

Міністерство освіти і науки України
Луцький національний технічний університет
Факультет робототехніки та штучного інтелекту
Кафедра автоматизації та безпілотних систем

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
ЗА СТУПЕНЕМ ВИЩОЇ ОСВІТИ «БАКАЛАВР»

МІКСЕР ДЛЯ ЗАБОРУ КРОВІ «ВАХТЕР СОМВІМІХ-ХЗ»
BLOOD COLLECTION MIXER «ВАХТЕР СОМВІМІХ-ХЗ»

спеціальність 153 Мікро- та наносистемна техніка
(шифр і назва спеціальності)

освітня програма «Мікро- та наносистемна техніка»
(назва освітньої програми)

Виконав: здобувач вищої освіти
групи МНТ-41
ІВАСИШИН Вадим Русланович

(підпис)

Керівник:
к.т.н., доцент
ЛАПЧЕНКО Юрій Сергійович

(підпис)

Кваліфікаційну роботу
допущено до захисту
«__» _____ 2026 р.
К.т.н., доцент
Гарант освітньої програми:
ПТАШЕНЧУК Віталій Віталійович

(підпис)

Луцьк – 2026 року

ЛУЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет: комп'ютерних та інформаційних технологій

Кафедра: автоматизації та комп'ютерно-інтегрованих технологій

Ступінь вищої освіти: бакалавр

Галузь знань: 15 Автоматизація та приладобудування

Спеціальність: 153 Мікро- та наносистемна техніка

Освітня програма: «Мікро- та наносистемна техніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри АКІТ

д.т.н., професор Повстяной О. Ю.

«__» _____ 2026 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ ЗДОБУВАЧУ ВИЩОЇ ОСВІТИ

Івасишину Вадиму Руслановичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема кваліфікаційної роботи *Міксер для забору крові «Baxter Combimix-X3»*

Керівник роботи: *к.т.н., доцент Лапченко Юрій Сергійович*

затвержені наказом закладу вищої освіти від «31» грудня 2025 р. № 307/01-04

2. Строк подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи «25» травня 2026 р.

3. Вихідні дані до роботи: *максимальна маса дози крові, г: 1000; мінімальна маса дози крові, г: 10; дискретність задавання маси крові, г: 10; частота коливань лотка під час перемішування, коливань/хв: не більше 20; середнє напрацювання на відмову, год: не менше 5000; амплітуда переміщення лотка під час перемішування, мм: не більше 125; електричне живлення пристрою, В: 220±22; споживана потужність, ВА: не більше 40; допустимі відхилення дози крові від заданої величини: в діапазоні від 10 до 50 г, %: не більше 10; в діапазоні від 51 до 200 г, %: не більше 5; в діапазоні від 201 до 1000 г, %: не більше 2; габарити (ш×в×г), мм: 285×165×240; маса виробу, кг: не більше 4.*

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, що потрібно розробити):

Анотація. Вступ. 1. Загальнотехнічна частина. 2. Розрахунково-конструкторська частина.

3. Спеціальна частина. Висновки. Список використаних джерел.

5. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу:

Міксер донорської крові (СК – ф. А1; С2 – ф. А1; С1 – А2). Холодильник (СК – ф. А2). Вузол вимірювання ваги (СК – ф. А3). Рухома платформа (СК – ф. А3). Приводний механізм (СК – ф. А3). Плата пульта керування (СК – ф. А3). Робочі креслення деталей (1 лист ф. А1).

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Розділ 1 Загальнотехнічна частина</i>	<i>Лапченко Ю. С.</i>		
<i>Розділ 2 Розрахунково-конструкторська частина</i>	<i>Лапченко Ю. С.</i>		
<i>Розділ 3 Спеціальна частина</i>	<i>Лапченко Ю. С.</i>		
<i>Висновки</i>	<i>Лапченко Ю. С.</i>		
<i>Нормоконтроль</i>	<i>Лапченко Ю. С.</i>		
<i>Гарант ОП</i>	<i>Пташенчук В. В.</i>		
<i>Показник запозичень тексту</i>	5,2% / 2,38%		
<i>Академічна доброчесність</i>	<i>Лапченко Ю. С.</i>		

7. Дата видачі завдання «08» січня 2026 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи бакалавра	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1.	<i>Обґрунтування теми</i>	До 20.01.2026 р.	
2.	<i>Огляд літератури із досліджуваної проблеми</i>	До 25.01.2026 р.	
3.	<i>Розділ 1 Загальнотехнічна частина</i>	До 01.02.2026 р.	
4.	<i>Розділ 2 Розрахунково-конструкторська частина</i>	До 15.02.2026 р.	
5.	<i>Розділ 3 Спеціальна частина</i>	До 25.02.2026 р.	
6.	<i>Висновки</i>	До 10.03.2026 р.	
7.	<i>Формування списку використаних джерел</i>	До 20.03.2026 р.	
8.	<i>Складальне креслення міксера донорської крові</i>	До 01.04.2026 р.	
9.	<i>Креслення функціональної схеми</i>	До 10.04.2026 р.	
10.	<i>Креслення структурної схеми</i>	До 20.04.2026 р.	
11.	<i>Складальне креслення основних вузлів</i>	До 01.05.2026 р.	
12.	<i>Робочі креслення деталей</i>	До 05.05.2026 р.	
13.	<i>Формування додатків (специфікації)</i>	До 10.05.2026 р.	
14.	<i>Нормоконтроль</i>	До 15.05.2026 р.	
15.	<i>Інструментальна перевірка на академічний плагіат</i>	До 20.05.2026 р.	
16.	<i>Представлення кваліфікаційної роботи бакалавра до захисту</i>	До 25.05.2026 р.	

Здобувач вищої освіти

_____ (Івасишин В. Р.)
 (підпис) (прізвище, ініціали)

Керівник кваліфікаційної роботи

_____ (Лапченко Ю. С.)
 (підпис) (прізвище, ініціали)

АНОТАЦІЯ

Івасишин В. Р. Міксер для забору крові «Вахтер Combimix-Х3».
Рукопис.

Кваліфікаційна робота бакалавра ОП «Мікро- та наносистемна техніка». Луцький національний технічний університет. Луцьк, 2026.

Кваліфікаційна робота бакалавра складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаних джерел, додатків та кресленників.

Кваліфікаційна робота присвячена аналітичному огляду та модернізації міксера для забору крові «Вахтер Combimix-Х3». У ході дослідження проаналізовано технічні характеристики пристрою, його службове призначення, наявні аналоги та фізико-технічні основи процесу змішування донорської крові.

На основі проведеного аналізу обґрунтовано конструктивні рішення щодо вдосконалення апарату, виконано розрахунок і вибір котушки електромагнітного клапана та розроблено функціональну схему оновленої системи. Детально описано взаємодію конструктивних вузлів міксера та його модернізований алгоритм роботи.

Практична цінність роботи полягає у визначенні специфіки експлуатації, налагодження та усунення можливих відмов пристрою. Окрім цього, сформульовано методику й послідовність операцій перевірки вузла вимірювання ваги, що безпосередньо впливає на точність та надійність функціонування медичного обладнання.

Ключові слова: донор, кров, донатія, міксер крові, гемоконтейнер, ексфузія, трансфузія, перевірка.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ			
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата				
Розроб.	Івасишин				Міксер для забору крові Вахтер Combimix-Х3»	Лім	Аркуш	Аркушів
Перевір.	Лалченко					y	4	60
Т. Контр.	Лалченко					ЛНТУ, каф. АБС		
Н. Контр.	Лалченко					гр. МНТ-41		
Затв.	Гуменюк							

ANNOTATION

Ivasyshyn V. Blood Collection Mixer «Baxter Combimix-X3». Manuscript. Bachelor's qualification work EP «Micro- and Nanosystem Engineering». Lutsk National Technical University. Lutsk, 2026.

The bachelor's qualification work consists of an introduction, three chapters, conclusions, a list of references, appendices and drawings.

The thesis is dedicated to the analytical review and modernization of the «Baxter Combimix-X3» blood collection mixer. In the course of the research, the technical characteristics of the device, its functional purpose, existing analogues, and the physical and technical fundamentals of the donor blood mixing process were analyzed.

Based on the conducted analysis, design solutions for the improvement of the apparatus are substantiated, the calculation and selection of the electromagnetic valve coil are performed, and a functional diagram of the updated system is developed. The interaction of the mixer's structural units and its modernized operating algorithm are described in detail.

The practical value of the work lies in defining the specifics of operation, calibration, and troubleshooting of potential device failures. Furthermore, the methodology and sequence of verification operations for the weight measurement unit have been formulated, which directly affects the accuracy and reliability of the medical equipment's performance.

Keywords: donor, blood, donation, blood mixer, blood bag, exfusion, transfusion, verification.

					BP 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

ЗМІСТ

	Стор.
ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1 ЗАГАЛЬНОТЕХНІЧНА ЧАСТИНА	
1.1 Технічна характеристика та службове призначення пристрою	8
1.2 Аналіз існуючих аналогів, критичний огляд першоджерел	10
1.3 Функціональні особливості та фізичні перетворення, які покладено в основу роботи міксера донорської крові	18
РОЗДІЛ 2 РОЗРАХУНКОВО-КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА	
2.1 Будова міксера донорської крові, призначення його частин та їх взаємодія	24
2.2 Розроблення функціональної схеми пристрою	26
2.3 Принцип роботи пристрою для перемішування крові донора з консервантом після вдосконалення	28
2.4 Розрахунок та вибір котушки електромагнітного клапана	32
2.5 Експлуатація та технічне обслуговування пристрою для перемішування крові донора з консервантом	36
2.6 Налагодження, особливості використання, виявлення та усунення можливих несправностей (відмов) пристрою	40
РОЗДІЛ 3 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА	
3.1 Повірка вузла вимірювання ваги	46
3.2 Операції повірки	47
3.3 Методика повірки вузла вимірювання ваги	47
ВИСНОВКИ	51
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	53

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

ВСТУП

Забезпечення високої якості донорських компонентів є критично важливим чинником ефективності та безпеки гемотрансфузійної терапії. Сучасні стандарти охорони здоров'я висувають ряд вимог до процесів ексфузії, які мають адаптуватися до різноманітних умов забору крові, гарантуючи при цьому максимальну швидкість, безпеку та комфорт як для донорів, так і для медичного персоналу. У зв'язку з цим виникає гостра потреба у використанні високотехнологічного, ергономічного та надійного обладнання, здатного стабільно функціонувати в будь-яких робочих умовах і мінімізувати ризики виробничих похибок.

Об'єкт дослідження – міксер донорської крові «Вахтер Combimix-ХЗ».

Предмет дослідження – процеси функціонування, особливості конструкції та метрологічні аспекти повірки міксера донорської крові.

Мета кваліфікаційної роботи – комплексне дослідження загально-технічних, конструктивних та експлуатаційних характеристик міксера «Вахтер Combimix-ХЗ» з метою його подальшої модернізації.

Для досягнення цієї мети виконують наступні завдання:

- провести аналіз технічних характеристик, функціональних особливостей та існуючих аналогів міксерів донорської крові;
- дослідити будову та фізичні перетворення, які покладено в основу роботи пристрою «Вахтер Combimix-ХЗ»;
- розробити функціональну схему та описати принципи взаємодії елементів міксера після його вдосконалення;
- визначити особливості експлуатації, налагодження, технічного обслуговування та усунення можливих відмов пристрою;
- обґрунтувати методику та послідовність операцій повірки вузла вимірювання ваги міксера донорської крові.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

РОЗДІЛ 1

ЗАГАЛЬНОТЕХНІЧНА ЧАСТИНА

1.1 Технічна характеристика та службове призначення пристрою

Пристрій для перемішування крові донора з консервантом (на далі – міксер (рис. 1.1)) призначений для використання у закладах служби крові з метою здійснення автоматичного контролю за донацією крові, масою дози крові, яка відбирається у донора, а також забезпечує стале погодження полімерних контейнерів для рівномірного змішування крові з консервантом під час донації та забезпечує автоматичне перетискання трубки за досягненням заданої маси (дози) крові.



Рисунок 1.1 – Міксер донорської крові «Baxter Combimix-X3»

Область застосування міксера – медицина (станції та відділи переливання крові, стаціонарні лікувальні заклади й НДІ).

Експлуатація пристрою для перемішування крові донора з консервантом є допустимою за наступних кліматичних умов:

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

- температура навколишнього середовища – від +10 до +35°C;
- відносна вологість повітря – (60±15)% за температури навколишнього середовища (20±5)°C;

- атмосферний тиск – від 84 до 106,7 кПа (від 630 до 800 мм. рт. ст.).

Основні технічні дані та характеристики:

- максимальна маса дози крові, г: 1000;
- мінімальна маса дози крові, г: 10;
- дискретність задавання маси крові, г: 10;
- частота коливань лотка під час перемішування, коливань/хв: не більше 20;
- середнє напрацювання на відмову, год: не менше 5000;
- амплітуда переміщення лотка під час перемішування, мм: не більше 125;
- електричне живлення пристрою, В: 220±22;
- споживана потужність, ВА: не більше 40;
- допустимі відхилення дози крові від заданої величини: в діапазоні від 10 до 50 г, %: не більше 10; в діапазоні від 51 до 200 г, %: не більше 5; в діапазоні від 201 до 1000 г, %: не більше 2;
- габарити (ш×в×г), мм: 285×165×240;
- маса виробу, кг: не більше 4.

Функціональні можливості міксера донорської крові:

- контроль швидкості крововіддачі під час перемішування відібраної крові з консервантом;
- програмоване задавання маси відібраної дози крові;
- автоматичне перетискання магістралі полімерного контейнера після завершення процедури взяття крові або під час перериванні режиму з панелі керування;
- зважування заготовлених компонентів крові;

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

– світлова та звукова індикація після завершення процедури взяття крові, а також про відхилення заданого режиму у випадках аварійних ситуацій;

– перегляд причин аварій та калібрування з панелі керування.

1.2 Аналіз існуючих аналогів, критичний огляд першоджерел

Цілісна консервована донорська кров – це венозна кров, яку заготовлено від здорових донорів крові шляхом її відбору у контейнер з розчином консерванту.

У відповідності до класифікатора ОК ККЧіК «Цілісна консервована донорська кров» («суцільна кров», «донорська кров», «кров консервована донорська») являє собою неоднорідну полідисперсну рідину із завислими форменими елементами [10]. Одна одиниця консервованої крові, як правило, містить 63 мл консерванту та близько 450 мл донорської крові (загальний обсяг 510 мл).

В'язкість крові обумовлена наявністю в ній білків та червоних кров'яних тілець – еритроцитів. За умови, коли в'язкість води прийняти за 1, то в'язкість плазми буде знаходитись у межах від 1,7 до 2,2, а в'язкість цільної крові приблизно 5,1. Слід зазначити, що відносна густина крові (залежить, в основному, від кількості еритроцитів, вмісту у них гемоглобіну та білкового складу плазми крові) у чоловіків знаходиться в межах 1,056-1,064, а у жінок – 1,051-1,060. Гематокрит цільної консервованої крові повинен становити 36-44%.

Особи, які побажали здати кров (донори) обов'язково реєструються, піддаються медичному та лабораторному обстеженню строго відповідно до вимог інструкцій [11]. Заготовлена кров та її компоненти етикетуються, документуються і піддаються контролю якості.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

Для забору крові та переробки її на компоненти використовуються виключно одноразові стерильні системи, що дозволяє повністю виключити зараження донора гепатитом, СНІДом, сифілісом або іншими гемотрансмісивними інфекціями.

Забір крові проводиться в спеціальну закриту стерильну систему, яка складається з пластикових контейнерів, що містять спеціальні розчини для консервації крові, з'єднаних між собою пластиковими трубками [8]. Якщо з яких-небудь причин під час забору крові або за її переробки система була розгерметизовано, то цільна кров і будь-який її компонент можуть зберігатися за температури +4°C не більше 24 год до клінічного застосування (за таких умов продукту гарантують відповідну його якість з урахуванням ймовірного ризику бактеріального забруднення зібраної донорської крові).

У реальному масштабі часу консервована кров протягом 24 год з моменту її забору є практично недоступною. Цей період часу необхідний для відповідної сертифікації та маркування, яка включає у себе комплекс лабораторних методів досліджень, які спрямовано на забезпечення максимальної трансфузіологічної безпеки пацієнта від гемотрансмісивних інфекцій та ізоімунологічних ускладнень.

Швидкість трансфузії консервованої крові визначається клінічними умовами. За відсутності гострої масивної крововтрати трансфузія 450-500 мл крові повинна бути здійснена в межах 4 год (у дорослих хворих один обсяг (450-500 мл) цільної крові збільшує гемоглобін приблизно до 10 г/л або гематокрит приблизно на 3-4%).

Важливо пам'ятати, що жоден з відомих гемоконсервантів не дозволяє повноцінно зберігати усі властивості крові:

– залежно від використовуваного консерванту киснево-транспортна функція еритроцитів консервованої крові зберігається протягом 5-20 діб;

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

– після переливання консервованої крові тривалих термінів зберігання (10 і більше діб) така функція еритроцитів, як «in vivo» відновлюється на протязі 16-18 год;

– у консервованій крові до останнього дня зберігання залишаються життєздатними 70-80% еритроцитів.

– активність факторів згортання зменшується у міру збільшення термінів зберігання (через 6-7 год. зберігання активність факторів V і VII практично зводиться до нуля).

Враховуючи вищевикладене цільну консервовану кров необхідно переробити на компоненти протягом 6 год. з моменту її забору.

У процесі стабілізації та зберігання донорської крові накопичується вивільнений під час руйнування клітин вільний гемоглобін і калій; зростає рівень аміаку та молочної кислоти; знижується «рН-крові»; еритроцити змінюють свою форму, частково втрачають свій електрокінетичний потенціал, який сприяє утворенню мікроагрегатів.

В результаті сукупних змін приблизно 25% клітинних елементів консервованої крові після переливання депонуються і секвестуються у мікроциркуляторному руслі, що робить її використання під час гострої крововтрати та анемії недоцільним.

Таким чином, наявність продуктів розпаду лейкоцитів і тромбоцитів, мікро- і макроагрегатів у консервованій донорській крові в процесі зберігання та особливості її заміної дії роблять переливання цільної крові недоцільним, а переробку її на компоненти вкрай актуальною.

1.2.1 Ваги-помішувачі для забору крові «Bagmixer Bio33A»

Ваги-помішувачі «Bagmixer Bio33A» (рис. 1.2) – це високотехнологічна система для забору крові з можливістю моніторингу її даних.

«Bagmixer Bio33A» відповідає сучасним вимогам повного контролю якості збираної донорської крові [5]. Завдяки своїй технології (застосовано

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

процесор останнього покоління, який дозволяє перепрограмувати себе) даний пристрій отримує програмне оновлення, дозволяє керувати та змінювати налаштування. Збір даних здійснюється через клавіатуру, через зчитувач штрих-коду або TAG HF пристрої (RFID).



Рисунок 1.2 – Ваги-помішувачі для забору крові «Bagmixer Bio33A»

Інтерфейс «Bagmixer Bio33A» дозволяє під'єднатись до ПК з програмним забезпеченням, яке дозволяє в режимі реального здійснювати моніторинг (до 20 операцій одночасно). Серед основних параметрів моніторингу слід виділити наступні:

- подача крові та параметри робочого стану пристрою;
- напередвстановлені/реальні обсяги збираної крові;
- порушення під час забору крові.

Програмне забезпечення «SUPERVISOR» дозволяє зберігати такі дані про процедури як: дата, час, код донора, код оператора, документальний об'єм крові в реальному часі, тривалість забору крові, тара, код контейнера, наявні порушення процесу забору крові. Перевагою даного програмного забезпечення є зменшення часу на аналіз і подальшу обробку крові.

Серед основних переваг «Bagmixer Bio33A» у порівнянні із іншими аналогами необхідно виділити наступні:

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

- великий РК-дисплей;
- система змішування (широкий знімний лотк-гойдалка);
- пристрій зчитування штрих-коду;
- система автоматичного та ручного кріплення трубки для з'єднання;
- внутрішній акумулятор (до 12 годин або більше 50 донацій);
- регульоване автоматичне управління калібруванням;
- автоматична і безперервна перевірка: дати, часу, об'єму крові, реального об'єму крові, кровотоку (мл/хв), з цифровими значенням потоку;
- вбудована віртуальна пам'ять (100 процедур);
- передача даних на ПК по локальній мережі або радіочастотним передавачем;
- захист користувача (4 рівня паролів) під час опрацювання даних з метою підвищення безпеки моніторингу;
- зовнішній корпус із термо-захисного протипожежного матеріалу.

Технічні характеристики «Bagmixer Bio33A»:

- джерело живлення: зовнішній стабілізований АС/DC: вхід: змінний струм напругою 100-240 В та частотою 47-63 Гц; вихід: постійний струм напругою 24 В та силою струму не більше 1,25 А;
- циклічність змішування, цикл/хв: 12;
- габаритні розміри, мм: 310×290×175;
- вага нетто, кг: 3,5.

1.2.2 Міксери донорської крові серії «Bagmatic»

Міксер донорської крові серії «Bagmatic» відповідають усім вимогам для мобільного забору крові, мають порівняно малу вагу та надійну батарею для максимально тривалого використання без підзарядження.

Дані пристрої («Bagmatic SL» подано на рис. 1.3, а «Bagmatic NOVO» – рис. 1.4) максимально точно контролюють процес забору крові й реєструють усі необхідні дані, які з'являються на протязі процесу забору крові.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		



Рисунок 1.3 – Міксер донорської крові «Bagmatic SL»



Рисунок 1.4 – Міксер донорської крові «Bagmatic NOVO» [7]

Особливості міксерів донорської крові серії «Bagmatic»:

- найкращий вибір для забору крові в польових умовах (живлення від акумуляторної батареї);
- 8 годин автономної роботи (150 процедур із забору крові);
- тривимірне помішування крові (рух тари в різних напрямках);
- рідкокристалічний дисплей із зручним меню;
- наявність сигналізації високого та низького потоку крові (забезпечення рівномірної донації);
- візуальний індикатор помилок\попереджень\статус забору крові;
- бездротовий зв'язок для передачі даних на ПК;

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

- USB роз’єм для збору даних;
- наявність карт для зберігання даних (S-RAM-Card або SD);
- програмне забезпечення «ERYSYS» для налаштування конфігурацій обладнання, збору і аналізу даних.

Технічні характеристики міксерів крові серії «Bagmatic» наведено в таблиці 1.1 [7].

Таблиця 1.1 – Технічні характеристики міксерів крові серії «Bagmatic»

№ з/п	Параметр	Bagmatic SL	Bagmatic NOVO
1	Живлення	12,6 V Li-po Battery	14,4 V Li-Ion Battery
2	Споживана потужність, мА: – режим очікування – режим донації	150 350	80 450
3	Ємність батареї, mAh	6800	3100
4	Час заряджання акумулятора, год	6:00	4:00
5	Циклічність змішування, цикл/хв	12	10
6	Габаритні розміри, мм	365×190×135	300×220×140
7	Вага нетто, кг	5,1	3,0

1.2.3 Міксер донорської крові «ГЕМИКС»

Міксер (дозатор-помішувач) донорської крові «ГЕМИКС» (рис. 1.5) призначений для нормування об’єму крові в процесі забору та перемішування її з консервантом.

Даний пристрій застосовується у станціях та відділеннях переливання крові; науково-дослідних і навчальних медичних закладах; мобільних медичних підрозділах.

Дозатор-помішувач «ГЕМИКС» призначений як для автоматичного дозування донорської крові за вагою, так і перемішування крові з консервантом [6].

До особливостей даного міксера донорської крові слід віднести:

- цифрове встановлювання об’єму крові, який заготовлюється;

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

- збереження значення об'єму останнього забору крові;
- автоматичне перетискання трубки контейнера після завершення процедури;
- світлова та звукова сигналізація закінчення процесу або виникнення не штатної ситуації.



Рисунок 1.5 – Міксер донорської крові «ГЕМИКС»

До основних переваг такого дозатора-помішувача необхідно віднести: рівномірне перемішування крові з консервантом та можливість застосування під час аварійних відключень електромережі.

Технічні характеристики міксера донорської крові «ГЕМИКС»:

- об'єм дозування крові в контейнерах, мл: 5-600;
- точність дозування, мл: ± 3 ;
- час роботи без підзаряджання, год: 10;
- джерело живлення: зовнішній стабілізований АС/DC: вхід: змінний струм напругою 220 В та частотою 50 Гц; вихід: постійний струм напругою 12 В;
- циклічність змішування, цикл/хв: 30;
- габаритні розміри, мм: 350×270×220;
- вага нетто, кг: 6.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

1.3 Функціональні особливості та фізичні перетворення, які покладено в основу роботи міксера донорської крові

Під час заготовлення донорської крові, з метою подальшої її переробки на фактори гемокоагуляції, забезпечувати необхідно наступні умови:

– постійне перемішування крові, яка надходить до пластикового контейнера із гемоконсервантом, з метою недопущення утворення мікро- та макрозгущень, шляхом використання міксерів донорської крові, а за умови їх відсутності – вручну частими погойдуваннями круговими рухами;

– повну дозу крові необхідно ексфузувати за час, який не буде більшим за 10 хв від початку ексфузії, оскільки за більш повільного надходження крові з вени донора зсідання крові настає у полімерній трубці, яка з'єднує внутрішньовенну голку з гемоконтейнером (зазначимо, що плазма з таких доз для потреб трансфузій та виділення клітинних компонентів є непридатною);

– необхідно витримати рекомендоване для кожного гемоконсерванту співвідношення до крові шляхом використання міксерів крові із запрограмованою автоматичною зупинкою під час ексфузії заданої дози крові або точними вагами (точність вимірювання до 1 г).

Як бачимо із вищевикладеного міксер донорської крові широко застосовують на практиці як для взяття необхідної дози крові у донора, так і розділення отриманої раніше дози крові на окремі порції.

Пристрій для перемішування крові донора з консервантом доцільно розділити на вузли та з'ясувати, які ж фізичні перетворення покладено у їх роботу. Аналіз конструкції міксера донорської крові дозволив виділити наступні вузли: приводний механізм; вузол вимірювання ваги; вузол перетискання трубки-магістралі.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

Приводний механізм складається із електродвигуна на осі якого розташовано шків (кулачок) із штовхачем. Під час обертання вала електродвигуна, на якому закріплено шків (кулачок), останній буде приводити у рух штовхач рухомої платформи після чого вона почне рухатись відтворюючи коливальні рухи навколо своєї ж осі.

У нашому випадку рухома платформа має свою вісь обертання для погойдування, таким чином можемо говорити про наявність механічних коливань системи. Оскільки проміжки часу між циклічністю змішування однакові, то такі коливання будуть періодичними.

Коливання, які є наявними у замкнутих системах називають вільними або власними, а ті, які відбуваються під дією зовнішніх сил – вимушені.

Якщо розглядати коливання згідно змінних характеристик (наприклад, амплітуда, частота, період, тощо), то їх слід розділити на гармонійні, затухаючі та наростаючі.

Оцінивши роботу приводного механізму міксеру крові «Вахтер» бачимо, що коливальні рухи рухомої платформи є вимушеними та незатухаючими, оскільки необхідно заповнювати втрати енергії за кожен період коливань (погойдування рухомої платформи відбувається за рахунок періодично-змінної сили штовхача). Слід зауважити, що вимушені коливання відбуваються з частотою, яка є рівною частоті зміни зовнішньої сили.

Аналіз конструкції вузла вимірювання ваги дозволяє говорити про наявність у ньому тензометричного двача (тензодавача).

Тензодавач є основним первинним пристроєм перетворення фізичної величини ваги в нормований електричний сигнал. Сигнал з тензодавача згодом обробляється одним із вторинних перетворювачів (ваговий індикатор, ваговий процесор, аналого-цифровий перетворювач тощо).

В залежності від сфери застосування прийнято розрізняти наступні типи тензодавачів:

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

- силовимірювальні – вимірювання зусилля та навантажень;
- ваговимірювальні – вимірювання ваги (маси);
- тиску – вимірювання тиску у різноманітних середовищах;
- акселерометри – давачі прискорення;
- переміщення;
- крутного моменту.

Найбільш типовим застосуванням ваговимірювальних тензодавачів є ваги. У залежності від конструкції вантажоприймальної платформи вагові тензодавачі розрізняють: консольні тензодавачі (балкові); s-подібні тензодавачі; тензодавачі мембранного типу (тензодавачі типу «шайба»); тензодавачі колонного типу (тензодавачі типу «бочка»).

Тензорезистивний тензодавач являє собою пружний елемент, на якому зафіксовано тензорезистор. Під дією сили (вага вантажу) відбувається деформація пружного елемента разом з тензорезистором. За зміною опору тензорезистора визначають ступінь деформації, який є пропорційною силі, яка прикладена до конструкції.

У нашому випадку принцип вимірювання ваги за допомогою тензодавачів засновано на зрівноважуванні маси вантажу, яка зважується з пружною механічною силою тензодавачів і наступного перетворення цієї сили в електричний сигнал для подальшої обробки.

До складу вузла перетискання трубки-магістралі входять два елементи конструкції – електромагнітний клапан та давач наявності магістралі.

Електромагнітний клапан являє собою електромеханічний пристрій, який керується за допомогою електричного струму. Останній проходить через електромагніт, внаслідок чого утворюється магнітне поле, яке власною дією може відкривати і навпаки – закривати електромагнітний клапан.

Основною перевагою застосування соленоїдного клапана є швидке керування вузлом перетискання магістралі. Слід зазначити, що часу для того

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

щоб клапан спрацював, потрібно зовсім небагато (дві-три секунди), що дозволяє з максимальною точністю дотримуватися дозування крові у гемо контейнері.

Система охолодження крові базується на застосуванні пристроїв охолодження Пельтьє. Ефект Пельтьє є одним із трьох термоелектричних ефектів, який описує отримання різниці температур за допомогою електричного струму.

В основі роботи елемента Пельтьє лежить ефект поглинання або виділення тепла (в залежності від напрямку струму) в місці контакту (спаї) різнорідних провідників у ланцюгові яких протікає постійний струм. Ступінь прояву даного ефекту значною мірою залежить від матеріалів вибраних провідників та пропорційна струму, який проходить через них. Зауважимо, що за умови прикладення до елемента Пельтьє різниці температур, у ланцюзі виникне струм.

Класична теорія пояснює явище Пельтьє тим, що електрони, які переносяться струмом з одного металу в інший, прискорюються або сповільнюються під дією внутрішньої контактної різниці потенціалів між металами. У першому випадку кінетична енергія електронів збільшується, а потім виділяється у вигляді тепла. У другому випадку кінетична енергія електронів зменшується, і цей спад енергії поповнюється за рахунок теплових коливань атомів другого провідника. В результаті, відбувається охолодження.

Найбільш сильно ефект Пельтьє (рис. 1.6) спостерігається під час використання напівпровідників (р- і n-типу провідності). Залежно від напрямку електричного струму через р-n-переходи внаслідок взаємодії зарядів (електрони – n, дірки – p) та їх рекомбінації енергія або поглинається, або виділяється.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

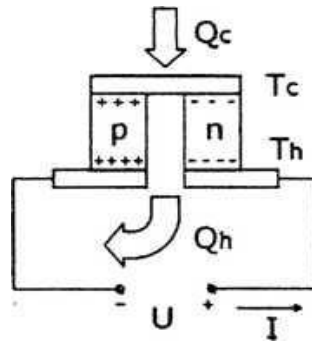


Рисунок 1.6 – Эффект Пельтье

Ефект Пельтье лежить в основі роботи термоелектричного модуля (рис. 1.7).

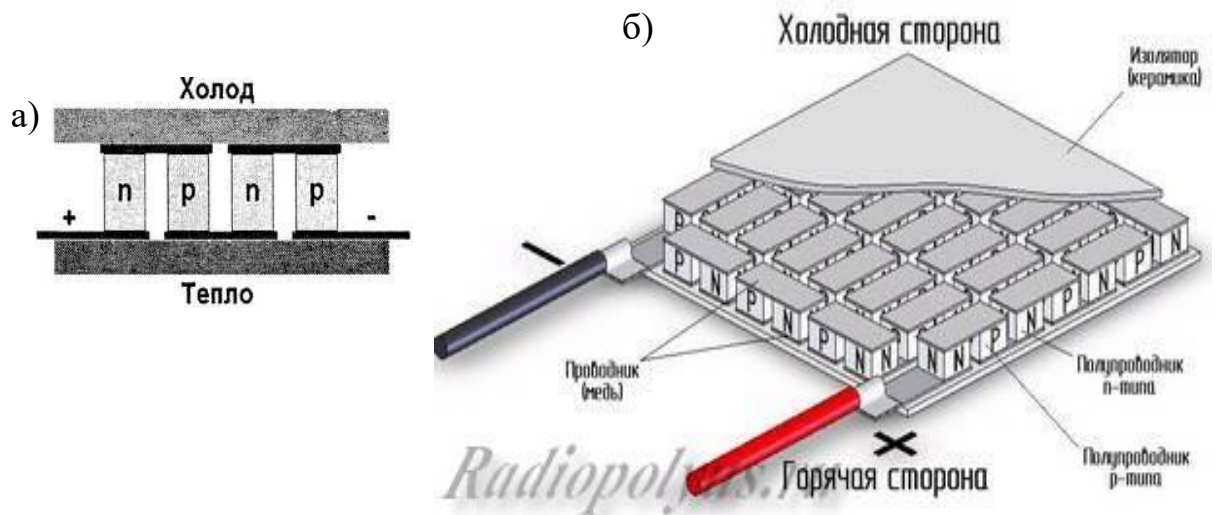


Рисунок 1.7 – Термоелектричний модуль Пельтье:

а) – розташування термопар у модулі; б) – будова модуля

Одиничним елементом термоелектричним модулем (ТЕМ) є термопара, яка складається з одного провідника (гілки) р-типу і одного провідника п-типу. За послідовного з'єднання кількох таких термопар теплота (Q_c), яка поглинається на контакті типу п-р, виділяється на контакті типу р-п (Q_h). В результаті, відбувається нагрів (T_h) або охолодження (T_c) ділянки

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

напівпровідника, який безпосередньо примикає до р-п-переходу, і виникає різниця температур (ΔT) між його сторонами (1.1):

$$\Delta T = T_h - T_c, \quad (1.1)$$

одна пластина охолоджується, а інша нагрівається (традиційно сторона, до якої кріпляться дроти, гаряча, і вона зображується знизу).

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

РОЗДІЛ 2

РОЗРАХУНКОВО-КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

2.1 Будова міксера донорської крові, призначення його частин та їх взаємодія

Пристрій для перемішування крові донора з консервантом (рис. 2.1) складається із наступних основних частин: основи; приводного механізму; рухомої платформи; вузла вимірювання ваги; плати мікропроцесорної; клапана електромагнітного; джерела живлення; пульта керування та корпусу.

Основа 1 призначена для встановлення та фіксування усіх частин міксера донорської крові та його механічної ізоляції від впливу зовнішнього середовища. Зауважимо, що основа пристрою виконана із сталі у вигляді плити.

Приводний механізм складається із двигуна-редуктра 2, на осі якого встановлено маховик 11. Зазначимо, що двигун-редуктор та електромагнітний клапан 6 вузла перетискання трубки-магістралі кріпляться на монтажній платі 12.

Рухома платформа 3 виконана у вигляді відкритої коробки та призначена для розташування у ній полімерного гемоконтейнера. У рухомій платформі наявною є вісь обертання для погойдування її за допомогою штовхача, який виконано у вигляді втулки 13, яка за допомогою гвинта кріпиться до маховика.

Під час обертання вала двигуна-редуктора його обертовий рух передається маховику на якому зафіксовано штовхач. Штовхач, у свою чергу, перетворює обертовий рух в поступальний, тим самим взаємодіє із основою (дном) рухомої платформи. Даний вид взаємодії призводить до утворення коливального руху рухомої платформи навколо своєї ж осі обертання 14.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

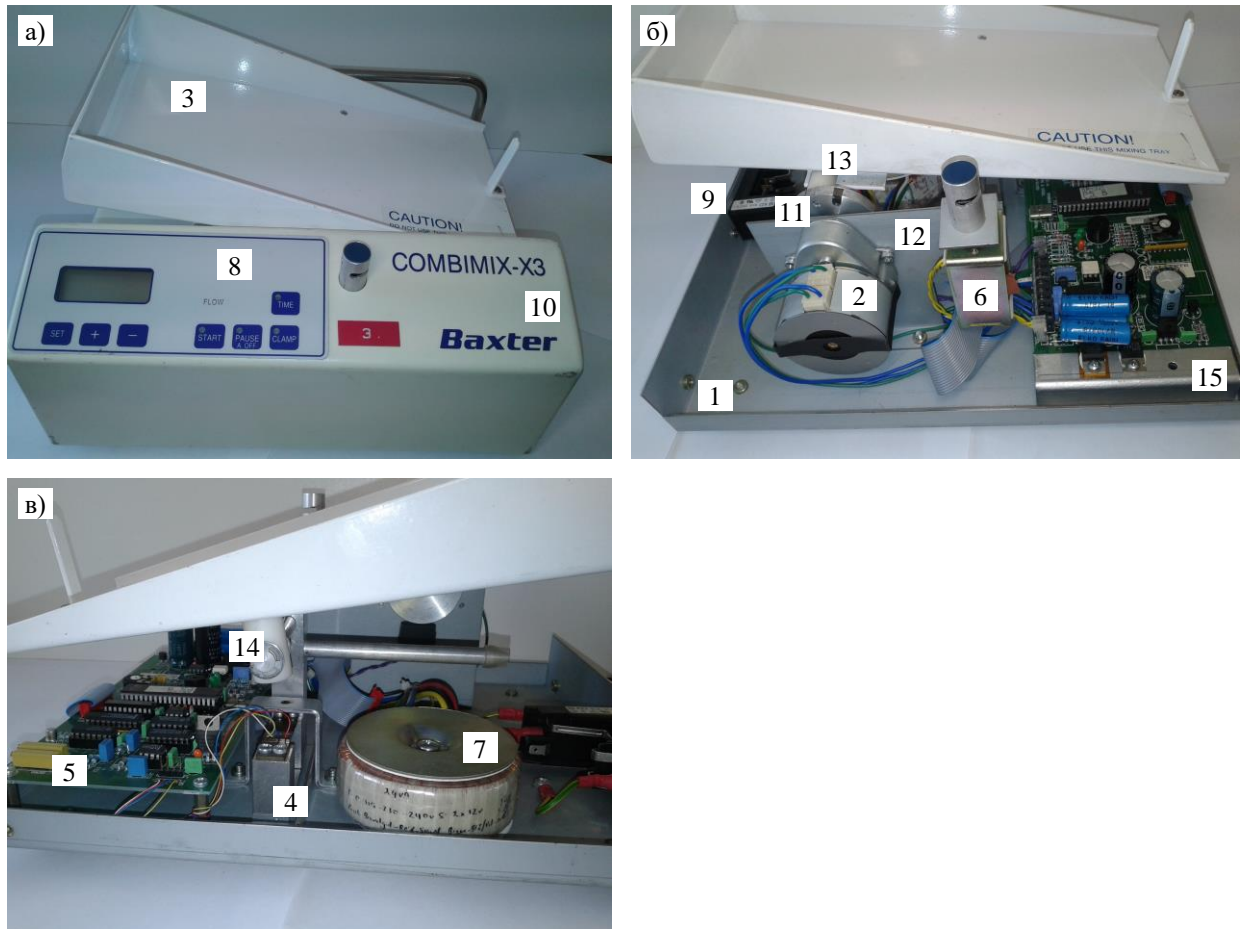


Рисунок 2.1 – Будова міксера донорської крові «Baxter Combimix-X3»:
 а) – вид з переду; б) – вид з переду без кришки та обмежувача; в) – вид ззаду без кришки та обмежувача; 1 – основа; 2 – двигун-редуктор; 3 – рухома платформа; 4 – вузол вимірювання ваги; 5 – мікропроцесорна плата; 6 – електромагнітний клапан; 7 – трансформатор; 8 – пульт керування; 9 – гніздо живлення; 10 – корпус; 11 – маховик; 12 – плата монтажна; 13 – втулка; 14 – вісь; 15 – радіатор

Рухома платформа розташовується на вузлі вимірювання ваги 4, який перетворює вагу в електричний сигнал, котрий надходить до контролера мікропроцесорної плати 5 де і відбувається опрацювання даного сигналу.

Контролер розроблено на основі мікропроцесора та виконує функцію контролю відбору крові та індикації її об'єму на пульті керування 8.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

Зазначимо, що контролер виконано на платі мікропроцесорній, яка у свою чергу кріпиться за допомогою радіатора 15 та гвинтів до основи пристрою.

Пристрій перетискання трубки-магістралі виконано в одному корпусі із електромагнітним клапаном 6 та призначений для перетискання трубки, за якою надходить кров до полімерного гемоконтейнера, під час завершення відбору необхідного об'єму крові.

Джерело живлення складається із трансформатора 7 та деякої частини ЕРЕ мікропроцесорної плати.

На пульті керування розташовано РК-дисплей, індикатор «FLOW» (витрата) та сім клавіш керування із наступним призначенням:

- «SET» – використовується для вибору пункту меню/підменю;
- «+» та «-» – використовується для переходу між пунктами меню/підменю або збільшення/зменшення величини, яка задається;
- «START» – використовується для входження в режим; для переходу до наступного етапу роботи в режимі; для стверджувальної відповіді на питання у повідомленні на табло; для входження у підменю;
- «PAUSE (A.OFF)» – використовується для повернення із підменю в меню; для заперечної відповіді на питання у повідомленні на табло та повернення на попередній етап поточного режиму;
- «CLAMP» – використовується для відключення електромагнітного клапану, який перетискає трубку-магістраль, після завершення процедури донації крові;
- «TIME» – використовується для стабілізації параметрів.

2.2 Розроблення функціональної схеми пристрою

Як зазначалось вище, пристрій для перемішування крові донора з консервантом є електромеханічним апаратом, який у свою чергу складається

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

із наступних функціональних елементів: полімерний гемоконтейнер; рухома платформа; вузол вимірювання ваги; мікропроцесор (блок комутації); приводний механізм; вузол перетискання магістралі; пульт керування та блоку живлення.

Функціональна схема міксера донорської крові подано на рисунку 2.2.

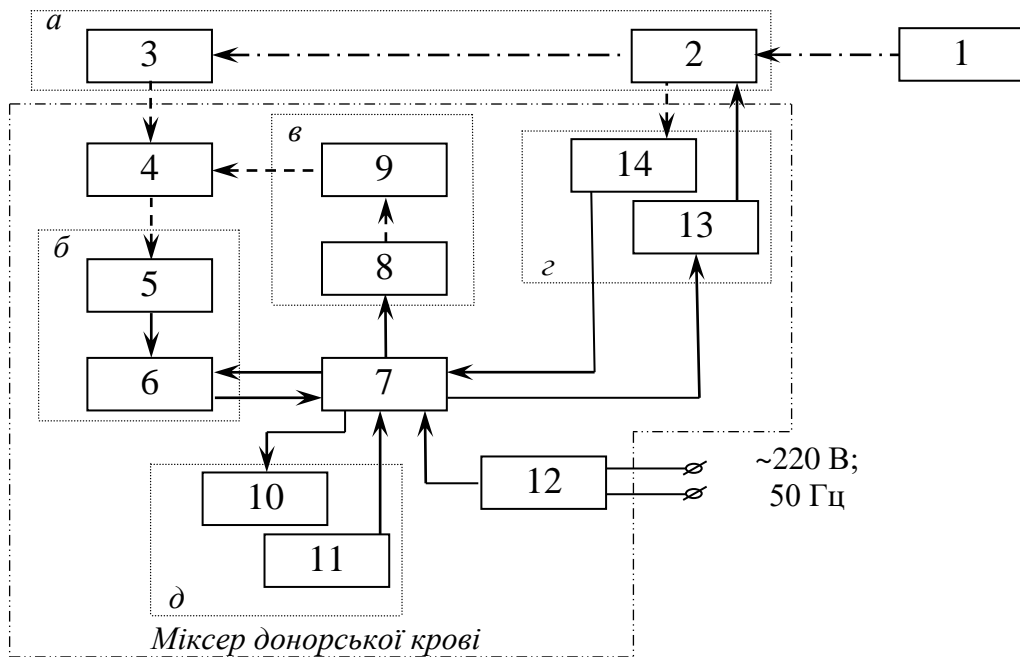


Рисунок 2.2 – Міксер донорської крові (схема функціональна):

- а – полімерний гемоконтейнер; б – вузол вимірювання ваги; в – приводний механізм; г – вузол перетискання магістралі; д – пульт керування;
- 1 – донор; 2 – трубка-магістраль; 3 – контейнер; 4 – рухома платформа;
- 5 – тензOMETричний давач; 6 – блок порівняння; 7 – мікропроцесор;
- 8 – двигун; 9 – штовхач; 10 – дисплей; 11 – клавіатура; 12 – блок живлення;
- 13 – електромагнітний клапан; 14 – давач магістралі

Налаштування робочих параметрів дозування, які задаються мікропроцесором міксера донорської крові 7, проводять через пульт керування д після його ввімкнення.

Перед початком забору донорської крові контейнер 2 розташовують на рухомій платформі 4, трубку-магістраль 3 заправляють у вузол перетискання магістралі г (наявність трубки у вузлі фіксується давачем магістралі 14). Приводний механізм в пристрою приводиться в рух за допомогою двигуна 8, потім, через штовхач 9, його обертовий рух перетворюється в поступальний, тим самим змушує рухатись платформу із полімерним гемоконтейнером а із напередзаданою амплітудою. Далі медичний персонал проводить венопункцію. Кров від донора 1 починає надходити у контейнер та перемішуватись із гемоконсервантом, який знаходиться у ньому.

Тензометричний давач 5 та блок порівняння 6 формують собою вузол вимірювання ваги б, який, у свою чергу, контролює забір крові (відбір необхідної її кількості) у контейнер. Після того, як даний вузол спрацьовує, він видає сигнал на мікропроцесор, який одночасно відключає приводний механізм в та приводить в рух (подає напругу на обмотку електродвигуна) шток електромагнітного клапана 13 вузла перетискання магістралі г. Зауважимо, що погойдування платформи припиняється, а спрацювання клапану дозволяє наконечнику штока електромагніту затиснути магістральну трубку полімерного гемоконтейнера а (донація крові зупиняється).

2.3 Принцип роботи пристрою для перемішування крові донора з консервантом після вдосконалення

Структурна схема міксеру донорської крові «COMBIMIX-X3» після проведеного вдосконалення наведена на рисунку 2.3.

За допомогою клавіатури 15 через мікропроцесорний блок управління 9 користувач вмикає джерело живлення 10, встановлює режими роботи пристрою, зокрема, дозу донорської крові, яку необхідно забрати у донора в полімерний контейнер 3 та цільову температуру крові, до якої необхідно

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

охолодити полімерний контейнер (виходячи з умови подальшого використання донорської крові, її слід охолоджувати, наприклад, або до $4\pm 2^{\circ}\text{C}$, або до $22\pm 2^{\circ}\text{C}$).

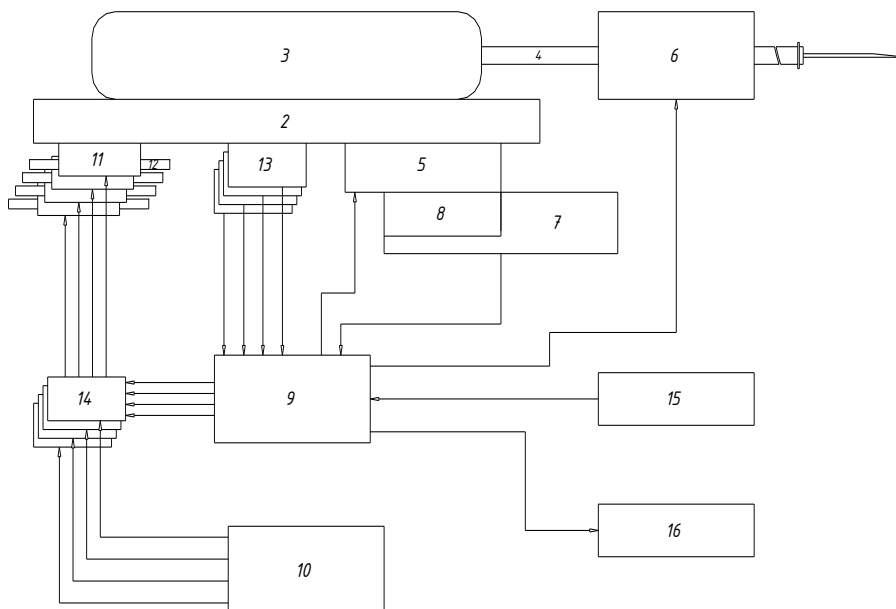


Рисунок 2.3 – Міксер донорської крові після вдосконалення
(схема структурна):

- 1 – корпус; 2 – рухома платформа; 3 – контейнер; 4 – трубка; 5 – приводний механізм; 6 – вузол перетискання магістралі; 7 – вузол вимірювання ваги; 8 – тензOMETричний давач; 9 – мікропроцесор; 10 – блок живлення; 11 – термоелектричний модуль; 12 – радіатор; 13 – давач температури; 14 – кероване джерело струму; 15 – клавіатура; 16 – дисплей

Після задання усіх необхідних режимів роботи пристрою і підготовки донора пристрій переходить в початкове положення. На рухомій платформі 2 розміщують полімерний контейнер 3 з трубкою 4. Трубку 4 полімерного контейнера 3 поміщають в вузол перетискання 6. Подаються сигнали на керовані джерела струму 14 і термоелектричні модулі 11, за допомогою яких починається охолодження рухомої платформи 2 до необхідної температури.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

При цьому через мікропроцесорний блок керування 9 включається система погойдування 5 рухомої платформи 2 і вузол вимірювання ваги 7. Інформація з вузла вимірювання ваги 7 надходить на вхід мікропроцесорного блоку управління 9.

Спочатку параметри сигналу з вузла вимірювання ваги 7 відповідають (пропорційні) масі всіх елементів, встановлених на давачеві ваги 8, і приймаються за масу «тари», прирівнюючи її до умовного нуля. Далі після здійснення венепункції донору кров починає надходити в полімерний контейнер 3.

В процесі роботи пристрій проводить вимірювання ваги донорської крові, яка надходить в полімерний контейнер та здійснює контроль швидкості забору крові (швидкості зміни ваги полімерного контейнера), а система погойдування 5 забезпечує постійне перемішування донорської крові. В результаті контакту поверхні полімерного контейнера 3, в який надходить донорська кров з температурою $\sim 36,6^{\circ}\text{C}$, з охолодженою поверхнею рухомої платформи 2 забезпечується зниження температури крові в контейнері. Охолодження рухомої платформи 2 забезпечується за допомогою термоелектричних модулів 11 з радіаторами охолодження 12. Під час проходження через термоелектричні модулі 11 постійного електричного струму між сторонами кожного термоелектричного модуля 11 утворюється перепад температур, в результаті охолодження боку термоелектричного модуля 11, який контактує з рухомою платформою 2, відбувається охолодження рухомої платформи 2. За цього інша сторона кожного термоелектричного модуля 11 нагрівається, але завдяки наявним у кожного термоелектричного модуля 11 радіаторів охолодження 12 забезпечується ефективне відведення тепла і досягається інтенсивне охолодження рухомої платформи 2.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

За рахунок погойдування рухомої платформи 2 в ході перемішування крові досягається також рівномірна (однорідна) зміна температури крові у всьому об'ємі полімерного контейнера 3. При цьому мікропроцесорний блок управління 9 отримує інформацію з датчиків температури 13, температура яких відповідає температурі платформи 2.

У разі відхилення температури датчик 13 від заданої мікропроцесорним блоком керування 9 формується керуючий сигнал, який надходить на кероване джерело струму 14, яке пов'язане із термоелектричним модулем 11, що відповідає даному датчеві температури 13, інформація з якого обробляється. Далі відповідно до значення керуючого сигналу від мікропроцесорного блоку керування 9 кероване джерело струму 14 забезпечує формування струму, який протікає через термоелектричний модуль 11, напрямок і величина якого безпосередньо пов'язані з параметрами керуючого сигналу чотирьохканальну систему автоматичного керування температурою платформи 2 зі зворотним зв'язком).

Таким чином, забезпечується стабілізація температури платформи 2 відповідно до заданої користувачем температурою. Джерело електричного живлення 10 забезпечує подачу електричної енергії на всі елементи пристрою. Керовані джерела струму 14 реалізовані у вигляді джерела струму керованої напруги. Вхідною величиною є напруга, а величиною яка її формує – струм. Тобто, кероване джерело струму 14 формує струм, напрямок і величина якого пов'язані із значенням напруги на керуючому вході керованого джерела струму 14.

Під час завершення взяття необхідної дози донорської крові вузол перетиснення 6 перетискає трубку 4, через яку в полімерний контейнер 3 надходила донорська кров. При цьому продовжується процес погойдування рухомої платформи 2 і триває охолодження вмісту полімерного контейнера 3 (для остаточної стабілізації температури донорської крові в полімерному

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

контейнері) до сигналу з мікропроцесорного блоку управління 9 на вхід системи погойдування 5 після закінчення завершального часу роботи пристрою, який визначається програмним забезпеченням мікропроцесорного блоку керування (зазвичай не перевищує 12 хв).

2.4 Розрахунок та вибір котушки електромагнітного клапана

Конструктивний розрахунок котушки електромагнітного клапана (рис. 2.4) за змінним струмом проводимо згідно наступної методики [3].

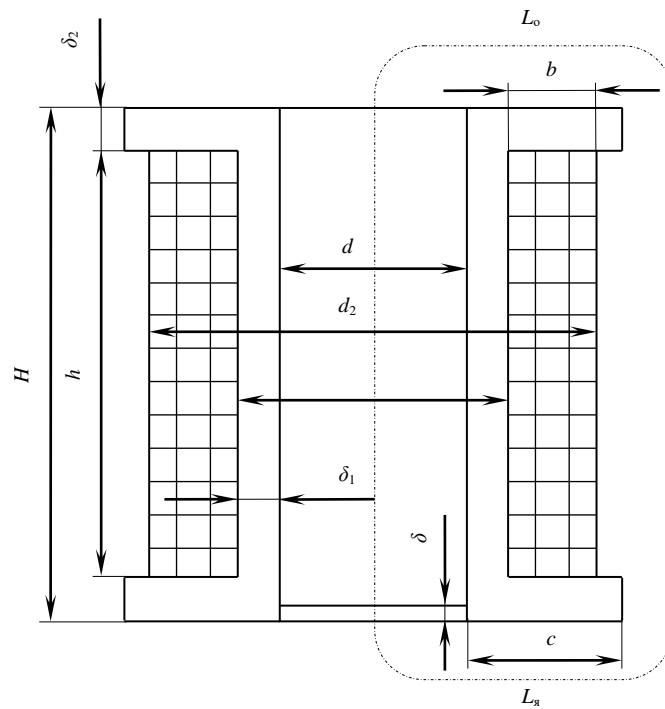


Рисунок 2.4 – Геометричні параметри котушки електромагнітного клапана

Магнітний ланцюг містить ділянки сталюого осердя, якоря, а також повітряний зазор через який замикається основна частина робочого потоку.

Зауважимо, що осердя магнітопроводу циліндричної форми; ярмо та якір виконано із сталі однакового круглого перетину.

Сила намагнічування визначається із виразу (2.1):

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

$$F=Iw=H_oL_o+H_яL_я+H_п\delta, \quad (2.1)$$

де I – струм у котушці;

w – число витків котушки;

H_o , $H_я$ та $H_п$ – напруження поля на ділянках перетину осердя, якоря та повітряного зазору відповідно;

L_o та $L_я$ – напруження поля перетину осердя та якоря відповідно;

δ – повітряний зазор (робочий хід якоря).

З (2.2) визначаємо магнітну індукцію котушки:

$$B = 1,6 \cdot 10^{-3} \sqrt{Q/S_o}, \quad (2.2)$$

де Q – зусилля притягування якоря електромагніту, $Q=25$ Н;

S_o – площа поверхні осердя, $S_o=\pi d^2/4$ (d – діаметр осердя магнітопроводу, $d=2,5$ мм).

$$S_o=3,14 \cdot 2,5^2/4=4,9 \text{ мм}^2; \quad B = 1,6 \cdot 10^{-3} \sqrt{25/4,9 \cdot 10^{-6}} \approx 0,36 \text{ Тл.}$$

Магнітний потік у робочому повітряному зазорі, який проходить осердям котушки електромагнітного клапана буде рівним (2.3):

$$\Phi=B/S_o=0,36/4,9=0,074 \text{ Вб.} \quad (2.3)$$

Зробимо припущення, що ЕРС приблизно рівна напрузі мережі живлення ($E \approx U$), отже вираз для визначення трансформаторної ЕРС матиме наступний вираз (2.4):

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

$$E=4,44f\Phi_w, \quad (2.4)$$

де f – частота мережі живлення, $f=U/4,44$ ($f=220/4,44=49,55$ Гц).

Із виразу (2.4) визначаємо потокощеплення:

$$\Phi_w=U/4,44f=220/(4,44 \cdot 49,55)=0,99.$$

Визначаємо число витків котушки (2.5):

$$w=\Phi_w/\Phi=0,99/0,074 \approx 13,4 \text{ витка.} \quad (2.5)$$

Для подальших розрахунків доцільно прийняти ціле число витків котушки, отже $w=13$ витків.

За кривою намагнічування визначаємо значення напруженості поля в осерді: $H_o=200$ Н·А.

Враховуючи вираз (2.1) визначаємо повну силу намагнічування (2.6):

$$F = H_o L_o + 0,8 \frac{B}{\sqrt{2}} \delta = \left(200 \cdot 99,425 + 0,8 \frac{0,36}{\sqrt{2}} 1,2 \right) 10^{-3} = 19,9 \text{ Н,} \quad (2.6)$$

де $L_o=2H+c+\pi d/2=2 \cdot 45+5,5+3,14 \cdot 2,5/2=99,425$ мм (H та c – параметри вікна магнітопроводу).

Визначаємо струм котушки за наступним виразом (2.7):

$$I=F/w=19,9/13=1,53 \text{ А.} \quad (2.7)$$

Визначаємо перетин провідника для обмотування котушки:

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

$$g=I/j=1,53/2=0,77 \text{ мм}^2, \quad (2.8)$$

де j – густина струму ($j \leq 2 \div 3 \text{ А/мм}^2$).

У відповідності до нормативних документів на провідники для обмотування котушок визначаємо найближче значення перетину провідника та його діаметр: $g_n=0,75 \text{ мм}^2$; $D=0,98 \text{ мм}$.

Визначаємо розміри котушки:

- внутрішній діаметр: $d_1=d+2\delta_1=2,5+2 \cdot 0,8=4,1 \text{ мм}$ (δ_1 – параметр каркаса, $\delta_1=0,8 \text{ мм}$);
- зовнішній діаметр: $d_2=2(c+d/2-2/3)=2(5,5+2,5/2-2/3) \approx 12,2 \text{ мм}$;
- радіальний розмір котушки: $b=(d_2-d_1)/2=(12,2-4,1)/2=8,1 \text{ мм}$;
- осьовий розмір котушки: $h=H-2\delta_2=45-2 \cdot 1,1=42,8 \text{ мм}$.

Визначаємо активний опір котушки за наступним виразом (2.9):

$$r=\rho L_{cp}w/g, \quad (2.9)$$

де ρ – граничний електричний опір міді для котушки у нагрітому стані (2.10);

L_{cp} – середня довжина витка котушки (2.11).

$$\rho=\rho_0(1+\alpha\tau)=0,0175(1+0,004 \cdot 105)=0,02485, \quad (2.10)$$

де ρ_0 – граничний електричний опір міді до нагрівання ($\rho_0=0,0175 \text{ Ом} \cdot \text{мм}^2/\text{м}$);

α – температурний коефіцієнт опору ($\alpha=0,004$);

τ – різниця температур до та після нагрівання міді ($\tau=105^\circ\text{C}$).

$$L_{cp}=\pi(d_2+d_1)/2=3,14(12,2+4,1)/2 \approx 25,59 \text{ мм}. \quad (2.11)$$

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

Отже, активний опір котушки буде рівним:

$$r=0,02485 \cdot 25,59 \cdot 13/0,75=0,011 \text{ Ом.}$$

Визначаємо спад напруги в активному опорі (2.12):

$$L_r=I_r=1,53 \cdot 0,011=0,02 \text{ В.} \quad (2.12)$$

Конструктивний розрахунок котушки електромагнітного клапану дозволив вибрати із каталогу соленоїдів фірми «KUNKE» наступний електромагніт: H34-F-HS3130 (24V DC 39%EO). Слід зауважити, що даному електромагніту притаманні наступні технічні характеристики:

- тягова статична сила (сила намагнічування), Н: 34;
- магнітна індукція потоку, Тл: 0,3;
- струм котушки, А: 1,3;
- напруга мережі живлення, В: 220→24.

2.5 Експлуатація та технічне обслуговування пристрою для перемішування крові донора з консервантом

2.5.1 Підготовка міксера донорської крові до роботи

Під час отримання пристрою споживачу необхідно оглянути упаковку, розпакувати міксер донорської крові та перевірити комплектність. Під час пошкодження пристрою або відсутності якої-небудь із частин комплекту необхідно скласти акт, після чого його відправити постачальнику.

Під час розпаковування та подальшому транспортуванні необхідно дотримуватись мір безпеки для того щоб запобігти пошкодженню, уникати сильних поштовхів і вдарень. Розпаковування міксера донорської крові проводити за температури навколишнього середовища від +10 до +35°C та відносній вологості, яка не перевищує 80% (зауважимо, що за умов

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

перебування виробу в умовах від'ємних температур розпаковувати пристрій необхідно через 12 год дотримуючись вищезазначених умов навколишнього середовища).

У приміщенні, де буде експлуатуватися міксер донорської крові, наявною має бути загальна обмінна приточно-витяжна вентиляція, а наявність парів кислот, лугів є не допустимою.

Перед експлуатацією пристрій необхідно розмістити (встановити) на рівній горизонтальній поверхні.

Протирання поверхні міксера донорської крові здійснювати серветкою, яку попередньо змочують дезінфікуючим розчином (наприклад, 3% розчину перекису водню із додаванням 0,5% миючого засобу).

Монтаж виробу проводити у наступній послідовності:

- встановити рухому платформу (лоток) міксера у робоче положення;
- під'єднати мережевий шнур до роз'єму на лівій стінці міксера та підключити до мережі ~220 В, 50 Гц.

2.5.2 Порядок роботи з пристроєм для перемішування крові донора з консервантом

Увімкнути міксер крові вмикачем «POWER», який розташовано на лівій боковій стінці. Під час цього на індикаторному табло пристрою виводиться заданий об'єм крові, яка забирається у донора, за результатами попередньої операції. Для зміни об'єму необхідно по чергово натискувати клавіші з метою задання необхідного об'єму донорської крові. Під час натискання клавіші необхідно утримувати її, до тих пір, поки не буде висвітлено необхідні цифри (вони розташовані у кожному розряді від «0» до «9» за зростанням у круговому режимі). Слід зазначити, що під час задавання об'єму донорської крові, який буде перевищувати 600 мл, забір крові буде обмежено 600 мл.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

Розташувати у центрі рухомої платформи полімерний контейнер з антикоагулянтом (необхідно врахувати, що вхідна трубка-магістраль даного контейнера повинна знаходитись з права).

Натиснувши кнопку вузла перетискання магістралі (не відпускаючи), встановити вхідну магістраль полімерного контейнера у електромагнітному клапані, таким чином щоб вона утворювала петлю до перетискання довжиною 15-20 см.

Під'єднати донора до трубки-магістралі полімерного гемоконтейнера.

Натиснути кнопку «START», під час цього приведеється в рух рухома платформа, а на індикаторному табло будуть висвітлюватись «нулі». У мішок пластикового гемоконтейнера буде надходити кров від донора, поточний її об'єм виводиться на табло та індикується. Під час досягнення заданого об'єму крові відбудеться спрацювання електромагнітного клапану вузла перетискання магістралі, яке буде супроводжуватись звуковим сигналом та засвічуванням індикатора «FLOW», після чого зупиняється платформа міксеру, а на індикаторному табло висвітиться заданий об'єм забраної у донора крові.

Під час повільної крововіддачі (менше 3 мл за 10 хв) з'являється звуковий сигнал та миготить індикатор «FLOW».

У випадку необхідності зупинки забору донорської крові, натиснути кнопку «PAUSE (A.OFF)» (у даному випадку відбудеться спрацювання електромагнітного клапана та зупинка рухомої платформи, а на індикаторному табло висвітиться об'єм уже забраної крові). Для початку забору необхідного об'єму донорської крові необхідно натиснути кнопку «START» (якщо під час забору не буде відібрано заданого об'єму крові, то перед початком наступного міксеру донорської крові необхідно вимкнути та увімкнути перемикачем «POWER»).

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

Після завершення роботи необхідно вимкнути пристрій шляхом перемикання тумблера «POWER».

2.5.3 Перевірка технічного стану апарату

Перелік основних перевірок технічного стану наведено в таблиці 2.1.

Перевірку технічного стану пристрою для перемішування крові донора з консервантом необхідно проводити за відповідними методиками у відповідності до таблиці 2.1 один раз на рік спеціалізованими закладами з метою визначення його технічного стану.

Таблиця 2.1 – Перелік основних перевірок технічного стану

Що перевіряється та за допомогою чого	Технічні вимоги [9]
Зовнішній вигляд пристрою (зовнішній огляд)	Відсутність механічних пошкоджень приладу, органів керування, пристроїв сигналізації та індикації, мережевої вилки і мережевого кабелю
Наявність і стан експлуатаційної документації (зовнішній огляд)	Наявність оформленої експлуатаційної документації
Захисне декоративне покриття (зовнішній огляд)	Відсутність видимих дефектів і слідів корозії
Електричний опір ланцюга захисного заземлення	Не більше 0,2 Ом
Спрацювання пристроїв сигналізації та індикації	Порядок спрацювань пристроїв сигналізації та індикації повинен відповідати тому порядку, який зазначено в інструкції із експлуатації

У випадку невідповідності міксера донорської крові до вимог, які подано в таблиці 2.1, слід провести його позачергове технічне обслуговування з наступною перевіркою параметрів, які відповідали б зазначеним у таблиці 2.1.

Облік технічного стану приладу необхідно вести в журналі технічного обслуговування за вказаним порядком.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

2.5.4 Технічне обслуговування міксеру донорської крові

Поточне та планове технічне обслуговування проводять на місці експлуатації пристрою технічний і експлуатаційний персонал, в тому числі спеціалісти системи спеціалізованих закладів, у відповідності до мір безпеки під час роботи з приладом.

Усі роботи із технічного обслуговування, за виключенням налаштування мікропроцесора необхідно виконувати на міксері, який попередньо відключений від пацієнта та мережі живлення.

Поточне технічне обслуговування проводиться щоденно перед початком роботи або за необхідністю. До поточного обслуговування необхідно віднести наступні види робіт:

- видалення бруду із зовнішньої поверхні приладу;
- загальне протирання та очищення від пилу;
- заміна запобіжників, які вийшли з ладу;
- перевірка налаштувань програмного забезпечення міксеру крові.

Планове технічне обслуговування проводять один раз на рік. До планово-попереджувальних робіт відносять:

- видалення пилу з внутрішніх поверхонь приладу;
- видалення слідів корозії та фарбування зачищених від слідів корозії місць на внутрішній і зовнішній поверхнях приладу;
- калібрування тензометричного давача та блока порівняння.

2.6 Налагодження, особливості використання, виявлення та усунення можливих несправностей (відмов) пристрою

2.6.1 Перерахунок об'єму заданої дози в масу

Режим «DONOR» призначений для взяття у донора заданої дози крові та розділення раніше отриманої дози на окремі порції (основним режим).

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

На дисплеї пристрою величина відібраної у донора крові задається та контролюється у грамах.

Для перерахунку об'єму заданої дози в масу необхідно керуватись виразом (2.13):

$$\text{Маса дози (г)} = 1,05 \times \text{Об'єм дози (мл)}. \quad (2.13)$$

Наприклад, якщо необхідно відібрати у донора дозу крові об'ємом 450 мл, то необхідно задати на дисплеї міксера донорської крові масу 470 г ($1,05 \times 450 = 472,5$ г). Зауважимо, що розрахункова маса заокруглюється до величини, яка є кратною 10.

Нижче наведено таблицю переведення деяких величин об'єму крові в масу (табл. 2.2 [11]).

Таблиця 2.2 – Переведення величин об'єму крові в масу

Необхідний об'єм дози крові, мл	500	450	400	350	300	250
Маса дози крові, яка задається на дисплеї пристрою, г	520	470	420	370	320	260

2.6.2 Калібрування вузла вимірювання ваги

Калібрування проводиться з метою виключення впливу, на точність вимірювання маси, похибок механічних параметрів вузла вимірювання ваги, які з'являються під час експлуатації пристрою.

Калібрування рекомендовано виконувати не менше ніж через 2 год після ввімкнення живлення міксера (на розгляд персоналу) але не рідше ніж 1 раз на півроку.

Для переходу в режим калібрування необхідно спочатку вибрати необхідне підменю за допомогою пульта керування.

Після вибору необхідного режиму встановити на рухому платформу вантаж номінальною масою 1000 г (дві гирі масою по 500 г). Вибрати режим

стабілізації маси. На протязі деякого часу необхідно зняти одну гирю масою 500 г з рухомої платформи та знову вибрати режим стабілізації. Після того як блок порівняння узгодив покази стабілізування та розрахунку із мікропроцесором пристрою для перемішування крові донора з консервантом необхідно зняти іншу гирю масою 500 г.

Після проходження усіх етапів даної процедури калібрування міксеру донорської крові вважається завершеним. Для виходу із режиму калібрування необхідно завершити роботу шляхом задання клавіатурою пульта керування необхідної команди.

Закладання трубки-магістралі у вузлі перетискання магістралі. Трубку-магістраль необхідно завести у вузол перетискання магістралі у відповідності до рисунка 2.5. Зауважимо, що магістраль повинна знаходитись (лежати) на платформі пристрою для перетискання між обмежувачів переміщення.

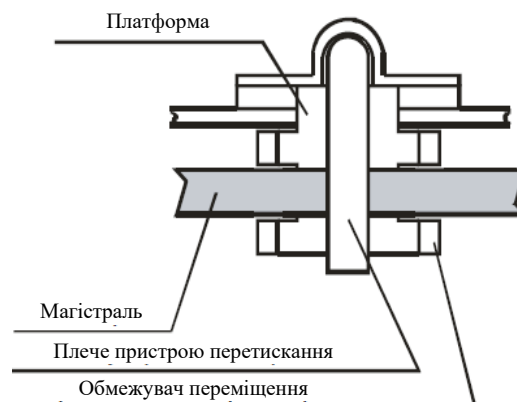


Рисунок 2.5 – Положення трубки-магістралі полімерного гемоконтейнера у вузлі перетискання магістралі

2.6.3 Поточний ремонт

Поточний ремонт є незапланованим видом ремонту та виконується для забезпечення роботи апарату у випадку невідповідності його технічним даним.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

Поточний ремонт виконують на місці застосування пристрою силами та засобами спеціальних закладів. Кваліфікація ремонтного персоналу повинна відповідати вимогам техніки безпеки під час роботи з медичною апаратурою.

Поточний ремонт, зокрема заміна тензометричного давача, здійснюється наступним чином:

– відгвинтити два гвинта поз. 25 (складальне креслення міксеру донорської крові), які кріплять обмежувач поз. 10, після чого дана деталь демонтується;

– послабити різьбове з'єднання за допомогою болта поз. 10 (складальне креслення вузла вимірювання ваги) для подальшого демонтажу рухомої платформи поз. 2;

– зняти чотири стопорні кільця поз. 10 (складальне креслення рухомої платформи) та вийняти вісь рухомої платформи поз. 5, після чого зняти саму складальну одиницю;

– відгвинтити гвинт поз. 10 (складальне креслення приводного механізму) та зняти втулки поз. 6 та 7;

– відгвинтити чотири гвинти поз. 22 та демонтувати корпус поз. 7;

– відгвинтити два гвинти поз. 25 та демонтувати скобу поз. 4;

– демонтаж планки поз. 3 відбувається шляхом розпаювання провідників з тензометричного давача (розпаювання має наступну послідовність: зліва на право – жовтий; білий; синій та червоний) після чого необхідно відгвинтити чотири гвинти поз. 12 (два з кронштейна поз. 4, а інші – з опори поз. 5);

– встановлення нової планки із парою тензометричних давачів проводиться у зворотній послідовності.

Після заміни тензометричних давачів міксер донорської крові необхідно відкалібрувати за вищезгаданою методикою.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

2.6.4 Особливості умов експлуатації міксера донорської крові

Пристрій виконано у кліматичному виконанні УХЛ (категорія 4.2) та призначений для роботи за температури навколишнього середовища від +10 до +35 °С і відносної вологості повітря до 80%.

Зберігання апарату проводиться в упаковці виробника в приміщеннях, які опалюються та провітрюються за температури від +5 до +40°С і відносної вологості повітря до 80%. Наявність в повітрі парів кислот, лугів та інших агресивних сумішей не допускається. Під час зберігання апарату більше трьох років необхідно проводити повторну консервацію приладу та запасних частин.

Транспортування міксера донорської крові повинне відповідати умовам зберігання. Варіант тимчасового захисту ВЗ-10. Варіант внутрішньої упаковки ВУ-5.

Після транспортування та (або) зберігання пристрій для перемішування крові донора з консервантом в транспортній упаковці його необхідно витримати за нормальних кліматичних умов не менше 24 годин.

Експлуатаційне положення апарату – горизонтальне.

2.6.5 Можливі несправності та способи їх усунення

Перелік можливих несправностей, які найбільш часто зустрічаються у міксері донорської крові подано в таблиці 2.3 [2, 4, 9].

Таблиця 2.3 – Можливі несправності та шляхи їх усунення

Назва несправності, зовнішній прояв та додаткові ознаки	Ймовірна причина	Способи усунення
1	2	3
Не засвічується індикатор блока живлення	Вийшов з ладу запобіжник (0,5 А)	Замінити запобіжник
Задана доза не є кратною 10 г	Збій у системі електронного блоку	Встановити негативне значення заданої дози. Вимкнути живлення міксера, після чого знову його включити та задати необхідну дозу

Продовження таблиці 2.3

1	2	3
Фактична маса відібраної у донора крові не відповідає показам пристрою	Похибка параметрів вузла вимірювання ваги	Провести калібрування
У режимі вимірювання маси, коли рухома платформа є пустою, покази маси не рівні 0, а знаходяться в діапазоні від -25 до +25 г	Невірно встановлено коефіцієнт автокорекції нуля маси	Вибрати режим встановлення коефіцієнта автокорекції нуля маси після чого вимкнути і через 5 с знову ввімкнути живлення пристрою. За допомогою клавіатури встановити коефіцієнт автокорекції та перейти до режиму вимірювання маси (переконатись, що рухома платформа є порожньою, а показник маси рівний 0
У режимі вимірювання маси, коли рухома платформа є пустою, покази маси не рівні 0, а виходять за межі діапазону від -25 до +25 г	Відбулось розкалібрування вузла вимірювання ваги	Необхідно провести калібрування вузла вимірювання ваги

РОЗДІЛ 3 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Повірка вузла вимірювання ваги

Вузол вимірювання ваги, який входить до складу міксеру донорської крові, підлягає повірці під час введення його в експлуатацію або після ремонту. Повірку та опломбування вузла вимірювання ваги здійснюють представники державної метрологічної служби України.

Зауважимо, що міжповірочний інтервал – не більше одного року (зразки вузлів вимірювання ваги, які використовуються в умовах або режимах експлуатації, та є відмінними від наведених у ТУ на ваги, або для яких встановлено індивідуальні метрологічні характеристики, підлягають метрологічній атестації за ДСТУ 2708:2006 «Метрологія. Повірка засобів вимірювальної техніки. Організація та порядок проведення» [9]).

Повірка вузла вимірювання ваги здійснюється за ДСТУ EN 45501:2017 – «Метрологічні аспекти неавтоматичних зважувальних приладів» [4].

Для перевірки метрологічних характеристик ваг необхідно використовувати гирі класу точності M_1 згідно ДСТУ OIML R 111-1:2008 «Гирі класів точності $E_1, E_2, F_1, F_2, M_1, M_{1-2}, M_2, M_{2-3}$ і M_3 . Частина 1. Загальні технічні вимоги та методи випробування» [1].

Відомості про результати повірки за підписом представника державної метрологічної служби України та відбитком тавра про проведення Держповірки заносять до «ПАСПОРТУ» на міксер донорської крові.

Відбиток повірочного тавра наносять на мастику, яка розташована у металевій пломбі, що кріпиться за допомогою спеціальних свинтів з отворами на поверхні блока.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

3.2 Операції повірки

Основні операції повірки, які застосовують для вузла вимірювання ваги міксера донорської крові, наведено в таблиці 3.1.

Зауважимо, що за негативних результатів однієї із наведених у таблиці 3.1 операцій повірка вузла вимірювання ваги припиняється.

Таблиця 3.1 – Операції обов'язкової повірки вузла вимірювання ваги

Назва операції	Номер пункту (методика)
Перевірка зовнішнього вигляду міксера донорської крові та працездатності вузла вимірювання ваги	3.3.1
Перевірка несталості показів ненавантаженого вузла вимірювання ваги	3.3.2
Перевірка незалежності показів вузла вимірювання ваги від розташування вантажу на платформі	3.3.3
Перевірка похибки навантаження вузла вимірювання ваги	3.3.4
Перевірка чутливості вузла вимірювання ваги	3.3.5

Зауважимо, що випробування та повірка вузла вимірювання ваги міксера донорської крові необхідно проводити за нормальних кліматичних умов:

- температура навколишнього середовища, °C: від +15 до +35;
- відносна вологість повітря, %: від 45 до 80.

До проведення випробувань міксер донорської крові необхідно витримати за вищезазначених умов не менше 2-ох годин.

3.3 Методика повірки вузла вимірювання ваги

3.3.1 Зовнішній вигляд

Зовнішній вигляд міксера донорської крові (вузла вимірювання ваги, який входить до його складу) необхідно перевіряти оглядом конструкції та

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

його кабелів (провідників). Зазначимо, що під час проведення огляду кабель електроживлення пристрою має бути від'єднано від мережі живлення).

Працездатність вузла вимірювання ваги необхідно перевірити шляхом увімкнення міксера донорської крові тумблером «POWER». Зауважимо, що відповідність вузла вимірювання ваги нормованим метрологічним характеристикам забезпечується за 15 хв після увімкнення пристрою (до того зважування є можливим, але необхідно врахувати, що похибка таких зважувань буде вищою за нормовану).

Результати перевірки вважати задовільними, якщо зовнішній вигляд міксера донорської крові є задовільним (відсутні зовнішні пошкодження конструкції та захисного покриття, що робить пристрій неприцездатним або небезпечним під час експлуатації), а також пристрій реагує на вхідний сигнал.

3.3.2 Несталість показів

Несталість показів ненавантаженого вузла вимірювання ваги необхідно визначати наступним чином:

– встановити на рухому платформу гирю масою 500 г (допустимим є встановлення двох гир загальною масою 1000 г) і здійснити онулення показів вузла вимірювання ваги;

– тричі навантажити та розвантажити рухому платформу міксера донорської крові масою не менше мінімальної ваги ($N_{mГЗ}=10$ г), фіксуючи покази зважувань після кожного розвантажування.

Результати перевірки вважати позитивними, якщо різниця між показами ненавантаженого вузла вимірювання ваги та нульовим значенням не перевищуватиме 1 г.

3.3.3 Незалежність показів

Для визначення похибки вузла вимірювання ваги від розташування вантажу на рухомій платформі необхідно візуально розділити платформу на

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

чотири прямокутні частини згідно рисунку 3.1, а у центр кожної із частин почергово встановлювати гири, маса яких становить 10 % від максимальної ваги (НБГЗ=1000 г).

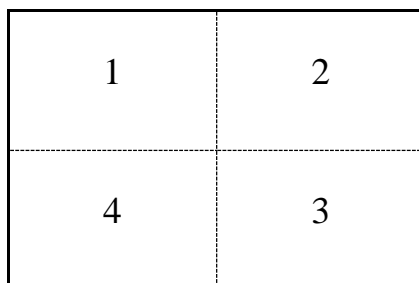


Рисунок 4.1 – Схема розташування вантажу на рухомій платформі мікзера донорської крові [2].

Похибку кожного зважування визначають як різницю між показами вузла вимірювання ваги та дійсним значенням маси гири.

Результати перевірки вважати задовільними, якщо отримані значення похибок не перевищують вказаних в нормативних документах границь допустимої похибки.

3.3.4 Похибка навантаження

Похибку навантаженого вузла вимірювання маси без встановлення маси полімерного гемоконтейнера необхідно визначати не менше ніж у 10-ти рівномірно-розподілених, за діапазоном зважування, точках під час його навантаження та розвантаження із обов'язковим використанням вантажів масою НмГЗ та НБГЗ:

- послідовно навантажувати вузол вимірювання ваги гирями, фіксуючи результат зважування після стабілізації показів за кожного навантаження;
- зняти останній вантаж із рухомої платформи та переконатися у появі нульових показів;

– розвантажувати вузол вимірювання ваги у зворотній послідовності, фіксуючи результат зважування після стабілізації показів за кожного навантаження;

Результати перевірки вважати задовільними, якщо похибка навантаженого вузла вимірювання ваги не перевищує вказаних в нормативних документах границь допустимої похибки.

3.3.5 Чутливість вузла

Поріг чутливості вузла вимірювання ваги необхідно визначати в комплексі із визначенням похибки навантаження для значень маси навантаження НмГЗ, 0,5НбГЗ та НбГЗ в наступній послідовності:

- під час навантаження вузла вимірювання ваги кожним зі вказаних навантажень довантажити їх десятьма додатковими гирями масою 1 г кожна;
- послідовно знімати додаткові гирі до того моменту, допоки покази вузла вимірювання ваги не зменшаться чітко на 10 г;
- одну зі знятих додаткових гир знову встановити на рухомій платформі;
- докласти на ваги додаткові гирі загальною масою 0,25НбГЗ, що відповідає порогу чутливості, під час цього покази ваг повинні збільшитися на 250 г.

Результати перевірки вважати задовільними, якщо поріг чутливості вузла вимірювання ваги під час його перевірки з навантаженими масами НмГЗ, 0,5НбГЗ та НбГЗ не перевищує вказаних в нормативних документах границь допустимої похибки.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі розв'язано актуальну науково-практичну задачу з дослідження функціонально-експлуатаційних характеристик та обґрунтування метрологічного забезпечення міксеру донорської крові «Вахтер Combimix-X3» задля підвищення якості та безпеки гемотрансфузійної терапії.

За результатами виконаної роботи можна зробити такі висновки:

– аналіз стану предметної області підтвердив, що забезпечення високої якості донорських компонентів безпосередньо залежить від точності та надійності обладнання для ексфузії. Порівняльний аналіз існуючих аналогів на ринку медичної техніки показав, що міксер «Вахтер Combimix-X3» є високотехнологічним та ергономічним рішенням, проте вимагає чіткого дотримання експлуатаційних норм та регулярного метрологічного контролю;

– на основі дослідження фізико-технічних засад роботи пристрою деталізовано процеси зважування та безперервного помішування крові з гемоконсервантом. Описано взаємодію його конструктивних частин, що дало змогу виявити критичні вузли системи, які найбільше впливають на похибку вимірювання об'єму донації та надійність перекриття магістралі;

– розроблено функціональну схему пристрою, яка комплексно відображає архітектуру взаємодії між вимірювальними давачами, блоком керування та виконавчими механізмами, що дозволило детально описати алгоритм роботи міксеру на кожному етапі забору крові;

– визначено специфіку технічного обслуговування та налагодження міксеру. Сформовано чіткі рекомендації щодо виявлення та оперативного усунення можливих несправностей (відмов) апарату в умовах закладів служби крові, що мінімізує ризики виробничих похибок та простою обладнання;

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

– обґрунтовано й систематизовано методику повірки вузла вимірювання ваги міксеру «Baxter Combimix-X3». Визначено оптимальну послідовність метрологічних операцій та вимоги до еталонних засобів вимірювальної техніки. Це гарантує відповідність пристрою вимогам чинних нормативних документів та забезпечує високу точність зважування донорських гемоконтейнерів.

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. ДСТУ OIML R 111-1:2008. [Чинний від 2010.01.01]. URL: <https://surl.lt/ebfdkg> (дата звернення: 08.03.2026).
2. Кайдик О. Л., Терлецький Т. В. До питання стабілізації метрологічних параметрів міксерів донорської крові. URL: <https://surl.li/narrwy> (дата звернення: 10.02.2026).
3. Котушки індуктивності: Будова, параметри та застосування. URL: <https://surl.li/lmmpara> (дата звернення: 21.02.2026).
4. Метрологічні аспекти неавтоматичних зважувальних приладів. URL: <https://surl.li/evhrxx> (дата звернення: 28.04.2026).
5. Міксери для контрольованого взяття крові. URL: <https://surl.lt/xdybxn> (дата звернення: 25.02.2026).
6. Міксери для контрольованого взяття крові: сучасні рішення для донорства та лабораторій. URL: <https://dpmge.com/blog/miksery-dlya-kontrolovanogo-vzyattya-krovi> (дата звернення: 18.04.2026).
7. Міксери-помішувачі Bagmatic NOVO LS. URL: <https://surl.li/ehhthb> (дата звернення: 16.02.2026).
8. Міксери-помішувачі: єдиний стандарт заготівлі цільної крові. URL: <https://surl.li/zltpip> (дата звернення: 23.03.2026).
9. Повірка засобів вимірювальної техніки. URL: <https://oscill.com/files/27082006.pdf> (дата звернення: 28.04.2026).
10. Сертифіковане обладнання для суб'єктів системи крові та банків крові від провідних європейських виробників з доставкою по Україні. URL: <https://redmedua.com/uk/catalog/Blood-bank-equipment> (дата звернення: 28.04.2026).
11. Як отримати інформацію про здійснені донації крові. URL: <https://surl.li/nkgezx> (дата звернення: 12.04.2026).

					ВР 503.00.00.000 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підп	Дата		