаємодію між ними, що сприяє підвищенню ефективності та надійності роботи комп'ютеризованої системи керування ультразвуковим інгалятором.

РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Аналіз потенційних небезпек при експлуатації розробленої системи

При експлуатації розробленої інформаційної системи важливо враховувати різноманітні фактори ризику, які можуть вплинути на здоров'я користувачів та функціональність самої системи. Перш за все, слід звернути увагу на електробезпеку, яка пов'язана з використанням електронного обладнання (комп'ютери, сервери, маршрутизатори, периферійні пристрої). Несправність даного обладнання або порушення правил його експлуатації можуть призвести до короткого замикання, виникнення пожежі або ураження користувача електричним струмом. Особливо небезпечними є ситуації, коли використовуються пошкоджені кабелі живлення, несертифіковані блоки живлення або відбувається експлуатація обладнання в умовах підвищеної вологості [15].

Іншим важливим аспектом є ергономічні ризики, які виникають при тривалій роботі користувачів із системою. Тривале перебування в одному положенні перед монітором призводить до статичного напруження м'язів шиї, спини та рук, що може викликати розвиток захворювань опорно-рухового апарату [15]. Постійне фокусування погляду на екрані комп'ютера спричиняє перенапруження зорового апарату, що проявляється у вигляді синдрому "комп'ютерного зору" – комплексу симптомів, які включають сухість очей, розмитість зору, головний біль та підвищену чутливість до світла. Крім того, монотонність роботи та необхідність обробки великих обсягів інформації може призвести до психоемоційного перенапруження, що проявляється у вигляді підвищеної дратівливості, порушення сну та зниження загальної працездатності.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розроб.		Павлік В.М.					Літ.	Арк.
Керівник.		Лецишин Ю.З.						Аркушів
Реценз.								
Н. Контр.		Тиш Є.В.					ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42	
Затверд.		Осухівська Г.М.						

Інформаційні загрози становлять окрему категорію ризиків при роботі з розробленою системою. Несанкціонований доступ до конфіденційних даних, DDoS-атаки, фішинг, впровадження шкідливого ПЗ – все це може призвести до компрометації системи, втрати важливої інформації та порушення нормального функціонування програмного комплексу. Вразливість системи до таких загроз може мати серйозні наслідки як для окремих користувачів, так і для організації в цілому, включаючи фінансові втрати, репутаційні ризики та правові наслідки у випадку витоку персональних даних.

Не менш важливими є мікрокліматичні фактори робочого середовища. Недостатня вентиляція приміщення, де розташовано обладнання системи, може призвести до підвищення концентрації вуглекислого газу та зниження рівня кисню, що негативно впливає на самопочуття та працездатність користувачів. Підвищена температура повітря через тепловиділення від працюючого обладнання створює дискомфортні умови праці та пришвидшує втому. Недостатнє або неправильне освітлення робочих місць призводить до додаткового навантаження на зір та може спричинити розвиток офтальмологічних проблем у користувачів системи.

Для мінімізації визначених потенційних небезпек необхідно впровадити комплекс заходів, спрямованих на забезпечення безпеки користувачів під час експлуатації розробленої системи. Базовим елементом безпеки є забезпечення електробезпеки робочих місць. Це включає регулярну перевірку справності електрообладнання, кабелів та розеток, використання тільки сертифікованих пристроїв та комплектуючих, обов'язкове заземлення електрообладнання відповідно до вимог ПУЕ (Правила улаштування електроустановок). Для захисту від перепадів напруги та струмів короткого замикання рекомендується використовувати стабілізатори напруги та джерела безперебійного живлення. Важливим заходом є також проведення періодичних інструктажів з електробезпеки для всіх користувачів системи [15].

Забезпечення ергономічності робочих місць є невід'ємною частиною загальної стратегії безпеки. Робоче місце користувача повинно бути обладнане з

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						54
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

урахуванням антропометричних характеристик людини: регульоване крісло з підтримкою поперекового відділу хребта, оптимальне розташування монітора на відстані 60-70 см від очей користувача та на 15-20° нижче рівня очей, використання ергономічної клавіатури та миші. Для зниження навантаження на зоровий апарат рекомендується використовувати монітори з антибліковим покриттям та функцією регулювання яскравості залежно від освітлення в приміщенні. Також важливо дотримуватися режиму праці та відпочинку: через кожні 45-60 хвилин роботи слід робити перерви по 10-15 хвилин, під час яких виконувати вправи для очей та м'язів шиї, спини та кистей рук.

Інформаційна безпека системи забезпечується комплексом технічних та організаційних заходів. До технічних заходів належать: впровадження багаторівневої системи аутентифікації користувачів, використання шифрування даних, регулярне оновлення ПЗ та встановлення патчів безпеки, використання антивірусного ПЗ та фаєрволів для захисту від зовнішніх загроз, регулярне створення резервних копій даних. Організаційні заходи включають розробку політик інформаційної безпеки, проведення навчання користувачів з питань кібергігієни, впровадження процедур контролю доступу до системи та моніторингу дій користувачів, регулярний аудит безпеки системи.

4.2 Інструкція з безпечної експлуатації системи

Для забезпечення безпечної експлуатації розробленої системи користувачам необхідно дотримуватись наступних правил та рекомендацій [16]. Перед початком роботи з системою користувач повинен перевірити справність робочого місця: відсутність пошкоджень кабелів, вилок, розеток, наявність заземлення, правильність підключення обладнання. Необхідно переконатися у відсутності сторонніх предметів на робочому столі, які можуть перешкоджати вентиляції обладнання. Слід налаштувати робоче крісло за висотою та кутом нахилу спинки відповідно до індивідуальних потреб, розташувати монітор на

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						55
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

оптимальній відстані та висоті, а також налаштувати яскравість та контрастність зображення.

Під час роботи з системою необхідно дотримуватися правильної постави: сидіти прямо, спираючись на спинку крісла, зберігати прямий кут у ліктьових та колінних суглобах, стопи повинні повністю спиратися на підлогу або підставку для ніг. Важливо робити регулярні перерви у роботі для запобігання перевтоми та виконувати комплекс вправ для зняття напруження з очей та м'язів. Користувачам забороняється самостійно розбирати обладнання, проводити ремонт або модифікацію системи, підключати нестандартні пристрої без погодження з адміністратором системи.

З метою забезпечення інформаційної безпеки користувачі повинні дотримуватися політики "чистого столу та екрану": при тимчасовій відсутності на робочому місці блокувати комп'ютер, а після завершення роботи – виходити з системи. Необхідно використовувати надійні паролі (не менше 12 символів, включаючи літери різного регістру, цифри та спеціальні символи) та регулярно їх змінювати, не розголошувати свої облікові дані іншим особам, не записувати паролі на видних місцях. Важливо бути уважним при роботі з електронною поштою та не відкривати підозрілі вкладення або посилання, навіть якщо вони надійшли від знайомих осіб.

У разі виявлення несправностей у роботі обладнання (сторонні звуки, запах гару, перегрів пристроїв, спалахи на екрані) необхідно негайно вимкнути обладнання, відключити його від електромережі та повідомити технічного спеціаліста. При виникненні підозр щодо порушення інформаційної безпеки (несанкціонований доступ, незвичайна поведінка системи, втрата даних) слід негайно повідомити адміністратора системи та діяти згідно з інструкцією з реагування на інциденти інформаційної безпеки.

Для користувачів з обмеженими можливостями слід передбачити додаткові заходи для забезпечення комфортної та безпечної роботи з системою. Це може включати використання спеціального адаптивного обладнання (великі клавіші, трекболи замість миші, екранні лупи, програми екранного зчитування),

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						56
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

налаштування інтерфейсу системи з урахуванням особливих потреб (збільшений шрифт, високий контраст, голосове управління), організація безбар'єрного доступу до робочого місця.

Регулярне навчання та підвищення кваліфікації користувачів є важливою складовою забезпечення безпечної експлуатації системи [16]. Рекомендується проводити періодичні тренінги з питань ергономіки робочого місця, інформаційної безпеки, правил роботи з електрообладнанням. Особливу увагу слід приділяти навчанню нових співробітників та проведенню додаткових інструктажів при впровадженні змін у системі. Ефективним інструментом підвищення обізнаності користувачів є розробка та розповсюдження пам'яток, плакатів та інших інформаційних матеріалів з питань безпеки.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						57
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

У ході виконання кваліфікаційної роботи розроблено комп'ютеризовану систему управління ультразвуковим інгалятором на основі аналізу дихання пацієнта.

Здійснено огляд аналогів, проаналізовано методи моніторингу параметрів дихання пацієнта. Сформовано вимоги до системи.

На основі сформованої узагальненої структури системи проведено вибір апаратного забезпечення (датчиків для аналізу дихання, мікроконтролера та периферійних пристроїв). Розроблено функціональну схему системи. Обґрунтовано вибір ПЗ проектного комп'ютерної системи (вибрано середовище розробки та мову програмування, спроектовано архітектуру, розроблено алгоритми аналізу дихання та керування, спроектовано інтерфейс користувача).

Комп'ютеризована система управління була успішно реалізована та протестована, розроблено спеціалізоване ПЗ, здійснено інтеграцію системи.

Впровадження запропонованих заходів та дотримання інструкції з безпечної експлуатації дозволить мінімізувати ризики для здоров'я користувачів, забезпечити надійне функціонування системи та відповідність вимогам законодавства у сфері охорони праці.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						58
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Микитишин А. Г., Митник М. М., Стухляк П. Д. Телекомунікаційні системи та мережі. Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2017. 384 с.
2. Микитишин А. Г., Митник М. М., Стухляк П. Д., Пасічник В. В. Комп'ютерні мережі. Книга 2. [навчальний посібник]. Львів : "Магнолія 2006", 2014. 312 с.
3. Види інгаляторів та особливості їх застосування. - URL: <https://osoblyvi.com.ua/helpful-info/108-napriam-zdorovia/1764-vydy-inhaliatoriv-ta-osoblyvosti-ikh-zastosuvannia> (дата звертання: 16.05.2025).
4. Спірометрія - URL: <https://klinika.medvedev.ua/spirometry/> (дата звертання: 16.05.2025).
5. Микитишин А. Г., Митник М. М., Стухляк П. Д., Пасічник В. В. Комп'ютерні мережі. Книга 1 [навчальний посібник]. Львів : «Магнолія 2006», 2013. 256 с.
6. Жаровський Р.О., Луцик Н.С., Осухівська Г.М., Паламар А.М., Тиш Є.В. Методичні вказівки до виконання кваліфікаційної роботи бакалавра для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 123 «Комп'ютерна інженерія» усіх форм навчання. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 39 с.
7. Micro Pressure Transmitter - URL: <https://www.intellibee.net/micro-pressure-transmitter.html/> (дата звертання: 18.05.2025).
8. P. Anakhov, V. Zhebka, G. Grynkevych and A. Makarenko. Protection of telecommunication network from natural hazards of global warming. Eastern European Journal of Enterprise Technologies. 2020. No. 3/10, pp. 26 –37.
9. Побудова системи IP телефонії на базі Cisco. - URL: <https://techexpert.ua/solutions-it/building-an-ip-telephony-system-based-on-cisco/> (дата звертання: 16.05.2025).
10. У.1540. Служба передачі даних по міжмережевому протоколу (IP) – Параметри робочих характеристик перенесення та доступності IP-пакетів. 2016.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						59
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

11. Лупенко С. А., Пасічник В. В., Тиш Є. В. Комп'ютерна логіка. Львів: Видавництво «Магнолія - 2006». 2015. 354 с.
12. Чайковський А.В., Жаровський Р.О., Лещишин Ю.З Конспект лекцій з дисципліни «Дослідження і проектування комп'ютерних систем та мереж» для студентів спеціальності 123 – Комп'ютерна інженерія. Тернопіль, 2021. 148 с.
13. Cisco Collaboration System Solution Reference Network Designs. Available at: - URL: http://www.cisco.com/c/en/us/td/docs/voice_ip_comm/cucm/smd/collab11collab11/sac.html (дата звертання: 20.05.2025).
14. Луцків А., Лупенко С., Пасічник В. Паралельні та розподільнені обчислення. Навчальний посібник. Львів: Видавництво «Магнолія 2006», 2024. 566 с.
15. Толок А.О. Крюковська О.А. Безпека життєдіяльності: Навч. посібник, 2011. 215 с.
16. Основи охорони праці: Підручник.; 3-те видання / За ред. К. Н Ткачука. К.: Основа, 2011. 480 с.

					КС КРБ 123.229.00.00 ПЗ	Арк.
						60
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		