

**НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ БІОРЕСУРСІВ  
І ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ УКРАЇНИ**

**ІНСТИТУТ ЕНЕРГЕТИКИ, АВТОМАТИКИ І ЕНЕРГОЗБЕРЕЖЕННЯ**

**ДОПУСКАЄТЬСЯ ДО ЗАХИСТУ**

**Завідувач кафедри**  
автоматики та робототехнічних систем  
ім. акад. І.І. Мартиненка  
(назва кафедри)

К.Т.Н., доц. \_\_\_\_\_ О.О. Опришко  
(підпис) (ПІБ)

" \_\_\_\_ " \_\_\_\_\_ 2025 р.

**БАКАЛАВРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**

**на тему "СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ ШВИДКОСТІ ТА  
ТЕМПЕРАТУРИ КРОВІ ДЛЯ ШТУЧНОГО КРОВООБІГУ"**

Спеціальність: 163 - "Біомедична інженерія"

**Гарант освітньої програми**

Д.Т.Н., професор  
(науковий ступінь та вчене  
звання)

\_\_\_\_\_ (підпис)

Никифорова Л.Є.  
(П.І.Б.)

**Керівник бакалаврської кваліфікаційної роботи**

К.Т.Н., доцент  
(науковий ступінь та вчене  
звання)

\_\_\_\_\_ (підпис)

Опришко О.О.  
(П.І.Б.)

**Виконав**

\_\_\_\_\_ (підпис)

Гулий В.О.  
(П.І.Б.)

**КИЇВ – 2025**

**НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ БІОРЕСУРСІВ  
І ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ УКРАЇНИ  
ІНСТИТУТ ЕНЕРГЕТИКИ, АВТОМАТИКИ І ЕНЕРГОЗБЕРЕЖЕННЯ**

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

**Завідувач кафедри**

автоматики та робототехнічних систем

ім. акад. І.І. Мартиненка

(назва кафедри)

д.т.н., проф. О.О.Опришко

(підпис)

(ПІБ)

" \_\_\_\_ " \_\_\_\_\_ 2025 р.

**ЗАВДАННЯ**

на виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи студента

**Гулого Владислава Олександровича**

(прізвище, ім'я, по батькові)

Спеціальність: 163 - "Біомедична інженерія"

1. Тема бакалаврської кваліфікаційної роботи: "Система вимірювання швидкості та температури крові для штучного кровообігу",

затверджена наказом ректора НУБіП України від "12" 11 2024 р. № 2023"С"

2. Термін подання завершеної роботи на кафедру — "1" червня 2025 р.

3. Вихідні дані до бакалаврської кваліфікаційної роботи:

3.1. Завдання кафедри на виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи.

3.2. Нормативні документи по проектуванню біомедичних об'єктів .

3.3. Наукова література з тематики бакалаврської кваліфікаційної роботи.

3.4. Матеріали виробничої практики

4. Перелік питань, які необхідно розробити:

**1. МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ РОБОТИ**

1.1 Аналіз сучасного стану даної проблеми (згідно теми)

1.2 Обґрунтування актуальності медико-технічної задачі, яку необхідно вирішити

1.3 Обґрунтування і вибір технічних підходів для вирішення задачі кваліфікаційної роботи

**2. СТРУКТУРНА СХЕМА ПРИСТРОЮ (або системи)**

- 2.1 Аналіз принципів побудови пристроїв та систем предметної області
- 2.2 Вибір та обґрунтування структурної (функціональної) схеми пристрою (системи)
- 2.3 Вибір технічних засобів автоматизації

### **3. РОЗРАХУНОК ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ БЛОКІВ (у складі пристрою або системи)**

- 3.1 Розробка принципової електричної схеми блоків
- 3.2 Фізичне або математичне моделювання роботи блоків
- 3.3 Обґрунтування і розробка елементів конструкції, технології виготовлення блоку

### **4. ДЕТАЛЬНА РОЗРОБКА (певного вузлу медичного апарату, або біотехнічної системи, або алгоритму керування (узгоджується із керівником). 5. РОЗРОБКА ПИТАНЬ ОХОРОНИ ПРАЦІ**

Дата видачі завдання "24" березня 2025 року

**Керівник  
бакалаврської  
кваліфікаційної  
роботи**

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Опришко О.О.  
(П.І.Б.)

**Завдання прийняв до  
виконання**

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Гулий В.О.  
(П.І.Б.)

## ЗМІСТ

РЕФЕРАТ .....	6
ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА .....	10
1.1. Принцип роботи апарата штучного кровообігу .....	10
1.2. Типова схема підключення.....	12
1.3. Проведення процедури штучного кровообігу.....	13
1.4. Ультразвуковий метод вимірювання швидкості крові .....	14
Висновки до розділу 1 .....	17
РОЗДІЛ 2. ЛАБОРАТОРНА СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ ШВИДКОСТІ КРОВООБІГУ .....	19
1.1. Загальна структура моделі системи.....	19
2.2. Функціональна схема лабораторної системи .....	21
2.3. Датчики у складі системи .....	24
2.3.1. Датчик витрати води.....	24
2.3.2 Датчик руху.....	26
2.3.3. Датчик температури.....	29
2.4. Обробка та кореляція показань від датчиків.....	31
2.5. Принципова схема підсилювача УЗ-датчика та елементів системи.....	33
Висновки до розділу 2 .....	38
РОЗДІЛ 3. ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ.....	40
3.1. Апаратно-програмні засоби реалізації системи та результати вимірювань .....	40
Висновки до розділу 3 .....	44
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ .....	46
Вступ.....	46
4.1. Аналіз небезпечних і шкідливих факторів .....	47
4.2. Вимоги до мікроклімату та освітлення.....	48
4.3. Електробезпека та захист від ураження струмом .....	49
4.4. Пожежна безпека.....	50
4.5 Ергономіка робочого місця .....	52

Висновки до розділу 4 .....	53
ВИСНОВОК.....	55
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....	57

## РЕФЕРАТ

Бакалаврська робота присвячена розробці та практичній реалізації лабораторної системи вимірювання швидкості та температури крові, призначеної для використання у моделюванні процесів штучного кровообігу.

У першому розділі досліджено принцип роботи апарата штучного кровообігу, розглянуто різні методи вимірювання витрати рідини, температури та швидкості потоку, зокрема: ультразвукові, термічні, електромагнітні. Особливу увагу приділено доплерівському методу, який забезпечує безконтактне вимірювання швидкості потоку завдяки реєстрації зсуву частоти відбитого сигналу.

У другому розділі здійснено розробку структурної та функціональної схем лабораторної установки. До складу системи увійшли: датчик витрати рідини (Electrow), температурний сенсор (DS18B20), датчик руху на основі ефекту Доплера (HB100), мікроконтролер Arduino Uno, а також програмно-апаратні засоби для зчитування, обробки та виводу даних. Проведено аналіз роботи кожного сенсора, підключення до системи, а також кореляцію між показаннями.

У третьому розділі виконано практичну реалізацію системи, розроблено схеми підключення, протестовано роботу всіх елементів на макетній платі. Програмне забезпечення реалізовано з використанням мови Arduino IDE. Отримані результати свідчать про працездатність системи, її придатність до використання у навчальному процесі та наукових експериментах.

Четвертий розділ присвячено питанням охорони праці: розглянуто шкідливі фактори при роботі з електронікою, забезпечення електробезпеки, вимоги до мікроклімату та ергономіки робочого місця.

Результати роботи підтверджують ефективність обраного технічного рішення та відкривають перспективи подальшого вдосконалення системи — зокрема, впровадження бездротової передачі даних або інтеграції з медичними інформаційними системами.

Ключові слова: штучне кровообіг, доплерівський ефект, витрата рідини, температура, Arduino, датчик руху, біомедична інженерія.

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АШК – апарат штучного кровообігу

УЗ – ультразвуковий.

## ВСТУП

У сучасній біомедичній інженерії особливе місце посідає розробка систем, призначених для підтримки та відтворення життєво важливих функцій організму. Однією з найвідповідальніших технологій у цій галузі є системи штучного кровообігу, які застосовуються під час кардіохірургічних втручань, у відділеннях інтенсивної терапії та при лікуванні пацієнтів із тяжкими порушеннями серцево-судинної діяльності. Ефективне функціонування таких систем неможливе без точного та надійного контролю ключових фізіологічних параметрів, зокрема швидкості та температури крові.

Вимірювання швидкості кровотоку дозволяє оцінити обсяг перекачуваної рідини в реальному часі, а контроль температури забезпечує підтримання гомеостазу та запобігає гіпотермії або перегріванню органів. Ці параметри критично важливі для забезпечення безперервного і стабільного постачання кисню та поживних речовин до тканин організму. В умовах штучного кровообігу навіть незначні відхилення можуть призвести до серйозних ускладнень, тому системи моніторингу повинні відповідати високим вимогам щодо точності, швидкодії та надійності.

Актуальність дослідження обумовлена потребою в удосконаленні технологій моніторингу фізіологічних параметрів у штучному кровообігу. Сучасні тенденції розвитку біомедичної техніки передбачають створення інтелектуальних вимірювальних систем із високим ступенем автоматизації, які здатні інтегруватися в загальні системи життєзабезпечення пацієнта.

Метою бакалаврської кваліфікаційної роботи є аналіз, розробка та технічне обґрунтування системи вимірювання швидкості та температури крові, що використовується в умовах штучного кровообігу. У роботі буде розглянуто принципи побудови таких систем, методи вимірювання та обробки сигналів, а також оцінено можливості їхнього вдосконалення для підвищення точності і надійності діагностики.

## РОЗДІЛ 1

### ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

#### 1.1. Принцип роботи апарата штучного кровообігу

Апарат штучного кровообігу (АШК) — це складна медико-технічна система, призначена для тимчасового забезпечення циркуляції крові в організмі пацієнта, коли серце або легені частково чи повністю втрачають свою функціональність. Найчастіше АШК застосовується під час кардіохірургічних операцій на відкритому серці, коли необхідно зупинити серце для проведення хірургічного втручання.

Основна функція апарата полягає в підтримці системного кровотоку, оксигенації (насичення крові киснем) та видаленні вуглекислого газу, що зазвичай виконується серцем і легенями. Апарат замінює ці органи, забезпечуючи життєво важливі функції за допомогою зовнішньої системи трубок, насосів та фільтрів.

Принцип дії АШК базується на безперервній циркуляції крові через такі основні компоненти (рис.1.1):

- **Венозний резервуар:** приймає венозну кров з організму, яка надходить пасивно під дією сили тяжіння.
- **Оксигенатор:** виконує функцію легень — насичує кров киснем і видаляє вуглекислий газ. Залежно від принципу дії, оксигенатори поділяються на мембранні та плівкові.
- **Теплообмінник:** забезпечує підігрів або охолодження крові до необхідної температури, що є критично важливим у хірургічній практиці (наприклад, при гіпотермії для зменшення метаболізму).
- **Насос:** найчастіше використовуються роликові або центрифужні насоси, які переміщують кров із системи назад в артеріальну частину тіла пацієнта.

- **Фільтри:** очищують кров від мікротромбів, повітряних бульбашок або сторонніх частинок.

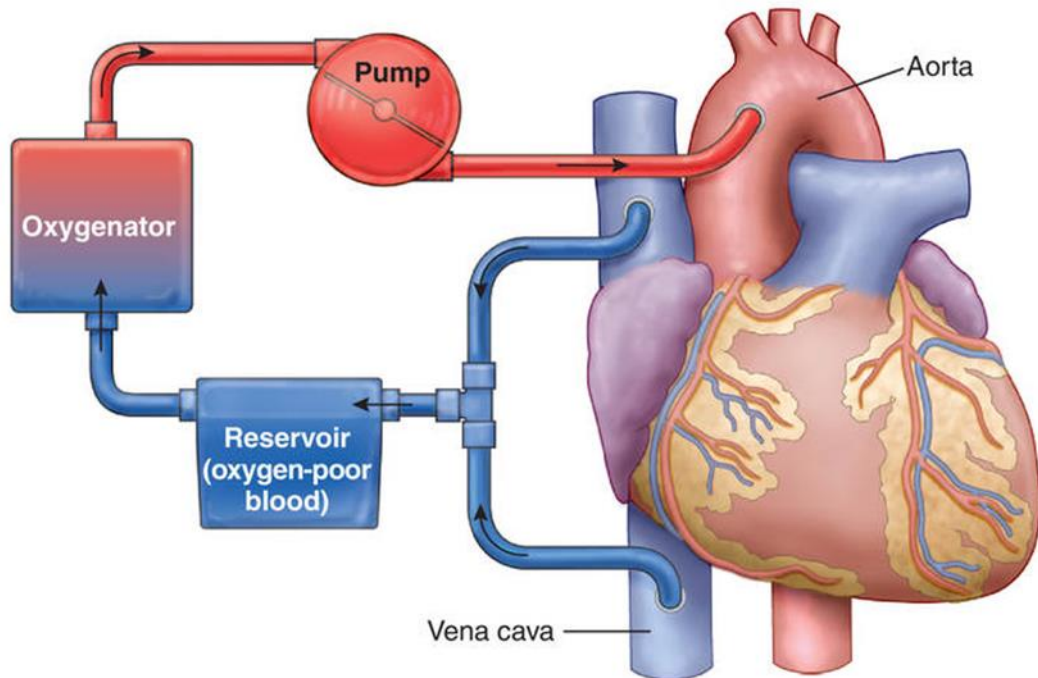


Рисунок 1.1 - Схема штучного кровообігу

Після того як кров проходить усі етапи обробки, вона повертається до організму через артеріальний контур. Весь процес ретельно контролюється за допомогою датчиків тиску, температури, швидкості потоку та газового складу крові. Зміна будь-якого з параметрів може бути оперативно скоригована персоналом або автоматично, у випадку використання інтелектуальних систем моніторингу.

Таким чином, апарат штучного кровообігу виконує життєво важливу функцію підтримки гемодинаміки в умовах, коли серце і легені тимчасово виведені з процесу циркуляції. Його ефективність напряму залежить від точності вимірювальних систем, які контролюють усі ключові параметри крові під час процедури.

## 1.2. Типова схема підключення

Схема підключення апарата штучного кровообігу (АШК) може варіюватися залежно від анатомічного доступу під час операції та характеру патологічного процесу у серці або судинах. Вибір точки введення артеріального контуру обумовлюється зручністю хірургічного доступу та ефективністю перфузії життєво важливих органів.

Зазвичай для введення артеріалізованої крові використовують одну з периферичних артерій, найчастіше стегнову або клубову. Через ці судини кров потрапляє до черевної та грудної частин аорти, звідки розподіляється до дуги аорти та судин, що забезпечують кровопостачання головного мозку і міокарда, зокрема до коронарних артерій. В окремих випадках артеріальну канюляцію здійснюють безпосередньо в вихідному відділі аорти для забезпечення централізованого кровотоку.

Венозне дронування може здійснюватися кількома способами. Один із поширених варіантів — встановлення двох катетерів у верхню та нижню порожнисті вени через праве передсердя. Альтернативно застосовується один катетер, який вводиться безпосередньо в праве передсердя або правий шлуночок. Забрана венозна кров надходить до оксигенатора, де насичується киснем і очищується від вуглекислого газу. Після цього за допомогою насоса вона спрямовується назад до артеріального русла пацієнта.

Перед підключенням системи штучного кровообігу обов'язково проводиться системна антикоагуляція шляхом внутрішньовенного введення гепарину у дозі 2–3 мг на кожен кілограм маси тіла пацієнта. Це необхідно для профілактики утворення тромбів у контурі АШК.

Для забезпечення безпеки пацієнта рекомендовано спочатку здійснювати канюляцію артеріального сегмента системи, а вже потім — венозного. Такий підхід дозволяє знизити ризик повітряної емболії та втрати гемодинамічного контролю під час початку екстракорпоральної циркуляції.

### 1.3. Проведення процедури штучного кровообігу

Початок штучного кровообігу передбачає одночасне включення артеріального насоса та зняття затискачів із венозної лінії контуру, при цьому важливо не допустити раптового зниження об'єму циркулюючої крові в організмі. Продуктивність насоса поступово збільшують синхронно з наростанням венозного припливу, поки об'ємна швидкість перфузії не досягне розрахункових значень — зазвичай це 2,2–2,4 літра на хвилину на 1 м<sup>2</sup> площі поверхні тіла пацієнта.

У подальшому керуються клінічними критеріями адекватності перфузії, такими як артеріальний тиск, центральний венозний тиск, температура тіла, сатурація кисню, діурез тощо. Постійний моніторинг цих показників дозволяє своєчасно коригувати параметри роботи апарата для забезпечення стабільної гемодинаміки.

Тривалість штучного кровообігу визначається обсягом і складністю хірургічного втручання. У разі виконання незначних операцій (наприклад, ушивання дефекту міжпередсердної перегородки або усунення клапанного стенозу) вона може становити декілька хвилин. Натомість складні реконструктивні втручання — зокрема, багатоклапанне протезування — потребують проведення штучного кровообігу впродовж кількох годин.

Перехід до фізіологічного кровообігу здійснюється поступово. Для цього зменшують подачу крові через венозну лінію апарата та одночасно знижують швидкість роботи артеріального насоса. Подавання крові в артеріальну систему повністю припиняється після досягнення необхідного об'єму циркулюючої крові в судинному руслі, що контролюється за рівнем центрального венозного тиску. На момент завершення процедури цей показник має становити приблизно 150–180 мм водного стовпа.

У випадках тривалої екстракорпоральної циркуляції (понад одну годину) доцільним є поєднання процедури з гіпотермією. Зниження температури тіла

призводить до зменшення метаболічних потреб організму, насамперед у кисні, що дозволяє знизити швидкість перфузії та, відповідно, зменшити механічне пошкодження формених елементів крові. У більшості клінічних ситуацій застосовують помірну гіпотермію — температура тіла в межах 28 °С. Глибока гіпотермія (до 10–15 °С) використовується лише у виняткових випадках, зокрема при необхідності повної зупинки кровообігу.

Крім того, важливим компонентом підтримки штучного кровообігу є контрольована гемодилуція — розведення крові шляхом введення спеціальних розчинів (електролітів, цукрів або білків), що забезпечує покращення реологічних властивостей крові та знижує в'язкість, сприяючи ефективнішій перфузії.

#### 1.4. Ультразвуковий метод вимірювання швидкості крові

Ультразвуковий метод вимірювання швидкості кровотоку є одним із найпоширеніших і найефективніших неінвазивних способів оцінки гемодинаміки. Цей метод ґрунтується на фізичному явищі Доплера — зміні частоти ультразвукової хвилі, що відбивається від рухомих об'єктів, зокрема від формених елементів крові, які переміщуються в руслі судин.

##### Принцип роботи:

Під час ультразвукового дослідження в зону потоку крові направляється ультразвуковий сигнал із частотою  $f_0$ . Відбитий сигнал від рухомих еритроцитів повертається до датчика з новою частотою  $f_r$ , яка залежить від напрямку і швидкості кровотоку. Зміна частоти ( $\Delta f = f_r - f_0$ ) дозволяє обчислити швидкість руху крові за формулою Доплера (1.1):

$$v = \frac{c \times \Delta f}{2f_0 \times \cos \theta} \quad (1.1)$$

де:

$v$  — швидкість кровотоку;

$c$  — швидкість розповсюдження ультразвуку в тканинах (приблизно 1540 м/с);

$\Delta f$  — зміна частоти;

$\theta$  — кут між віссю ультразвукового променя і напрямком потоку крові.

### **Типи ультразвукових методів:**

Існує декілька варіацій ультразвукових методів вимірювання швидкості крові:

Імпульсно-хвильовий доплер — дозволяє точно визначити швидкість у певній глибині, але має обмеження щодо максимальної швидкості через ефект згортки (aliasing).

Безперервно-хвильовий доплер — не має обмежень по швидкості, але не дозволяє точно визначити глибину джерела сигналу.

Кольорове доплерівське картування — дає змогу візуалізувати напрям і швидкість кровотоку у вигляді кольорового зображення на тлі структури судини або серця.

### **Переваги методу:**

Висока точність вимірювання при дотриманні правильного кута сканування.

Можливість безконтактного моніторингу у реальному часі.

Безпечність для пацієнта, оскільки не використовуються іонізуючі випромінювання.

### **Застосування в системах штучного кровообігу:**

У системах штучного кровообігу ультразвукові витратоміри можуть використовуватись для постійного контролю швидкості крові в контурі. Такі сенсори зазвичай вбудовуються у зовнішній трубопровід і не мають прямого контакту з кров'ю, що значно зменшує ризик забруднення та ускладнень. Дані, отримані з УЗ-датчика, використовуються для регулювання роботи насоса та забезпечення стабільної перфузії відповідно до індивідуальних фізіологічних параметрів пацієнта.

## 1.5. Методи вимірювання витрати рідини та об'єму

Вимірювання витрати та об'єму рідини є ключовим завданням в системах моніторингу штучного кровообігу. Витрата рідини визначається як об'єм, що проходить через поперечний переріз трубопроводу за одиницю часу, і зазвичай виражається в літрах за хвилину (л/хв). Точне визначення цих параметрів дозволяє забезпечити адекватну перфузію органів, підтримувати гомеостаз та своєчасно виявляти порушення в роботі апаратури.

Залежно від фізичних принципів, методи вимірювання витрати поділяють на кілька основних груп:

### 1. Механічні (об'ємні) витратоміри

Ці пристрої базуються на прямому вимірюванні об'єму рідини, яка проходить через вимірювальну камеру. До них належать:

- Турбінні витратоміри — містять обертову турбіну, швидкість обертання якої пропорційна об'ємній витраті. Переваги: простота, компактність. Недоліки: механічний знос, чутливість до в'язкості.
- Роторні та поршневі витратоміри — забезпечують високу точність при низьких швидкостях потоку, проте мають більші габарити та інерційність.

### 2. Ультразвукові витратоміри

Працюють за принципом вимірювання часу проходження ультразвукової хвилі вздовж і проти потоку рідини. Зміна часу проходження хвиль дозволяє розрахувати швидкість потоку:

- Часо-імпульсні (Time-of-Flight) — обчислюють різницю часу проходження сигналів у напрямку і проти потоку.
- Доплерівські — вимірюють зміну частоти відбитого сигналу від частинок крові.

Ці методи є безконтактними, не потребують вбудовування у потік і добре підходять для стерильних систем.

### **3. Електромагнітні витратоміри**

Засновані на законі Фарадея — при русі провідної рідини в магнітному полі виникає електрорушійна сила, пропорційна швидкості потоку. Переваги: висока точність, інертність до забруднень. Використовуються переважно у лабораторних та промислових умовах.

### **4. Теплові витратоміри (анемометри)**

Принцип дії базується на вимірюванні кількості тепла, яке відводиться потоком рідини. Найчастіше застосовуються для газів, але можуть бути адаптовані і до рідин. Характеризуються високою чутливістю, але залежать від температури середовища.

### **5. Оптичні методи**

У деяких високоточних системах використовують лазерну або інфрачервону доплерографію для оцінки швидкості мікропотоків у тонких трубках або судинах. Переваги: висока просторово-часова роздільна здатність. Недоліки: складність реалізації, чутливість до перешкод.

У системах штучного кровообігу перевагу надають ультразвуковим та електромагнітним витратомірам, оскільки вони забезпечують безперервний контроль, високу точність та сумісність із біологічними рідинами без порушення стерильності. Вимірювання об'єму крові проводиться інтеграцією витрати у часі, що дозволяє обчислити загальний об'єм перфузованої рідини в процесі операції.

## **Висновки до розділу 1**

У першому розділі було проведено теоретичний аналіз особливостей роботи апарата штучного кровообігу, а також методів моніторингу основних фізіологічних параметрів у контурі екстракорпоральної циркуляції.

Розглянуто принцип дії АШК, який дозволяє тимчасово замінювати функції серця та легень шляхом забезпечення безперервної циркуляції, оксигенації та терморегуляції крові. Типова схема підключення апарата включає

артеріальну та венозну канюляцію, насосну та оксигенаційну систему, а також моніторингові вузли, що дозволяють контролювати ключові параметри в реальному часі.

Було проаналізовано технологічну послідовність проведення штучного кровообігу, що включає фазу запуску, підтримання та завершення екстракорпоральної перфузії. Встановлено, що ефективність процедури значною мірою залежить від точності та надійності вимірювальних систем, особливо в умовах тривалого ШК або застосування гіпотермії.

Окрему увагу приділено методам вимірювання швидкості та витрати рідини. Ультразвуковий метод, зокрема доплерівський і часо-імпульсний варіанти, визнано одним із найефективніших завдяки неінвазивності, високій точності та сумісності з біологічними середовищами. Також детально розглянуто термічні та електромагнітні методи вимірювання витрати, їх переваги, недоліки та можливості застосування у медичних системах.

Отримані результати теоретичного аналізу є підґрунтям для подальшого проєктування лабораторної системи вимірювання швидкості кровотоку та визначення технічних характеристик необхідних сенсорів і електронних модулів.

## РОЗДІЛ 2

### ЛАБОРАТОРНА СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ ШВИДКОСТІ КРОВООБИГУ

#### 1.1. Загальна структура моделі системи

Апарат штучного кровообігу являє собою комплексну медико-технічну систему, до складу якої входить консоль із насосними модулями, блок керування, набір датчиків, а також допоміжне обладнання — інфузійні стійки, полицки з нержавіючої сталі, венозні зажими тощо. Основні компоненти системи закріплюються на підвісній консолі, яка виконує функцію базової платформи.

На консолі розміщуються роликові насоси, здатні працювати з частотою обертання до 250 об/хв, що забезпечує об'ємний потік крові в діапазоні від 0 до 11,2 літрів за хвилину при використанні трубок діаметром ½ дюйма.

Конструкція передбачає використання щонайменше п'яти насосів, кожен із яких виконує окрему функцію:

**Артеріальний насос** — основний елемент, що забезпечує транспортування оксигенованої крові з венозної частини системи в артеріальну.

**Насос дренажу лівого шлуночка** — запобігає застою крові в порожнині серця.

**Сануючий насос** — здійснює відсмоктування крові з операційної рани з наступним поверненням її в контур.

**Два насоси для кардіоплегії** — забезпечують введення кардіоплегічного розчину з різною швидкістю або режимами (наприклад, охолодження або підігрівання).

Для зменшення габаритів конструкції та синхронізації режимів кардіоплегії деякі насоси об'єднуються в єдиний насосний модуль з двома незалежними електроприводами та загальним блоком електронного керування. Крім насосів, апарат обладнано:

- Блоком контролю тиску та температури (електронний термометр, теплообмінник з терморегулятором);
- Газозмішувачем для регулювання складу дихального газу в оксигенаторі;
- Таймерами, детекторами рівня крові, сенсорами повітряних бульбашок — інтегрованими у блок управління.

Типи насосів, що використовуються в апаратах ШК, класифікуються за принципом створення кровотоку:

**Пульсаційні** (з мембранним приводом) — імітують систоло-діастолічні цикли, керуючи об'ємом камери за допомогою пневматичного або гідравлічного середовища.

**Перистальтичні** (роликові, пальчикові) — створюють хвилеподібний рух рідини в гнучких трубках.

**Клапанні насоси** — регулюють потік завдяки клапанам, що розміщуються як у просвіті трубки, так і поза нею.

За механізмом дії розрізняють насоси: з постійним ударним об'ємом — забезпечують рівномірний потік; також з перемінним об'ємом — імітують фізіологічну пульсацію.

Живлення апарата може здійснюватися від гідравлічних, пневматичних або електромеханічних приводів, з можливістю переходу на ручне керування в аварійних ситуаціях.

Системи штучного кровообігу застосовуються не лише у кардіохірургії, а й у таких сферах, як:

- Ізольована хіміотерапія при злоякісних новоутвореннях;
- Лікування деструктивно-запальних захворювань;
- Реанімація при клінічній смерті;
- Підтримка життєдіяльності трансплантатів до моменту пересадки.

Різні моделі апаратів відрізняються структурою, типом сенсорного оснащення, інтерфейсом керування та спеціалізованими функціями — зокрема,

автоматичним регулюванням тиску, температури та рівня перфузії, що підвищує ефективність лікувального процесу.

## 2.2. Функціональна схема лабораторної системи

Для реалізації лабораторного макета системи вимірювання швидкості кровообігу одним із перших етапів розробки стало формування функціональної блок-схеми, що відображає загальну структуру та логіку взаємодії компонентів (рис 2.1). Така схема дозволяє визначити ключові вузли, їх послідовність, а також основні сигнальні зв'язки між ними.



Рисунок 2.1 - Блок-схема лабораторної системи.

Після побудови функціональної блок-схеми було здійснено практичну реалізацію лабораторної системи вимірювання температури та швидкості кровообігу. Основна мета цієї системи — моделювання процесів, які відбуваються в контурі штучного кровообігу, з можливістю точного моніторингу ключових параметрів у реальному часі.

У процесі розробки було використано такі основні компоненти:

**Датчик витрати води** – сенсор Electrow з різьбленням  $\frac{1}{4}$  дюйма, здатний вимірювати об'ємну витрату рідини в діапазоні від 0,3 до 6 л/хв при температурі до  $+80$  °С. Він встановлюється на трубопровід лабораторного контуру та формує імпульсний сигнал, пропорційний швидкості потоку.

**Датчик швидкості на основі ефекту Доплера** – модуль NB100, що працює на частоті 10,525 ГГц. Завдяки точності частотного генератора  $\pm 3$  МГц, сенсор забезпечує високу чутливість до зміни швидкості потоку, з можливістю фіксації змін на рівні 0,03 л/хв. Цей сенсор є безконтактним і дозволяє вимірювати швидкість рідини через стінку трубопроводу.

**Датчик температури** – водозахищений цифровий термометр Dallas (DS18B20) контактного типу. Він забезпечує вимірювання температури в діапазоні від  $-10$  °С до  $+85$  °С із похибкою не більше ніж  $\pm 0,5$  °С. Підключається безпосередньо до мікроконтролера й дозволяє вести постійний моніторинг температурного режиму системи.

**Мікроконтролер Arduino Uno** – виконує функції обробки сигналів від сенсорів, обчислення швидкості потоку та температури, а також передає дані на зовнішній пристрій виводу. Arduino обрано завдяки простоті використання, сумісності з великою кількістю датчиків та наявності бібліотек для роботи з усіма типами сенсорів, що застосовуються.

**Насос штучного кровообігу** (перистальтичного типу) – забезпечує стабільну циркуляцію рідини по замкненому контуру та імітує серцеву активність. Він створює гідродинамічні умови, близькі до фізіологічних.

**Персональний комп'ютер** – використовується як елемент візуалізації даних, реєстрації результатів та аналізу показників. На ПК встановлено програмне забезпечення для контролю параметрів (наприклад, серійний монітор Arduino IDE або окрема візуалізаційна платформа).

Загальний вигляд реалізованої лабораторної установки представлено на рисунку 2.2. Усі компоненти системи взаємодіють через відповідні сигнальні та енергетичні лінії, утворюючи інтегроване середовище для дослідження моделей штучного кровообігу.

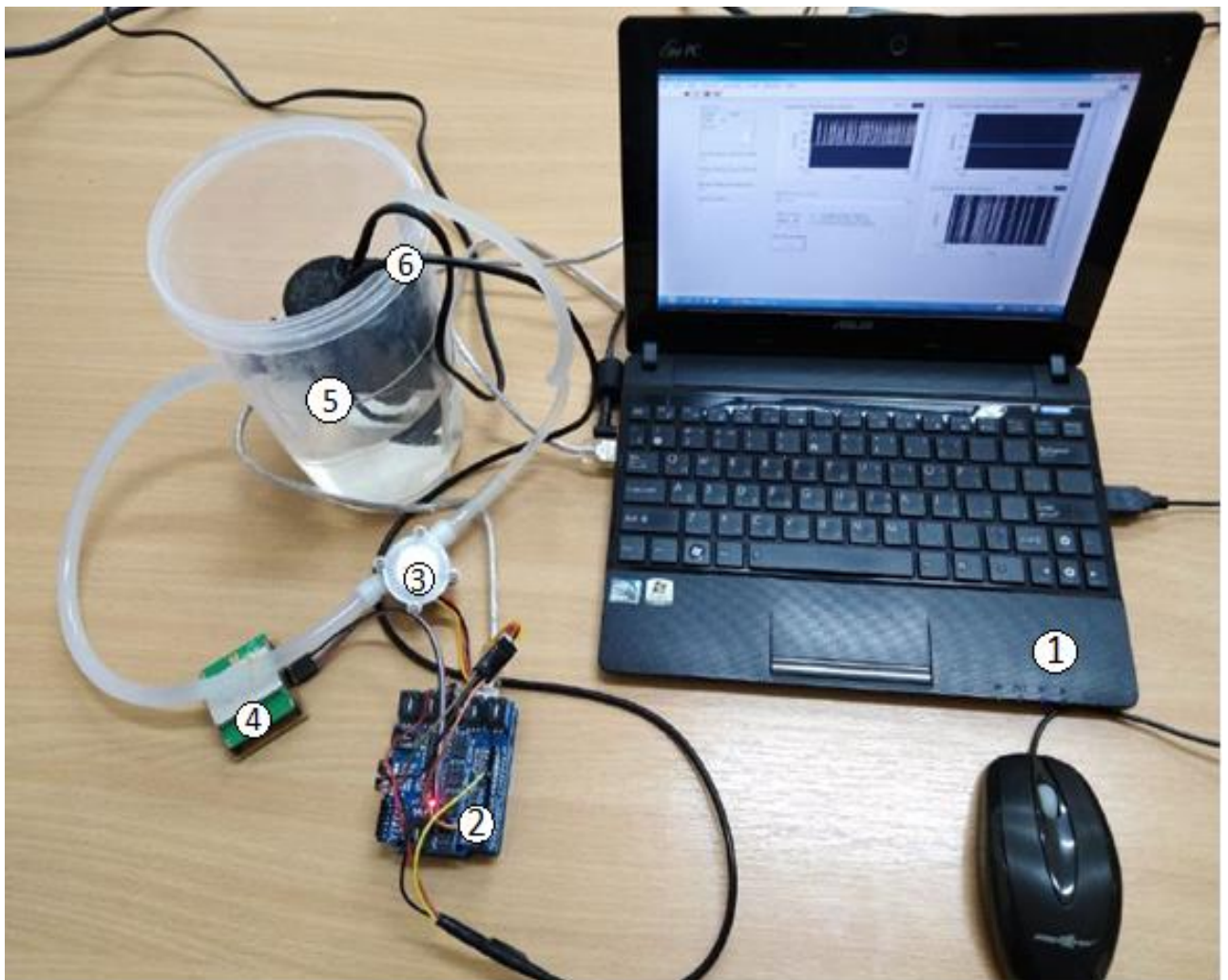


Рисунок 2.2 - Лабораторна система вимірювання швидкості кровообігу: 1- ПК з системою контролю параметрів; 2-Мікроконтролер Arduino ;3-Датчик витрати води; 4-Датчик руху на основі ефекту Доплера; 5-Насос штучного кровообігу; 6-Датчик температури.

### 2.3. Датчики у складі системи

У ході реалізації лабораторної системи для моделювання процесу штучного кровообігу було використано доступні технічні засоби, що імітують фізіологічні параметри біологічного середовища. Зокрема, замість медичного датчика витрати крові застосовувався датчик витрати води, який дозволяє відтворити характерні швидкості потоку в умовах лабораторного експерименту. Подібна заміна є доцільною для дослідницьких цілей, оскільки вода має схожу динаміку потоку в трубопроводах і не потребує стерильного середовища.

Крім того, для вимірювання швидкості потоку було використано датчик руху на основі ефекту Доплера, що дозволив оцінити швидкість рідини безконтактним способом. Температурний режим контролювався за допомогою контактного датчика температури, який імітує функцію термомоніторингу в медичних системах.

Таке рішення дозволило ефективно протестувати функціонування вимірювальної системи, перевірити коректність зчитування параметрів та забезпечити модульність конструкції для подальшого вдосконалення.

#### 2.3.1. Датчик витрати води

У процесі реалізації лабораторної системи було використано аналог медичного датчика витрати крові — датчик витрати води типу Electrow, який забезпечує можливість моделювання гідродинамічних характеристик потоку в контурі штучного кровообігу. Конструктивно сенсор має вихідний діаметр трубопроводу  $\frac{1}{2}$  дюйма, а діаметр різьблення —  $\frac{1}{4}$  дюйма, що відповідає 0,635 см (рисунок 2.3).

Датчик формує імпульсний сигнал, частота якого прямо пропорційна швидкості потоку рідини. Отримані імпульси обробляються мікроконтролером, що дозволяє обчислити об'ємну витрату в одиницях літрів за годину або за хвилину.

**Технічні характеристики сенсора:**

Мінімальна робоча напруга: 4.5 В

Робоча напруга: 5 – 24 В

Максимальний струм споживання: 15 мА (при 5 В)

Діапазон вимірювання витрати: 0.3 – 6 л/хв

Максимальна температура рідини: до 120 °С

Робочий температурний діапазон: до 80 °С

Тиск рідини: до 2.0 МПа

Робоча вологість: 35% – 90%

Температура зберігання: –25°С до +80°С

Вологість зберігання: 25% – 95%

**Програмна реалізація:**

Для обробки сигналу від датчика використовується простий алгоритм з використанням мови програмування Arduino С. Принцип дії базується на підрахунку кількості імпульсів за фіксований проміжок часу, що дозволяє визначити витрату:

```
NbTopsFan = 0;           // Обнулення лічильника імпульсів
sei();                  // Увімкнення переривань
delay(1000);           // Очікування 1 секунди
cli();                  // Вимкнення переривань
Calc = (NbTopsFan * 60 / 4.5); // Розрахунок витрати (імпульси * 60 /
коєфіцієнт датчика)
Serial.print("Sensor Elec.: ");
Serial.print(Calc, DEC); // Вивід розрахованого значення
Serial.println(" L/hour"); // Позначення одиниці вимірювання
```

Отримане значення дозволяє оцінити миттєву витрату в літрах на годину. Такий підхід забезпечує зручність інтеграції сенсора у лабораторний макет системи штучного кровообігу.



Рисунок 2.3 - Датчик витрати води

### 2.3.2 Датчик руху

Для вимірювання швидкості руху рідини у лабораторному макеті було використано мікрохвильовий датчик НВ100, який працює на основі ефекту Доплера. Цей сенсор дозволяє визначати швидкість об'єкта або потоку шляхом аналізу зміни частоти відбитого сигналу від рухомих частинок.

Принцип дії полягає у наступному: при фіксованій частоті випромінювання (10,525 ГГц) датчик приймає відбиті сигнали. Якщо об'єкт (у нашому випадку — потік рідини) наближається до джерела, частота відбитого сигналу зростає. Якщо ж об'єкт віддаляється — частота знижується. При відсутності руху випромінювана та приймана частоти залишаються однаковими.

#### **Основні технічні характеристики датчика НВ100:**

Розміри: 37 × 45 × 8 мм

Маса: 8 г

Робоча напруга: 5 В

Споживаний струм: 37–60 мА

Частота випромінювання: 10,525 ГГц

Точність генерації частоти:  $\pm 3$  МГц

Вихідна потужність (EIRP): 13 dBm

Випромінювані гармоніки:  $< -10$  dBm

Імпульсний режим: 2 мА середнього струму, 5 мкс імпульс

Антенна чутливість: 8 dBi

Кут огляду (по горизонталі):  $72^\circ$  (смуга 3 дБ)

Кут огляду (по вертикалі):  $36^\circ$  (смуга 3 дБ)

Чутливість приймача:  $-86$  dBm (від 3 Гц до 80 Гц)

Чутливість у мікрвольтах: 10 мкВ

#### **Програмна реалізація:**

Алгоритм роботи із сенсором NB100 реалізований на мікроконтролері Arduino і базується на вимірюванні тривалості імпульсів, що генеруються внаслідок зміни частоти сигналу. Нижче наведено фрагмент програмного коду (рис 2.4), що виконує зчитування частоти та обчислення швидкості руху:

```

int SetSoundSensor() {
    int data;
    unsigned int koeff = 1.0714; // Коефіцієнт для корекції швидкості
    noInterrupts();             // Вимкнення переривань
    pulseIn(PIN_NUMBER, HIGH); // Попередній імпульс
    unsigned int pulse_length = 0;

    for (x = 0; x < AVERAGE; x++) {
        pulse_length = pulseIn(PIN_NUMBER, HIGH);
        pulse_length += pulseIn(PIN_NUMBER, LOW);
        samples[x] = pulse_length;
    }

    interrupts(); // Увімкнення переривань

    // Перевірка стабільності зразків
    bool samples_ok = true;
    unsigned int nbPulsesTime = samples[0];

    for (x = 1; x < AVERAGE; x++) {
        nbPulsesTime += samples[x];
        if ((samples[x] > samples[0] * 2) || (samples[x] < samples[0] / 2)) {
            samples_ok = false;
        }
    }

    if (samples_ok) {
        Ttime = nbPulsesTime / AVERAGE;
        Freq = 1000000 / Ttime;

        Serial.print("Sensor Doppler: ");
        Serial.print(Freq);
        Serial.print(" Hz : ");
        Serial.print(Freq / doppler_div);
        Serial.println(" km/h");
    } else {
        Serial.println("Збої у вимірюванні");
    }

    data = Freq / doppler_div / koeff; // Обчислення швидкості
    return data;
}

```

Рисунок 2.4 – фрагмент коду що виконує зчитування частоти та обчислення швидкості руху



Рисунок 2.5 - Сенсор руху на ефекті Доплера (HB100)

### 2.3.3. Датчик температури

Для вимірювання температури в лабораторній системі штучного кровообігу було використано цифровий температурний сенсор DS18B20 від компанії Dallas Semiconductor. Цей датчик забезпечує високу точність, простоту підключення та надійність, що робить його популярним вибором у системах моніторингу біомедичних параметрів.

DS18B20 працює за цифровим протоколом 1-Wire, який дозволяє підключати до 127 пристроїв на одну шину, що значно спрощує топологію системи та зменшує кількість необхідних з'єднань. Кожен сенсор має унікальний 64-бітовий ідентифікаційний код, що дає змогу точно ідентифікувати пристрої навіть у багатоточкових вимірюваннях.



Рисунок 2.6 – Датчик температури (DS18B20)

**Основні технічні характеристики DS18B20:**

Температурний діапазон вимірювання:  $-55\text{ }^{\circ}\text{C}$  до  $+125\text{ }^{\circ}\text{C}$

Точність вимірювання:  $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$  (у діапазоні  $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$  до  $+85\text{ }^{\circ}\text{C}$ )

Роздільна здатність: Програмно змінюється: до  $0,0625\text{ }^{\circ}\text{C}$

Напруга живлення:  $3,3\text{ В} - 5\text{ В}$

Інтерфейс передачі даних: 1-Wire

Кількість підключених пристроїв: до 127 на одній лінії

Кількість підключених проводів: 3 (або 2 у режимі паразитного живлення)

Паразитне живлення: доступне, але нестабільне  $>100\text{ }^{\circ}\text{C}$

Вбудована функція Alarm Trigger: наявна

Потреба в калібруванні: не потрібна

**Особливості реалізації:**

Однією з переваг DS18B20 є можливість роботи в паразитному режимі живлення, коли живлення сенсора здійснюється безпосередньо через сигнальну лінію, що дозволяє зменшити кількість проводів до двох. Втім, при температурах

вище 100 °C стабільність у цьому режимі не гарантується, тому для надійної роботи в умовах підвищеної температури рекомендовано використовувати трипровідне підключення.

### **Програмна реалізація на Arduino:**

Для зчитування температури використовуються стандартні бібліотеки OneWire та DallasTemperature. Програмний код максимально простий і дозволяє легко інтегрувати сенсор у систему:

```
// Зчитування температури з датчика DS18B20
ds.requestTemperatures();           // ініціалізація вимірювання
Serial.print("Sensor Temp.: ");
Serial.print(ds.getTempC(sensor0)); // зчитування значення температури
Serial.println(" C");              // вивід у форматі Celsius
```

В результаті програма виводить точне значення температури в градусах Цельсія, яке можна використовувати для моніторингу або регулювання температурного режиму в системі штучного кровообігу.

## **2.4. Обробка та кореляція показань від датчиків**

Коректна інтерпретація даних, отриманих від сенсорів у системі штучного кровообігу, є ключовою умовою для забезпечення надійного контролю параметрів потоку та температури рідини. Для цього необхідно не лише зчитати фізичні значення, але й узгодити їх між собою, забезпечуючи узагальнену картину гідродинамічного процесу.

У запропонованій лабораторній системі використовуються три основні типи датчиків: датчик витрати води (імпульсний), доплерівський датчик швидкості та температурний сенсор DS18B20. Кожен із них має власний механізм генерації сигналу, інтерфейс передачі даних і частоту оновлення значень, що потребує попередньої уніфікації та узгодження.

### **1. Уніфікація одиниць вимірювання**

Для порівняння даних, що надходять з різних сенсорів, усі значення приводяться до єдиної системи одиниць:

Витрата з імпульсного датчика обчислюється в л/год (або л/хв) за формулою на основі частоти імпульсів.

Дані з доплерівського сенсора фіксуються у вигляді частоти сигналу (Гц), яка трансформується у швидкість рідини за допомогою відповідного коефіцієнта масштабування.

Температура вимірюється у градусах Цельсія.

### **2. Узгодження частоти опитування**

Оскільки різні датчики мають відмінну частоту оновлення (наприклад, доплерівський сенсор забезпечує високочастотне вимірювання, а температурний — повільніше), усі дані синхронізуються з інтервалом опитування, встановленим на рівні 1 секунди. Таким чином, у кожному циклі формуються комплексні пакети даних, що містять:

Швидкість потоку за даними датчика витрати;

Швидкість за допомогою ефекту Доплера;

Поточну температуру.

### **3. Обробка та фільтрація даних**

Для підвищення надійності та зменшення похибки застосовуються середньозважені фільтри та відсіювання аномальних значень:

У програмному коді реалізовано порівняння сусідніх вимірів і перевірка на стабільність сигналів.

У разі різкої відмінності (наприклад, значення  $> 2\times$  попереднього) фіксується помилка та відкидається результат.

Усі значення зберігаються у буфері, що дозволяє відстежувати тенденції змін у часі.

#### 4. Кореляція між показниками

Для перевірки адекватності роботи системи та зв'язку між показниками використовується емпіричне порівняння швидкості, виміряної двома різними методами:

При збільшенні частоти обертання насоса спостерігається синхронне зростання показників обох сенсорів.

Похибка між обома каналами в межах 5–10% свідчить про достатню точність і повторюваність вимірів.

Також розглядається залежність температури від інтенсивності потоку, що є критичним фактором при моделюванні гіпотермії або гіпертермії в системі.

#### 2.5. Принципова схема підсилювача УЗ-датчика та елементів системи

Для побудови електричної принципової схеми лабораторної системи вимірювання параметрів штучного кровообігу було використано основні функціональні компоненти, що забезпечують зчитування, обробку та передачу інформації про швидкість і температуру потоку. Зокрема, до складу схеми увійшли:

- датчик руху на основі ефекту Доплера (NB100),
- датчик витрати води,
- цифровий температурний сенсор DS18B20,
- мікроконтролер Arduino Uno, що координує роботу всієї системи (рисунок 2.7).

Кожен із сенсорів підключений до відповідного цифрового або аналогового входу мікроконтролера згідно з технічними характеристиками пристроїв. Для коректної роботи доплерівського датчика передбачено використання підсилювального каскаду, який підвищує рівень сигналу та забезпечує його стабільне зчитування.

Схема охоплює ланцюги живлення, сигнальні лінії, резистори підтягування (у випадку з температурним датчиком) та додаткові елементи фільтрації (за потреби). Усі з'єднання відповідають рекомендаціям виробників сенсорів і електричним стандартам підключення до мікроконтролера.

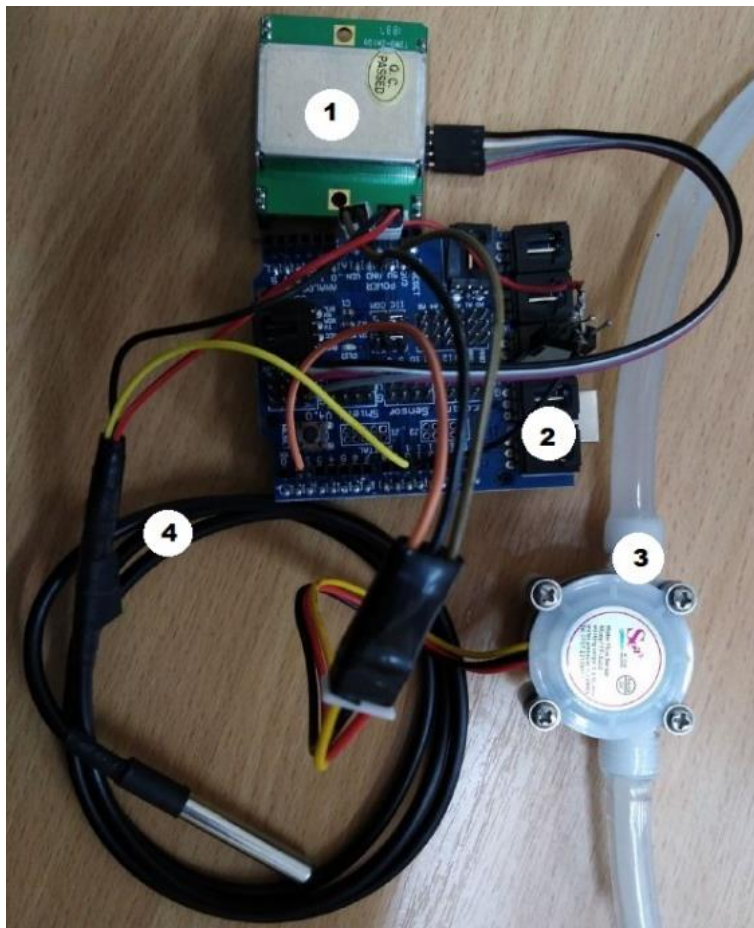


Рисунок 2.7 - Датчики та мікроконтролер: 1. Датчик руху на основі ефекту Доплера (NB100). 2. Мікроконтролер Arduino 3. Датчик витрати води. 4. Датчик температури (DS18B20).

Для забезпечення стабільної та чіткої обробки сигналів, які надходять від доплерівського ультразвукового датчика, було реалізовано підсилювальний каскад на базі двох операційних підсилювачів. Така схема дозволяє не лише посилити слабкий вхідний сигнал, але й відфільтрувати шумові компоненти, що виникають у процесі вимірювання.

На початку сигнал потрапляє до фільтра високих частот (ФВЧ), який пропускає частоти, що перевищують певний поріг (встановлений згідно з робочим діапазоном сенсора NB100), та пригнічує низькочастотні коливання, зумовлені механічними або електромагнітними завадами.

Далі сигнал надходить до каскаду з двох неінвертуючих операційних підсилювачів, які виконують функцію послідовного підсилення з одночасною частотною фільтрацією. Така побудова забезпечує стабільний коефіцієнт підсилення, мінімізацію фазових спотворень та високу лінійність передачі сигналу в робочому діапазоні.

Фінальним етапом є ланцюг інвертуючого фільтра, який виконує селективну фільтрацію та підготовку сигналу до подальшої обробки мікроконтролером. Така конфігурація дозволяє виділити частотні компоненти, що відповідають зміні швидкості потоку рідини, і зменшити амплітуду сторонніх сигналів.

Загалом, реалізована схема забезпечує надійне посилення та очистку сигналу, що надходить з ультразвукового доплерівського сенсора, дозволяючи мікроконтролеру точно і стабільно зчитувати частоту для подальшого обчислення швидкості потоку.

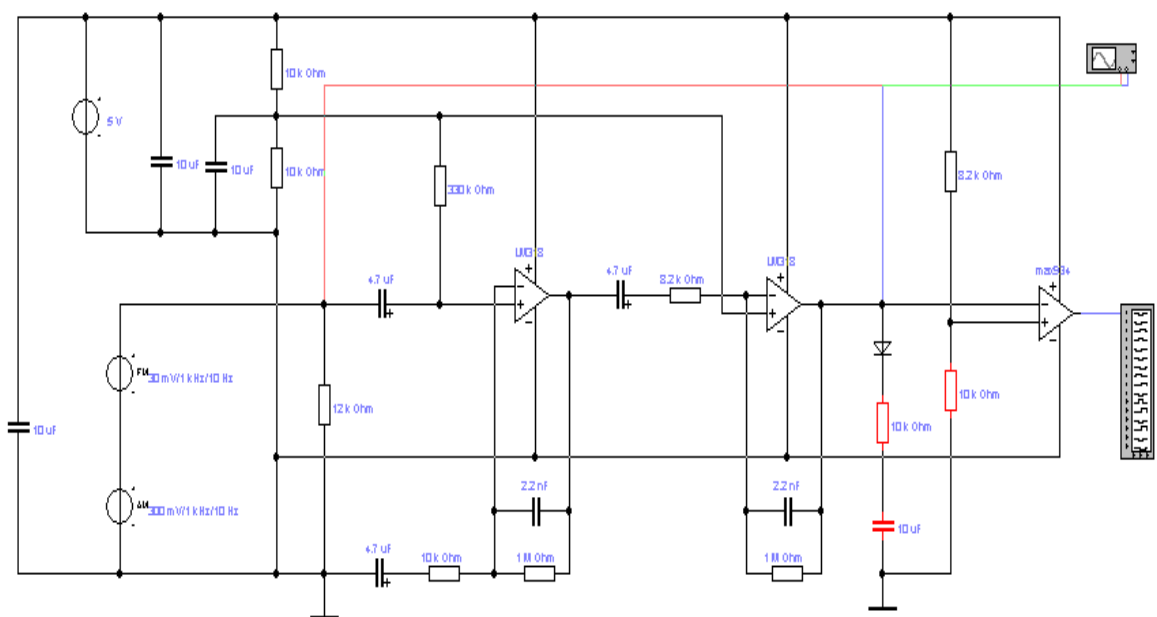


Рисунок 2.8 - Принципова схема підсилювача

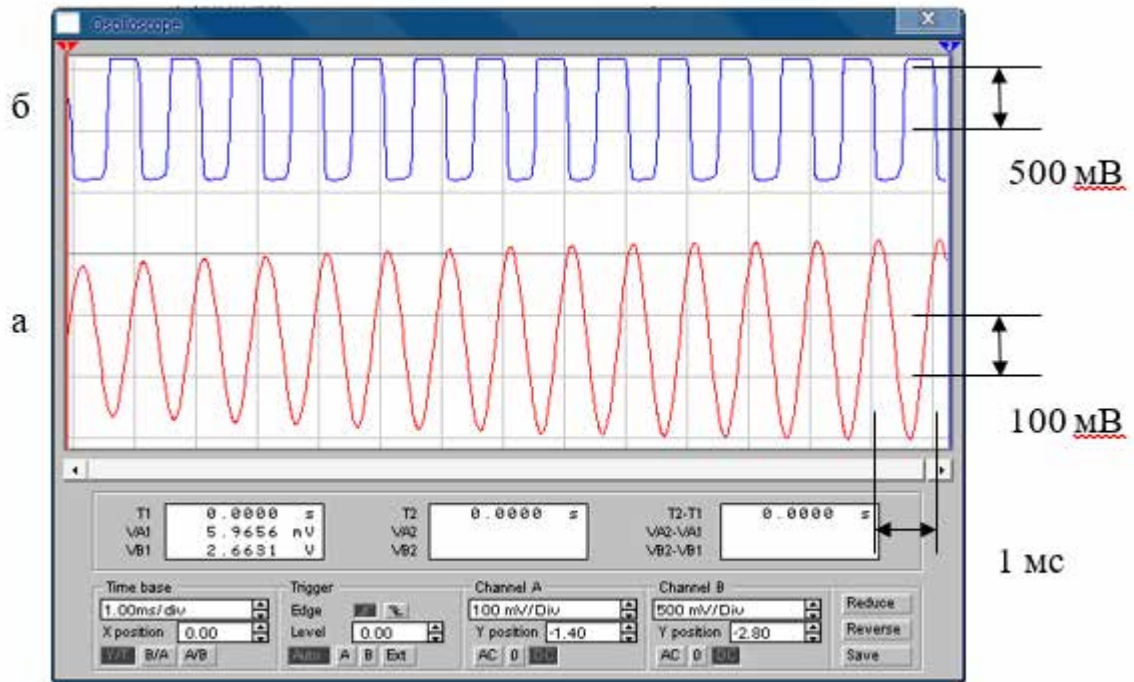


Рисунок 2.9 - Осцилограма сигналу на вході підсилювача: а – на вході для УЗ датчика, б – на виході підсилювача сигналів

З аналізу функціонування принципової схеми підсилювача (рисунок 2.8) випливає, що початковий каскад — попередній підсилювач — забезпечує коефіцієнт підсилення приблизно у 3,3 рази (рисунок 2.9). Такий рівень посилення дозволяє вивести сигнал на рівень, достатній для подальшої цифрової обробки мікроконтролером без втрати інформативності.

Водночас важливо враховувати особливість принципу дії доплерівського ультразвукового сенсора, який полягає в тому, що швидкість потоку рідини прямо пропорційна не амплітуді сигналу, а частоті — тобто кількості імпульсів за одиницю часу. Це означає, що для точного визначення швидкості необхідно реалізувати лічильник імпульсів, який фіксує їх кількість протягом встановленого інтервалу часу (зазвичай 1 секунда або більше).

З урахуванням цього, в системі реалізовано програмну обробку даних, яка виконує: підрахунок кількості імпульсів, що надходять з виходу підсилювального

каскаду; обчислення середньої частоти; розрахунок швидкості потоку за допомогою каліброваного коефіцієнта.

Через необхідність накопичення достатньої кількості імпульсів для статистичної достовірності, сенсор працює з затримкою у 2–3 хвилини, протягом яких здійснюється усереднення значень. Це забезпечує зменшення впливу випадкових шумів, короткочасних вібрацій або зовнішніх завад, що особливо важливо при моделюванні повільних змін кровотоку.

Таким чином, сформована схема підсилення та обробки сигналу забезпечує необхідний рівень надійності та точності при вимірюванні швидкості потоку рідини за допомогою доплерівського ультразвукового сенсора.

Під час розробки системи використовувалась макетна плата, на якій розміщено всі основні компоненти: датчик витрати води, доплерівський УЗ-датчик, температурний сенсор та Arduino Uno (рисунок 2.10).

Схема підключення до мікроконтролера представлена на рисунку 2.11. Вона демонструє, як сенсори з'єднані з цифровими та аналоговими входами Arduino. Підключення виконано за допомогою стандартних проводів Dupont і резистора для 1-Wire сенсора.

Це дозволило швидко реалізувати та протестувати роботу системи вимірювання.

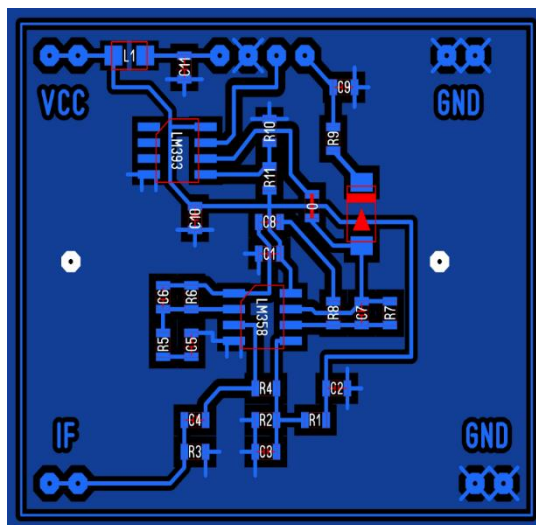


Рисунок 2.10 – Монтажна плата

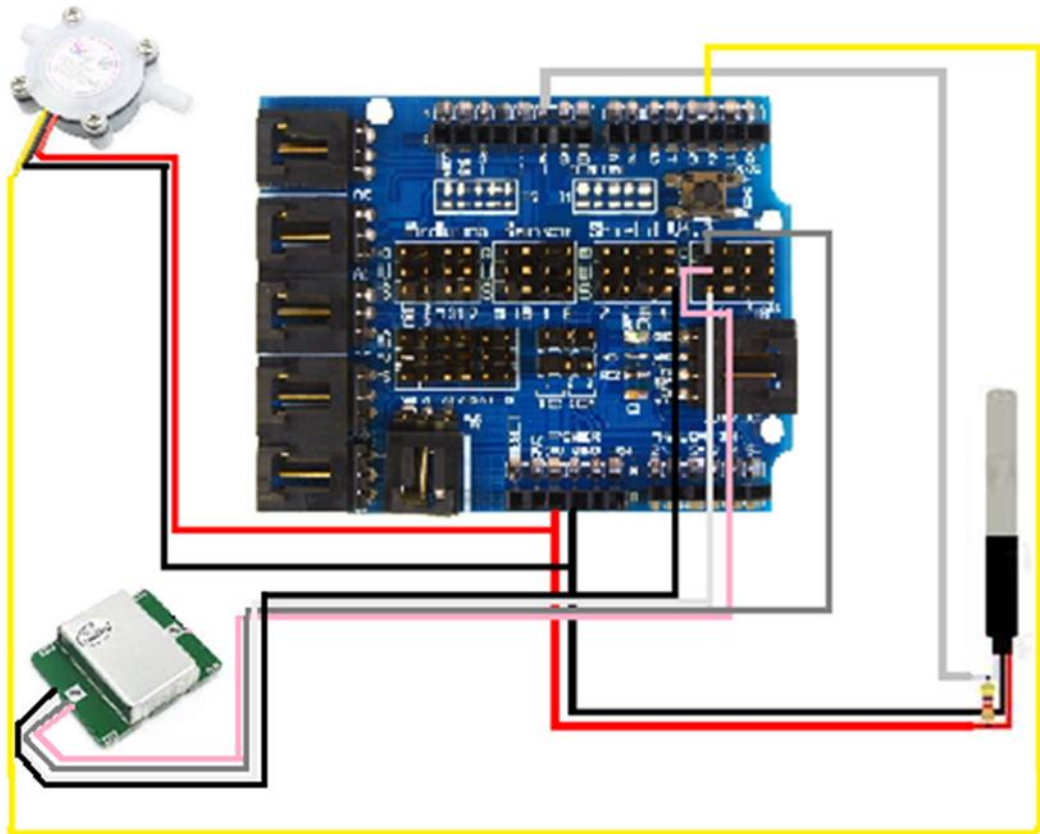


Рисунок 2.11 - Схема підключення до мікроконтролера Arduino

## Висновки до розділу 2

У другому розділі було розглянуто побудову лабораторної системи вимірювання швидкості та температури кровотоку, що моделює роботу апарату штучного кровообігу. Запропонована структура включає функціональні елементи: доплерівський датчик швидкості, датчик витрати рідини, температурний сенсор та мікроконтролер Arduino Uno, які були інтегровані у єдину вимірювальну систему.

Наведено функціональні та принципові схеми, що ілюструють логіку роботи всієї системи. Детально описано характеристики кожного сенсора, алгоритми обробки сигналів та методи фільтрації та кореляції даних. Здійснено підключення елементів на макетній платі, реалізовано програмну обробку вхідних сигналів та підтверджено функціональність усіх компонентів у складі єдиної вимірювальної установки.

Отримані результати засвідчили можливість створення на основі бюджетних елементів дієвої моделі, що дозволяє досліджувати процеси вимірювання параметрів потоку та температури в умовах лабораторного моделювання штучного кровообігу.

## РОЗДІЛ 3

### ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ

#### 3.1. Апаратно-програмні засоби реалізації системи та результати вимірювань

##### Алгоритм роботи:

1. Запускаємо насос штучного кровообігу:

```
setup() {  
  Serial.begin (9600);  
  pinMode (IN1, INPUT);  
}
```

2. Опитування датчика витрати води:

```
data = analogRead(IN1);  
return data;
```

Результат роботи зображений на рис 3.1, він полягає у вимірюванні кількості імпульсів, що генеруються при проходженні рідини через сенсор. Ці імпульси пропорційні швидкості потоку. Отримані сигнали обробляються мікроконтролером, який розраховує об'ємну витрату рідини.

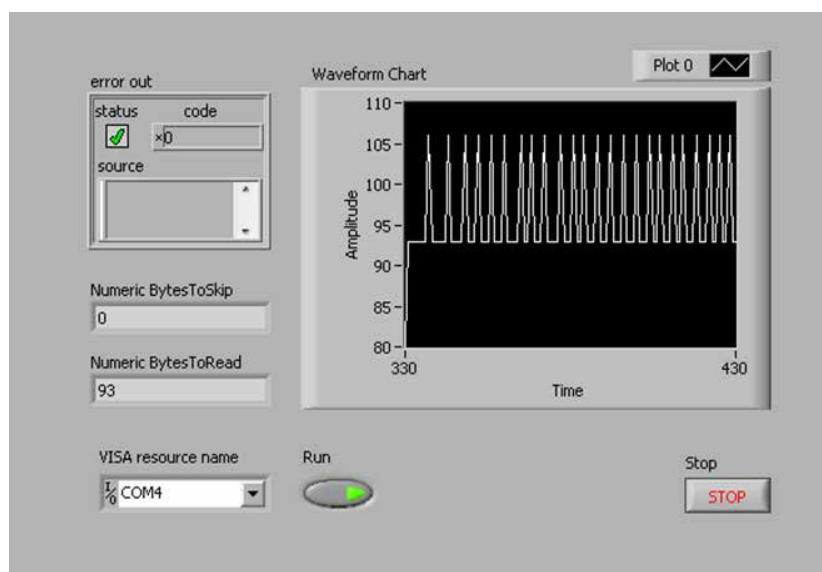


Рисунок 3.1 - Результат роботи датчика витрати води

### 3. Опитування датчика температури:

```
data = ds.getTempC(sensor0);  
return data;
```

Результат роботи зображений на рис 3.2, полягає у визначенні поточного значення температури середовища або рідини, з якою він контактує. Після запиту від мікроконтролера (наприклад, Arduino), датчик передає цифрове значення температури з точністю до 0,5 °C (або до 0,0625 °C при максимальній роздільній здатності).

Отримані дані обробляються та виводяться у зручному для користувача форматі — наприклад, через порт монітора серійного зв'язку на ПК. Завдяки підтримці протоколу 1-Wire, дані можна зчитувати з кількох датчиків одночасно по одній лінії.

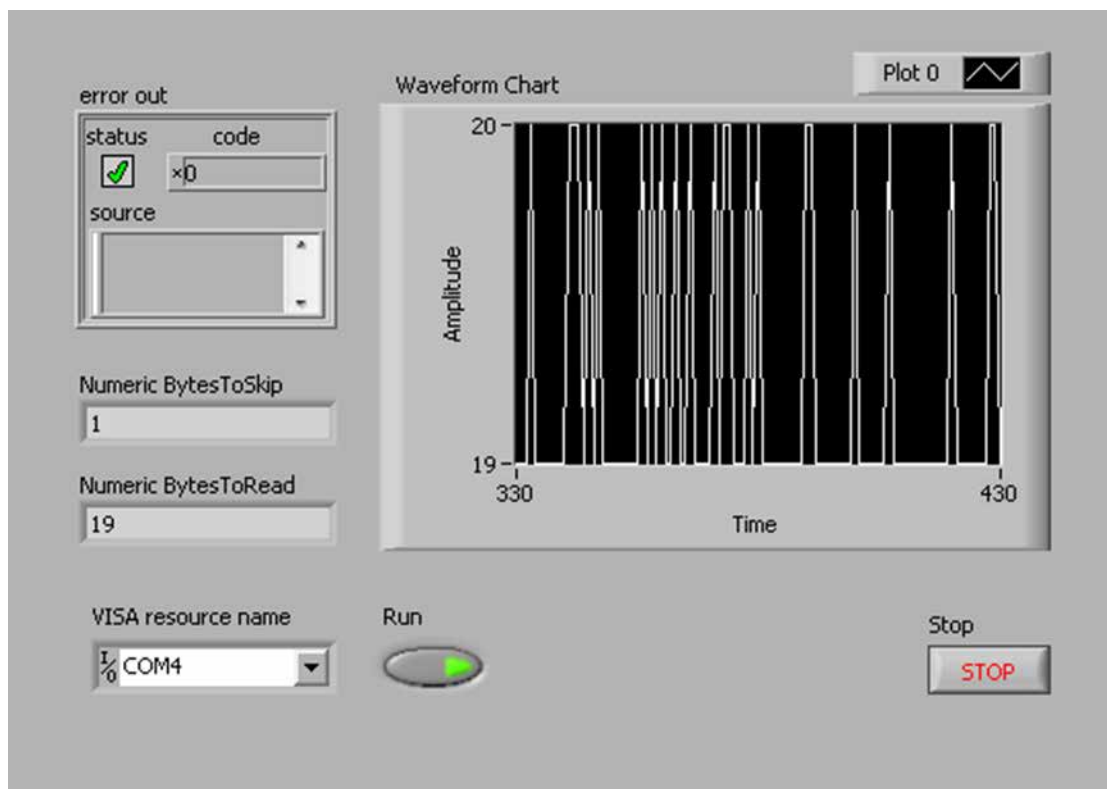


Рисунок 3.2 - Результат роботи датчика температури

#### 4. Опитування датчика руху на ефекті Доплера

```
data = Freq/doppler_div/koeff;
```

```
return data;
```

Результат роботи зображений на рис 3.3, він полягає у виявленні зміни частоти відбитого радіосигналу, що виникає при русі рідини через зону дії сенсора. Ця зміна (зсув частоти) обробляється як серія імпульсів, кількість яких пропорційна швидкості потоку.

Мікроконтролер вимірює тривалість імпульсів та частоту сигналу, на основі чого розраховується швидкість руху в одиницях (наприклад, літри/хв або м/с). Отримані значення виводяться на монітор або обробляються далі для виведення середнього показника.

Цей метод дозволяє безконтактно контролювати зміну швидкості потоку, що особливо важливо для систем, які імітують або аналізують кровотік у медичних умовах.

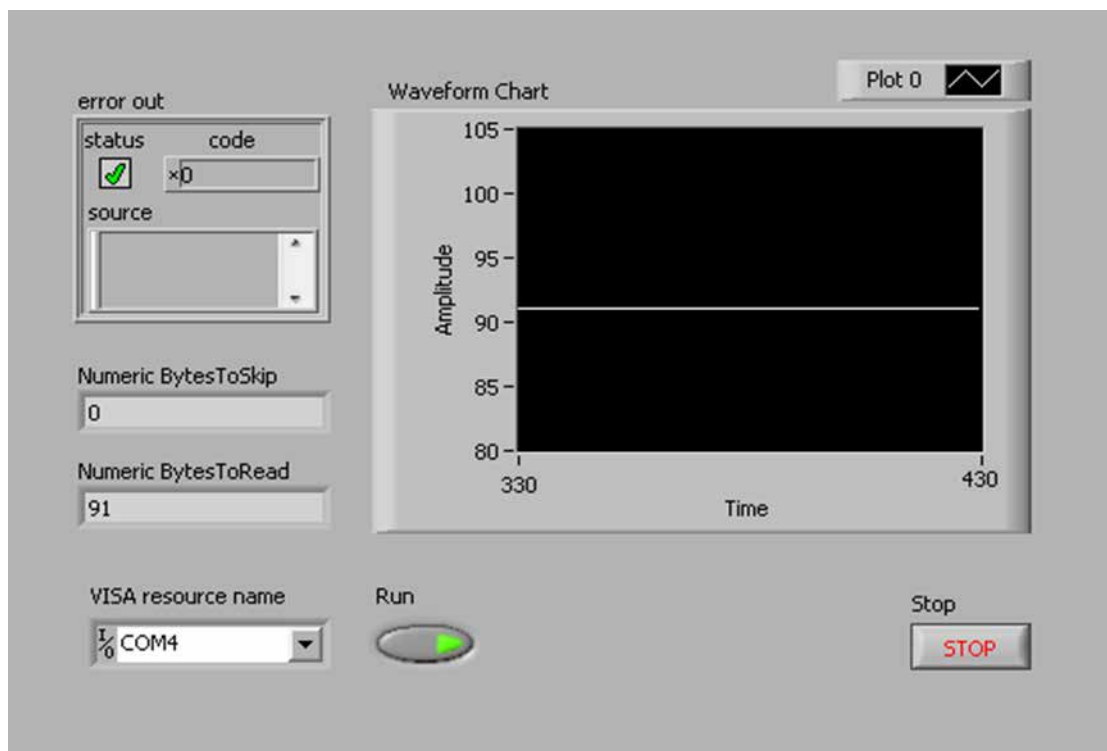


Рисунок 3.3 - Результат роботи датчика руху на основі ефекту Доплера

### 5. Графічне представлення даних в Labview:

- Створення системи контролю параметрів Vж, Vuзі
- Управління датчиками:

HB100 and cdm324

```
#define PIN_NUMBER 4
```

.....

```
pinMode(4, INPUT);
```

Electrow

```
int hallsensor = 2;
```

.....

```
pinMode(hallsensor, INPUT); // Ініціалізує цифровий пін 2 як вхід
```

Serial.begin(9600); //Це його установча функція, де серійний порт ініціалізований.

```
attachInterrupt(0, rpm, RISING); // і переривання прикріплене
```

Dallas temperature

```
OneWire oneWire(10); // вхід датчиків 18b20
```

```
DallasTemperature ds(&oneWire);
```

```
DeviceAddress sensor0;
```

.....

```
ds.begin();
```

```
Serial.print(ds.getDeviceCount(), DEC);
```

```
Serial.println(" Temperature devices.");
```

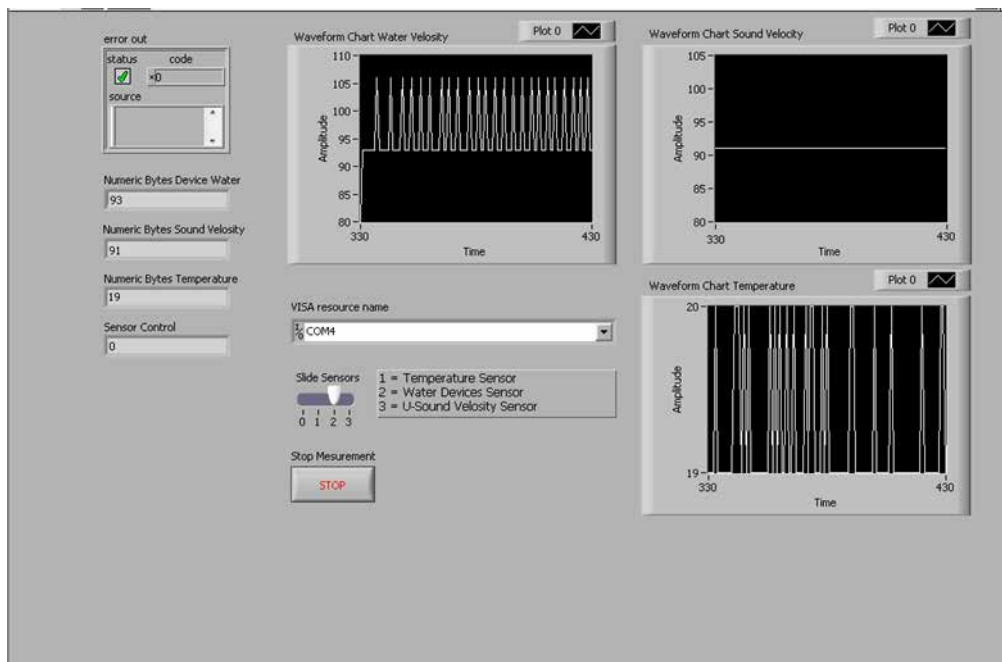


Рисунок 3.4 – Скріншот з програми Labview (системи контролю параметрів)

### Висновки до розділу 3

У третьому розділі було здійснено практичну реалізацію лабораторної системи вимірювання швидкості та температури крові, що імітує роботу апарату штучного кровообігу.

#### В процесі роботи:

- було обрано та протестовано апаратно-програмні засоби, зокрема: мікроконтролер Arduino, датчик температури (DS18B20), датчик витрати рідини (Electrow), доплерівський датчик руху (NB100), насос штучного кровообігу;
- створено електричну та функціональну схему підключення всіх компонентів;
- реалізовано програмне забезпечення, що забезпечує зчитування, обробку та вивід даних з усіх сенсорів;
- перевірено точність вимірювань, а також проведено підрахунок кількості імпульсів для обчислення витрати рідини та швидкості руху;
- протестовано взаємодію між датчиками, їхню коректність роботи в реальному часі та наявність кореляції між показниками.

Результатом стала працездатна лабораторна модель, здатна наочно демонструвати принципи роботи вимірювальної системи, що може бути застосована у навчальних цілях або в подальших наукових дослідженнях.

## РОЗДІЛ 4

### ОХОРОНА ПРАЦІ

#### **Вступ**

У сучасних умовах розробки та експлуатації медичних електронних систем надзвичайно важливо приділяти належну увагу питанням охорони праці, особливо у контексті лабораторних досліджень, тестування апаратури та роботи з електронними компонентами.

Метою цього розділу є аналіз умов праці при створенні та використанні лабораторної системи вимірювання швидкості та температури потоку, моделювання параметрів штучного кровообігу, а також розробка заходів безпеки, спрямованих на захист виконавця від потенційно небезпечних факторів виробничого середовища.

У розділі розглядаються основні шкідливі та небезпечні фактори, які можуть мати місце під час роботи з мікроконтролерами, електроживленням, вимірювальними приладами, а також під час моделювання фізіологічних процесів. Наводяться заходи технічного і організаційного характеру щодо попередження уражень електричним струмом, перегріву обладнання, ризиків витоку рідин та забезпечення пожежної безпеки в лабораторному приміщенні.

Також аналізуються вимоги до мікроклімату, освітлення, ергономіки робочого місця та використання засобів індивідуального захисту. Окрему увагу приділено нормативно-правовій базі охорони праці в Україні.

Таким чином, цей розділ є важливим елементом у структурі дипломної роботи, оскільки дозволяє не лише створити безпечні умови праці, але й сформуванати усвідомлене ставлення до питань безпеки під час розробки медичної техніки.

#### 4.1. Аналіз небезпечних і шкідливих факторів

Під час виконання лабораторних робіт зі створення та налагодження системи вимірювання швидкості та температури кровопотоку виникає ряд потенційно небезпечних і шкідливих факторів, які можуть впливати на здоров'я виконавця або працездатність обладнання.

До основних небезпечних факторів належать:

Електричний струм — наявність джерел живлення (5–12 В постійного струму) створює ризик короткого замикання, перегріву елементів, ураження електричним струмом при порушенні ізоляції чи неправильному монтажі.

Нагрів електронних компонентів — мікроконтролери, стабілізатори напруги та деякі сенсори під час тривалої роботи можуть перегріватися, що загрожує опіками або займанням.

Утворення іскор або диму — у разі помилкового підключення або несправності елементів (наприклад, конденсаторів) можливе загоряння або вибух компонентів.

До шкідливих факторів, які діють у лабораторному середовищі, належать:

Напруження зору при роботі з дисплеями, екранами комп'ютера, схемами малого формату;

Електромагнітне випромінювання від генераторів високої частоти (наприклад, доплерівського сенсора НВ100) — хоча рівні випромінювання не перевищують допустимих норм, при тривалому впливі можливі головні болі та підвищена стомлюваність;

Підвищена концентрація пилу або вологи, що може спричинити коротке замикання на макетній платі чи погіршити контакт у з'єднаннях;

Тривала статична поза при роботі за комп'ютером — може викликати втому, болі у спині та зниження концентрації уваги.

Також можливе розтікання рідини при випробуваннях (у разі протікання трубок або резервуара), що може становити небезпеку для електроніки та потребує дотримання гідроізоляції.

Для мінімізації впливу вищезазначених факторів необхідно вжити організаційних та технічних заходів безпеки, які розглядатимуться в наступних підрозділах.

#### **4.2. Вимоги до мікроклімату та освітлення**

Забезпечення оптимального мікроклімату та освітлення в лабораторному приміщенні, де здійснюється налагодження та тестування системи вимірювання параметрів штучного кровообігу, є обов'язковою умовою безпечної та ефективної роботи.

##### **Мікроклімат**

Мікрокліматичні параметри повинні відповідати вимогам Державних санітарних норм і правил (ДСНіП 3.3.6.042-99) для приміщень з розумовою працею легкої категорії:

Температура повітря — від +20 до +24 °С;

Відносна вологість — 40–60%;

Швидкість руху повітря — до 0,1 м/с у холодний період і до 0,2 м/с у теплий.

Порушення цих параметрів може призводити до зниження працездатності, погіршення концентрації уваги, підвищеної втомлюваності та ризику виникнення технічних несправностей обладнання.

##### **Освітлення**

Згідно з нормами ДБН В.2.5-28:2018 «Природне і штучне освітлення», для роботи з комп'ютером, електронними схемами та вимірювальними приладами в лабораторії необхідне комбіноване освітлення, що включає природне та штучне світло.

**Рекомендовані значення освітленості:**

Загальне освітлення робочої поверхні — не менше 300 лк;

Локальне (настільна лампа) — 500–750 лк, із захистом від прямих відблисків.

Для уникнення зорового перенапруження необхідно застосовувати лампи з колірною температурою 4000–5000 К (нейтрально-біле світло) та коефіцієнтом пульсацій не більше 5%.

Світлові потоки повинні бути розташовані таким чином, щоб уникати тіней, відблисків та прямих променів у полі зору виконавця.

**4.3. Електробезпека та захист від ураження струмом**

Робота з мікроконтролерними системами, блоками живлення, датчиками та іншими елементами лабораторної системи вимірювання швидкості та температури кровопотоку супроводжується потенційною небезпекою ураження електричним струмом. Забезпечення електробезпеки є ключовим аспектом охорони праці при розробці та експлуатації подібних систем.

**Класифікація напруги**

У даній лабораторній системі переважно використовується низька напруга постійного струму (5–12 В), яка не становить безпосередньої загрози життю людини. Проте: коротке замикання може призвести до займання, високий струм живлення (через помилкове підключення) — до перегріву елементів.

**Основні джерела небезпеки**

Несправні або неізольовані дроти та роз'єми;

Відсутність заземлення при роботі з мережевими джерелами живлення;

Неправильне підключення живлення до компонентів;

Робота з рідинами поблизу електроніки.

**Засоби захисту**

Для запобігання ураженню електричним струмом слід дотримуватись таких заходів безпеки:

Використовувати джерела живлення з подвійною ізоляцією або блоки живлення низької напруги з захистом по струму та напрузі;

Забезпечити заземлення всіх приладів, які живляться від змінного струму 220 В;

Не допускати попадання води чи інших рідин на схеми або в розетки;

Використовувати інструменти з ізольованими ручками при монтажі або налагодженні;

Встановлювати плавкі запобіжники або автоматичні вимикачі на вході до схеми;

Уникати одночасного доторку до елементів різних потенціалів (наприклад, до +5 В та «землі»).

#### **Додаткові рекомендації**

Під час роботи завжди перевіряти справність ізоляції проводів;

Перед вмиканням живлення — перевірити правильність схеми підключення;

При виникненні запаху гару, диму чи перегріву — негайно вимкнути живлення;

Заборонено проводити монтажні роботи в схемі, яка знаходиться під напругою.

#### **4.4. Пожежна безпека**

У процесі проведення лабораторних досліджень з використанням електронних компонентів та елементів живлення існує ризик виникнення пожежонебезпечних ситуацій. Основними джерелами пожежної небезпеки є перегрів електронних схем, короткі замикання, використання нестабільних

джерел живлення та наявність легкозаймистих матеріалів поблизу електрообладнання.

**Потенційні причини загоряння:**

Коротке замикання у схемі;

Порушення полярності підключення;

Тривале перевищення допустимого струму через елементи;

Несправності у блоках живлення або кабелях;

Попадання води або рідин на електроніку;

Іскріння при з'єднанні контактів під напругою.

**Протипожежні вимоги:**

Усі пристрої повинні бути розміщені на негорючій поверхні (метал, кераміка, скло);

Не допускається використання пошкоджених або саморобних блоків живлення без попередньої перевірки;

Усі з'єднання мають бути надійно ізольовані;

Заборонено залишати увімкнену апаратуру без нагляду;

Приміщення має бути оснащено вогнегасником (наприклад, вуглекислотним або порошковим);

Неподалік повинна бути система швидкого відключення живлення (рубильник або автомат);

З метою локалізації пожежі потрібно уникати скупчення горючих матеріалів (паперу, тканини) біля робочого місця.

**Дії у разі пожежі:**

Негайно знеструмити систему;

Використати вогнегасник для локалізації займання;

Повідомити керівництво або рятувальну службу;

У разі поширення вогню — евакуюватися з приміщення.

Дотримання вищевказаних вимог забезпечує мінімізацію ризику виникнення пожежі та гарантує безпеку працівників та обладнання.

#### **4.5 Ергономіка робочого місця**

Раціональна організація робочого місця під час виконання лабораторних робіт із системою вимірювання параметрів штучного кровообігу є важливою складовою охорони праці. Правильне розміщення обладнання, зручність користування приладами та комфорт працівника впливають як на продуктивність роботи, так і на зниження ризику виникнення професійних захворювань.

##### **Основні принципи ергономіки:**

Робоча поверхня має бути розташована на висоті 70–80 см від підлоги — відповідно до середніх антропометричних даних;

Сидіння має регулюватися за висотою та забезпечувати підтримку попереку;

Монітор комп'ютера розташовується на відстані 50–70 см від очей, верхній край екрана — на рівні очей або трохи нижче;

Клавіатура і миша розміщуються на одному рівні, руки при роботі повинні бути зігнуті приблизно під кутом 90°;

Освітлення робочого місця повинно бути достатнім, але не надмірним, без прямих блисків на екрані або робочій поверхні.

##### **Вимоги до організації простору:**

Усі електронні компоненти, інструменти, макетні плати та кабелі повинні бути чітко впорядковані;

На столі не повинно бути зайвих предметів, що можуть заважати роботі або спричинити випадкове коротке замикання;

Для зручності підключення рекомендується використовувати маркування дротів і портів;

Всі блоки живлення повинні розміщуватись на безпечній відстані від рук і рідин;

Поверхня робочого столу має бути антистатичною або покритою антистатичним килимком.

### **Профілактика втоми:**

Рекомендується робити перерви кожні 60 хвилин роботи за комп'ютером чи макетом;

Під час перерв бажано змінювати положення тіла, виконувати вправи для очей, шиї та спини;

Уникайте тривалої фіксації погляду на маленькі елементи схеми — це знижує концентрацію та викликає перенапруження зору.

Забезпечення ергономіки на робочому місці не лише підвищує ефективність виконання завдань, але й значно зменшує ризик травмування, втоми та помилок під час проведення лабораторних робіт.

### **Висновки до розділу 4**

У цьому розділі було проаналізовано основні аспекти охорони праці, пов'язані з розробкою та експлуатацією лабораторної системи вимірювання параметрів штучного кровообігу.

Зокрема:

Проведено аналіз шкідливих і небезпечних факторів, що можуть виникнути під час роботи з електронними схемами, сенсорами та насосами;

Визначено вимоги до мікроклімату та освітлення робочого приміщення, які забезпечують комфортні та безпечні умови праці;

Описано заходи щодо електробезпеки, включно з попередженням коротких замикань, захистом від ураження струмом та ізоляцією компонентів;

Розглянуто принципи пожежної безпеки, включно з розміщенням обладнання, наявністю вогнегасників та алгоритмом дій у разі виникнення займання;

Наведено основні положення з ергономіки робочого місця, що сприяють зниженню втоми, підвищенню точності та ефективності праці.

Таким чином, дотримання норм охорони праці на всіх етапах розробки системи дозволяє знизити ризики для здоров'я та життя виконавця, запобігти аварійним ситуаціям і підвищити загальну надійність та ефективність роботи з технікою.

## ВИСНОВОК

У межах даної бакалаврської роботи було розроблено та реалізовано лабораторну систему вимірювання швидкості та температури крові, яка може бути використана в контексті моделювання процесів штучного кровообігу.

Під час виконання теоретичної частини досліджено:

- принцип роботи апарату штучного кровообігу;
- основні методи вимірювання швидкості кровотоку та температури;
- порівняльні характеристики сенсорів, які застосовуються в медичній практиці;
- особливості ультразвукового та доплерівського методів вимірювання.

У практичній частині було розроблено структурну й функціональну схеми лабораторної системи, що включає:

- датчик витрати рідини,
- датчик температури,
- датчик руху на основі ефекту Доплера,
- мікроконтролер Arduino Uno,
- програмне забезпечення для збору та обробки сигналів.

Було побудовано прототип із можливістю вимірювання параметрів у реальному часі, а також проведено кореляцію між показниками різних сенсорів. Здійснено програмну реалізацію підрахунку імпульсів, формування середніх значень, а також вивід результатів на моніторинг-систему ПК.

Окрему увагу приділено питанням охорони праці, включаючи електробезпеку, пожежну безпеку, ергономіку робочого місця, дотримання санітарно-гігієнічних норм та вимог до мікроклімату.

Отримані результати свідчать про те, що створена система може бути ефективно використана як навчальний або дослідницький інструмент для демонстрації принципів роботи апаратів штучного кровообігу та контролю їх

ключових параметрів. Перспективи подальшої роботи можуть включати вдосконалення точності вимірювань, інтеграцію з системами обробки даних і впровадження алгоритмів інтелектуального аналізу.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Грицай О. І. Біомедична техніка та технології: навч. посібник. — К.: НТУУ «КПІ», 2016. — 312 с.
2. Попов А. В. Основи біомедичної інженерії. — Харків: НФаУ, 2017. — 248 с.
3. Чечеткін В. І., Колесник С. А. Медична апаратура: навч. посібник. — К.: Центр учбової літератури, 2018. — 276 с.
4. Радченко К. О., Журавльов П. І. Біомедичні вимірювання. — К.: НУХТ, 2020. — 186 с.
5. ДСТУ EN ISO 13485:2018 Медичні вироби. Системи управління якістю.
6. ДСТУ 3822-98 Системи автоматизації технологічних процесів. Терміни та визначення.
7. ДСТУ EN 60601-1:2017 Медичні електричні системи. Загальні вимоги безпеки.
8. Guyton A. C., Hall J. E. Textbook of Medical Physiology. — Elsevier, 2016. — 1152 p.
9. Khandpur R. S. Handbook of Biomedical Instrumentation. — McGraw-Hill Education, 2014. — 960 p.
10. Webster J. G. Medical Instrumentation: Application and Design. — Wiley, 2010. — 736 p.
11. Arduino.cc. Офіційна документація по Arduino Uno [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <https://www.arduino.cc>
12. Dallas Semiconductor. DS18B20 Digital Thermometer Data Sheet [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <https://www.maximintegrated.com>
13. Electrow. Датчики потоку води: технічна документація [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <https://electrow.com.ua>
14. Microwave Solutions Ltd. HB100 Doppler Sensor Module Data Sheet [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <https://microwave-solutions.com>

15. Medtronic. Heart-Lung Machine Systems [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <https://www.medtronic.com>
16. Sorin Group. S5 Heart-Lung Machine Operator's Manual. — 2018.
17. Шумський А. І. Методи вимірювання витрати рідини. — К.: НУХТ, 2021. — 198 с.
18. Сергієнко О. І. Основи мікропроцесорної техніки в біомедичних системах. — Львів: Вид-во ЛНУ, 2020. — 174 с.
19. National Instruments. LabVIEW and Biomedical Signal Acquisition [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <https://www.ni.com>
20. Кравчук І. Ю. Безпека життєдіяльності в лабораторіях: навчальний посібник. — К.: 2022. — 144 с.