

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Національний аерокосмічний університет ім. М.Є. Жуковського  
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій

Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і  
технологій

## Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи

магістра

(освітній ступінь)

на тему «Дослідження методів діагностування і усунення несправностей в  
модулі керування апаратів штучної вентиляції легенів»

XAI.502.Д564м.24о.163.9631482.ПЗ

(шифр)

Виконав: студент 2 курсу групи Д564м  
Галузь знань 16 «Хімічна та біоінженерія»

Спеціальність 163 «Біомедична  
інженерія»

Освітня програма «Біомедична  
інформатика та радіоелектроніка»

(шифр і назва напрямку підготовки (спеціальності))

Мазепа Кирило Миколайович

(прізвище й ініціали студента)

Керівник: проф. Бабаков М. Ф.

(науковий ступінь, посада, прізвище й ініціали)

Рецензент: проф. Косуліна Н. Г.

(науковий ступінь, посада, прізвище й ініціали)

Харків – 2024

Міністерство освіти і науки України  
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського  
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій  
(повне найменування)

Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій  
(повне найменування)

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

Спеціальність (напрям підготовки) 163 Біомедична інженерія  
(код та найменування)

Освітня програма Біомедична інформатика та радіоелектроніка  
(найменування)

**ЗАТВЕРДЖУЮ**  
**Завідувачка кафедри**

О.В. Висоцька  
(підпис) (ініціали та прізвище)

«07» листопада 2023 р.

**З А В Д А Н Н Я**  
**НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА**

Мазепа Кирило Миколайович  
(прізвище, ім'я та по батькові)

Тема дипломного проекту (роботи) Дослідження методів діагностування і усунення несправностей в модулі керування апаратів штучної вентиляції легенів

керівник дипломного проекту (роботи) к.т.н., проф. Бабаков Михайло Федорович  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом Університету № 1979 - уч від 07. 11. 2023 року.

2. Термін подання студентом дипломного проекту (роботи) 26. 01. 2024 р.

3. Вихідні дані до роботи Апарат штучної вентиляції легенів, модуль керування апаратів штучної вентиляції легенів, дослідження методів діагностування, усунення несправностей в модулі керування апаратів штучної вентиляції легенів.

4. Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розв'язати)

Розділ 1. Аналітичний огляд апаратів та систем штучної вентиляції легенів.

Розділ 2. Призначення, основні вимоги та характеристики об'єктів автоматизації апаратів штучної вентиляції легенів.

Розділ 3. Аналіз методів діагностування і усунення несправностей в модулі керування апаратів штучної вентиляції легенів.

Розділ 4. Експериментальна перевірка метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

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

1. Визначення з'єднувачів пульта пристроя (плакат, арк. А3).

2. Схема з'єднання постійного ПЗПІ в динамічному режимі (плакат, арк. А3).

3. Схема з'єднання запам'ятовуючого пристрою ПЗПІ (плакат, арк. А3).

4. Схема з'єднання діагностування несправності модуля керування ШВЛ (плакат, арк. А3).

5. Схема з'єднання в статичному режимі (плакат, арк. А3).

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Основний	к.т.н., проф. Бабаков М. Ф.	07.11.2023 р.	

Нормоконтроль \_\_\_\_\_ В.М. Олійник «21» січня 2024 р.  
(підпис) (ініціали та прізвище)

7. Дата видачі завдання «20» листопада 2023 р.

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Видача завдання на проектування	07.11.2023 р.	Виконав
2	Аналітичний огляд наукових видань і електронних джерел з апаратів та систем штучної вентиляції легенів.	08.11.2023 р. – 24.11.2023 р.	Виконав
3	Дослідження та аналіз методів діагностування і усунення несправностей в модулі керування апаратів штучної вентиляції легенів.	27.11.2023 р. – 15.12.2023 р.	Виконав
4	Експериментальне дослідження та перевірка метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів	18.12.2023 р. – 05.01.2024 р.	Виконав
7	Оформлення пояснювальної записки до кваліфікаційної роботи	08.01.2024 р. – 19.01.2024 р.	Виконав
8	Подача кваліфікаційної роботи на рецензування.	22.01.2024 р. – 23.01.2024 р.	Виконав
9	Захист кваліфікаційної роботи.	26.01.2024 р.	Виконав

**Здобувач вищої освіти**

**Керівник кваліфікаційної роботи**

(підпис)

(підпис)

К.М.Мазепа

(ініціали та прізвище)

М.Ф.Бабаков

(ініціали та прізвище)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи магістра: 86 с., 5 рис., 3 табл., 7 дод., 26 джерел.

**ВЕНТИЛЯЦІЯ ЛЕГЕНІВ, АПАРАТ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ, МЕТОДИ ДІАГНОСТУВАННЯ, СТАТИСТИЧНА І ДИНАМІЧНА ПЕРЕВІРКА.**

*Об'єкт дослідження* – метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

*Мета дослідження* – підвищення ефективності діагностування модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

*Методи дослідження* – розрахункові методи, методи схемотехніки.

Для досягнення мети треба провести аналіз: поглиблений науковий аналітичний огляд систем та апаратів штучної вентиляції легенів, їх будову і специфіку роботи, дослідити та проаналізувати вже існуючі методи діагностування несправностей модуля керування, розробити метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів, провести експериментальну перевірку метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

Під час дослідження отримано: розроблений метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів та проведена експериментальна перевірка метода.

Розроблений метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів, може бути застосований у роботі спеціалізованих сервісних центрів ремонту та обслуговуванню медичного обладнання, як допоміжного метода.

Розробка призначена для фахівців у сфері біомедичної інженерії.

## ABSTRACT

Explanatory note to the master's qualification work: 86 p., 5 fig., 3 table., 7 appendix., 26 sources.

LUNG VENTILATION, ARTIFICIAL VENTILATION DEVICE, DIAGNOSTIC METHODS, STATISTICAL AND DYNAMIC VERIFICATION.

*Object of study* – a method of static and dynamic inspection and troubleshooting of the control module of artificial ventilation devices.

*The purpose of the study* – is to increase the efficiency of diagnosing the control module of artificial ventilation devices.

*Methods study* – calculation methods, methods of circuit engineering.

To achieve the goal, it is necessary to conduct an analysis: an in-depth scientific analytical review of systems and devices of artificial ventilation, their structure and specifics of operation, to investigate and analyze already existing methods of diagnosing faults of the control module, develop a method of static and dynamic inspection and troubleshooting of the control module of mechanical ventilation devices, conduct an experimental test of the method of static and dynamic inspection and troubleshooting of the control module of mechanical ventilation devices.

During the study: a method of static and dynamic checking and troubleshooting of the control module of artificial ventilation devices was developed and an experimental test of the method was carried out.

Developed a method of static and dynamic inspection and troubleshooting of the control module of artificial ventilation devices, can be used in the work of specialized service centers for repair and maintenance of medical equipment, as an auxiliary method.

The development is intended for specialists in the field of biomedical engineering.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД АПАРАТІВ ТА СИСТЕМ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНІВ.....	12
1.1 Призначення та мета створення системи штучної вентиляції легенів.....	12
1.2 Класифікація систем штучної вентиляції легень.....	19
1.3 Апарати штучної вентиляції легенів, їх переваги та недоліки.....	22
Висновки до першого розділу.....	24
РОЗДІЛ 2 ПРИЗНАЧЕННЯ, ОСНОВНІ ВИМОГИ ТА ХАРАКТЕРИСТИКИ ОБ'ЄКТІВ АВТОМАТИЗАЦІЇ АПАРАТІВ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНІВ.....	26
2.1 Структура та основні характеристики апаратів штучної вентиляц ії легенів.....	26
2.2 Основні вимоги до системи апаратів штучної вентиляції легенів.....	30
2.3 Складові характеристики зі створення системи штучної вентиля ції легенів.....	34
2.3.1 Основні характеристики та принципи дії апаратів ШВЛ.....	35
2.3.2 Медико – біологічні аспекти впливу апаратів штучної вентиляції легенів на функції організму людини.....	39
Висновки до другого розділу.....	42
РОЗДІЛ 3 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ І УСУНЕННЯ НЕСПРАВНОСТЕЙ В МОДУЛІ КЕРУВАННЯ АПАРАТІВ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНІВ.....	43
Аналіз методів діагностування несправностей модуля керування	
3.1 апаратів штучної вентиляції легенів.....	43
3.1.1 Методи діагностування несправностей модуля керування апараів штучної вентиляції легенів.....	46

3.2	Опис метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.....	51
	Висновки до третього розділу.....	55
	<b>РОЗДІЛ 4 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ПЕРЕВІРКА МЕТОДА СТАТИЧНОЇ ТА ДИНАМІЧНОЇ ПЕРЕВІРКИ І УСУНЕННЯ НЕСПРАВНОСТЕЙ МОДУЛЯ КЕРУВАННЯ АПАРАТІВ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНІВ.....</b>	<b>57</b>
4.1	Експериментальна розробка метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів .....	57
4.2	Експериментальне випробування метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.....	64
	Висновки до четвертого розділу.....	70
	ВИСНОВОК.....	71
	ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	73
	ДОДАТОК А Дихальні об'єми і ємності в апаратах ШВЛ.....	76
	ДОДАТОК Б Система з регулюванням параметрів апаратів ШВЛ.....	77
	ДОДАТОК В Схема апарату ШВЛ з активним зволоженням і датчиками потоку.....	80
	ДОДАТОК Г Зволожувач з підігрівом Fisher & Paykel MR730 до апарату ШВЛ.....	81
	ДОДАТОК Г Вимірювання статичних параметрів.....	82
	ДОДАТОК Д Умовне зображення мікро–електронного елемента модуля (микросхема) апарата ШВЛ.....	83
	ДОДАТОК Е Часові діаграми для режиму ШВЛ.....	84
	ДОДАТОК Є Розрахунки безвідмовної роботи модуля керування ШВЛ.	85

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ВІТ – відділеннях інтенсивної терапії;

ДП – друкована плата;

ДО – дихальний об'єм;

ЖЕЛ – життєва ємність легенів;

МІС – медичні інформаційні системи;

МПП – мікропроцесорні пристрої;

ХОД – хвилинний об'єм дихання;

ШВЛ – штучна вентиляція легень.



## ВСТУП

Можливість компенсувати небезпечну для життя недостатність системи дихання основна функція інтенсивної терапії. Незмінні потреби у забезпеченні ефективного життєзабезпечення з мінімізованим ризиком та оптимізованим комфортом були, є і будуть головними цілями забезпечення механічної вентиляції легенів. Апарати штучної вентиляції легенів (ШВЛ), якими оснащені всі відділення реанімації та інтенсивної терапії, є основними життєзабезпечуючими приладами при рятуванні життя людини та її підтримки фізичного стану здоров'я.

Механічна вентиляція сприяє рятуванню та утриманню пацієнта з порушенням кардіо респіраторної системи. З плином часу цілі вентиляційної підтримки були вдосконалені, включаючи не лише ефективне життєзабезпечення, але й мінімізувати можливу травму при виконанні процедури (ятрогенез) та покращити координацію між фізіологічними потребами пацієнта та циклами дихання, що поставляються машиною. Колись це був складний процес, який незмінно вимагав глибокої седації та навіть паралічу для підтримки. Сучасні машини ШВЛ пропонують різноманітні варіанти зменшення навантаження на дихання, поліпшення комфорту та посилення координації.

Але нажаль фізико-хімічні процеси зміни властивостей і розмірів деталей і вузлів підпорядковуються певним законам, і їхній технічний стан необхідно прогнозувати з певним ступенем точності. Діагностування технічного стану в модулі керування апараті ШВЛ процес дуже складний і передбачає перевірку параметрів технічного складу всієї підсистеми електронної плати модуля керування і є досить важким технічним завданням для інженера.

Використання старих технологій та методів діагностування несправностей приводе до зниження ефективності усунення проблем з

технічним функціонуванням як окремих модулів так і цілком всієї системи апарата, та призведе до загрози життя та здоров'я людини.

Розробка нових та сучасних методів і засобів при діагностуванні несправностей електронних модулів керування апаратів штучної вентиляції легенів дасть нам можливість оперативно, якісно та швидко усувати несправності та контролювати технічний стан апаратів.

Робота виконана в Національній аерокосмічній університет ім. М. Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут» на кафедрі радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій.

*Мета і завдання дослідження* є підвищення ефективності діагностування модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно вирішення наступних завдань:

- Здійснити огляд апаратів штучної вентиляції легенів;
- Дослідити призначення та основні характеристики об'єктів автоматизації апаратів штучної вентиляції легенів;
- Провести аналіз методів діагностування і усунення несправностей в модулі керування;
- Розробити метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів;
- Провести експериментальну перевірку метода статичної та динамічної перевірки та усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів;
- Провести аналіз отриманих результатів.

*Об'єкт дослідження* – метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

*Предмет дослідження* – розробка метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей.

*Наукова новизна отриманих результатів* полягає в тому, що здійснений поглиблений науковий аналітичний огляд систем та апаратів штучної вентиляції легенів, їх будову і специфіку роботи, досліджено та проаналізовано вже існуючі методи діагностування несправностей модуля керування апаратів ШВЛ, проведена експериментальна перевірка метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

*Практична цінність отриманих результатів* полягає в тому, що розроблений метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів може бути застосований у роботі спеціалізованих сервісних центрів ремонту та обслуговуванню медичного обладнання, як допоміжного метода діагностування і усунення несправностей в модулі керування апаратів штучної вентиляції легенів.

Публікації: За матеріалами магістерської роботи опубліковано тези доповіді на Міжнародній науково-практичній конференції «Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії», присвячена 125-річному ювілею КПІ ім. Ігоря Сікорського.

# РОЗДІЛ 1

## АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД АПАРАТІВ ТА СИСТЕМ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНІВ

### 1.1 Призначення та мета створення системи штучної вентиляції легенів

Основна відмінність між фізіологічним диханням людини та примусовою ШВЛ полягає у фазі вдиху. При звичному диханні людиною внутрішній об'єм грудної клітки збільшується за рахунок скорочення дихальних м'язів. Це формує в легенях від'ємний тиск по відношенню до атмосферного, повітря в результаті всмоктується всередину. У штучній вентиляції зворотний принцип: механічний вентилятор створює позитивний тиск і примусово подає дихальну суміш у легені. Апарати ШВЛ мають різні режими вентиляції легень, які використовуються залежно від конкретної ситуації і частково описані нище.

В умовах спонтанного дихання і ШВЛ при тиску, близькому до нормального (атмосферного) одиниці об'єму використовуються для оцінки кількості газу (хоча об'єм – геометрична міра простору). В респіраторній механіці об'єми традиційно вимірюють у літрах або мілілітрах. Для опису об'єму використовується три параметри: простір (volume); ємність (capacity); об'єм (volume) [1, 2, 3].

При спокійному диханні людина вдихає і видихає близько 500 мл (від 300 до 800 мл) повітря, цей обсяг повітря називається дихальним об'ємом. Крім звичайного дихального обсягу при максимально глибокому вдиху людина може вдихнути ще приблизно 3000 мл повітря це резервний об'єм вдиху. Після звичайного спокійного видиху звичайний здорова людина напругою м'язів видиху здатний «видавити» з легких ще близько 1300 мл повітря це резервний об'єм видиху який наведений (див. додаток А) [3, 4].

Сума зазначених об'ємів становить життєву ємність легенів (ЖЕЛ):

$$500 \text{ мл} + 3000 \text{ мл} + 1300 \text{ мл} = 4800 \text{ мл. [3, 4].}$$

Дихальний об'єм – кількісне вираження глибини дихання. Життєва ємність легень, визначає собою максимальний об'єм повітря, який може бути введений або виведений з легень протягом одного вдиху або видиху. Середня життєва ємність легень у чоловіків становить 4000 – 5500 мл, у жінок – 3000 – 4500 мл. Після максимального глибокого видиху в легенях залишається близько 1200 мл повітря. Це – залишковий об'єм. Максимальна кількість повітря, яке може перебувати в легких, називається загальною ємністю легень, вона дорівнює сумі залишкового об'єму і життєвої ємності легень (у використаному прикладі:  $1200 \text{ мл} + 4800 \text{ мл} = 6000 \text{ мл}$ . [3, 4].

Об'єм повітря, що знаходиться в легенях в кінці спокійного видиху (при розслабленій дихальній мускулатурі) називається функціональною залишковою ємністю легень. Вона дорівнює сумі залишкового об'єму і резервного об'єму видиху (у використаному прикладі:  $1200 \text{ мл} + 1300 \text{ мл} = 2500 \text{ мл}$ ) [4, 5, 6].

Вентиляція легень визначається об'ємом повітря, що вдихається або видихається в одиницю часу. Зазвичай вимірюють хвилинний об'єм дихання. Вентиляція легень залежить від глибини і частоти дихання, яка в стані спокою становить від 12 до 18 вдихів в хвилину. Хвилинний об'єм дихання дорівнює добутку дихального обсягу на частоту дихання, тобто приблизно 6 – 9 л. [5, 6].

В респіраторній механіці розглядають тривалість вдиху (Inspiratory time) і тривалість видиху (Expiratory time). Вдих характеризується позитивним потоком в дихальних шляхах, під час якого повітря надходить в легені, дихальний об'єм при цьому збільшується. Вдих закінчується при зменшенні позитивного потоку до нуля. Видих характеризується негативним

виходом в дихальних шляхах, при якому повітря виходить з легень, а дихальний об'єм зменшується до нуля [5, 6].

Вдих за тривалістю поділяється на дві частини – «Inspiratory flow time» і «Inspiratory pause». Інспіраторна пауза характеризується періодом нульового потоку між кінцем вдиху та початком видиху, об'єм повітря при цьому не змінюється. Інспіраторна пауза присутня тільки при вимушених режимах штучної вентиляції. Для спонтанного дихання – це затримка дихання на висоті вдиху. У деяких режимах ШВЛ інспіраторна пауза відсутня.

Видих також поділяється на дві частини – «Expiratory flow time» і «Expiratory pause». Експіраторна пауза - це часовий проміжок, коли потік повітря із легень вже не надходить, а вдих ще не почався. Якщо не повідомити апарату ШВЛ, скільки буде тривати експіраторна пауза, то він оголосить тривогу і почне рятувати пацієнта. В деяких режимах ШВЛ експіраторна пауза відсутня [6].

Потік або об'ємні витрати  $VV$  – це швидкість зміни об'єму. В респіраторній механіці цей параметр вимірюється в літрах за хвилину [л/хв] розраховується за формулою

$$VV = VT/Ti \quad (1.1)$$

де  $Ti$  – тривалість вдиху;

$VT$  – дихальний об'єм.

Тиск в дихальних шляхах вимірюють в сантиметрах водного стовпа (см H<sub>2</sub>O) і в мілібарах (mbar або мбар). Вдих (як і вітер) створюється різницею тисків в середовищі – тобто градієнтом тиску [5, 6, 7].

Базовий тиск в апаратах ШВЛ:  $P_{aw}$  – тиск в дихальних шляхах;  $P_{bs}$  – тиск на поверхні тіла;  $P_{pl}$  – плевральний тиск;  $P_{alv}$  – альвеолярний тиск;  $P_{es}$  – тиск стравоходу.

Диференціальний (різницевий) тиск (транс – просторовий):  $P_{tr}$  – трансреспіраторний тиск  $P_{tr} = P_{aw} - P_{bs}$ ;  $P_{tt}$  – трансторакальний тиск  $P_{tt} = P_{alv} - P_{bs}$ ;  $P_l$  – транспульмональний тиск  $P_l = P_{alv} - P_{pl}$ ;  $P_w$  – трансмуральний тиск  $P_w = P_{pl} - P_{bs}$ .

Головною рушійною силою, що дозволяє зробити вдих, є різниця тисків на вході в дихальні шляхи ( $P_{awo}$  – pressure airway opening) і тиск в тому місці, де дихальні шляхи закінчуються, тобто в альвеолах ( $P_{alv}$ ). В альвеолах технічно важко поміряти тиск. Тому для оцінки дихальних зусиль на спонтанному диханні оцінюють різницю між стравохідним тиском ( $P_{es}$ ) (при дотриманні умов вимірювання він рівний плевральному ( $P_{pl}$ )), і тиском на вході в дихальні шляхи ( $P_{awo}$ ) [5, 6].

При керуванні апаратом ШВЛ найбільш доступним і інформаційним являється різниця між тиском в дихальних шляхах ( $P_{aw}$ ) і тиском на поверхні тіла ( $P_{bs}$  – pressure body surface).

Тиск є результатом дії сили, з якою тканини легенів і грудної клітини протидіють об'єму, що вводиться в дихальні шляхи пацієнта примусово ззовні апаратом ШВЛ (за третім законом Ньютона: «сила дії дорівнює силі протидії») [6, 7].

В тому випадку, якщо апарат ШВЛ здійснює вдих синхронно с дихальними спробами пацієнта, тиск, спричинений апаратом ШВЛ ( $P_{vent}$ ), додається до м'язових зусиль пацієнта ( $P_{mus}$ ) для подолання пружності легень і грудної клітки (elastance) і опору (resistance) потоку повітря в дихальних шляхах розраховується за формулою

$$P_{mus}(\text{мбар}) + P_{vent}(\text{мбар}) = E(\text{мбар/мл}) * V(\text{мл}) + R(\text{мбар/л/хв}) * \dot{V}(\text{л/хв}) \quad (1.2)$$

де  $E$  – пружність легень;

$V$  – об'єм легень;

$R$  – опір легень;

$\dot{V}$  – потік.

Розмірність  $E$  – elastance (пружність) [мбар/мл] показує на скільки мілібар зростає тиск в резервуарі при зміні вхідного об'єму на одиницю [мбар/мл];  $R$  – resistance, опір потоку повітря, що проходить через дихальні шляхи (мбар/(л/хв.)) [6, 7, 8].

Рівняння сил дає розуміння того, що:

– Будь-який апарат ШВЛ типу PPV(вентиляція з позитивним тиском), може керувати одномоментно тільки одним із змінних параметрів, які входять в рівняння. Тому існує три способи керування вдихом: контроль по тиску (pressure control – PC), контроль об'єму (volume control – VC) та контроль потоку (flow control). Реалізація варіанту вдиху із трьох зазначених залежить від конструкції апарату ШВЛ і обраного режиму.

– На основі рівняння сил створені інтелектуальні програми керування апаратом ШВЛ, завдяки яким апарат може розраховувати показники респіраторної механіки, а саме: compliance (розтяжність), airway resistance  $R_{aw}$  (опір дихальних шляхів), time constant (постійна часу  $\tau$ ).

Фізичний зміст опору дихальних шляхів показує, яким повинен бути надлишковий (диференціальний нагнітаючий) тиск в даній системі, щоб забезпечувати потік 1 літр в секунду. Нормою для здорової людини являється 0,6 – 2,4 смН<sub>2</sub>O/(Л/сек) [6, 7, 8].

Дихальна дисфункція є поширеною проблемою, пов'язаною з важкохворими у відділенні інтенсивної терапії. Важкохворі пацієнти у відділенні інтенсивної терапії часто прикуті до ліжка, що призводить до загального погіршення стану багатьох систем організму, в тому числі і дихальної. Тому легеневі ускладнення, як основна причина госпітальної захворюваності, викликає велике хвилювання серед пацієнтів у відділенні інтенсивної терапії. Поширеними ускладненнями постільного режиму є зменшення об'єму легень і швидкості потоку повітря на видиху, зниження сили дихальних м'язів, зниження податливості легень і грудної стінки, а



також порушення газообміну. Всі ці фактори призводять до збільшення навантаження на органи дихання пацієнта і підвищують ризик розвитку пневмонії та ателектазу. Слабкість дихальних м'язів разом зі зменшенням дихального об'єму може погіршити механізм кашлю, що ще більше підвищує ризик легневих інфекцій. Пацієнти відділень інтенсивної терапії завжди мають ризик розвитку таких ускладнень, як затримка секрету, ателектази, вентиляційна пневмонія, зменшення розширення легень, посилення роботи органів дихання, вентиляційно – перфузійна невідповідність, слабкість дихальних м'язів та відлучення від грудного вигодовування

Сучасному апарату ШВЛ нескладно розрахувати *resistance*, для цього у нього є датчики тиску і потоку. Для розрахунку *resistance* апарат ШВЛ ділить різницю максимального тиску вдиху (PIP) і тиску плато вдиху ( $P_{plateau}$ ) на потік ( $\dot{V}$ ) розраховується за формулою

$$R_{aw} = (PIP - P_{plateau}) / \dot{V} \quad (1.3).$$

Респіраторна механіка розглядає опір дихальних шляхів повітряному потоку. Опір (airway resistance) залежить від довжини, діаметру і прохідності дихальних шляхів, ендотрахеальної трубки і дихального контуру апарату ШВЛ. Опір потоку зростає, зокрема, якщо відбувається накопичення і затримка мокротиння в дихальних шляхах, на стінках ендотрахеальної трубки, скупчення конденсату в шлангах дихального контуру або деформація (перегин) будь-якої з трубок. Опір дихальних шляхів зростає при всіх хронічних і гострих обструктивних захворюваннях легенів, що призводять до зменшення діаметра повітряноносних шляхів. Відповідно до закону Гагена-Пуазейля, при зменшенні діаметра трубки вдвічі для забезпечення того ж потоку градієнт тисків, що створює цей потік (нагнітає тиск), повинен бути збільшений в 16 разів (залежність визначається четвертим ступенем

діаметра труби). Важливо мати на увазі, що опір всієї системи визначається зоною максимального опору (найвужчим місцем) [7, 8].

Пружність – це здатність фізичного тіла при деформації зберігати додаткові зусилля, а при відновленні форми - повертати це зусилля. Найбільш наочно ця властивість проявляється у сталевих пружин чи гумових виробів. Фахівці з ШВЛ при налаштування і тестування апаратів в якості моделі легень використовують гумовий мішок. Пружність дихальної системи позначається символом  $E$ . Розмірність пружності [мбар/мл]; це означає: на скільки мілібар слід підняти тиск в системі, щоб прокачаний об'єм збільшився на 1 мл [7, 8, 9].

Розмірність розтяжності (комплайнса compliance) – [мл/мбар] показує, на скільки мілілітрів збільшується об'єм при підвищенні тиску на 1 мілібар. В реальній клінічній ситуації у пацієнта на ШВЛ вимірюють комплаїнс респіраторної системи – тобто легень і грудної клітини разом. Для позначення комплаїнса використовують символи:  $C_{rs}$  (compliance respiratory system) – комплаїнс дихальної системи і  $C_{st}$  (compliance static) – комплаїнс статичний, це синоніми. Для того, щоб розрахувати статичний комплаїнс, апарат ШВЛ ділить дихальний об'єм на тиск в момент інспіраторної паузи (немає потоку - немає динамічної складової резистансу) [8, 9].

Постійна часу (Time constant) – це розрахунковий параметр, що є результатом множення комплаїнса на резистанс розраховується за формулою

$$\tau = C_{st} * R_{aw} \quad (1.4).$$

Постійна часу одночасно відображає еластичні властивості дихальної системи та опір дихальних шляхів. У всіх людей  $\tau$  змінюється в широкому діапазоні. Залежність процентної величини дихального об'єму, від часу при постійному тиску вдиху або пасивному видиху. При видиху після закінчення часу в  $1\tau$  пацієнт встигає видихнути 63% дихального обсягу, за час  $2\tau$  – 87%,

а за час  $3\tau$  – 95% дихального об'єму. При вдиху з постійним тиском ця залежність аналогічна [8, 9].

## 1.2 Класифікація систем штучної вентиляції легень

На сьогоднішній день на ринку медичної техніки присутні багато апаратів ШВЛ, які побудовані за різними принципами. Кращими вважаються системи з адаптивними алгоритмами керування, які можуть пристосовуватися до постійних змін дихальної системи пацієнта. В основу побудови систем адаптивної штучної вентиляції легень покладено принцип системи із інформаційним зворотнім зв'язком, яка контролює цільові параметри режиму вентиляції в залежності від показників дихання пацієнта. Ранні вентилятори використовували прості механічні компоненти для систем управління. Сьогоднішні мікропроцесорні апаратно-програмні системи дозволяють набагато більш точно, гнучко і динамічно управляти змінними дихання, що призвело до реалізації в одному апараті ШВЛ широкого спектру режимів вентиляції [9].

Система з регулюванням встановлених параметрів (Setpoint control) – полягає в тому, що оператор встановлює максимальне значення однієї контрольованої величини, апарат її реалізує і паралельно веде контроль за двома іншими параметрами. Даний режим на сьогоднішній день підтримують всі апарати ШВЛ. Структурна схема таких апаратів наведена (див. додаток Б).

Система з авторегулюванням заданого параметра (Auto-Setpoint Control) – це більш досконала версія системи «setpoint control». Система підтримує заданий оператором параметр, проте може перемикатися на більш важливий параметр у відповідності до встановленого пріоритету. Наприклад, може починатися керований тиском вдих, але потім автоматично

перемикатися на підтримку потоку для забезпечення заданого хвилинного об'єму [9, 10].

Слідкуюча система регулювання (Servo Control) – Система регулювання відтворює параметр вихідної величини, що довільно змінюється. Це робить можливим не тільки штучну примусову вентиляцію, а й підтримку власних дихальних спроб пацієнта. В системі з даною структурою регулювання реалізовується режим вентиляції PAV (Proportional Assist Ventilation), який передбачає постійну взаємодію з пацієнтом і оцінку стану його дихальної системи. Цей режим має ряд переваг, зокрема, підлаштовуючись під пацієнта, дозволяє врахувати при виборі параметрів вентиляції його самостійні дихальні спроби. Існує можливість обирати максимальний тиск, час вдиху, час видиху та хвилинний об'єм. Суттєвими недоліками такої системи є ризики виникнення баротравм у разі неправильного визначення еластансу та резистивності дихальних шляхів [9, 10].

Система з адаптивним регулюванням (Adaptive Control) – означає автоматичне налаштування одного параметра для підтримки іншого, обраного оператором. Одним з перших прикладів режиму, в якому використовувалося адаптивне керування, був регулятор з регульованим тиском – апарат Siemens Servo. Адаптивне управління – це еволюційний етап, оскільки він дозволяє апарату ШВЛ визначати рівень установленого параметра незалежно від оператора. Керування заданим параметром працює на стадії вдиху, тоді як адаптивне регулювання вводить ще один цикл зворотного зв'язку, яка працює між вдихами. Саме другий цикл зворотного зв'язку викликав термін «подвійне управління». Зворотній зв'язок дихального об'єму, що видихається, дозволяє апарату штучного дихання адаптуватися до змін в механіці легень пацієнта. Адаптивне управління було реалізоване як спосіб для вентилятора автоматично налаштовувати межу тиску вдиху, заданого оператором, і об'єму за кількість вдихів [9, 10].

Система з оптимальним регулюванням (Optimal Control) –

Оптимальне керування ще більше розширює можливості адаптивного, дозволяючи вентилятору встановлювати задані значення об'єму і тиску. Оптимальне керування бере свою назву від факту, що математична модель використовується для того, щоб знайти найкраще (в даному випадку мінімальне) значення деяких виконавчих функцій. Hamilton Galileo – єдиний вентилятор з цією функцією. Це дозволяє апарату ШВЛ виконувати всі наступні регулювання після того, як оператор встановить цільовий хвилиний об'єм. Знову оператор відійшов ще на крок від прямого контролю дихання [8, 9, 10].

Інтелектуальна система регулювання (Knowledge-Based Control) – є ще одним еволюційним кроком вперед в ускладненні алгоритму керування апаратом ШВЛ. При визначенні параметрів вентиляції вона використовує зворотні зв'язки за показниками, які дають більш чітке уявлення не тільки про стан легеневої механіки пацієнта, а й про ефективність газообміну в його організмі. Ще більш складний підхід поєднував базу знань з нечіткою логікою. У цій системі керування вентилятор використовував як миттєві вимірювання фізіологічних показників (наприклад, частоти дихання і насичення киснем), так і швидкості їх зміни. Варто звернути увагу, що інтелектуальна система не контролювала безпосередньо апарат ШВЛ, а робила пропозиції для оператора. У теорії, звичайно, оператор може бути виключений з контролю процесу керування [9, 10].

Система регулювання за допомогою нейронних мереж (Artificial Neural-Net Control) – ця експериментальна система не може безпосередньо керувати апаратом ШВЛ, але може виступати в якості рекомендацій при прийнятті рішення оператором. Рекомендації базуються на основі вимірних характеристик дихання пацієнта. Головною перевагою нейронної мережі є те, що вона здатна до самостійного навчання і вдосконалення. Тобто, вона так само як і лікар, що керує апаратом, набуває досвіду і потім робить свої

висновки. Але є і мінуси даної системи: коли виникає нестандартна ситуація, невідомо, за якими принципами нейронна мережа приймає рішення щодо рекомендації тих чи інших параметрів та режимів, що можуть бути небезпечними для пацієнта [9, 10].

### 1.3 Апарати штучної вентиляції легенів, їх переваги та недоліки.

Механічна вентиляція легенів людини, що застосовується при повному або частковому порушенні дихальної функції, забезпечує альвеолярну область свіжим повітрям і забезпечує відповідні умови для газообміну в організмі людини. Зазвичай примусова вентиляція використовується для втягування повітря в легені. Позитивний тиск на вході в дихальні шляхи створюється механічним вентилятором, що працює під тиском або регулятором потоку.

Класифікація апаратів ШВЛ:

- Апарати ШВЛ, що створюють негативний тиск навколо грудної клітини пацієнта для забезпечення вдиху (Negative Pressure Value – NPV);
- Апарати ШВЛ, вдуваючі повітря в легені з частотою більше 60 циклів за хвилини (High Pressure Value – HFV);
- Апарати ШВЛ, вдуваючі повітря в легені з частотою не більше 60 циклів за хвилину (Positive Frequency Ventilation – PFV) [10, 11].

Коли при самостійному диханні порожнина грудної клітки розширяється, тиск повітря в дихальних шляхах стає нижче атмосферного, – виконується вдих повітря, при видиху – навпаки. Таким чином, самостійне дихання – це NPV – negative pressure ventilation, оскільки на вдиху тиск повітря в дихальних шляхах нижче атмосферного [10].

HFV (high frequency ventilation) – високочастотна ШВЛ, в природі використовується хижакими, які не вміють пітніти (наприклад, собаками).

При такому типі дихання, об'єм одного вдиху менше мертвого простору. Газообмін виконується за рахунок безперебійного перемішування повітря.

Апарати ШВЛ, які на сьогоднішній день знаходяться у відділеннях інтенсивної терапії (ВІТ), використовують принцип PPV (positive pressure ventilation) – тиск повітря в дихальних шляхах пацієнта на вдиху вище атмосферного [10, 11].

При реалізації режиму роботи апарату ШВЛ можливі наступні комбінації фіксованих пневматичних параметрів:

- volume controlled ventilation (VCV) – режим управління за об'ємом,
- pressure controlled ventilation (PCV) – режим управління за тиском.

При Volume controlled ventilation (VCV) апарат ШВЛ, незважаючи на обструктивні і рестриктивні зміни в респіраторній системі пацієнта, за встановлений час вкачує в легені пацієнта заданий об'єм газової суміші (Tidal volume). Графічні відображення вдиху при управлінні потоком і при управлінні об'ємом однакові. При VCV є загроза критичного підвищення тиску в дихальній системі. Спосіб управління за об'ємом зручний для лікаря тим, що встановивши дихальний об'єм (ДО) і хвилинний об'єм дихання (ХОД), в ряді випадків ми можемо сподіватися, що адекватно замістили втрачену функцію дихання [10, 11, 12].

При Pressure controlled ventilation (PCV) – способом управління є зміна тиску (Pressure) і часу вдиху (Inspiratory flow time). Коли апарат ШВЛ управляє вдихом «по тиску», він реагує на показання манометра і відкриває клапан вдиху наскільки потрібно для підтримки заданого тиску в контурі апарату ШВЛ. При такому способі управління вдихом дихальний об'єм (Tidal volume) буде залежати від величини тиску і часу вдиху з одного боку і від Resistance (опору дихальних шляхів) і Compliance (податливості легенів і грудної клітини) – з іншого. При PCV апарат ШВЛ протягом часу вдиху (Inspiratory flow time) підтримує заданий тиск в дихальних шляхах і не контролює, який дихальний об'єм (Tidal volume) був доставлений пацієнтові.

Переваги:

1. Більша захищеність пацієнта від баротравми і волюмотравма;
2. При управлінні по тиску можливі спонтанні (Spontaneous) вдихи;
3. При управлінні по тиску можлива синхронізація роботи апарату ШВЛ з будь спонтанної дихальної активністю пацієнта.

Недоліки:

Наявні ризики недодати хвилинний об'єм вентиляції в разі підвищення резистансу і / або зниження комплайнсу. Накопичення клінічного досвіду довело, що PC безпечніше VC, оскільки спосіб управління апаратом ШВЛ змушує лікаря піклуватися, в першу чергу, про те, під яким тиском повітря буде входити в легені і за який проміжок часу (на відміну від PC, при VC лікар спочатку думає про ДО та ХОД, а потім дивиться, як це реалізується)

1. Управління за об'ємом можливі тільки примусові (Mandatory) вдихи;
2. Складно синхронізувати роботу апарату ШВЛ з дихальною активністю пацієнта;
3. При управлінні за об'ємом баротравма і волюмотравма зустрічаються частіше, ніж в інших режимах [12, 13].

### **Висновки до першого розділу**

В першому розділі нами окреслений аналітичний огляд системи, приведені основні принципи роботи апарату ШВЛ, його характеристики і головні розрахункові параметри. Розглянуті системи керування апаратом, схеми управління і ієрархію еволюційної складності. Можливість компенсувати небезпечну для життя недостатність системи дихання - основна функція інтенсивної терапії. Незмінні потреби у забезпеченні ефективного життєзабезпечення з мінімізованим ризиком та оптимізованим комфортом були, є і будуть головними цілями забезпечення штучної вентиляції легенів.



З часом цілі вентиляційної підтримки будуть вдосконалюватися, включаючи не лише ефективне життєзабезпечення, але й мінімізувати можливу травму при виконанні процедури (ятрогенез) та покращити координацію між фізіологічними потребами пацієнта та циклами дихання, що поставляються апаратами ШВЛ. У відділенні інтенсивної терапії є підтримання об'єму легень, покращення оксигенації та вентиляції, очищення дихальних шляхів від секрету, зменшення роботи органів дихання, посилення функції дихальних м'язів для запобігання респіраторним ускладненням як у інтубованих, так і у пацієнтів, що дихають самостійно. Інші цілі включають покращення функціонування опорно-рухового апарату, скорочення тривалості штучної вентиляції легень, полегшення повернення до самостійного життя після виписки з відділення інтенсивної терапії, покращення довгострокової якості життя та скорочення тривалості перебування у відділенні інтенсивної терапії.

Таким чином, дихальний об'єм змінюється залежно від опору та еластичності дихальної системи. У цьому режимі зміни в механіці дихальної системи можуть призвести до нерозпізнаних змін у альвеолярній вентиляції. Оскільки він обмежує тиск у легенях, цей режим може теоретично принести користь пацієнтам із гострим респіраторним дистрес-синдромом (ГРДС); однак чіткої клінічної переваги над V/C не було виявлено, і якщо об'єм, що доставляється за допомогою PCV, такий самий, як і об'єм, що подається V/C, значення тиску, що відхиляється, буде таким самим.

## РОЗДІЛ 2

### ПРИЗНАЧЕННЯ, ОСНОВНІ ВИМОГИ ТА ХАРАКТЕРИСТИКИ ОБ'ЄКТІВ АВТОМАТИЗАЦІЇ АПАРАТІВ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНІВ

#### 2.1 Структура та основні характеристики апаратів штучної вентиляції легенів

В сучасних апаратах ШВЛ всі параметри вентиляції (тиск, об'ємні витрати газових сумішей, їх вологість та хімічний склад на вдиху і видиху, SpO<sub>2</sub> і FIO<sub>2</sub>), вимірюються переважно мікроелектронними, первинними перетворювачами (сенсорами і датчиками), які надають інформацію блоку керування, щоб в реальному часі здійснювати регулювання клапанами / турбінами для забезпечення бажаного і безпечного для пацієнта оптимального режиму вентиляції легенів [13, 14].

Апарат ШВЛ складається з наступних складових частин:

- Блок керування;
- Джерело медичних газів;
- Змішувач медичних газів;
- Пристрій для зволоження і очищення дихальної суміші;
- Дихальний контур з клапанами вдиху і видиху;
- Датчики контролю потоку і тиску.

Основне завдання апарату ШВЛ (механічного респіратора) полягає в змішуванні заданих пропорцій повітря і кисню, очищенні і зволоженні їх, подачі під позитивним тиском в дихальні шляхи хворого згідно певного алгоритму. При цьому апарат ШВЛ повинен здійснювати контроль безпеки всіх виконаних ним дій та наведених (див. додаток В) [13].

#### 1 Блок керування апаратів ШВЛ:

В сучасних апаратах ШВЛ блок керування складається з декількох мікропроцесорів. Ці мікропроцесори можуть забезпечувати дуже складні

функції, які можна легко змінювати, вибираючи різні програми, що дозволяє сучасному механічному вентилятору ШВЛ швидко змінювати свою поведінку (наприклад, переходячи від регулювання об'єму до управління тиском або режиму допоміжної вентиляції, просто вибираючи інший алгоритми управління, що виконуються пристроєм). Крім того, мікропроцесори дозволяють здійснювати складну обробку сигналів вимірювань, які забезпечуються первинними перетворювачами - сенсорами, що призводить не тільки до підвищення точності вимірювань і більшого придушення шумів і артефактів, але також до генерації нової інформації шляхом відповідного обчислення і інтегрування декількох змінних. Крім того, ця розширена інформація може використовуватися самим вентилятором для оптимізації параметрів вентиляції в залежності від потреб пацієнта, створюючи так звані стратегії вентиляції з «замкнутим контуром» або інтелектуальні режими вентиляції [14, 15].

Основні задачі блоку керування ШВЛ:

- Контроль роботи сенсорів потоку і об'єму;
- Керування роботи клапанів вдиху і видиху;
- Реагування на відхилення параметрів від заданих.

2 Джерело медичних газів апаратів ШВЛ:

Для дихальної суміші потрібні два гази – кисень і азот (повітря). Респіратори простих моделей можуть працювати як при високому тиску медичних газів (3 – 6 атм, або 40 – 80 psi), так і при низькому (менше 1,5 атм, або 20 psi). Складні сучасні апарати, які здійснюють тонке регулювання механічного вдиху, відповідно до мінливих потреб хворого і необхідності точного змішування медичних газів, більш вимогливі до тиску кисню та стисненого повітря. Залежно від конструкції респіратора, діапазон допустимих коливань тиску медичних газів, при яких можливо безперебійне функціонування апарату, може бути різним [14].

3 Газовий змішувач (блендер) в апаратах ШВЛ:

Змішування дихальної суміші відбувається завдяки спеціальному пристрою – змішувачу (блендер). Контроль точності роботи блендера і створеної ним концентрації кисню у дихальній суміші здійснюють двома способами – механічним шляхом за допомогою тарілкового клапана або за допомогою спеціального кисневого датчика.

Датчик кисню розташований у вихідному газовому порту змішувача і вимірює відсоток кисню, що виходить з камери. Принцип роботи датчика базується на зміні його фізико – хімічних властивостей залежно від концентрації кисню. Кисневий датчик генерує вихідний сигнал на основі вимірюваного відсотка кисню. Мікропроцесор, електрично пов'язаний з виходом датчика кисню, порівнює вихідний сигнал датчика кисню з заданим рівнем, який встановлює лікар. Мікропроцесор генерує відповідний сигнал на основі порівняння, яке передається на драйвер схеми. Потім змішувач підтримує заданий процентний склад кисню в суміші. Але якщо заданий рівень кисню становить 30% (нормальний рівень), а детектор кисню виявляє 25%, мікропроцесор направить сигнал до драйвера – відкрити прохід клапана кисню, для підтримання норми. Датчик кисню безперервно контролює підвищення рівня кисню, забезпечуючи стабільний показник в 30% [14, 15].

#### 4 Зволожувач дихальної суміші апаратів ШВЛ:

Зазвичай вдихуване повітря при вході в дихальні шляхи має кімнатну температуру близько 18 – 22°C і відносну вологість 45 – 55%, а перед надходженням в легені його температура зростає до 36 – 37°C з вологістю 95 – 100%. При штучній вентиляції легень у пацієнта немає можливості нагріти і звожити вдихуване повітря, але якщо це не зробити примусово з використанням відповідної функції ШВЛ, виникнуть травми дихальних шляхів і легень. Для уникнення цього і використовують активні зволожувачі повітря [14, 15].

Всі сучасні стаціонарні апарати ШВЛ оснащені тими або іншими системами одночасного зволоження і зігрівання дихальної суміші. Дихальна суміш, що надходить із камери, обігрівається і зволожується за рахунок

підігрітої води. Вода автоматично нагрівається до такої міри, щоб повітря яке ввійде в легені було оптимальної для них температури.

При ШВЛ мішком Амбу, самонадувний мішок (мішок дихальний реанімаційний) прикріплюється до нереверсивного клапана, а потім до лицьової маски, форма якої співпадає з м'якими тканинами обличчя. Протилежний кінець мішка кріпиться до джерела кисню (100 % кисню) і зазвичай до дихального мішка.

В даний час найбільше поширення отримали зволожувачі з камерою, в якій відбувається нагрів дистильованої до прецизійно регульованого значення, з заданою температурою газової суміші (за принципом зворотного зв'язку від температурного датчика, розташованого в дистальній частині дихального контуру), як показано в (див. додаток Г) [15, 16].

Дихальний контур може мати систему внутрішнього обігріву шлангів. Безумовну перевагу має контур з внутрішнім обігрівом через спеціальний провід на всій довжині шлангів. При наявності контуру без додаткового обігріву, гаряча і насичена вологою дихальна суміш проходить через холодні шланги і втрачає тепло в навколишнє середовище через стінки контуру. При цьому обов'язково відбувається конденсація вологи на внутрішній стінці шлангів (при зниженні температури газу досягається точка роси і знижується його здатність насичуватися вологою). Ось чому такого роду контури повинні проходити через вологозбирач, де збирається конденсат [15].

У необігріваному контурі відбувається прогресуюче зниження температури і абсолютної вологості при русі газу від камери зволоження до пацієнта. Тому температура, що виходить з камери, повинна бути дуже високою (близько  $50^{\circ}\text{C}$ ), щоб в процесі проходження через контур забезпечити прийнятний нагрів суміші, яка безпосередньо надходить до пацієнту (принаймні, до  $32 - 33^{\circ}\text{C}$ ). За рахунок високої температури в камері відбувається дуже інтенсивне випаровування води, але основна частина її осідає у вигляді конденсату в контурі і не доходить до хворого [15, 16, 17].

## 5 Клапани вдиху і видиху апаратів ШВЛ:

Надходження дихальної суміші регулюється роботою клапанів вдиху і видиху. У простих моделях респіраторів, функції цих клапанів суміщені конструктивно в одному пристрої, який розташовується на апаратах поруч з інкубаційною трубкою і являє собою механічний пелюстковий клапан. Клапан є нереверсивним і дозволяє забезпечити рух повітря: на вдиху в легені хворого, а на видиху – в навколишнє середовище.

У більш складних моделях клапани вдиху і видиху розділені і розташовані біля респіратора. Робота клапана вдиху активно регулюється мікропроцесором респіратора. На відміну від цього, клапан видиху найчастіше пасивний, оскільки він відкривається видихається хворим повітрям і закривається при закінченні видиху. Конструкція клапанів передбачає як використання тепло та волого обмінника, так і активного зволоження дихальних шляхів за допомогою вбудованого в дихальний контур зволожувача [15, 16].

Найсучаснішим варіантом є наявність активних клапанів і вдиху, і видиху. В цьому випадку відкриття і закриття клапана видиху регулюються мікропроцесором респіратора окремо від клапана вдиху, що дозволяє зберегти можливість спонтанного дихання хворого під час проведення ШВЛ.

## 2.2 Основні вимоги до системи апаратів штучної вентиляції легенів

Відомо, що безпечне використання апаратів ШВЛ повинно жорстко гарантувати діапазон програмованих параметрів за тиском чи об'ємними витратами, допустимих параметрами дихальної функції конкретного пацієнта. Це природно призводить до висновку, що ці параметри повинні надійно, ретельно і точно контролюватися. Більш того, якщо лікарю пропонується жорстко програмувати ці змінні, ймовірно, слід оцінити методи, використовувані для їх моніторингу, та обмеження цих методів в діапазоні безпечних для пацієнта величин ( таблиця 2.1) [15, 16, 17].

Склад та вимоги до системи штучної вентиляції легенів:

- Первинні перетворювачі об'ємних витрат газової суміші;
- Датчики перепаду тиску;
- Датчики кисню;
- Пульсоксиметр.

Таблиця 2.1 – Вимоги до системи штучної вентиляції легенів

№ з/п	Підсистеми	Призначення і основні Характеристики
1	2	3
1.	Первинні перетворювачі об'ємних витрат газової суміші.	Використання витратомірів необхідне для точного і безперервного моніторингу як газообміну під час штучної вентиляції, так і функціонального респіраторного моніторингу.
1.1.	Витратометрія з гарячим дротом.	Часто вживаний тип первинного перетворювача газового потоку, який використовується у вентиляторах – це витратомір з гарячим дротом.
1.2.	Витратомір з діафрагмою.	Витратоміри з диференціальним тиском є найбільш часто використовуваними в промислових процесах. Вони також широко використовуються в апаратах механічної вентиляції легень і в Респіраторному моніторингу.

## Продовження таблиці 2.1

1	2	3
1.3.	Пневмотахографічний витратомір.	Екранна пневмотахографія використовує перепад тиску на сітчастому екрані для розрахунку потоку.
1.4.	Ультразвуковий витратомір.	Ультразвуковий витратомір заснован на часі прольоту ультразвуку від випромінювача до приймача, де зміна часу проходження через потокове середовище однозначно пов'язана зі швидкістю.
1.5.	Волоконно – оптичний датчик потоку.	Принцип дії датчика заснований на вимірюванні поперечного зсуву випромінюючого волоконно-оптичного кантилевера в результаті впливу на нього повітряного потоку. Даний тип датчику розроблявся спеціально під немовлят масою до 10 кг, оскільки володіє максимальною точністю при низько швидкісних потоках.



Продовження таблиці 2.1

1	2	3
2.	Датчики перепаду тиску	Датчики перепаду тиску використовуються для вимірювання витрат.
3.	Датчики кисню	В більшості сучасних вентиляторів реалізовано механізм зворотного зв'язку, який контролює концентрацію вдихуваного кисню і пов'язує її з дозуючим клапаном в контурі зворотного зв'язку.
3.1.	Парамагнітний датчик кисню.	Кисень – рідкісний виняток, проявляє сильні парамагнітні властивості, його магнітна сприйнятливість в середньому в п'ятдесят разів вище, ніж у більшості газів. Кисень з проби прагне в точки з максимальною магнітною індукцією і виштовхує сфери, зміна положення сфер фіксується фотоприймачем.
3.2.	Пульсоксиметр	Здатність безперервно і черезшкірно контролювати функціональне насичення киснем гемоглобіну в артеріальній крові (SaO <sub>2</sub> ).

## Кінець таблиці 2.1

1	2	3
4.	Гальванічні сенсори.	Це «кисневі осередки», в яких кисень дифундує через мембрану і відновлюється на аноді, створюючи напругу в електричному ланцюзі. Вихідна напруга такого сенсору пропорційна концентрації кисню на аноді.

Апарати ШВЛ повинні з точністю доставляти необхідну кількість газів, щоб уникнути у людини збільшення числа випадків пошкодження легенів, викликаного надмірною роботою ШВЛ. Витратоміри, вбудовані в вентилятори, забезпечують зворотній зв'язок практично в реальному часі, який корисний для регулювання потоків і об'ємів газу, що доставляється в легені пацієнта.

Для ефективної взаємодії між собою всі підсистеми МІС (медична інформаційна система) повинні функціонувати в єдиному інформаційному просторі і мати єдину базу даних України та Світу [16, 17].

### 2.3 Складові характеристики зі створення системи штучної вентиляції легенів

Апарати ШВЛ – подають в дихальні шляхи пацієнта газову суміш з потрібною для нього концентрацією кисню під тиском. Робота апарату зокрема обсяг повітря, що подається, тимчасові інтервали між інспірацією і експірації, рівень тиску в кожному випадку підбираються індивідуально.

Підключення приладу можливо двома способами:

- Неінвазивним – пацієнт дихає через дихальну маску;
- Інвазивним – інтубаційна трубка вводиться в дихальні шляхи або в попередньо зроблену трахеостому.

Всі апарати для ШВЛ поділяються на дві великі групи:

- Наркозно – дихальні пристрої;
- Моделі, призначені для проведення реанімації [16, 17, 18].

Але в сучасний час все частіше купують комбіновані прилади, що поєднують обидві функції і відрізняються високою ефективністю.

За способом управління прилади можуть бути механічними і ручними. Останній варіант – це мішок Амбу, що дозволяє накачувати повітря вручну.

Апарати підбирають за віком пацієнта. Прилади, що відносяться до 1 – 3 групи, використовуються для надання допомоги дітям від 6 років і дорослим будь – якого віку. 4 група апаратів використовується в стаціонарах, що займаються лікуванням дітей до 6 років. 5 група пристроїв використовується при реанімації новонароджених та немовлят до року.

В окрему групу виділяють високочастотні ШВЛ. Це багатофункціональні прилади, які використовуються при проведенні класичної і струменевої вентиляції. Оснащені функціями підігріву та зволоження газової суміші, високоточним механізмом дотримання дозування та вірогідності тиску [17, 18].

### 2.3.1 Основні характеристики та принципи дії апаратів ШВЛ

Апарат містить основні блоки: візок, блок (монітор) пацієнта, генератор вдиху, блок управління, зволожувач, сигналізатор, блок приладовий, блок подачі кисню, блок активного видиху, відсмоктувач. Апарат містить наступні знімні вузли: клапан запобіжний, мішок для проведення ШВЛ вручну, відстійники, пульт дистанційного керування, розпилювач лікарських засобів.

Блок подачі кисню містить ротаметр, що забезпечує вимірювання витрати кисню до 20 г/хв, запобіжний клапан, мішок. Регулювання подачі

кисню проводиться за допомогою голчастого дроселя з ручкою. Запобіжний клапан вдиху має поворотну головку на три положення, марковану на «10», «300» і «закрито». Положення «10» і «300» відповідають обмеженню тиску в мішку на рівні відповідно 0,1 кПа (10 мм вод. ст.) і 3кПа (300 мм. вод. ст.). У патрубці розташований всмоктуючий клапан, виготовлений з силіконової гуми, який дозволяє підсмоктувати повітря з атмосфери. На патрубках надітий протипиловий фільтр. Блок подачі кисню має різьбовий штуцер для приєднання за допомогою шланга до джерела стисненого кисню. Блок подачі кисню встановлюється на кронштейні з допомогою патрубка [16, 17, 18].

Блок активного видиху містить знімний блок розрідження розташований під кришкою і закріплений в корпусі за допомогою гайки. Крім того, в корпусі нерухомо закріплений розподільник, забезпечує під час видиху подачу живильного газу в ежектор блоку розрідження. Кришка кріпиться на корпус вручну гвинтом. На верхньому торці блоку активного видиху розташована рукоятка з маркуванням «» для регулювання розрідження активного видиху. На передній панелі блоку розташований штуцер з маркуванням «блок пацієнта» для приєднання до штуцеру виходу блоку пацієнта і штуцер виходу видихуваного газу з маркуванням «ВИХІД».

Клапан запобіжний складається з корпусу з сідлом, шайби, барабана з трьома штоками і гвинтами, які здійснюють стиснення трьох пружин і кришки. Поворотом барабана клапан встановлюється в три фіксованих положення, при яких у віконці корпусу встановлюється маркування «3», «6» і «10», що відповідає спрацьовуванню при тиску відповідно 3 кПа, 6 кПа і 10 кПа [16].

Пульт дистанційного керування служить для перемикання фаз дихальний цикл вручну.

У комплект поставки апаратів ШВЛ входить мішок для проведення штучної вентиляції легенів вручну. Мішок еластичний і після стиснення розправляється самостійно з швидкістю, що забезпечує необхідні частоти вентиляції [16, 17].

Мікроконтролер є головною платою, на якій розміщені два мікропроцесори – основний типу KP5800BM30L і співпроцесор типу KP1816BE35 і ряд інших. Основний процесор забезпечує основні функції обчислення і управління, а співпроцесор – обслуговування дисплея і клавіатури. Пам'ять основного процесора становить 16 Кбайт, а співпроцесора – 2 Кбайти, основний процесор доповнено двома паралельного вводу/виводу (частково одне з них використовується для зв'язку двох процесорів), послідовного інтерфейсу контролера переривань, двома програмованими таймерами, а також оперативною пам'яттю 2 Кбайта і схемами інтерфейсів системної шини. Співпроцесор доповнений експандером паралельного інтерфейсу [16, 17, 18].

Технічні Характеристики вентиляції:

1. Хвилинна вентиляція, л/хв:

- нижня межа 3 л/хв;
- верхня межа не менше 50 л/хв.

Ступінчаста установка наступних значень хвилинної вентиляції:

- в інтервалі від 3 до 10 л/хв включно – через 0,5 л/хв;
- в інтервалі від 10 до 30 л/хв включно – через 1 л/хв;
- в інтервалі від 30 до 50 л/хв включно – через 2 л/хв;
- в інтервалі понад 50 л/хв – через 5 л/хв.

2. Відхилення по абсолютній величині встановленого на апараті значення інтуйної вентиляції від її дійсної величини:

- в діапазоні встановлених значень до 10 л/хв включно – 1,5 л/хв;
- в діапазоні встановлених значень понад 10 л/хв – 10% від дійсної величини [17, 18].

3. Перемикання фаз дихального циклу в режимі керованих апаратів ШВЛ за часом.

4. Частота вентиляції, 1/хв:

- нижня межа не більше 10 1/хв.;
- верхня межа не менше 80 1/хв..

Ступінчаста установка наступних значень частоти вентиляції:

- в інтервалі від 10 до 20 включно через 1 хв;
- в інтервалі від 20 до 40 включно через 2 хв;
- в інтервалі від 40 до 80 включно через 5 хв.

5. Відносне відхилення за абсолютною величиною встановленого значення частоти вентиляції від її дійсної величини не повинно бути більше 2% в діапазоні встановлених значень до 20 хв включно і 4% в діапазоні понад 20 хв.

6. Апарат забезпечує перемикання фаз дихального циклу вручну за допомогою пульта дистанційного керування.

7. Короткочасна звукова індикація забезпечується в наступних випадках:

- при досягненні величиною робочого тиску встановленого значення;
- при спробі встановити значення параметрів вентиляції поза діапазону регулювання;
- при натисканні на кнопки, розташовані під порожніми полями цифрове табло;
- при спробі встановити неприпустимі поєднання режимів [17].

8. Середнє напрацювання на відмову не менше 2000 год.

Критерій відмов – це такий стан апарату, при якому має місце хоча б одне з наступних порушень:

- неможливо встановити хвилину вентиляцію в діапазоні від 7 до 30 л/хв;
- неможливо встановити частоту вентиляції в діапазоні від 10 до 30 хв – 1;
- неможливо встановити відношення тривалості вдиху і циклу  $(33 \pm 3)\%$ .

9. Середній термін служби до списання, не менше 4 років.

10. Середня інтенсивність експлуатації – 8 годин на добу.

Час безперервної роботи апарату обмежено лише необхідністю періодичного проведення знезараження дихального контуру.

11. Живлення від мережі змінного струму з частотою 50 Гц., с номінальною напругою 220В при відхиленні напруги мережі на  $\pm 10\%$  від номінального значення. Потужність не більше 500 В – А [17, 18].

2.3.2 Медико – біологічні аспекти впливу апаратів штучної вентиляції легенів на функції організму людини

Штучною вентиляцією легенів називають забезпечення газообміну між навколишнім повітрям (або спеціально підбраною сумішшю газів) і альвеолярним простором легенів штучним шляхом.

Основним і, мабуть, єдиним методом ШВЛ в даний час є метод вдування газу в дихальні шляхи. При цьому або в останні вводиться певний обсяг газової суміші, або вона вдувається в легені протягом певного часу із заданою швидкістю, або подається до тих пір, поки тиск в системі хворий – респіратор не підвищиться до певного рівня. У будь – якому випадку ШВЛ замінює (протезує) природний акт зовнішнього дихання шляхом створення позитивного тиску на початку дихальних шляхів [18].

У комплексі інтенсивної терапії основними завданнями ШВЛ є забезпечення адекватного газообміну в легенях і звільнення хворого від роботи дихання. Ліквідуючи гіпоксемію, а іноді і гіперкапнію, штучне дихання запобігає розвитку в органах незворотних зміни. Друге завдання не менш важливе, ніж перше, хоча не завжди враховується в клінічній практиці. При ряді патологічних процесів, особливо при порушенні прохідності дихальних шляхів, різко зростає «енергетична ціна» дихання. Здоровий організм витрачає на роботу дихальних м'язів 1 – 3% споживаного кисню. Включення ряду компенсаторних механізмів може збільшувати цю витрату до 35 – 50% від  $V_{O_2}$ . ШВЛ, знімаючи навантаження з дихальної мускулатури, звільняє хворого від непосильної для нього в даний момент роботи і сприяє

перерозподілу кисню в організмі, покращує оксигенацію життєво важливих органів [18, 19].

Однак поряд з безсумнівним сприятливим впливом на життєдіяльність організму ШВЛ може надати побічне негативну дію. Починаючи з кінця 40-х років дослідження цих шкідливих ефектів присвячуються численні дослідження. Все ж багато питань залишаються спірними і не до кінця вирішеними [19].

#### 1. Вплив ШВЛ на гемодинаміку:

Найкраще вивчені гемодинамічні ефекти ШВЛ. Відомо, що внутрішньо грудна гемодинаміка багато в чому залежить від дихального циклу. При спонтанному диханні під час вдиху тиск у плевральних порожнинах знижується до – 10 см вод. ст. при цьому відбувається «присмоктування» крові до правому передсердю з порожнистих вен, а також знижується тиск у легневих капілярах, що полегшує приплив крові в систему малого кола кровообігу. У нормі кровотік в легенях під час видиху становить 6%, а під час вдиху – 9% від обсягу циркулюючої крові. В результаті під час вдиху збільшується систолічний викид (ударний об'єм) серця [18].

При ШВЛ під час вдихання газової суміші в трахею внутрішньо – легенева тиск підвищується до 15 – 20 см вод. ст. (іноді вище), а внутрішньо – плевральне до 5 – 10 см вод. ст. це призводить до зменшення припливу крові до правого передсердя. Розширені всередині альвеоли передавлюють легеневі капіляри, підвищується тиск в артеріях малого кола кровообігу і погіршується приплив крові до легенів з правого шлуночка. Внаслідок цього під час штучного вдиху знижується ударний об'єм серця [18, 19].

#### 2. Вплив ШВЛ на функції легенів:

При ШВЛ з'являється невідповідність між розподілом повітря і кровотоку в легенях В результаті цього збільшується фізіологічно мертвий простір і шунтування крові справа наліво, підвищується альвеоло – артеріальний градієнт по кисню. Порушення вентиляційно – перфузійних відносин посилюються зі збільшенням швидкості газового потоку (більше 0,4



л/с) і частоти дихання. Монотонний дихальний об'єм сприяє надходженню повітря в одні й ті ж найбільш розтяжні ділянки легенів. Зростає небезпека баротравми альвеол. У менш розтяжних, ділянках відзначається схильність до ателектазування [19].

### 3 Загальні показники до застосування ШВЛ:

Це питання першечергової важливості, оскільки від своєчасності початку багато в чому залежить ефективність штучного дихання. Одна з найчастіших помилок при лікуванні хворих з гострою дихальною недостатністю – невчасний початок ШВЛ.

Ретроспективний аналіз показує, що серед найбільш важкого контингенту хворих з гострою дихальною недостатністю (масивна крововтрата, розлитий перитоніт, післяпологова еклампсична кома, критична черепно – мозкова травма, важка множинна травма, множинний перелом ребер, механічна асфіксія), яким знадобилося тривале проведення ШВЛ, летальність становила в середньому 55,2%. Але якщо ШВЛ починали в межах перших 3 год від моменту появи дихальної недостатності, то летальність дорівнювала 37,1%, в проміжку від 3 до 6 год – 52,5%, пізніше 6 год – 80,6% [18, 19].

У 27% дітей, що перенесли ШВЛ в неонатальний період, спостерігався рецидивний бронхообструктивний синдром у ранньому дитячому віці. Відзначений тісний кореляційний зв'язок між тривалістю ШВЛ і частотою рецидиву ( $p < 0,005$ ). Повторні епізоди у дітей раннього віку, що перенесли ШВЛ в неонатальному періоді, найчастіше були зумовлені бронхіальною астмою, яка відзначалася важким перебігом. У разі розвитку бронхіальної астми у дітей, які перенесли ШВЛ, у якості базисно терапії ефективними є виключно, в якості симптоматичної терапії показане застосування холінолітиків (атровент) та комбінованих препаратів (беродуал).

## Висновки до другого розділу

В другому розділі роботи було розглянуто призначення, основні вимоги та характеристики об'єктів автоматизації апаратів штучної вентиляції легенів. Звернута увагу на структуру та основні характеристики апаратів штучної вентиляції легенів, їх складових характеристики зі створення системи ШВЛ, принципи дії і медико – біологічних аспектах впливу апаратів штучної вентиляції легенів на функції організму людини.

Широко визнано, що безпечне використання апарату ШВЛ повинно жорстко гарантувати діапазон програмованих параметрів за тиском чи об'ємними витратами, допустимих параметрами дихальної функції конкретного пацієнта. Це природно призводить до висновку, що ці параметри повинні надійно, ретельно і точно контролюватися. Більш того, якщо лікарю пропонується жорстко програмувати ці змінні, ймовірно, слід оцінити методи, використовувані для їх моніторингу, та обмеження цих методів в діапазоні безпечних для пацієнта величин. Апарати серії VENTI призначені для проведення інвазивної та неінвазивної вентиляції легень, для підтримання життя відповідно до стандарту EN ISO 10651-2. Апарати використовуються як стаціонарно, так і мобільно, у лікарні та вдома. Вони можуть використовуватися для відлучення від інвазивної вентиляції для переведення на маскову вентиляцію. Можуть застосовуватися для дорослих пацієнтів із середньою та тяжкою гострою та хронічною дихальною недостатністю з дихальним об'ємом не менше 160 мл. Апарати серії VENTILogic обладнані вбудованою батареєю, що перезаряджається; їх можна використовувати для титрування.

## РОЗДІЛ 3

### АНАЛІЗ МЕТОДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ І УСУНЕННЯ НЕСПРАВНОСТЕЙ В МОДУЛІ КЕРУВАННЯ АПАРАТІВ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНІВ

3.1 Аналіз методів діагностування несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів

Фізико–хімічні процеси зміни властивостей і розмірів деталей і вузлів підпорядковуються певним законам та методами, і їхній технічний стан повинно прогнозувати з певним ступенем точності. Діагностування технічного стану, модуля керування в апараті ШВЛ процес дуже складний і передбачає перевірку параметрів складу всієї підсистеми електронної плати модуля і є досить важким технічним завданням [19, 20, 21].

За умовами технології виробництва деталей комплектації модуля керування як і інших технічних пристроїв, виготовляють із певними допусками в розмірах, хімічній і структурній властивостях матеріалів. Це також впливає на інтенсивність зношування або старіння деталей і вузлів. Крім цього, на інтенсивність зношування деталей як модуля керування так і всього апарату істотно впливає організація та періодичність технічного обслуговування й поточного ремонту [20].

Несправність, несправний стан – стан системи, пристрої, при якому має місце невідповідність одному або декільком вимогам, що пред'являються як щодо основних параметрів, так і щодо зручностей експлуатації, зовнішнього вигляду, комплектності тощо Несправність – більш загальне поняття, ніж непрацездатність (неробочий стан). Несправність виникає внаслідок пошкодження. Пошкодження – подія, що є в порушенні справності виробу. Пошкодження може бути однією з причин порушення працездатності, тобто відмови, причому при цьому воно (пошкоджено) вважається істотним.

Несуттєвим пошкодженням вважається таке пошкодження, при якому працездатність системи зберігається [19, 20].

Якщо технічне обслуговування та ремонти здійснюються нерегулярно або їх зовсім не проводять, то швидкість зношування вузлів і деталей значно збільшується і зношування швидко досягають своїх граничних значень. У наслідок цього всі перелічені вище фактори впливають на імовірність прогнозування роботи обладнання [19, 20, 21].

Метод (гр. *methodos*) – спосіб, прийом, образ дій. Спосіб теоретичного або практичного дослідження або здійснення. Основою ефективної діяльності з пошуку несправностей у складних технічних об'єктах з'являтися досить глибокі знання про об'єкт, в якому здійснюється пошук дефектів і несправностей, а також логічний підхід до самого процесу пошуку. Такий підхід до пошуку несправностей ще називають системним.

Існуючі методи діагностування не дають можливості передбачати раптові відмови, які характеризуються стрибкоподібною зміною параметрів стану деталі апарата ШВЛ або окремого вузла обладнання до граничного значення ізнос [20, 21].

Головним завданням діагностування модуля курування ШВЛ є визначення залишкового ресурсу елементів усієї системи та її підсистем. Завданнями діагностування під час експлуатації обладнання є скорочення трудоемкості й вартості робіт при поточних ремонтах, бо їх проводять тільки за необхідності, тобто у разі повного вичерпання ресурсів деталей і вузлів; визначення строків регулювальних і ремонтних робіт, у разі повного виробітку ресурсу – строків заміни обладнання; визначення потрібної кількості запасних частин; скорочення строків перебування обладнання в ремонті, визначення з відомими елементами й мікросхемами, які підлягають ремонту або заміні; встановлення строків (періодичності) проведення діагностування; перевірка якості виконання регулювальних і ремонтних робіт.

Під ресурсом розуміють напрацювання апарату ШВЛ від початку експлуатації або її поновлення після ремонту до настання граничного стану, коли подальша експлуатація повинна бути припинена, ураховуючи вимоги техніки безпеки або економічні міркування. У техніці найчастіше для визначення ресурсу користуються такими термінами, як доремонтний, міжремонтний, залишковий і використаний ресурс [20, 21, 22].

Доремонтний ресурс характеризується напрацюванням нового обладнання від початку експлуатації до першого ремонту. Міжремонтний – напрацюванням між ремонтами. Під час діагностування зазвичай визначається залишковий ресурс, тобто напрацювання обладнання від моменту прогнозування (контролю) до граничного стану, обумовленого технічною документацією. Використаний ресурс характеризується напрацюванням обладнання після виготовлення або ремонту до моменту наступного діагностування (контролю) [20].

Для орієнтовного порівняння технічного стану елементів діагностованого модуля керування, або всього апарату ШВЛ, які характеризуються різними діагностичними параметрами. Ми можемо користуватися поняттям коефіцієнта технічного ресурсу, за допомогою якого оцінюють залишковий ресурс деталі, мікросхеми або будь якого вузла апарату [20, 21, 22].

Для параметрів, абсолютні значення які збільшуються під час експлуатації модуля керування в апараті штучної вентиляції легенів і його коефіцієнт технічного ресурсу розраховується за формулою

$$K_p = (P_g - P_v) / (P_g - P_n), \quad (3.1)$$

де  $P_g$  – граничне значення параметра;

$P_n$  – номінальне значення параметра;

$P_v$  – вимірне значення параметра.

Якщо під час експлуатації значення параметра зменшується, то коефіцієнт залишкового ресурсу розраховується за формулою

$$K_p = (P_v - P_r) / (P_n - P_r). \quad (3.2)$$

Для нового елемента вузла або мікросхеми в модулі керування –  $K_p = 1$ , а при повному вичерпанні ресурсу  $K_p = 0$  [20].

Відмова або загроза відмови зазвичай настає з вини однієї або кількох деталей у модулі керування, що зумовлено нерівноміцністю та з різною зносостійкістю деталей або мікросхем апарату ШВЛ. В модулі керування зазвичай передбачається нескладна заміна частини деталей, мікросхем, які швидко зношуються. Після заміни або ремонту деталей, мікросхем, які вичерпали ресурс роботи, апарат знову стає працездатним та отримує певний запас часу роботи до наступної загрози втрати працездатності [20, 21].

Ефективність технічного діагностування модулю керування апарату ШВЛ забезпечується за допомогою пристосованості конструкції усіх складових модулю керування до діагностичного обстеження, їхньої високої ремонтпридатності усунення виявленої несправності не повинне бути складнішим і трудомістким, ніж її пошук. Усе це закладається на стадії проектування. Засоби, за допомогою яких здійснюється технічна діагностика, доцільно проектувати паралельно з розробкою конструкції апарату [20, 21].

### 3.1.1 Методи діагностування несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів

Під діагностуванням у радіоелектроніці та в обчислювальній техніці розуміють процедуру локалізації несправностей.

Виокремлюють основні методи діагностування:

1. Робоче діагностування (робоче діагностування). Його суть полягає в подачі на об'єкт робочих впливів;
2. Тестове технічне діагностування (тестове діагностування). На об'єкт подають тестові впливи.
3. Експрес діагностування (проводять за обмеженої кількості параметрів протягом заздалегідь установленого часу);
4. Оперативне тестове діагностування (оперативне діагностування). Надходження інформації про технічний стан об'єкта за заздалегідь спланованою стратегією в процесі функціонування об'єкта;
5. Безперервне діагностування (безперервне діагностування). Надходження інформації про технічний стан об'єкта відбувається безперервно;
6. Періодичне діагностування (періодичне діагностування) надходження інформації про технічний стан об'єкта відбувається через встановлені інтервали часу;
7. Самодіагностування – здійснюється за допомогою вмонтованих засобів діагностування [20, 21, 22].

Часто використовують також методи функційного, тестового і змішаного діагностування:

1. Функційне діагностування – вхідними впливами, що передбачені робочим алгоритмом функціонування об'єкта. Не слід плутати функційне діагностування з діагностуванням об'єкта в процесі його функціонування (це більш загальне поняття). Функційне діагностування, наприклад теза чи окремого модуля, може проводитись не під час функціонування системи, складовою частиною якої вони є, а здійснюватися за допомогою зовнішніх засобів шляхом емуляції роботи цієї системи. Це, по суті, робоче діагностування. Функційне діагностування поділяють на апаратне, програмне і змішане.

2. Тестове діагностування – на окремі ділянки подають тестові дії, що відрізняються від робочих. Вихідні реакції і вхідні впливи набувають специфічного характеру, невластивого робочим режимам об'єкта.

У тестовому діагностуванні виокремлюють:

– загальне (структурне);

– покомпонентне;

– комбіноване;

– Тестове загальне (структурне) діагностування. Його здійснюють у цілому, тобто контролюють цілісність і правильність монтажу, вихідних параметрів та правильність виконання відповідних функцій всією структурою об'єкта. Тестові дії подають на входи через крайові з'єднувачі, а відповідні реакції знімають з вихідної частини з'єднувачів, інколи – із внутрішніх контрольних точок структури об'єкта [21, 22].

Загальне діагностування поділяють на функційне тестування, параметричний контроль, функційно – параметричний контроль (йому відповідає термін «контроль технічного стану» або визначення продуктивності комп'ютерної системи).

– Тестове покомпонентне діагностування. Це послідовність окремих перевірок кожного компонента структури, за умови, що на нього не впливають зв'язані з ним компоненти. У таких випадках діагностуванням вважають ідентифікацію несправностей (процес виявлення несправності із заданою точністю) елементів контрольованих компонентів. Її поділяють на етапи: констатація факту наявності несправності; встановлення типу і класу несправності; встановлення місця прояву несправності [22].

У покомпонентному діагностуванні виокремлюють:

– поелементне;

– пофрагментне;

– змішане.



Поелементне діагностування. Передбачає проведення допускового контролю під час оцінювання параметрів кожного електрорадіоелемента пристрою. Тому такий вид діагностування інколи називають внутрішньо схемним параметричним контролем, внутрішньо схемним діагностуванням або внутрішньо схемним контролем [21, 22, 23].

Пофрагментне і змішане діагностування. Ці види діагностування характеризують об'єкт, до якого належать тестове комбіноване діагностування. Проведення певних послідовних структурних і по компонентних перевірок як об'єкта в цілому, так і його фрагментів, компонентів і елементів спільними апаратурними засобами. Це спрощує процес тестування за рахунок його максимального наближення до робочих режимів функціонування пристрою, який діагностують, пошуку несправностей різних класів. Досягнення заданої глибини пошуку дефектів [21, 22].

Змішане діагностування охоплює комбінації різноманітних видів діагностування поділяють на такі види:

- автоматичний метод діагностування. (Функціює без участі оператора);
- автоматизований метод діагностування. (Функціює з частковою участю оператора);
- вмонтований метод діагностування. є складовою частиною об'єкта;
- зовнішній метод діагностування. (Конструктивно відокремлений від об'єкта);
- бортовий метод діагностування. як самостійний виріб входить до складу бортового літального чи іншого рухомого апарата;
- наземний метод діагностування. входить до складу наземного устаткування;
- спеціалізований метод технічного діагностування. призначений для діагностування одного об'єкта або групи однотипних об'єктів [21, 22].

Методи тестового діагностування:

– функційне діагностування – при реалізації цього методу вхідними впливами, що надходять на об'єкт діагностування, є робочі впливи, які передбачені робочим алгоритмом функціонування об'єкта;

– тестове структурне (загальне) діагностування – його суть полягає у цілому. На входи МПП подають тестові впливи, а на виходах реєструють відповідні реакції, за якими аналізують правильність виконання функцій, що реалізуються цифровою структурою пристрою. Необхідними умовами здійснення структурного методу діагностування є вимірювання і аналіз різноманітних діагностичних параметрів, а також виконання складних процедур і програм перевірок, що, в свою чергу, ускладнює процедуру діагностування;

– тестове покомпонентне діагностування – його суть полягає у проведенні послідовних перевірок кожного компонента структури окремо при виконанні умови виключення взаємного впливу зв'язаних з ним компонентів. Компонентами в даному випадку є вмонтовані в друковану плату інтегральні схеми та ін.

Діалектично методи структурного і покомпонентного тестування взаємодоповнюють один одного з точки зору повноти діагностування і глибини пошуку несправностей. Тому комбінація цих методів є виправданою. Під час її здійснення структурні і покомпонентні перевірки поєднують за певними стратегіями [21, 22, 23].

Найбільш повною комбінацією цих методів реалізують у методі тестового комбінованого діагностування обчислювальних пристроїв. При цьому комбіноване тестування не ототожнюють з простим поєднанням структурних і покомпонентних перевірок. Тестове комбіноване діагностування описує власна теорія, стратегії і алгоритми.

### 3.2 Опис метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів

З розвитком електронної промисловості і обсягів виробництва усе більш неминучим стає завдання тестування електронних виробів. Старі підходи до перевірки якості і працездатності стають усе менш актуальними. Досі виробники і замовники електроніки звикли виробляти функціональне тестування продукції і, за наявності виробів, що відмовили, проводити діагностику несправностей із залученням висококваліфікованого персоналу, у тому числі розробників [22, 23, 24].

Відмови можуть проявлятися на самих фінальних стадіях виробництва. Зростаюча складність друкованих вузлів робить функціональний тест усе менш інформативним і тривалішим. До того ж процес його створення лягає на плечі розробників – людей, що мають обмежений ресурс часу. Тому частенько при перевірці нових типів виробів використовуються застарілі тести. В результаті страждає якість продукції, виникають непередбачені відмови устаткування у споживача, на розробників лягає купа роботи по виявленню причин відмов.

Розроблено метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів. Метод складається зі двох складових – статичної та динамічної частини і викладений як один цілий для перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

Метод статичної перевірки – це аналіз несправностей модуля керування, метою якого є виявлення та усунення несправностей на ранніх стадіях діагностування, що дозволяє зекономити час і ресурси по усуненню несправності модуля керування ШВЛ [22, 23].

Статична перевірка може включати цілісну ревізію в модулі керування, перевірку основних характеристик мікро–електронних елементів, перевірку

загальних технічних вимог до них з використанням інших методів, які дозволяють перевірити цілісність мікро–електронних елементів на несправність та їх швидке усунення.

Динамічна перевірка – це процес перевірки модуля керування з забезпеченням його вже попереднього статичного тестування мікро–електронних елементів. Метою динамічної перевірки є виявлення несправностей у частково робочому модулі керування ШВЛ забезпеченні та перевірки його функціональності [22, 23].

Динамічна перевірка модуля керування може включати різні додаткові методи, такі як модульне тестування, інтеграційне тестування, системне тестування та приймальне тестування. Зазвичай динамічна перевірка використовується після статичної перевірки, коли модуль керування вже було перевірено на наявність очевидних несправностей.

Діагностування вимог до модуля керування ШВЛ є важливим аспектом статичної перевірки, оскільки воно допомагає переконатися, що вимоги до системи є чіткими, зрозумілими та правильно сформульованими. На цьому етапі проводиться аналіз вимог та перевірка на предмет можливих протиріч, недосконалостей та неоднозначностей.

Форми статичного діагностування:

1. Ревізія модуля керування ШВЛ – процес перевірки мікро–електронних елементів інженерами спеціалістами з діагностування з метою виявлення несправностей, порушень та інших проблем в роботі модуля керування.

2. Діагностування модуля керування – процес аналізу мікро–електронних елементів на відповідність певним технічним стандартам, що дозволяє забезпечити кращу якість в усуненні несправностей.

3. Статичний аналіз – автоматична перевірка модуля керування ШВЛ спеціальними інструментами, що допомагають виявити несправності, уразливості та порушення рекомендацій щодо технічних вимог [22, 23, 24].

Форми динамічного діагностування:

1. Модульне діагностування – перевірка окремих компонентів модуля керування на правильність роботи та відповідність вимогам.
2. Інтеграційне діагностування – перевірка взаємодії між усіма мікро–електронними елементами модуля та їх спільної роботи.
3. Системне діагностування – перевірка повної системи модуля на предмет відповідності вимогам та правильності роботи в реальних умовах.
4. Приймальне діагностування – кінцева перевірка модуля керування ШВЛ з боку технічних вимог та тестування апарата ШВЛ на відповідність потребам та вимогам.

В технічних умовах до конкретного типу мікро схем модуля задаються послідовності подавання напруги та струмів на виводи мікро–електронні елементи модуля, порядок їх вимірювання, допустимі похибки, приведені (див. додаток Г) [22, 23].

Для перевірки статичних параметрів модуля керування ШВЛ необхідні засоби вимірювання, прилади і пристрої, що задовольняють вимогам стандартів, які пред’являються до методу статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів для вимірювання параметрів, а також технічним умовам. Діагностичний режим повинен забезпечуватися з точністю, технічними умовами; повторюваність результатів вимірювання повинна відповідати точності вимірювання параметрів. У вимірювальній схемі вводять розв’язуючі, корегуючі та поєднуючі ланцюги, щоб уникнути наводок і генерації [22, 23].

Сучасні запам’ятовуючі мікро–електронні елементи модуля статичного та динамічного типу відносяться до пристроїв пам’яті високої вартості, і тому у мікропроцесорних системах використовуються досить обмежено. Основною перевагою статичних запам’ятовуючі мікро–електронні елементи модуля є висока швидкодія, що визначає їх використання у швидкодіючих

системах апаратів ШВЛ. Як запам'ятовуючі мікро–електронні елементи модуля широко використовуються для суттєвого підвищення швидкості взаємодії процесора з основною (динамічною) пам'яттю у персональних комп'ютерах, а також є основною пам'яттю у потужних мультипроцесорних системах [22, 23, 24].

Основою статичних запам'ятовуючі мікро–електронні елементи модуля є елемент пам'яті, побудований на синхронних статичних D-тригерах, який структурно має вигляд, приведений (див. додаток Д) [23, 24].

При виборі елемента пам'яті ( $SEL = 0$ ) дані, що зберігаються в D – тригері, передаються на вихід через вихідний підсилювач з Z – станом. При цьому дані в D – тригері залишаються незмінними. При необхідності змінити вміст D – тригера подається сигнал  $WR = 0$ , внаслідок чого дані, що знаходяться на вході IN, будуть занесені в елемент пам'яті.

Для забезпечення операції зчитування з запам'ятовуючого мікро–електронного елемента модуля ШВЛ необхідно забезпечити низькі рівні сигналів на входах CS та OE і за заданою адресою вибрати необхідні дані, які з матриці пам'яті будуть передані на виводи  $DOUT_0 \dots DOUT_{(b-1)}$ .

Для забезпечення операції запису вибирається необхідна адреса  $A_0 \dots A_n - 1$ , необхідна мікросхема  $CS = 0$ , необхідні для зберігання дані подаються на входи  $DIN_0 \dots DIN_{(b-1)}$  і за сигналом  $WE = 0$  заносяться у тригери матриці пам'яті [23, 24].

Але для забезпечення надійного запису, так само як і зчитування, при роботі з мікро–електронним елементом модуля необхідно чітко дотримуватися послідовності подачі сигналів та часових співвідношень між ними, які задаються часовими діаграмами та відповідними часовими співвідношеннями, подібними до відповідних параметрів програмного забезпечення приведені (див додаток Е) [23, 24].

Ще однією особливістю динамічних мікро–електронних елементах модуля ШВЛ є мультиплексування адресної шини. Необхідність

мультиплексування обумовлена двома причинами: перша з них – це потреба у зменшенні кількості виводів мікросхеми, особливо для пристроїв з великою ємністю пам'яті, друга – те, що адресні входи мікросхеми використовуються по-різному (наприклад, при регенерації адресу стовпця не використовується). Ідеологія мультиплексування полягає у тому, що весь адресний простір розділяється на дві частини – так звані напівадреси. Ними є окремо адреси рядків і адреси стовпців, які подаються на одні й ті ж самі виводи мікросхеми пам'яті, але супроводжуються відповідним стробом – RAS (Row Address Strobe) і CAS (Column Address Strobe).

Поєднуючи сили статичного та динамічного діагностування – статичне та динамічне діагностування є важливими методами контролю перевірки несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів. Кожен з методів має свої переваги та недоліки, тому найкращим рішенням є їх поєднання для досягнення максимальної ефективності процесу діагностування [23, 24].

### **Висновки до третього розділу**

В третьому розділі роботи було проведено аналіз основних методів діагностування несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів та здійснене дослідження методи діагностування несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів. Описаний новий метод «Метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів», сутність якого полягає у поділі діагностування на статичну і динамічну складові. Метод нам дає можливість в подальшому провести експериментальну перевірку розробленого метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

Застосування статичного діагностування на ранніх стадіях вияву несправностей допомагає виявити помилки ще до повної несправності апарата ШВЛ, що забезпечує економію часу та ресурсів.

Динамічне діагностування, в свою чергу, перевіряє реальну роботу модуля керування та його відповідність вимогам.

Використання відповідних інструментів для статичного та динамічного діагностування сприяє автоматизації процесу та забезпечує високий рівень якості виявлення несправностей.

Апарат ШВЛ повинен забезпечувати довгострокову штучну вентиляцію легенів (ШВЛ) у дорослих пацієнтів та дітей після 6 років в умовах відділень інтенсивної терапії та реанімаційних відділень стаціонарних медичних закладів. В апаратах повинна бути передбачена можливість проведення інгаляційного наркозу з використанням закису азоту. Режим роботи апарата – тривалий безперервний. Тривалість безперервної роботи від мережі 50 Гц 220В має бути не менше 200 годин. Апарат має забезпечувати довгострокову штучну вентиляцію легенів (ШВЛ) від внутрішнього джерела резервного живлення не менше ніж, 5 год



## РОЗДІЛ 4

### ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ПЕРЕВІРКА МЕТОДА СТАТИЧНОЇ ТА ДИНАМІЧНОЇ ПЕРЕВІРКИ І УСУНЕННЯ НЕСПРАВНОСТЕЙ МОДУЛЯ КЕРУВАННЯ АПАРАТІВ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНІВ

4.1 Експериментальна розробка метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів

Апарати штучної вентиляції легенів за класифікацією медичних апаратів відносяться до виробів класу А, ймовірність безвідмовної роботи яких задається рівною 0,99 на протязі заданої роботи.

Метою експериментальної розробки метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів є аналіз даних по надійності мікро–електронних елементів, що входять до складу модуля керування апаратом штучної вентиляції легенів, а так пошук надійних елементів для найскорішого усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

Значення інтенсивностей відмов, режими роботи та поправочні коефіцієнти за довідником елементів схеми 941200.731 – ЕЗ наведені (див. таблицю 4.1) [24, 25, 26].

Ймовірність безвідмовної роботи інших елементів мікроконтролера визначається уточненим середньо – груповим методом розрахунку

Ймовірність безвідмовної роботи мікроконтролера модуля керування буде розраховуватися за формулою [24, 25, 26]

$$P_{\text{заг}}(t) = P_{\text{с}}(t) * P_{\text{д}}(t) * P(t)$$

4.1

Таблиця 4.1 – Розрахунок ймовірності безвідмовної роботи модуля керування апаратів ШВЛ протягом заданого напрацювання

Мікроконтролер				Коіф-т навантаж	Температура рабоча t С			
1	2	3	4	5	6	7	8	9
КР580ВВ55А	D1	1		0,5			0,1	0,1
КР580ВІ53	D2	1		0,5			0,1	0,1
К555ЛІА3	D3	1		0,5			0,1	0,1
К580ГО324	D4	1		0,5			0,1	0,1
К555ІД7	D6	1		0,5			0,1	0,1
К580ВМ80А	D7	1		0,5			0,1	0,1
КР580ВВ51А	D8	1		0,5			0,1	0,1
КР580ВІ53	D9	1		0,5			0,1	0,1
КР580ВМ52	D10	1		0,5			0,1	0,1
К580ВК28	D11	1		0,5			0,1	0,1
К170АР2	D12,	2	0,1	0,5	40	1	0,1	0,2
К170УР2	D13	1		0,5			0,1	0,1
К555АР3	D14	1		0,5			0,1	0,1
К555ІД7	D15	1		0,5			0,1	0,1
К555ЛЕ1	D16	1		0,5			0,1	0,1
КР537РУ8А	D17	1		0,5			0,1	0,1
К555ІР22	D18	1		0,5			0,1	0,1
КР580В555А	D26	1		0,5			0,1	0,1
КР580ВА87	D21	1		0,5			0,1	0,1
К1816ВЕ35	D24	1		0,5			0,1	0,1
К580ВР43	D25	1		0,5			0,1	0,1
	D28							

Продовження таблиці 4.1

1	2	3	4	5	6	7	8	9
Кварц 18 мГц 6 кГц	B1 B2	1 1	0,0 7 0,0 7	0,5 0,5	40	1,5	0,10 5 0,10 5	0,10 5 0,10 5
Резистор МЛТ – 0,25	R1 – R17	17	0,0 4	0,5	40	2,5	0,1	1,7
Діод КД 522 Б	V1 – V2	2	0,2	0,8	40	1,1 9	0,23 8	0,47 6
Конденсатор К50 – 35 К10 – 7В	C2, C3 , C8, C 28, C21 C1, C4 , C5, C 9- C27, C 29, C3 0	5 24	0,1 35 0,0 35	0,56 0,56	40	2	0,27 0,07	0,35 6,48

Кінець таблиці 4.1

1	2	3	4	5	6	7	8	9
З'єднувач	X1 – X10	10	0,05	0,4		10	0,5	5
Вивід Пайка		507	0,004	1		1	0,045	2,028
Дріт Дорожки монтажні		439	0,015	1		1	0,015	6,585

Розрахунок ймовірності безвідмовної роботи модуля керування апаратів ШВЛ протягом заданого напрацювання:

$$P_c(2000) = 1 - (1 - e^{-0,000005 \cdot 2000})^2 = 0,9999;$$

$$P_d(2000) = 0,9998;$$

$$P(2000) = e^{-\Lambda \cdot 2000} = 0,977, \text{ где } \Lambda = \sum \lambda_i = 16,4 \cdot 10^{-6};$$

$$P_{\text{заг}}(2000) = 0,9999 \cdot 0,9998 \cdot 0,967 = 0,967.$$

Розрахунок ймовірності безвідмовної роботи за час середньої інтенсивності експлуатації:

$$P_c(8) = 1 - (1 - e^{-0,000005 \cdot 8})^2 = 0,99999999;$$

$$P_d(8) = 0,99999999;$$

$$P(8) = e^{-\Lambda \cdot 8} = 0,999, \text{ где } \Lambda = \sum \lambda_i = 16,4 \cdot 10^{-6};$$

$$P_{\text{заг}}(8) = 0,99999999 \cdot 0,99999999 \cdot 0,999 = 0,9989.$$

Для підвищення надійності мікро–електронних елементів модуля керування апаратів ШВЛ необхідно:

1. Зменшення впливів електромагнітних випромінювань рекомендується екранування мікроконтролера.

2. Замінити деякі мікро–електронні елементи на аналоги:

КР580ВИ53 – пристрій I8253;

К580ВК28 – комбінований пристрій І8228;  
 К580ВМ80А – мікропроцесор І8080;  
 КР580ВВ51А – пристрій управління введенням – виведенням І8251;  
 К1816ВЕ35 – мікро – ЕОМ І8025;  
 К555АП3 – формувач розрядних струмів І4240;  
 КР580ВВ55А – І8255А;  
 К555ИД7 – SN74LS138N;  
 КР580ВН59 – І8259;  
 К555ЛЕ1 – SN74LS02N;  
 КР537РУ8А – НМ6516;  
 КР580ВА87 – І8257;  
 К555ИР22 – SN74LS373N;  
 К580ВР43 – І8243.

Розрахунок інтенсивності відмов аналогів мікро–електронних елементів модуля керування апаратів ШВЛ проводиться за розрахунками:

- С1 – коефіцієнт, що враховує кількість елементів у кристалі мікросхеми,
- С2 – коефіцієнт, що враховує кількість ніжок мікросхеми:
- $\pi_T$  – коефіцієнт, що враховує робочу температуру мікросхеми;
- $\pi_E$  – коефіцієнт, що враховує умови експлуатації елемента;
- $\pi_Q$  – коефіцієнт, що враховує якість виготовлення;
- $\pi_L$  – коефіцієнт, що враховує час вирощування кристала.

$$\lambda = (0,08*0,03+0,015*0,4)*0,9*1*10^{-6} = 0,0076*10^{-6}$$

Замінивши, мікро–електронні елементи модуля керування апаратів ШВЛ на їх аналоги, розрахуємо ймовірність безвідмовної роботи мікроконтролера модуля керування апаратів ШВЛ [24, 25, 26].

Розрахунок:

$$P_3(8) = e^{-\Lambda \cdot 8} = 0,9998,$$

$$P_{3 \text{ заг}}(8) = 0,99999999 \cdot 0,99999999 \cdot 0,9998 = 0,9998$$

$$P_3(2000) = e^{-\Lambda \cdot 2000} = 0,989, \text{ де } \Lambda_3 = 14,36$$

$$P_{3 \text{ заг}}(2000) = 0,9999 \cdot 0,9998 \cdot 0,989 = 0,989$$

Для підвищення надійності необхідно екранувати модуля керування плат, що знаходяться в блоці управління, від зовнішніх джерел перешкод для регулювання поширення електромагнітних полів від однієї з цих областей до іншої [24].

Допустимий рівень впливу магнітного поля для людини при тривалому впливі дорівнює становить  $H_B = 0,8 \text{ А/м}$ .

Коефіцієнт екранування матеріалу розраховується:

- $\mu$  магнітна проникність матеріалу;
- $R_B$  середнє арифметичне внутрішніх розмірів екрану за трьома його осями;
- $R_n$  середнє арифметичне зовнішніх розмірів екрану.

Залежність глибини скін – шару від частоти для різних матеріалів. Формула використовувана для обчислення товщини скін – шару: де – товщина скін – шару, – питомий опір матеріалу, – кутова частота, – абсолютна магнітна проникність [24, 25, 26].

В якості матеріалу для створення екрану ми будемо використовувати пермаллой [24, 25, 26].

Відмінною особливістю Ni81Fe19 є також близький до нуля коефіцієнт магнітострикції. Намагніченість насичення пермаллоя становить величину порядку 104 Гс (1 Тл).

$$\Delta = 228 - 227,7 = 0,3 \text{ мм}$$

Екран знижує інтенсивність відмов мікро–електронних елементів модуля керування апаратів ШВЛ в 2 – 3 рази, в результаті чого підвищується надійність модуля керування [25].

Властивість модуля керування апаратів ШВЛ, що забезпечує його можливість виконувати задані функції, зберігаючи свої експлуатаційні показники в заданих межах протягом необхідного проміжку часу або необхідної напрацювання, називають надійністю системи.

Модуль керування містить такі елементи: плата живлення ІМ, плата живлення ІС, плата введення – виведення, плата управління індикацією, мікроконтролер, плата живлення ВІП [24, 25, 26].

Для підвищення ймовірності безвідмовної роботи з'єднувачів і доріжок монтажних застосовано їх дублювання.

Ймовірність безвідмовної роботи інших елементів модуля керування апаратів ШВЛ визначається уточненим середньо – груповим методом розраховується за формулою

$$P_{\text{заг } i(t)} = P_c(t) * P_d(t) * P(t) \quad 4.2$$

Ймовірність безвідмовної роботи всього модуля керування розраховується за формулою

$$P_y = \sum P_{\text{заг } i(t)} \quad 4.3$$

Ймовірність безвідмовної роботи розраховується протягом заданих напрацювання на відмову і напрутязі середньої інтенсивності експлуатації [24].

Розрахунки безвідмовної роботи модуля керування ШВЛ (див. додаток А)

Отримана ймовірність безвідмовної роботи модуля керування апаратів ШВЛ відповідає обладнанню категорії А (висока відмово стійкість) [24, 25, 26].

4.2 Експериментальне випробування метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів

Для тестової перевірки метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів, мікро-елементів електроніки модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів ми долучаємо спеціально розроблений «Пристрій». До його складу входить: блок індикації, реєстр засувка і буферний пристрій. Реєстр засувку реалізований на тригерах D11, D12 і світлодіодах VD1 – VD8. Він служить для відображення слово стану основного мікропроцесора випробуваної плати модуля керування [24, 25, 26].

Буферний пристрій реалізовано на мікропроцесорах D13, D16 і світлодіоди VD9 – VD32. Воно служить для відображення стану сигналу, наявності рівня логічної «1» або логічного «0» на шині адреси і шині даних.

Блок формування сигналів реалізований на тригерах D10, D19, D20, цифрових компараторах D3 – D6 і шинних формувачах D1, D2, D7, D8, D17, D18. Тригери служать для формування сигналу запису і читання і готовності загальної шини. Цифрові компаратори служать для порівняння цифрової комбінації заданої ручним управлінням і сигналів на шині адреси. Шинні формувачі служать для перемикачів напрямку видачі сигналів від перемикачів на шині адреси і шині даних.

Блок ручного управління складається з набору кнопок і перемикачів. Перемикачі S16 – S31 служать для завдання адреси на загальній шині.



Перемикачі S8 – S15 служать для задачі даних (логічних рівнів сигналів даних) на шині даних [25].

Кнопка S4 служить для формування сигналу «Синхронізація». Тумблери S5 і S6 призначені для перемикання режимів запису і читання. Кнопка S7 служить для формування імпульсу для покрокового управління. Тумблер S3 служить для формування сигналу готовності (див. рисунок 4.1).

Номер контакту	Ціль		
B1	A0	B17	D0
B2	A1	B18	D1
B3	A2	B19	D2
B4	A3	B20	D3
B5	A4	B21	D4
B6	A5	B22	D5
B7	A6	B23	D6
B8	A7	B24	D7
B9	A8	B25	ЗП.
B10	A9	B26	ЧТ.
B11	A10	B30	СБРОС
B12	A11	B31	+5В
B13	A12	B32	Общ.
B14	A13	A3	Готовн
B15	A14	A7	Синх.
B16	A15	A23	Ост.
		A31	+5В
		A32	Общ.

Рисунок 4.1 – Визначення з'єднувачів пульта пристроя

Випробування метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів буде проходити у двох режимах: статичному і динамічному [25, 26].

#### **Виконання випробування метода в динамічному режимі:**

Для перевірки функціонування дискретних виходів на співпроцесорі I8025 з'єднуємо елементи випробування за схемою (див. рисунок 4.2).



Рисунок 4.2 – Схема з'єднання постійного ПЗПІ в динамічному режимі

У роз'єм X10 встановлюємо ПЗПІ (постійний запам'ятовуючий пристрій) з тестовою програмою.

Кнопка «Режим». на пристрої випробування знаходиться у віджатому стані. Це означає, що перемикачі контролю шини адреси «ПКША» і перемикачі контролю шини даних «ПКШД» відключені від шини адреси і шини даних відповідно [26].

Тест 1: Після з'єднання пристрою випробування з мікроконтролером за даною схемою включаємо пристрій в мережу. Потім перемикаємо тумблер в положення «Включено». В результаті чого вмикаються (спалахують) три світлодіоди «+ 5В», «+ 12В», «-12В». Це означає що, вмонтований в пристрої випробування блок живлення перетворив живлення мережі в + 5В, + 12В і -12В. При подачі напруги співпроцесор I8025A мікроконтролера починає працювати за тестовою програмою записаною в ПЗПІ. На індикаторах «ША» (шина адреси) і «ШД» (шина даних), розташованих на пристрої випробування ми бачимо проходження тесту «Біжуча одиниця», тобто послідовне загоряння світлодіодів від 0 до 15 на «ША», а потім світлодіодів від 0 до 7 на «ШД» [25, 26].

Тест 2: Наступний тест, який автоматично іде за першим, називається «Біжить нуль», тобто всі світлодіоди «ША» (шина адреси) і світлодіоди «ШД» (шина даних) вмикаються (горять), а потім по черзі починають вимикатися (гаснути). Проходження тестів «Біжить одиниця» і «Біжить нуль» означає справну роботу співпроцесора I8025A.

Для перевірки функціонування дискретних виходів на мікропроцесорі I8255A і правильності функціонування елементів мікроконтролера: I8080A, I8251A, I8253A з'єднуємо елементи випробування за схемою (див. рисунок 4.3).



Рисунок 4.3 – Схема з'єднання запам'ятовуючого пристрою ПЗП

У роз'єм X.5 вставляємо постійний запам'ятовуючий пристрій ПЗП з тестовою програмою. Кнопка «Режим». на пристрої випробування знаходиться у віджатому стані. Далі, після подачі напруги ми спостерігаємо проходження тестів «Біжить одиниця» і «Біжить нуль», як і в першому випадку [26].

Випадок, не проходження тестів 1 і 2 ми буде розглядати далі.

Далі ми проводимо перевірку I8259; I8253A(1); I8251A; I8253A(2).

У разі правильності проходження тесту загоряються всі світлодіоди на «ША» (шина адреси), а світлодіоди на «ШД» (шина даних) блимають з інтервалом 1 секунда. У разі помилки, на світлодіодах «ША» виставляється адреса елемента, в якому сталася помилка, а на «ШД» виставляється код помилки: 1Н – помилка запису, 2Н – помилка читання (див. таблицю 4.2) [25, 26]

Таблиця 4.2 – Розташування помилок мікро–елемента

Назва мікро–елемента	Адреса розташування мікро–елемента
I8255A	1Н
I8251A	2Н
I8253A(1)	4Н
I8259	8Н
I8253A(2)	10Н
I8255A	11Н

Після того, як сталася помилка, і було визначено де сталася помилка, ми збираємо схему діагностування вияву несправності у модулі керування ШВЛ (див. рисунок 4.4)



Рисунок 4.4 – Схема з'єднання діагностування несправності модуля керування ШВЛ

Кнопка «Режим». натиснута. Це означає, що перемикачі підключені до їх шин. Тумблер «ЗП». опущений вниз – встановлений режим запису. За допомогою перемикачів «ПКШД» виставляємо слово, яке записується в зовнішній пристрій. Далі натискаємо кнопку «Л», яка відключає тільки перемикачі «ПКШД» від шини даних, а тумблер «Чит». опускаємо вниз, тобто встановлюємо режим читання. В результаті чого на світлодіодах «ШД» висвічується результат читання [26].

### Виконання випробування метода в статичному режимі:

У тому випадку якщо не пройшли тести «Біжить одиниця» і «Біжить нуль» збираємо схему в статичному режимі (див. рисунок 4.5).



Рисунок 4.5 – Схема з'єднання в статичному режимі

У цьому випадку пристрій випробування підключається до мікропроцесора I8080A мікроконтролера за допомогою кабелю з кліпсою. При цьому потрібно від'єднати сигнал RDY (ніжка 23) від ланцюга і приєднати сигнал готовності від пристрою випробування через кабель. Перемикачі «ПКШД» і «ПКША»

натиснуті. Тумблери «Зап». і «Чит». підняті, тобто режими запису і читання не використовуються [26].

Після установки тестового ПЗП2 і включення живлення ми можемо контролювати в покроковому режимі виконання тестової програми мікропроцесора I8080A. Кнопки «Гот». і «Синхр». в натиснутому положенні.

При кожному натисканні кнопки «Ш» (крок) виконується один цикл команди. На світлодіодах «ША» висвічується адреса виконуваної команди, а на світлодіодах «ШД» висвічується код виконуваної команди. При цьому на світлодіодах «СС» (слова стан) висвічується код, який відповідає стану мікропроцесора в даному циклі виконання команд.

### **Висновки до четвертого розділу**

В четвертому розділі ми провели експериментальну розробку метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів, та проведенна подальша реалізації експериментального випробування розробленого нами метода.

Результати експериментального випробування метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів, дало нам досить значне розуміння будови та основних функцій робот мікроконтролера модуля керування ШВЛ. За допомогою статичної та динамічної складових метода перевірки нам стало легше і швидше робити діагностування і виявляти несправності.

Подальше використання розробленого метода цілком залежить від потреб на устаткування спеціалізованого сервісного центру обслуговування медичного обладнання.

## ВИСНОВОК

В дипломній роботі проведено дослідження методів діагностування і усунення несправностей в модулі керування апаратів штучної вентиляції легенів. Здійснений аналітичний огляд системи ШВЛ, приведені основні принципи роботи апарату, його характеристики і головні розрахункові параметри. Розглянуті системи керування апаратом, схеми управління і ієрархію еволюційної складності будови. Досліджено призначення системи ШВЛ, основні вимоги та характеристики об'єктів автоматизації апаратів штучної вентиляції легенів. Звернута увагу на структуру та основні характеристики апаратів штучної вентиляції легенів, їх складових характеристики зі створення системи ШВЛ, принципи дії і медико – біологічних аспектах впливу апаратів штучної вентиляції легенів на функції організму людини. Проведено аналіз основних методів діагностування несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів та здійснене дослідження методи діагностування несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів. Описаний новий метод «Метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів» нам дає можливість в подальшому провести експериментальну перевірку розробленого метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів. Реалізували експериментальну розробку метода статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів, та проведенна подальша можливість в реалізації експериментального випробування розробленого нами метода.

Підчас виконання дипломної роботи досягнуто поставленої мети в роботі та були вирішені наступні завдань:

– Здійснений поглиблений науковий аналітичний огляд апаратів штучної вентиляції легенів;

- Досліджено призначення та основні характеристики об'єктів автоматизації апаратів штучної вентиляції легенів;
- Проведений аналіз методів діагностування і усунення несправностей в модулі керування;
- Розроблений метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів;
- Проведено експериментальну перевірку метода статичної та динамічної перевірки та усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів.

Практична цінність дипломної роботи та отриманих результатів полягає в тому, що розроблений метод статичної та динамічної перевірки і усунення несправностей модуля керування апаратів штучної вентиляції легенів може бути застосований у роботі спеціалізованих сервісних центрів ремонту та обслуговуванню медичного обладнання, як допоміжного метода діагностування і усунення несправностей в модулі керування апаратів штучної вентиляції легенів.



**ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ**

1. Боділовський О. К. Побудова системи штучної вентиляції легень / О. К. Боділовський, А. О. Попов // Електроніка і зв'язок : наук.-техн. журн. – 2015. – № 4(70). – С. 28–32.
2. Порівняльні дані про розповсюдженість хвороб органів дихання і медичну допомогу хворим на хвороби пульмонологічного та алергологічного профілю в Україні за 2008–2009 рр. [Текст] / М. І. Линник [та ін.] // Збірник за ред. Ю. І. Фещенко. – К., 2010. – 47 с.
3. Сучасні інтелектуальні технології функціональної медичної діагностики [Електронний ресурс] / О. Г. Аврунін, Є. В. Бодянський, М. В. Калашник, В. В. Семенець, В. О. Філатов. – Харків : ХНУРЕ, 2018. – 248 с. doi: 10.30837/978-966-659-234-0.
4. Дичка І. А. Проектування обчислювальних систем з мікропрограмним управлінням / І. А. Дичка, В. І. Жабін, В. П. Тарасенко. – Київ : НТУУ«КПІ», 2001. – 53 с.
5. Семенець В. В. Введення в мікросистемну техніку та нанотехнології / В. В. Семенець, І. Ш. Невлюдов, В. А. Палагін. – Харків : Компанія СМІТ, 2011. – 416 с.
6. Жабін В. І. Цифрові автомати. Практикум / В. І. Жабін, В. В. Ткаченко. – Київ : ВЕК +, 2004. – 160 с.
7. Зайченко Ю. П. Нечіткі моделі і методи в інтелектуальних системах : підручник для вузів / Ю. П. Зайченко. – Київ : ВД «Слово», 2008. – 344 с.
8. Прикладана теорія цифрових автоматів : навч. посібник / В. І. Жабін, І. А. Жуков, І. А. Клименко, В. В. Ткаченко. – Київ : Вид-во НАУ, 2007. – 364 с.
9. Зеленов Д. В. Автоматична система діагностики генераторів змінного струму / Д. В. Зеленов // Автоматизація та приладобудування (Automation and

Development of Electronic Devices (ADED-2020)) : зб. студ. наук. статей (Вип. 1). – Харків : ХНУРЕ, 2020. – С. 180–185.

10. Цифрова схемотехніка : підручник у 2-х томах, т. 2. – В. Я. Жуйков, В. І. Бойко, А. А. Зорі та ін. – Київ : Аверс, 2002. – 408 с.

11. Смирнов В. С. Електронні імпульсні пристрої / В. С. Смирнов. – Київ : НТУ КПІ, 1998. – 140 с.

12. Бойко В. І. Цифрова схемотехніка / В. І. Бойко, В. В. Багрій. – Київ : ІЗМН, 2001. – 228 с.

13. Проектування комп'ютерних систем на основі мікросхем програмованої логіки : монографія / С. А. Іванець, Ю. О. Зубань, В. В. Казимир, В. В. Литвинов. – Суми : Сум. держ. ун-т, 2013. – 313 с.

14. Behbehani K. Mechanical ventilation, in: J. D. Bronzino (Ed.), The Biomedical Engineering Handbook, Boca Raton, FL, 2000. – 285 p.

15. Marini J. John. Mechanical ventilation: past lessons and the near future / John J. Marini. – 12 march 2013. – P 105–108.

16. Drinker P. The use of a new apparatus for the prolonged administration of artificial respiration / P. Drinker, C. F. McKhann. – JAMA, 2004. – 165 p.

17. Chang D. W. Clinical Application of Mechanical Ventilation / David W. Chang. – 3d Edition. – NY, 2006. – 298 p.

18. Chatburn R. L. Fundamentals of Mechanical Ventilation: A Short. – Cleveland Heights, 2003. – 580 p.

19. Chatburn L. Robert. Course on the Theory and Application of Mechanical Ventilators / Robert L. Chatburn. – 2nd Edition, 2004. – 365 p.

20. Chatburn L. Robert. Computer Control of Mechanical Ventilation / Robert L. Chatburn // Daedalus Enterprises. – May 2004. – Vol 49. – P. 74–78.

21. Trends in mechanical ventilation: are we ventilating our patients in the best possible way? [Electronic resource]. – Access mode : <https://breathe.ersjournals.com/>

22. Schena, E. Flow measurement in mechanical ventilation: A review / E. Schena, C. Massaroni, P. Saccomandi & S. Cecchini // *Medical Engineering & Physics*. – 2015. – № 37(3). – P. 257–264.

23. Ho Y. S. Performance of conical entrance orifice plates at low / Y. S. Ho, T. P. Leung // *Reynolds numbers*. 2008. – P. 122–125.

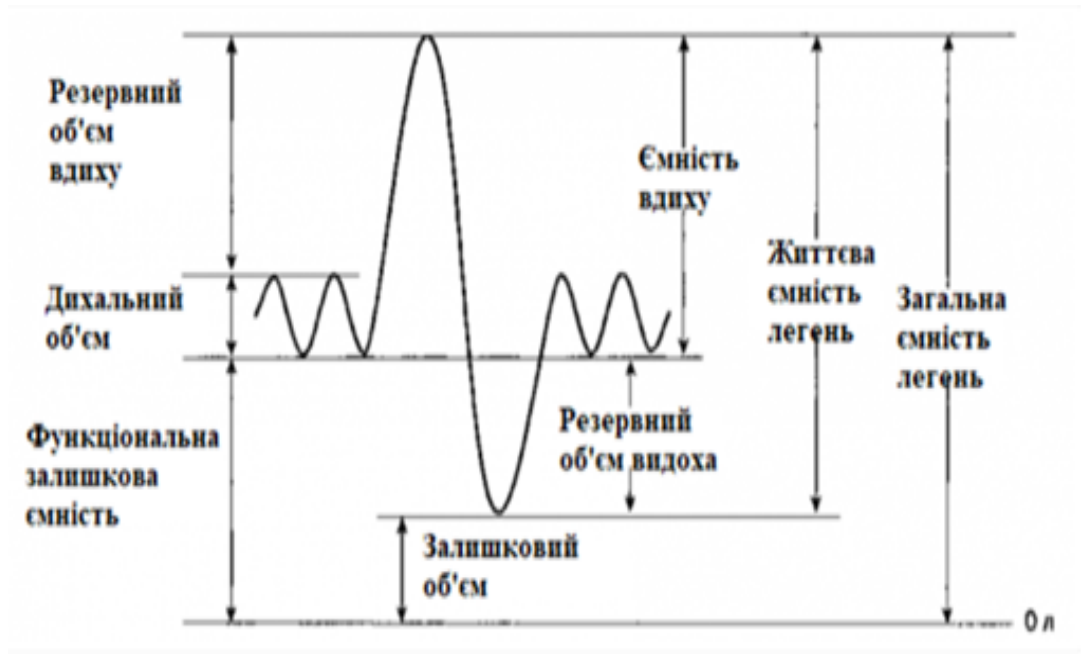
24. Sanborn G. Warren. Monitoring Respiratory Mechanics During Mechanical Ventilation: Where Do the Signals Come From? / Warren G. Sanborn. – January 2005. – Vol. 50.– P. 13–17.

25. Battista L. An air flow sensor for neonatal mechanical ventilation applications based on a novel fiber-optic sensing technique / L. Battista, S. A. Sciuto, and A. Scorza. – American Institute of Physics, 2013. – 680 p.

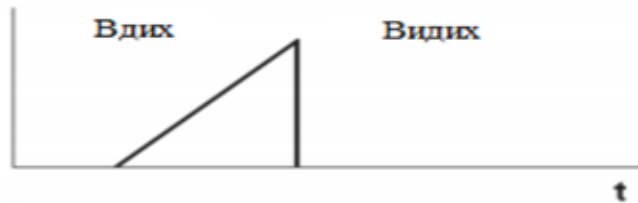
26. Solution Guide Smart Embedded computers / Digital-Logic AG, Switzerland. Copyright, 2003.– 50 p.

## ДОДАТОК А

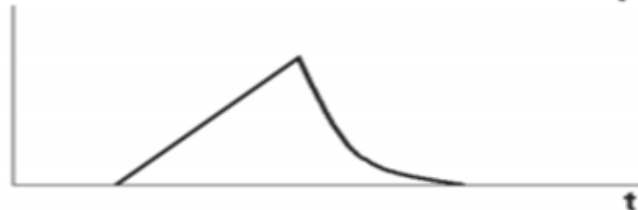
## Дихальні об'єми і ємності в апаратах ШВЛ



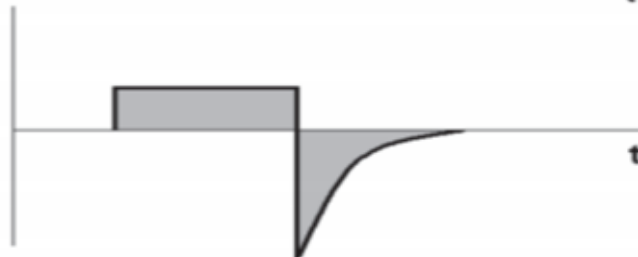
Тиск



Об'єм

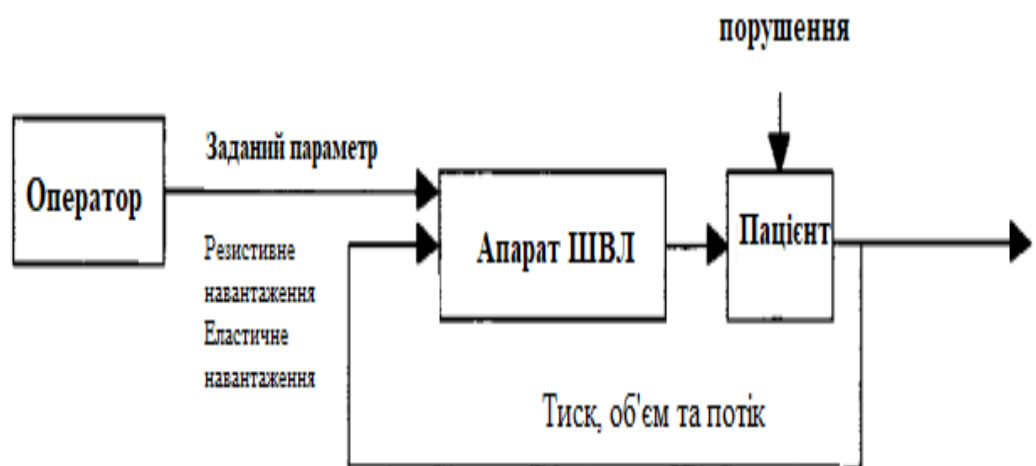
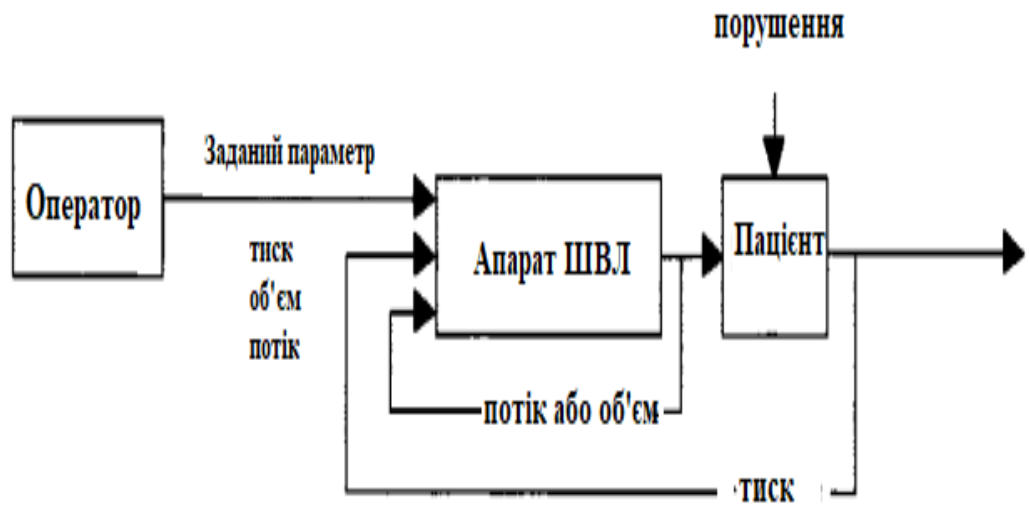


Потік

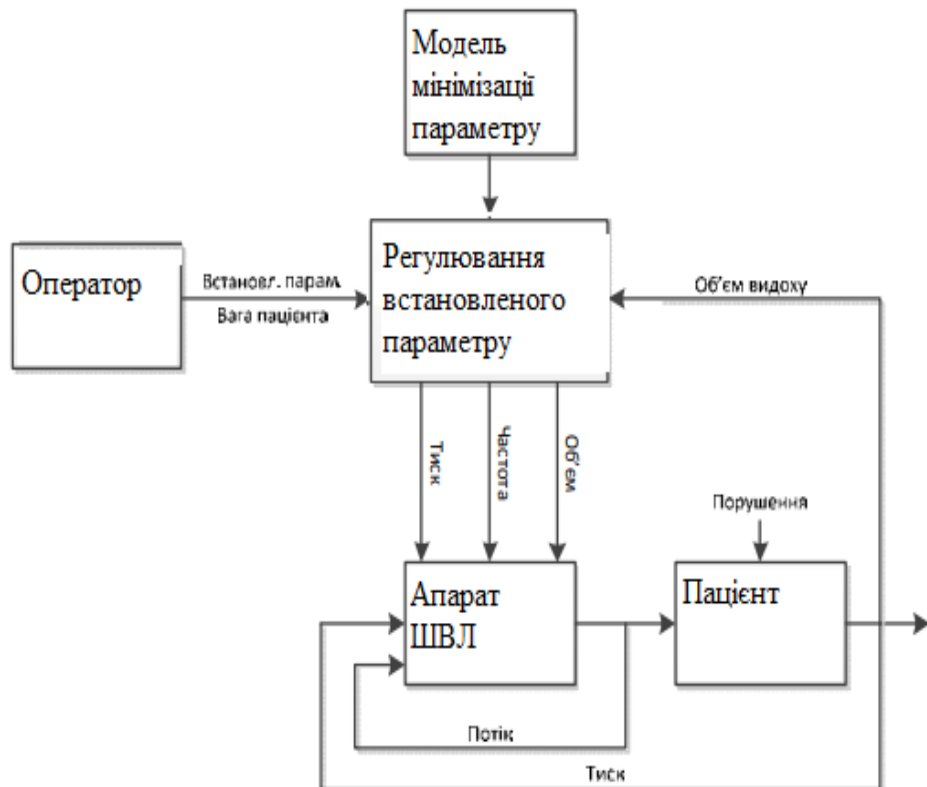
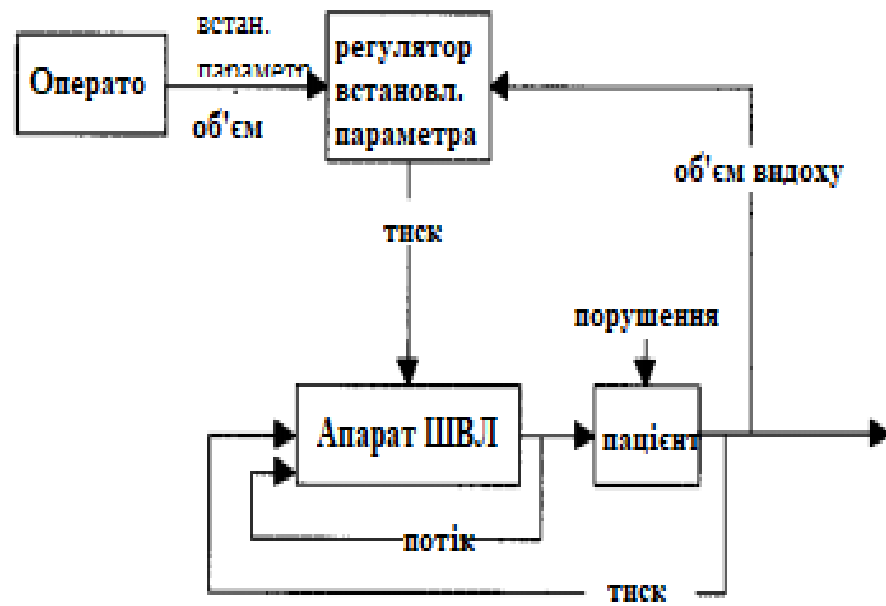


## ДОДАТОК Б

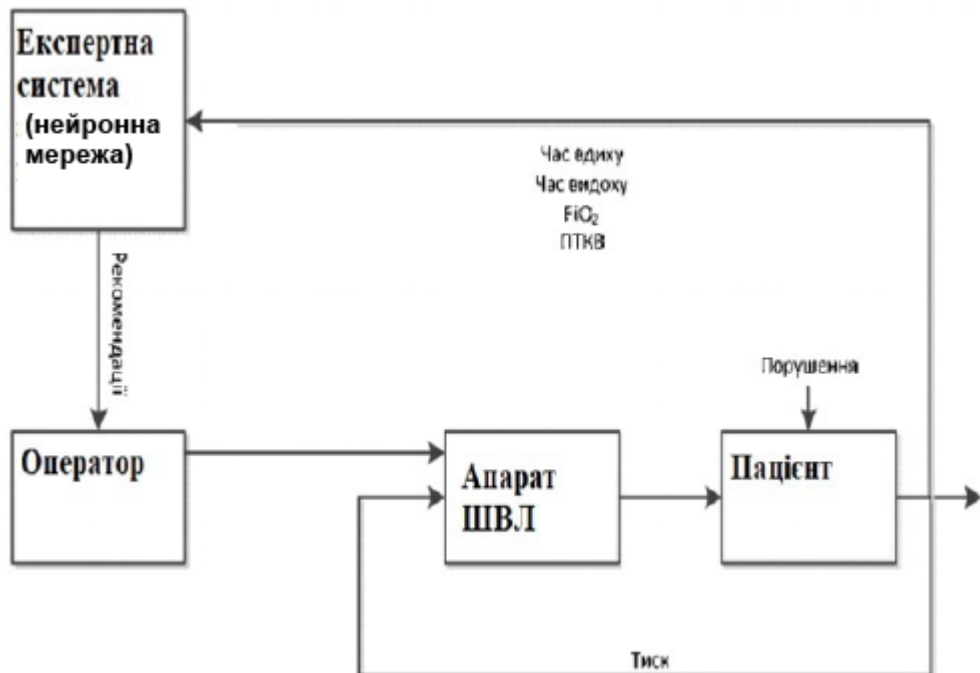
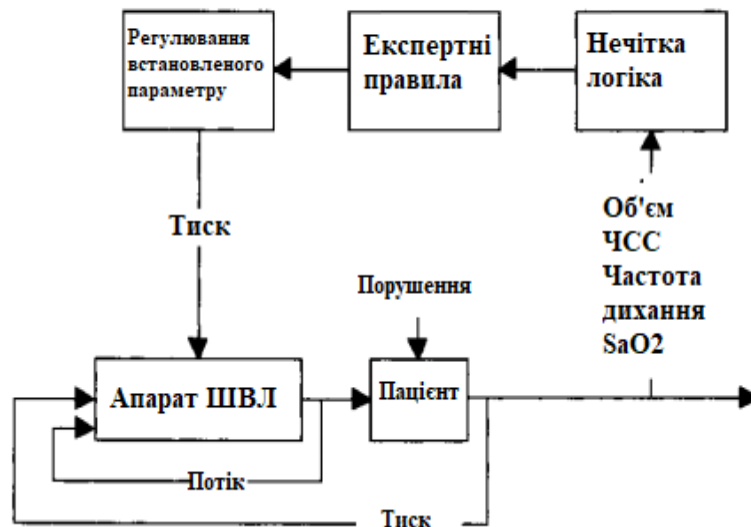
## Система з регулюванням параметрів апаратів ШВЛ



## Система з регулюванням параметрів апаратів ШВЛ (зворотний бік)

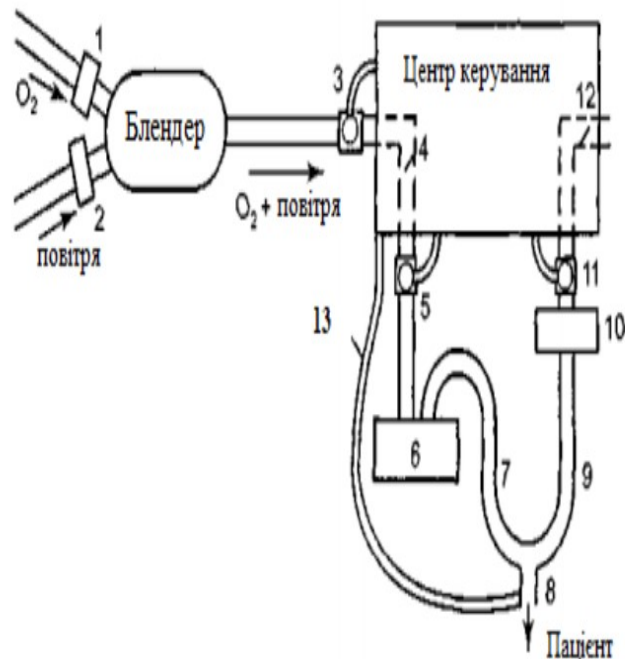


## Система з регулюванням параметрів апаратів ШВЛ (зворотний бік)



## ДОДАТОК В

## Схема апарату ШВЛ з активним зволоженням і датчиками потоку



1, 2 – фільтр очищення газів; 3 – кисневий датчик; 4 – клапан вдиху; 5 – додатковий датчик потоку; 6 – активний зволожувач; 7 – коліно вдиху дихального контуру; 8 – Y-подібне з'єднання дихального контуру с інтубаційною трубкою; 9 – коліно видиху дихального контуру; 10 – фільтр очищення видихуване повітря; 11 – головний датчик потоку; 12 – клапан видиху; 13 – магістраль небулайзера

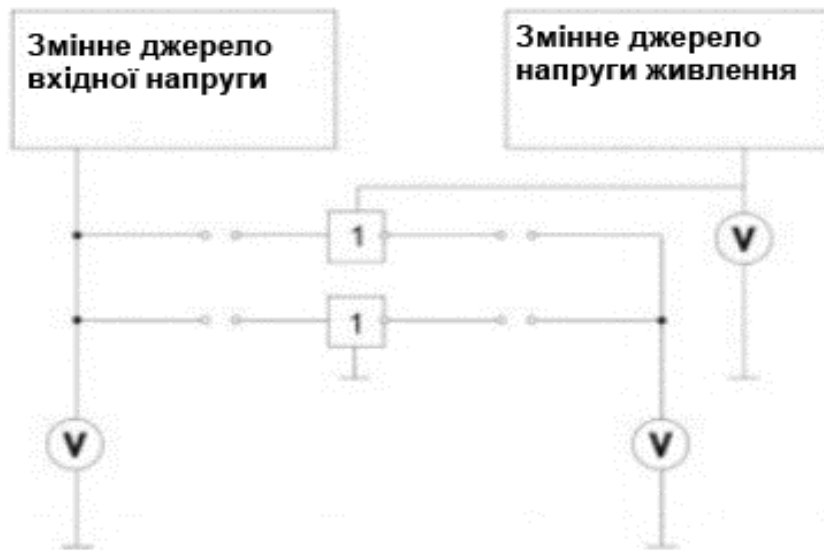
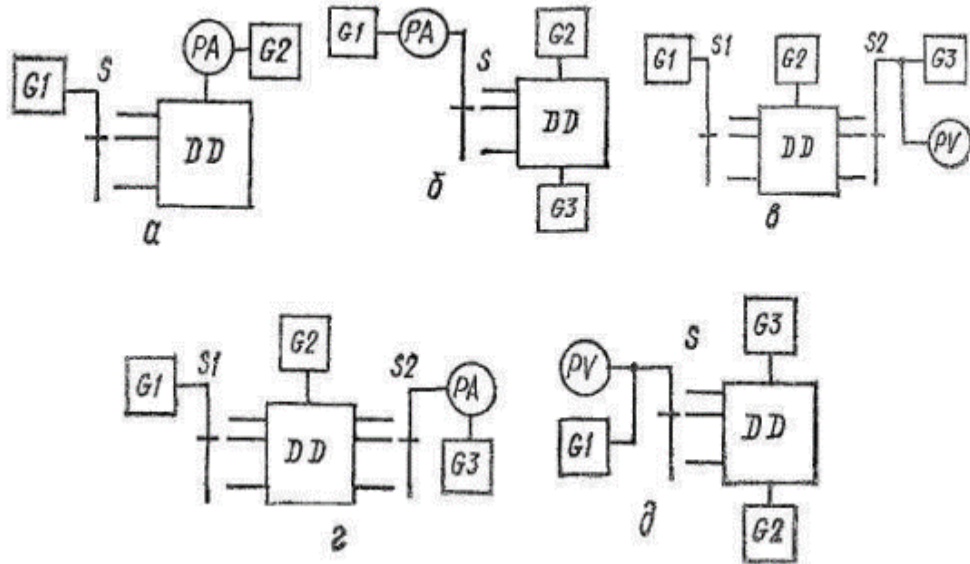


## ДОДАТОК Г

**Зволожувач з підгрівом Fisher & Paykel MR730 до апарату ШВЛ**

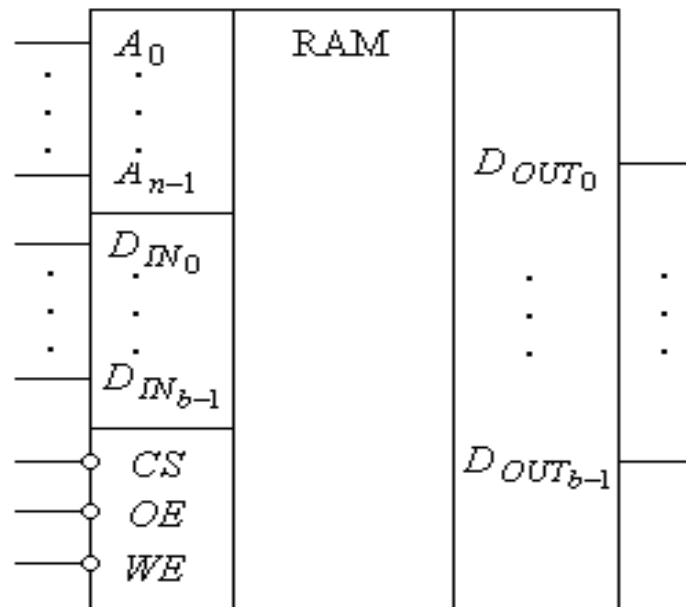
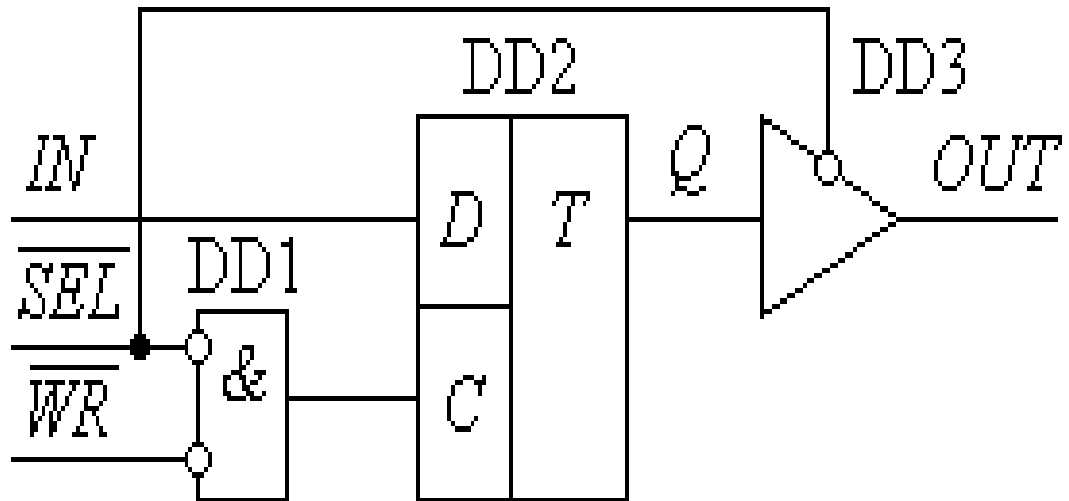
## ДОДАТОК Г

## Вимірювання статичних параметрів



## ДОДАТОК Д

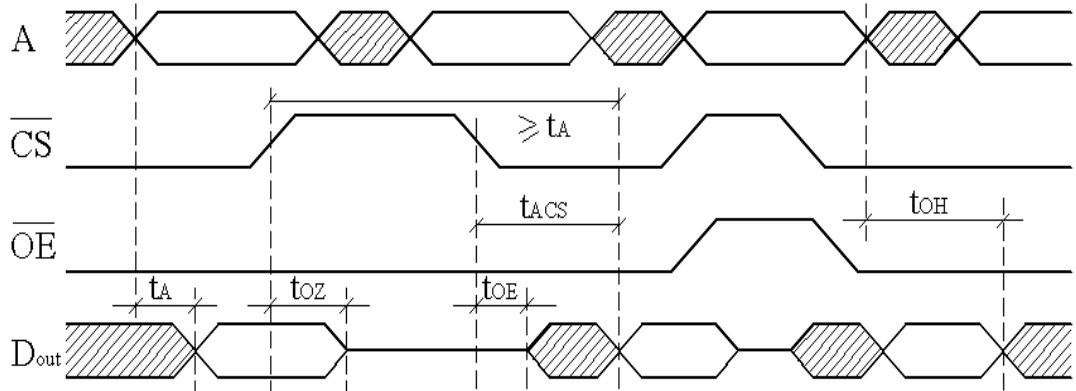
Умовне зображення мікроелектронного елемента модуля  
(микросхема) апарата ШВЛ



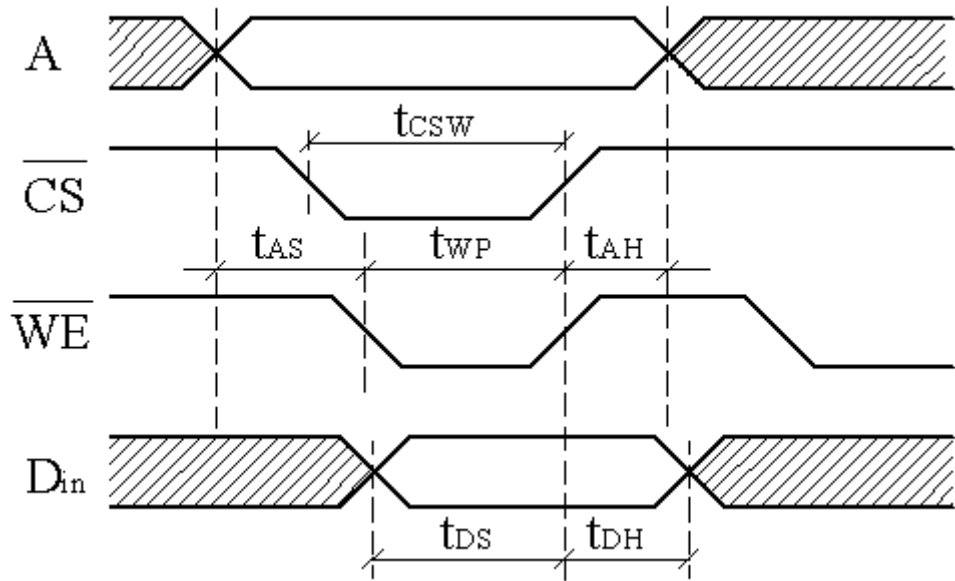
## ДОДАТОК Е

## Часові діаграми для режиму ШВЛ

а) зчитування; б) запису



а)



б)

## ДОДАТОК Є

**Розрахунки безвідмовної роботи модуля керування ШВЛ**

1. Ймовірність безвідмовної роботи плати живлення ВПІ;

$$\Lambda = \sum \lambda_i = 1,0345 * 10^{-6}$$

$$P_{\text{обш. 1}}(2000) = e^{-\Lambda \cdot 2000} = e^{-0,0021} = 0,997$$

$$P_{\text{обш. 1}}(8) = e^{-\Lambda \cdot 8} = e^{-0,008} = 0,99997$$

2. Ймовірність безвідмовної роботи плати введення – виведення;

$$\Lambda = \sum \lambda_i = 26,51 * 10^{-6}$$

$$P(2000) = e^{-\Lambda \cdot 2000} = e^{-0,053} = 0,988$$

$$P(8) = e^{-\Lambda \cdot 8} = e^{-0,00021} = 0,9997$$

$$P_{\text{п}}(2000) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\text{п}} \cdot 2000}) = 1 - (1 - e^{-0,002}) = 0,99999$$

$$P_{\text{п}}(8) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\text{п}} \cdot 8}) = 1 - (1 - e^{-0,000008}) = 0,999999999$$

$$P_{\text{д}}(2000) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\text{д}} \cdot 2000}) = 1 - (1 - e^{-0,003}) = 0,99999$$

$$P_{\text{д}}(8) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\text{д}} \cdot 8}) = 1 - (1 - e^{-0,000012}) = 0,99999998$$

$$P_{\text{обш. 2}}(2000) = P(2000) \cdot P_{\text{д}}(2000) \cdot P_{\text{п}}(2000) = 0,988 \cdot 0,99999 \cdot 0,99999 = 0,988$$

$$P_{\text{обш. 2}}(8) = P(8) \cdot P_{\text{д}}(8) \cdot P_{\text{п}}(8) = 0,9997 \cdot 0,999999999 \cdot 0,99999998 = 0,9996$$

3. Ймовірність безвідмовної роботи плати живлення ІМ;

$$\Lambda = \sum \lambda_i = 2,773 * 10^{-6}$$

$$P(2000) = e^{-\Lambda \cdot 2000} = e^{-0,00555} = 0,9988$$

$$P(8) = e^{-\Lambda \cdot 8} = e^{-0,000022} = 0,99999$$

$$P_{\text{п}}(2000) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\text{п}} \cdot 2000}) = 1 - (1 - e^{-0,0005}) = 0,999999$$

$$P_{\text{п}}(8) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\text{п}} \cdot 8}) = 1 - (1 - e^{-0,000002}) = 1$$

$$P_{\text{д}}(2000) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\text{д}} \cdot 2000}) = 1 - (1 - e^{-0,00093}) = 0,999999$$

$$P_{\text{д}}(8) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\text{д}} \cdot 8}) = 1 - (1 - e^{-0,0000037}) = 1$$

$$P_{\text{обш. 3}}(2000) = P(2000) \cdot P_{\text{д}}(2000) \cdot P_{\text{п}}(2000) = 0,9988 \cdot 0,999999 \cdot 0,999999 = 0,998$$

$$P_{\text{обш. 3}}(8) = P(8) \cdot P_{\text{д}}(8) \cdot P_{\text{п}}(8) = 0,99999 \cdot 1 \cdot 1 = 0,99999$$

Розрахунки безвідмовної роботи модуля керування (зворотний бік)

4. Ймовірність безвідмовної роботи плати живлення МС;

$$\Lambda = \sum \lambda_{\Gamma} = 15,7857 \cdot 10^{-6}$$

$$P(2000) = e^{-\Lambda \cdot 2000} = e^{-0,0318} = 0,989$$

$$P(8) = e^{-\Lambda \cdot 8} = e^{-0,000127} = 0,9998$$

$$P_{\Pi}(2000) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\Pi} \cdot 2000}) = 1 - (1 - e^{-0,00074}) = 0,999999$$

$$P_{\Pi}(8) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\Pi} \cdot 8}) = 1 - (1 - e^{-0,0000029}) = 1$$

$$P_{\Pi}(2000) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\Pi} \cdot 2000}) = 1 - (1 - e^{-0,00138}) = 0,99999$$

$$P_{\Pi}(8) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\Pi} \cdot 8}) = 1 - (1 - e^{-0,0000055}) = 1$$

$$P_{\text{обш.4}}(2000) = P(2000) \cdot P_{\Pi}(2000) \cdot P_{\Pi}(2000) = 0,989 \cdot 0,999999 \cdot 0,99999 = 0,98899$$

$$P_{\text{обш.4}}(8) = P(8) \cdot P_{\Pi}(8) \cdot P_{\Pi}(8) = 0,9998 \cdot 1 \cdot 1 = 0,9998$$

5. Ймовірність безвідмовної роботи плати керування індикацією;

$$\Lambda = \sum \lambda_{\Gamma} = 28,1 \cdot 10^{-6}$$

$$P(2000) = e^{-\Lambda \cdot 2000} = e^{-0,0562} = 0,98$$

$$P(8) = e^{-\Lambda \cdot 8} = e^{-0,00022} = 0,9997$$

$$P_{\Pi}(2000) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\Pi} \cdot 2000}) = 1 - (1 - e^{-0,0014}) = 0,999999$$

$$P_{\Pi}(8) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\Pi} \cdot 8}) = 1 - (1 - e^{-0,0000058}) = 1$$

$$P_{\Pi}(2000) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\Pi} \cdot 2000}) = 1 - (1 - e^{-0,0039}) = 0,99998$$

$$P_{\Pi}(8) = 1 - (1 - e^{-\lambda_{\Pi} \cdot 8}) = 1 - (1 - e^{-0,00002}) = 1$$

$$P_{\text{обш.5}}(2000) = P(2000) \cdot P_{\Pi}(2000) \cdot P_{\Pi}(2000) = 0,98 \cdot 0,999999 \cdot 0,99998 = 0,98$$

$$P_{\text{обш.5}}(8) = P(8) \cdot P_{\Pi}(8) \cdot P_{\Pi}(8) = 0,9997 \cdot 1 \cdot 1 = 0,9997$$

6. Ймовірність безвідмовної роботи всього модуля керування апаратів

ШВЛ;

$$P_{\text{у.}}(2000) = P_{\text{обш.1}}(2000) \cdot P_{\text{обш.2}}(2000) \cdot P_{\text{обш.3}}(2000) \cdot P_{\text{обш.4}}(2000)$$

$$\cdot P_{\text{обш.5}}(2000) \cdot P_{\text{обш.6}}(2000),$$

$$P_{\text{у.}}(8) = P_{\text{обш.1}}(8) \cdot P_{\text{обш.2}}(8) \cdot P_{\text{обш.3}}(8) \cdot P_{\text{обш.4}}(8)$$

$$\cdot P_{\text{обш.5}}(8) \cdot P_{\text{обш.6}}(8),$$

$$\text{где } P_{\text{обш.6}}(2000) = 0,989 \text{ и}$$

$$P_{\text{обш.6}}(8) = 0,9998 \text{ – вероятность безотказной работы микроконтроллера.}$$

$$P_{\text{у.}}(8) = 0,9996 \cdot 0,99997 \cdot 0,99999 \cdot 0,9998 \cdot 0,9997 \cdot 0,9998 = 0,9988$$

$$P_{\text{у.}}(2000) = 0,997 \cdot 0,988 \cdot 0,998 \cdot 0,98899 \cdot 0,98 \cdot 0,989 = 0,968$$