

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

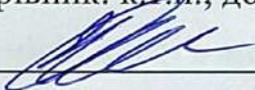
на тему:

Система контролю вмісту крові в апараті штучного кровообігу

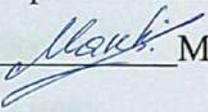
Виконав: студент 2 курсу, групи БМІ-24м,
спеціальність 163 Біомедична інженерія

 Сарнецький В. О.

Керівник: к.т.н., доцент, зав. каф. БМІОЕС

 Коваль Л. Г.

Опоненти: к.т.н., старший викладач каф. ІСТ

 Макогон В.І.

Допущено до захисту

Зав. кафедри БМІОЕС

 к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 8 » 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти – другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

«24» 09 2025 р.

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

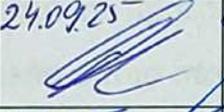
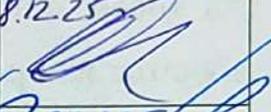
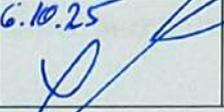
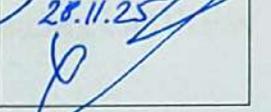
Сарнецькому Вадиму Олеговичу

1. Тема роботи: Система контролю вмісту крові в апараті штучного кровообігу
Керівник роботи: Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС
затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.
2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.
3. Вихідні дані до роботи: апарат штучного кровообігу; венозний резервуар; артеріальна помпа; лазерні датчики рівня крові; мікроконтролерна платформа Arduino Nano RP2040 Connect; програмні середовища LabVIEW та Fritzing; можливість створення лабораторної моделі; науково-технічна, медична та нормативна література; патентні джерела.
4. Зміст текстової частини: аналіз принципів роботи апаратів штучного кровообігу та методів контролю параметрів екстракорпорального кровообігу; огляд основних компонентів АШК та загроз порушення балансу крові; аналіз сучасних автоматизованих систем контролю рівня крові; формування медико-технічного завдання; вибір апаратних і програмних засобів реалізації системи; розроблення

програмної моделі зворотного зв'язку між венозним резервуаром та артеріальною помпою; створення та опис лабораторної моделі системи контролю; тестування алгоритмів реагування; економічне обґрунтування доцільності впровадження розробленої системи.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: функціональні схеми апарату штучного кровообігу; структурні та електричні схеми системи контролю рівня крові; програмна модель у середовищі LabVIEW; схеми підключення компонентів у Fritzing; конструкція корпусу лазерних датчиків; результати тестування алгоритмів управління; графіки та таблиці економічних показників.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС	24.09.25 	8.12.25 
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	6.10.25 	28.11.25 

7. Дата видачі завдання «24» вересня 2025 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 06.10.2025	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 27.10.2025	
Розроблення системи	до 24.11.2025	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 01.12.2025	
Оформлення текстової та графічної частини	до 08.12.2025	
Попередній захист МКР	08.12.2025	
Рецензування МКР	до 19.12.2025	
Захист МКР	22-23.12.2025	

Здобувач



Вадим САРНЕЦЬКИЙ

Керівник роботи



Леонід КОВАЛЬ

АНОТАЦІЯ

Сарнецький В. О. Система контролю вмісту крові в апараті штучного кровообігу : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 98 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 25 найм.; 26 рис.; 17 табл.

У магістерській кваліфікаційній роботі розглянуто принципи функціонування апаратів штучного кровообігу та методи контролю параметрів екстракорпорального кровообігу. Проведено аналіз історичного розвитку серцево-легеневих апаратів, їх основних компонентів та ризиків, пов'язаних із порушенням балансу крові у венозному резервуарі.

У другому розділі досліджено доступні апаратні та програмні засоби для реалізації системи контролю рівня крові, обґрунтовано вибір лазерних датчиків, мікроконтролерної платформи та середовищ програмного моделювання LabVIEW і Fritzing.

У третьому розділі розроблено програмну модель апарату штучного кровообігу із реалізацією зворотного зв'язку між венозним резервуаром та артеріальною помпою. Проведено тестування алгоритмів реагування системи у штатних і аварійних режимах, зокрема при різкому зниженні рівня крові та відмові окремих сенсорів.

У четвертому розділі розроблено конструкторську документацію лабораторної моделі системи контролю рівня крові, включно з електричними схемами, специфікацією компонентів, конструкцією корпусу для датчиків та інструкцією з підключення і експлуатації.

У п'ятому розділі виконано економічне обґрунтування доцільності впровадження розробленої системи, проведено оцінку витрат на створення лабораторної моделі, проаналізовано потенційний економічний ефект від застосування автоматизованого контролю рівня крові та показано перспективність використання запропонованого рішення у практиці біомедичної

інженерії.

Ключові слова: апарат штучного кровообігу, екстракорпоральний кровообіг, контроль рівня крові, венозний резервуар, артеріальна помпа, лазерні датчики, автоматизація, економічна ефективність, біомедична інженерія.

ABSTRACT

Sarnetskyi V. O. Blood Volume Control System in a Heart–Lung Machine : Master’s Qualification Thesis in specialty 163 Biomedical Engineering, educational program “Intelligent Artificial Implants and Medical Devices in Bioengineering”. Vinnytsia : VNTU, 2025. 98 p.

In Ukrainian. References: 25 items; 26 figures; 17 tables.

This master’s qualification thesis investigates the operating principles of heart–lung machines and methods for controlling extracorporeal circulation parameters. An analysis of the historical development of cardiopulmonary bypass systems, their key components, and risks associated with blood volume imbalance in the venous reservoir is presented.

The second chapter analyzes available hardware and software solutions for implementing a blood level control system. The selection of laser sensors, a microcontroller platform, and modeling environments such as LabVIEW and Fritzing is justified.

The third chapter presents the development of a software model of a heart–lung machine with a closed-loop feedback system between the venous reservoir and the arterial pump. Control algorithms were tested under normal and emergency conditions, including sudden blood level drops and sensor failure scenarios.

The fourth chapter provides the design documentation for a laboratory prototype of the blood level control system, including electrical schematics, component specifications, sensor housing design, and operating instructions.

The fifth chapter presents an economic analysis of the feasibility of implementing the proposed system, including cost estimation for developing the laboratory model and an assessment of the potential economic benefits of using an automated blood level control system in biomedical engineering applications.

Keywords: heart–lung machine, extracorporeal circulation, blood level control, venous reservoir, arterial pump, laser sensors, automation, economic efficiency, biomedical engineering.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1 ТЕОРЕТИЧНІ ЗАСАДИ ФУНКЦІОНУВАННЯ АПАРАТУ ШТУЧНОГО КРОВООБІГУ	11
1.1. Історичний огляд розвитку технологій штучного кровообігу	11
1.2. Структура апарату штучного кровообігу та функціональні особливості його компонентів	13
1.3. Порушення балансу крові в системі ШК: ризики, причини та профілактика	17
1.4. Сучасні автоматизовані системи контролю параметрів ШК: огляд і класифікація	19
1.4.1. Ультразвукові технології контролю рівня крові	19
1.4.2. Ємнісні технології контролю рівня крові	20
1.4.3. Проблеми та недоліки сучасних підходів	20
1.4.4. Шляхи вдосконалення автоматизованих систем контролю	21
1.5. Медико-технічні вимоги до системи контролю вмісту крові	22
Висновки до розділу 1	24
2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ І РОЗРОБКИ СИСТЕМИ	26
2.1. Аналіз доступних в Україні апаратних рішень для реалізації МТЗ	26
2.2. Програмні інструменти моделювання системи керування насосом	32
2.3. Використання середовища Fritzing для побудови структурної моделі контролю рівня крові	34
Висновки до розділу 2	36
3 ПРОЕКТУВАННЯ ТА ВЕРИФІКАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ..	38
3.1. Створення програмної моделі контуру штучного кровообігу	38
3.2. Реалізація алгоритмів зворотного зв'язку між резервуаром та помпою	40
3.3. Проведення тестування та оптимізація програмних модулів	43
Висновки до розділу 3	48
4 КОНСТРУКТОРСЬКА ДОКУМЕНТАЦІЯ ТА РЕАЛІЗАЦІЯ ЛАБОРАТОРНОЇ МОДЕЛІ.....	50

4.1. Специфікація елементної бази.....	51
4.2. Алгоритм функціонування системи контролю.....	52
4.3. Схема підключення компонентів системи.....	54
4.4. Принципова електрична схема.....	57
4.5. Конструкція корпусу та розміщення сенсорів.....	60
4.6. Керівництво користувача лабораторною моделлю.....	63
Висновки до розділу 4.....	67
5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	68
5.1 Технологічний аудит розробленої системи контролю вмісту крові в апараті штучного кровообігу.....	68
5.2 Розрахунок витрат на розробку системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу.....	72
5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу ...	76
Висновок до розділу 5.....	80
ВИСНОВОК.....	81
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	83
Додаток А Ілюстративна частина.....	86
Додаток Б Протокол перевірки роботи.....	92
Додаток В Код програми.....	94

ВСТУП

Застосування апарату штучного кровообігу (АШК) дає можливість тимчасово зупинити роботу серця та легень, створивши для хірургічної бригади безпечне й контрольоване операційне середовище так званого «сухого серця». Саме використання АШК є золотим стандартом більшості кардіохірургічних втручань, без якого виконання значної кількості сучасних операцій є неможливим.

Історія дослідження питання

Історичні передумови створення апаратів штучного кровообігу пов'язані з першими спробами відтворити або підтримати циркуляцію крові поза тілом людини. У 1920–1930-х роках інженери та хірурги, серед яких особливу роль відіграв Джон Гіббон, активно розробляли та тестували пристрої, здатні частково або повністю замінювати функції серця та легень. У цей період можливості систем контролю та зворотного зв'язку залишалися мінімальними.

У 1953 році Джон Гіббон вперше успішно застосував апарат штучного кровообігу під час операції з екстракорпоральною циркуляцією. Це стало ключовою подією у розвитку кардіохірургії. Попри проривний характер цього досягнення, до середини ХХ століття інтеграція автоматизованих систем контролю в АШК була обмеженою та здебільшого механічною.

Стрімкий розвиток комп'ютерної техніки, сенсорних технологій та алгоритмів керування зумовив потребу у створенні програмно-апаратних комплексів, здатних забезпечувати точне, адаптивне та динамічне регулювання параметрів апарату штучного кровообігу. Сучасні тенденції передбачають широке застосування систем зворотного зв'язку, що дозволяють оптимізувати роботу АШК відповідно до індивідуальних фізіологічних показників пацієнта та умов оперативного втручання.

Підтримання збалансованого потоку крові в контурі АШК реалізується у вигляді різних технічних рішень, які пропонуються провідними виробниками перфузійного обладнання. Проте ці рішення не забезпечують повного усунення існуючих проблем, зокрема похибок зчитування датчиків рівня крові або високої

вартості одноразових комплектуючих. Станом на сьогодні відсутня універсальна, комплексно вдосконалена система, здатна повною мірою вирішити питання безпечного контролю рівня крові у венозному резервуарі.

Об'єктом дослідження є система штучного кровообігу, яка застосовується для підтримання циркуляції крові під час хірургічних втручань та лікування патологій серця і судин.

Основні підсистеми, що розглядаються у роботі:

- венозний резервуар;
- артеріальна помпа;
- система контролю рівня крові;
- система реагування артеріальної помпи;
- система оповіщення та аварійного захисту.

Предметом дослідження є програмне та апаратне забезпечення, необхідне для реалізації зворотного зв'язку між системою сенсорного вимірювання рівня крові у венозному резервуарі та алгоритмом аварійного регулювання або зупинки артеріальної помпи. Основний акцент робиться на розробці алгоритмів керування, здатних забезпечити оптимальну функціональність системи з урахуванням індивідуальних характеристик пацієнта та специфіки оперативного процесу.

Метою роботи є підвищення безпечності процесу штучного кровообігу шляхом автоматизації контролю динаміки об'єму крові у венозному резервуарі з метою запобігання газовій емболії артеріального контуру.

Штучний кровообіг передбачає заміщення насосної функції серця механічною помпою та функції легенів - оксигенатором, який виконує елімінацію вуглекислого газу і насичення крові киснем під час шунтування малого кола. Кров із правого передсердя або порожнистих вен надходить до апарату ШК, проходить газообмін, терморегуляцію та повертається в артеріальну систему. За одну хвилину через контур АШК може протікати 2,1–2,5 л/хв/м² поверхні тіла пацієнта, інколи - до 6 л/хв.

Штучний кровообіг є одним із найбільш інвазивних втручань у гомеостаз людини, а природні механізми адаптації до нього відсутні. Тому підтримання стабільного потоку та рівня крові у венозному резервуарі є ключовим завданням перфузіолога. Саме об'єм крові в резервуарі є основним індикатором балансу притоку та відтоку.

Безперервний візуальний контроль рівня крові та ручне регулювання роботи pomp визначаються як критичні вимоги безпеки. Втім, залежність від людського фактора при великих швидкостях потоку (до 6 л/хв) та малому об'ємі резервуару ($\approx 0,5$ л) створює ризик раптового спорожнення резервуару й виникнення масивної газової емболії. Такі події класифікуються як аварійні та можуть мати тяжкі наслідки.

Сучасний технологічний рівень дозволяє впровадити системи автоматизованого контролю рівня крові на основі лазерних сенсорів та синхронізованих алгоритмів регулювання продуктивності артеріальної помпи, включно з її аварійною зупинкою. Для цього необхідно створити програмно-апаратний комплекс управління балансом крові у венозному резервуарі АШК.

Завдання дослідження

У ході аналізу проблематики сформовано перелік ключових завдань:

Сформувати медико-технічні вимоги на основі аналізу літератури та існуючих технологічних рішень.

Дослідити доступність комплектуючих на ринку України та визначити їх технічні параметри відповідно до МТЗ.

Розробити автоматизовану систему безперервного контролю об'єму крові у венозному резервуарі з функцією регулювання роботи артеріальної помпи та її аварійної зупинки, реалізувавши синхронізацію компонентів у програмному середовищі LabVIEW.

Розробити конструкторську документацію для створення лабораторної моделі системи.

Методи дослідження

Для реалізації поставлених завдань застосовуються такі методи:

- моделювання: побудова віртуальної моделі системи для тестування алгоритмів;
- експериментальні дослідження: використання апарату ШК у контрольованих умовах для відтворення критичних ситуацій;
- клінічні спостереження: аналіз реальних клінічних даних для верифікації моделей.

Наукова новизна полягає у вперше розробленій з урахуванням доступних в Україні технічних елементів вітчизняній автоматизованій системі контролю динаміки рівня крові у венозному резервуарі АШК із можливістю регулювання продуктивності артеріальної помпи та її аварійної зупинки з метою запобігання газовій емболії.

Практичне значення:

Традиційно ефективність роботи системи штучного кровообігу суттєво залежить від кваліфікації та досвіду перфузіолога, а вплив людського фактора є визначальним для безпеки процедури. Оператор АШК працює у високостресових умовах, приймаючи рішення в обмежені часові проміжки, що може спричинити помилки. Параметри підвищеного ризику потребують дублювання технічними системами, здатними запобігти аварійним ситуаціям.

Критичною ділянкою контуру ШК є венозний резервуар перед оксигенатором: зниження рівня крові в ньому створює загрозу газової емболії та смертельних ускладнень. Запропонований підхід спрямований на посилення безпеки ШК шляхом удосконалення систем контролю рівня крові. Розроблена концепція здатна підвищити якість перфузіологічної практики та зменшити кількість небезпечних випадків, зумовлених людським фактором.

1 ТЕОРЕТИЧНІ ЗАСАДИ ФУНКЦІОНУВАННЯ АПАРАТУ ШТУЧНОГО КРОВООБІГУ

1.1. Історичний огляд розвитку технологій штучного кровообігу

Апарат штучного кровообігу (АШК), або серцево-легеневий апарат, виконує функції серця та легенів під час кардіохірургічних втручань. Його застосування забезпечує безкровне хірургічне поле та подачу насиченої киснем крові пацієнту в період тимчасової зупинки серця [5]. Основу конструкції становлять насосні модулі, що підтримують необхідний кровотік, та оксигенатор, відповідальний за газообмін і насичення крові киснем. Ці компоненти дозволяють підтримувати життєдіяльність пацієнта під час екстракорпорального кровообігу.

Створення технології АШК стало результатом поступового розвитку медичних і технічних знань. Її появу можна вважати ключовим проривом у кардіохірургії, що відкрив можливість виконання складних операцій, включаючи корекцію вроджених вад серця та трансплантацію органів [4]. Значний внесок у становлення методу зробили видатні науковці — Максиміліан фон Фрей, Джон Гіббон та Микола Амосов, чії дослідження і практичні розробки заклали основу сучасних апаратів штучного кровообігу (рис. 1.1).



Джон Гіббон; Микола Амосов; Максиміліан фон Фрей [4]

Рисунок 1.1 - Основні історичні постаті розвитку штучного кровообігу

Перші ідеї штучного підтримання кровообігу були сформульовані ще у 1812 році французьким дослідником Ле Галлуа, який припустив можливість підтримання життєдіяльності організму шляхом механічного відновлення

циркуляції крові. Практичні експерименти з апаратами екстракорпорального кровообігу розпочалися наприкінці XIX століття. У 1885 році австрійський фізіолог Максиміліан фон Фрей створив прототип апарату для серцево-легеневого шунтування, що вважається одним з перших практичних кроків у розвитку цієї технології [4].

Подальший прорив стався у 1953 році, коли американський хірург Джон Гіббон разом із доктором Френком Альбріттенем успішно провели операцію із закриття дефекту міжпередсердної перегородки у 18-річній пацієнтки, застосувавши перший функціональний апарат «серце–легені» [5]. Ця подія ознаменувала початок ери відкритої кардіохірургії, зробивши можливим усунення складних патологій серця.

В Україні визначний внесок у розвиток штучного кровообігу здійснив Микола Амосов. У 1960 році він вперше застосував АШК під час операції на серці, започаткувавши етап активного розвитку вітчизняної кардіохірургії [4].

Ранні моделі апаратів штучного кровообігу мали низку обмежень: значні габарити, необхідність багаторазової стерилізації компонентів та великий об'єм крові для заповнення контуру (до 14 доз) [9]. Недостатній рівень технічної досконалості підвищував ризики для пацієнтів і вимагав від медичного персоналу експериментального підходу. Проте розвиток матеріалознавства й інженерії дозволив створити компактніші та безпечніші системи з одноразовими контурами і покращеними механізмами контролю [6].

У зв'язку з високою складністю методу та критичною важливістю підтримки адекватної перфузії професія перфузіолога набула ключового значення в кардіохірургії. У таблиці 1.1 наведено хронологію становлення та розвитку екстракорпорального кровообігу, а також дослідників, які зробили вирішальний внесок у формування сучасних технологій.

Сьогодні серцево-легеневе шунтування є ключовою технологією кардіохірургії. За даними дослідження iData Research, щорічно у Сполучених Штатах проводиться понад 900 тис. кардіохірургічних втручань, а до 2029 року очікується зростання цього показника до 1,3 млн [11]. Збільшення кількості

операцій у світовому масштабі формує потребу в подальшій оптимізації методів перфузії, розробці нових алгоритмів автоматизації та удосконаленні систем контролю параметрів екстракорпорального кровообігу.

Таблиця 1.1 - Хронологія розвитку штучного кровообігу

№ п/п	Рік	Автор	Подія (країна)
1	1812	Ле Галлуа	Перше формулювання ідеї штучного кровообігу (Франція)
2	1882	Вальдемар фон Шредер	Створення першого бульбашкового оксигенатора (Німеччина)
3	1885	Макс фон Фрей, Макс Грюбер	Винахід плівкового оксигенатора (Німеччина)
4	1928	ДеВолл, Ліллекей	Спроба реалізації апарату ШК (США)
5	1934	ДеБейкі, Шмідт	Патентування роликового насоса (США)
6	1934	Каррел, Ліндберг	Створення апарату для підтримки ізольованих органів (США)
7	1951	Джон Гіббон	Перша успішна операція із застосуванням апарату «серце–легені» (США)
8	1953	Джон Гіббон	Успішне клінічне використання першого повнофункціонального АШК (США)
9	1955	ДеВолл, Ліллекей	Розробка бульбашкового оксигенатора зі спіральним резервуаром (США)
10	1956	Клоуз	Застосування мембранного оксигенатора у кардіохірургії (США)
11	1972	Юкіхіко Носе	Розробка непористої спіральної мембрани (США)
12	1982	Terumo	Мікропористий мембранний оксигенатор нового покоління (Японія)

1.2. Структура апарату штучного кровообігу та функціональні особливості його компонентів

Сучасні серцево-легеневі апарати (АШК) та схеми їх підключення до пацієнта істотно еволюціонували від часу появи перших систем

екстракорпорального кровообігу. Незважаючи на розвиток технологій, основні принципи роботи залишаються незмінними: АШК забезпечує безперервну циркуляцію крові, її оксигенацію та підтримання стабільних гемодинамічних параметрів під час кардіохірургічних втручань.

Ключовими елементами системи є артеріальна помпа та венозний резервуар, які підтримують необхідний рівень кровообігу та запобігають небезпечним ускладненням, зокрема виникненню повітряної емболії. На рисунку 1.2 представлено узагальнену функціональну схему роботи АШК із відкритим контуром.

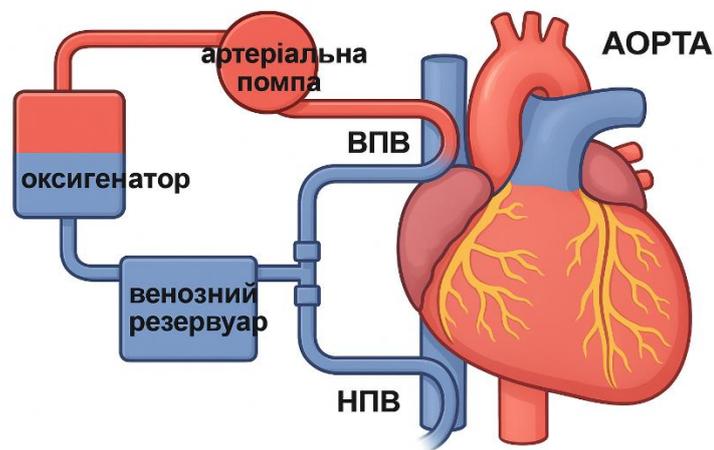


Рисунок 1.2 - Функціональна схема АШК із відкритим контуром [2]

Типи контурів екстракорпорального кровообігу

У практиці кардіохірургії застосовують два основні типи контурів АШК:

- Відкриті системи
- Закриті системи

Вони відрізняються конструкцією, способом дренажування та організацією циркуляції крові.

Закриті системи. У контурах закритого типу венозний і кардіотомічний резервуари є окремими ємностями, кожна з яких виконує власну функцію:

- венозний резервуар - приймання венозної крові пацієнта;

- кардіотомічний резервуар - збір крові, що повертається з операційного поля.

Такий підхід запобігає змішуванню різних типів крові, забезпечує більший контроль за її об'ємом і параметрами, проте ускладнює конструкцію системи.

Відкриті системи. У відкритих контурах використовується єдиний резервуар, в якому об'єднано венозну та кардіотомічну кров. Надалі для зручності опису він позначатиметься як венозний резервуар. Функціональна схема такої системи наведена на рисунку 1.3.

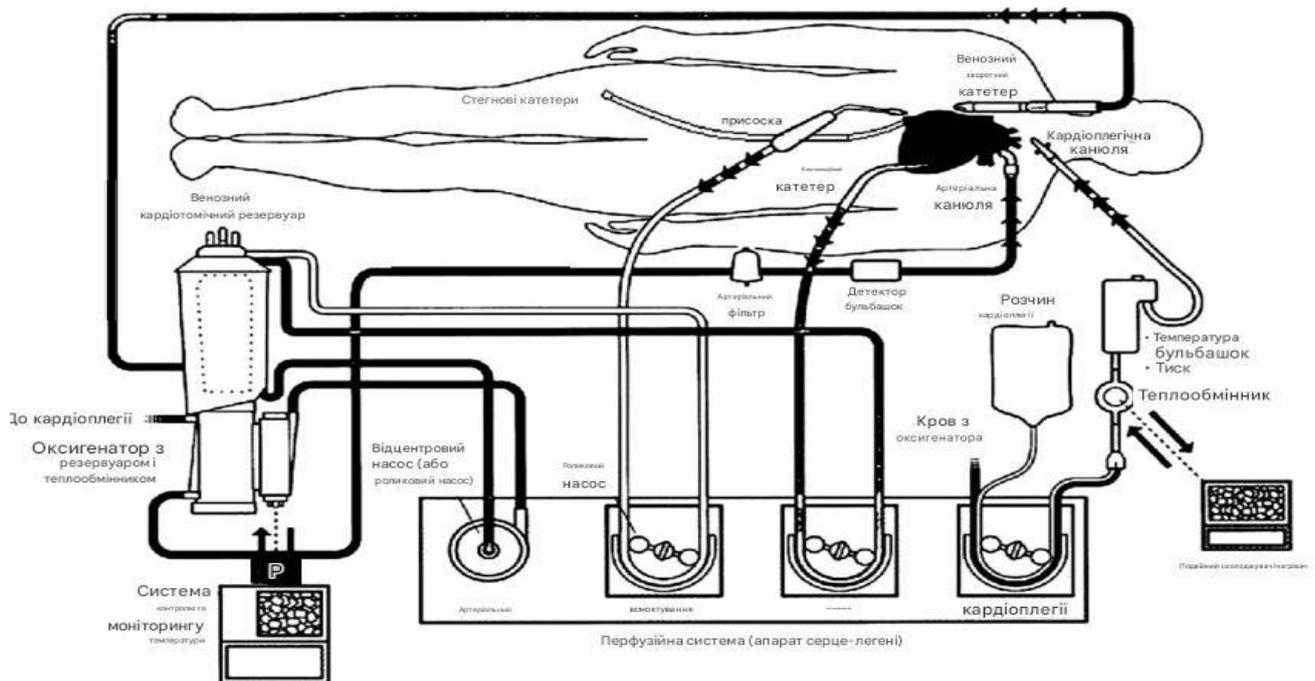


Рисунок 1.3 - Функціональна схема АШК з контуром відкритого типу [2]

Основні компоненти апарату штучного кровообігу

1. Венозний резервуар

Венозний резервуар є ключовою ланкою системи екстракорпорального кровообігу. Його робота може ґрунтуватися на двох принципах:

- Гравітаційне дронування. Кров надходить із вен пацієнта до резервуару за рахунок перепаду тиску та сили тяжіння. Ефективність методу залежить від різниці у висотах між пацієнтом та резервуаром.

- Вакуумне підсилення (VAC). У резервуарі створюється негативний тиск, що пришвидшує венозне повернення та дозволяє підтримувати стабільний рівень крові навіть за умов низького венозного дренажу.

Функціонально венозний резервуар виконує роль буферної ємності, яка гарантує стабільний об'єм крові для нагнітання артеріальною помпою та запобігає спустошенню системи. Це критично важливо, оскільки надмірне зниження рівня крові може спричинити небезпечне всмоктування повітря та розвиток повітряної емболії.

Під час роботи АШК через резервуар проходить неперервний потік крові об'ємом 4–5 л/хв при робочому об'ємі близько 0,3–0,5 л. Рівень крові контролюється візуально та за допомогою відповідних датчиків, що забезпечує підтримку безпечних порогів.

2. Система pomp

Система pomp забезпечує рух крові через контур АШК та включає кілька типів насосів залежно від їхніх функцій.

Типи pomp за механізмом дії

- Роликова помпа. Працює шляхом циклічного стискання еластичної трубки роликками. Переваги: точне дозування потоку; простота управління. Недоліки: зношування трубок; ризик генерації надмірного тиску.

- Відцентрова (центрифужна) помпа. Створює потік завдяки перетворенню кінетичної енергії обертання в гідродинамічну. Переваги: менша травматизація формених елементів крові; менший ризик витоків; безпечніша при тривалих операціях.

Типи pomp за функціональним призначенням:

- Артеріальна помпа. Основний насос, що забезпечує подачу крові через оксигенатор та теплообмінник до артеріальної системи пацієнта. Часто інтегрується з фільтром та газообмінним модулем.

- Активна присоска (suction pump). Використовується для забору крові з операційного поля та її транспортування до резервуару.

- Кардіоплегічна помпа. Застосовується для введення кардіоплегічного розчину, який забезпечує зупинку серця під час операції.
- Помпа пасивного дренажу. Служить для дренажу крові з камер серця або аорти без активного нагнітання.

1.3. Порушення балансу крові в системі ШК: ризики, причини та профілактика

Робота апарату штучного кровообігу (АШК) передбачає циркуляцію крові через зовнішній контур, у якому необхідно підтримувати стабільний баланс між об'ємом притоку та відтоку крові [1]. Ключовим контрольним параметром, що характеризує цей баланс, є об'єм крові у венозному (кардіотомічному) резервуарі. Саме рівень крові в резервуарі виступає основним індикатором нормальної роботи системи та визначає безпечність проведення операції.

Рівень крові в резервуарі може змінюватися як у бік збільшення, так і зменшення. Його підвищення зазвичай свідчить про достатній або надмірний венозний дренаж при стабільній роботі артеріальної помпи. Натомість зниження рівня крові є потенційно небезпечною ситуацією, що може виникати внаслідок:

- недостатнього об'єму циркулюючої крові пацієнта; погіршення венозного повернення через механічні перешкоди або неправильне положення канюль; некоректного налаштування системи вакуумного дренажу;
- надмірної швидкості роботи артеріальної помпи [2,3].

Допустимі межі змін рівня крові встановлюються перфузіологом або виробником одноразових магістралей, залежно від конструктивних особливостей резервуару та вимог безпеки [4]. З огляду на невеликий робочий об'єм резервуару (0,3–0,5 л) та значні потоки крові (4–5 л/хв), рівень крові у ньому змінюється дуже швидко, що потребує безперервного моніторингу [5].

Зниження рівня нижче критично допустимого значення може призвести до спустошення резервуару та засмоктування повітря в систему, що у свою чергу спричиняє розвиток повітряної емболії - одного з найнебезпечніших ускладнень штучного кровообігу [6].

Профілактика та реагування на аварійні ситуації. Ефективне попередження критичних ситуацій значною мірою залежить від рівня підготовки медичного персоналу. Перфузіологи, лікарі та інженери повинні досконало володіти технікою роботи з АШК, користуванням системами візуального та автоматичного контролю, а також навичками швидкого реагування на зміни гемодинамічних параметрів [7].

У випадку виникнення аварійної ситуації персонал має діяти негайно. Основні заходи включають:

1. Зниження продуктивності або зупинка артеріальної помпи. Якщо рівень крові падає нижче критичного значення, перфузіолог повинен негайно зменшити швидкість або тимчасово зупинити артеріальну помпу. Це запобігає подальшому зниженню рівня крові та проникненню повітря у контур [8].

2. Відновлення венозного повернення. У разі, коли причиною падіння рівня крові є порушення венозного повернення, медичний персонал має усунути механічні перешкоди, скоригувати положення канюль або параметри активного венозного дренажу [9].

3. Активація резервних систем. При відмові основного обладнання необхідно забезпечити перехід на ручне керування помпою або на резервні системи нагнітання. Це дозволяє стабілізувати циркуляцію крові до усунення несправності [10].

Роль людського фактору та необхідність дублюючих технічних систем

Безпечність проведення штучного кровообігу значною мірою залежить від кваліфікації оператора АШК. Рішення під час роботи приймаються в умовах високої відповідальності та обмеженого часу, що підвищує ризик помилок, особливо в стресових ситуаціях [11]. Здатність перфузіолога адекватно розподіляти увагу та швидко реагувати на зміни параметрів визначає успішність проведення екстракорпорального кровообігу.

З огляду на це, контроль параметрів підвищеного ризику повинен дублюватися автоматизованими технічними засобами, що дозволяють зменшити ймовірність людської помилки та сприяють підвищенню безпеки процедури [12].

Сучасні системи включають датчики рівня, автоматичні обмежувачі продуктивності помпи, сигнальні та аварійні алгоритми, що забезпечують додатковий захист пацієнта.

1.4. Сучасні автоматизовані системи контролю параметрів ШК: огляд і класифікація

Розвиток автоматизованих систем контролю параметрів штучного кровообігу (ШК) ґрунтується на впровадженні високоточних сенсорних технологій та алгоритмів обробки даних, що забезпечують оперативне реагування на зміни гемодинамічних параметрів та мінімізацію ризиків у критичних умовах. Одним із ключових елементів таких систем є контроль рівня крові у венозному резервуарі, оскільки саме цей параметр безпосередньо визначає безпеку пацієнта під час роботи АШК [5, 9].

Для моніторингу рівня крові найчастіше застосовують ультразвукові та емнісні датчики, кожен із яких має свої переваги й обмеження.

1.4.1. Ультразвукові технології контролю рівня крові

Ультразвукові сенсори є одним із найпоширеніших рішень завдяки високій точності вимірювань та відсутності прямого контакту з кров'ю. Принцип їх роботи полягає у випромінюванні ультразвукової хвилі, яка відбивається від поверхні крові та повертається до приймача. Час проходження імпульсу пропорційний відстані до поверхні рідини, що дозволяє розрахувати рівень крові у резервуарі [19].

Переваги ультразвукових датчиків

1. Висока точність вимірювань – до рівня міліметра.
2. Безконтактний метод – відсутність ризику контамінації та впливу середовища на сенсор [7].

Обмеження технології

1. Необхідність регулярного калібрування, оскільки результати можуть змінюватися при коливаннях температури, в'язкості та інших фізичних властивостей крові [12].

2. Чутливість до механічних шумів та вібрацій, що може спричиняти артефакти та хибні сигнали [3].

1.4.2. Ємнісні технології контролю рівня крові

Ємнісні датчики визначають рівень крові за зміною електричної ємності між двома електродами, що розташовані поблизу стінок резервуару або вбудовані в нього. Цей метод менш чутливий до шумових перешкод і забезпечує швидкий відгук системи.

Переваги ємнісних датчиків

1. Стійкість до зовнішніх впливів, включно з вібраціями та коливаннями температури [22].
2. Швидкий час реакції, що дозволяє контролювати динамічні зміни рівня крові в реальному часі [7, 16].

Недоліки технології

1. Зниження точності у присутності піни або повітряних бульбашок, які впливають на діелектричні властивості середовища.
2. Залежність від матеріалу стінок резервуару, що потребує індивідуальної калібрування системи [6].

1.4.3. Проблеми та недоліки сучасних підходів

Попри значний прогрес, сучасні автоматизовані системи контролю рівня крові мають ряд критичних обмежень:

1. Залежність від одного типу датчика. У разі збою або похибки сенсора система втрачає можливість коректно оцінювати рівень крові, що створює додаткові ризики.

2. Можливість затримки у відгуку системи керування. Навіть короткочасна затримка виявлення зниження рівня може призвести до

засмоктування повітря артеріальною помпою, що у свою чергу збільшує ризик повітряної емболії [1, 10].

3. Висока вартість імпортованих сенсорних модулів, що обмежує широке використання передових рішень у лікарнях країн, що розвиваються.

Повітряна емболія залишається одним із найнебезпечніших ускладнень, оскільки може спричинити ішемічний інсульт, інфаркт міокарда або навіть летальний наслідок [18].

Отже, існуючі системи потребують удосконалення з точки зору надійності, резервування та підвищення точності контролю [5, 21].

1.4.4. Шляхи вдосконалення автоматизованих систем контролю

Подальший розвиток систем контролю ШК може здійснюватися за кількома напрямками:

1. Використання новітніх сенсорних технологій

Зокрема перспективним є застосування лазерних сенсорів рівня (наприклад, Waveshare), які забезпечують високу точність і меншу чутливість до піни чи механічних перешкод.

2. Впровадження мультисенсорної архітектури

Об'єднання даних з кількох типів датчиків (ультразвукових, емнісних, оптичних) дозволяє:

- підвищити надійність системи,
- створити механізм дублювання,
- знизити ризик критичних відмов.

3. Розвиток адаптивних алгоритмів керування артеріальною помпою

Сучасні алгоритми не завжди забезпечують своєчасне реагування на швидкі зниження рівня крові. Використання методів предиктивної аналітики та алгоритмів машинного навчання може дозволити:

- прогнозувати ризики спустошення резервуару,
- адаптивно регулювати швидкість помпи,
- мінімізувати ризик повітряної емболії.

4. Підвищення швидкодії систем обробки сигналів

Затримки в передаванні даних або їх фільтрації часто стають фактором ризику. Удосконалення апаратних інтерфейсів та сигналопроцесорів дозволить значно підвищити операційну безпеку.

1.5. Медико-технічні вимоги до системи контролю вмісту крові

Медико-технічним завданням (МТЗ) даної роботи є створення програмної та лабораторної моделі автоматизованої системи, що забезпечує безперервний, високоточний моніторинг та регулювання рівня крові у венозному резервуарі апарату штучного кровообігу (АШК). Система повинна гарантувати своєчасне виявлення критичних змін рівня крові та запобігати розвитку небезпечних для пацієнта ситуацій, зокрема повітряної емболії.

Нижче наведено основні вимоги до функціональних і технічних характеристик системи.

1. Принцип контролю рівня крові

Контроль рівня крові здійснюється на основі **лазерного сенсора**, що працює за принципом оптичного відбиття з фіксацією наявності рідини на заданій висоті. Вибір лазерної технології зумовлений:

- високою точністю вимірювання;
- низькою чутливістю до змін кольору та ступеня гемодилуції крові;
- стабільністю показань у динамічних умовах змішування венозної та кардіотомічної крові.

2. Контрольована фізична величина

Основним контрольованим параметром є рівень крові у венозному резервуарі, що прямо відображає об'єм рідини у відкритому контурі АШК. Значення рівня вимірюється у:

- міліметрах (мм), або мілілітрах (мл) після відповідного калібрування резервуару.

Система повинна мати чітко визначені порогові значення:

- мінімальний рівень, при досягненні якого система зменшує продуктивність помпи;

- критичний рівень, при якому насос має бути повністю зупинений.

3. Чутливість і діапазон контролю

Система повинна забезпечувати точність контролю в межах ± 1 мм при роботі у діапазоні 5–30 мм.

Встановлені контрольні позначки:

- 5 мм - критичний мінімум, що активує аварійну зупинку насоса;
- поточні значення верхнього діапазону визначаються за геометрією резервуару.

Така точність необхідна для виявлення навіть незначних, але небезпечних змін рівня крові.

4. Швидкодія зворотного зв'язку

Система повинна забезпечувати:

- час реакції 0,1–0,5 с від моменту отримання сигналу сенсором до корекції або зупинки роботи насоса.

Цей показник є критичним для запобігання потраплянню повітря до артеріальної магістралі, що може спричинити повітряну емболію.

5. Сигналізація аварійних ситуацій

Система повинна мати:

- звукову сигналізацію,
- візуальну сигналізацію (LED-індикатор або дисплей).

Сигналізація активується у випадку:

- досягнення мінімального рівня крові;
- досягнення критичного рівня;
- збоїв у роботі сенсора або каналу керування насосом.

Миттєве інформування персоналу є необхідною умовою безпечної експлуатації системи.

6. Зворотний зв'язок і керування продуктивністю артеріальної помпи

Система має забезпечувати автоматичне регулювання продуктивності артеріальної помпи залежно від рівня крові у резервуарі. Керування здійснюється:

- через модуляцію вихідної напруги;
- або через регулювання швидкості насоса методом широтно-імпульсної модуляції (ШІМ).

Система повинна забезпечувати:

- автоматичне зниження продуктивності на 50% при досягненні мінімального рівня;
- повну зупинку насоса при досягненні критичного рівня.

Таке адаптивне регулювання дозволяє знизити ризик спустошення резервуару та повітряної емболії.

7. Вимоги до надійності та енергоефективності

Система має характеризуватися:

- низьким енергоспоживанням (не більше 5 Вт у стандартному режимі та до 10 Вт у піковому);
- надійністю роботи у тривалому неперервному режимі;
- наявністю аварійного режиму, у якому зберігаються всі критично важливі функції.

У випадку будь-якого збою система повинна:

- негайно переходити в безпечний режим;
- забезпечувати можливість ручного втручання перфузіолога;
- попереджувати ризик критичних ускладнень для пацієнта.

Висновки до розділу 1

У першому розділі було проведено комплексний аналіз історичного становлення, принципів роботи та сучасних технічних рішень у сфері штучного кровообігу. Розгляд етапів розвитку апаратів ШК показав, що їхня еволюція ґрунтується на поєднанні медичних відкриттів та інженерних інновацій, що дало змогу здійснювати складні кардіохірургічні втручання з високим рівнем безпеки.

Внесок провідних науковців, таких як М. фон Фрей, Дж. Гіббон та М. Амосов, став фундаментом сучасних технологій екстракорпоральної перфузії.

Детальний аналіз структури апарату штучного кровообігу засвідчив, що його ефективність значною мірою визначається стабільною роботою ключових компонентів — венозного резервуару, системи насосів та оксигенаційного модуля. Особливу увагу приділено відмінностям між відкритими та закритими контурами ШК, що дозволило окреслити специфіку організації кровообігу та роль резервуару як критичного елемента безпеки.

У підрозділі, присвяченому аналізу загроз порушення балансу крові, визначено, що рівень крові у венозному резервуарі є одним із найважливіших контрольованих параметрів. Зниження цього рівня нижче критичної позначки створює загрозу потрапляння повітря в артеріальний контур та розвитку повітряної емболії. Підкреслено значення високої кваліфікації медичного персоналу й важливість технічного дублювання контрольних функцій для мінімізації ризиків.

Огляд сучасних автоматизованих систем контролю продемонстрував, що існуючі технології — ультразвукові та ємнісні сенсори — хоча й забезпечують високий рівень точності, проте мають низку обмежень, пов'язаних із можливими відмовами, затримками у відгуку та відсутністю мультисенсорної архітектури. Це актуалізує потребу у вдосконаленні систем контролю рівня крові шляхом застосування новітніх сенсорних технологій, підвищення швидкодії та впровадження алгоритмів адаптивного регулювання.

Сформульовані медико-технічні вимоги до розроблюваної системи визначають ключові параметри майбутньої моделі, зокрема точність контролю, швидкість реагування, наявність аварійної сигналізації, енергоефективність та надійність у критичних умовах. Ці вимоги створюють основу для подальшої розробки програмної та лабораторної моделі системи контролю рівня крові, що буде реалізовано у наступних розділах роботи.

2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ І РОЗРОБКИ СИСТЕМИ

2.1. Аналіз доступних в Україні апаратних рішень для реалізації МТЗ

Для створення лабораторної та програмної моделі системи контролю рівня крові у венозному резервуарі апарату штучного кровообігу (АШК) було проведено аналіз наявних на ринку України апаратних засобів, придатних для реалізації вимог медико-технічного завдання (МТЗ). На основі цього аналізу було обрано такі ключові компоненти:

- модуль лазерних сенсорів Waveshare для визначення рівня крові,
- мікроконтролер Arduino Nano RP2040 Connect для обробки сигналів та керування помпою,
- роликва помпа Maquet HL 20 для реалізації функції артеріальної подачі крові,
- панель керування Maquet HL 20 як інтерфейс оператора.

Ці апаратні рішення забезпечують необхідну точність, швидкодію та сумісність із функціональними вимогами майбутньої системи.

Лазерні датчики контролю рівня крові

Одним із основних елементів автоматизованої системи є лазерні датчики Waveshare Laser Sensor Detector (SCU № 9524), зображені на рисунку 2.1.



Рисунок 2.1 - Лазерний модуль виявлення перешкоди Waveshare [24]

Датчики працюють на основі інфрачервоного модуляційного лазерного випромінювання, що дозволяє точно визначати наявність рідини на заданому рівні. За технічними характеристиками датчики забезпечують точність до ± 1 мм, що є критично важливим для стабільного контролю рівня крові у венозному резервуарі.

Таблиця 2.1 - Технічні характеристики Waveshare Laser Sensor Detector

Характеристика	Значення
Тип датчика	Лазерний модуль виявлення перешкоди
Принцип роботи	Модуляційний сигнал 180 кГц; приймання відбитого променя з фільтрацією зовнішнього світла
Діапазон вимірювання	0,01–0,8 м (типове), до 1,5 м (максимум)
Точність	± 1 мм
Час відгуку	≤ 50 мс
Живлення	2,5–5,0 В
Інтерфейс	I ² C або UART
Розмір	53×18 мм
Сумісність	Arduino Nano RP2040 Connect

Переваги датчика:

- стійкість до змін освітлення завдяки модуляційній обробці сигналу;
- низьке енергоспоживання (2,5–5 В), що дозволяє інтеграцію без додаткового охолодження;
- компактні розміри, які забезпечують просте монтування вздовж стінки резервуару;
- швидкодія (50 мс), що дозволяє миттєво реагувати на небезпечне зниження рівня крові.

Електрична структура лазерного модуля

Для аналізу принципу роботи було розглянуто окремі функціональні вузли датчика - передавальний модуль Н1, приймальний модуль Н2 та блок живлення.

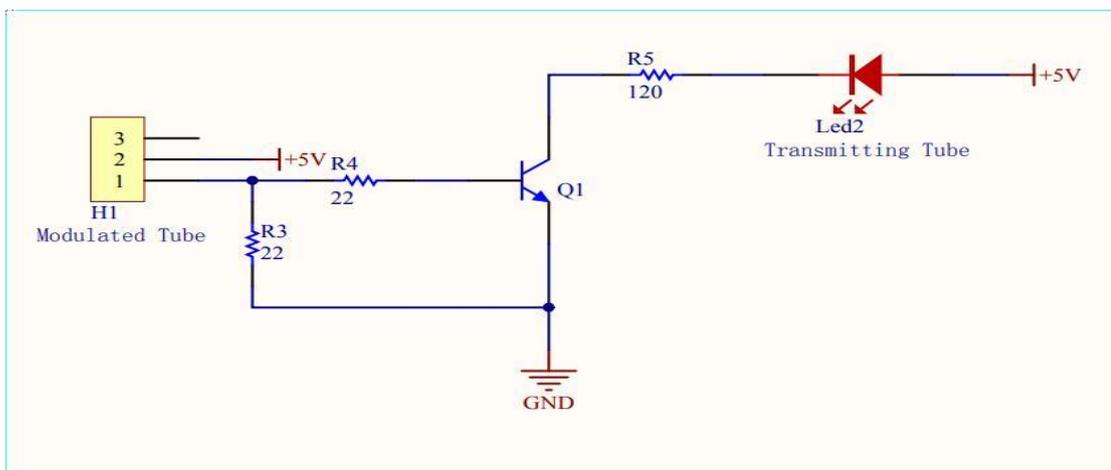


Рисунок 2.2 — Схема передавального модуля H1 (Modulated Tube)

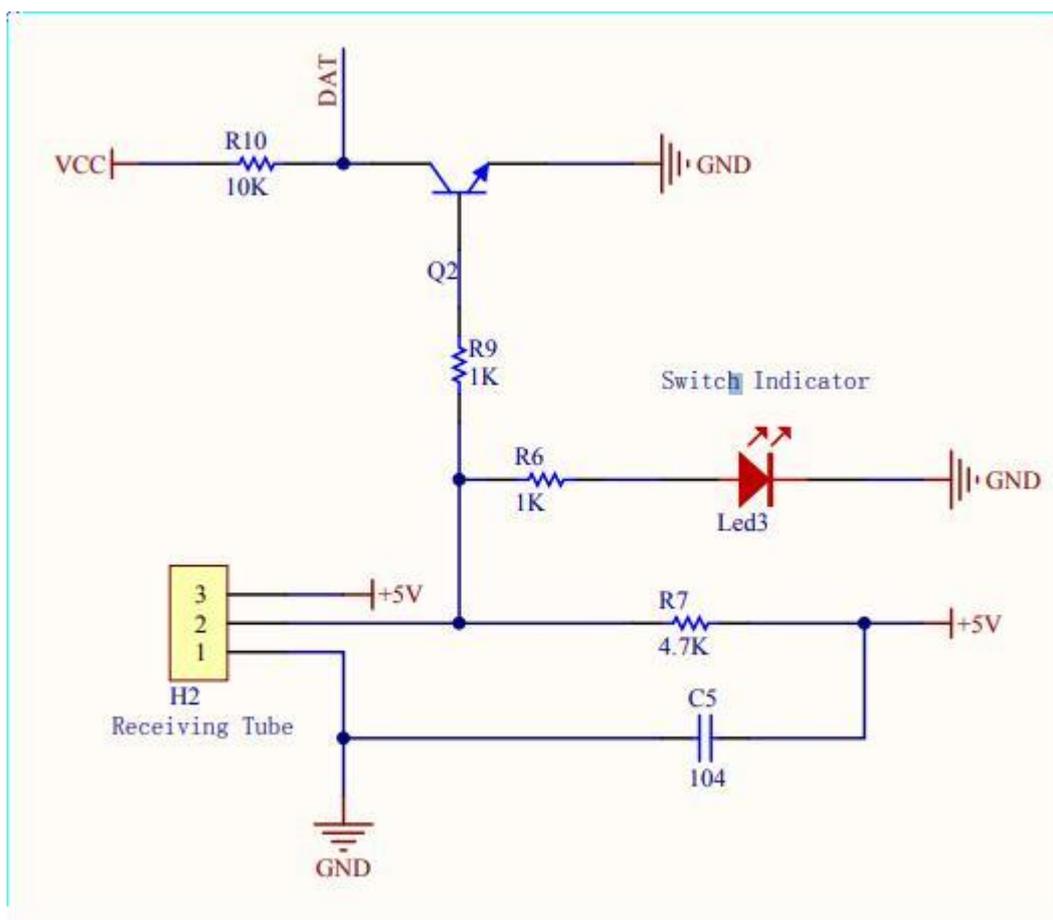


Рисунок 2.3 — Схема приймального модуля H2 (Receiving Tube)

Рисунок 2.4 — Схема блока живлення [24]

Передавальний модуль H1

- формує модуляційний сигнал 180 кГц;
- використовує транзистор Q1 як ключовий елемент;
- світлодіод Led2 генерує модульований інфрачервоний промінь.

Приймальний модуль H2

- підсилює відбитий сигнал за допомогою транзистора Q2;
- індикатор Led3 візуалізує наявність сигналу;
- резистивно-ємнісні ланцюги згладжують шум.

Блок живлення

- керується мікросхемою PT1301;
- має захист від зворотного струму (діод IN5819);
- включає фільтруючі дроселі та конденсатори для стабілізації напруги.

Мікроконтролер Arduino Nano RP2040 Connect

Для обробки сигналів від двох лазерних датчиків та формування команд керування артеріальною помпою обрано Arduino Nano RP2040 Connect (рисунок 2.5).

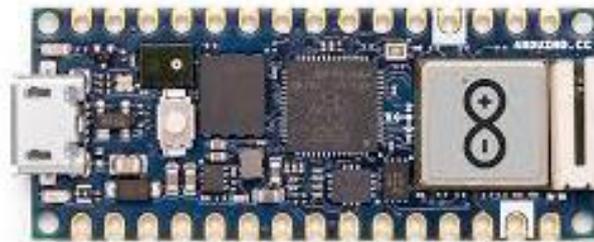


Рисунок 2.5 - Arduino Nano RP2040 Connect [25]

Основою плати є мікроконтролер Raspberry Pi RP2040 - двоядерний ARM Cortex-M0+, що забезпечує достатню обчислювальну потужність для реалізації алгоритмів швидкого реагування та фільтрації сенсорних сигналів у реальному часі.

Переваги платформи:

- висока продуктивність двоядерного процесора;
- апаратне шифрування (ATECC608A) для безпеки даних;
- сумісність із більшістю сенсорів Waveshare;
- низьке енергоспоживання;
- наявність великої спільноти розробників та бібліотек.

Таблиця 2.2 - Технічні характеристики Arduino Nano RP2040 Connect

Характеристика	Значення
Мікроконтролер	Raspberry Pi RP2040
Процесор	ARM Cortex-M0+, двоядерний
Частота	133 МГц
ОЗП	264 КБ
Flash	16 МБ
Інтерфейси	UART, I ² C, SPI
Бездротові модулі	Wi-Fi, Bluetooth (Nina W102)
Живлення	3.3 В (логіка), 5–21 В (VIN)
Розміри	18×45 мм

Схематичне підключення лазерного сенсора до плати наведено на рисунку 2.8.

Артеріальна помпа Maquet HL 20

До системи було включено одинарний модуль роликової помпи Maquet HL 20 (рисунок 2.9), яка забезпечує точне та стабільне нагнітання крові.



Рисунок 2.9 - Роликова помпа Maquet HL 20 [25]

Таблиця 2.3 - Технічні характеристики помпи Maquet HL 20

Характеристика	Значення
Тип насоса	роликотий
Діапазон швидкості	10–11000 мл/хв
Точність регулювання	±3%
Спосіб керування	ШПМ, RS-485
Клас електробезпеки	Тип В, 1 клас
Ступінь захисту	IP64
Розміри	180×375×270 мм
Вага	18 кг

Помпа сумісна з алгоритмами адаптивного керування, що дозволяє:

- знижувати продуктивність при наближенні до мінімального рівня крові;
- повністю зупинити помпу при досягненні критичного рівня.

Панель управління Maquet HL 20

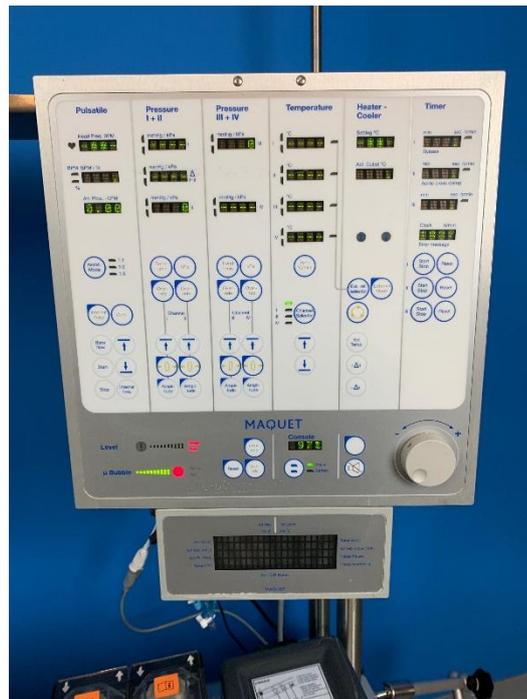


Рисунок 2.10 - Панель управління Maquet HL 20 [25]

Панель забезпечує:

- інтуїтивний доступ до всіх модулів АШК;

- візуальну та звукову сигналізацію тривоги;
- синхронізацію з терморегуляційною системою HCU 20;
- інтеграцію з модулем контролю кардіоплегії.

Таблиця 2.4 - Технічні характеристики панелі

Характеристика	Значення
Тип монітора	SMU
Тип керування	кнопкове, 24 програмовані елементи
Дисплей	EL-матриця
Роздільна здатність	640×400

Панель є елементом інтерфейсу, який у лабораторній моделі використовується як референтний приклад промислових систем.

2.2. Програмні інструменти моделювання системи керування насосом

Задачею даного етапу проєкту є розробка програмного забезпечення, яке забезпечуватиме зворотний зв'язок між венозним резервуаром та артеріальною помпою, з метою підтримання безпечного рівня крові під час роботи апарату штучного кровообігу (АШК). Програмна частина системи повинна оперативно обробляти дані, отримані від лазерних датчиків рівня крові, та формувати команди для регулювання продуктивності артеріальної помпи.

Для реалізації цих задач було обрано програмне середовище LabVIEW, яке повністю відповідає вимогам щодо швидкодії, гнучкості та зручності моделювання систем медичного призначення.

Обґрунтування вибору програмного середовища LabVIEW

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) є графічною платформою для створення систем збору даних, керування та автоматизації. Її використання у медичних і технічних проєктах зумовлене низкою переваг, наведених у таблиці 2.5.

Таблиця 2.5 – Переваги програмного забезпечення LabVIEW

Перевага	Опис
Графічне програмування	Використання блок-схем і візуальних елементів значно спрощує процес розробки, роблячи його інтуїтивним і зрозумілим, що важливо для медичних інженерів та дослідницьких груп.
Модульність та гнучкість	LabVIEW дозволяє створювати окремі функціональні модулі, що полегшує масштабування системи, її подальшу модифікацію та інтеграцію з новими функціями.
Підтримка апаратури	Середовище забезпечує вбудовану підтримку широкого спектра сенсорів і контролерів, що дає змогу легко інтегрувати лазерні датчики Waveshare та мікроконтролер Arduino в єдину систему моніторингу.

Вибір мови програмування

У межах LabVIEW використовується мова G - графічна мова програмування, що є оптимальним рішенням для біомедичних досліджень та створення апаратно-орієнтованих систем. Переваги мови G наведено в таблиці 2.6.

Таблиця 2.6 – Переваги мови програмування G (LabVIEW)

Перевага	Опис
Графічний підхід	Дає змогу створювати алгоритми без необхідності писати текстовий код. Це зручно для міждисциплінарних команд, у тому числі медичних фахівців без досвіду програмування.
Оптимізація для біомедичних застосувань	LabVIEW містить спеціалізовані бібліотеки для аналізу сигналів, вимірювання фізичних параметрів та управління медичними пристроями.
Підтримка широкого спектра сенсорів	Наявність драйверів та методів інтеграції дозволяє підключати число різноманітних сенсорів та вимірювальних систем без додаткових модифікацій.
Швидка розробка прототипів	Графічне середовище дає можливість швидко створювати, тестувати й адаптувати прототипи систем, що зменшує загальний час розробки та налагодження.

Висновок щодо вибору програмного середовища

Комбінація LabVIEW + графічна мова G є оптимальною для реалізації моделі системи керування артеріальною помпою. Вона забезпечує:

- інтуїтивну візуалізацію алгоритмів;
- легку інтеграцію з апаратними компонентами (Arduino, Waveshare);
- швидку реакцію на зміни рівня крові;
- можливість подальшого розширення системи до повноцінного промислового рішення.

Таким чином, вибір LabVIEW як основної платформи відповідає всім вимогам МТЗ щодо надійності, безпеки, гнучкості та ефективності в умовах медичного застосування.

2.3. Використання середовища Fritzing для побудови структурної моделі контролю рівня крові

Для забезпечення ефективної взаємодії між апаратними компонентами автоматизованої системи контролю рівня крові перед реалізацією лабораторної моделі необхідно розробити детальну схему апаратних з'єднань. З цією метою було використано програмне середовище Fritzing, яке дозволяє створювати точні прототипи електронних схем, моделювати підключення сенсорів та контролерів, а також візуально оптимізувати компоновку всієї системи.

Fritzing широко застосовується для моделювання інтерактивних прототипів, що забезпечує наочність та можливість раннього виявлення помилок у структурі підключень. Розробка схем у Fritzing відповідає технічним вимогам, наведеним у таблиці 2.7.

Основні етапи моделювання у Fritzing

Процес розробки апаратної схеми включає низку ключових функціональних етапів (таблиця 2.8).

Таблиця 2.7 - Технічні вимоги до моделювання схем у Fritzing

Вимога	Опис
Точність вимірювань	Схема повинна забезпечувати надійну передачу даних від лазерних датчиків Waveshare до контролера Arduino Nano RP2040 Connect.
Адаптивне регулювання	Система має підтримувати динамічне керування артеріальною помпою залежно від рівня крові у венозному резервуарі.
Надійність та відновлення	Передбачаються дублювання сигналів та резервні з'єднання для мінімізації ризику відмови.
Швидкість реакції	Схема повинна забезпечувати мінімальні затримки у передачі даних для оперативного реагування на критичні зміни рівня крові.

Таблиця 2.8 - Основні етапи моделювання у Fritzing

Функція	Реалізація
Зчитування та обробка даних	Лазерні датчики Waveshare підключаються до Arduino через аналогові входи з використанням ADC-модуля, що забезпечує високу точність зчитування показників рівня крові.
Визначення критичних значень	У схемі передбачено порогові рівні (мінімальний та критичний), необхідні для захисту системи від повітряної емболії.
Адаптивне керування помпою	ШИМ-сигнал з Arduino передається на драйвер помпи, забезпечуючи динамічну зміну швидкості обертання залежно від рівня крові.
Обробка винятків	У схему інтегруються світлодіодні та звукові індикатори аварійних ситуацій, що сигналізують про несправності або критичне зниження рівня крові.
Інтеграція інтерфейсу	Arduino з'єднується з ПК через USB-інтерфейс, забезпечуючи передавання даних у LabVIEW для моніторингу, аналізу та керування.
Перевірка та оптимізація	У Fritzing моделюються електричні параметри (струм, напруга) для перевірки коректності з'єднань і стабільності системи.

Використання Fritzing у моделюванні апаратної частини системи має такі ключові переваги:

1. Оптимізація структури підключень

2. Візуалізація усіх компонентів дозволяє побудувати логічно впорядковану та компактну схему.
3. Перевірка коректності роботи
4. Попереднє моделювання електричних характеристик допомагає уникнути помилок при реалізації фізичної лабораторної моделі.
5. Підготовка лабораторного прототипу
6. Створена у Fritzing схема стає основою для реального монтажу та тестування алгоритмів у динамічних умовах.

Таким чином, застосування Fritzing є важливим інструментом для підвищення точності, надійності та безпеки розробленої автоматизованої системи контролю рівня крові. Розроблена схема забезпечує надійне підключення датчиків до мікроконтролера, коректне формування керуючих сигналів для помпи та інтеграцію всіх компонентів у єдину систему.

Висновки до розділу 2

У другому розділі було проведено відбір, аналіз та обґрунтування апаратних і програмних засобів, необхідних для побудови лабораторної та програмної моделей системи автоматизованого контролю рівня крові у венозному резервуарі апарату штучного кровообігу. В результаті дослідження визначено оптимальну конфігурацію компонентів, яка забезпечує високу точність вимірювань, швидкість реагування та надійність роботи системи.

На основі аналізу ринку України як основні сенсорні модулі обрано лазерні датчики Waveshare, що вирізняються високою точністю (± 1 мм), стабільністю показань незалежно від зовнішнього освітлення та миттєвою швидкістю відгуку. Ці властивості роблять їх найбільш придатними для контролю рівня крові в умовах швидкої динаміки зміни її об'єму в АШК.

Для обробки сигналів та реалізації алгоритмів адаптивного керування помпою обрано високопродуктивний мікроконтролер Arduino Nano RP2040 Connect, який забезпечує достатню обчислювальну потужність, підтримку цифрових та аналогових інтерфейсів, а також можливість інтеграції з широким

спектром сенсорів та виконавчих пристроїв. Завдяки цьому контролер виступає універсальною платформою для побудови системи реального часу.

Окрему увагу приділено аналізу роlikової помпи Maquet HL 20, яка використовується як модель артеріальної помпи у лабораторному прототипі. Її технічні характеристики дозволяють реалізувати автоматизоване керування швидкістю обертання для запобігання небезпечному зниженню рівня крові у резервуарі відповідно до сигналів з датчиків.

У підрозділі 2.3 обґрунтовано вибір програмного середовища Fritzing для моделювання апаратних схем. Використання Fritzing дозволило створити точну візуальну модель з'єднань між датчиками, мікроконтролером та насосом, перевірити електричні параметри та оптимізувати структуру прототипу до реалізації фізичної лабораторної моделі.

Таким чином, у цьому розділі сформовано повну технічну основу для подальшої розробки програмної та апаратної частин системи. Обрані компоненти та програмні платформи забезпечують відповідність медико-технічним вимогам, гарантуючи можливість побудови високонадійної системи контролю рівня крові з адаптивним керуванням артеріальною помпою, що буде реалізовано у наступному розділі роботи.

3 ПРОЕКТУВАННЯ ТА ВЕРИФІКАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

3.1. Створення програмної моделі контуру штучного кровообігу

Даний етап роботи присвячений створенню програмної моделі апарату штучного кровообігу (АШК) у середовищі LabVIEW, що забезпечує інтерактивне моделювання динаміки рівня крові, реалізацію зворотного зв'язку з артеріальною помпою та верифікацію алгоритмів реагування системи на потенційні аварійні ситуації. Використання графічного підходу дозволило точно відтворити логіку функціонування реального АШК та забезпечити зручність тестування.

Програмна модель містить низку віртуальних компонентів, які відтворюють ключові вузли апаратної системи та забезпечують її роботу в режимі реального часу. Загальна структура моделі наведена на рисунку 3.1.

Основні функціональні блоки моделі:

1. Венозний резервуар. Представлений як віртуальна ємність, рівень якої змінюється відповідно до умов моделювання. Містить параметри мінімального, робочого та критичного рівнів. Динаміка рівня в реальному часі передається на індикатори та алгоритми керування.

2. Система контролю рівня крові. Реалізовано два віртуальні лазерні датчики, що відповідають мінімальному та критичному рівням. Датчик №1 фіксує досягнення нижнього робочого рівня та ініціює зменшення продуктивності помпи. Датчик №2 фіксує критичне зниження рівня та зупиняє артеріальну помпу.

3. Артеріальна помпа. Модель керується потенціометричним регулятором або автоматичним алгоритмом ШІМ:

- у ручному режимі користувач задає швидкість вручну;
- в автоматичному режимі швидкість модулюється відповідно до сигналів датчиків та алгоритмів безпеки.

На дисплеї візуалізується поточна продуктивність у мл/хв.

4. Світлова індикація рівня крові. Включає три стани:

- зелений - рівень безпечний;
- жовтий - рівень знизився до мінімального;

- червоний - досягнуто критичного рівня, вмикається аварійне відключення помпи.

5. Кнопка режиму керування. Дозволяє перемикатися між:

- автоматичним режимом - система повністю контролює роботу помпи;
- ручним режимом - оператор задає швидкість подачі самостійно, що дозволяє відтворити сценарії втручання перфузіолога.

6. Звукова сигналізація. Вмикається при:

- досягненні мінімального або критичного рівня крові;
- невідповідності сигналів датчиків (резервний захист);
- порушенні алгоритму роботи помпи.

Призначення програмної моделі

Створена модель дозволяє:

- виконувати тестування алгоритмів підтримання рівня крові в реальному часі;
- аналізувати реакцію системи на зниження рівня крові та аварійні ситуації;
- валідувати ефективність зворотного зв'язку між датчиками та артеріальною помпою;
- оцінювати необхідність корекції параметрів контролю;
- моделювати сценарії збоїв датчиків або помилкових показань.

Таким чином, програмна модель слугує основою для переходу до етапу інтеграції апаратних компонентів і тестування системи з фізичними датчиками та помпою.

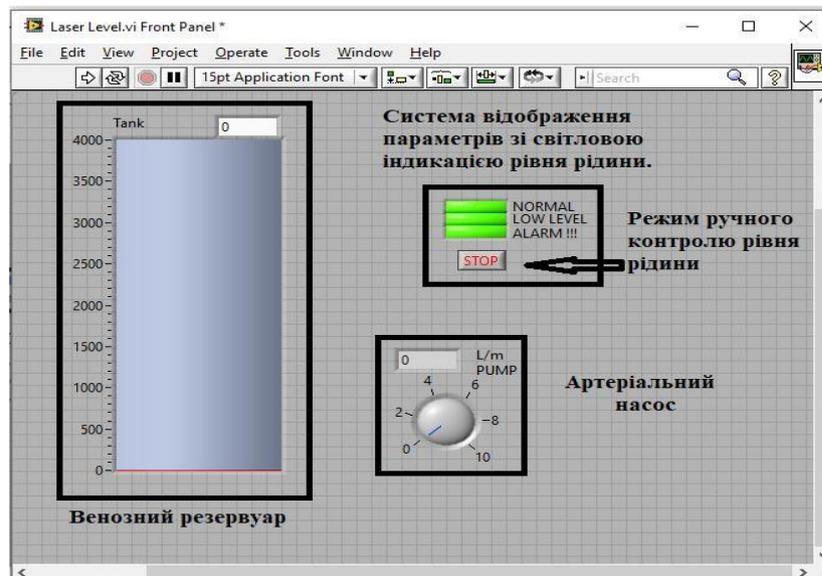


Рисунок 3.1 - Структурні складові програмної моделі апарату штучного кровообігу у середовищі LabVIEW

3.2. Реалізація алгоритмів зворотного зв'язку між резервуаром та помпою

Зворотний зв'язок є ключовим елементом системи автоматизованого контролю рівня крові, оскільки він забезпечує адаптивне регулювання роботи артеріальної помпи відповідно до показань датчиків рівня у венозному резервуарі. Саме цей механізм дозволяє попереджати критичні стани, пов'язані зі зниженням об'єму крові, та підтримувати стабільність екстракорпорального кровообігу. Реалізація зворотного зв'язку включає як апаратні, так і програмні компоненти системи (рис. 3.2–3.3).

Алгоритм взаємодії датчиків та помпи. Робота системи базується на сигналах від двох лазерних датчиків, що контролюють мінімальний та критичний рівні крові. На основі цих сигналів формується керуючий вплив на артеріальну помпу згідно з такими станами:

1. Досягнення низького рівня крові (передкритичний стан)

Коли перший датчик фіксує зниження рівня до мінімальної безпечної позначки, система переходить у режим попередження:

- світлова індикація переходить у жовто-червону зону;
- вмикається звуковий попереджувальний сигнал;

- продуктивність артеріальної помпи автоматично знижується на 50%, щоб стабілізувати рівень крові та запобігти подальшому його падінню.

Таке часткове зниження продуктивності дає змогу зменшити відтік крові з резервуару та виграти час для втручання оператора.

2. Досягнення критичного рівня крові (аварійний стан)

Якщо другий датчик фіксує подальше зниження рівня крові, система негайно переходить у захисний режим:

- світлова індикація стає яскраво червоною;
- активується безперервний тривожний сигнал;
- артеріальна помпа миттєво зупиняється через команду аварійного блокування.

Цей алгоритм є критично важливим, оскільки саме зупинка помпи запобігає всмоктуванню повітря в артеріальний контур і розвитку повітряної емболії - одного з найнебезпечніших ускладнень екстракорпорального кровообігу.

3. Відновлення роботи системи

Якщо рівень крові повертається до безпечної зони, система автоматично переходить у відновлювальний режим:

- звукова сигналізація вимикається;
- світлова індикація повертається у зелений або робочий діапазон;
- продуктивність помпи поступово повертається до номінальних значень, або до значення, встановленого оператором у ручному режимі.

Механізм відновлення дозволяє безперервно продовжувати перфузію без потреби перезапуску програмної моделі або втручання оператора (за винятком аварійних сценаріїв).

Функціональні схеми роботи системи

Зчитування даних -> Визначення рівня крові

- Дані наявності рідини в полі зору датчиків

Визначення рівня крові -> Встановлення критичних значень

- Рівень крові

Встановлення критичних значень -> Регулювання швидкості насосу

- Порогові значення та поточні показники

Регулювання швидкості насосу -> Обробка винятків

- Дані про роботу насосу

Обробка винятків -> Відображення інформації

- Стан системи

Відображення інформації -> Світлова та звукова сигналізація

- Критичні сповіщення

Рисунок 3.2 - Схема керуючих сигналів у системі контролю рівня крові.

Відображає взаємозв'язок між датчиками, обробкою сигналів у мікроконтролері та відповідними діями помпи.

Демонструє логіку переходів між робочим, передкритичним і аварійним станами.

Значення реалізованого зворотного зв'язку

Розроблена система зворотного зв'язку забезпечує:

- високу швидкість реагування (менше 0,5 с);
- адаптивне керування продуктивністю помпи відповідно до змін рівня крові;
- захист від аварійних станів, пов'язаних із можливим спустошенням резервуару;
- безперервність роботи у випадку короточасних коливань рівня;
- зниження ризику помилок оператора, завдяки автоматизації ключових функцій.



Рисунок 3.3 - Функціональна схема реагування системи на зміни рівня крові.

У сукупності ці фактори підвищують надійність та безпеку лабораторної моделі системи контролю рівня крові та наближають її до реальних клінічних вимог.

3.3. Проведення тестування та оптимізація програмних модулів

Після реалізації основних алгоритмів зворотного зв'язку між датчиками рівня крові та артеріальною помпою було проведено комплексне тестування програмної моделі у середовищі LabVIEW. Метою тестування було перевірити коректність роботи логіки управління, надійність реакції системи на небезпечні

стани, а також стабільність функціонування моделі у динамічних умовах, що імітують реальні клінічні ситуації.

Для моделювання фізичних процесів у системі було використано віртуальну ємність *Tank*, яка змінює рівень рідини залежно від продуктивності помпи та сигналів від лазерних датчиків. Це дозволило відтворити реалістичні сценарії зміни об'єму крові в резервуарі та перевірити поведінку системи у режимі реального часу.

Сценарії тестування. Для оцінки ефективності алгоритмів було проведено тестування за трьома основними сценаріями, які є критично важливими для безпечної роботи АШК.

1. Різке зниження рівня крові

У цьому сценарії симулюється раптове зменшення рівня рідини у резервуарі, що може виникнути через:

- порушення венозного повернення,
- недостатній об'єм циркулюючої крові,
- обмеження трубопроводу або від'єднання лінії.

Реакція системи була наступною:

- перший датчик фіксує мінімальний рівень - система знижує продуктивність помпи на 50%;

- другий датчик фіксує критичний рівень - помпа негайно зупиняється;
- вмикається світлова та звукова сигналізація.

Таке тестування підтвердило здатність моделі вчасно реагувати на аварійні стани та запобігати всмоктуванню повітря.

2. Відмова одного з датчиків

Імітація відмови датчика включала ситуації, коли:

- датчик передає постійний сигнал «0»,
- датчик передає помилковий сигнал «1»,
- сигнал надходить із затримкою або нестабільно.

Алгоритм поводився наступним чином:

- система дублює критичні показання датчиків через резервний канал перевірки;
- при виявленні суперечливих сигналів система переходить у захисний режим;
- помпа зупиняється або знижує оберти, навіть якщо аварійний стан не підтверджено - принцип «безпечне відмовлення».

Це підтверджує високу стійкість моделі до збою окремих компонентів, що є обов'язковою вимогою для медичних систем.

3. Плавне відновлення рівня крові після аварійної зупинки

У цьому сценарії рівень рідини поступово підвищується до робочої зони:

- після нормалізації рівня крові звукова сигналізація вимикається;
- система переходить у режим стабілізації;
- продуктивність помпи автоматично збільшується до номінального значення або до параметра, встановленого оператором у ручному режимі.

Проведене тестування підтвердило коректну роботу механізму відновлення, що дозволяє системі повертатися до нормальної роботи без додаткових дій оператора.

Технічна реалізація контролю та реагування

Усі описані алгоритми були реалізовані у вигляді логічних структур *True/False*, що забезпечують:

- активацію аварійних режимів,
- зниження продуктивності помпи,
- переведення системи у безпечний стан,
- перевірку надійності показань датчиків.

Логічні елементи дозволили створити просту та прозору схему прийняття рішень, притаманну системам реального часу.

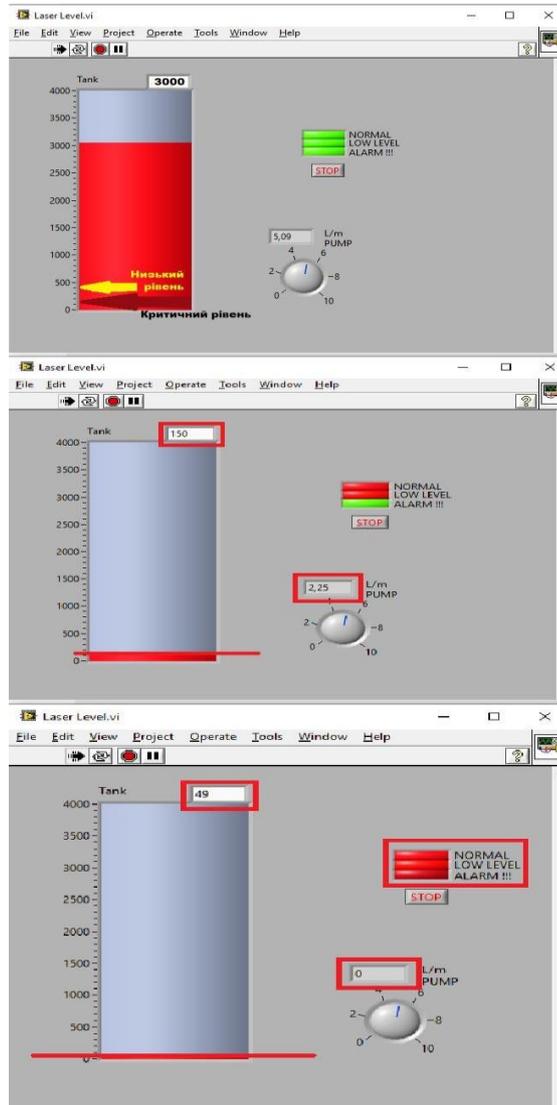


Рисунок 3.4 - Віртуальне тестування алгоритмів реагування у LabVIEW.

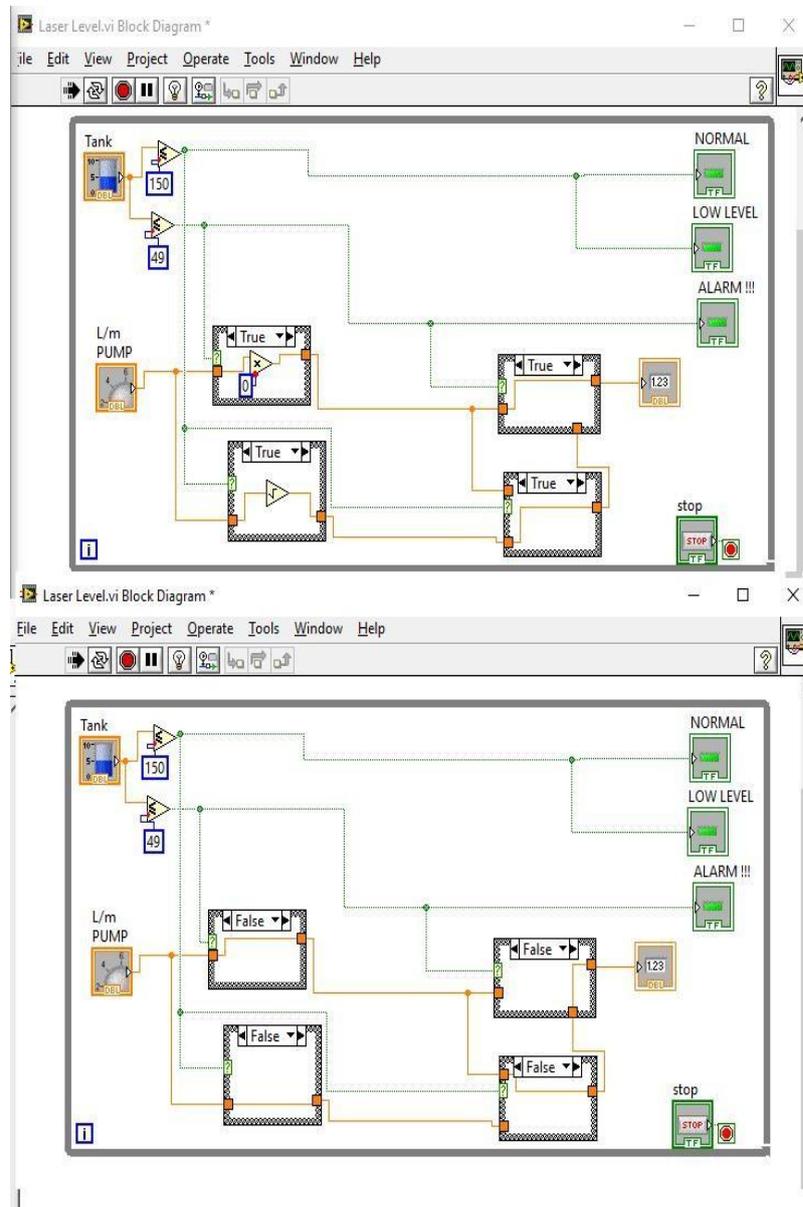


Рисунок 3.5 - Технічна реалізація логічних структур True/False для контролю рівня.

Підсумок тестування.

Результати моделювання продемонстрували, що реалізована система:

- швидко реагує на небезпечні зміни рівня крові (затримка < 0,5 с);
- коректно працює навіть при відмові окремих датчиків;
- здатна відновлювати роботу після аварійної зупинки без втручання оператора;
- забезпечує логічно цілісний і безпечний алгоритм керування помпою.

Отже, алгоритми управління пройшли успішну валідацію в середовищі LabVIEW і готові до інтеграції з апаратною частиною лабораторної моделі.

Висновки до розділу 3

У третьому розділі було виконано розробку, тестування та валідацію програмної моделі системи автоматизованого контролю рівня крові у венозному резервуарі апарату штучного кровообігу. Реалізовані алгоритми забезпечують адаптивне управління артеріальною помпою відповідно до сигналів лазерних датчиків рівня крові та гарантують швидке реагування системи у критичних ситуаціях.

На першому етапі було створено функціональну модель АШК у середовищі LabVIEW, що включає віртуальний венозний резервуар, систему подвійних лазерних датчиків, артеріальну помпу, світлову та звукову індикацію, а також елементи керування режимами. Така структура дозволила точно відтворити роботу реального апарату та забезпечила можливість гнучкого налаштування параметрів для дослідження поведінки системи.

На другому етапі було реалізовано механізм зворотного зв'язку, який формує керуючі впливи на артеріальну помпу залежно від показань датчиків. Система демонструє три основні стани роботи — нормальний, передкритичний та аварійний. У кожному з них автоматично виконується відповідний набір дій: зниження продуктивності помпи, повна зупинка, активація світлової та звукової сигналізації, а також подальше відновлення роботи після нормалізації рівня крові. Це підтверджує здатність системи забезпечувати безперервність та безпеку кровообігу відповідно до клінічних вимог.

На третьому етапі проведено всебічне тестування алгоритмів у різних сценаріях, зокрема при різкому падінні рівня крові, відмові окремих датчиків та поступовому відновленні рівня після аварійної зупинки. Віртуальна модель поведінки резервуара дозволила підтвердити стабільність алгоритмів, їх стійкість до помилкових показань, а також здатність системи переходити у безпечний стан навіть за умов часткової або повної відмови окремих компонентів. Усі сценарії показали відповідність розроблених алгоритмів встановленим вимогам та їх коректне функціонування у режимі реального часу.

Таким чином, результати, отримані у цьому розділі, демонструють, що розроблена програмна модель успішно реалізує ключові принципи безпечного управління АШК, включає ефективний механізм зворотного зв'язку, забезпечує високу швидкість й надійність, а також слугує надійною основою для апаратної реалізації системи, розглянутої у наступному розділі.

4 КОНСТРУКТОРСЬКА ДОКУМЕНТАЦІЯ ТА РЕАЛІЗАЦІЯ ЛАБОРАТОРНОЇ МОДЕЛІ

Для реалізації системи контролю динаміки об'єму крові у венозному резервуарі апарату штучного кровообігу (АШК) була розроблена лабораторна модель, що відтворює ключові функціональні процеси роботи реальної системи. Такий прототип дає можливість апробувати алгоритми автоматичного керування артеріальною помпою, проводити тестування різних сценаріїв змін рівня крові та забезпечити візуалізацію роботи датчиків і контролера в режимі реального часу.

Основною метою створення лабораторної моделі є:

- відпрацювання алгоритмів реагування на критичні зміни рівня крові;
- тестування ефективності зворотного зв'язку між лазерними датчиками та контролером;
- моделювання взаємодії між фізичними компонентами системи (датчики — контролер — помпа);
- забезпечення наочної демонстрації роботи прототипу для подальших експериментів, навчання та валідації розроблених технічних рішень.

Цей розділ містить повний комплект конструкторської документації, необхідної для збирання та тестування лабораторної моделі системи автоматизованого контролю рівня крові, а саме:

- специфікацію компонентів;
- алгоритм реагування та логіку роботи моделі;
- схеми підключення апаратних модулів;
- електричні схеми окремих вузлів;
- креслення та опис розташування датчиків;
- конструктивні рішення для корпусу та монтажних елементів;
- інструкцію зі збирання, налаштування та експлуатації моделі.

Лабораторна модель, описана в цьому розділі, є проміжною ланкою між програмною симуляцією (розділ 3) та реальними медичними апаратами. Вона дозволяє не лише підтвердити працездатність розроблених алгоритмів, але й

оцінити практичні аспекти інтеграції сенсорів, контролера й виконавчих механізмів у єдину систему.

4.1. Специфікація елементної бази

Для побудови лабораторної моделі системи автоматизованого контролю рівня крові було сформовано перелік апаратних компонентів, необхідних для забезпечення роботи датчиків, контролера, виконавчих механізмів та інтерфейсних елементів. Основні елементи системи наведено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 — Компоненти системи лабораторної моделі

Компонент	Модель / тип	Кількість	Примітка
Контролер	Arduino Nano RP2040 Connect	1	Центральний модуль обробки сигналів, формування ШІМ-керування та взаємодії з датчиками.
Лазерні датчики рівня	Waveshare Laser Sensor Module	2	Фіксація низького та критичного рівня крові за принципом оптичного виявлення перешкоди.
Артеріальна помпа (імітаційна модель)	Maquet HL 20 (електронний прототип)	1	Використовується для демонстрації регулювання продуктивності та зупинки помпи.
Венозний резервуар	Прозора ємність (пластик / скло)	1	Модель резервуара, у якому відтворюється динаміка зміни рівня рідини.
Панель керування (імітаційна модель)	Прототип панелі Maquet HL 20	1	Містить: світлову індикацію (3 LED), звукову сигналізацію (зумер), кнопку перемикачів режимів (авто/ручний).
Джерело живлення	5 В (2 А), 12 В	1 комплект	Забезпечує стабільне живлення контролера, датчиків та виконавчих модулів.
Кабелі та дротові з'єднання	Типові монтажні проводи	—	Забезпечують з'єднання між контролером, датчиками та помпою.

Призначення та взаємодія компонентів:

- Arduino Nano RP2040 Connect обробляє дані з лазерних датчиків та формує сигнали керування для помпи і світлової/звукової індикації.
- Два лазерні сенсори Waveshare дозволяють реалізувати дворівневий контроль (мінімальний та критичний рівні).
- Артеріальна помпа використовується як виконавчий елемент, що змінює продуктивність у відповідь на сигнали системи.
- Панель керування забезпечує індикативні функції та дає змогу моделювати поведінку операторського інтерфейсу реального апарату ШК.
- Резервуар дозволяє візуально контролювати зміну рівня рідини під час тестування алгоритмів.
- Джерела живлення та кабелі забезпечують безперебійну роботу всієї моделі.

Ця специфікація є основою для побудови лабораторної моделі та дозволяє відтворити цілісну роботу системи у контролюваних умовах.

4.2. Алгоритм функціонування системи контролю

Алгоритм автоматичного керування динамікою об'єму крові у венозному резервуарі ґрунтується на сигналізації двох лазерних датчиків рівня, що забезпечують визначення трьох основних станів системи: нормальний рівень, низький рівень, критичний рівень. На основі цих станів система формує відповідні керуючі впливи на артеріальну помпу та індикаторні елементи. Передбачено також ручний режим, що забезпечує можливість прямого втручання оператора АШК.

1. Стан нормального рівня

У цьому режимі рівень рідини знаходиться вище позначки першого датчика, система працює в штатному режимі.

Ознаки стану:

- Світлова індикація: активні всі три світлодіоди, що означає достатній рівень крові.

- Робота помпи: продуктивність відповідає значенню, встановленому потенціометром; оператор ШК задає швидкість відповідно до фізіологічних параметрів пацієнта.

2. Стан низького рівня

Стан активується, коли рівень крові опускається нижче першого лазерного датчика, який перестає реєструвати перешкоду (кров / рідину).

Ознаки стану:

- Світлова та звукова індикація: активні два світлодіоди, які вказують на зниження рівня; активується зумер (попереджувальний сигнал).

- Робота помпи: артеріальна помпа автоматично знижує продуктивність на 50% від номінального значення, заданого потенціометром; це дозволяє сповільнити відтік крові з резервуару та уникнути подальшого зниження.

3. Стан критичного рівня

Цей стан визначається, коли обидва лазерні датчики перестають реєструвати перешкоду, що означає падіння рівня крові нижче критичної межі.

Ознаки стану:

- Світлова та звукова індикація: активний один миготливий світлодіод (аварійний індикатор); зумер активується у режимі підвищеної гучності або безперервного звучання.

- Робота помпи: виконується повна аварійна зупинка помпи для запобігання всмоктуванню повітря й розвитку повітряної емболії.

4. Відновлення роботи після нормалізації рівня крові

Після підвищення рівня рідини:

- лазерні датчики знову починають реєструвати перешкоду;
- система виходить зі станів попередження або аварії;
- продуктивність помпи поступово відновлюється до номінального значення, заданого потенціометром;
- індикація повертається до штатного режиму.

Такий механізм забезпечує безперервність роботи моделі і мінімізацію ризиків для системи.

5. Ручний режим управління

У разі необхідності оператор може перемкнути систему в ручний режим, який забезпечує повний контроль над продуктивністю артеріальної помпи.

Особливості режиму:

- світлова та звукова індикація працюють у звичайному режимі, інформуючи про рівень крові;
- керування помпою повністю передається оператору, який задає швидкість шляхом обертання потенціометра;
- система ігнорує автоматичні команди щодо зниження швидкості або зупинки помпи, що дозволяє оператору діяти згідно з клінічними потребами;
- режим застосовується для навчання, калібрування або тестування моделі.

Підсумок роботи алгоритму

Реалізований алгоритм реагування забезпечує:

- захист від аварійного спустошення венозного резервуару;
- інтуїтивну індикацію для оператора;
- багаторівневу систему сигналізації;
- автоматичне адаптивне керування продуктивністю помпи;
- можливість ручного втручання у критичних або навчальних сценаріях.

Алгоритм є ключовою частиною роботи лабораторної моделі та забезпечує її функціональність і безпечність.

4.3. Схема підключення компонентів системи

Для забезпечення коректної взаємодії між апаратними елементами лабораторної моделі було розроблено схему підключення компонентів до мікроконтролера Arduino Nano RP2040 Connect. Відповідно до архітектури плати та функціональних вимог системи, визначено конфігурацію пінів, що наведена у таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 - Підключення компонентів до Arduino Nano RP2040 Connect

Компонент	Arduino RP2040 Connect	Тип з'єднання
Верхній лазерний датчик (низький рівень)	D2	Вхід
Нижній лазерний датчик (критичний рівень)	D3	Вхід
Кнопка перемикання режимів	D4	Вхід (із внутрішнім підтягуванням <i>INPUT_PULLUP</i>)
Світлодіод 1 (нормальний рівень)	D5	Вихід
Світлодіод 2 (низький рівень)	D6	Вихід
Світлодіод 3 (критичний рівень)	D7	Вихід
Зумер	D8	Вихід
Артеріальна помпа (керуючий сигнал)	D9	Вихід (ШІМ – PWM)
Потенціометр регулювання швидкості	A0	Аналоговий вхід

Опис архітектури підключення

1. Датчики рівня крові підключені до цифрових входів D2 та D3. Вони формують логічні сигнали, які визначають поточний стан рівня крові (нормальний, низький, критичний).

2. Світлова індикація реалізована через три LED, керовані виходами D5–D7. Кожен світлодіод відповідає певному стану системи.

3. Звукова індикація (зумер) підключена до виходу D8. Використовується для сигналізації небезпечних та аварійних режимів.

4. Помпа управляється ШІМ-сигналом із піну D9, що дозволяє плавно змінювати її швидкість залежно від рівня крові.

5. Потенціометр підключено до аналогового входу A0. Він визначає номінальну швидкість роботи помпи у ручному або автоматичному режимах.

6. Кнопка перемикання режимів працює у схемі *INPUT_PULLUP*, що мінімізує кількість зовнішніх компонентів і забезпечує надійність зчитування натискань.

Схеми підключення компонентів.

Для візуалізації апаратної конфігурації була розроблена детальна схема підключення у програмному середовищі Fritzing, яка включає всі елементи лабораторної моделі: датчики, помпу, контролер, потенціометр, LED-індикацію та зумер. Схеми наведено на рисунках 4.1 та 4.2.

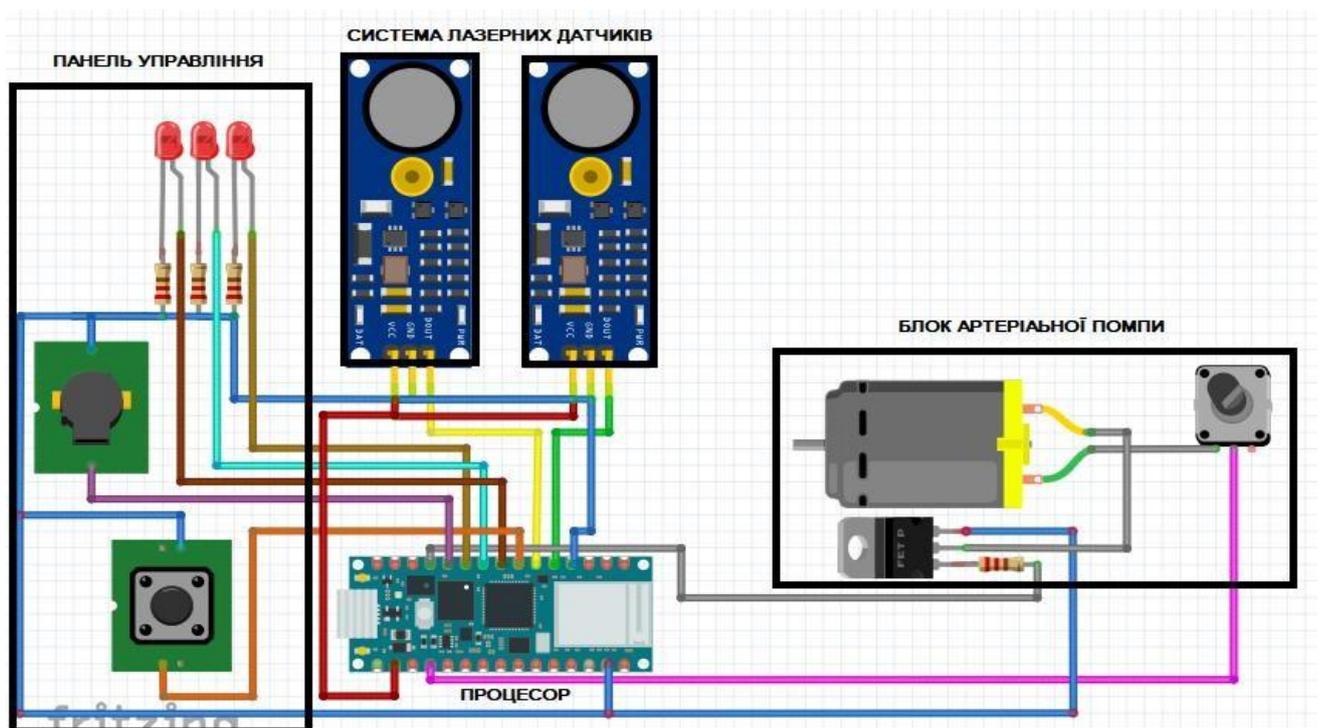


Рисунок 4.1 - Схема підключення блоків системи контролю в середовищі Fritzing

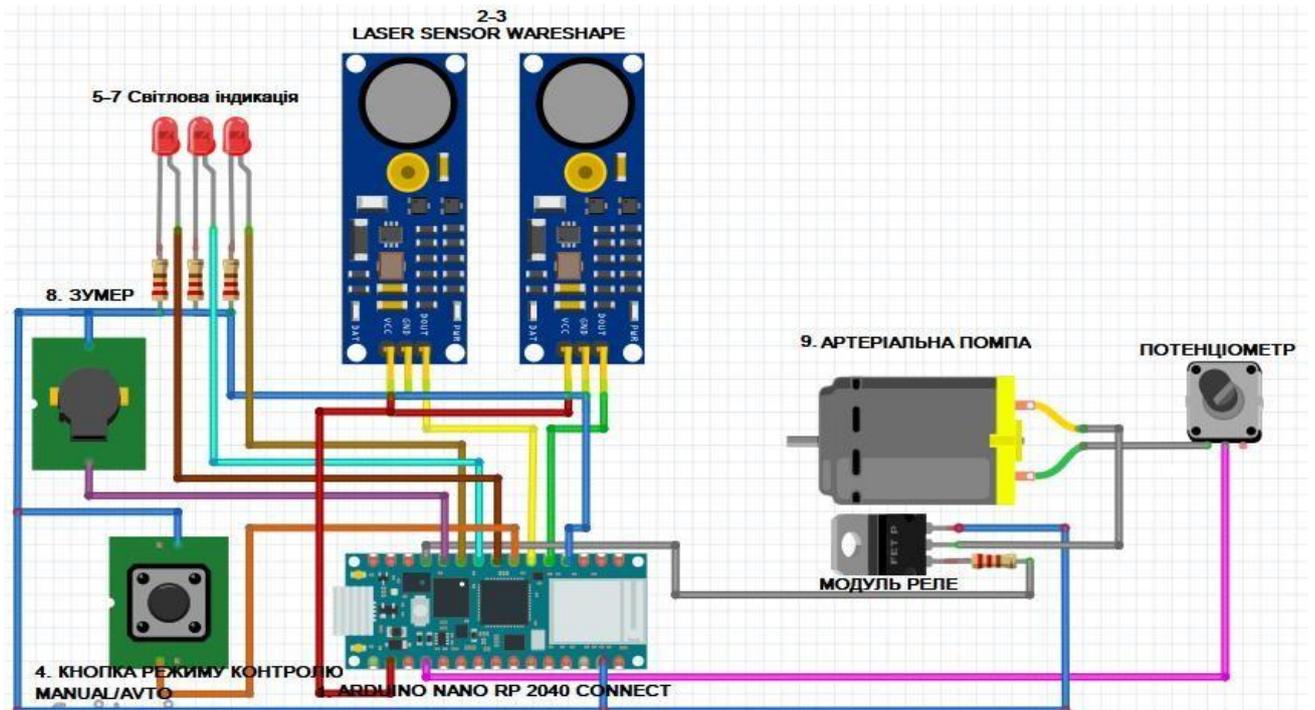


Рисунок 4.2 - Схема підключення компонентів лабораторної моделі системи контролю в середовищі Fritzing

Значення розробленої схеми

Розроблена структура підключень дозволяє:

- забезпечити коректну роботу всіх апаратних модулів;
- реалізувати швидку та надійну передачу сигналів між компонентами;
- протестувати алгоритми реагування в реальних умовах;
- створити повністю функціональну лабораторну модель для перевірки програмної логіки, описаної у розділі 3.

4.4. Принципова електрична схема

Електрична схема є ключовим етапом розробки лабораторної моделі, оскільки забезпечує коректну взаємодію всіх апаратних компонентів та реалізацію алгоритмів автоматичного контролю рівня крові у венозному резервуарі. На рисунку 4.3 наведено загальну електричну схему, що інтегрує датчики, модулі індикації, елементи керування та виконавчі механізми відповідно до розпіновки, описаної в таблиці 4.2.

Особливості електричної схеми

1. Датчики рівня крові.

Два лазерних датчики Waveshare Laser Sensor підключені до цифрових входів D2 та D3.

Вони формують логічний сигнал залежно від наявності рідини перед випромінювачем, що дозволяє визначати низький та критичний рівень крові.

Рекомендації: застосування екранованих проводів для зменшення впливу електромагнітних перешкод; мінімізація довжини кабелів для покращення стабільності сигналу.

2. Сигналізація та індикація.

Світлодіоди (LED1–LED3) підключені до пінів D5, D6, D7 через резистори 220 Ом, що забезпечує обмеження струму та захищає мікроконтролер.

Зумер підключено до виходу D8.

Його використання передбачає: короткі звукові сигнали при низькому рівні крові, переривчастий або безперервний сигнал підвищеної гучності при критичному рівні.

3. Управління артеріальною помпою.

Керування імітаційною моделлю артеріальної помпи здійснюється через ШІМ-сигнал із піну D9, який подається на реле або транзисторний ключ.

Система забезпечує: плавне регулювання швидкості обертання помпи; автоматичне зниження продуктивності на 50% при низькому рівні крові; аварійну зупинку помпи при критичному рівні.

Вхід A0 використовується для зчитування значення потенціометра, що задає базову швидкість помпи у ручному або автоматичному режимах.

4. Кнопка перемикання режимів

Кнопка підключена до входу D4, який налаштований у режимі INPUT_PULLUP.

Це дозволяє: уникнути "плаваючого" значення на вході, стабільно фіксувати зміну режиму (ручний / автоматичний), мінімізувати використання зовнішніх компонентів.

5. Живлення системи

Для стабільної роботи усіх компонентів застосовується джерело живлення 5 В для контролера та периферії.

У промисловій інтеграції система повинна: використовувати основний та резервний блоки живлення, відповідати стандартам електробезпеки, сертифікації та ступеню захисту, прийнятим для медичних виробів, гарантувати безперервність живлення, що є критично важливим під час реальної роботи апарату штучного кровообігу.

На рисунку 4.4 подано приклад схеми живлення блоків апарату Maquet HL 20, яка слугує прототипом для оцінки вимог до надійності та дублювання джерел живлення.

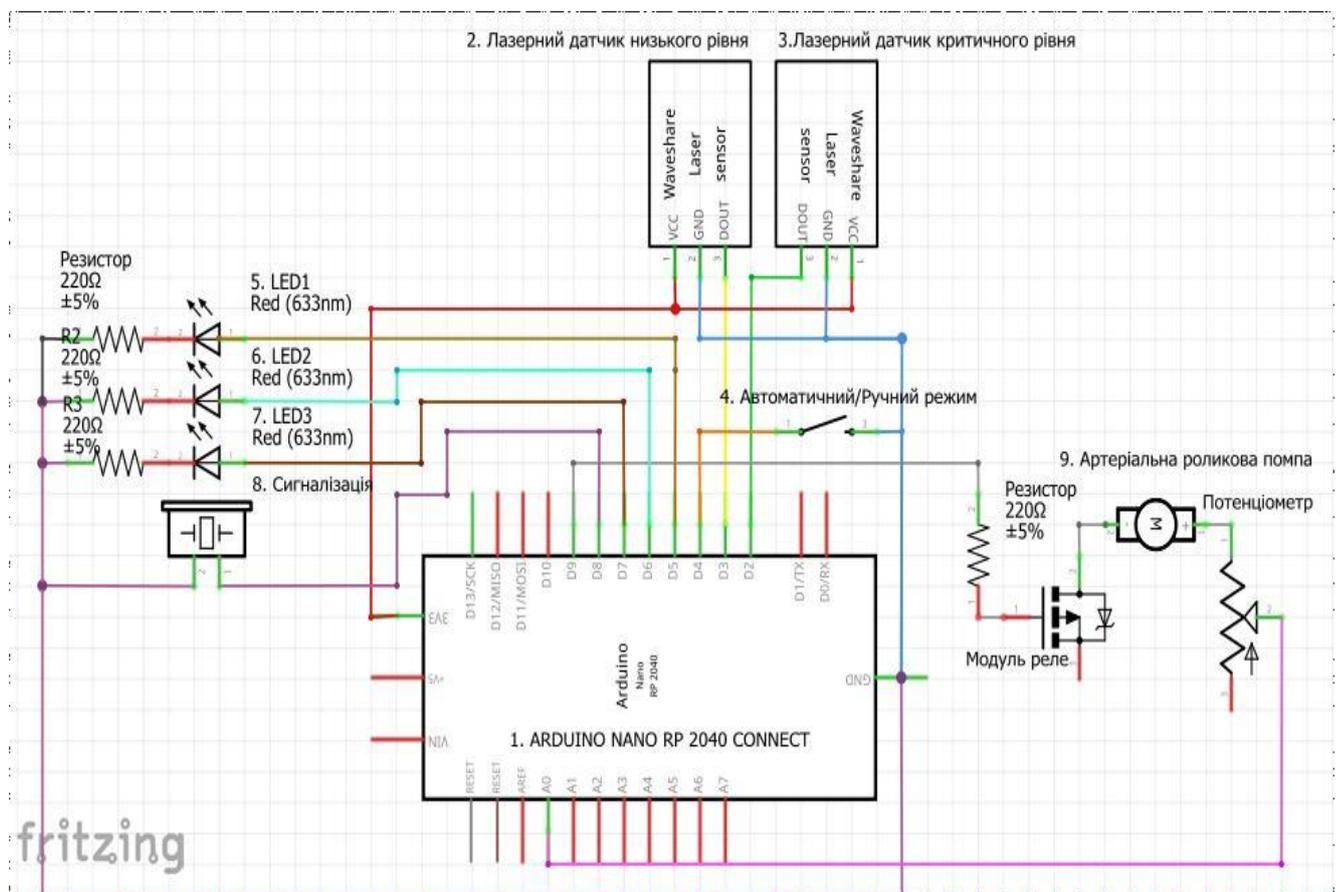


Рисунок 4.3 - Електрична схема системи

1 Power Distribution

To supply the different units in the HL 20 the power distribution is split into several paths on the Power Supply Board (PSB).

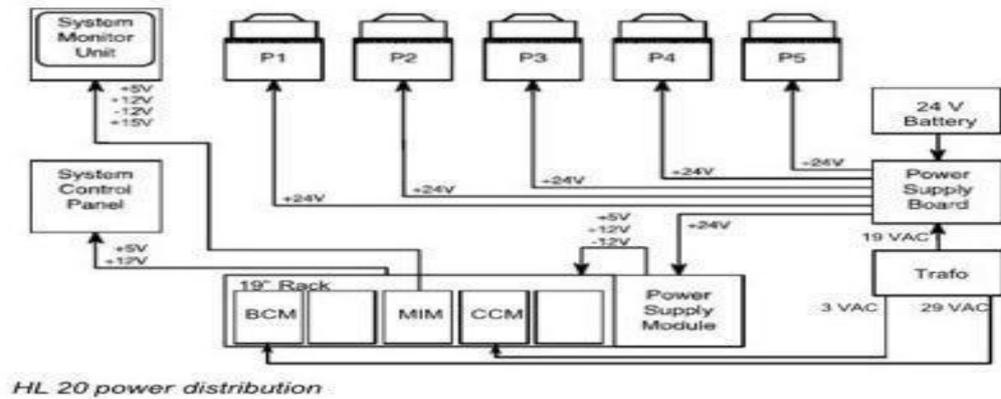


Рисунок 4.4 - Схема живлення блоків АШК Maquet HL 20

4.5. Конструкція корпусу та розміщення сенсорів

Для забезпечення коректної роботи лазерних датчиків рівня та стабільного їхнього позиціонування відносно венозного резервуару було розроблено спеціальний монтажний корпус. Він забезпечує фіксовану відстань між датчиками та поверхнею резервуара, а також виключає похибки, пов'язані з ручним налаштуванням або зміщенням під час експлуатації (рис. 4.5).

Корпус має прямокутну конструкцію з двома технологічними отворами для встановлення лазерних модулів та додатковими елементами кріплення для фіксації на зовнішній поверхні резервуара.



Рисунок 4.5 - Модель корпусу лазерних датчиків рівня

Матеріал та параметри корпусу

Корпус виготовляється методом адитивного виробництва на 3D-принтері з полімеру PLA, що має низьку масу, достатню механічну міцність та стійкість до дії вологи й температурних коливань, характерних для клінічних умов моделювання.

Детальні характеристики наведено в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 - Характеристики корпусу лазерного датчика рівня

Характеристика	Значення
Товщина стінки корпусу	0,2 мм
Щільність заповнення	30%
Матеріал	PLA
Габаритні розміри	60 × 26 × 12 мм
Вага	18 г

Розташування датчиків на венозному резервуарі. Монтаж лазерних датчиків здійснюється відповідно до рекомендацій виробників одноразових систем оксигенації та допустимих меж об'єму венозного резервуару. Положення датчиків визначається індивідуально, враховуючи конструктивні особливості резервуару, його форму та рекомендовані виробником мінімальні безпечні рівні (рис. 4.6).

Це дозволяє забезпечити: достовірне визначення низького рівня, точну фіксацію критичного рівня, коректне автоматичне керування продуктивністю артеріальної помпи.



Рисунок 4.6 - Розташування датчиків рівня на венозному резервуарі

Кріплення лазерних датчиків

Лазерні датчики фіксуються у корпусі за допомогою пластикових холдерів, які забезпечують: стабільне положення відносно резервуару, мінімальний контакт з поверхнею, можливість швидкої заміни або технічного обслуговування.

Холдери монтуються до стінки резервуару за допомогою клейкої основи, стійкої до дії вологи та змін температури (рис. 4.7–4.8).

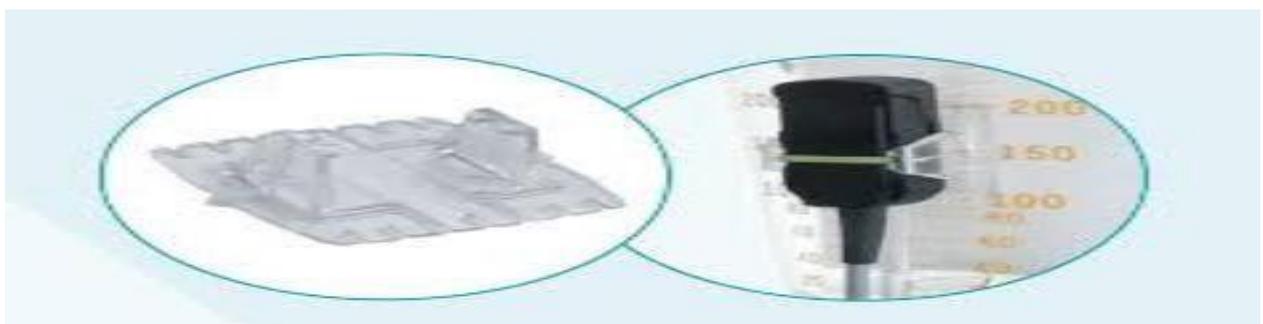


Рисунок 4.7 - Холдер кріплення датчика рівня до стінки венозного резервуару



Рисунок 4.8 - Розташування датчиків системи контролю рівня на дитячому оксигенаторі Terumo RX05

4.6. Керівництво користувача лабораторною моделлю

Інструкція призначена для зборки, підключення та тестування лабораторної моделі системи контролю динаміки рівня крові у венному резервуарі апарату штучного кровообігу. Вона охоплює перелік необхідних компонентів, порядок їх підключення, налаштування режимів роботи та послідовність тестування системи.

1. Необхідні комплектуючі

Перед початком роботи слід упевнитися, що всі компоненти наявні (табл. 4.1):

- Контролер Arduino Nano RP2040 Connect
- Два лазерні датчики Waveshare у корпусі
- Три світлодіоди (LED) для індикації рівнів

- Звуковий сигналізатор (бузер)
- Потенціометр для ручного керування продуктивністю насоса
- Імітаційний насос (DC-мотор) з реле або драйвером
- Кнопка перемикання режимів (ручний / автоматичний)
- Джерело живлення 5 В для Arduino
- Комутаційні дроти
- Венозний резервуар (модель) для імітації рівня крові

2. Схема підключення компонентів

Підключення виконується відповідно до таблиці розпіновки (табл. 4.2) та електричної схеми (див. рис. 4.1–4.3).

2.1. Підключення лазерних датчиків рівня:

Датчик 1 (критичний рівень):

- VCC → 5 В Arduino
- GND → GND Arduino
- OUT → D2 Arduino

Датчик 2 (низький рівень):

- VCC → 5 В Arduino
- GND → GND Arduino
- OUT → D3 Arduino

2.2. Підключення світлодіодів

LED1 (достатній рівень):

- Анод → D5 через резистор 220 Ом
- Катод → GND

LED2 (низький рівень):

- Анод → D6 через резистор 220 Ом
- Катод → GND

LED3 (критичний рівень):

- Анод → D7 через резистор 220 Ом
- Катод → GND

2.3. Підключення звукового сигналізатора

- Позитивний контакт → D8
- Негативний контакт → GND

Зумер використовується для звукової індикації низького та критичного рівнів.

2.4. Підключення потенціометра

- Лівий контакт → GND
- Середній контакт → A0 (аналоговий вхід Arduino)
- Правий контакт → 5 В Arduino

Потенціометр використовується в ручному режимі керування помпою.

2.5. Підключення помпи через реле / драйвер

- IN → D9 (ШИМ-сигнал Arduino)
- VCC → 5 В або зовнішнє живлення
- GND → GND Arduino

2.6. Підключення кнопки перемикання режимів

- Один контакт кнопки → GND
- Другий контакт → D4 (в кодi активується INPUT_PULLUP)

2.7. Підключення живлення

Arduino живиться через USB-порт від комп'ютера або від зовнішнього блока живлення 5 В.

Помпа за потреби може живитись від окремого джерела 5–12 В з обов'язковим спільним GND.

3. Перевірка з'єднання

Перед подачею живлення необхідно:

- Перевірити цілісність усіх з'єднань.
- Переконавшись у відсутності перехрещених провідників і можливих коротких замикань.

- Перевірити відповідність підключення до таблиці розпіновки.

4. Порядок запуску системи

- Завантажити програмний код до Arduino Nano RP2040 Connect через Arduino IDE (див. Додаток А).
- Встановити венозний резервуар, закріпивши лазерні датчики на відповідних рівнях.
- Підключити Arduino до комп'ютера / блока живлення.
- Увімкнути живлення помпи.

5. Режими роботи системи

5.1. Ручний режим

- Швидкість насоса задається потенціометром.
- Світлова індикація працює у штатному режимі.
- Система не втручається в керування насосом.

5.2. Автоматичний режим

Режим активується кнопкою перемикачання.

Логіка роботи:

Рівень крові	Реакція системи
Достатній рівень	Насос працює на заданій швидкості. LED1 світиться.
Низький рівень	Швидкість насоса зменшується на 50%. LED2 світиться. Зумер подає сигнал.
Критичний рівень	Насос повністю зупиняється. LED3 блимає. Зумер подає тривожний сигнал зі зміненим тоном.

6. Тестування системи

- Перевірка роботи датчиків: Піднести перешкоду до кожного датчика та перевірити зміну індикації і звукові сигнали.
- Тестування помпи: у ручному режимі змінювати положення потенціометра; в автоматичному режимі змінювати рівень рідини у резервуарі.
- Перевірка перемикачання режимів: натисканням кнопки переконатися у коректному переході між режимами.

Висновки до розділу 4

У даному розділі було розроблено та представлено конструкторську документацію для лабораторної моделі системи автоматизованого контролю рівня крові у венозному резервуарі апарату штучного кровообігу. Проведена робота охопила підбір компонентів, обґрунтування їх функціонального призначення, розробку схеми електричних з'єднань, конструкцію корпусу для лазерних датчиків та методику їх розташування на резервуарі. Також наведено інструкцію з підключення та використання всієї системи, що дозволяє відтворити її роботу в лабораторних умовах.

Розроблена лабораторна модель забезпечує:

- точне позиціонування та надійну роботу лазерних датчиків завдяки спеціально спроектованому корпусу та холдерам кріплення;
- стабільну взаємодію між датчиками, контролером та виконавчими елементами, що гарантується електричною схемою та правильною розпіновкою;
- повноцінну імітацію режимів роботи апарату штучного кровообігу, включаючи ручний та автоматичний режими керування помпою;
- візуальну та звукову індикацію станів, що дозволяє оперативно оцінювати рівень крові та відповідні реакції системи.

Створена лабораторна модель є важливим етапом у реалізації проєкту, оскільки дозволяє перевірити ефективність алгоритмів контролю та реагування на зміну рівня крові до їх інтеграції в клінічне обладнання. Отримані технічні рішення підтверджують можливість подальшого вдосконалення та масштабування системи для використання в повномасштабних медичних комплексах штучного кровообігу.

5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

5.1 Технологічний аудит розробленої системи контролю вмісту крові в апараті штучного кровообігу

Як було зазначено раніше, системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу є критично важливими для забезпечення безпеки кардіохірургічних операцій. Це пов'язано з необхідністю точного моніторингу об'єму та складу крові в режимі реального часу для запобігання гемодинамічним ускладненням.

Сучасні технології використовують оптичні, ультразвукові та ємнісні сенсори у поєднанні з мікроконтролерами та алгоритмами цифрової обробки сигналів. Так, системи Medtronic BIO-Cal, Terumo Advanced Perfusion System 1 та Sorin Xtra забезпечують високу точність контролю вмісту крові, але відзначаються складністю та високою вартістю. Тому розробка власної системи контролю має частково розв'язати цю проблему і запропонувати розумні рішення для надійного моніторингу параметрів крові у процесі екстракорпорального кровообігу.

У зв'язку з цим, метою цієї магістерської кваліфікаційної роботи стала розробка власної системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу.

Для встановлення комерційного потенціалу розробленої нами системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу було запрошено 3-х знаних в ВНТУ експертів: к.т.н., доцента Штофеля Д.Х., доктора філософії Карся О.В. та к.т.н., доцентку пані Паламарчук М.В.

Технологічний аудит системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу на предмет можливості її комерційного використання було проведено за критеріями, які наведено в таблицю 5.1.

Таблиця 5.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу будь-якої розробки і їх бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено робоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкуренція немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витрачати значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

Продовження таблиці 5.1

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал розробленої системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу на предмет можливості її комерційного використання шляхом виставлення бальних оцінок (0-1-2-3-4) по кожному із критеріїв, які були запропоновано в таблиці 5.1.

Виставлені експертами бальні оцінки було зведено в таблицю 5.2.

Після проведеного експертного оцінювання нами було розраховано рівень комерційного потенціалу розробленої системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 5.3 [25].

Таблиця 5.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу наукової розробки (за 5-ти бальною шкалою оцінювання: 0 -1 – 2 – 3 - 4)

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	Д.Х. Штофель	О.В. Карась	М.В. Паламарчук
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	4	3	3
2	3	3	3
3	3	3	3
4	3	3	3
5	4	3	3
6	3	3	3
7	3	3	3
8	4	3	3
9	3	3	3
10	3	3	3
11	3	4	3
12	3	3	3
Сума балів	СБ ₁ = 39	СБ ₂ = 37	СБ ₃ = 36
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = \frac{39 + 37 + 36}{3} = \frac{112}{3} = 37,33$		

Таблиця 5.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$, розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 48	Високий

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 37,33 балів (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що розроблена нами система контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу має рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «вище середнього». Це обумовлено використанням при розробленні системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу сучасних інноваційних рішень та технологій.

5.2 Розрахунок витрат на розробку системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу

При розробленні цієї важливої системи були зроблені такі основні витрати:

а). Основна заробітна плата Z_o розробників, консультантів, фахівців тощо, величина якої визначається за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ грн}, \quad (5.1)$$

де M – місячний посадовий оклад розробника (дослідника), грн;

Для 2025 року приймемо, що:

$M = (8000 \dots 33000)$ грн/місяць;

T_p – число робочих днів в місяці; приймемо $T_p = 26$ днів;

t – число днів роботи розробників, дослідників, інших фахівців.

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників,

дослідників тощо зведемо до таблиці 5.4:

Таблиця 5.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	27000	1038,46	20 годин	$(1038,46 / 6) \times 20 =$ $= 3461,53 \approx 3462$ (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000	307,69	75 днів	$23076,75 \approx 23077$
3. Консультанти-лікарі, хірурги, гематологи тощо	48000	1846,15	5 днів	$\approx 9231,00$ грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	19700	757,69	1,5 години	$(757,69 / 6) \times 1,5 =$ ≈ 189 грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$Z_o = 35959$ грн

Примітка. За заробітну плату магістранта приймемо мінімальну заробітну плату в країні

б). Додаткова заробітна плата Z_d розробників (дослідників), яка розраховується як $(10...12)\%$ від величини їх основної заробітної плати, тобто:

$$Z_d = \alpha \cdot Z_o = (0,1...0,12) \cdot Z_o. \quad (5.2)$$

Приймемо, що $\alpha = 0,12$. Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$Z_d = 0,12 \times 35959 = 4315,08 \approx 4316 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату $НЗП_{зп}$ розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

$$НЗП_{зп} = (Z_o + Z_d) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (5.3)$$

де β – ставка обов'язкового єдиного внеску на державне соціальне страхування, %. В 2025 році ставка $\beta = 22\%$. Тоді:

$$НЗН_{зп} = (35959 + 4316) \times 0,22 = 8860,50 \approx 8861 \text{ грн.}$$

г). Амортизація основних засобів A , які використовувались під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи:

$$A = \frac{Ц \cdot N_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн,} \quad (5.4)$$

де $Ц$ – загальна балансова вартість основних засобів, грн;

N_a – річна норма амортизаційних відрахувань.

Встановлено, що $N_a = (2,5...25)\%$;

T – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 5.5.

Таблиця 5.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	115000	23,5	3,0 (при 55% використанні)	3715,93 \approx 3716
2. Приміщення університету, факультету, кафедри	66500	2,75	3,0 (при 55% використанні)	251,45 \approx 252
3. Приміщення лікарні	95000	3,0	3,0 (при 35% використанні)	249,37 \approx 250
Всього				$A = 4218$ грн

д). Витрати на матеріали M розраховуються за формулою:

$$M = \sum_1^n N_i \cdot Ц_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot Ц_v \text{ грн,} \quad (5.5)$$

де N_i – витрати матеріалу i -го найменування, кг; $Ц_i$ – вартість матеріалу i -го найменування; K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1,1...1,15)$; V_i – маса відходів матеріалу i -го найменування; $Ц_v$ – ціна відходів матеріалу i -го найменування; n – кількість видів матеріалів.

е). Витрати на комплектуючі K розраховуються за формулою:

$$K = \sum_1^n N_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ грн,} \quad (5.6)$$

де N_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт.; C_i – ціна комплектуючих i -го виду; K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1, 1 \dots 1, 15)$; n – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 5000 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію V_e розраховуються за формулою:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d},$$

(5.7)

де V – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2025 р. $V \approx 6,0$ грн/кВт;

Π – установлена потужність обладнання, кВт; $\Pi = 1,25$ кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, годин.

Прийmemo, що $\Phi = 295$ годин;

K_{Π} – коефіцієнт використання потужності; $K_{\Pi} < 1 = 0,72$.

K_d – коефіцієнт корисної дії, $K_d = 0,60$.

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d} = \frac{6,0 \cdot 1,25 \cdot 295 \cdot 0,72}{0,6} = 2655,00 \approx 2655 \text{ грн.}$$

и). Інші витрати $V_{\text{інш}}$ можна прийняти як (50...300)% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$V_{\text{інш}} = (0,5 \dots 3) \times 3_0. \quad (5.8)$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$V_{\text{інш}} = 1,35 \times 35959 = 48544,65 \approx 48545 \text{ грн.}$$

К). Сума всіх попередніх статей витрат становить витрати на виконання цієї магістерської роботи безпосередньо розробником-здобувачем-магістрантом – В.

$$V = 35959 + 4316 + 8861 + 4218 + 5000 + 2655 + 48545 = 109554 \text{ грн.}$$

Л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

$$V_{\text{заг}} = \frac{V}{\beta}, \quad (5.9)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання цієї роботи.

Оскільки наша розробка на цей момент часу має потребує деякого доопрацювання, то можна умовно прийняти, що, $\beta \approx 0,82$ [25].

$$\text{Тоді: } V_{\text{заг}} = \frac{109554}{0,82} = 133602,44 \text{ грн або приблизно 134 тисячі грн.}$$

Тобто прогнозовані загальні витрати на розроблення системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу можуть становити 134 тисячі грн.

5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу

Проведене дослідження ринку показало, що розроблена нами система контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу знайде широке застосування на ринку лікувальних послуг завдяки своїм кращим функціональним і вартісним характеристикам.

Приблизний аналіз місткості ринку показав, що на сьогодні в Україні кількість реальних користувачів подібних систем може становити приблизно 75 користувачів. Окрім того, можна очікувати зростання попиту на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження.

Тобто, якщо наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026-го, 2027-го та 2028-го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

- а) 2026 р. – приблизно + 10 користувачів (відносно базового року);
- б) 2027 р. – + 20 користувачів (відносно базового року);
- в) 2028 р. – +30 користувачів.

Аналіз ринку також показує, що сьогодні існує велика варіативність цін на аналогічні системи: при цьому ціна залежить від того, купується система новою чи вживаною, чи є повною системою (серце-легенева машина) або лише моніторинговим блоком. Так, багато систем, що являють собою спеціалізоване

медобладнання для кардіохірургії/перфузії, купують великі лікарні або кардіоцентри, причому ціни на ці системи часто не публікуються відкрито. Ціни на найновіші моделі (VMU 40) є значно вищими і становлять 29 650 грн і вище.

Враховуючи реалії нашого життя, за середню ціну системи, які можуть придбати наші клініки, можна прийняти ціну в 15 тисяч грн. А оскільки розроблювана нами система контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу має значно кращі функціональні можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 25 тисяч грн, тобто на 10 тисяч грн дорожче.

Тоді можливе збільшення чистого прибутку $\Delta\Pi_i$, що його може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки при її виведенні на ринок, становитиме:

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{v}{100}\right), \quad (5.10)$$

де ΔC_o – збільшення ціни реалізації розробки $\Delta C_o = 25 - 15 = + 10$ тисяч грн;

N – обсяг діяльності у році до впровадження розробки; $N = 75$ шт.;

ΔN – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 10 шт., у 2027 році + 20 шт., у 2028 році + 30 шт.;

C_o – прогнозована можлива ціна реалізації нашої розробки після її виведення на ринок, $C_o = 25$ тисяч грн;

n – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки; для нашого випадку $n = 3$;

λ – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість; $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати $\rho = (0,2 \dots 0,5)$; візьмемо рівень $\rho = 0,5$;

v – ставка податку на прибуток. У 2025 році $v = 18\%$.

Тоді можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_1$ для потенційного інвестора протягом першого року від можливої комерціалізації нашої розробки (2026 р.) становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = [10 \cdot 75 + 25 \cdot 10] \cdot 0,8333 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 341,65 \approx 342 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_2$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом другого (2027 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_2 = [10 \cdot 75 + 25 \cdot 20] \cdot 0,8333 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 427,06 \approx 428 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_3$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом третього (2028 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_3 = [10 \cdot 75 + 25 \cdot 30] \cdot 0,8333 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 512,48 \approx 513 \text{ тис. грн.}$$

Приведена вартість зростання для потенційного інвестора всіх чистих прибутків від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$\text{ПП} = \sum_1^t \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (5.11)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої роботи, грн;

t – період часу, протягом якого виявляються результати впровадженої роботи, роки. Для нашого випадку $t = 3$ роки;

τ – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що $\tau = 0,10$ (10%);

t – період часу (в роках) від моменту початку розробки системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу до моменту отримання можливих чистих прибутків від її виведення потенційним інвестором на ринок і впровадження (в кожному із років).

Тоді прогнозована приведена вартість зростання всіх можливих чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, становитиме:

$$\text{ПП} = \frac{342}{(1+0,1)^2} + \frac{428}{(1+0,1)^3} + \frac{513}{(1+0,1)^4} \approx 282 + 322 + 351 = 955 \text{ тисяч грн.}$$

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації): $PV = K \times V_{\text{заг}} = (1,0 \dots 5,0) \times V_{\text{заг}}$,

де $V_{\text{заг}} = 134$ тисяч грн (див. підрозділ 5.1).

Для нашого випадку прийmemo, що:

$$PV = (1,0 \dots 5,0) \times 134 = 1,5 \times 134 = 201 \text{ тисяча грн.}$$

Абсолютний економічний ефект для інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки за три роки (2026, 2027, 2028) складе:

$$E_{\text{абс}} = \text{ПП} - PV = 955 - 201 = 754 \text{ тисяч грн.}$$

Далі розрахуємо внутрішню дохідність E_B вкладених інвестицій (коштів):

$$E_B = T_{\text{ж}} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} - 1, \quad (5.12)$$

де $E_{\text{абс}}$ – абсолютний ефект вкладених інвестицій; $E_{\text{абс}} = 754$ тисяч грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій $PV = 201$ тисяч грн;

$T_{\text{ж}}$ – життєвий цикл розробки, роки.

$T_{\text{ж}} = 4$ роки (2025-й, 2026-й, 2027-й, 2028-й роки).

Для нашого випадку отримаємо:

$$E_B = \sqrt[4]{1 + \frac{754}{201}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 3,7512} - 1 = \sqrt[4]{4,7512} - 1 = 1,475 - 1 = 0,475 \approx 47,5\%.$$

Мінімальна дохідність вкладених інвестицій $\tau_{\text{мін}}$, нижче за яку потенційному інвестору не вигідно буде займатися виведенням нашої розробки на ринок і її комерціалізацією, визначається за формулою:

$$\tau_{\text{мін}} = d + f, \quad (5.13)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні $d = (0,10 \dots 0,18)$. Приймемо, що $\tau = 14\%$.

f – показник, що характеризує ризикованість вкладень; $f = (0,05 \dots 0,30)$.

Прийmemo, що $f = 30\%$, тобто $f = 0,3$.

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{\text{мін}} = 0,14 + 0,30 = 0,44 \text{ або } \tau_{\text{мін}} = 44\%.$$

Оскільки величина $E_b = 47,5\% > \tau_{\min} = 44\%$, то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок розробленої нами системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу для її подальшої комерціалізації.

Термін окупності коштів, вкладених інвестором у можливу комерціалізацію розробленої нами системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу, становитиме:

$$T_{\text{ок}} = \frac{1}{E_b} = \frac{1}{0,475} \approx 2,105 \text{ років} < 3 \text{ років,}$$

(5.14)

що також свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації розробленої нами системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу.

Висновок до розділу 5

Таким чином, основні техніко-економічні показники розробленої нами системи контролю вмісту крові в апаратах штучного кровообігу, визначені у технічному завданні, повністю виконані.

Таблиця 5.5 – Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю:

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 150 тисяч грн	≈ 134 тисяча грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 700 тисяч грн (за три роки)	754 тисячі грн (при 10% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня дохідність інвестицій (коштів), %	не менше 40,0%	47,5%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	2,105 роки	Виконано

ВИСНОВОК

У магістерській кваліфікаційній роботі було проведено комплексне дослідження принципів функціонування апаратів штучного кровообігу (АШК), існуючих методів контролю рівня крові у венозному резервуарі та сучасних підходів до автоматизації процесів екстракорпорального кровообігу. На основі аналізу наукових джерел та технічної документації встановлено, що контроль динаміки рівня крові є критично важливим фактором безпеки пацієнта, оскільки зниження рівня нижче допустимих меж може призвести до потрапляння повітря в артеріальний контур та розвитку повітряної емболії.

У роботі обґрунтовано ключові вимоги до сучасних систем моніторингу рівня крові та виявлено недоліки існуючих технологій, серед яких — залежність від одного сенсорного каналу, недостатня швидкість реагування та відсутність резервного дублювання. Це підтвердило актуальність розробки нової лабораторної моделі, здатної адаптивно регулювати продуктивність артеріальної помпи залежно від показань сенсорів.

В рамках дослідження сформовано медико-технічне завдання, визначено вимоги до точності, швидкості зворотного зв'язку, енергоспоживання та алгоритмів безпеки. Для реалізації поставлених цілей обрано апаратну платформу на основі Arduino Nano RP2040 Connect та лазерні датчики Waveshare, що забезпечують високу точність виявлення рідинної поверхні. Проаналізовано доступність комплектуючих на українському ринку, що дозволило оптимізувати конструкцію системи та забезпечити її реалістичність для лабораторного використання.

У середовищі LabVIEW створено програмну модель АШК із реалізацією замкненого зворотного зв'язку між датчиками рівня та артеріальною помпою. Алгоритми реагування успішно протестовано у різних сценаріях — різкому зниженні рівня крові, відмові одного з датчиків, поступовому відновленні рівня. Отримані результати підтвердили можливість стабільного регулювання швидкості помпи та своєчасної її зупинки у критичній ситуації.

Розроблено конструкторську документацію для виготовлення лабораторної моделі системи, включно з електричними схемами, розташуванням датчиків, 3D-моделлю корпусу для їх фіксації та детальною інструкцією підключення та експлуатації. Лабораторна модель повністю відтворює логіку роботи прототипу автоматизованої системи контролю рівня крові та дозволяє проводити навчання, моделювання та оптимізацію алгоритмів без ризику для пацієнтів.

Проведене дослідження демонструє, що застосування лазерних сенсорів у поєднанні з адаптивними алгоритмами керування помпою здатне значно підвищити рівень безпеки апаратів штучного кровообігу. Розроблена система є перспективною для подальшого вдосконалення шляхом інтеграції мультисенсорних технологій, використання алгоритмів прогнозування, впровадження додаткових модулів самодіагностики та серійної адаптації для сучасних АШК.

Узагальнюючи результати роботи, можна зробити висновок, що поставлені задачі були успішно виконані: проведено теоретичне дослідження, розроблено лабораторну модель системи контролю рівня крові, реалізовано алгоритми її роботи та виконано їх тестування. Отримані результати підтвердили ефективність запропонованого підходу та створили основу для подальшої модернізації автоматизованих систем екстракорпорального кровообігу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Agarwal P. Basic Principles of Medical Sensors / P. Agarwal. – Cambridge: Cambridge Press, 2022. – 180 p.
2. Adi, Puput Dani Prasetyo, Kitagawa Akio. A Study of LoRa Performance in Monitoring of Patient's SPO2 and Heart Rate based IoT / Puput Dani Prasetyo Adi, Akio Kitagawa // International Journal of Advanced Computer Science and Applications (IJACSA). – 2020. – Vol. 11(2). – P. 238-251. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://eprints.unmer.ac.id/972/1/6.Karya%20tulis%206--A_Study_of_LoRa_Performance_in_Monitoring_of_Patients_SPO2.pdf.
3. Андрушко Л. М., Гроднев И. И., Панфилов И. П. Волоконно-оптические линии связи : [учебное пособие для электротех. институтов связи спец. 0708] / Л. М. Андрушко, И. И. Гроднев, И. П. Панфилов. – Москва : Радио и связь, 1984. – 136 с.
4. Бондаренко І. В. Інноваційні медичні технології: від розробки до впровадження / І. В. Бондаренко. – Київ : Медицина XXI, 2023. – 80 с.
5. Cardiopulmonary Bypass, 3rd Edition / Florian Falter, Albert C. Perrino. – 2021.
6. Contardi Uriel Abe, et al. Max30102 photometric biosensor coupled to esp32-webserver capabilities for continuous point of care oxygen saturation and heart rate monitoring / Uriel Abe Contardi, et al. // Engineering Proceedings. – 2021. – Vol. 16(1). – P. 9. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.mdpi.com/2673-4591/16/1/9>.
7. Ejeian Fatemeh, et al. Design and applications of MEMS flow sensors: A review / Fatemeh Ejeian, et al. // Sensors and Actuators A: Physical. – 2019. – Vol. 295. – P. 483-502. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://research.rug.nl/files/93750734/1_s2.0_S0924424719302559_main_1_.pdf.
8. Fiorini Laura, et al. Characterization of a PPG wearable sensor to be embedded into an innovative ring-shaped device for healthcare monitoring / Laura Fiorini, et al. // Ambient Assisted Living: Italian Forum 2019. – Springer International Publishing,

2021. – Р. 18. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://flore.unifi.it/bitstream/2158/1255013/1/2021%20-%20Characterization%20of%20a%20PPG%20wearable%20sensor.pdf>.

9. Суп М., Максименко В.Б., Богомолів М.Ф. Автоматизована система моніторингу температури, насичення і збалансованого потоку крові у венозному резервуарі апарату штучного кровообігу // Біомедична інженерія і технологія: Журнал № 15, м. Київ, 2024. КПІ ім. Ігоря Сікорського.

10. Benjamin EJ, Muntner P., Alonso A., Bittencourt MS, Callaway CW, Carson AP, Virani SS Heart Disease and Stroke Statistics-2022 Update: A Report from the American Heart Association // Journal of the American College кардіології . 2022. Вип. 79, №15. С. e532-e545. DOI: 10.1016/j.jacc.2022.03.466.

11. Ринок кардіохірургії – США // iData Research. – Режим доступу: [[https://idataresearch.com/product/cardiac-сург-ма-сполучені-станови/.](https://idataresearch.com/product/cardiac-сург-ма-сполучені-станови/)]

12. Методи та засоби діагностики. Основи лазерних лабораторних методів біомедичних досліджень [Електронний ресурс] : навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра за освітньою програмою «Медична інженерія» спеціальності 163 «Біомедична інженерія» / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: В. В. Шликов, В. Б. Максименко, М. Ф. Богомолів. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 150 с. – Режим доступу: <https://www.kpi.ua/laser-methods>.

13. Muhd Shaqil Aqim bin Ariffin, Ku Lee Chin. Development of patient monitor using wireless and touchscreen technology / Muhd Shaqil Aqim bin Ariffin, Ku Lee Chin. – 2022. – 14 р. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://repository.psa.edu.my/xmlui/bitstream/handle/123456789/3919/NCTS%202022%2027.Shaqil.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

14. Національний дослідницький ядерний університет (МІФІ). Основи LabVIEW [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://studfile.net/preview/4422082/>.

15. Національні інструменти. Довідка LabVIEW 2022 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361R-01/>.

16. Перебийніс С. М. Оптоелектронні системи для медичних досліджень / С. М. Перебийніс. – Полтава : Наукова думка, 2023. – 110 с.
17. Поляновський А. О. Розробка системи безконтактного вимірювання температури / А. О. Поляновський. – Запоріжжя : НУ "Запорізька політехніка", 2023. – 66 с.
18. Савченко А. В. Біологічна фізика і медичні технології : Підручник для студентів / А. В. Савченко. – Київ : Медицина, 2022. – 290 с.
19. Шевченко І. В. Ультразвукові детектори для медичних програм : Інновації та технології / І. В. Шевченко. – Київ : Наукова думка, 2021. – 60 с.
20. Fiorini L., Miranda P., Angelini F. Characterization of a PPG wearable sensor to be embedded into an innovative ring-shaped device for healthcare monitoring / L. Fiorini, P. Miranda, F. Angelini. // Ambient Assisted Living: Italian Forum. – 2019. – 18 с. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://flore.unifi.it/bitstream/2158/1255013/1/2021%20-%20Characterization%20of%20a%20PPG%20wearable%20sensor.pdf>.
21. Falter F., Perrino A. C. Cardiopulmonary Bypass / F. Falter, A. C. Perrino. – 3rd Edition. – 2021.
22. Шликов В. В., Максименко В. Б., Богомолів М. Ф. Основи лазерних лабораторних методів біомедичних досліджень / В. В. Шликов, В. Б. Максименко, М. Ф. Богомолів. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 150 с.
23. Зінченко О.М., Довгий С.А. Волоконно-оптичні системи зв'язку : Теорія та практичне застосування / О. М. Зінченко, С. А. Довгий. – Київ : Наукова думка, 2022. – 300 с.
24. Waveshare. Laser Sensor. URL: https://www.waveshare.com/wiki/Laser_Sensor (дата звернення: 04.12.2024).
25. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. / Укладачі В.О. Козловський, О.Й. Лесько, В.В.Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

Додаток А

Ілюстративна частина

Система контролю вмісту крові в апараті штучного кровообігу

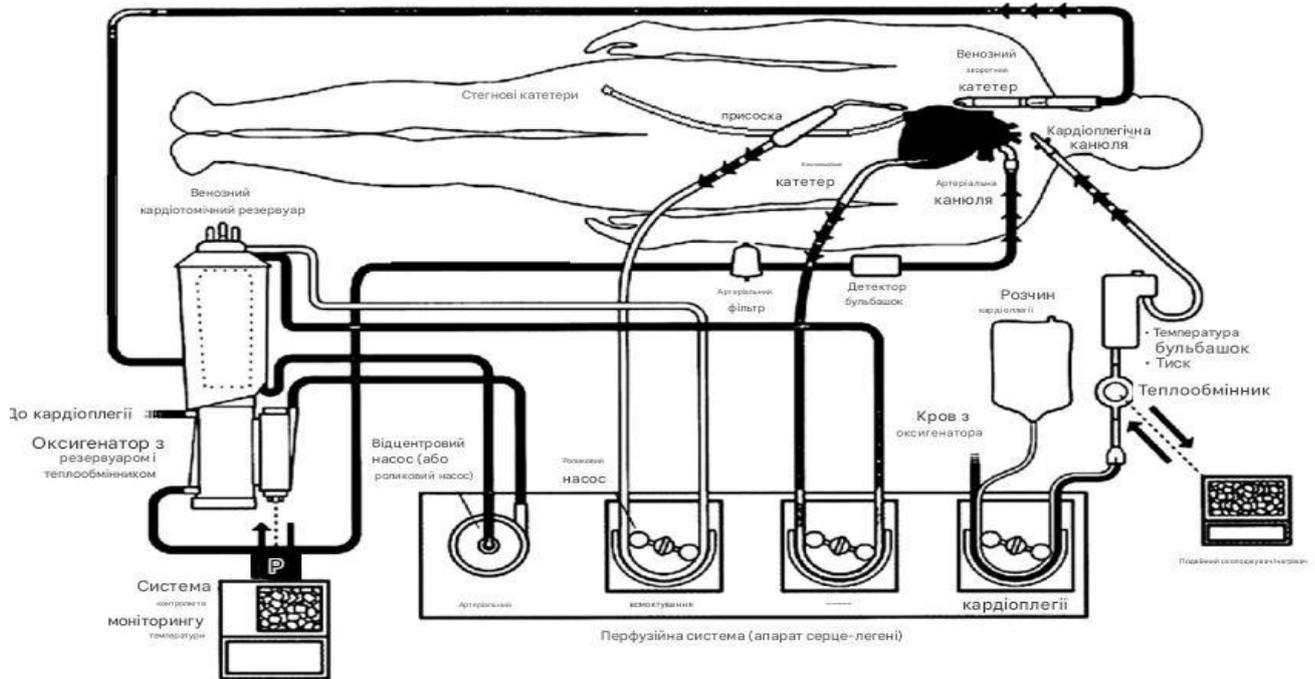


Рисунок А.1 - Функціональна схема АШК з контуром відкритого типу [2]

Зчитування даних → Визначення рівня крові

- Дані наявності рідини в полі зору датчиків

Визначення рівня крові → Встановлення критичних значень

- Рівень крові

Встановлення критичних значень → Регулювання швидкості насосу

- Порогові значення та поточні показники

Регулювання швидкості насосу → Обробка винятків

- Дані про роботу насосу

Обробка винятків → Відображення інформації

- Стан системи

Відображення інформації → Світлова та звукова сигналізація

- Критичні сповіщення

Рисунок А.2 - Схема керуючих сигналів у системі контролю рівня крові.



Рисунок А.3 - Функціональна схема реагування системи на зміни рівня крові.

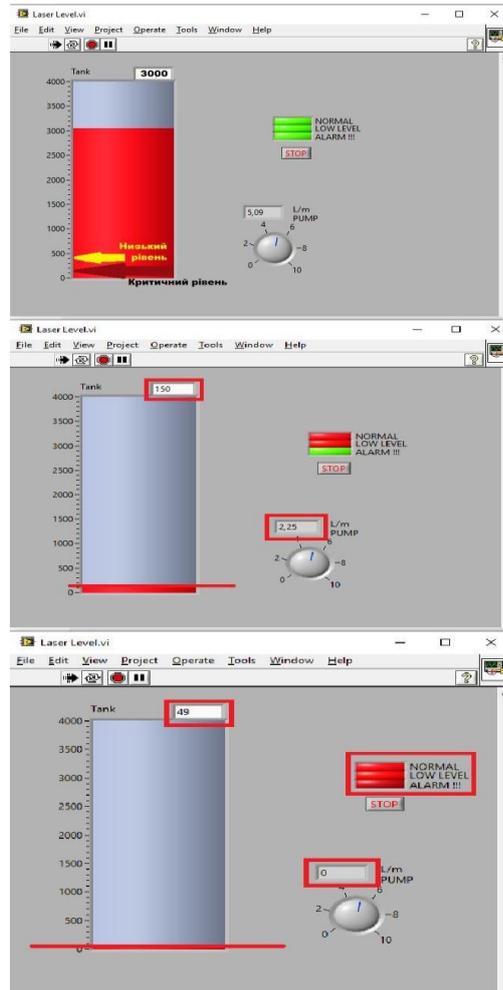


Рисунок А.4 - Віртуальне тестування алгоритмів реагування у LabVIEW.

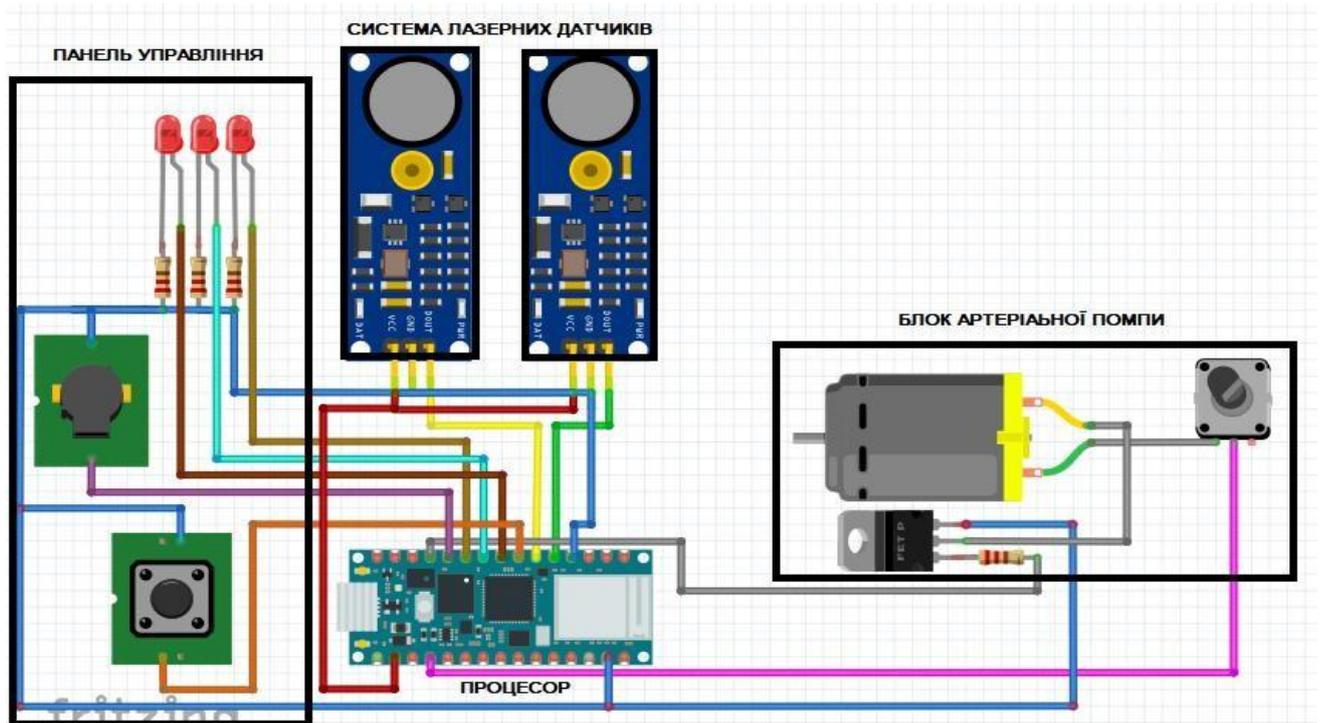


Рисунок А.5 - Схема підключення блоків системи контролю в середовищі Fritzing

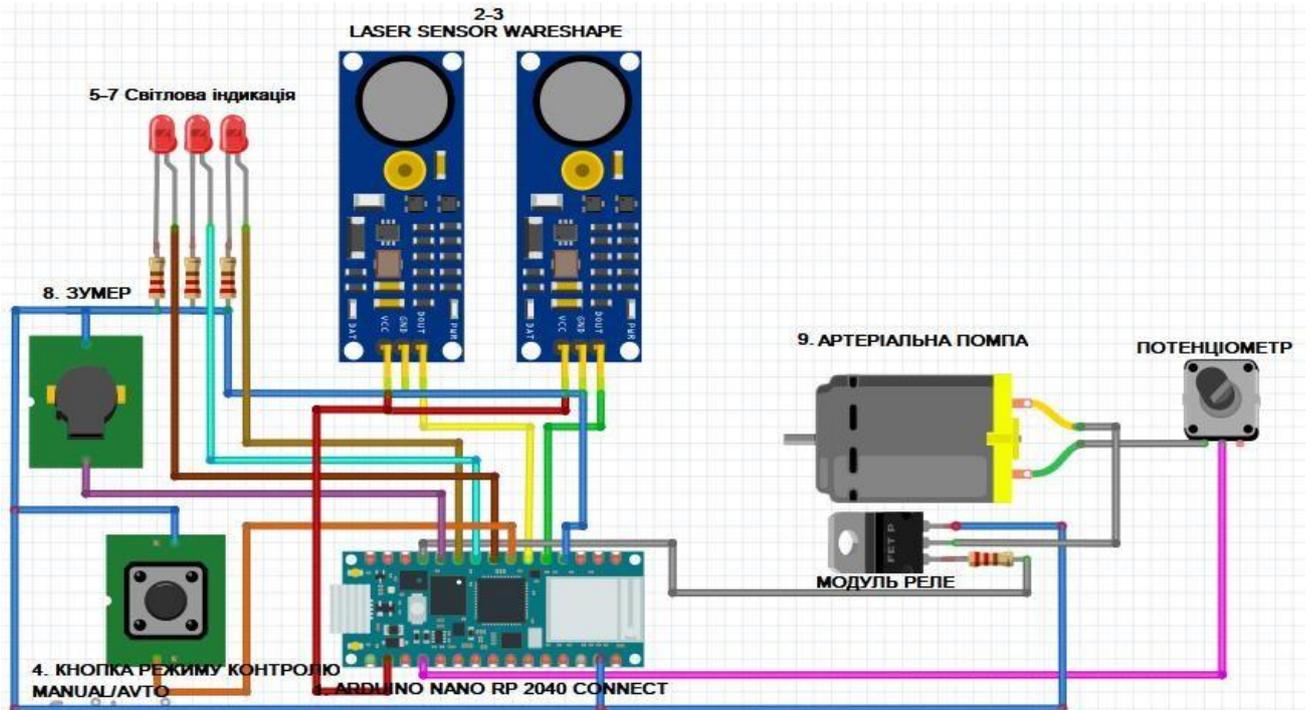


Рисунок А.6 - Схема підключення компонентів лабораторної моделі системи контролю в середовищі Fritzing



Рисунок А.7 - Модель корпусу лазерних датчиків рівня

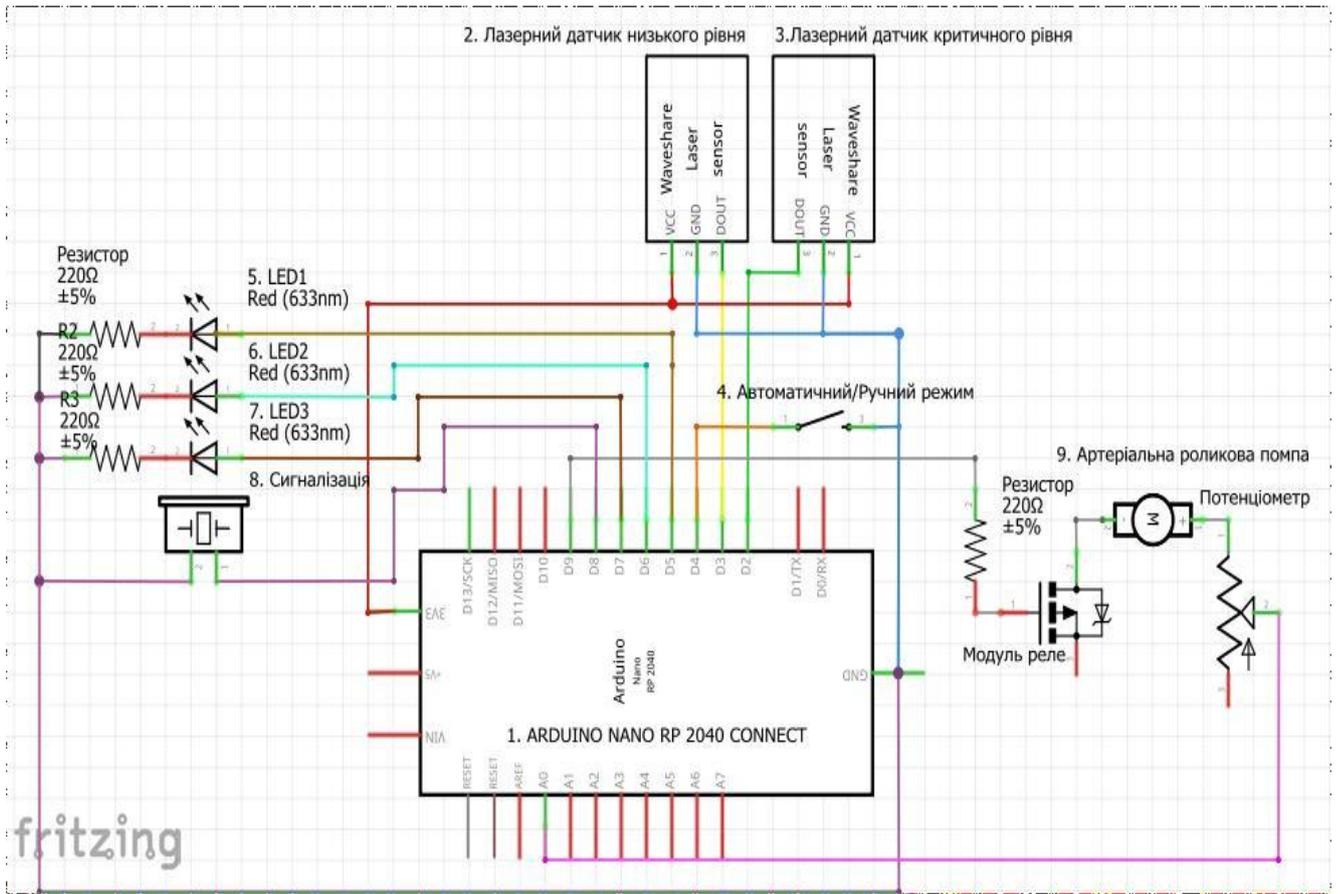


Рисунок А.8 - Електрична схема системи

Додаток Б
Протокол перевірки роботи

Додаток В

Код програми

```

// Визначення пінів для компонентів
const int laserLowPin = 2;           // Лазерний датчик низького рівня const
int laserCriticalPin = 3; // Лазерний датчик критичного рівня const int
modeSwitchPin = 4;                   // Кнопка перемикання режиму const int
ledLowPin = 5; // Світлодіод низького рівня
const int ledCriticalPin = 6;        // Світлодіод критичного рівня const int
ledRecoveryPin = 7;                 // Світлодіод відновленого рівня const int
buzzerPin = 8; // Зумер для звукової сигналізації
const int motorPin = 9;              // Пін для керування мотором (через MOSFET)
const int potPin = A0; // Пін для потенціометра (налаштування швидкості)

// Змінні для контролю рівнів bool lowLevelDetected = false; bool
criticalLevelDetected = false; int potValue = 0;
int motorSpeed = 0;
int motorSpeedBackup = 0;           // Для збереження швидкості на момент
відновлення рівня bool manualMode = false; // Режим: автоматичний або
ручний
unsigned long previousMillis = 0; // Змінна для затримки миготіння const long
interval = 500; // Інтервал для миготіння (мс)

void setup() {
// Ініціалізація пінів pinMode(laserLowPin, INPUT); pinMode(laserCriticalPin,
INPUT);
pinMode(modeSwitchPin, INPUT_PULLUP); pinMode(ledLowPin, OUTPUT);
pinMode(ledCriticalPin, OUTPUT); pinMode(ledRecoveryPin, OUTPUT);
pinMode(buzzerPin, OUTPUT); pinMode(motorPin, OUTPUT);

// Ініціалізація серійного порту для дебагу Serial.begin(9600);

```

```

}

void loop() {
  // Читання значень з лазерних датчиків lowLevelDetected =
digitalRead(laserLowPin); criticalLevelDetected = digitalRead(laserCriticalPin);

  // Перевірка режиму перемикання
  if (digitalRead(modeSwitchPin) == LOW) { manualMode = !manualMode;
  delay(300); // Антидребезг кнопки
  }

  // Читання значення потенціометра для налаштування швидкості мотора if
(manualMode) {
    potValue = analogRead(potPin);
    motorSpeed = map(potValue, 0, 1023, 0, 255); // Швидкість мотора від 0 до
255
  }

  // Управління рівнями крові та індикація
  if (lowLevelDetected && !criticalLevelDetected) {
    // Якщо рівень крові низький digitalWrite(ledLowPin, HIGH);
digitalWrite(ledCriticalPin, LOW); digitalWrite(ledRecoveryPin, HIGH);

    // Зниження швидкості насосу на 50% або зупинка при критичному рівні if
(!manualMode) {
      motorSpeedBackup = motorSpeed; // Збереження поточної швидкості насосу
motorSpeed = motorSpeed / 2; // Зменшення швидкості
    }
  } else if (criticalLevelDetected) {
    // Якщо рівень критичний

```

```

    digitalWrite(ledLowPin, LOW); digitalWrite(ledRecoveryPin, LOW); unsigned
long currentMillis = millis();
    if (currentMillis - previousMillis >= interval) { previousMillis = currentMillis;
    int ledState = digitalRead(ledCriticalPin); digitalWrite(ledCriticalPin, !ledState);
// Миготіння
    }
    digitalWrite(buzzerPin, HIGH); // Звук при критичному рівні

    motorSpeed = 0; // Зупинка мотора при критичному рівні крові
    } else {
    // Якщо рівень крові нормальний digitalWrite(ledLowPin, HIGH);
digitalWrite(ledCriticalPin, HIGH); digitalWrite(ledRecoveryPin, HIGH);
    digitalWrite(buzzerPin, LOW); // Тиша, якщо рівень нормальний

    // Відновлення швидкості насосу після низького рівня if (!manualMode &&
motorSpeed == 0) {
    motorSpeed = motorSpeedBackup; // Відновлення попередньої швидкості
    }
    }
    // Керування мотором через MOSFET (PWM) analogWrite(motorPin,
motorSpeed);

    // Для дебагу: виведення поточних значень на серійний порт
Serial.print("Low Level Detected: "); Serial.print(lowLevelDetected);
    Serial.print(", Critical Level Detected: "); Serial.println(criticalLevelDetected);
Serial.print("Motor Speed: "); Serial.println(motorSpeed);
    delay(100); // Затримка для стабільності роботи

```

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Ціля роботи: Система контролю вмісту крові в апараті штучного кровообігу

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КПІ) 13,82 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

- Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

Коваль Д. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП

(прізвище, ініціал, посада)



(підпис)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціал, посада)



(підпис)

Особа, відповідальна за перевірку



(підпис)

Штофель Д. Х.
(прізвище, ініціал)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник



(підпис)

Коваль Д. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціал, посада)

Здобувач



(підпис)

Сернецький В. О.

(прізвище, ініціал)